



(43) 申请公布日 2015.12.02

权利要求书2页 说明书5页 附图5页

1. 一种医学仪器,包括:

超声探头 (31),其包括用于采集解剖区域的图像 (40) 的超声换能器;以及

应力传感器 (33),其被布置在所述超声探头 (31) 上,以在所述超声换能器采集所述解剖区域的超声图像 (40) 时测量由所述解剖区域施加于所述超声探头 (31) 的纵向应力,

其中,应力传感器 (33) 环绕所述超声探头 (31) 的纵向轴,并且相对于所述超声探头 (31) 的所述纵向轴与所述超声换能器间隔开。

2. 根据权利要求 1 所述的医学仪器,其中,所述应力传感器 (33) 包括被布置在所述超声探头 (31) 上的至少一个应力计 (SG)。

3. 根据权利要求 1 所述的医学仪器,其中,所述应力传感器 (33) 包括以网格型式被布置在所述超声探头 (31) 上的多个应力计 (SG)。

4. 根据权利要求 3 所述的医学仪器,其中,所述多个应力计 (SG) 在所述网格型式之内被相等地间隔开。

5. 根据权利要求 1 所述的医学仪器,其中,所述应力传感器 (33) 被布置为邻近所述超声探头 (31) 的近端,并且所述超声换能器被定位在所述超声探头 (31) 的远端处。

6. 根据权利要求 1 所述的医学仪器,其中,在所述超声换能器采集所述解剖区域的超声图像 (40) 时,由所述应力传感器 (33) 测得的所述纵向应力促进对由所述解剖区域施加于所述超声探头 (31) 的轴向力和弯曲力中的至少一个的确定。

7. 一种超声系统,包括:

超声探头 (31),其包括用于采集解剖区域的图像 (40) 的超声换能器;以及

应力传感器 (33),其被布置在所述超声探头 (31) 上,以在所述超声换能器采集所述解剖区域的超声图像 (40) 时测量由所述解剖区域施加于所述超声探头 (31) 的纵向应力,

其中,所述应力传感器 (33) 环绕所述超声探头 (31) 的纵向轴,并且相对于所述超声探头 (31) 的所述纵向轴与所述超声换能器间隔开;以及

工作站 (20),其能用于根据由所述超声换能器采集的所述超声图像 (40) 来重建超声体积 (41),

其中,响应于由所述应力传感器 (33) 测得的所述纵向应力,所述工作站 (20) 还能用于在所述超声换能器采集所述解剖区域的超声图像 (40) 时确定由所述解剖区域施加于所述超声探头 (31) 的轴向力和弯曲力中的至少一个。

8. 根据权利要求 7 所述的超声系统,其中,所述应力传感器 (33) 包括被布置在所述超声探头 (31) 上的至少一个应力计 (SG)。

9. 根据权利要求 8 所述的超声系统,其中,所述应力传感器 (33) 包括以网格型式被布置在所述超声探头 (31) 上的多个应力计 (SG)。

10. 根据权利要求 9 所述的超声系统,其中,所述多个应力计 (SG) 在所述网格型式之内被相等地间隔开。

11. 根据权利要求 7 所述的超声系统,其中,所述应力传感器 (33) 被布置为邻近所述超声探头 (31) 的近端,并且所述超声换能器被定位在所述超声探头 (31) 的远端处。

12. 根据权利要求 7 所述的超声系统,其中,所述轴向力是所述超声探头 (31) 的弹性模量和所述超声探头 (31) 的横截面面积中的至少一个的函数。

13. 根据权利要求 7 所述的超声系统,其中,所述弯曲力是以下中的至少一个的函数:

所述超声探头 (31) 的弹性模量、所述超声探头 (31) 的外半径、所述超声探头 (31) 的面矩以及所述应力传感器 (33) 的中心相距所述超声探头 (31) 的远侧尖端的距离。

14. 根据权利要求 7 所述的超声系统, 其中, 所述工作站 (20) 还能用于显示针对由所述工作站 (20) 确定的所述轴向力和所述弯曲力中的至少一个的视觉表示。

15. 根据权利要求 14 所述的超声系统, 其中, 所述工作站 (20) 还能用于确定所述弯曲力与所述应力传感器的测量轴之间的角度。

用于通过应力测量在成像期间测量超声探头上的力和扭矩的系统

技术领域

[0001] 本发明总体上涉及用于医学流程（尤其是用于前列腺活检和近距离治疗流程）的徒手超声成像。本发明具体涉及对通过超声探头而被施加于解剖目标（尤其是前列腺）的一致力（consistent force）的监测和控制。

背景技术

[0002] 参考图 1，在超声引导的活检和治疗流程（例如，前列腺活检和近距离治疗）的大部分期间，来自感兴趣解剖结构的全部扫描被采集以重建解剖结构的三维（“3D”）体积 41。具体地，超声成像通常经由被附接到超声探头 31 的手柄 32 以徒手的方式来执行，所述超声探头 31 具有（一个或多个）二维（“2D”）超声换能器（未示出）。电磁位置传感器或光学位置传感器（未示出）被附接到超声探头 31，并且 2D B-扫描的集合 40 连同其在电磁跟踪器框架或光学跟踪器框架 28 的参考坐标系中的相对坐标一起被采集。所述 2D 图像的集合 40 被重建成规则的 3D 体积 41 以用于可视化、引导和分析。

[0003] 在徒手成像期间，操作者将超声探头 31 按压在患者 10 的皮肤或内部组织的表面上，同时调节超声探头 31 的位置和取向，以找到期望的图像平面。在该处理中，超声探头 31 与患者 10 的皮肤或组织之间的接触力使下层组织变形。例如，在前列腺的经直肠超声（“TRUS”）成像中，超声探头 31 将会被推在直肠壁上，这引起前列腺的显著变形。变形的量与所施加的力的量以及组织构成相关。

[0004] 重建的图像体积 41 可以用于不同的应用，例如，解剖结构分割 25 和多模态图像融合与配准 26。然而，来自徒手超声探头 31 的体积重建 24 易于发生由超声探头压力诱发的伪影。具体地，要求超声探头 31 的（一个或多个）2D 超声换能器与感兴趣体积的表面紧密接触，以避免在采集的图像中引起阴影伪影的空气间隙。在 3D 扫描期间，正被扫描的组织暴露在可变量的力下，并且每幅采集的 2D 图像 40 在不同的探头压力下被从组织捕捉。因此，在图像采集期间由操作者施加于组织的压力的量可以显著地影响在徒手方式的数据采集 23 期间采集的图像 40 的质量。作为结果，线性切片运动和非线性组织变形累积，并且针对 3D 体积 41 产生混淆的图像伪影。

[0005] 此外，由变化的接触力引起的组织几何形状的变化是超声图像 40 难于重复产生的原因。即使对患者 10 的相同区域执行成像，但是归因于力（探头压力）和 / 或组织的生物力学属性的改变，组织变形的量无疑也将是不同的。

[0006] 在自动图像分割 25（例如，前列腺分割）的背景中，体积重建 24 中的这样的变形和失真的影响是相当显著的。此外，图像分割中的误差将会转化成配准 26 中的误差（例如，对超声图像的磁共振成像），并且因此将影响活检和近距离治疗准确性。

发明内容

[0007] 本发明提供了一种用于对通过超声探头 31 而被施加于患者 10 的感兴趣解剖结构

的一致力的监测和控制的力 / 扭矩管理 27。

[0008] 本发明的一种形式是采用超声探头和应力传感器的医学仪器。所述超声探头包括用于采集解剖区域的超声图像的超声换能器。所述应力传感器被布置在所述超声探头上, 以在所述超声换能器采集所述解剖区域的图像时测量由所述解剖区域施加在所述超声探头上的纵向应力。所述应力传感器环绕所述超声探头的纵向轴, 并且相对于所述超声探头的所述纵向轴与所述超声换能器间隔开。

[0009] 本发明的第二形式是采用前述的医学仪器和工作站的超声系统, 所述工作站能用于根据由 (一个或多个) 所述超声换能器采集的所述超声图像来重建超声体积, 并且响应于由所述应力传感器测得的所述纵向应力而在所述超声换能器采集所述解剖区域的超声图像时确定由所述解剖区域施加于所述超声探头的轴向力和 / 或弯曲力。

[0010] 根据结合附图阅读的本发明的各种实施例的以下详细描述, 本发明的前述形式和其他形式以及本发明的各种特征和优点将变得更加明显。详细描述和附图仅仅图示了本发明而非进行限制, 本发明的范围由权利要求及其等同物来定义。

附图说明

[0011] 图 1 图示了根据本发明的超声系统的示范性实施例。

[0012] 图 2A 图示了根据本发明的超声探头的示范性实施例。

[0013] 图 2B 图示了如图 2 所示的超声探头的横截面视图。

[0014] 图 3A 图示了在对解剖目标的扫描期间由在图 2A 中示出的超声探头生成的示范性力。

[0015] 图 3B 图示了如图 3A 所示的超声探头的横截面视图。

[0016] 图 4 图示了表示根据本发明的扫描方法的示范性实施例的流程图。

[0017] 图 5 图示了表示根据本发明的校准方法的示范性实施例的流程图。

[0018] 图 6A 和图 6B 图示了根据本发明的示范性校准曲线图。

具体实施方式

[0019] 参考图 1, 超声系统采用工作站 20, 所述工作站 20 具有计算机 21、监视器 22 和输入设备 (未示出)、一包软件 / 固件模块 23-27 以及参考跟踪器 28。为了本发明的目的, 计算机 21 在本文中被广泛地定义为被配置具有用于处理 2D 超声图像 40 以支持医学流程 (例如, 前列腺活检和近距离治疗流程) 的硬件 / 电路 (例如, (一个或多个) 处理器、存储器等) 的任何计算机结构。为此目的, 模块 23-27 被编程并且被安装在计算机 21 上, 以在对医学流程的支持中提供各种功能。

[0020] 首先, 图像采集模块 23 涵盖用于经由被附接到超声探头 31 的一个或多个传感器 / 标记器接收并存储来自超声探头 31 的 2D 超声图像 40 的数据集的 (一个或多个) 已知方法, 其中 2D 超声图像 40 的每次存储包括该图像在 (例如, 电磁或光学) 跟踪器 28 的参考坐标系之内的位置。

[0021] 其次, 体积重建模块 24 涵盖用于根据 2D 超声图像 40 的相对位置来生成 3D 体积 41 的 (一个或多个) 已知方法。

[0022] 第三, 图像分割模块 25 涵盖用于在重建之前划分 2D 超声图像 40 或用于根据视觉

属性（例如，灰度级、纹理或颜色）将 3D 体积 41 划分成不相交的节段的集合以支持对 3D 体积 41 的更加容易的分析的（一个或多个）已知方法。

[0023] 第四，图像配准模块 26 涵盖用于将 2D 超声图像 40 的数据集和另一成像模态（例如，磁共振成像或计算机断层摄影）的数据集变换到一个坐标系中的（一个或多个）已知方法。

[0024] 第五，应力测量模块 27 涵盖用于确定在由解剖区域（例如，前列腺）的超声探头 31 的扫描期间由患者 10 的解剖区域施加在超声探头 31 上的轴向力和弯曲力的本发明的（一个或多个）方法。为此目的，计算机 21 接收在由解剖区域的超声探头 31 的扫描期间由患者 10 的解剖区域施加在超声探头 31 上的纵向应力的、由应力传感器 33 进行的测量结果，并且模块 27 处理应力测量结果以确定轴向力和弯曲力。

[0025] 为了本发明的目的，应力传感器 33 在本文中被广泛地定义为在结构上被配置用于测量由目标施加在仪器上的纵向应力（尤其用于测量在超声扫描期间由解剖区域施加于超声探头 31 的纵向应力）的任何传感器。而且为了本发明的目的，纵向应力在本文中被广泛地定义为平行于超声探头 31 的纵向轴或具有平行于超声探头 31 的纵向轴的分量的任何应力。

[0026] 在实践中，应力传感器 33 可以以促进在超声扫描期间测量由解剖区域施加于超声探头 31 的纵向应力的方式被布置在超声探头 31 上。例如，应力传感器 33 可以在应力传感器 33 的近端处或邻近应力传感器 33 的近端被粘附到超声探头 31 或与超声探头 31 集成在一起。通过另外的范例，应力传感器 33 可以被安装在紧密地位于超声探头 31 的近端处或邻近超声探头 31 的近端的一次性壳体上。

[0027] 而且在实践中，应力传感器 33 可以采用一个 (1) 或多个任何来类型（例如，单轴、三轴、平面等）的应力计 SG，所述应力计 SG 以有益于在超声扫描期间由患者 10 的解剖区域施加在超声探头 31 上的纵向应力的实际测量的方式被布置在超声探头 31 上。例如，（一个或多个）应力计可以被纵向地布置在超声探头 31 的近端处或邻近超声探头 31 的近端，尤其是以用于采用多个应力计中的两个 (2) 的网格型式。额外地，应力传感器 33 可以采用一个 (1) 或多个虚设的应力计以用于对归因于温度变化的应力补偿。

[0028] 以下是对由模块 27 所利用的应力传感器 33 的示范性实施例的描述，所述描述之后跟随有对由模块 27 实施的本发明的扫描方法和校准方法的示范性实施例的描述。

[0029] 图 2A 示出了采用超声探头 31 和被附接到超声探头 31 的近端的手柄 32 的医学仪器 30。超声探头 31 采用用于对患者 10 的解剖区域进行超声成像的超声换能器（未示出）。所述超声换能器被布置在超声探头 31 的远端处，取决于超声换能器相对于超声探头 31 的远端的取向，所述超声换能器通常在虚线圆圈 35 之内。

[0030] 应力传感器 33 的实施例 33a 采用四个 (4) 应力计 SG，所述四个 (4) 应力计 SG 以网格型式被布置在超声探头 31 上，如图 2B 所示，所述四个 (4) 应力计 SG 围绕超声探头 31 的外围以相距彼此的相等距离进行布置。应力计 SG 可以包括最大化金属丝的量的金属箔或遭受在纵向轴 34 的平行方向上的应力的箔。

[0031] 在实践中，为了测量电阻的微小变化，应力计 SG 可以被使用在具有电压激励源（未示出）的桥构造中。桥构造的范例包括但不限于四分之一桥构造、半桥构造以及全桥构造。

[0032] 额外地,如图 1 所示,鉴于输出电压相对较小,信号调节器 36 可以被采用。在一个实施例中,信号调节器 36 可以包括放大器来提升信号水平,以增加测量分辨率并改进信噪比。此外,应力计 SG 可以被定位在电噪声环境中。因此,信号调节器 36 也可以包括低通滤波器,以去除在大多数环境设定下普遍存在的高频噪声。

[0033] 来自信号计 SG 或备选地信号调节器 36 的(一个或多个)输出信号被模块 27 用于确定轴向力和弯曲力,并且用于将轴向力和弯曲力的视觉表示显示在监视器 22 上(例如,叠加在体积 41 的数字和/或颜色编码的力映射)。在实践中,来自信号计 SG 的(一个或多个)输出信号可以通过任何已知的技术被传达给信号调节器 36 和/或计算机 22,并且可以被进一步传达给计算机 21 或用于存储和显示的额外的远程设备。

[0034] 图 3A 促进了对在超声扫描期间由超声探头 31 的解剖区域所施加的轴向力和弯曲力的理解。

[0035] 具体地,参考图 3A,在超声探头 31 的远侧尖端处施加于组织 50(例如,前列腺)的探头力 F_p 具有与从组织 50 到超声探头 31 的反作用力 F_r 相同的幅值,但是具有与其相反的方向。为了本发明的目的,反作用力 F_r 被分解成两个(2)分量:轴向力 F_x 和弯曲力 F_y 。

[0036] 还参考图 3B,假设在点 SG1、SG2、SG3 和 SG4 处测得的应力分别为 ε_1 、 ε_2 、 ε_3 和 ε_4 ,轴向力 F_x 和弯曲力 F_y 可以根据以下公式 [1] 和 [2] 来进行计算:

$$[0037] \quad F_x = -AE \left(\frac{\varepsilon_1 + \varepsilon_2 + \varepsilon_3 + \varepsilon_4}{4} \right) \quad [1]$$

$$[0038] \quad F_y = \frac{IE}{2lr_e} \left(\sqrt{(\varepsilon_1 + \varepsilon_x)^2 + (\varepsilon_2 + \varepsilon_x)^2} + \sqrt{(\varepsilon_3 + \varepsilon_x)^2 + (\varepsilon_4 + \varepsilon_x)^2} \right) \quad [2]$$

[0039] 其中, $\varepsilon_x = \frac{F_x}{AE}$ 是归因于轴向力 F_x 的应力, E 是超声探头 31 的弹性模量, A 是超声探头 31 的横截面面积, I 是超声探头 31 的面矩, r_e 是超声探头 31 的外半径,并且 l 是从每个应力计 SG 的中心到超声探头 31 的远侧尖端的距离。在实践中,纵向应力测量结果是作为每个应力计 SG 或信号调节器 36(图 1) 的输出的电压,所述电压与每个应力计 SG 的应力和位置线性有关: $\varepsilon_i = k_s v_i$ 。

[0040] 公式 [1] 和 [2] 不依赖于超声探头 31 围绕其纵向轴 34 的旋转角度,这是因为它计算总弯曲力。然而,如果弯曲力方向与应力计 SG1 的轴之间的角度是 θ_a ,则如图 3B 所示,该角度可以根据以下公式 [3] 来进行计算:

$$[0041] \quad \theta_a = \tan^{-1} \left(\frac{\varepsilon_4 - \varepsilon_2}{\varepsilon_1 - \varepsilon_3} \right) \quad [3]$$

[0042] 该角度可以用来找到弯曲力 F_y 在超声探头 31 的横截面平面上的方向。

[0043] 图 4 图示了表示本发明的扫描方法的流程图 60。流程图 60 的阶段 S61 涵盖如本文中先前结合图 2 和图 3 所描述的由应力传感器 33(图 1) 的纵向应力测量,并且流程图 60 的阶段 S62 涵盖由轴向力 F_x 和弯曲力 F_y 的模块 27(图 1) 根据公式 [1] 和 [2] 的计算进行的确定。结果得到的计算结果可以被显示在监视器 22 上(例如,叠加在 3D 体积 41 的数字和/或颜色编码的力映射)。额外地,模块 27 还可以计算弯曲力角度 θ_a 。

[0044] 图 5 图示了表示本发明的校准方法的流程图 70。流程图 70 的阶段 S71 涵盖如本

文中先前结合图 2 和图 3 所描述的由应力传感器 33 (图 1) 进行的应力测量, 并且流程图 70 的阶段 S72 涵盖由应力系数 k_s 的模块 27 进行的计算。针对阶段 S72, 轴向力公式 [1] 中的系数 AE 和弯曲力公式 [2] 中的系数 $\frac{IE}{2lr_g}$ 被确定。针对校准流程, 仅要求知道每个应力计针对已知轴向力和弯曲力的输出电压。由于测得的电压与应力线性有关, 因此我们可以通过添加如在各自的曲线图 80 (图 6A) 和 81 (图 6B) 中所示出的额外的系数 k_s 来使与系数与测得的电压有关。

[0045] 参考图 1-6B, 本领域技术人员将会认识到本发明的许多益处, 包括但不限于 (1) 由在对解剖结构的超声探头扫掠期间由操作者运用的不可控的可变力引起的运动伪影和图像失真的减少, (2) 超声图像的自动分割和模态间 / 内图像配准的改进, (3) 通过监测和控制通过超声探头所施加的力和扭矩的跨过多个时期的一致地重新扫描, (4) 通过对运用的手力提供实况反馈以能够获悉要在超声扫描期间施加的足够量的力和扭矩而用于放射科受训者的训练工具, (5) 对组织在超声扫描下的生物力学属性的估计, 以准确地构建组织的有限元模型 (FEM), 所述组织的有限元模型 (FEM) 可以用于组织变形、图像配准、组织分割等的实时跟踪, 以及 (6) 对组织的弹性的估计, 以用于计算软组织的硬度或应力图像, 并且检测已知相比于健康组织具有更高硬度的癌变区域。

[0046] 在实践中, 计算机 21 (图 1) 可以提供用于在超声扫描期间选择性地启用或禁用模块 27 的输入机构。

[0047] 尽管已经图示并描述了本发明的各种实施例, 但是本领域技术人员应当理解, 本文中所描述的本发明的实施例是图示性的, 并且可以做出各种改变和修改, 并且在不脱离本发明的真实范围的情况下可以用等同物来替代其元件。另外, 可以做出许多修改, 以在不脱离其中心范围的情况下调整本发明的教导。因此, 本发明旨在不限于被公开为预期用于执行本发明的最佳模式的具体实施例, 而且本发明包括落在权利要求的范围之内的所有实施例。

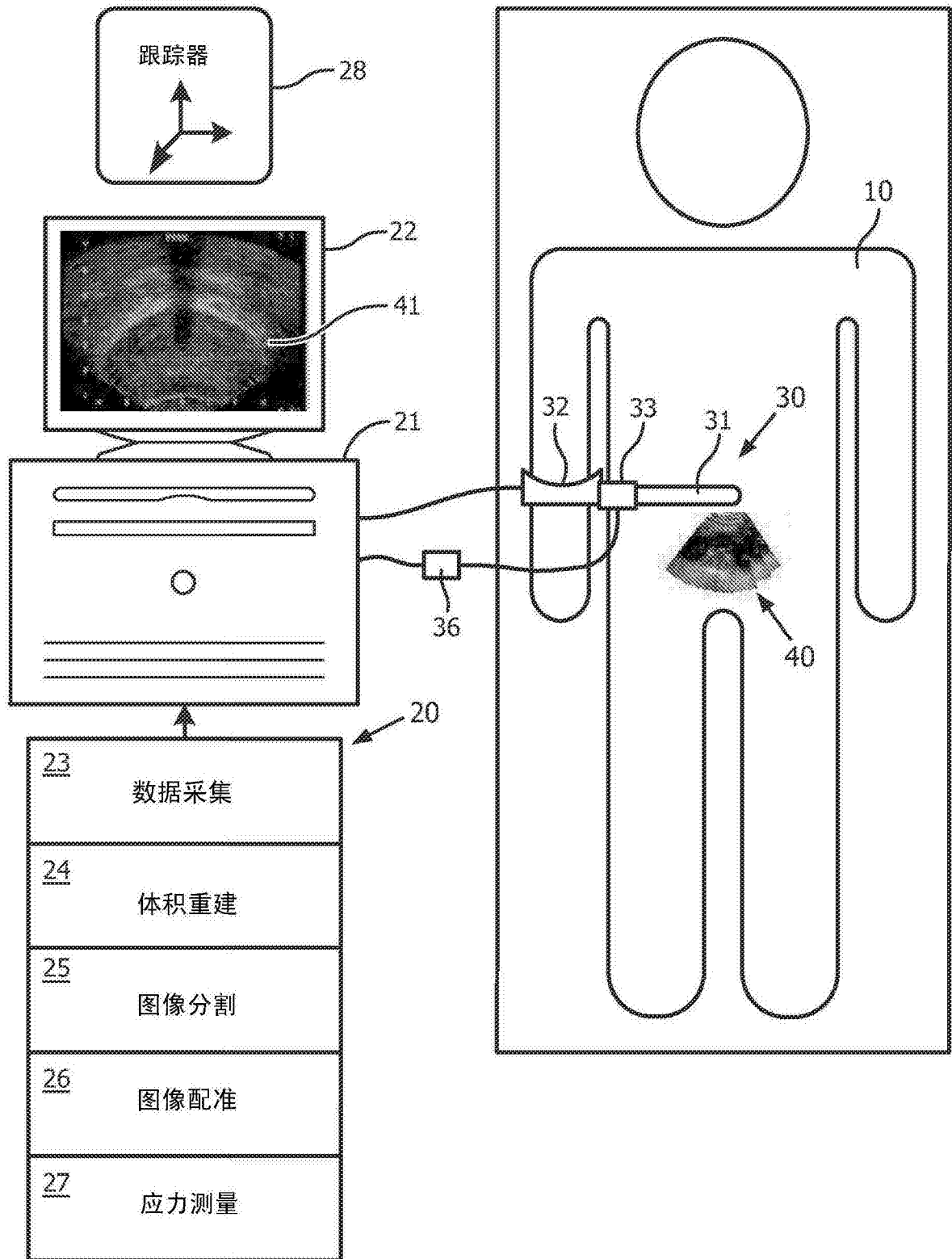


图 1

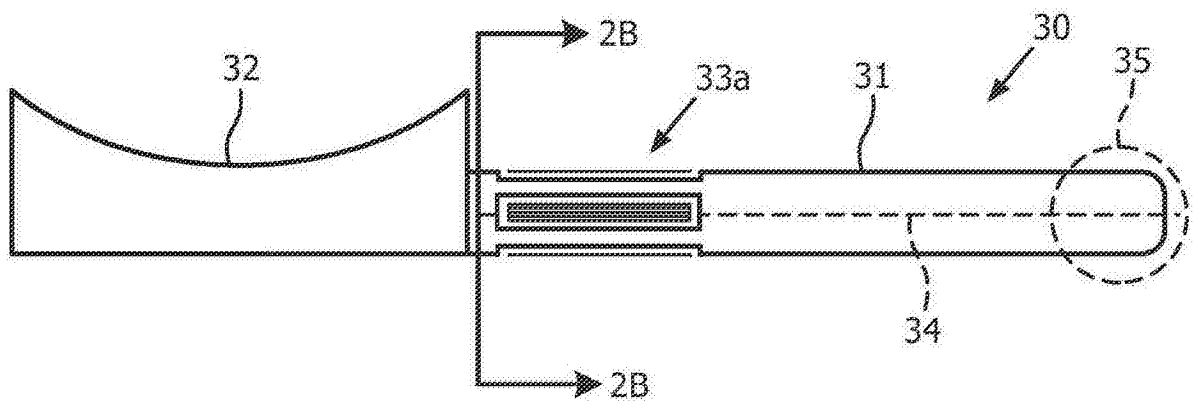


图 2A

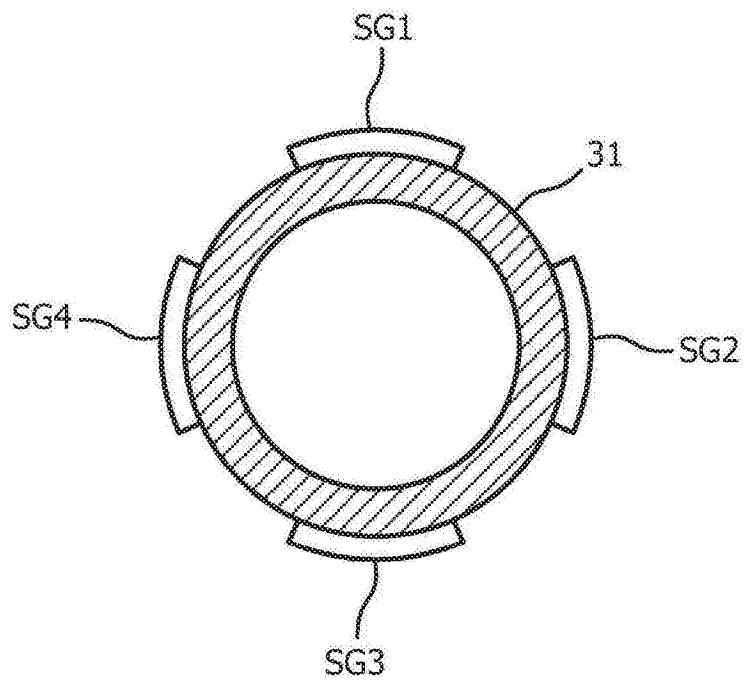


图 2A

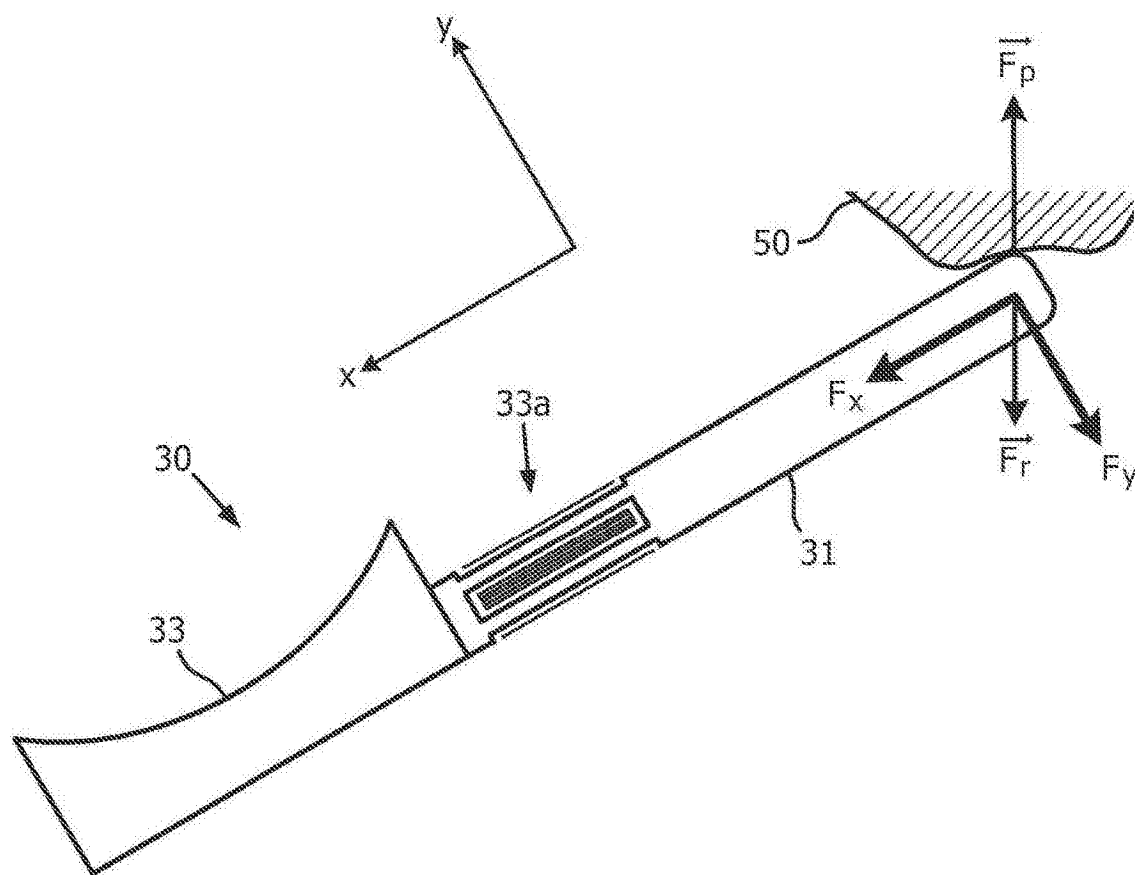


图 3A

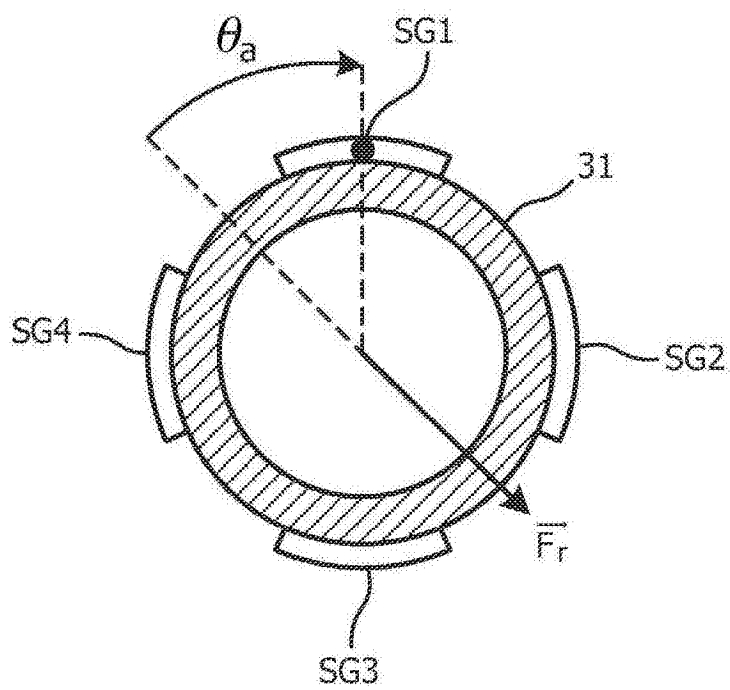


图 3C

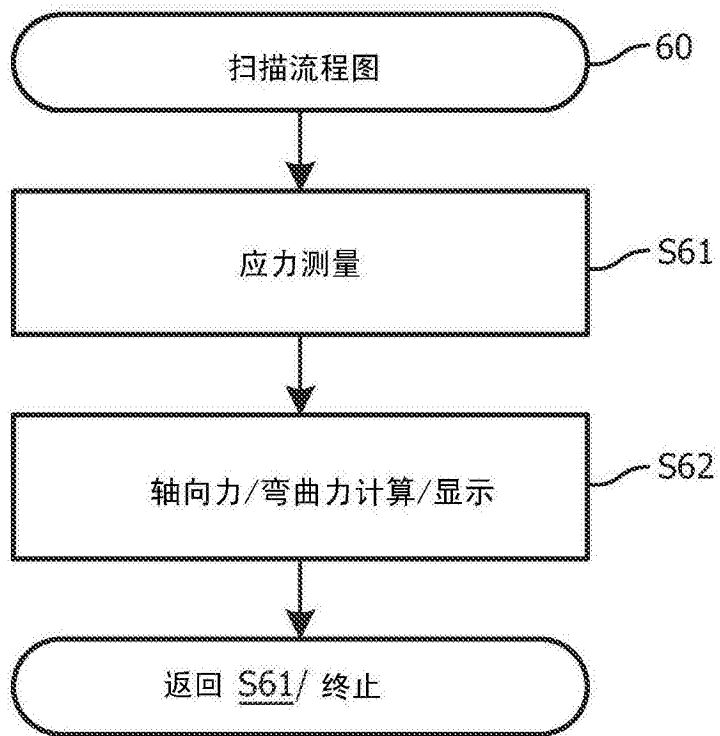


图 4

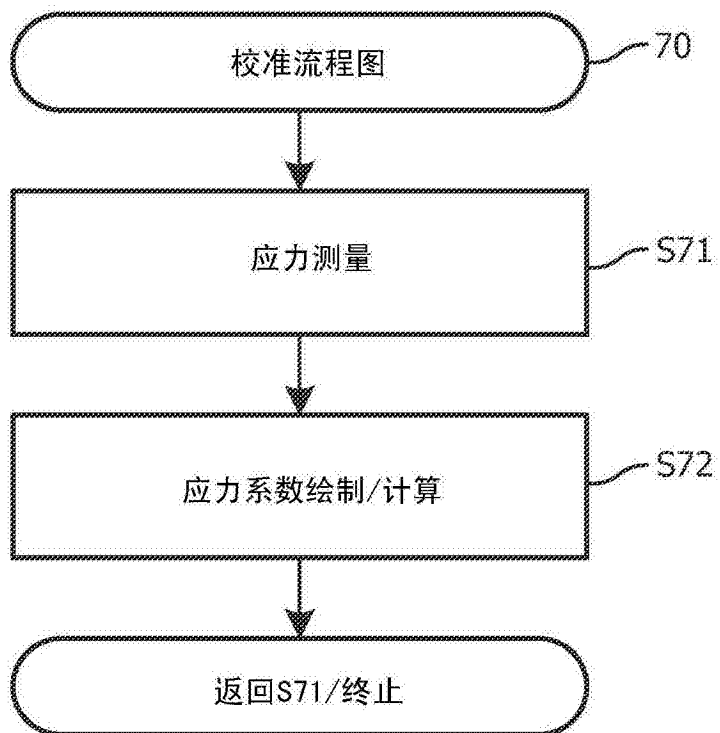


图 5

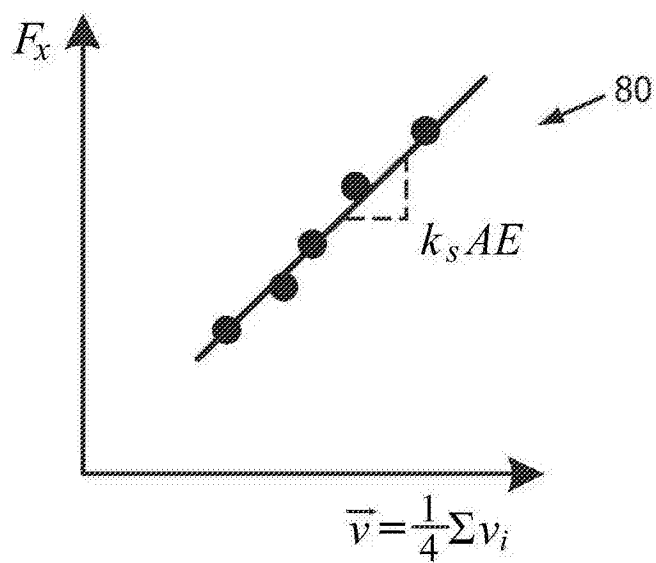


图 6A

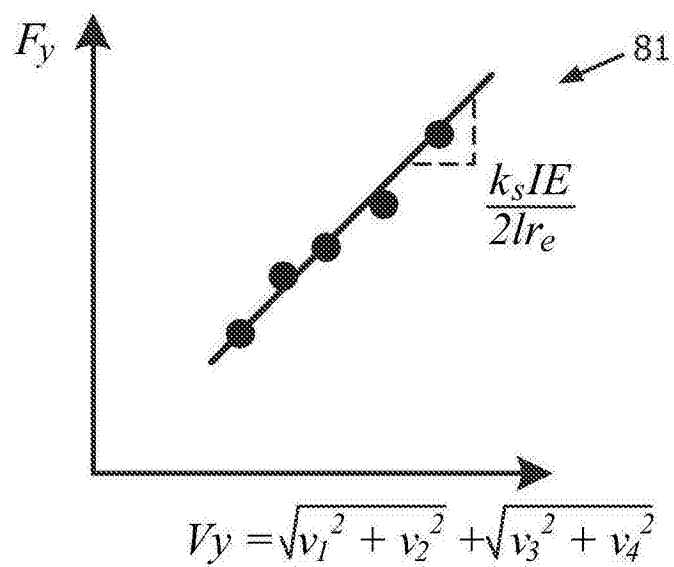


图 6B

专利名称(译)	用于通过应力测量在成像期间测量超声探头上的力和扭矩的系统		
公开(公告)号	CN105120760A	公开(公告)日	2015-12-02
申请号	CN201480019283.2	申请日	2014-03-27
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	AM塔赫玛塞比马拉古奥施 M谢里菲 DA斯坦顿		
发明人	A·M·塔赫玛塞比马拉古奥施 M·谢里菲 D·A·斯坦顿		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/429 A61B8/5292 A61B2562/0261		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	61/806584 2013-03-29 US		
其他公开文献	CN105120760B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声系统采用超声探头(31)、应力传感器(33)以及工作站(20)。所述超声探头(31)包括用于采集解剖区域的超声图像(40)的超声换能器。所述应力传感器(33)被布置在超声探头(31)上，以在超声换能器采集解剖区域的超声图像(40)时测量由解剖区域施加于超声探头(31)的纵向应力。所述应力传感器(33)环绕超声探头(31)的纵向轴，并且相对于超声探头(31)的纵向轴与超声换能器间隔开。所述工作站(20)根据由超声换能器采集的超声图像(40)来重建超声体积(41)，并且响应于由应力传感器(33)测得的纵向应力而在超声换能器采集解剖区域的超声图像(40)时确定由解剖区域施加于超声探头(31)的轴向力和/或弯曲力。

