



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106963415 A

(43)申请公布日 2017.07.21

(21)申请号 201610883276.8

(22)申请日 2016.10.10

(30)优先权数据

14/878462 2015.10.08 US

(71)申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72)发明人 S.埃吉尔 G.U.豪根

M.帕斯特纳克

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 郑浩 姜甜

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

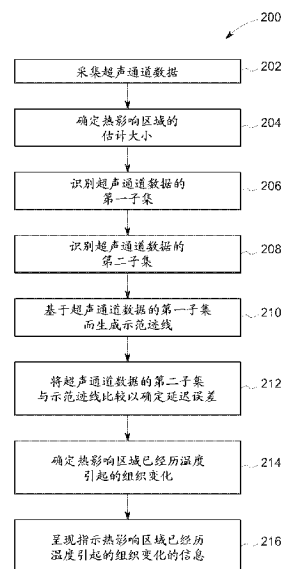
权利要求书1页 说明书11页 附图4页

(54)发明名称

供热影响区域使用的超声系统和方法

(57)摘要

超声成像的方法和系统包含采集用于感兴趣区域的超声通道数据,确定热影响区域的估计大小,识别超声通道数据的第一子集以及识别超声通道数据的第二子集。方法和系统包含基于超声通道数据的第一子集来生成示范迹线,并且将超声通道数据的第二子集与示范迹线比较以便为超声通道数据的第二子集确定延迟误差。方法和系统包含基于延迟误差和热影响区域的估计大小来确定热影响区域已经历温度引起的组织变化,并且呈现指示热影响区域已经历温度引起的组织变化的信息。



1. 一种超声成像的方法,包括:  
采集用于感兴趣区域的超声通道数据;  
响应于在所述感兴趣区域内热源的应用而确定热影响区域的估计大小;  
识别所述超声通道数据的第一子集;  
识别与所述第一子集不同的所述超声通道数据的第二子集;  
基于所述超声通道数据的所述第一子集来生成示范迹线;  
将所述超声通道数据的所述第二子集与所述示范迹线比较以便为超声通道数据的所述第二子集确定延迟误差;  
基于所述延迟误差和所述热影响区域的所述估计大小来确定所述热影响区域已经历温度引起的组织变化;以及  
在确定所述热影响区域已经历所述温度引起的组织变化后,呈现指示所述热影响区域已经历所述温度引起的组织变化的信息。
2. 如权利要求1所述的方法,其中确定所述热影响区域已经历所述温度引起的组织变化包括确定所述热影响区域的估计温度。
3. 如权利要求1所述的方法,其中呈现所述信息包括呈现所述估计温度。
4. 如权利要求3所述的方法,其中呈现所述估计温度包括在B-模式超声图像上显示颜色叠加,其中所述颜色叠加包含表示所述估计温度的颜色。
5. 如权利要求3所述的方法,还包括确定所述估计温度超过阈值,并且其中呈现所述估计温度包括提供所述估计温度超过所述阈值的警告。
6. 如权利要求1所述的方法,还包括使用指示所述热影响区域已经历所述温度引起的组织变化的所述信息来监测消融程序的进展。
7. 如权利要求1所述的方法,还包括基于所述延迟误差和所述热影响区域的所述估计大小来计算所述热影响区域的位置。
8. 如权利要求1所述的方法,其中确定所述热影响区域的所述估计大小包括实现启发式方法。
9. 如权利要求8所述的方法,其中实现所述启发式方法包括响应于所述热源在已知时间量内的应用而访问查找表以确定所述热影响区域的所述估计大小。
10. 如权利要求1所述的方法,其中确定所述热影响区域的所述估计大小包括实现生物热方程。

## 供热影响区域使用的超声系统和方法

### 技术领域

[0001] 本公开一般涉及超声成像系统和方法。

### 背景技术

[0002] 热消融在临床上用于癌症治疗和用于诸如心律失常的心脏无规律的治疗。热消融用来在癌症治疗期间杀死癌细胞并且形成隔离疤痕以便中断异常电通路以治疗心律失常。准确和精确的温度控制在热消融程序期间是重要的。重要的是将组织提升到足够高温度以便形成不可逆的组织损伤,例如这将会被要求杀死癌细胞或形成隔离疤痕。在热消融程序期间未生成足够高的温度可导致不完整的消融,从而可能留下能活的癌细胞或者不完整的电隔离。留下能活的癌细胞或导致不完整电隔离的程序是不符合需要的,并且可要求一次或多次的附加后续程序以便实现所预期的临床结果。

[0003] 通过热消融实现太高的温度也可导致负面效应。例如,太高温度的可导致对附近器官的间接损伤。太高温度的可造成短期和长期问题。例如,消融可导致太多组织被毁坏。这可损伤附近器官和/或具有灾难性后果,例如大出血。

[0004] 出于这些和其它原因,预期用于估计组织的温度和/或确定热影响区域的位置的改进的超声成像系统和方法。

### 发明内容

[0005] 本文中解决了上述缺点、缺陷和问题,这将通过阅读和理解下面的说明书而理解。

[0006] 在实施例中,超声成像的方法包含采集用于感兴趣区域的超声通道数据,响应于在感兴趣区域内热源的应用而确定热影响区域的估计大小,识别超声通道数据的第一子集以及识别与第一子集不同的超声通道数据的第二子集。方法包含基于超声通道数据的第一子集来生成示范迹线(pilot trace),并且将超声通道数据的第二子集与示范迹线比较以便为超声通道数据的第二子集确定延迟误差。方法包含基于延迟误差和热影响区域的估计大小来确定热影响区域已经历温度引起的组织变化。方法包含在确定热影响区域已经历温度引起的组织变化后,呈现指示热影响区域已经历温度引起的组织变化的信息。

[0007] 在实施例中,超声成像系统包含探头、显示装置和与探头和显示装置电子通信的处理器。处理器配置成控制探头以采集用于感兴趣区域的超声通道数据,响应于在感兴趣区域内热源的应用而确定热影响区域的估计大小,识别超声通道数据的第一子集,识别与第一子集不同的超声通道数据的第二子集以及基于超声通道数据的第一子集来生成示范迹线。处理器配置成将超声通道数据的第二子集与示范迹线比较以便为超声通道数据的第二子集确定延迟误差。处理器配置成基于延迟误差和热影响区域的估计大小来确定热影响区域已经历温度引起的组织变化。处理器配置成呈现指示热影响区域已经历温度引起的组织变化的信息。

[0008] 从附图及其详细描述,将使本发明的各种其它特征、目的和优点对于本领域的技术人员是显然的。

[0009] 本发明提供一组技术方案,如下:

1. 一种超声成像的方法,包括:

采集用于感兴趣区域的超声通道数据;

响应于在所述感兴趣区域内热源的应用而确定热影响区域的估计大小;

识别所述超声通道数据的第一子集;

识别与所述第一子集不同的所述超声通道数据的第二子集;

基于所述超声通道数据的所述第一子集来生成示范迹线;

将所述超声通道数据的所述第二子集与所述示范迹线比较以便为超声通道数据的所述第二子集确定延迟误差;

基于所述延迟误差和所述热影响区域的所述估计大小来确定所述热影响区域已经历温度引起的组织变化;以及

在确定所述热影响区域已经历所述温度引起的组织变化后,呈现指示所述热影响区域已经历所述温度引起的组织变化的信息。

[0010] 2. 如技术方案1所述的方法,其中确定所述热影响区域已经历所述温度引起的组织变化包括确定所述热影响区域的估计温度。

[0011] 3. 如技术方案1所述的方法,其中呈现所述信息包括呈现所述估计温度。

[0012] 4. 如技术方案3所述的方法,其中呈现所述估计温度包括在B-模式超声图像上显示颜色叠加,其中所述颜色叠加包含表示所述估计温度的颜色。

[0013] 5. 如技术方案3所述的方法,还包括确定所述估计温度超过阈值,并且其中呈现所述估计温度包括提供所述估计温度超过所述阈值的警告。

[0014] 6. 如技术方案1所述的方法,还包括使用指示所述热影响区域已经历所述温度引起的组织变化的所述信息来监测消融程序的进展。

[0015] 7. 如技术方案1所述的方法,还包括基于所述延迟误差和所述热影响区域的所述估计大小来计算所述热影响区域的位置。

[0016] 8. 如技术方案1所述的方法,其中确定所述热影响区域的所述估计大小包括实现启发式方法。

[0017] 9. 如技术方案8所述的方法,其中实现所述启发式方法包括响应于所述热源在已知时间量内的应用而访问查找表以确定所述热影响区域的所述估计大小。

[0018] 10. 如技术方案1所述的方法,其中确定所述热影响区域的所述估计大小包括实现生物热方程。

[0019] 11. 如技术方案10所述的方法,其中所述生物热方程包括Pennes生物热方程。

[0020] 12. 一种超声成像系统,包括:

探头;

显示装置;以及

与所述探头和所述显示装置电子通信的处理器,其中所述处理器配置成:

控制所述探头以采集用于感兴趣区域的超声通道数据;

响应于所述感兴趣区域内热源的应用而确定热影响区域的估计大小;

识别所述超声通道数据的第一子集;

识别与所述第一子集不同的所述超声通道数据的第二子集;

基于所述超声通道数据的所述第一子集来生成示范迹线；

将所述超声通道数据的所述第二子集与所述示范迹线比较以便为所述超声通道数据的所述第二子集确定延迟误差；

基于所述延迟误差和所述热影响区域的所述估计大小来确定所述热影响区域已经历温度引起的组织变化；以及

呈现指示所述热影响区域已经历所述温度引起的组织变化的信息。

[0021] 13. 如技术方案12所述的超声成像系统,其中所述处理器配置成通过计算所述热影响区域的估计温度来确定所述热影响区域已经历永久的温度引起的组织变化。

[0022] 14. 如技术方案12所述的超声成像系统,其中所述处理器配置成通过在所述显示装置上显示所述估计温度来呈现所述信息。

[0023] 15. 如技术方案14所述的超声成像系统,其中所述处理器配置成通过在所述显示装置上在B-模式图像上显示颜色叠加来呈现所述估计温度,其中所述颜色叠加包含表示所述估计温度的颜色。

[0024] 16. 如技术方案12所述的超声成像系统,其中所述处理器配置成通过实现启发式方法来确定所述热影响区域的所述估计大小。

[0025] 17. 如技术方案12所述的超声成像系统,其中所述处理器配置成通过实现生物热方程来确定所述热影响区域的所述估计大小。

[0026] 18. 如技术方案12所述的超声成像系统,其中所述处理器配置成接收来自消融系统的指示消融程序的持续时间和瓦数的信息,并且其中所述处理器配置成使用所述消融程序的所述持续时间和所述瓦数来确定所述热影响区域的所述估计大小。

[0027] 19. 如技术方案12所述的超声成像系统,其中所述处理器成基于所述延迟误差和所述热影响区域的所述估计大小来计算所述热影响区域的位置。

[0028] 20. 如技术方案19所述的超声成像系统,其中所述处理器配置成在所述显示装置上呈现指示所述热影响区域的所述位置的信息。

## 附图说明

[0029] 图1是根据实施例的超声成像系统的示意图；

图2是根据实施例的方法的流程图；

图3是根据实施例的换能器阵列和热影响区域的示意图；

图4是根据实施例的热影响区域的示意图；以及

图5是根据示范实施例的显示屏幕的示意表示。

## 具体实施方式

[0030] 在下面的详细描述中,参照形成本一部分的附图,并且在其中通过图示示出了可实践的特定实施例。这些实施例以充分的细节描述,以便使本领域的技术人员能够实践实施例,并且要理解,在不脱离实施例的范围的情况下,可利用其它实施例,并且可进行逻辑、机械、电气和其它变化。因此,下面详细描述不可视为限制本发明的范围。

[0031] 图1是根据实施例的超声成像系统100的示意图。超声成像系统100包含驱动探头106内的元件104发射脉动超声信号的传送波束形成器101和传送器102。探头106可以是任

何类型的探头,包含根据各种实施例的线性探头、弯曲阵列探头、1.25D阵列探头、1.5D阵列探头、1.75D阵列探头或2D阵列探头。探头106可用来采集2D、3D或4D超声数据。对于3D和4D实施例,每个采集的容积可包含多个2D图像或切片。还参照图1,脉动超声信号从身体中的结构反向散射。回波由元件104转换成电信号或超声通道数据。术语超声通道数据指尚未完全波束形成的超声数据。超声通道数据可指完全未波束形成,部分波束形成,部分延迟的超声数据,或通道数据也可指已相加的部分波束形成超声数据。超声通道数据由接收器107接收。表示接收的回波的超声通道数据通过模拟到数字(A/D)转换器108,其中超声通道数据从模拟转换成数字。接收波束形成器110可以是诸如专用集成电路(ASIC)的硬件组件、诸如现场可编程门阵列(FPGA)的固件组件或软件波束形成器。根据一些实施例,探头106可包含进行所有或部分传送波束形成和/或接收波束形成的电子电路系统。例如,在其它实施例中,所有或部分的传送波束形成器101、传送器102、接收器107、A/D转换器108以及接收波束形成器110可位于探头106内。对于又一实施例,波束形成能够将相位延迟或采样延迟线(非数字)用于预波束形成步骤。对于其中接收波束形成器110是软件波束形成器的实施例,接收波束形成器110可使用可运行代码以便应用适当的延迟,并且将IQ数据相加。图1示出其中接收波束形成器110可以是软件波束形成器的示范实施例。接收波束形成器110描绘为处理器116的子组件。接收波束形成器110可以是处理器116内的单独模块,或者接收波束形成器110的功能可由处理器116执行。接收波束形成器110应用延迟到超声通道数据。接收波束形成器110可在应用延迟到超声通道数据后执行求和运算。超声通道数据可用来指从一个通道(元件)或元件的选择群组出现的超声数据。超声通道数据可包含来自元件104、接收器107或A/D转换器108的模拟或数字超声通道数据。

[0032] 术语“扫描”或者“扫掠(scanning)”可在本公开中用来指通过传送和接收超声信号的过程,采集超声通道数据。术语“数据”和“超声数据”可在本公开中用来指采用超声成像系统采集的一个或多个数据集。用户接口115可用来控制超声成像系统100的操作。用户接口115可用来控制患者数据的输入或选择各种模式、操作和参数及诸如此类。用户接口115可包含一个或多个用户输入装置,例如键盘、硬键、触摸垫、触摸屏、轨迹球、旋转控制、滑动器、软键或任何其它用户输入装置。

[0033] 处理器116控制传送波束形成器101、传送器102、接收器107、A/D转换器108和接收波束形成器110。传送波束形成器101可通过硬件、固件或软件控制。传送波束形成器101也可以是处理器116的一部分。对于其中传送波束形成器101是软件波束形成器的实施例,传送波束形成器101可包含下面组件的一个或多个:图形处理单元(GPU)、微处理器、中央处理单元(CPU)、数字信号处理器(DSP)或能够执行逻辑操作的任何其它类型的处理器。并且如上所述,根据各种实施例,接收波束形成器110可以是硬件、固件或软件波束形成器。对于其中接收波束形成器110是软件波束形成器的实施例,接收波束形成器110可包含下面组件的一个或多个:图形处理单元(GPU)、微处理器、中央处理单元(CPU)、数字信号处理器(DSP)或能够执行由软件程序控制的逻辑操作的任何其它类型的处理器。接收波束形成器110可配置成执行常规波束形成技术以及诸如追溯传送波束形成(RTB)的技术。

[0034] 处理器116与探头106电子通信。处理器116可控制探头106以采集超声通道数据。处理器116控制哪些元件104是活跃的以及从探头106发射的波束的形状。处理器116控制传送波束形成器101和传送器102以控制传送波束的聚焦。在接收超声数据的同时,处理器116

控制接收器107、A/D转换器108和接收波束形成器110以执行动态聚焦。处理器116也与显示装置118电子通信,并且处理器116可控制接收波束形成器110以应用波束形成到超声通道数据,并且执行附加的处理以便基于波束形成的超声数据在显示装置118上显示图像。为了本公开,术语“电子通信”可包含有线和无线连接。根据实施例,处理器116可包含中央处理单元(CPU)。根据其它实施例,处理器116可包含能够执行处理功能的其它电子组件,例如专用集成电路(ASIC)、数字信号处理器(DSP)、现场可编程门阵列(FPGA)、图形处理单元(GPU)或能够运行逻辑操作的任何其它类型的处理器。根据其它实施例,处理器116可包含能够执行处理功能的多个电子组件。处理器116可适用于根据多个可选择的超声模态,对超声数据执行一个或多个处理操作。在接收超声数据时,可在扫掠会话期间实时处理超声数据。为了本公开,术语“实时”被定义成包含在没有任何有意延迟的情况下执行的程序。实时帧率或容积率可基于从其采集的数据的区域或容积的大小和在采集期间使用的特定参数而变化。数据可在扫掠会话期间暂时存储在缓冲器(未示出)中,并且在现场或离线操作中小于实时处理。一些实施例可包含多个处理器(未示出)以应付处理任务。或者,归因于处理器116和接收波束形成器110的处理功能可以不同方式在包含多核处理器的任何数量的单独处理组件之间,或者在其中处理器116包含多个单独处理器的配置之间分配。

[0035] 根据实施例,超声成像系统100可以以例如10 Hz到100 Hz的帧率连续采集超声通道数据。从超声通道数据生成的图像可以以类似的帧率刷新。其它实施例可以以不同速率采集和显示数据。例如,取决于容积的大小和预计应用,实施例可以以小于10 Hz或大于100 Hz的帧率采集数据。包含存储器120用于存储采集的数据的处理帧。在示范实施例中,存储器120具有足够的容量来存储在长度方面的至少若干秒的时间段内采集的超声数据的帧。数据的帧根据采集的时间以有利于其检索的方式存储。存储器120可包括任何类型的数据存储媒介。

[0036] 可选地,实施例可利用对比剂(contrast agent)实现。在使用包含微泡的超声对比剂时,对比成像生成身体中解剖结构和血流的增强图像。在使用对比剂同时采集数据后,图像分析包含分离谐波和线性分量,增强谐波分量以及通过利用增强的谐波分量生成超声图像。使用适合的滤波器来执行谐波分量与接收的信号的分离。将造影剂用于超声成像的使用是由本领域技术人员众所周知的,并且因此将不进一步详细描述。

[0037] 在本发明的各种实施例中,可由处理器116采用模式有关的模块处理数据(例如,B-模式、彩色多普勒、M-模式、彩色M-模式、频谱多普勒、弹性成像、TVI、应变、应变率及诸如此类),以形成2D、3D或4D图像或数据。例如,一个或多个模块可生成B-模式、彩色多普勒、M-模式、彩色M-模式、频谱多普勒、弹性成像、TVI、应变、应变率和其组合及诸如此类。图像帧被存储,并且指示采集的时间的定时信息可被记录。模块例如可包含扫描转换模块,以执行扫描转换操作,以便从坐标波束空间转换图像帧以显示空间坐标。可提供在患者上执行某个程序同时从存储器读取图像帧并且实时显示图像帧的视频处理器模块。视频处理器模块可在图像存储器中存储图像帧,而图像从图像存储器中读取和显示。

[0038] 图2是根据示范实施例的方法200的流程图。流程图的个别框表示可根据方法200执行的步骤。附加的实施例可以以不同序列执行示出的步骤,和/或附加的实施例可包含图2中未示出的附加步骤。方法200的技术效果是指示热影响区域已经历温度引起的组织变化的信息的呈现。

[0039] 图3是根据实施例的换能器阵列302和多个超声传播路径304的示意表示。图3示出其中换能器阵列302包含16个元件306的示范实施例。应领会,其它实施例可具有不同数量的元件,和/或元件可布置在不同配置的阵列中。根据实施例,单个离散通道可与每个元件306关联。根据其它实施例,来自多个不同元件的信号可通过包含子孔径处理的技术路由到公共通道。每个元件306标记有从1到16的整数。为了讨论图3,与给定元件306关联的通道将通过与该元件相同的整数来识别。例如,通道1将指接收来自元件1的超声数据的通道,通道2将指接收来自元件2的超声数据的通道等等。图3也包含具有厚度310的热影响区域308。

[0040] 将通过参照图1、2和3来描述方法200。在步骤202处,处理器116控制探头106以采集超声通道数据。如先前所述,处理器116可控制传送波束形成器101、传送器102、接收器107、A/D转换器108以及接收波束形成器110,以便采用探头106中的元件104采集超声通道数据。如先前所述,术语“超声通道数据”指由通道或通道的选择群组收集的超声数据。通过传送聚焦在一个或多个焦点的超声波束,并且随后在沿多个波束接收超声通道数据的同时动态聚焦,可采集超声通道数据。也可通过其中为每个传送事件采集多个接收线的多线采集过程,采集超声通道数据。

[0041] 根据示范实施例,可在步骤202期间采集超声通道数据的过程期间应用热源到患者。例如,消融导管可用来调整患者内组织的温度。消融导管可使用各种技术来调整患者组织的温度,各种技术包含射频(RF)消融、冷冻消融或以有针对性方式加热或冷却患者组织的任何其它技术。根据示范实施例,热消融可用于各种目的,例如消灭癌组织或者执行心脏消融程序以便变更跨患者的心脏的电通路。应领会,根据附加的实施例,方法200可与其它程序组合使用。

[0042] 在步骤204处,处理器116确定诸如热影响区域308的热影响区域的估计大小。方法200将根据其中消融导管用来在步骤202处采集超声通道数据的过程期间加热患者体内的组织的实施例描述。本领域技术人员应领会,方法200也可与其它类型的程序一起使用。

[0043] 处理器116可通过诸如实现生物热方程或实现启发式方法的许多不同技术来确定热影响区域308的估计大小。下面将描述涉及实现生物热方程和实现启发式方法的示范实施例。

[0044] 根据示范实施例,处理器116可使用生物热方程来确定热影响区域308的估计大小。生物热方程例如可表述描述响应于已知热源在已知时间量内的应用而在生物组织中热如何扩散的关系。例如,通过输入已知热源和应用热源的时间量,处理器116可实现生物热方程以估计热影响区域308的大小。热影响区域308的大小可包含热影响区域308的厚度,或者取决于实施例,它可包含热影响区的半径或直径。

[0045] 根据实施例,可使用Pennes生物热方程。Pennes生物热方程如下所示:

$$\rho C \frac{dT}{dt} = \Delta \cdot k \Delta T + Q + Q_B + A$$

其中, $\rho$ 是密度, $C$ 是比热, $T$ 是温度, $k$ 是导热性, $Q$ 是微波功率密度, $Q_B$ 计及灌注(perfusion)的效应,以及 $A$ 是代谢生热项。

[0046] 根据一个示范实施例,假设热输入导致具有均匀厚度的热影响区域。随后,可通过将 $Q_B$ 和 $A$ 均设置成零来实现Pennes生物热方程。另外,可假设音速随温度以线性方式变化。例如,根据实施例,可假设音速大约变化3 m/s/ $^{\circ}$ C。基于以上假设(即,将 $Q_B$ 和 $A$ 均设置成零,

并且假设音速随温度以线性方式变化),有可能实现Pennes生物热方程,或不同的生物热方程,以响应于已知热源在已知时间量内的应用而确定热影响区域308的估计大小。

[0047] 处理器116也可实现启发式方法以确定热影响区域308的估计大小。例如,处理器116可响应于已知热源在已知时间量内的应用而访问查找表以确定热影响区域308的估计大小。查找表例如可包含将热源和应用的时间与热影响区域308的估计大小相关的值。可从经验数据中生成查找表中的值,或者可基于模型来估计查找表中的值。查找表的使用只是启用式方法的一个示例。应领会,其它实施例可涉及与查找表不同的启发式方法的实现。

[0048] 在步骤204结束时,处理器116已确定热影响区域308的估计大小。下文将详细讨论热影响区域308的估计大小的使用。

[0049] 在步骤206处,处理器116识别超声通道数据的第一子集。超声通道数据的第一子集可包含采用一部分元件104采集的来自一个或多个通道的数据。例如,超声通道数据的第一子集可包含采用元件104的阵列的中心部分采集的来自多个通道的超声通道数据。各种实施例可在超声通道数据的第一子集中使用不同数量的通道。另外,在一些实施例中,第一子集中的通道可与彼此不相邻的元件关联。根据示范实施例,探头可包含具有128个元件的阵列。第一子集例如可包含与2个中心元件、4个中心元件或小于元件总数的任何其它数量的元件关联的超声通道数据。另外,可选择超声通道数据的第一子集,使得通道与不中央位于阵列上的元件的子集关联。例如,通道的第一子集可偏移阵列的一侧。

[0050] 在步骤208处,处理器116识别超声通道数据的第二子集。根据实施例,超声通道数据的第二子集可与超声通道数据的第一子集不重叠。根据其它实施例,超声通道数据的第一子集中的一些通道可以与超声通道数据的第二子集中包含的一些通道相同。

[0051] 在步骤210处,处理器116基于超声通道数据的第一子集来生成示范迹线。如果超声通道数据的第一子集包含只来自单个通道的数据,则示范迹线可只包含来自那个单个通道的数据。然而,对于其中超声通道数据的第一子集包含多个通道的实施例,处理器116可通过平均来自多个通道的数据来生成示范迹线。可通过基于通道数据的第一子集来计算算术平均值、加权平均值或任何其它技术来生成示范迹线。处理器116也可在从通道数据的第一子集生成示范迹线的过程期间,应用一个或多个平滑技术。使用多个不同通道来生成示范迹线可导致与示范迹线关联的延迟时间的更鲁棒性估计,因为平均多个通道使任何单个通道中存在的任何噪声的效应最小化。

[0052] 在步骤212处,处理器将超声通道数据的第二子集与示范迹线比较以便为超声通道数据的第二子集中的每个通道确定延迟误差。

[0053] 根据示范实施例,超声通道数据的第一子集可包含两个中心通道,即,通道8和通道9,并且超声通道数据的第二子集可包含剩余14个通道。换言之,超声通道数据的第二子集可包含通道1、2、3、4、5、6、7、10、11、12、13、14、15和16。处理器116可因此从通道8和通道9生成示范迹线。根据实施例,处理器116可平均通道8和通道9以生成示范迹线。

[0054] 如先前讨论的,在步骤212期间,处理器116可将超声通道数据的第二子集(即,通道1、2、3、4、5、6、7、10、11、12、13、14、15和16)和示范迹线比较以便为每个通道确定延迟误差。图3示出其中换能器阵列302的正面通常与热影响区域308平行,使用16个通道以图示概念的示范实施例。大多数情况下,通道计数将大得多。虽然出于下面将讨论的原因,这可以是有利的配置,但应领会,根据其它实施例,技术可随相对于热影响区域308以不同方式定

位的探头使用。另外,在其它实施例中,热影响区域308可以以不同方式成形。然而,将相对于图3中描绘的定向,描述示范实施例。

[0055] 图4是图3中示出的热影响区308的一部分的放大视图的示意表示。示范迹线320和超声波束322均相对于热影响区308示出。根据实施例,表示超声波束322的信号可由通道7采集。示范迹线320定位在元件8与9之间,因为示范迹线320是从元件8和元件9采集的超声通道数据的平均值。

[0056] 根据图3和图4中示出的几何形状,示范迹线320表示用于行进通过热影响区域308的脉冲的平均通过时间。根据图3和图4中示出的实施例,示范迹线表示用于行进通过热影响区域308的脉冲的最短通过时间。由于示范迹线320是基于与中心元件关联的通道数据生成,并且因为阵列通常平行于热影响区域308,示范迹线320表示在反射器312与阵列302之间的最短距离。示范迹线320不必正好与热影响区域308垂直。在其它实施例中,示范迹线可以以某个角度通过热影响区域308。本领域技术人员将领会,其它实施例可具有在阵列302与热影响区域308之间的不同几何形状。处理器116能够基于示范迹线320计算用于每个通道的预期延迟。例如,处理器116能够基于换能器阵列302的几何形状、用来为每个特定通道收集超声数据的元件和传送的波束的焦点的位置来为每个通道和示范迹线320确定在波束之间的相对路径长度差。处理器116因此能够计算用于每个其它通道的预期延迟。由于示范迹线320是基于多个波束通过热影响区域308的平均时间,与示范迹线320关联的延迟包含通过热影响区域的音速中的变化。然而,从以某个角度通过热影响区域308的波束采集的通道数据将示出与预期延迟偏移的延迟,因为与示范迹线320相比,波束行进通过热影响区域308的更多部分。如果音速在热影响区域308中更快,则沿用于那个特定通道的波束的信号将比预期更早到达。如果音速在热影响区域308中更慢,则沿用于那个特定通道的波束的信号将比预期更迟到达。处理器116基于示范迹线320来计算所有估计延迟。在与从示范迹线计算的预期延迟相比时,与具有通过热影响区域308的不同路径长度的波束关联的所有通道将示出至少某延迟误差。

[0057] 如上讨论的,取决于在阵列302中一个或多个元件与示范迹线320之间的角度,通过热影响区域308的路径长度是不同的。例如,在图4中,示范迹线320通过热影响区域308的距离324(也由 $T_P$ 指示),而波束322通过热影响区域308的距离326(也由 $T_7$ 指示)。距离326长于距离324。通过热影响区域308的波束322的路径长度等于 $\frac{1}{T_7 \cdot \cos \theta}$ ,其中, $\theta$ 是在与那个特定通道关联的波束之间的角度,并且 $T_P$ 是通过热影响区域308的中试变线的路径长度。通过热影响区域308的确切路径长度基于在与特定通道关联的元件或多个元件与示范迹线320之间的角度而变化。延迟误差表示在用于每个通道的预期延迟与测量延迟之间的差。

[0058] 基于为超声通道数据的第二子集中每个通道计算的延迟误差,处理器116能够为每个通道确定时间偏移。时间偏移表示接收来自特定通道的信号的预期时间与接收来自该特定通道的信号的实际时间中的差。如先前相对于步骤204所述,处理器116确定热影响区域308的估计大小。确定热影响区域308的估计大小可包含在示范实施例中确定热影响区域308的厚度 $T_P$ 。

[0059] 在步骤214处,处理器116基于延迟误差和热影响区域308的估计大小来确定热影响区域308已经历温度引起的组织变化。温度引起的组织变化可包含永久温度引起的组织变化(例如使组织变性)或不可逆的温度引起的组织变化(例如由于热影响区域308中温度

的变化而变更热影响区域中的音速。如果不存在在步骤212处计算的延迟误差,则处理器116确定不存在温度引起的组织变化。根据示范实施例,确定热影响区域308中的组织已经历温度引起的组织变化可包含确定热影响区域308的估计温度。

[0060] 方法200将根据其中确定热影响区域308中的组织已经历温度引起的组织变化包含确定热影响区域308的估计温度的示范实施例描述。

[0061] 根据实施例,处理器116使用热影响区域308的厚度 $T_P$ 和用于每个通道的延迟误差来计算热影响区域308的估计温度。基于热影响区域308的厚度 $T_P$ 和延迟误差,处理器116计算什么将会是在热影响区域308内的要求的音速,以便计及测量的延迟误差。由于热影响区域的估计大小已知,比如例如厚度 $T_P$ ,处理器116为热影响区域308确定相对于示范迹线将导致用于每个超声通道的更小延迟误差的要求的音速。根据一个实施例,处理器116可为热影响区域308识别相对于示范迹线320导致用于超声通道数据的最小延迟误差的音速。例如,根据实施例,可通过将用于每个通道的延迟误差的绝对值相加来计算此值。根据其它实施例,可使用最小化延迟误差的其它数学方法。

[0062] 在确定要求的音速后,处理器116可为热影响区域308确定将导致要求的音速的估计温度。根据实施例,处理器116可假设不在热影响区域中的所有组织为37 °C,这是人体的标准值。处理器116可依赖启发式方法或模型以便确定将导致要求的音速的估计温度。另外,根据其它实施例,厚度 $T_P$ 和估计温度均可平行确定。例如,可同时解决两个或多个模型和/或方程的系统,以确定厚度 $T_P$ 和音速(其用来计算估计温度)。根据其它实施例,在一个或两个变量由于热源的应用而随时间演变时,可迭代计算用于厚度 $T_P$ 和估计温度两者的值。

[0063] 一些实施例可包含在图2中示出的流程图上未图示的一个或多个附加的步骤。例如,处理器116也可使用从不同深度采集的超声通道数据,以便确定热影响区域308的位置。在动态聚焦期间,处理器116控制相对于换能器阵列302,接收波束在不同深度处的聚焦。例如,处理器116可通过在相对深的深度处聚焦开始,并且随后通过在多个越来越浅的深度上聚焦来采集超声通道数据。动态接收聚焦是由本领域技术人员众所周知的,并且将不以附加的细节描述。

[0064] 在动态接收聚焦期间,可在每个深度处采集超声通道数据的完全集。参照图3,相对于从示范迹线320计算的估计延迟误差,接收聚焦处在换能器阵列302与热影响区域310之间的深度同时采集的超声通道数据将不展示相当大的延迟误差,因为接收聚焦是比热影响区域308浅的深度。相比之下,聚焦在热影响深度308内或比其深的深度处时,在估计延迟与测量延迟之间将存在相当大的延迟误差,因为与周围组织相比,音速在热影响区域308中是不同的。

[0065] 在为多个不同深度执行动态接收聚焦后,处理器116具有与对于其执行动态接收聚焦的每个不同深度关联的超声通道数据。处理器116随后可基于从所有不同聚焦深度采集的超声通道数据来确定近似深度,其中延迟误差开始出现。如果从低于某个深度采集的所有数据包含延迟误差,则处理器116可估计热影响区域308在其中超声通道数据中最先存在延迟误差的深度处开始。处理器116先前在方法200的步骤204期间估计热影响区域308的大小。基于热影响区域308的先前估计大小和其中超声通道数据开始展示延迟误差的深度,处理器116能够计算热影响区域308的位置。

[0066] 在步骤216处,处理器116呈现指示热影响区域已经历温度引起的组织变化的信息。根据各种实施例,信息可以以不同方式呈现。例如,处理器116可显示热影响区域308的估计温度。例如,处理器116可显示表示热影响区域308内的温度的一个或多个数字,或者处理器116可显示颜色叠加,其中,颜色叠加中使用的一个或多个颜色用来表示热影响区域中的估计温度或多个温度。

[0067] 处理器116可呈现热影响区域308的位置和热影响区域308内的估计温度至少之一。处理器116例如可以以多种不同方式呈现热影响区域308的位置。处理器116可相对于从超声通道数据生成的图像,在适当位置中显示热影响区域的表示。热影响区域的表示可定位在从超声通道数据生成的静止图像上,或者热影响区域的表示可定位在从超声通道数据生成的现场或动态图像上。热影响区域308的表示可包含表示热影响区域308的形状的图形,或者该表示可包含使用颜色在图像上清晰地标定热影响区域308的位置。

[0068] 处理器116可以以数字方式呈现有关热影响区域308的位置的信息。例如,处理器116可呈现一个或多个不同数字,其指示深度、厚度或将有助于用户理解相对于图像、探头或患者的一项或多项的热影响区域308的位置的任何其它属性。

[0069] 图5是根据示范实施例的显示屏幕500的示意表示。显示屏幕500表示处理器116可呈现有关热影响区域308的位置和温度的信息的示范方式。显示屏幕500包含B-模式图像502和热影响区域504的表示。根据实施例,仅采用颜色叠加示出热影响区域504的表示,并且可将剩余的组织表示为正常灰度级B-模式图像。颜色由热影响区域504的表示内的阴影区域指示。应领会,热影响区域504的表示的颜色可随着热影响区域的温度变化而变化。根据另一实施例,颜色叠加可覆盖整个图像。颜色叠加中的颜色可指示组织的温度。例如,颜色的色调可用来表示温度。象黄色和红色的颜色可用来指示暖和的温度的区域,而象蓝色、绿色和紫色的颜色可用来指示更冷温度的区域。其它实施例可使用不同颜色来指示温度。

[0070] 根据另一实施例,叠加的颜色可用来指示何时温度已达到目标温度。例如,为成功消融组织,温度必须达到至少42 °C。在热影响区域308尚未达到所预期温度时,热影响区域504的表示可以以诸如红色的第一颜色示出。并且,在热影响区域308的温度已达到所预期温度时,热影响区域504的表示可以以诸如绿色的第二颜色示出。应理解,热影响区域308可不是均匀温度。根据具有足够超声通道数据的实施例,处理器116可通过在热影响区域504的表示上包含多个不同颜色的颜色叠加来表示热影响区域308的温度。

[0071] 为用户提供有关热影响区域的位置和/或温度的实时反馈提供了许多优点。示出热影响区域308的位置的实施例为用户提供有关通过消融程序当前加热或冷却的组织的位置的重要信息。通过在超声图像上示出热影响区域308的位置,临床医生获得有关热影响区域308相对于患者的解剖结构的位置的实时反馈。这允许临床医生如果必要的话调整消融导管的位置,并且在整个消融程序期间监测热影响区域308的位置,以确保通过程序针对预计组织。通过提供有关温度的实时反馈,各种实施例为临床医生提供可依赖的实时反馈,以确保适当的消融。临床医生能够调整输送到消融导管的功率和/或消融导管移动的速率,以确保组织得以彻底消融。另外,如果温度太高,临床医生能够降低到消融导管的功率和/或更快地移动导管,以便最小化损伤与预计消融目标相邻的健康组织的风险。如果温度太高则提供警告的实施例提供有助于将对患者造成的风险最小化的冗余患者安全装置(safety feature)。基于超声通道数据和有关热影响区域的位置的实时信息,提供实时温度估计为

临床医生提供了信息,以提供更安全和在临床上更有效的热消融。其它实施例可在与温度引起的组织变化有关的所预期临床结果已实现时简单地向用户提供通知。

[0072] 本书面描述使用包含最佳模式的示例来公开本发明,并且还使本领域的任何技术人员能够实践本发明,包含制作和使用任何装置或系统以及执行任何包含的方法。本发明的可取得专利的范围由权利要求书限定,并且可包含本领域的技术人员想到的其他示例。如果这类其他示例具有没有不同于权利要求书的文字语言的结构元件,或者如果它们包含具有与权利要求书的文字语言的无实质差异的等效结构元件,则它们意图处于权利要求书的范围之内。

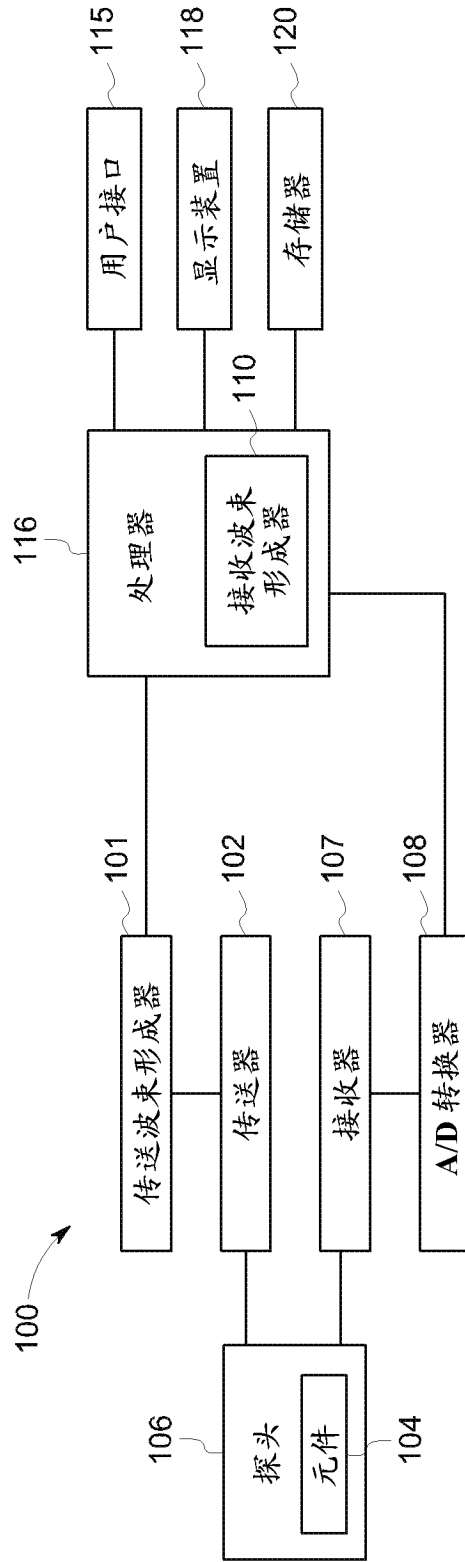


图 1

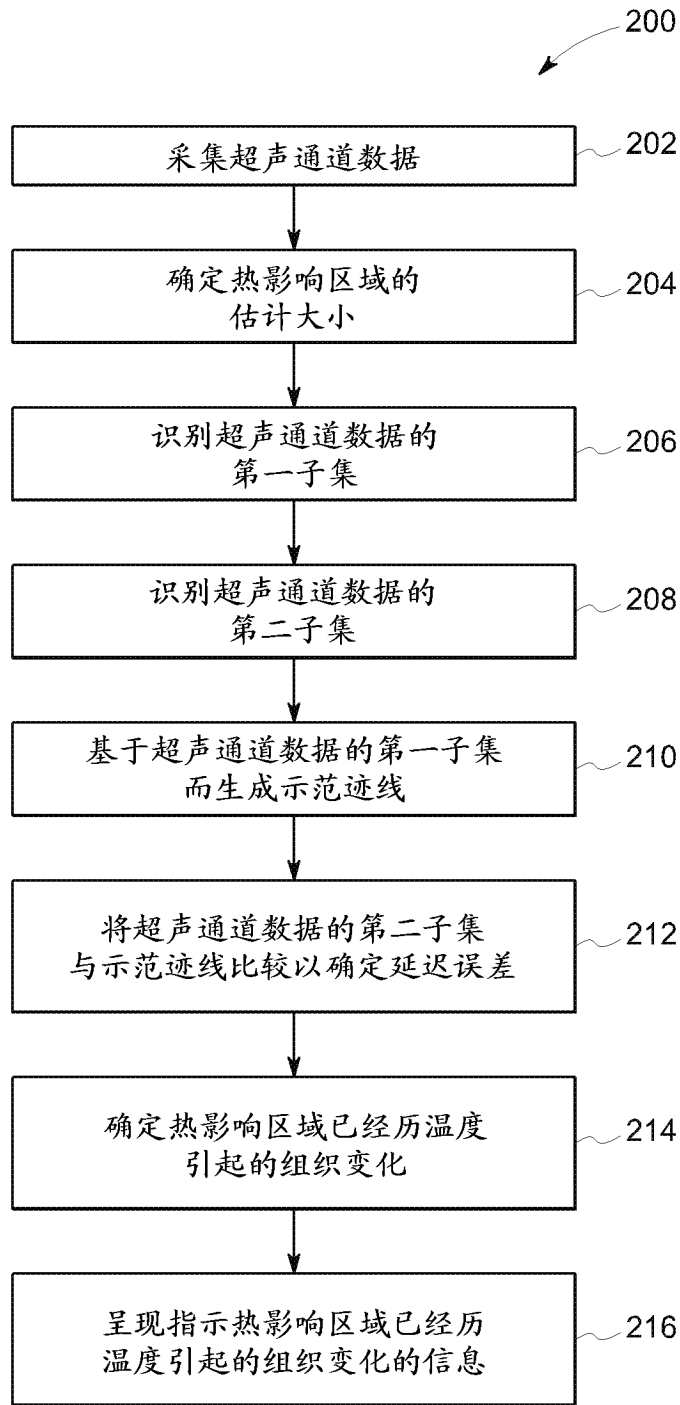


图 2

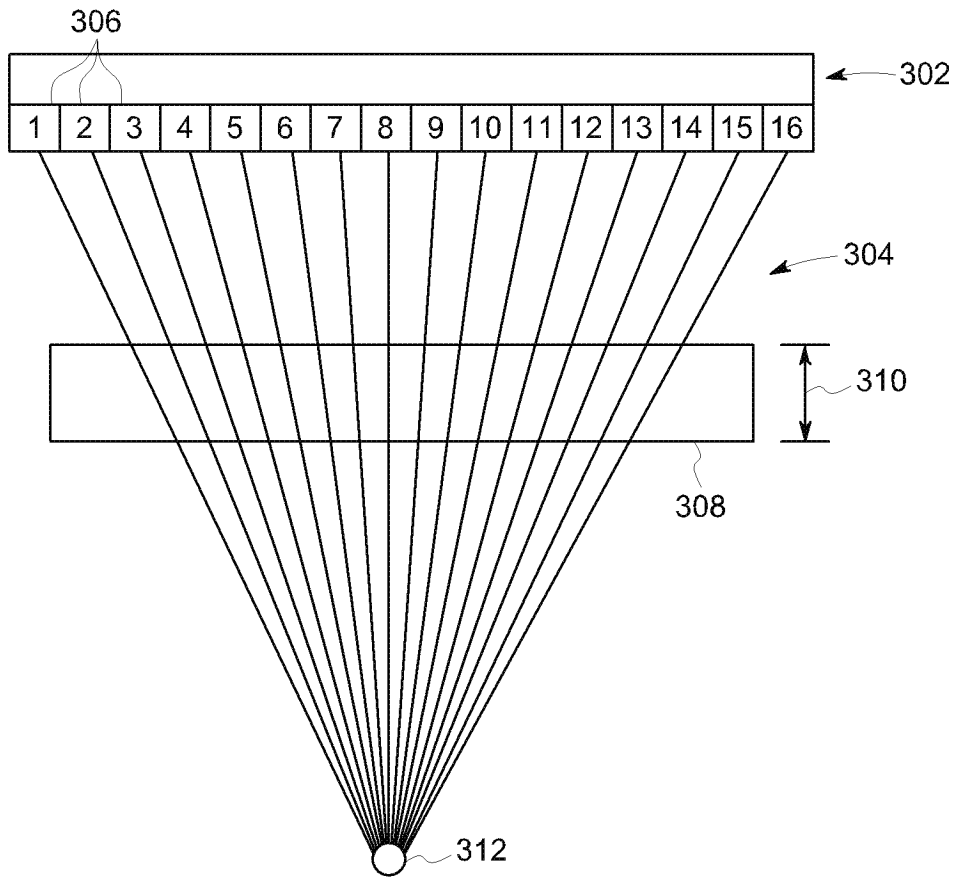


图 3

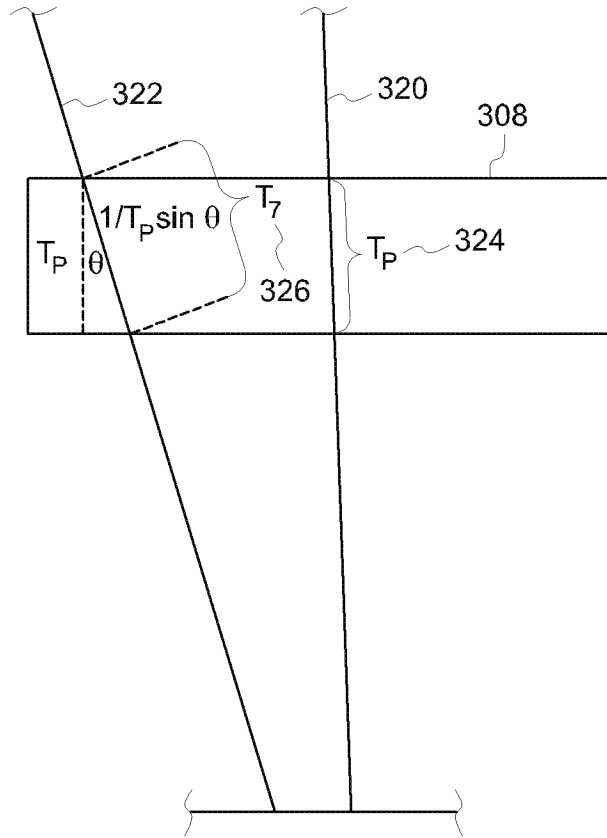


图 4

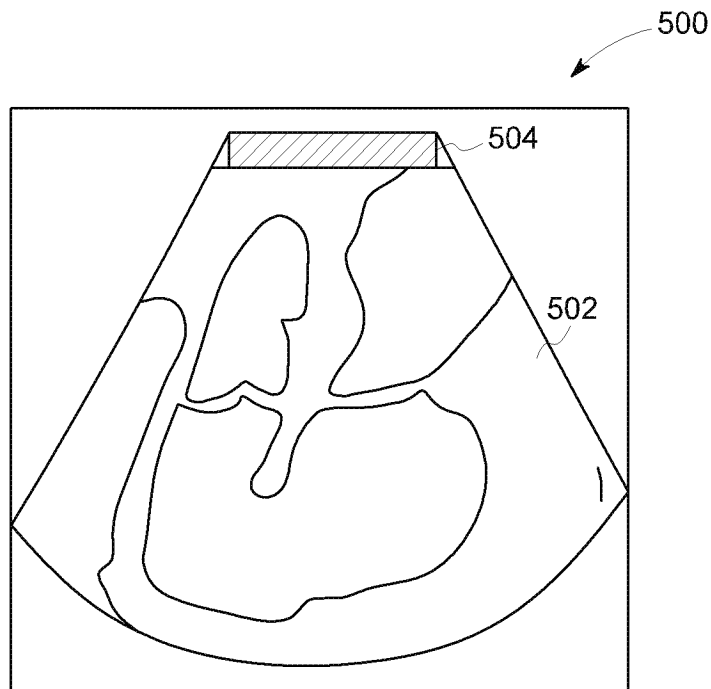


图 5

专利名称(译)	供热影响区域使用的超声系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN106963415A</a>	公开(公告)日	2017-07-21
申请号	CN201610883276.8	申请日	2016-10-10
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	S 埃吉尔 G U 豪根 M 帕斯特纳克		
发明人	S.埃吉尔 G.U.豪根 M.帕斯特纳克		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0833 A61B8/44 A61B8/4444 A61B8/461 A61B8/5223 A61B8/085 A61B8/463 A61B8/5246 A61B8/54 A61B18/1492 A61B2018/00577 A61B2018/00684 A61B2018/00791 G16H50/30 A61B8/08 A61B8/5238		
代理人(译)	郑浩 姜甜		
优先权	14/878462 2015-10-08 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

超声成像的方法和系统包含采集用于感兴趣区域的超声通道数据，确定热影响区域的估计大小，识别超声通道数据的第一子集以及识别超声通道数据的第二子集。方法和系统包含基于超声通道数据的第一子集来生成示范迹线，并且将超声通道数据的第二子集与示范迹线比较以便为超声通道数据的第二子集确定延迟误差。方法和系统包含基于延迟误差和热影响区域的估计大小来确定热影响区域已经历温度引起的组织变化，并且呈现指示热影响区域已经历温度引起的组织变化的信息。

