



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111281434 A
(43)申请公布日 2020.06.16

(21)申请号 201911256706.3

(22)申请日 2019.12.06

(30)优先权数据

62/776841 2018.12.07 US

16/673025 2019.11.04 US

(71)申请人 韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司

地址 以色列约克尼姆

(72)发明人 A.阿加瓦尔 R.乌尔曼

(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 张金金

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

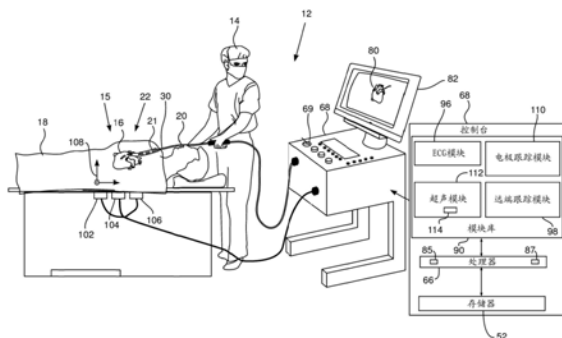
权利要求书3页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称

标测心内膜子表面特征

(57)摘要

本发明题为“标测心内膜子表面特征”。本发明提供了一种探头,其具有接近患者的内部器官组织的远端。远端处的位置传感器生成显示远端的地点和取向的位置信号。超声换能器沿取向传输超声脉冲并且从组织接收超声脉冲反射。地点传感器附接到远端,在远端附近的相应地点处接触组织的表面,并且输出相应的地点信号。处理器识别从组织的前表面和后表面接收的超声脉冲反射。处理器处理地点信号以找到组织前表面取向角度。然后,处理器基于在接收到反射之间所经过的时间以及取向的方向相对于前表面取向角度的倾斜度来估计沿垂直于前表面的轴线的组织厚度。



1. 一种用于标测心内膜子表面特征的设备,所述设备包括:
探头,所述探头包括被配置成与人类患者的内部器官的组织接近的远端;
位置传感器,所述位置传感器附接到所述远端并且被配置成生成指示所述远端的地点和取向的位置信号;
超声换能器,所述超声换能器被配置成在所述远端的所述取向的方向上传输超声脉冲并且从所述组织接收所述超声脉冲的反射;
多个地点传感器,所述多个地点传感器附接到所述探头的所述远端并且被配置成在所述远端附近的相应地点处接触所述组织的表面,并输出指示所述相应地点的相应地点信号;和
处理器,所述处理器被配置成
识别分别从所述组织的前表面和后表面接收的所述超声脉冲的第一反射和第二反射;
处理所述地点信号以找到所述远端附近的所述组织的所述前表面的取向角度;以及
基于在接收到所述第一反射和所述第二反射之间所经过的时间以及所述远端的所述取向的所述方向相对于所述前表面的所述取向角度的倾斜度来估计所述组织沿垂直于所述前表面的轴线的厚度。
2. 根据权利要求1所述的设备,并且包括附接到所述远端的光纤,所述光纤具有耦接到所述超声换能器的光纤近端和位于所述远端的远侧末端处的光纤远端,所述光纤远端被配置成传输所述超声脉冲,并接收所述超声脉冲的所述反射。
3. 根据权利要求2所述的设备,其中所述光纤包括一个或多个光学光栅,所述一个或多个光学光栅被配置成使得来自所述光栅的衍射光指示所述远端的所述地点和所述取向,使得所述一个或多个光学光栅充当另外的位置传感器。
4. 根据权利要求1所述的设备,其中所述位置传感器包括被配置成响应于穿越所述传感器的磁场而生成所述位置信号的至少一个线圈。
5. 根据权利要求1所述的设备,其中所述位置传感器包括在位于所述远端中的光纤中形成的一个或多个光学光栅,并且其中来自所述光栅的衍射光指示所述远端的所述地点和所述取向。
6. 根据权利要求1所述的设备,并且包括从所述探头远端的末端展开的至少三个柔性分支,并且其中所述地点传感器包括附接到所述柔性分支的电极。
7. 根据权利要求6所述的设备,其中至少一个电极附接到每个柔性分支。
8. 根据权利要求1所述的设备,其中所述位置传感器包括至少一个线圈,所述至少一个线圈被配置成响应于穿越所述至少一个线圈的磁场而生成所述位置信号。
9. 根据权利要求1所述的设备,并且包括从所述探头远端的末端展开的至少三个柔性分支,并且其中所述地点传感器包括附接到所述柔性分支的线圈。
10. 根据权利要求9所述的设备,其中至少一个线圈附接到每个柔性分支。
11. 根据权利要求1所述的设备,其中所述处理器被配置成基于所述第一反射的飞行时间来计算所述组织的所述前表面与所述探头的轴线的交会的位置。
12. 根据权利要求11所述的设备,其中所述处理器被配置成基于所述交会的所述位置和所述相应地点来为所述前表面制定公式。
13. 根据权利要求12所述的设备,其中所述处理器被配置成使用所述公式来计算所述

交会处的所述前表面的所述取向角度。

14. 根据权利要求1所述的设备,其中所述处理器被配置成将所述组织的所述厚度估计为表观组织厚度到所述轴线上的投影,并且其中所述处理器响应于所经过的时间来计算所述表观组织厚度。

15. 根据权利要求1所述的设备,其中所述内部器官包括人类患者的心脏。

16. 一种用于标测心内膜子表面特征的方法,所述方法包括:

使探头的远端与人类患者的内部器官的组织接近;

将位置传感器附接到所述远端,并利用所述传感器生成指示所述远端的地点和取向的位置信号;

在所述远端的所述取向的方向上从超声换能器传输超声脉冲,并且从所述组织接收所述超声脉冲的反射;

将多个地点传感器附接到所述探头的所述远端并且将所述传感器配置成在所述远端附近的相应地点处接触所述组织的表面,并输出指示所述相应地点的相应地点信号;

识别分别从所述组织的前表面和后表面接收的所述超声脉冲的第一反射和第二反射;

处理所述地点信号以找到所述远端附近的所述组织的所述前表面的取向角度;以及

基于在接收到所述第一反射和所述第二反射之间所经过的时间以及所述远端的所述取向的所述方向相对于所述前表面的所述取向角度的倾斜度来估计所述组织沿垂直于所述前表面的轴线的厚度。

17. 根据权利要求16所述的方法,并且包括将光纤附接到所述远端,所述光纤具有耦接到所述超声换能器的光纤近端和位于所述远端的远侧末端处的光纤远端,所述光纤远端被配置成传输所述超声脉冲并接收所述超声脉冲的所述反射。

18. 根据权利要求17所述的方法,其中所述光纤包括一个或多个光学光栅,所述一个或多个光学光栅被配置成使得来自所述光栅的衍射光指示所述远端的所述地点和所述取向,使得所述一个或多个光学光栅充当另外的位置传感器。

19. 根据权利要求16所述的方法,其中所述位置传感器包括被配置成响应于穿越所述传感器的磁场而生成所述位置信号的至少一个线圈。

20. 根据权利要求16所述的方法,其中所述位置传感器包括在位于所述远端中的光纤中形成的一个或多个光学光栅,并且其中来自所述光栅的衍射光指示所述远端的所述地点和所述取向。

21. 根据权利要求16所述的设备,并且包括从所述探头远端的末端展开至少三个柔性分支,并且其中所述地点传感器包括附接到所述柔性分支的电极。

22. 根据权利要求21所述的方法,其中至少一个电极附接到每个柔性分支。

23. 根据权利要求16所述的方法,其中所述位置传感器包括至少一个线圈,所述至少一个线圈被配置成响应于穿越所述至少一个线圈的磁场而生成所述位置信号。

24. 根据权利要求16所述的方法,并且包括从所述探头远端的末端展开至少三个柔性分支,并且其中所述地点传感器包括附接到所述柔性分支的线圈。

25. 根据权利要求24所述的方法,其中至少一个线圈附接到每个柔性分支。

26. 根据权利要求1所述的方法,并且包括基于所述第一反射的飞行时间来计算所述组织的所述前表面与所述探头的轴线的交会的位置。

27. 根据权利要求26所述的方法, 并且包括基于所述交会的所述位置和所述相应地点来为所述前表面制定公式。

28. 根据权利要求27所述的方法, 并且包括使用所述公式来计算所述交会处的所述前表面的所述取向角度。

29. 根据权利要求16所述的方法, 并且包括将所述组织的所述厚度估计为表观组织厚度到所述轴线上的投影, 并且响应于所经过的时间来计算所述表观组织厚度。

30. 根据权利要求16所述的方法, 其中所述内部器官包括所述人类患者的心脏。

标测心内膜子表面特征

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2018年12月7日提交的美国临时专利申请62/776,841的权益,该申请以引用方式并入本文。

技术领域

[0003] 本发明整体涉及生物组织的测量,并且具体地涉及测量组织的厚度。

背景技术

[0004] 在对患者的组织执行医学规程诸如采集心肌的一部分的活检或消融期间,了解组织的特征(包括厚度)可能是有用的。在许多情况下,这些特征可通过组织的预采集图像(诸如来自MRI(磁共振成像)或CT(计算机断层摄影)图像)推导出。就消融而言,此数据可能无法提供给执行消融的专业人员。即使该数据可用,其也不可提供诸如以下的特征:具有足够精度的厚度,或者厚度可因图像的采集而有所变化。

发明内容

[0005] 本发明的一个实施方案提供了设备,其由以下组成:

[0006] 探头,该探头具有被配置成与人类患者的内部器官的组织接近的远端;

[0007] 位置传感器,该位置传感器附接到远端并且被配置成生成指示远端的地点和取向的位置信号;

[0008] 超声换能器,该超声换能器被配置成在远端的取向的方向上传输超声脉冲并且从组织接收超声脉冲的反射;

[0009] 多个地点传感器,该多个地点传感器附接到探头的远端并且被配置成在远端附近的相应地点处接触组织的表面,并输出指示相应地点的相应地点信号;和

[0010] 处理器,该处理器被配置成:

[0011] 识别分别从组织的前表面和后表面接收的超声脉冲的第一反射和第二反射;

[0012] 处理地点信号以找到远端附近的组织的前表面的取向角度;以及

[0013] 基于在接收到第一反射和第二反射之间所经过的时间以及远端的取向的方向相对于前表面的取向角度的倾斜度来估计组织沿垂直于前表面的轴线的厚度。

[0014] 在一个公开的实施方案中,设备包括附接到远端的光纤,该光纤具有耦接到超声换能器的光纤近端和位于远端的远侧末端处的光纤远端,该光纤远端被配置成传输超声脉冲并接收超声脉冲的反射。光纤可具有一个或多个光学光栅,该一个或多个光学光栅被配置成使得来自光栅的衍射光指示远端的地点和取向,使得该一个或多个光学光栅充当另外的位置传感器。

[0015] 在一个另选公开的实施方案中,位置传感器包括被配置成响应于穿越传感器的磁场而生成位置信号的至少一个线圈。另选地或除此之外,位置传感器包括在位于远端中的光纤中形成的一个或多个光学光栅,并且其中来自光栅的衍射光指示远端的地点和取向。

[0016] 在另一个公开的实施方案中,存在至少三个从探头远端的末端展开的柔性分支,并且地点传感器由附接到柔性分支的电极组成。通常,至少一个电极附接到每个柔性分支。

[0017] 在另一个公开的实施方案中,位置传感器包括被配置成响应于穿越至少一个线圈的磁场而生成位置信号的至少一个线圈。

[0018] 在一个另选的实施方案中,存在至少三个从探头远端的末端展开的柔性分支,并且地点传感器为附接到柔性分支的线圈。通常,至少一个线圈附接到每个柔性分支。

[0019] 在另一个另选的实施方案中,处理器被配置成基于第一反射的飞行时间来计算组织的前表面与探头的轴线的交会的位置。处理器可被配置成基于该交会的位置和相应地点来为前表面制定公式。处理器也可被配置成使用该公式来计算前表面在该交会处的取向角度。

[0020] 在另一个另选的实施方案中,处理器被配置成将组织的厚度估计为表观组织厚度到轴线上的投影,并且处理器响应于所经过的时间来计算表观组织厚度。

[0021] 内部器官通常为人类患者的心脏。

[0022] 根据本发明的一个实施方案,还提供了一种方法,其包括:

[0023] 使探头的远端与人类患者的内部器官的组织接近;

[0024] 将位置传感器附接到远端,并利用传感器生成指示远端的地点和取向的位置信号;

[0025] 在远端的取向的方向上从超声换能器传输超声脉冲,并且从组织接收超声脉冲的反射;

[0026] 将多个地点传感器附接到探头的远端并且将传感器配置成在远端附近的相应地点处接触组织的表面,并输出指示相应地点的相应地点信号;

[0027] 识别分别从组织的前表面和后表面接收的超声脉冲的第一反射和第二反射;

[0028] 处理地点信号以找到远端附近的组织的前表面的取向角度;以及

[0029] 基于在接收到第一反射和第二反射之间所经过的时间以及远端的取向的方向相对于前表面的取向角度的倾斜度来估计组织沿垂直于前表面的轴线的厚度。

附图说明

[0030] 结合附图,通过以下对本公开的实施方案的详细描述,将更全面地理解本公开,其中:

[0031] 图1为根据本发明的实施方案的使用设备的侵入式医疗规程的示意图;

[0032] 图2为根据本发明的实施方案的用于设备中的探头的远端的示意图;

[0033] 图3为根据本发明的实施方案的探头的另选远端的示意图;并且

[0034] 图4为根据本发明的实施方案的对于设备的操作执行的步骤的流程图。

具体实施方式

[0035] 概述

[0036] 通常,在调查组织特征的规程期间,本发明的实施方案提供了对组织厚度的独立测量。探头具有附接到探头的远端的位置传感器,并且处理器使用来自传感器的信号来确定探头远端的地点和取向。远端被配置成能够与人类患者的内部器官的组织接近。

[0037] 探头具有附接到其远端的多个地点传感器,该传感器通常包括电极,并且传感器能够在远端附近的相应地点处接触组织的表面。传感器输出指示相应地点的相应地点信号。

[0038] 超声换能器被配置成在远端的取向的方向上传输超声脉冲并且能够从组织接收超声脉冲的反射。

[0039] 处理器被配置成识别分别从组织的前表面和后表面接收的超声脉冲的第一反射和第二反射。处理器处理地点信号以找到远端附近的组织的前表面的取向角度;然后处理器基于在接收到第一反射和第二反射之间所经过的时间以及远端的取向的方向相对于前表面的取向角度的倾斜度来估计组织沿垂直于前表面的轴线的厚度。

[0040] 详细描述

[0041] 图1为使用设备12的侵入式医疗规程的示意图,并且图2为根据本发明的实施方案的用于设备中的探头20的远端22的示意图。探头20充当导管,并且在本文中也被称为导管20。该规程由医疗专业人员14执行,并且在下文的描述中,假定该规程包括人类患者18的内部器官的组织15的一部分的表征,本文以举例的方式假定内部器官包括人类患者18的心脏的心肌16。表征通常包括确定被研究的组织部分的厚度,即,确定组织的前表面或近侧表面19与组织的后表面或远侧表面23之间的距离。

[0042] 为了执行研究,专业人员14将探头20插入已预先定位在患者内腔中的护套21中。护套21被定位成使得探头的远端22进入患者的心脏,并且位于由组织15包围的区域17中。区域17包含由心脏泵送的血液。

[0043] 探头20包括单个管状元件30,该管状元件在管状末端34处终止于探头的远端22处。在远端22处,三个或更多个柔性分支38从末端34展开(为简单起见,图2仅示出两个此类分支)。在一个实施方案中,存在五个分支38,如在由Biosense Webster (33 Technology Drive, Irvine, CA 92618 USA)生产的Pentaray[®]导管中,并且该Pentaray[®]导管可用于本发明所公开的实施方案中。然而,应当理解,本发明的实施方案可包括任何数量的大于两个的柔性分支。每个分支38包括至少一个电极42,并且每个分支上通常存在两个或更多个电极42。在上文提及的Pentaray[®]导管中,每个分支中存在四个电极。在一个此类Pentaray导管中,四个电极中的每个电极之间的间距为4mm。在另一个Pentaray[®]导管中,两个远侧电极之间的间距为2mm,两个近侧电极之间的间距也为2mm,并且两个中心电极之间的间距为6mm。

[0044] 位置传感器46固定地位于元件30内,靠近末端34。如下文更详细地描述,传感器生成信号,该信号使得能够跟踪传感器自身的地点和取向,并因此跟踪远端内固定元件的地点和取向。光纤50结合在元件30内,该光纤具有与末端34基本上相同位置处的光纤远端54。另外如下文更详细地描述,光纤50被配置成传输超声脉冲,使得光纤远端54既充当超声脉冲的传输端口又充当接收端口,并且在本文中也被称为收发器端口54。

[0045] 收发器端口54将超声脉冲以窄锥向外传输到远端22,该窄锥具有由虚线57示意性地示出的边界。锥体具有对应于元件30的对称轴轴线51的对称轴,并且为简单起见,在本文的描述中,假定脉冲沿轴线51传输。端口54还接收沿相同轴线行进的超声脉冲(在远端外部)。

[0046] 在一些实施方案中,光纤50结合到现有的“现成(off-the-shelf)”导管中。例如,光纤50可通过现有Pentaray[®]导管的冲洗通道被馈送。在一些实施方案中,光纤50还可通过将一个或多个光学光栅结合到光纤中以充当用于远端22的地点和取向传感器来配置。在这种情况下,光纤50使用光纤形状感测(FOSS)技术,如本领域已知的那样。FOSS技术分析从光栅衍射的光以估计光栅的地点和取向。应当理解,如果光纤50被配置为地点和取向传感器,则其可与位置传感器46一起使用或代替位置传感器46。

[0047] 设备12由系统处理器66控制,该系统处理器位于设备的操作控制台68中。控制台68包括由专业人员14用来与处理器通信的控件69。可将用于处理器66的软件通过例如网络以电子形式下载到处理器,并且存储在与处理器通信的存储器52中。另选地或除此之外,软件可通过非临时性有形介质诸如光学、磁性或电子存储介质提供。远端22的跟踪通常显示在屏幕82上所显示的患者18的心脏的三维表示80上。

[0048] 系统处理器66包括通常被配置为现场可编程门阵列(FPGA)的实时降噪电路85,之后是模数(A/D)信号转换集成电路87。处理器可将信号从A/D电路87传递到另一个处理器,并且/或者可被编程以执行本文所公开的至少一种算法,该算法包括下文所述的步骤。处理器使用电路85和电路87,以及下文更详细描述的特征,以便执行该算法。

[0049] 为了操作设备12,处理器66的算法与模块库90通信,该模块库具有被处理器用来操作设备的多个模块。因此,库90包括:心电图(ECG)模块96,该ECG模块采集和分析来自电极42的信号;以及远端跟踪模块98,该远端跟踪模块接收和分析来自位置传感器46的信号并且使用信号分析来生成远端22的地点和取向。

[0050] 在一些实施方案中,传感器46包括一个或多个线圈,该一个或多个线圈响应于穿越线圈的磁场来提供传感器信号。在这些实施方案中,除了接收和分析来自传感器46的信号之外,跟踪模块98还控制辐射器102、104和106,该辐射器辐射穿越传感器46的磁场。辐射器定位在心肌16附近,被配置成将交变磁场辐射到心肌附近的区域中,并且限定由传感器信号确定的地点和取向的参照系108。上文提及的Carto[®]系统使用此类磁跟踪系统。

[0051] 除了上文针对传感器46所述的线圈类型之外的位置传感器是本领域已知的。例如,位置传感器可由多个电极配置,并且穿越电极的电流和/或在电极处测量的电压可用于确定位置传感器的地点和取向。此外,如上所述,光纤50可被配置为位置传感器。为简单起见,以下描述假定传感器46为如上所述的线圈类型,并且假定模块98被配置成控制磁场辐射器102、104和106,并且接收和分析来自传感器的所得信号。如果位置传感器46不是线圈类型,并且/或者如果光纤50被配置为位置传感器,则该描述可经必要的修改以包括改变远端跟踪模块98的功能。

[0052] 库90还包括电极跟踪模块110和超声模块112。电极跟踪模块110通过本领域已知的任何方法,例如,通过测量电极处于电场中时的电极电压和/或通过测量来自电极的电流来识别和跟踪电极42的地点。这些系统都使用患者18上的皮肤贴片来生成电场,并且接收来自电极的电流。因此,电极42充当地点传感器,并且在本文中也称为地点传感器42。地点传感器42的地点相对于由皮肤贴片限定的参照系进行测量,并且处理器66通过本领域熟知的方法将该参照系与辐射器102、104和106的参照系108配准。为清楚起见,图1中未示出皮肤贴片。

[0053] 跟踪模块110还被配置成通常通过观察当电极接触组织时所识别的电极与接地贴片(图1中未示出)之间的阻抗变化来确定给定的所识别电极42是否接触组织15。Carto[®]系统实现了本文所述的电极识别和跟踪功能以及接触功能。

[0054] 超声模块112包括生成超声脉冲的超声换能器114,并且该模块将脉冲传送到光纤50。换能器114通常包括压电晶体。在一个实施方案中,脉冲具有大约2ns的长度,并且脉冲的频率在介于大约6MHz和大约33MHz之间的范围内。如上所述,脉冲从光纤远端54发射。另外如上所述,反射脉冲由远端54接收。这些脉冲被传送到模块112和换能器114,并且该模块被配置成测量脉冲的在从端部54传输和由端部54接收之间的飞行时间(TOF)。

[0055] 图3为根据本发明的实施方案的探头20的远端222的示意图。除了下文所述的差异之外,远端222的操作与远端22(图2)的操作大体上类似,并且在远端22和222两者中由相同参考数字指示的元件在结构上和操作上大体上类似。

[0056] 代替光纤50,远端222包括超声换能器224,在一些实施方案中该超声换能器可包括压电晶体。换能器224基本上类似于换能器114,并且在包括远端222的实施方案中,换能器114在模块112中不操作,并且通常不存在。换能器224位于元件30的末端34处,并且与远端54一样,沿轴线51传输超声脉冲。换能器224通过缆线226连接到超声模块112,并且模块被配置成通过缆线提供合适的信号,以使换能器224从端部34传输超声脉冲。模块还被配置成通过缆线来采集由换能器224响应于由换能器接收的反射超声脉冲而生成的信号。因此,换能器224充当超声传输和接收端口,并且在本文中也被称为换能器端口224。

[0057] 另外如上文针对远端22所述,对于远端222,模块112被配置成测量通过端口224的脉冲的传输和反射脉冲的接收之间的TOF。

[0058] 图4为根据本发明的实施方案的对于设备12的操作执行的步骤的流程图。除非另外指明,否则在以下对步骤的描述中,假定探头20具有远端22,并且如果探头20具有远端222,则该描述可经必要的修改。

[0059] 在预备校准步骤228中,通过本领域熟知的方法校准探头20,使得处理器66能够将来自传感器46的信号与轴线51的取向以及与在参照系108中测量的末端34的位置等同。

[0060] 在初始规程步骤230中,专业人员14将探头20插入组织15附近中,直到电极42中的多个(通常三个或更多个)接触组织。处理器66和模块110确定电极42与组织15接触,如上所述,并且处理器可在屏幕82上将接触的通知呈现给专业人员。

[0061] 在第一表面定义步骤232中,处理器66和模块110识别每个接触电极42并计算其在参照系108中的相应地点坐标。处理器然后针对与地点坐标具有最佳拟合的表面来制定初始公式。在一个实施方案中,初始公式对应于平面表面的公式,如公式(1)中:

$$[0062] \quad ax+by+cz=d \quad (1)$$

[0063] 其中(x,y,z)是电极的地点坐标,并且a、b、c和d是通过将坐标代入方程得出的常数。

[0064] 在超声步骤234中,处理器66调用模块112以生成超声脉冲,并在由处理器记录的时间 T_0 处将其从收发器端口54发射。脉冲沿轴线51行进穿过区域17的血液,使得轴线51对应于脉冲的方向。脉冲沿轴线51继续,直到其撞击近侧表面19的点A,使得点A为近侧表面与轴线的交会。在点A处,由于血液和组织之间的特征变化,导致两种材料中的声速的差异,脉冲分裂,使得存在部分反射的脉冲和部分发射的脉冲。

[0065] 在端口54处接收反射脉冲的一部分,并且由模块112使用换能器114检测所接收的脉冲,该换能器记录接收脉冲时的时间 T_1 。使用脉冲的飞行时间(T_1-T_0)和假定的血液中的声速,处理器计算点A与末端34的距离。在一个实施方案中,假定血液中的声速为 $1578\text{毫}\text{秒}^{-1}$ 。

[0066] 除了找到A与末端34的距离之外,处理器还通过从传感器46采集的信号中找到轴线51的方向(即,取向)来找到A与末端的方向。如上所述,处理器能够从传感器46信号计算末端34在参照系108中的位置。因此,在步骤234中,处理器66找到点A在参照系108中的位置。

[0067] 如上所述,在点A处存在部分传输的脉冲,并且该部分传输的脉冲沿轴线51继续,直到它在点B处撞击远侧表面23为止。对于表面19,由于表面23处的声速变化,B处的脉冲被部分反射,并且该反射脉冲的一部分沿轴线51向后行进,直到在端口54处接收到其为止。所接收的脉冲由模块112检测,该模块记录接收脉冲时的时间 T_2 。

[0068] 使用脉冲的总飞行时间(T_2-T_0),计算出的A与末端34的距离以及假定的组织15中的声速,处理器计算点B与末端34的距离。在一个实施方案中,假定组织中的声速为 1540ms^{-1} 。因为点B位于轴线51上,所以在步骤234中,处理器还能够找到点B在参照系108中的位置。

[0069] 在初始组织厚度步骤236中,处理器66计算组织15的表观厚度作为距离AB。

[0070] 应当理解,距离AB通常不是组织的厚度,因为通常线段AB不垂直于表面19。在以下步骤中,处理器对值AB施加校正,以便找到组织厚度的校正值。

[0071] 在第二表面定义步骤238中,处理器66施加在步骤234中确定的点A的位置,以更新在步骤232中确定的对于表面19的公式。根据更新的公式,处理器66通过确定切线表面62(在图中显示为虚线)相对于的前表面在参照系108中的取向角度 α 来计算点A处的前表面19的取向。

[0072] 在法线计算步骤240中,从在步骤238中找到的更新的表面公式和前表面的取向,处理器计算在参照系108中测量的点A处的法线AN相对于表面19的方向。根据法线AN的方向,处理器计算法线和轴线51之间的倾斜角 θ ($0 \leq \theta \leq 90^\circ$)。通常 $\theta, < 45^\circ$ 。

[0073] 在最终的调节组织厚度步骤242中,处理器将距离AB投影到法线AN上,因此形成线段AC。根据公式(2),线段AC具有组织厚度的经校正的、实际的值:

$$[0074] \quad t = AB \cdot \cos\theta \quad (2)$$

[0075] 其中 t 为经校正的组织厚度,即区段AC的长度,

[0076] AB为表观组织厚度,并且

[0077] θ 如上文所定义。

[0078] 虽然上述描述假定地点传感器42包括电极,但应当理解,本发明的范围包括由其他元件形成的地点传感器,诸如响应于来自辐射器102、104和106的磁场而生成地点信号的线圈。

[0079] 因此应当理解,上面描述的实施方案以举例的方式被引用,并且本发明不限于上文特定示出和描述的内容。相反,本发明的范围包括上述各种特征的组合和子组合以及它们的变型和修改,本领域的技术人员在阅读上述说明时应当想到所述变型和修改,并且所述变型和修改并未在现有技术中公开。

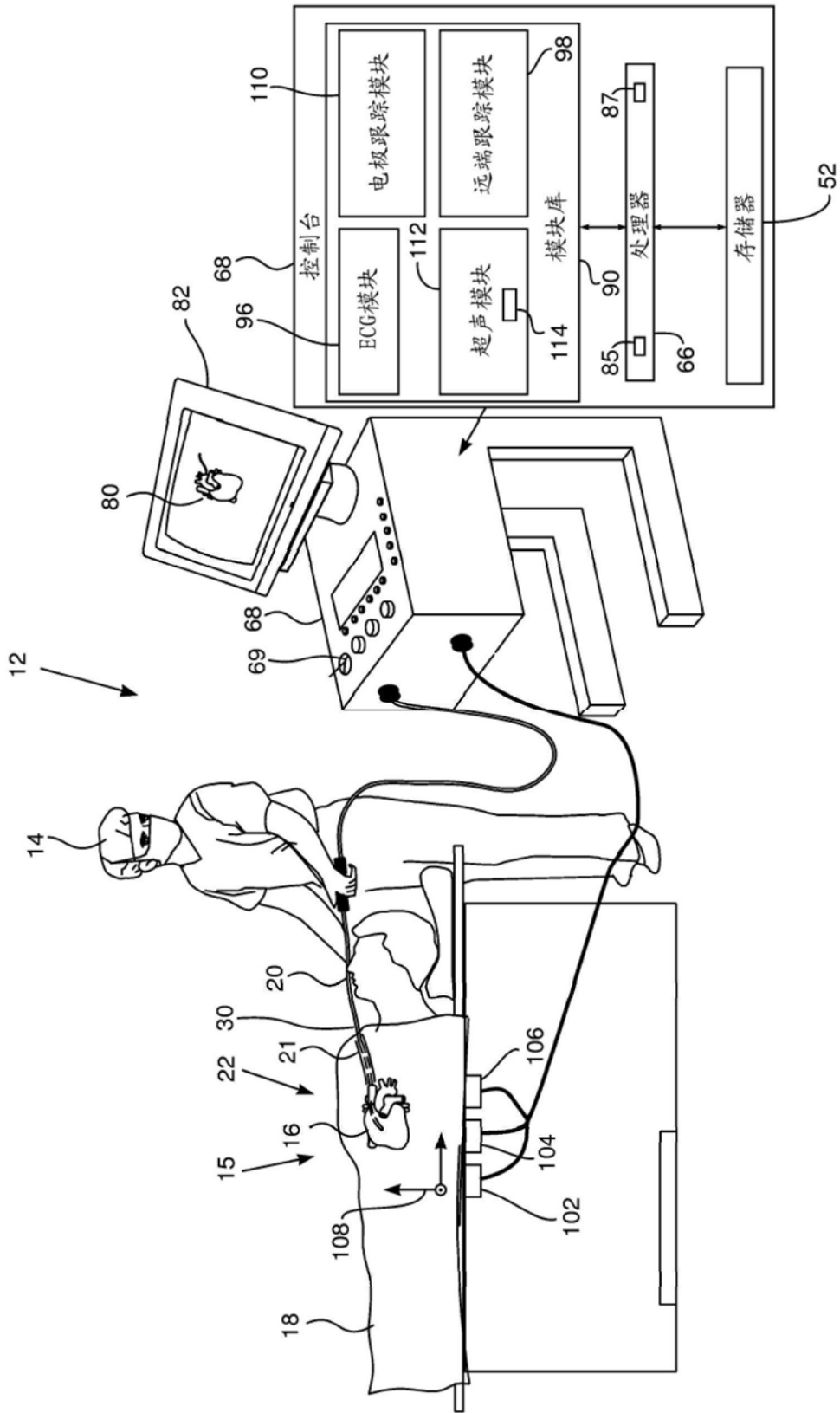


图1

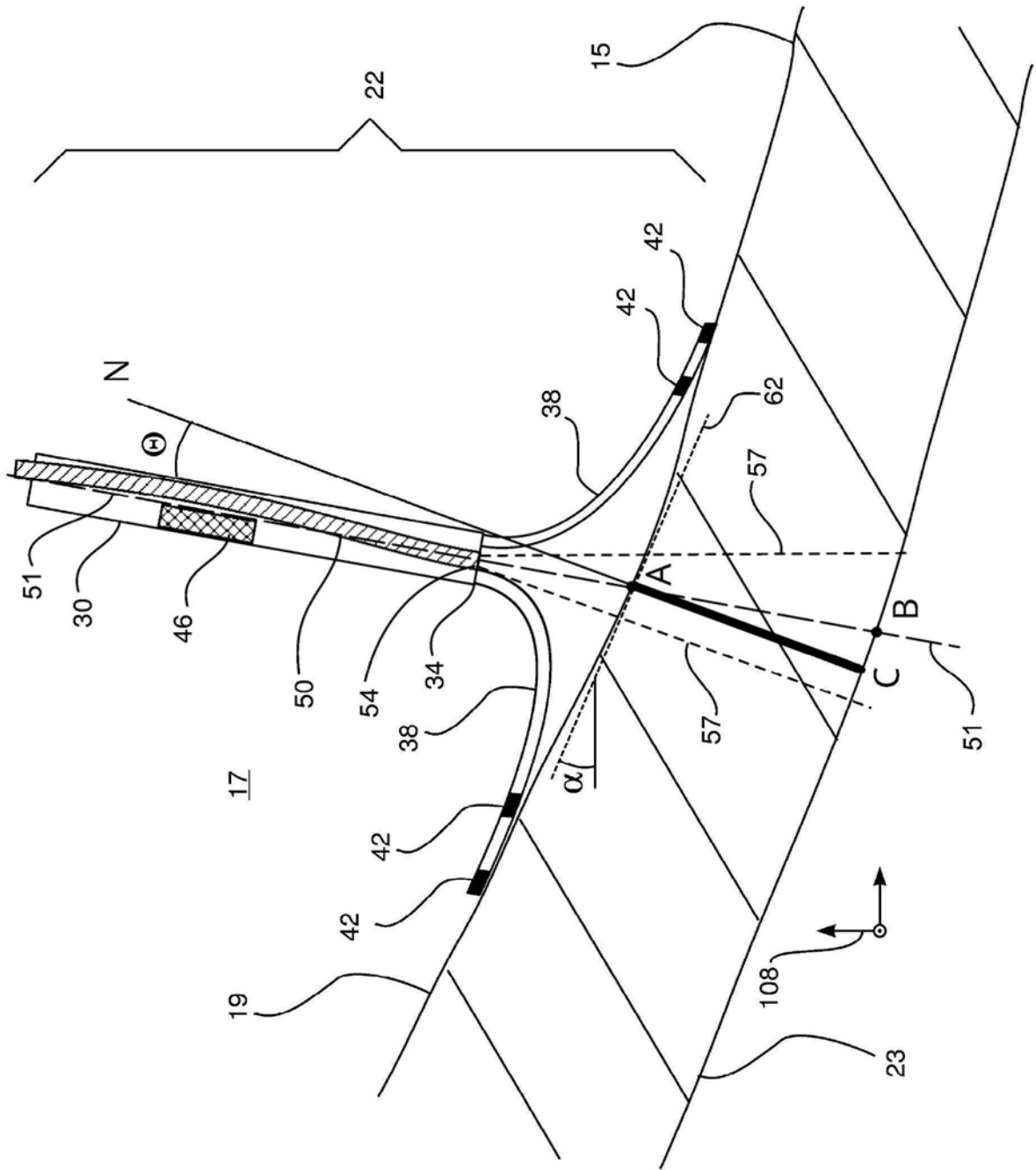


图2

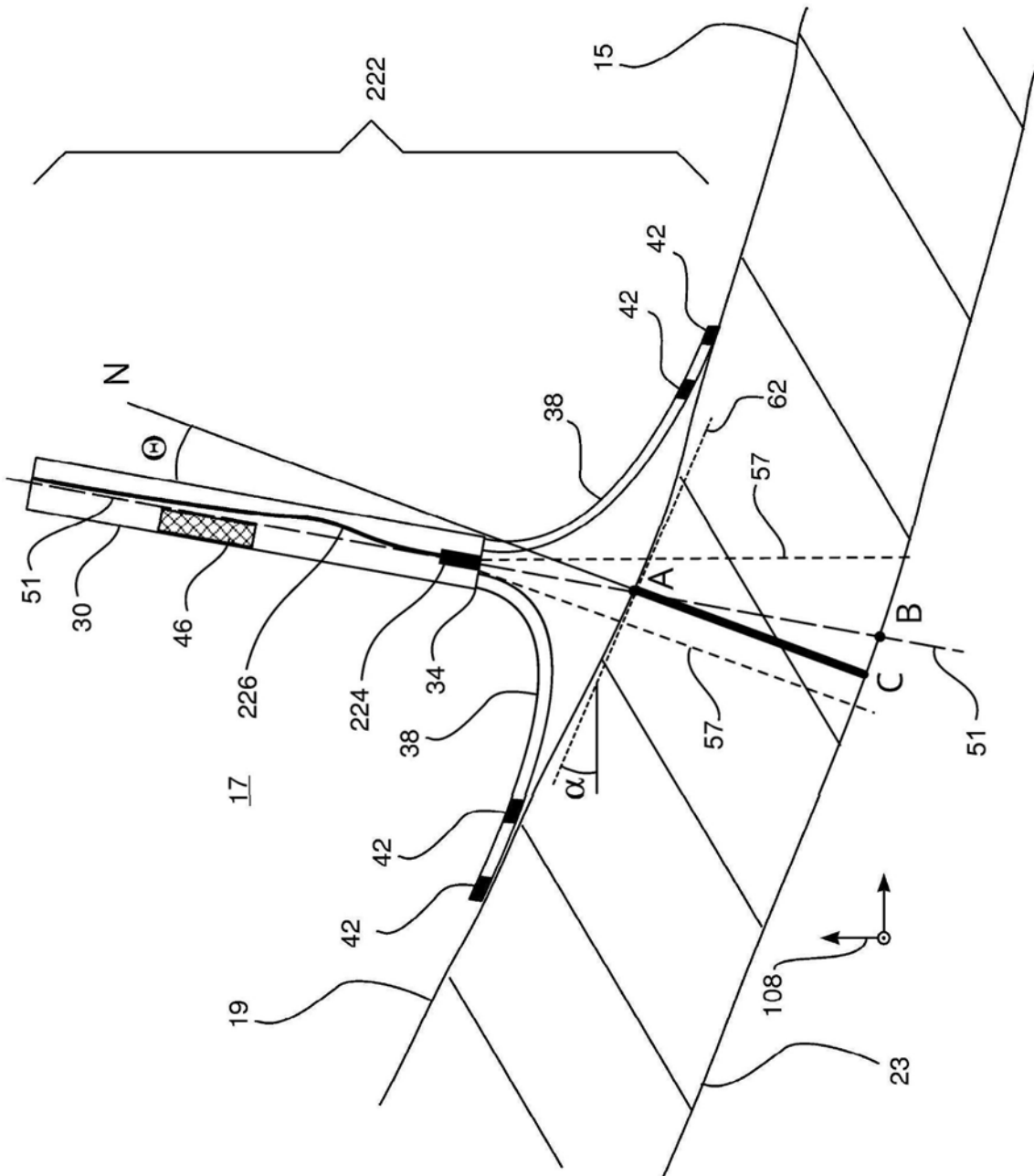


图3

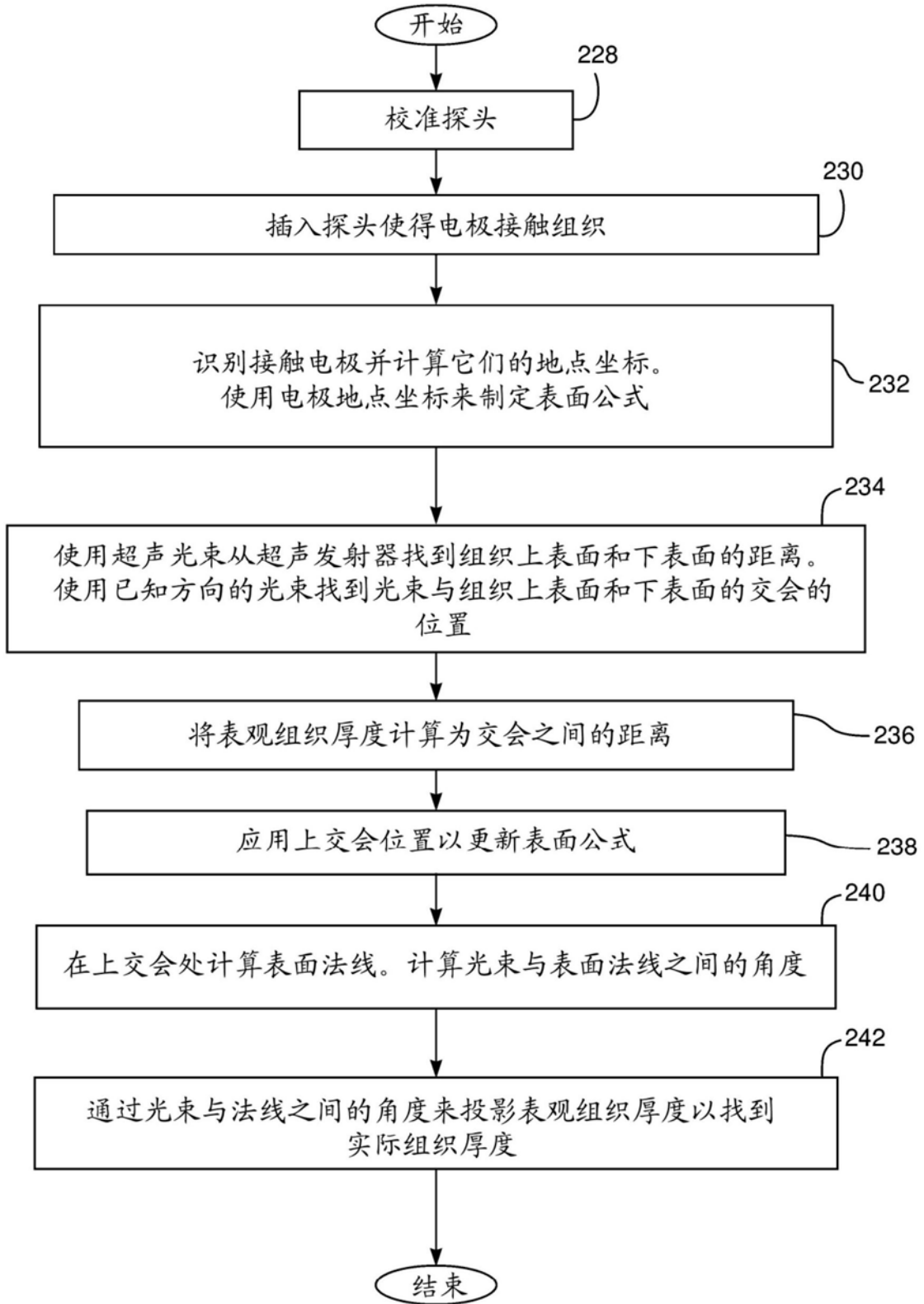


图4

专利名称(译)	标测心内膜子表面特征		
公开(公告)号	CN111281434A	公开(公告)日	2020-06-16
申请号	CN201911256706.3	申请日	2019-12-06
[标]申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司		
申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司		
[标]发明人	A 阿加瓦尔 R 乌尔曼		
发明人	A.阿加瓦尔 R.乌尔曼		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/062 A61B5/1075 A61B8/085 A61B8/0883 A61B8/12 A61B8/4254 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/58 A61B2018/00351 A61B2018/00577 A61B2034/2051 A61B2034/2053 A61B2034/2061 A61B8/0858 A61M25/0127 A61M2025/0166 A61M2205/0294		
代理人(译)	郑浩 张金金		
优先权	62/776841 2018-12-07 US 16/673025 2019-11-04 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明题为“标测心内膜子表面特征”。本发明提供了一种探头，其具有接近患者的内部器官组织的远端。远端处的位置传感器生成显示远端的地点和取向的位置信号。超声换能器沿取向传输超声脉冲并且从组织接收超声脉冲反射。地点传感器附接到远端，在远端附近的相应地点处接触组织的表面，并且输出相应的地点信号。处理器识别从组织的前表面和后表面接收的超声脉冲反射。处理器处理地点信号以找到组织前表面取向角度。然后，处理器基于在接收到反射之间所经过的时间以及取向的方向相对于前表面取向角度的倾斜度来估计沿垂直于前表面的轴线的组织厚度。

