



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108078626 A

(43)申请公布日 2018.05.29

(21)申请号 201711231880.3

(22)申请日 2017.11.22

(30)优先权数据

15/358467 2016.11.22 US

(71)申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72)发明人 C.F.佩里

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 郑浩 刘春元

(51)Int.Cl.

A61B 34/20(2016.01)

A61B 8/08(2006.01)

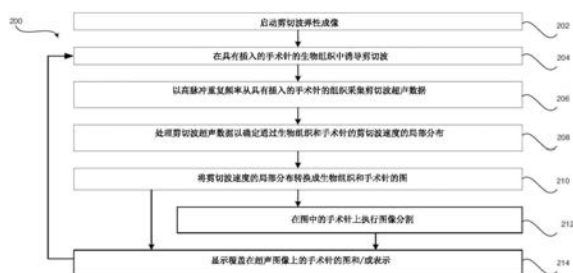
权利要求书2页 说明书11页 附图2页

(54)发明名称

通过执行剪切波弹性成像增强超声数据中的手术针的检测和可视化的方法和系统

(57)摘要

一种超声系统通过执行剪切波弹性成像提供对在超声数据中的手术针的增强的检测和可视化。在其中插入有手术针的生物组织中诱导剪切波。超声系统以高脉冲重复频率从具有手术针的生物组织采集剪切波超声数据。超声系统的处理器处理剪切波超声数据以生成生物组织和手术针的图。超声系统的显示系统显示覆盖在超声图像上的手术针的表示。



1. 一种方法,包括:

在生物组织中诱导剪切波,其中手术针被插入所述生物组织中;

由超声系统以高脉冲重复频率从具有所述手术针的所述生物组织采集剪切波超声数据;

由所述超声系统的处理器处理所述剪切波超声数据以生成所述生物组织和所述手术针的图;和

在所述超声系统的显示系统上显示覆盖在超声图像上的所述手术针的表示。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述诱导所述剪切波包括由所述超声系统的超声探针将高强度超声推动脉冲提供到所述生物组织中。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述诱导所述剪切波包括由外部振动装置将外部推力提供到所述生物组织中。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述高脉冲重复频率大于或等于1000个脉冲/秒。

5. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述处理所述剪切波超声数据以生成所述图包括:

处理所述剪切波超声数据以确定通过所述生物组织和手术针的剪切波速度的局部分布;以及

下列中的一者或多者:

将剪切波速度的所述位置分布转换为所述生物组织和所述手术针的速度分布图,

将所述剪切波速度的所述局部分布转换为所述生物组织和所述手术针的弹性图,和

将空间梯度滤波器应用于所述速度分布图和所述弹性图中的一个或多个以生成空间梯度图。

6. 根据权利要求5所述的方法,其中,所述处理所述剪切波超声数据以确定通过所述生物组织和所述手术针的剪切波速度的局部分布包括通过下列中的至少一者计算在所述剪切波超声数据中的位置处的所述剪切波速度:

亥姆霍兹方程的直接反演,和

飞行时间测量。

7. 根据权利要求5所述的方法,其中,所述将所述剪切波速度的所述局部分布转换为所述生物组织和所述手术针的所述弹性图包括至少部分地基于下列中的一者或多者计算弹性:

杨氏模量,和

剪切模量。

8. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述图是颜色编码图,并且其中,所述颜色编码图中的不同颜色与不同速度和不同弹性中的至少一个对应。

9. 一种系统,包括:

剪切波诱导装置,其被配置成在生物组织中诱导剪切波,其中,手术针被插入所述生物组织中;

超声处理器,其被配置成:

接收以高脉冲重复频率从具有所述手术针的所述生物组织采集的剪切波超声数据;和

处理所述剪切波超声数据以生成所述生物组织和所述手术针的图;以及

显示系统,其被配置成显示覆盖在超声图像上的所述手术针的表示。

10.一种非暂时性计算机可读介质,在所述非暂时性计算机可读介质上存储有计算机程序,所述计算机程序具有至少一个代码段,所述至少一个代码段能够由机器执行,用于使所述机器执行以下步骤:

在生物组织中诱导剪切波,其中手术针被插入所述生物组织中;

以高脉冲重复频率从具有所述手术针的所述生物组织采集剪切波超声数据;

处理所述剪切波超声数据以生成所述生物组织和所述手术针的图;以及

显示覆盖在超声图像上的所述手术针的表示。

通过执行剪切波弹性成像增强超声数据中的手术针的检测和可视化的方法和系统

技术领域

[0001] 本发明中的某些实施例涉及超声成像。更具体地,涉及通过执行剪切波弹性成像来增强超声数据中的手术针的检测和可视化的方法和系统。

背景技术

[0002] 超声成像是用于对人体中的器官和软组织进行成像的医学成像技术。超声成像使用实时非侵入性高频声波来产生二维 (2D) 图像和/或三维 (3D) 图像。

[0003] 弹性成像 (Elastography) 是标测软组织的弹性性质的一种医学成像模态。它可用于医学诊断,因为它可以针对特定器官和/或赘生物辨别健康组织与不健康组织。例如,恶性肿瘤通常会比周围组织更硬,患病肝脏比健康的肝脏更硬。弹性成像已经用来例如通过基于组织刚度识别潜在的癌变组织或其他患病组织而指导或代替活组织检查。

[0004] 已知有几种技术用于进行超声弹性成像。基于压缩的弹性成像通过将外部压缩施加到组织并比较压缩之前和压缩期间的超声图像来进行。光谱跟踪技术可以用于跟踪组织变形。变形最小的图像区域具有较高的刚度,而变形最大的区域具有最小的刚度。另一种超声弹性成像技术包括剪切波弹性成像。在剪切波弹性成像中,例如通过聚焦超声波束的力或通过外部推力在组织中引起推力干扰。推力干扰生成从扰动点横向传播的剪切波。超声装置采集剪切波的图像数据,并确定剪切波行进通过组织内不同横向位置的速度。可以基于剪切波速度创建弹性图。

[0005] 超声成像可能有助于将器械定位在人体内的所需位置。例如,为了对组织样本进行活检,重要的是精确地定位活检针,使得活检针的尖端穿透待采样的组织。通过使用超声成像系统观察活检针,活检针可以被引向目标组织并插入到所需的深度。因此,通过将待采样的组织和穿透器械两者可视化,可以实现器械相对于组织的精确放置。

[0006] 针是镜面反射器,这意味着就超声波从其反射而言它表现得像镜子一样。超声波以与发射的超声波束和针之间的角度相等的角度从针反射离开。理想情况下,入射的超声波束将相对于手术针基本垂直,以便最有效地对针进行可视化。针相对于换能器阵列的轴线(即,与换能器阵列的面垂直的假想线)插入的角度越小,对针进行可视化就变得越困难。在使用线性探针的典型活检程序中,几何形状使得传输的超声能量大部分被反射离开换能器阵列面,因此很少被超声成像系统检测到。

[0007] 为改善手术针的超声可视化提出了几项建议。例如,可以将粗糙涂层施加到一段针轴上以提供增加的声学散射,这可以提供针的更亮的超声图像。然而,使用涂层可能是昂贵的并且可能需要专门的针。作为另一示例,可以使用图像处理技术来尝试跟踪针的位置以辅助预测和识别随后的针位置。然而,针跟踪成像处理技术可能是复杂的,或者说是技术上难以实现。还提出了基于压缩的弹性成像作为一种用于确定针位置的可能技术。例如,针的插入或其他移动可能使周围组织变形,使得可以比较在插入/移动之前和插入/移动期间的超声图像以识别组织变形并定位针位置。然而,当针在肿瘤附近时,移动针或以其他方

式压缩组织以识别针位置可能是不希望的。更具体地,移动针以确定针位置可能导致针错位。

[0008] 通过参考附图将这些系统与本申请的其余部分中所阐述的本发明的某些方面进行比较,本领域技术人员将会明白常规和传统方法的进一步的缺陷和缺点。

发明内容

[0009] 提供了一种系统和/或方法,用于通过执行基本上如至少一个附图所示和/或结合至少一个附图描述的剪切波弹性成像来增强超声数据中的外科手术针的检测和可视化,如权利要求中更全面地阐述的那样。

[0010] 本发明提供了一种方法,包括:在生物组织中诱导剪切波,其中手术针被插入所述生物组织中;由超声系统以高脉冲重复频率从具有所述手术针的所述生物组织采集剪切波超声数据;由所述超声系统的处理器处理所述剪切波超声数据以生成所述生物组织和所述手术针的图;和在超声系统的显示系统上显示覆盖在超声图像上的所述手术针的表示。

[0011] 进一步地,上述方法中诱导所述剪切波包括由所述超声系统的超声探针将高强度超声推动脉冲提供到所述生物组织中。

[0012] 进一步地,上述方法中诱导剪切波包括由外部振动装置将外部推力提供到所述生物组织中。

[0013] 进一步地,上述方法中高脉冲重复频率大于或等于1000个脉冲/秒。

[0014] 进一步地,上述方法中处理所述剪切波超声数据以生成所述图包括:处理所述剪切波超声数据以确定通过所述生物组织和手术针的剪切波速度的局部分布;以及下列中的一者或多者:将剪切波速度的所述位置分布转换为所述生物组织和所述手术针的速度分布图,将所述剪切波速度的所述局部分布转换为所述生物组织和所述手术针的弹性图,和将空间梯度滤波器应用于所述速度分布图和所述弹性图中的一个或多个以生成空间梯度图。

[0015] 进一步地,上述方法中,处理所述剪切波超声数据以确定通过所述生物组织和所述手术针的剪切波速度的局部分布包括通过下列中的至少一者计算在所述剪切波超声数据中的位置处的所述剪切波速度:亥姆霍兹方程的直接反演,和飞行时间测量。

[0016] 进一步地,上述方法中,所述将所述剪切波速度的所述局部分布转换为所述生物组织和所述手术针的所述弹性图包括至少部分地基于下列中的一者或多者计算弹性:杨氏模量,和剪切模量。

[0017] 进一步地,上述方法中,图是颜色编码图,并且其中,所述颜色编码图中的不同颜色与不同速度和不同弹性中的至少一个对应。

[0018] 进一步地,上述方法中,所述手术针的所述表示是下列中的至少一个:速度分布图中的剪切波速度颜色,弹性图中的弹性颜色,和虚拟表示。

[0019] 进一步地,上述方法中包括由所述超声系统的所述处理器执行所述图中的所述手术针的图像分割。

[0020] 进一步地,上述方法中,所述在所述生物组织中诱导所述剪切波基于在用户输入模块处的输入来启动。

[0021] 本发明还提供了一种系统,包括:剪切波诱导装置,其被配置成在生物组织中诱导剪切波,其中,手术针被插入所述生物组织中;超声处理器,其被配置成:接收以高脉冲重复

频率从具有所述手术针的所述生物组织采集的剪切波超声数据;和处理所述剪切波超声数据以生成所述生物组织和所述手术针的图;以及显示系统,其被配置成显示覆盖在超声图像上的所述手术针的表示。

[0022] 进一步地,上述系统中,剪切波诱导装置为下列中的至少一者:超声探针,其被配置为将高强度超声推动脉冲提供到所述生物组织中;和外部振动装置,其被配置成将外部推力提供到所述生物组织中。

[0023] 进一步地,上述系统中,所述超声处理器被配置成通过以下方式处理所述剪切波超声数据以生成所述图:处理所述剪切波超声数据以确定通过所述生物组织和手术针的剪切波速度的局部分布;以及下列中的一者或多者:将剪切波速度的所述位置分布转换为所述生物组织和所述手术针的速度分布图,将所述剪切波速度的所述局部分布转换为所述生物组织和所述手术针的弹性图,和将空间梯度滤波器应用于所述速度分布图和所述弹性图中的一个或多个以生成空间梯度图。

[0024] 进一步地,上述系统中,所述超声处理器被配置成在所述图中执行所述手术针的图像分割。

[0025] 进一步地,上述系统中包括用户输入模块,所述用户输入模块被配置成接收输入以由所述剪切波诱导装置启动所述生物组织中的所述剪切波的所述诱导。

[0026] 进一步地,上述系统中,高脉冲重复频率大于或等于1000个脉冲/秒。

[0027] 进一步地,上述系统中:图是颜色编码图;所述颜色编码图中的不同颜色对应于不同速度和不同弹性中的至少一种;和所述手术针的所述表示是下列中的至少一个:速度分布图中的剪切波速度颜色,弹性图中的弹性颜色,和虚拟表示。

[0028] 本发明还提供了一种非暂时性计算机可读介质,在所述非暂时性计算机可读介质上存储有计算机程序,所述计算机程序具有至少一个代码段,所述至少一个代码段能够由机器执行,用于使所述机器执行以下步骤:在生物组织中诱导剪切波,其中手术针被插入所述生物组织中;以高脉冲重复频率从具有所述手术针的所述生物组织采集剪切波超声数据;处理所述剪切波超声数据以生成所述生物组织和所述手术针的图;以及显示覆盖在超声图像上的所述手术针的表示。

[0029] 进一步地,前述非暂时性计算机可读介质中,处理所述剪切波超声数据以生成所述图包括:处理所述剪切波超声数据以确定通过所述生物组织和手术针的剪切波速度的局部分布;以及下列中的一者或多者:将剪切波速度的所述位置分布转换为所述生物组织和所述手术针的速度分布图,将所述剪切波速度的所述局部分布转换为所述生物组织和所述手术针的弹性图,和将空间梯度滤波器应用于所述速度分布图和所述弹性图中的一个或多个以生成空间梯度图。

[0030] 从下面的描述和附图将更充分地理解本发明的这些和其它优点、方面和新颖特征,以及其图示实施例的细节。

附图说明

[0031] 图1是根据各种实施例的示例性超声系统的框图,其可操作用于通过执行剪切波弹性成像来提供超声数据中的手术针的增强的检测和可视化。

[0032] 图2是流程图,示出了根据各种实施例的通过执行剪切波弹性成像可以用于提供

超声数据中的手术针的增强的检测和可视化的示例性步骤。

具体实施方式

[0033] 某些实施例可见于通过执行剪切波弹性成像来增强超声数据中的手术针的检测和可视化的方法和系统中。各种实施例提供了提供这样的系统的技术效果：该系统被配置为在生物组织中生成剪切波；采集所生成的剪切波的超声图像数据；处理超声图像数据以确定剪切波速度的局部分布；并且将剪切波速度的局部分布转化到用于识别手术针在组织中的位置的图。

[0034] 当结合附图阅读时，将更好地理解以上发明内容以及某些实施例的下面的详细描述。附图在某种程度上示出了各种实施例的功能框图，这些功能框未必表示硬件电路之间的划分。因此，例如，功能框中的一个或多个（例如，处理器或存储器）可以被实现为单件硬件（例如，通用信号处理器或随机存取存储器的一区块、硬盘驱动器等）或多件硬件中。同样，程序可为单独的程序，可作为子例程合并于操作系统中，可为安装软件包中的功能等。应了解各种实施例并不限于附图所示的布置和手段。还应当理解，可以组合实施例，或者可以使用其他实施例，并且可以在不脱离各种实施例的范围的情况下进行结构、逻辑和电学上的改变。因此，不应以限制性意义来进行以下详细说明，并且由所附权利要求及其等同物来限定本发明的范围。

[0035] 如本文所用，以单数形式叙述和前接用词“一”或“一个”的元件或步骤应被理解为并不排除多个所述元件或步骤，除非明确叙述了这种排除。另外，对“一个实施例”的提及的意图不应理解为排除也合并所陈述的特点的额外实施例的存在。此外，除非明确地陈述为相反情况，“包括”或“具有”有着特定性质的元件或多个元件的实施例可包括无该性质的额外元件。

[0036] 同样如本说明书所用，术语“图像”广义地指可视图像和表示可视图像的数据。然而，许多实施例生成（或被配置成生成）至少一个可视图像。此外，如本说明书所用，短语“图像”用于表示诸如B模式、CF模式和/或B模式和/或CF的子模式的超声模式，例如，剪切波弹性成像（SWEI）、TVI、Angio、B-flow、BMI、BMI_Angio，并且在某些情况下还有MM、CM、PW、TVD、CW，其中“图像”和/或“平面”包括单个波束或多个波束。

[0037] 此外，如本说明书所用，术语处理器或处理单元是指可以执行各种实施例所需的所需计算的任何类型的处理单元，诸如单核或多核：CPU、图形板、DSP、FPGA、ASIC或其组合。

[0038] 应当注意，生成或形成图像的本说明书描述的各种实施例可以包括用于形成图像的处理，其在一些实施例中包括波束成形，并且在其他实施例中不包括波束成形。例如，可以在不使用波束成形的情况下形成图像，例如通过将解调数据的矩阵乘以系数矩阵，使得乘积是图像，并且其中该过程不形成任何“波束”。而且，可以使用可能源自多于一个传输事件（例如，合成孔径技术）的信道组合来执行图像的形成。

[0039] 在各种实施例中，形成图像的超声波处理被执行，包括在软件、固件、硬件或其组合中的超声波波束成形，例如接收波束成形。在图1中示出了具有根据各种实施例形成的软件波束成形器架构的超声系统的一种实施方式。

[0040] 图1是根据各种实施例的示例性超声系统100的框图，其可操作用于通过执行剪切

波弹性成像来提供超声数据中的手术针10的增强的检测和可视化。参考图1,示出了手术针10、超声系统100和外部振动装置20。手术针10包括远侧插入端和近端毂端。近端毂端可以由针10的操作者抓握,并且远端插入端可以插入生物组织1中,以例如执行超声引导活组织检查或任何合适的程序。外部振动装置20可以被配置成提供用于移位组织以在组织1中形成剪切波5的外部推力22。另外和/或备选地,超声系统100可以提供推动力,例如高强度超声波推动脉冲105,用于在组织1中生成剪切波5。超声系统100包括发射器102、超声探针头104、发射波束成形器110、接收器118、接收波束成形器120、RF处理器124、RF/IQ缓冲器126、用户输入模块130、信号处理器132、图像缓冲器136和显示系统134。

[0041] 发射器102可以包括可操作用于驱动超声探针104的合适的逻辑、电路、接口和/或代码。超声探针104可以包括一维(1D、1.25D、1.5D或1.75D)阵列或二维(2D)阵列的压电元件。超声探针104可以包括通常构成相同元件的一组发射换能器元件106和一组接收换能器元件108。

[0042] 发射波束成形器110可以包括合适的逻辑、电路、接口和/或代码,其可以操作用于控制发射器102,发射器102通过发射子孔径波束成形器114驱动该组发射换能器元件106将高强度超声推动脉冲105发射到组织1的干扰点中,并将超声波发射信号107发射到组织1的感兴趣区域中。如本说明书所用,术语“高强度超声推动脉冲”是指在200和700mW/cm²之间的降额的空间峰值-时间平均强度($I_{SPTA,3}$)。发射的高强度超声推动脉冲105可以移位组织1,以产生从干扰点横向传播的剪切波5。发射的超声信号107可以从感兴趣对象中的结构(如由剪切波5变形的组织1)和感兴趣对象中的类似手术针10的手术器械反向散射,以产生回波109。回波109由接收换能器元件108接收。超声探针104中的一组接收换能器元件108可以操作用于将接收到的回波转换为模拟信号,通过接收子孔径波束成形器116进行子孔径波束成形,然后被传送到接收器118。

[0043] 接收器118可以包括可以操作用于接收和解调来自接收子孔径波束成形器116的信号的合适逻辑、电路、接口和/或代码。解调的模拟信号可以被传送到多个A/D转换器122中的一个或多个。多个A/D转换器122可以包括合适的逻辑、电路、接口和/或代码,其可以操作用于将来自接收器118的解调的模拟信号转换成对应的数字信号。多个A/D转换器122设置在接收器118和接收波束成形器120之间。尽管如此,本发明并不限于此。因此,在一些实施例中,多个A/D转换器122可以集成在接收器118内。

[0044] 接收波束成形器120可以包括合适的逻辑、电路、接口和/或代码,其可以操作用于对从多个A/D转换器122接收的信号执行数字波束成形处理。所得到的经处理的信息可以被转换回对应的RF信号。从接收波束成形器120输出的对应的输出RF信号可以被传送到RF处理器124。根据一些实施例,接收器118、多个A/D转换器122和波束成形器120可以被集成到单个波束成形器中,该波束成形器可能是数字的。

[0045] RF处理器124可以包括可操作用于解调RF信号的合适的逻辑、电路、接口和/或代码。根据实施例,RF处理器124可以包括复杂解调器(未示出),其可操作用于解调RF信号以形成代表对应的回波信号的I/Q数据对。然后可以将RF或I/Q信号数据传送到RF/IQ缓冲器126。

[0046] RF/IQ缓冲器126可以包括合适的逻辑、电路、接口和/或代码,其可以操作用于提供由RF处理器124生成的RF或I/Q信号数据的临时存储。

[0047] 用户输入模块130可用于启动剪切波弹性成像,改变扫描模式,输入患者数据、手术器械数据、扫描参数、设置、配置参数等。在示例性实施例中,用户输入模块130可以操作用于配置、管理和/或控制超声系统100中的一个或多个部件和/或模块的操作。就这一点而言,用户输入模块130可以操作用于配置、管理和/或控制发射器102、超声探针104、发射波束成形器110、接收器118、接收波束成形器120、RF处理器124、RF/IQ缓冲器126、用户输入模块130、信号处理器132、图像缓冲器136和/或显示系统134的操作。用户输入模块130可以位于超声系统100上和/或周围的各个位置,例如在探针104上,在控制面板处,以及/或在任何合适的位置。

[0048] 信号处理器132可以包括可操作用于处理超声信息(即,RF信号数据或IQ数据对)以在显示系统134上呈现的合适的逻辑、电路、接口和/或代码。信号处理器132操作用于执行一个或多个处理操作以确定手术针10的位置和取向信息。信号处理器132可操作用于根据所采集的超声信息上的多个可选择的超声波模态执行一个或多个处理操作。随着回波信号被接收,采集的超声信息可以在扫描会话期间被实时地处理。另外或备选地,超声数据可以在扫描会话期间临时存储在RF/IQ缓冲器126中,并且在实时或离线操作中以不太实时的方式处理。在示例性实施例中,信号处理器132可以包括剪切波弹性成像处理模块140。

[0049] 超声系统100可以操作用于以适合于所讨论的成像状况的帧速率连续采集超声信息。典型的帧速率范围为20-70,但可以更低或更高。例如,剪切波弹性成像可能具有与用于对组织1中的剪切波5成像的高脉冲重复频率相关的更高的帧速率。在各种实施例中,剪切波弹性成像模式中的脉冲重复频率为至少300个脉冲/秒,优选大于或等于1000个脉冲/秒。采集的超声信息可以以与帧速率相同的显示速率显示在显示系统134上,或者更慢或更快。包括图像缓冲器136,以用于存储未被调度为立即显示的采集的超声信息的经处理的帧。优选地,图像缓冲器136具有足够的容量来存储至少几秒价值的超声信息帧。超声信息的帧以便于根据其采集的顺序或时间进行检索的方式存储。图像缓冲器136可以被实现为任何已知的数据存储介质。

[0050] 剪切波弹性成像处理模块140可以包括合适的逻辑、电路、接口和/或代码,其可以操作用于进行剪切波超声数据的处理,以通过创建表示剪切波速度,弹性和/或空间梯度的分布的图来提供对手术针的增强的检测和可视化。如本说明书所用,术语“剪切波超声数据”是指在信号处理器132处接收的超声信息,其对应于通过来自在由剪切波5变形的感兴趣对象中的结构(例如,组织1)和器械(例如,手术针10)的发送的超声信号107的反向散射产生的接收到的回波109。就这一点而言,剪切波弹性成像处理模块140可以包括合适的逻辑、电路、接口和/或代码,其可以操作用于进行对剪切波超声数据的处理以确定组织1中的剪切波速度的局部分布。剪切波速度可以通过亥姆霍兹方程的直接反演、飞行时间测量或任何合适的计算方法来计算。例如,在通过聚焦超声波束105的力或通过外部推力22在组织1中引发推力干扰后,可以采集剪切波超声数据。推力干扰105、22生成从扰动点横向传播的剪切波5。超声系统100使用高脉冲重复频率来采集剪切波超声数据。如本说明书所用,术语“高脉冲重复频率”是指至少300个脉冲/秒的脉冲重复频率。在一个优选的实施例中,用于采集剪切波超声数据的脉冲重复频率大于或等于1000个脉冲/秒。

[0051] 剪切波弹性成像处理模块140可以包括合适的逻辑、电路、接口和/或代码,其可以操作用于将组织1中的剪切波速度的局部分布转换为图,例如速度分布图、弹性图、空间梯

度图或表示在针10和周围组织1之间的对比的任何合适的图。例如,可以基于剪切波速度标测局部分布以生成速度分布图。作为另一示例,可以通过计算基于杨氏模量、相似剪切模量或任何合适的转换计算的刚度,将局部分布转换为弹性图。此外,在各种实施例中,空间梯度滤波器可以应用于速度分布图和/或弹性图,以生成提供针10的增强的可视化的空间梯度图。

[0052] 该图表示在剪切波超声数据中剪切波从干扰点穿过在横向位置处的组织的速度。剪切波传播速度对应于组织在横向位置处的刚度。具体来说,较高的剪切波速度对应于较大的刚度,较低的剪切波速度对应于较小的刚度。基于针10和周围组织10在横向位置处的速度和/或弹性差异以及针10的尺寸和形状,手术针10的位置是容易识别的。例如,图可以是有与剪切波速度和/或弹性对应的颜色或灰度范围的颜色编码图或灰度图。具体来说,弹性图可以具有对应于柔软弹性的深蓝色或深灰色/黑色,对应于硬弹性的红色或浅灰色/白色等。手术针10是特征形状并且具有比组织1更硬的弹性,使得针10的表示可以作为细而直的红色或浅灰色/白色线出现在弹性图中。具有手术针10的表示的图可以显示在显示系统134上。例如,具有手术针10的表示的图可以覆盖在诸如B模式图像或任何合适的超声图像的超声图像上。

[0053] 另外和/或备选地,剪切波弹性成像处理模块140可以包括合适的逻辑、电路、接口和/或代码,其可以操作用于在图内的手术针10上执行图像分割。在各种实施例中,剪切波弹性成像处理模块140可以半自动或自动地执行图像分割。例如,半自动图像分割可以由识别具有手术针10的感兴趣区域的操作者执行,并且剪切波弹性成像处理模块140应用图像处理算法来分割在感兴趣的区域内的手术针10。作为另一示例,自动图像分割可以由剪切波弹性成像处理模块140执行,该模块应用图像处理算法来分割手术针10而无需操作者输入。图像处理算法可以至少部分地基于针检测参数,例如与针弹性相对应的颜色或灰度信息等。对应于分割的手术针10的针形状表示可以覆盖在B模式图像或任何合适的超声图像上,以增强手术针10的可视化。

[0054] 图2是流程图,示出了根据各种实施例的通过执行剪切波弹性成像可以用于提供超声数据中的手术针10的增强的检测和可视化的示例性步骤。参考图2,示出了包括示例性步骤202至214的流程图200。某些实施例可以省略一个或多个步骤,和/或以与列出的顺序不同的顺序执行步骤,和/或组合下面讨论的某些步骤。例如,一些步骤在某些实施例中可能不执行。作为另一示例,某些步骤可以以相比下面列出的不同的时间顺序执行,包括同时执行。

[0055] 在步骤202中,超声系统100中的信号处理器132可以操作用于启动剪切波弹性成像。例如,信号处理器132可以从用户输入模块130接收输入,提供用于执行剪切波弹性成像的指令。指令可以对应于执行剪切波弹性成像的一次性请求或对连续或周期性地执行剪切波弹性成像的请求。作为示例,执行超声引导活组织检查的操作者可能无法识别在B模式超声图像中的手术针10,并且可以按下在超声探针104或控制面板上的按钮130以启动剪切波弹性成像,以有助于手术针10的检测和可视化。作为另一示例,操作者可以在用户输入模块130处输入指令,以在开始时或在超声引导的活组织检查或任何合适的程序期间连续地或周期性地执行剪切波弹性成像。步骤204至214可以基于操作员输入指令连续地和/或周期性地重复。

[0056] 在步骤204中,在具有插入的手术针10的生物组织1中诱导剪切波5。例如,超声系统100的超声探针104可以提供推力,例如高强度超声推动脉冲105,用于在组织1中生成剪切波5。作为另一示例,外部振动装置20可以被配置成提供用于移位组织以在组织1中产生剪切波5的外部推力22。

[0057] 在步骤206中,超声波系统100以高脉冲重复频率从具有插入的手术针的组织采集剪切波超声数据。剪切波超声数据在包括生物组织1和手术针10的区域中。剪切波弹性成像模式中的脉冲重复频率为至少300个脉冲/秒,优选大于或等于1000个脉冲/秒。

[0058] 在步骤208中,信号处理器132可以处理剪切波超声数据以确定通过生物组织1和手术针10的剪切波速度的局部分布。例如,信号处理器132的剪切波弹性成像处理模块140可以通过亥姆霍兹方程的直接反演、飞行时间测量或任何合适的计算方法来计算在剪切波超声数据中各位置处的剪切波速度。

[0059] 在步骤210中,信号处理器132可以将通过生物组织和手术针的剪切波速度的局部分布转换成图。在各种实施例中,图可以是速度分布图、弹性图、空间梯度图或表示针10和周围组织1之间的对比的任何合适的图。例如,信号处理器132的剪切波弹性成像处理模块140可以基于剪切波速度标测局部分布以生成速度分布图。作为另一示例,剪切波弹性成像处理模块140可以通过计算基于杨氏模量、类似剪切模量或任何合适的转换计算的刚度来将局部分布转换为弹性图。此外,在各种实施例中,剪切波弹性成像处理模块140可以将空间梯度滤波器应用于速度分布图和/或弹性图以生成空间梯度图。该图可以是具有对应于不同速度和/或弹性的不同颜色或灰度的颜色编码图或灰度图。例如,颜色编码图或灰度弹性图可以将软组织1显示为深蓝色或深灰色/黑色,而具有比组织1更大的刚度的针10可以以红色或浅灰色/白色显示,等等。

[0060] 在步骤212中,信号处理器132可以在图中的手术针10上执行图像分割。例如,信号处理器132的剪切波弹性成像处理模块140可以应用图像处理算法来分割外科针10。图像处理算法可以包括应用于分割针10的参数,例如与特定弹性相关联的颜色或灰度信息。图像分割可以半自动地执行,例如在识别具有手术针10的感兴趣区域的操作者的帮助下。另外和/或备选地,图像分割可以通过应用图像处理算法自动地执行,而不需要操作者输入。

[0061] 在步骤214中,手术针10的图和/或表示可以覆盖在超声图像上。例如,来自步骤210的具有手术针10的表示的图可以叠加在超声图像上并呈现在显示系统134上。作为另一示例,来自步骤212的分割的针10可以叠加在超声图像上并呈现在显示系统134上。超声图像可以是B模式图像或任何合适的超声图像。手术针10的表示可以是速度分布图中的剪切波速度的颜色或灰度阴影、弹性图中的刚度颜色或灰度阴影、空间梯度图中的颜色或灰度阴影、针10的虚拟表示(例如,线、针的通用图像等)或任何合适的表示。例如,基于在针10和周围组织1之间的速度和/或弹性的差异以及针10的特征形状,手术针10的位置可以在图中可见。例如,在弹性图中,手术针10是特征形状并且具有比组织1更硬的弹性,使得针10的表示可以作为细而直的红色或浅灰色/白色线出现在弹性图中。

[0062] 本发明的方面提供了方法200和系统100,用于通过执行剪切波弹性成像来增强超声数据中的手术针10的检测和可视化。根据各种实施例,方法200包括在其中插入有手术针10的生物组织1中诱导204剪切波5。方法200包括由超声系统100、104以高脉冲重复频率从具有手术针10的生物组织1采集206剪切波超声数据。方法200包括由超声系统100的处理器

132、140处理208、210剪切波超声数据,以生成生物组织1和手术针10的图。方法200包括在超声系统100的显示系统134处显示214覆盖在超声图像上的手术针10的表示。

[0063] 在代表性实施例中,诱导204剪切波5包括由超声系统100的超声探针104将高强度超声推动脉冲105提供到生物组织1中。在各种实施例中,诱导204剪切波5包括由外部振动装置20将外部推力22提供到生物组织1中。在某些实施例中,高脉冲重复频率大于或等于1000个脉冲/秒。

[0064] 在各种实施例中,处理208、210剪切波超声数据以生成图包括处理208剪切波超声数据以确定通过生物组织1和手术针10的剪切波速度的局部分布。处理208、210剪切波超声数据以生成图包括下列一者或多者:将剪切波速度的位置分布转换210为生物组织1和手术针10的速度分布图;将剪切波速度的局部分布转换210为生物组织1和手术针10的弹性图;以及将空间梯度滤波器应用210到速度分布图和弹性图中的一个或多个,以生成空间梯度图。在某些实施例中,处理208剪切波超声数据以确定通过生物组织1和手术针10的局部分布剪切波速度包括通过亥姆霍兹方程的直接反演和飞行时间测量中的至少一个来计算在剪切波超声数据中的各位置处的剪切波速度。在代表性实施例中,将剪切波速度的局部分布转换210为生物组织1和手术针10的弹性图包括至少部分地基于杨氏模量和剪切模量中的一个或多个来计算弹性。

[0065] 在某些实施例中,图是颜色编码图,并且颜色编码图中的不同颜色与不同速度和不同弹性中的至少一个相对应。在代表性实施例中,手术针的表示是速度分布图中的剪切波速度颜色、弹性图中的弹性颜色和虚拟表示中的至少一种。在各种实施例中,方法200包括由超声系统100的处理器132、140执行212图中的手术针10的图像分割。在某些实施例中,诱导204生物组织中的剪切波基于在用户输入模块130处的输入而启动202。

[0066] 各种实施例提供包括剪切波诱导装置20、104、超声处理器132、140和显示系统134的系统100。剪切波诱导装置20、104可以被配置成在其中插入有手术针10的生物组织1中诱导剪切波5。超声处理器132、140可以被配置成从具有手术针10的生物组织1接收以高脉冲重复频率采集的剪切波超声数据。超声处理器132、140可以被配置成处理剪切波超声数据以生成生物组织1和手术针10的图。显示系统134可以被配置成显示覆盖在超声图像上的手术针10的表示。

[0067] 在某些实施例中,剪切波诱导装置是配置成将高强度超声推动脉冲105提供到生物组织1中的超声探针104和配置成将外部推动力22提供到生物组织1中的外部振动装置20中的至少一个。在各种实施例中,超声处理器132、140被配置成通过处理剪切波超声数据以确定通过生物组织1和手术针10的剪切波速度的局部分布来处理剪切波超声数据以生成图。超声处理器132、140被配置成通过下列中的一者或多者处理剪切波超声数据以生成图:将剪切波速度的位置分布转换为生物组织1和手术针10的速度分布图;将剪切波速度的局部分布转换为生物组织1和手术针10的弹性图;以及将空间梯度滤波器应用到速度分布图和弹性图中的一个或多个,以生成空间梯度图。

[0068] 在代表性实施例中,超声处理器132、140被配置成在图中执行手术针10的图像分割。在某些实施例中,系统100包括用户输入模块130,其被配置为接收输入以由剪切波诱导装置20、105引发生物组织1中的剪切波的诱导。在各种实施例中,高脉冲重复频率大于或等于1000个脉冲/秒。在代表性实施例中,图是颜色编码图,颜色编码图中的不同颜色对应于

不同速度和不同弹性中的至少一种,并且手术针10的表示是速度分布图中的剪切波速度颜色、弹性图中的弹性颜色以及虚拟表示中的至少一种。

[0069] 某些实施例提供具有存储的计算机程序的非暂时性计算机可读介质,该计算机程序包括至少一个可由机器执行以使机器执行本说明书公开的步骤200的代码段。示例性步骤200可以包括在其中插入有手术针10的生物组织1中诱导204剪切波5。步骤200可以包括以高脉冲重复频率从具有手术针10的生物组织1采集206剪切波超声数据。步骤200可以包括处理208、210剪切波超声数据以生成生物组织1和手术针10的图。步骤200可以包括显示214覆盖在超声图像上的手术针10的表示。

[0070] 在代表性实施例中,处理208、210剪切波超声数据以生成图包括处理208剪切波超声数据以确定通过生物组织1和手术针10的剪切波速度的局部分布。处理208、210剪切波超声数据以生成图包括下列一者或多者:将剪切波速度的位置分布转换210为生物组织1和手术针10的速度分布图;将剪切波速度的局部分布转换210为生物组织1和手术针10的弹性图;以及将空间梯度滤波器应用到速度分布图和弹性图中的一个或多个,以生成空间梯度图。

[0071] 如本说明书所用,术语“电路”是指物理电子部件(即,硬件)以及可以配置硬件、可由硬件执行或者与硬件相关联的任何软件和/或固件(“代码”)。如本说明书所用,例如,特定的处理器和存储器当执行第一个或多个代码行时可以包括第一“电路”,并且当执行第二个或多个代码行时可以包括第二“电路”。如本说明书所用,“和/或”是指通过“和/或”连接的列表中的任何一个或多个项目。作为示例,“x和/或y”表示三元素集合 $\{(x), (y), (x, y)\}$ 中的任何元素。作为另一示例,“x、y”和/或z“表示七元素集合 $\{(x), (y), (z), (x, y), (x, z), (y, z), (x, y, z)\}$ 中的任何元素。如本说明书所用,术语“示例性”表示用作非限制性示例、实例或图示。如本说明书所用,术语“如”和“例如”列出了一个或多个非限制性示例、实例或图示的列表。如本说明书所用,只要电路包括执行一功能所需的硬件和代码(如果需要的话),该电路就“可操作用于”执行该功能,而不管该功能的执行是否通过一些用户可配置的设置禁用或未启用。

[0072] 其他实施例可以提供计算机可读装置和/或非暂时性计算机可读介质、和/或机器可读装置和/或非暂时性机器可读介质,其中存储有机器代码和/或计算机程序,该机器代码和/或计算机程序具有可由机器和/或计算机执行的至少一个代码段,从而使机器和/或计算机执行本说明书所述的步骤,以通过执行剪切波弹性成像来增强超声数据中的手术针的检测和可视化。

[0073] 因此,可以在硬件、软件或硬件和软件的组合中实现各种实施例。某些实施例可以以集中的方式在至少一个计算机系统中实现,或者以不同元件分布在多个互连的计算机系统上的分布方式实现。适用于执行本说明书所述方法的任何类型的计算机系统或其他设备都是适合的。硬件和软件的典型组合可以是具有这样的计算机程序的通用计算机系统:该程序在被加载和执行时控制计算机系统,使得其执行本说明书所述的方法。

[0074] 某些实施例也可以嵌入到计算机程序产品中,该计算机程序产品包括能够实现本说明书描述的方法的所有特征,并且当被加载到计算机系统中时能够执行这些方法。在本上下文中的计算机程序是指一组指令的任何语言、代码或符号的任何表达,其旨在使具有信息处理能力的系统直接地或在以下任一或两者之后执行特定功能:a)转换为另一种语

言、代码或符号;b)以不同的材料形式复制。

[0075] 虽然已经参考某些实施例描述了本发明,但是本领域技术人员将会理解,在不脱离本发明的范围的情况下,可以进行各种改变并且可以替换等同物。此外,可作出许多修改以使特定情况或材料适应本发明的教导而不脱离其范围。因此,本发明并不旨在局限于所公开的特定实施例,本发明将包括落入所附权利要求范围内的所有实施例。

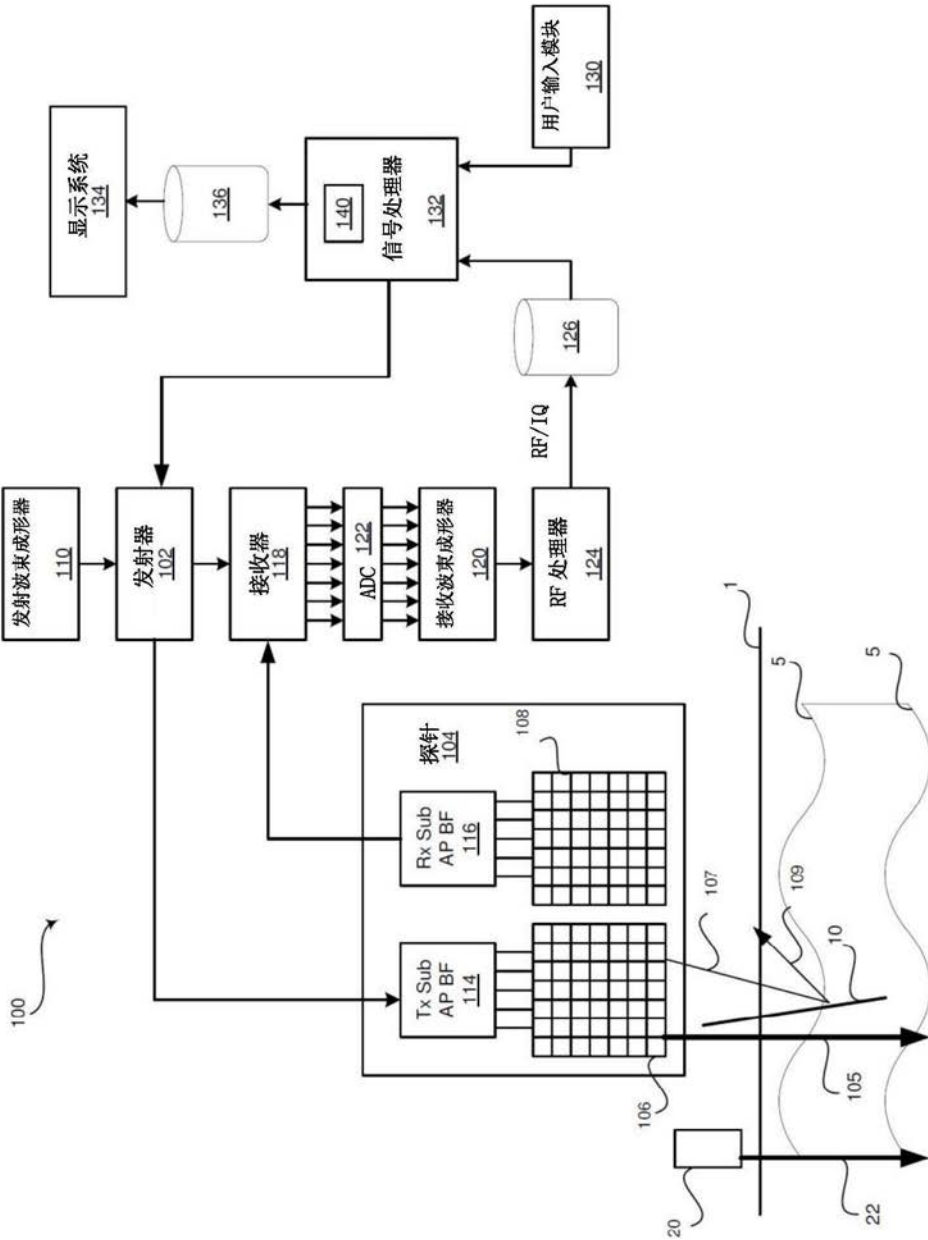


图1

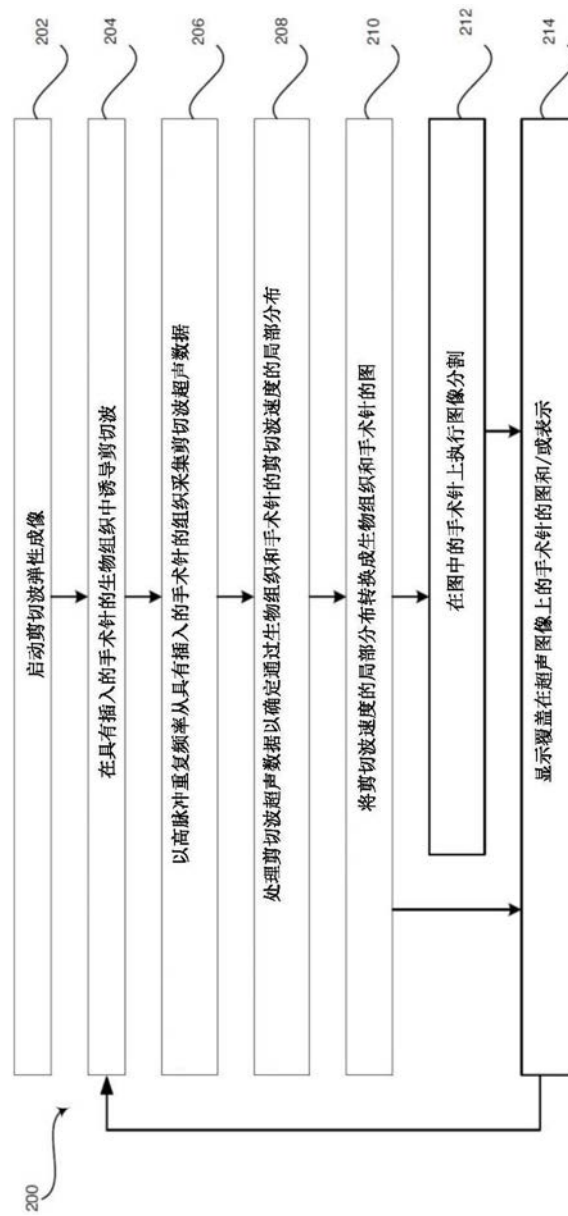


图2

专利名称(译)	通过执行剪切波弹性成像增强超声数据中的手术针的检测和可视化的方法和系统		
公开(公告)号	CN108078626A	公开(公告)日	2018-05-29
申请号	CN201711231880.3	申请日	2017-11-22
[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	C F 佩里		
发明人	C.F.佩里		
IPC分类号	A61B34/20 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/0841 A61B8/461 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B10/0233 A61B34/20 A61B8/085 A61B2034/2063		
代理人(译)	郑浩 刘春元		
优先权	15/358467 2016-11-22 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声系统通过执行剪切波弹性成像提供对在超声数据中的手术针的增强的检测和可视化。在其中插入有手术针的生物组织中诱导剪切波。超声系统以高脉冲重复频率从具有手术针的生物组织采集剪切波超声数据。超声系统的处理器处理剪切波超声数据以生成生物组织和手术针的图。超声系统的显示系统显示覆盖在超声图像上的手术针的表示。

