



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 113382685 B

(45) 授权公告日 2024.07.02

(21) 申请号 202080010699.3

(22) 申请日 2020.01.13

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 113382685 A

(43) 申请公布日 2021.09.10

(30) 优先权数据
19290006.6 2019.01.24 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2021.07.23

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2020/050617 2020.01.13

(87) PCT国际申请的公布数据
W02020/151965 EN 2020.07.30

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 L·鲁埃 H·G·莫拉莱斯巴雷拉
C·M·A·富尔卡德

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002
专利代理师 孟杰雄

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)
A61B 8/00 (2006.01)
G16H 50/50 (2018.01)
G06T 7/20 (2017.01)

(56) 对比文件
US 2010113930 A1, 2010.05.06
US 2015356734 A1, 2015.12.10
审查员 王琰

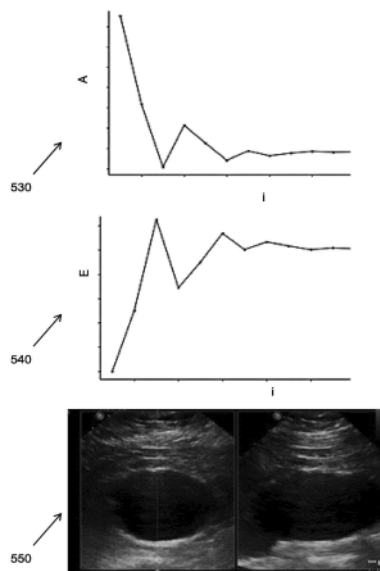
权利要求书2页 说明书12页 附图7页

(54) 发明名称

用于研究血管特性的方法和系统

(57) 摘要

本发明提供一种用于生成针对对象的无创血管刚度量度的方法。所述方法包括从给定测量位置获得血管的2D超声数据和3D超声数据。所述2D超声数据提供与所述血管的移动有关的信息，并且所述3D超声数据提供与所述血管的形状有关的信息。所述血管的运动然后基于所述血管的移动来确定。所述方法然后包括将所确定的所述血管的运动、所述血管的形状和所获得的无创压力测量结果提供到生物力学模型。刚度量度然后基于所述生物力学模型来确定。



1. 一种用于生成针对对象的无创血管刚度量度的方法,所述方法包括:

从第一测量位置获得血管的2D超声数据,其中,所述2D超声数据提供与所述血管的移动有关的信息;

从所述第一测量位置获得所述血管的3D超声数据,其中,所述3D超声数据提供表示所述血管的3D几何结构的信息,其中,所述2D超声数据和所述3D超声数据是从在所述第一测量位置处执行的两个单独的超声数据采集获得的;

基于来自所述2D超声数据的所述血管的所述移动来确定所述血管的运动;

从所述对象获得无创压力测量结果,所述无创压力测量结果适于被用于估计所述血管的内部压力;

将所确定的所述血管的运动、所述血管的所述3D几何结构和所述无创压力测量结果提供到生物力学模型;并且

基于所述生物力学模型来生成刚度量度。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述2D超声数据包括双平面超声数据,其中,所述双平面超声数据包括:

表示第一取向的第一数据平面;以及

表示第二取向的第二数据平面,所述第二取向正交于所述第一取向。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述2D超声数据包括多个数据平面,每个数据平面表示沿着所述血管的长度的不同位置,其中,每个数据平面表示血管截面。

4. 根据权利要求1至3中的任一项所述的方法,其中,所述方法还包括:

从第二测量位置获得血管的额外2D超声数据和/或额外3D超声数据;并且

将所述2D超声数据和/或所述3D超声数据与所述额外2D超声数据和/或所述额外3D超声数据进行比较。

5. 根据权利要求1至3中的任一项所述的方法,其中,所述方法还包括基于所述2D超声数据来生成所述血管的影像回播,其中,所述影像回播包括所述血管的多个超声图像帧,每个超声图像帧是在心动周期期间的不同时刻处采集的。

6. 根据权利要求5所述的方法,其中,所述方法还包括:

将跟踪算法应用于所述影像回播,从而描绘针对所述血管的所述多个超声图像帧中的至少一个超声图像帧的初始血管边界;

针对所述多个超声图像帧中的每个超声图像帧,基于所述初始血管边界来确定血管边界;并且

基于多个血管边界来确定随时间的血管壁位移。

7. 根据权利要求6所述的方法,其中,所述方法还包括基于随时间的所述血管壁位移来确定最大血管壁位移和/或平均血管壁位移。

8. 根据权利要求1至3、6和7中的任一项所述的方法,其中,所述方法还包括在所获得的2D超声数据上执行空间配准,并且其中,所述3D超声数据的获得基于所述空间配准。

9. 根据权利要求1至3、6和7中的任一项所述的方法,其中,所述方法还包括从所述3D超声数据分割所述血管的3D结构的表示。

10. 根据权利要求1至3、6和7中的任一项所述的方法,其中,所述无创压力测量结果包括肱压指数。

11. 根据权利要求1至3、6和7中的任一项所述的方法,其中,基于所述生物力学模型来生成刚度量度包括:

生成测试血管刚度;

基于所述测试血管刚度来模拟所述血管的测试运动;

将所述血管的所述测试运动与所测量的所述血管的运动进行比较;

在所述血管的所述测试运动与所测量的所述血管的运动匹配的情况下选择所述测试血管刚度作为所述刚度量度;并且

在所述血管的所述测试运动与所测量的所述血管的运动不匹配的情况下调节所述测试血管刚度。

12. 一种计算机可读介质,其存储包括计算机程序代码模块的计算机程序,当所述计算机程序在计算机上运行时,所述计算机程序代码模块适于实施根据权利要求1至11中的任一项所述的方法。

13. 一种处理单元,其中,所述处理单元适于:

从第一测量位置获得血管的2D超声数据,其中,所述2D超声数据提供与所述血管的移动有关的信息;

从所述第一测量位置获得所述血管的3D超声数据,其中,所述3D超声数据提供表示所述血管的3D几何结构的信息,其中,所述2D超声数据和所述3D超声数据是从在所述第一测量位置处执行的两个单独的超声数据采集获得的;

基于来自所述2D超声数据的所述血管的所述移动来确定所述血管的运动;

获得适于被用于估计所述血管的内部压力的无创压力测量结果;

将所确定的所述血管的运动、所述血管的所述3D几何结构和所述无创压力测量结果提供到生物力学模型;并且

基于所述生物力学模型来生成刚度量度。

14. 一种超声系统,所述系统包括:

根据权利要求13所述的处理单元;以及

超声探头,其中,所述超声探头适于采集所述2D超声数据,并且其中,所述探头还适于采集所述3D超声数据。

15. 根据权利要求14所述的系统,其中,所述系统还包括压力测量设备,所述压力测量设备适于采集所述无创压力测量结果。

用于研究血管特性的方法和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及超声的领域,并且特别地使用超声研究血管特性的领域。

背景技术

[0002] 腹主动脉瘤(AAA)是动脉壁的病理和不可逆变形。当前,AAA破裂风险基于动脉瘤大小(在直径方面高于55mm)和生长速率(1cm/年)。然而,已知这些准则不足以防止所有破裂风险。在粗略10%的情况下,AAA将破裂,而不管低于大小或生长准则。此外,可能的是,一些不必要的介入被执行以便评估AAA,其在患者管理和成本方面是低效的。因此,额外信息被要求在破裂之前量化动脉壁的状态。

[0003] 血管壁硬度的估计是自然生物标记,因为血管壁的破裂将在壁应力超过壁强度时发生。为了估计壁应力和表征血管壁,材料的本构定律需要被提供。已经示出,患有动脉瘤的血管壁比具有下屈服应力(纤维破裂点)的正常主动脉更硬。

[0004] 当前,若干方法被采用,其目的是检索血管壁的材料硬度,以及提供基于血管成像预测破裂的风险的额外准则。

[0005] 这样的方法通常包括使用计算机断层摄影(CT)或磁共振成像(MRI)数据来对血管的壁进行建模。

[0006] 在综合壁建模中,心电图(ECG-)门控CT和MRI是具有多达6个参数的本构定律的优选成像模态。这些方法以血管结构的最现实建模为目标。这样的方法要求大量的处理能力和昂贵的成像装备。

[0007] 存在更简单的壁建模方法,其基于性别、年龄和计算机断层摄影血管造影(CTA)来使用参数估计。在这种情况下,本构定律基于简化假设要求更少的参数。这样的方法是较不准确的,并且能够导致血管壁硬度的不佳的质量估计。

[0008] 在另一方法中,超声成像被用于探索血管的硬度。这样的方法要求来自患者的两个输入:4D超声数据;以及肱压。由于4D超声的不佳的时间分辨率和处理其所要求的计算能力,因此这样的方法的实施方式可能在临床设置中是不实际且不可靠的。

[0009] 因此,需要以准确且高效的方式评估血管的特性的模块。

[0010] US 2018/070915公开了一种同时显示血管的介质间厚度和弹性指数以便评估形成动脉硬化的风险的方法。

[0011] US 2009/099447公开了一种用于基于从组织接收的反射超声信号生成组织的硬度和/或应变信息的方法。

[0012] US 2012/283564公开了一种用于基于二维斑点跟踪测量血管壁组织运动和变形的的方法。

[0013] US 2009/299185公开了使用多个超声探头来研究感兴趣区域和用于对准从每个探头采集的数据的信号延迟方案。

[0014] US 2012/022843公开了一种基于采集的超声数据来生成对象的的心脏系统的模型的方法。

[0015] US 2016/199029公开了一种具有被布置为将超声波束聚焦在期望位置处的多个换能器阵列的超声探头。

[0016] JP 2012024582公开了一种适于基于用户的触摸输入来自动聚焦的成像系统。

发明内容

[0017] 本发明由权利要求书定义。

[0018] 根据依据本发明的方面的范例,提供了一种用于生成针对对象的无创血管刚度量度的方法,所述方法包括:

[0019] 从第一测量位置获得血管的2D超声数据,其中,所述2D超声数据提供与所述血管的移动有关的信息;

[0020] 从所述第一测量位置获得所述血管的3D超声数据,其中,所述3D超声数据提供与所述血管的3D几何结构有关的信息;

[0021] 基于来自所述2D超声数据的所述血管的所述移动来确定(130)所述血管的运动;

[0022] 从所述对象获得无创压力测量结果;

[0023] 将所确定的所述血管的运动、所述血管的形状和所述无创压力测量结果提供到生物力学模型;并且

[0024] 基于所述生物力学模型来生成刚度量度。

[0025] 该方法提供无创血管刚度量度的生成。

[0026] 所述2D超声数据为血管提供高时间分辨率数据集。以这种方式,所述2D超声数据准确表示所述血管的移动。

[0027] 所述3D超声数据提供血管几何结构的准确表示。当所述3D超声数据在与所述2D超声数据相同的位置处被采集时,两个数据集已经彼此空间配准。

[0028] 所述2D超声数据和所述3D超声数据的组合导致由所述2D超声数据传达的移动信息与由所述3D超声数据传达的几何结构信息组合,这意指可以生成所述血管的3D运动的准确表示。

[0029] 血管运动和血管形状然后与压力测量结果一起被提供给生物力学模型以用于生成血管刚度量度。

[0030] 在实施例中,所述2D超声数据包括双平面超声数据,其中,所述双平面超声数据包括:

[0031] 表示第一取向的第一数据平面;以及

[0032] 表示第二取向的第二数据平面,所述第二取向正交于所述第一取向。

[0033] 以这种方式,所述2D超声数据可以表示血管截面和沿着所述血管的长度的纵向视图,从而记录血管在两个取向上的运动。这增加最后血管刚度量度的准确度。

[0034] 在实施例中,所述2D超声数据包括多个数据平面,每个数据平面表示沿着所述血管的长度的不同位置,其中,每个数据平面表示血管截面。

[0035] 以这种方式,血管刚度量度可以包括多个局部化刚度测量结果,从而提供更详细的血管刚度量度。

[0036] 在布置中,所述方法还包括:

[0037] 从第二测量位置获得血管的额外2D超声数据和/或额外3D超声数据;并且

[0038] 将所述2D超声数据和/或所述3D超声数据与所述额外2D超声数据和/或所述额外3D超声数据进行比较。

[0039] 以这种方式,所述超声数据可以与另一血管(例如,健康血管)的超声数据比较,以便为感兴趣血管的条件提供参考点。

[0040] 在实施例中,所述方法还包括基于所述2D超声数据来生成所述血管的影像回播,其中,所述影像回播包括所述血管的多个超声图像帧,每个超声图像帧是在心动周期期间的不同时刻处采集的。

[0041] 以这种方式,可以生成随时间的血管的移动的表示。例如,所述影像回播可以表示一个或多个完整心动周期。

[0042] 在另一实施例中,所述方法还包括:

[0043] 将跟踪算法应用于所述影像回播,从而描绘针对所述血管的所述多个超声图像帧中的至少一个超声图像帧的初始血管边界;

[0044] 针对所述多个超声图像帧中的每个超声图像帧,基于所述初始血管边界来确定血管边界;并且

[0045] 基于所述多个血管边界来确定随时间的血管壁位移。

[0046] 以这种方式,可以测量随时间的血管壁的移动。

[0047] 在实施例中,所述方法还包括基于随时间的所述血管壁位移来确定最大血管壁位移和/或平均血管壁位移。

[0048] 在布置中,所述方法还包括在所获得的2D超声数据上执行空间配准,并且其中,所述3D超声数据的获得基于所述空间配准。

[0049] 以这种方式,所述超声探头的任何无意识移动可以在所述2D超声数据和所述3D超声数据的采集之间被校正。

[0050] 在实施例中,所述方法还包括从所述3D超声数据分割所述血管的3D结构的表示。

[0051] 以这种方式,所述血管的3D几何结构可以从所述3D超声数据提取。

[0052] 在布置中,所述无创压力测量结果包括肱压指数。

[0053] 在实施例中,基于所述生物力学模型来生成刚度量度包括:

[0054] 生成测试血管刚度;

[0055] 基于所述测试血管刚度来模拟所述血管的测试运动;

[0056] 将所述血管的所述测试运动与所述血管的运动进行比较;

[0057] 在所述血管的所述测试运动与所述血管的运动匹配的情况下选择所述测试血管刚度作为所述刚度量度;并且

[0058] 在所述血管的所述测试运动与所述血管的运动不匹配的情况下调节所述测试血管刚度。

[0059] 以这种方式,所述生物力学模型可以基于所测量的所述血管的运动迭代测试所述血管的刚度以便收敛于真实刚度。

[0060] 根据依据本发明的方面的范例,提供了一种包括计算机程序代码模块的计算机程序,当所述计算机程序在计算机上运行时,所述计算机程序代码模块适于实施上文所描述的方法。

[0061] 根据依据本发明的方面的范例,提供了一种处理单元,其中,所述处理单元适于:

- [0062] 从第一测量位置获得血管的2D超声数据,其中,所述2D超声数据提供与所述血管的移动有关的信息;
- [0063] 从所述第一测量位置获得所述血管的3D超声数据,其中,所述3D超声数据提供与所述血管的3D几何结构有关的信息;
- [0064] 基于来自所述2D超声数据的所述血管的所述移动来确定所述血管的运动;
- [0065] 获得无创压力测量结果;
- [0066] 将所确定的所述血管的运动、所述血管的形状和所述无创压力测量结果提供到生物力学模型;并且
- [0067] 基于所述生物力学模型来生成刚度量度。
- [0068] 根据依据本发明的方面的范例,提供了一种超声系统,所述系统包括:
- [0069] 如上所述的处理单元;以及
- [0070] 超声探头,其中,所述超声探头适于采集所述2D超声数据,并且其中,所述探头还适于采集所述3D超声数据。
- [0071] 在实施例中,所述系统还包括压力测量设备,所述压力测量设备适于采集所述无创压力测量结果。
- [0072] 本发明的这些和其他方面将根据在下文中所描述的(一个或多个)实施例而显而易见并且将参考在下文中所描述的(一个或多个)实施例得到阐述。

附图说明

- [0073] 为了更好地理解本发明并且为了更清楚地示出其可以如何被执行,现在将仅通过范例参考附图,其中:
- [0074] 图1示出了超声诊断成像系统以解释总体操作;
- [0075] 图2示出了本发明的方法;
- [0076] 图3示出了用于确定血管的运动的方法;
- [0077] 图4示出了用于基于生物力学模型来生成刚度量度的方法;
- [0078] 图5示出了针对健康血管和动脉瘤的应力对应变的图形;并且
- [0079] 图6a和图6b示出了使用来自健康血管和动脉瘤的数据的生物力学模型的结果之间的比较。

具体实施方式

- [0080] 将参考附图描述本发明。
- [0081] 应当理解,详细描述和具体范例在指示装置、系统和方法的示范性实施例时仅旨在用于图示的目的,而不旨在限制本发明的范围。本发明的装置、系统和方法的这些和其他特征、方面和优点将根据以下描述、所附权利要求和附图变为更好理解。应当理解,附图仅仅是示意性的而未按比例绘制。还应当理解,贯穿附图使用相同附图标记来指示相同或相似的部件。
- [0082] 本发明提供用于生成针对对象的无创血管刚度量度的方法。方法包括:从给定测量位置获得血管的2D超声数据和3D超声数据。2D超声数据提供与血管的移动有关的信息,并且3D超声数据提供与血管的形状有关的信息。血管的运动然后是基于血管的移动来确定

的。方法然后包括：向生物力学模型提供血管的所确定的运动、血管的形状和所获得的无创压力测量结果。刚度量度然后是基于生物力学模型来确定的。

[0083] 首先将参考图1并且着重于系统的信号处理功能来描述示范性超声系统的总体操作，因为本发明涉及对由换能器阵列测量的信号的处理。

[0084] 该系统包括阵列换能器探头4，阵列换能器探头4具有用于发射超声波和接收回波信息的换能器阵列6。换能器阵列6可以包括CMUT换能器；由诸如PZT或PVDF的材料形成的压电换能器；或任何其他合适的换能器技术。在该范例中，换能器阵列6是能够扫描感兴趣区域的2D平面或三维体积的换能器8的二维阵列。在另一范例中，换能器阵列可以是1D阵列。

[0085] 换能器阵列6耦合到微波束形成器12，微波束形成器12控制由换能器元件对信号的接收。微波束形成器能够对由换能器的子阵列（通常称为“组”或“片块”）接收的信号进行至少部分波束形成，如美国专利US 5997479 (Savord等人)、US 6013032 (Savord) 和US 6623432 (Powers等) 中所描述的。

[0086] 应当注意，微波束形成器是完全任选的。另外，该系统包括发射/接收(T/R)开关16，微波束形成器12可以耦合到该开关，并且该开关在发射模式和接收模式之间切换阵列，并且在不使用微波束形成器且换能器阵列由主系统波束形成器直接操作的情况下保护主波束形成器20免受高能量发射信号影响。来自换能器阵列6的超声波束的发射由通过T/R开关16耦合到微波束形成器并且耦合到主发射波束形成器(未示出)的换能器控制器18引导，所述主发射波束形成器可以从用户对用户接口或控制面板38的操作接收输入。控制器18可以包括发射电路，所述发射电路被布置为在发射模式期间(直接或经由微波束形成器)驱动阵列6的换能器元件。

[0087] 在典型的逐行成像序列中，探头内的波束形成系统可以如下操作。在发射期间，波束形成器(其根据实施方式而可以是微波束形成器或主系统波束形成器)激活换能器阵列或换能器阵列的子孔。子孔可以是较大阵列内的换能器的一维线或换能器的二维片块。在发射模式中，控制由阵列或阵列的子孔生成的超声波束的聚焦和转向，如下所述。

[0088] 在接收到来自对象的反向散射的回波信号后，接收到的信号经历接收波束形成(如下所述)，以便将接收到的信号对准，并且在正在使用子孔的情况下，然后例如由一个换能器元件对子孔进行移位。经移位的子孔然后激活，并且该过程重复，直到换能器阵列的所有换能器元件已经激活。

[0089] 对于每个线(或子孔)，用于形成最终超声图像的相关联线的总接收信号将是在接收时段期间由给定子孔的换能器元件所测量的电压信号的总和。在下面的波束形成过程之后，得到的线信号通常称为射频(RF)数据。由各个子孔生成的每条线信号(RF数据集)然后经历额外的处理以生成最终超声图像的线。线信号的幅度随时间的变化将贡献于超声图像的亮度随深度的变化，其中，高幅度峰将对应于最终图像中的亮像素(或像素的集合)。出现在线信号的开始附近的峰将表示来自浅结构的回波，而逐渐出现在线信号后期的峰将表示来自对象内增加深度处的结构的回波。

[0090] 由换能器控制器18控制的功能之一是波束转向和聚焦的方向。波束可以转向为从换能器阵列笔直向前(正交于其)，或者在不同角度处以用于更宽视场。可以根据换能器元件致动时间来控制发射波束的转向和聚焦。

[0091] 在一般的超声数据采集中可以区分两种方法：平面波成像和“波束转向”成像。两

种方法通过在发射模式(“波束转向”成像)和/或接收模式(平面波成像和“波束转向”成像)中波束形成的存在来区分。

[0092] 首先看一下聚焦功能,通过同时激活所有换能器元件,换能器阵列生成平面波,该平面波在其行进通过对象时发散。在这种情况下,超声波的波束保持未聚焦。通过向换能器的激活引入位置相关时间延迟,能够使波束的波前会聚在期望的点处,该点称为聚焦区。聚焦区被定义为横向波束宽度小于发射波束宽度一半的点。以这种方式,改进了最终超声图像的横向分辨率。

[0093] 例如,如果时间延迟使换能器元件从最外面的元件开始并在换能器阵列的(一个或多个)中心元件处结束在系列中激活,则将在距探头给定距离处形成聚焦区,与(一个或多个)中心元件一致。聚焦区距探头的距离将根据换能器元件激活的每个后续轮之间的时间延迟而变化。在波束经过聚焦区后,其将开始发散,从而形成远场成像区域。应当注意,对于定位靠近于换能器阵列的聚焦区,超声波束将在远场中迅速发散,从而导致最终图像中的波束宽度伪影。通常,由于超声波束中的大交叠,位于换能器阵列和聚焦区之间的近场示出很少细节。因此,改变聚焦区的位置会导致最终图像的质量的显著变化。

[0094] 应当注意,在发射模式中,除非将超声图像划分为多个聚焦区(其中每个可能具有不同的发射焦点),否则可以定义仅一个焦点。

[0095] 此外,在从对象内接收到回波信号后,能够执行上述过程的逆过程以便执行接收聚焦。换句话说,传入信号可以由换能器元件接收并且在被传递到系统中以进行信号处理之前经历电子时间延迟。这一点的最简单范例称为延迟求和波束形成。能够根据时间动态调节换能器阵列的接收聚焦。

[0096] 现在来看波束转向的功能,通过对换能器元件正确地施加时间延迟,能够在超声波束离开换能器阵列时在超声波束上赋予期望的角度。例如,通过在阵列的相对侧结束的顺序来激活换能器阵列的第一侧上的换能器,之后剩余的换能器,波束的波前将朝向第二侧成角度。相对于换能器阵列的法线的转向角的大小取决于随后的换能器元件激活之间的时间延迟的大小。

[0097] 另外,能够聚焦转向波束,其中,施加到每个换能器元件的总时间延迟是聚焦和转向时间延迟两者的总和。在这种情况下,换能器阵列称为相控阵列。

[0098] 在需要用于对其进行激活的DC偏置电压的CMUT换能器的情况下,换能器控制器18可以耦合以控制用于换能器阵列的DC偏置控制45。DC偏置控制45设置施加到CMUT换能器元件的(一个或多个)DC偏置电压。

[0099] 针对换能器阵列的每个换能器元件,通常称为信道数据的模拟超声信号通过接收信道进入系统。在接收信道中,部分波束形成信号由微波束形成器12根据信道数据产生,并且然后传递到主接收波束形成器20,其中,来自换能器的个体片块的部分波束形成信号被组合为完全波束形成信号,被称为射频(RF)数据。在每个阶段处执行的波束形成可以如上所述被执行,或者可以包括额外的功能。例如,主波束形成器20可以具有128信道,其中每个从几十个或数百换能器元件的片块接收部分波束形成信号。以这种方式,由换能器阵列的数千个换能器接收到的信号可以有效地贡献于单个波束形成信号。

[0100] 将波束形成接收信号耦合到信号处理器22。信号处理器22能够以各种方式处理接收到的回波信号,例如:带通滤波;抽选;I和Q分量分离;以及谐波信号分离,其用于分离线

性信号与非线性信号,从而使得能够识别从组织和微泡返回的非线性(基频的较高谐波)回波信号。信号处理器还可以执行额外的信号增强,例如,散斑减少、信号复合以及噪声消除。在信号处理器中的带通滤波器可以是跟踪滤波器,当从递增的深度接收回波信号时所述带通滤波器的通带从较高的频带滑动到较低的频带,从而拒绝来自更大深度的较高频率处的噪声,其通常缺乏解剖信息。

[0101] 用于发射和用于接收的波束形成器以不同的硬件实施并且可以具有不同的功能。当然,接收器波束形成器被设计为考虑发射波束形成器的特性。为了简化,在图1中仅示出了接收器波束形成器12、20。在整个系统中,还将存在带有发射微波束形成器和主发射波束形成器的发射链。

[0102] 微波束形成器12的功能是提供信号的初始组合,以便减少模拟信号路径的数量。这通常在模拟域中执行。

[0103] 最终波束形成在主波束形成器20中完成,并且通常在数字化之后完成。

[0104] 发射和接收信道使用具有固定频带的相同换能器阵列6。然而,发射脉冲占用的带宽可以根据所使用的发射波束形成而变化。接收信道可以捕获整个换能器带宽(其是经典方法),或者通过使用带通处理,其只能提取包含期望信息(例如主谐波的谐波)的带宽。

[0105] 然后,可以将RF信号耦合到B模式(即,亮度模式或2D成像模式)处理器26和多普勒处理器28。B模式处理器26对接收到的超声信号执行幅度检测以对身体中的结构进行成像,例如器官组织和血管。在逐行成像的情况下,每条线(波束)由关联的RF信号表示,其幅度被用于生成要分配给B模式图像中的像素的亮度值。图像内像素的确切位置由沿RF信号的相关幅度测量结果的位置和RF信号的线(波束)数确定。这样的结构的B模式图像可以以谐波或基波图像模式或两者的组合形成,如在美国专利US 6283919(Roundhi11等人)和美国专利US 6458083(Jago等人)中所描述的。多普勒处理器28处理由组织移动和血流产生的时间上不同的信号,以检测移动物质,例如图像场中的血细胞的流。多普勒处理器28通常包括壁滤波器,该壁滤波器具有设置成通过或拒绝从体内的选定类型的材料返回的回波的参数。

[0106] 由B模式和多普勒处理器产生的结构和运动信号被耦合到扫描转换器32和多平面重新格式化器44。扫描转换器32以空间关系布置回波信号,所述回波信号根据该空间关系以期望的图像格式接收。换句话说,扫描转换器用于将RF数据从圆柱坐标系转换到适于在图像显示器40上显示超声图像的笛卡尔坐标系。在B模式成像的情况下,给定坐标处的像素的亮度与从该位置接收的RF信号的幅度成比例。例如,扫描转换器可以将回波信号布置成二维(2D)扇形格式或锥体三维(3D)图像。扫描转换器可以向B模式结构图像叠加与图像场中的点处的运动相对应的颜色,其中,多普勒估计速度产生给定的颜色。组合的B模式结构图像和彩色多普勒图像描绘了结构图像场内的组织和血流的运动。如美国专利US 6443896(Detmer)中所描述的,多平面重新格式化器将从身体的体积区域中的公共平面中的点接收的回波转换成该平面的超声图像。体积绘制器42将3D数据集的回波信号转换成投影的3D图像,如从给定参考点所查看的,如美国专利US 6530885(Entrekin等人)中所描述的。

[0107] 2D或3D图像从扫描转换器32、多平面重新格式化器44和体积绘制器42耦合到图像处理处理器30,以用于进一步增强、缓冲和临时存储以显示在图像显示器40上。成像处理器可以适于从最终超声图像移除某些成像伪影,诸如:例如由强衰减器或折射引起的声学阴影;例

如由弱衰减器引起的后增强;混响伪影,例如,其中,高度反射的组织界面紧密邻近定位;等等。此外,图像处理器可以适于处理某些散斑减少功能,以便改进最终超声图像的对比度。

[0108] 除了用于成像,由多普勒处理器28产生的血流值和由B模式处理器26产生的组织结构信息被耦合到量化处理器34。所述量化处理器产生不同流状况的量度,例如除了诸如器官的大小和胎龄的结构测量结果外的血流的体积速率。量化处理器可以从用户控制面板38接收输入,例如图像的解剖结构中要进行测量的点。

[0109] 来自量化处理器的输出数据耦合到图形处理器36,以用于在显示器40上与图像一起再现测量图形和值,并且用于从显示设备40的音频输出。图形处理器36还可以生成图形叠加,以用于与超声图像一起显示。这些图形叠加可以包含标准识别信息,例如患者姓名、图像的日期和时间、成像参数等。出于这些目的,图形处理器从用户接口38接收输入,诸如患者姓名。用户接口还耦合到发射控制器18,以控制生成来自换能器阵列6的超声信号,并且因此由换能器阵列和超声系统产生的图像。控制器18的发射控制功能仅是所执行的功能之一。控制器18还考虑操作模式(由用户给定)以及接收器模数转换器中的对应的所需的发射器配置和带通配置。控制器18可以是具有固定状态的状态机。

[0110] 用户接口还耦合到多平面重新格式化器44,以用于选择和控制多幅多平面重新格式化(MPR)图像的平面,其可以用于在MPR图像的图像场中执行量化的量度。

[0111] 图2示出了用于生成针对对象的无创血管刚度量度的方法100。

[0112] 方法在步骤110中开始,其中,血管的2D超声数据从测量位置获得。2D超声数据可以使用超声探头来获得,诸如上文参考图1所描述的超声探头。

[0113] 2D超声数据可以在一段时间内采集,例如,在若干心动周期上采集。由于2D超声数据的高时间分辨率,因此2D超声数据传达与血管随时间的移动有关的准确信息。换句话说,血管的形状的改变(即,心动周期内的扩张和收缩)可以从2D超声数据提取。

[0114] 2D超声数据可以包括双平面超声数据。例如,双平面超声数据的第一平面可以包括血管的截面视图,其可以是圆形或椭圆形的,并且第二平面可以表示血管的纵向视图。

[0115] 另外,2D超声数据可以表示多个数据平面,每个表示沿着血管的长度的不同位置,其中,每个数据平面表示血管截面。

[0116] 换句话说,超声探头可以采集针对给定纵向或测量位置的多个轴向平面。使用这些多个平面,方法可以提供沿着血管的各个位置处的局部刚度估计。以这种方式,可以识别和评估血管的局部刚度的改变。

[0117] 例如,可以执行血管的2D双平面成像。以这种方式,可以检查探头取向与血管的主轴(沿着其长度)很好地对准。通过优化轴向和纵向视图(分别正交于主轴和与主轴一致),血管边界的图像质量连同后续运动估计的质量一起可以被改进。

[0118] 在另一范例中,2D超声数据可以在各远端位置处采集以获得一系列局部量化。通过范例,这可以被用于具有小动脉瘤的对象,因为血管的患病段可以与健康部分进行比较。此外,来自各种超声数据采集的多个刚度估计的组合可以被用于改进刚度估计的质量,并且还在动脉瘤破裂风险的评估中。

[0119] 另一位置处的血管性质的估计可以向生物力学模型提供比较信息,例如,在血管的健康部分与患病部分之间。生物力学性质可以然后针对比较的位置和获得性质两者来估计。

[0120] 除了获得2D超声数据之外,方法包括:在步骤120中,获得血管的3D超声数据。3D超声数据从与2D超声数据相同的测量位置获得,例如,通过在采集期间不移动超声探头。3D超声数据提供与血管的形状有关的信息。

[0121] 因此,跨步骤110和120,执行两个超声数据采集。第一采集用于获得2D超声数据,并且第二采集用于获得3D超声数据采集,其两者在相同测量位置处采集。3D超声数据表示3D中的血管几何结构并且已经与2D平面空间配准,因为其是从相同测量位置采集的。

[0122] 方法可以包括空间配准步骤,其适于检查2D超声数据和3D超声数据的空间配准并且校正采集之间的超声探头的任何无意识移动。例如,磁性跟踪器可以被用于空间配准2D和3D数据采集。可以在2D超声数据的获得与3D超声数据的获得之间执行空间配准。

[0123] 因此,方法确保2D超声数据与3D超声数据之间的对应性,使得血管的移动可以在3D空间中配准。

[0124] 在步骤130中,血管的运动基于血管的移动(从2D超声数据提取的)来确定。独立地,获得血管的形状(从3D超声数据提取的)。下面还参考图3描述了血管的运动的确定的范例。

[0125] 在步骤140中,从对象获得无创压力测量结果。

[0126] 压力测量结果可以通过任何适合的无创测量模块来获得。例如,无创压力测量结果可以包括肱压指数。在这种情况下,压力测量结果可以通过血压袖带获得。无创压力测量结果可以被用于估计血管的内部压力。

[0127] 在步骤150中,血管的所确定的运动和无创压力测量结果被提供到生物力学模型。

[0128] 在步骤160中,刚度量度基于生物力学模型来生成。刚度量度可以使用在多个应用中,诸如在针对动脉瘤的破裂风险的评估中。模型可以基于诸如血管刚度的单个参数或多个参数来操作。下面还参考图4描述了使用生物力学模型对刚度量度的生成的范例。

[0129] 基于2D超声数据和3D超声数据的组合对刚度量度的生成提供优于典型方法的多个益处。

[0130] 例如,双平面2D超声数据可以以30Hz的频率采集;然而通常使用在血管刚度的评估中的4D超声数据限于4-8Hz的频率,如E.M.J.van Disseldorp等人,“Quantification of aortic stiffness and wall stress in healthy volunteers and abdominal aortic aneurysm patients using time-resolved 3D ultrasound:a comparison study”(Eur.Hear.J.-Cardiovasc.Imaging、第31卷、6月号、第1-7页、2018年)中所示的。

[0131] 相同的不佳的时间分辨率限制适用于ECG门控CT的使用,对4D超声数据的常见备选。由于收缩期和舒张期可能未被捕获,因此这两种方法的不足的时间分辨率能够导致壁扩张的估计不足。该问题不能通过采集若干心动周期解决,因为长采集常常由于对在采集期间屏住呼吸的需要在对象中(特别地患病或老年对象)中是不可行的。以这种方式丢失血管壁的幅度导致组织性质的估计不足(其对应于更硬的材料)和减小的破裂风险估计。

[0132] 此外,双平面2D超声成像的可实现的空间分辨率显著地高于4D超声成像的空间分辨率。因此,2D超声数据的使用大大改进血管移动测量结果的精度并且对血管组织的生物力学表征具有直接影响。另外,4D超声序列中的所有体积将需要配准,从而影响局部位移估计的精度。

[0133] 另外,ECG门控CT和4D超声成像的典型方法在均质材料分布的假设上操作,这意指

唯一参数针对整体血管获得,而不管血管的健康或患病段。在小动脉瘤的情况下,血管硬度的较低估计可以由于健康血管段而获得,从而获得不健康组织所位于的关键区中的血管硬度的不准确量化。2D超声数据并且更特别地2D数据采集平面的使用提供局部材料估计,从而允许当使用若干平面时的非均质材料描述。

[0134] 图3示出了用于确定血管的运动的方法200。该方法可以被用作如上文所描述的图2中的步骤130。

[0135] 方法在步骤210中开始,其中,血管的影像回播基于2D超声数据来生成。影像回播是包含个体帧的序列的图像集。在高采集帧速率的情况下,影像回播可以包含比将在常规检查期间显示的更多的帧。在该范例中,影像回播包括血管的多个超声图像帧。

[0136] 在步骤220中,跟踪算法应用于影像回播。跟踪算法适于描绘或者识别针对血管的多个超声图像帧中的至少一个的初始血管边界。

[0137] 例如,影像回播包括示出血管截面225的多个图像帧,跟踪算法可以识别给定图像帧内的所述截面。

[0138] 在步骤230中,针对多个超声图像帧中的每个,血管边界基于初始血管边界来确定。换句话说,血管的边界可以针对每个图像帧来确定。例如,血管边界可以跨影像回播的多幅超声图像扩张232或者收缩234。

[0139] 换句话说,初始血管边界的描绘可以自动传播到影像回播的所有超声图像帧上。跟踪算法可以在轴向视图和纵向视图两者中执行。轴向跟踪可以提供关于心动周期期间的血管扩张的大多数运动信息;然而,纵向跟踪可以被用于校正在心动周期期间发生的任何纵向运动。

[0140] 在步骤240中,随着时间的血管壁位移基于多个血管边界来确定。另外,可以确定最大血管壁位移和/或平均血管壁位移。换句话说,影像回播被用于提取血管运动。

[0141] 例如,使用跟踪算法的结果,可以识别一个心动周期,其中,舒张和收缩对应于血管运动的最大幅度。使用选定的心动周期,可以计算测量位置处的血管运动。运动可以是舒张与收缩之间的运动,或者具有归因于2D超声数据的高时间分辨率的心动周期期间的多个时间样本的模型。

[0142] 备选地,跟踪算法的结果可以使用来自多个心动周期的血管运动的幅度来平均。

[0143] 在步骤250中,血管的3D几何结构根据从与2D超声数据相同的位置捕获的3D超声数据来确定。再一次,从相同位置捕获2D超声数据和3D超声数据确保2D超声图像和3D超声图像可以在针对血管的生物力学模拟的公共坐标系中处理。3D几何结构可以使用例如3D分割算法来分割,如L.Rouet等人,“A Minimally Interactive and Reproducible Method for Abdominal Aortic Aneurysm Quantification in 3D Ultrasound and Computed Tomography with Implicit Template Deformations”(Computerized Medical Imaging and Graphics 58(2017)75-85)中讨论的。

[0144] 在步骤260中,血管的3D几何结构与随时间的血管壁位移组合以形成血管的3D运动。换句话说,从跟踪算法获得的信息与单个坐标系中的血管的3D几何结构组合,其可以然后被提供到生物物理学模型。

[0145] 图4示出了用于基于生物力学模型生成刚度量度的方法300。该方法可以跨如上文所描述的图2中的步骤150和160采用。

[0146] 在步骤310中,生成测试血管刚度。

[0147] 测试血管刚度基于无创压力测量结果、从3D超声数据取得的血管的3D特征和从2D超声数据取得的壁位移来生成。

[0148] 在步骤320中,血管325的测试运动基于测试血管刚度来模拟。

[0149] 测试运动通过具有嵌入本构定律的2D生物物理学模型来模拟,所述本构定律可以表示如下文参考图5所描述的材料应变和应力之间的关系。本构定律或者方程是特定于给定材料或物质的物理量之间的关系。这样的关系可以被用于近似给定材料(诸如血管壁)对外部刺激的响应。在血管的情况下,参数之间的关系是血管壁的应力-应变关系,并且特别地,其响应于心跳的外部刺激的行为。

[0150] 在本范例中,本构定律具有要估计的单个参数,其是血管的刚度;然而,生物力学模型可以被用于估计不同本构定律的多个对象参数。

[0151] 在步骤330中,将血管的测试运动与血管335的运动进行比较。

[0152] 如果血管的测试运动与血管的测量运动匹配,则方法前进到步骤340,其中,测试血管刚度被选择为刚度量度。

[0153] 另外,血管刚度的指示器可以然后被提供给可以然后解释血管刚度和相关联的动脉瘤破裂风险的内科医师。

[0154] 备选地,如果血管的测试运动不与血管的测量运动匹配,则方法返回到步骤310并且调节测试血管刚度。

[0155] 使用预定义本构定律,诸如血管内的应力和应变之间的已知关系,血管刚度的生物力学模型估计迭代细化以便匹配所提取的血管运动,诸如上文参考图2所描述的方法中所提取的血管运动。在收敛处,模型提供血管刚度的个性化估计。

[0156] 换句话说,使用来自上文所描述的图像处理步骤的输入,迭代地执行血管刚度估计、或由生物力学模型对任何其他适合的参数的估计。通过将模拟运动与真实测量运动进行比较,血管刚度估计可以被调节并且处理被迭代直到在由生物物理学模型提供的运动与血管的测量运动之间存在好的拟合。

[0157] 这样的方法大大降低了生成动脉瘤破裂风险的量度所要求的计算成本。更特别地,针对生物力学模拟的建议方法可以在几分钟内完成,从而产生在临床设置中可用的方法。在文献中,其已经报告多达2周的使用有限元法的计算通常被要求从3D超声几何结构检索机械性质。如果特殊的并行化方法是可用的,则该时间可以降低到在1或2天内,诸如在A.Witteket等人,“A finite element updating approach for identification of the anisotropic hyperelastic properties of normal and diseased aortic walls from 4D ultrasound strain imaging”(J.Mech.Behav.Biomed.Mater.,6月号,2015年)中讨论的并行化方法。然而,这样的报告时间对日常临床常规中的实施是不实际的。

[0158] 由于针对生物力学模拟的建议方法可以在短得多的时间段内完成,因此其对临床实施是实际的。

[0159] 图5示出了应力(STS)对应变(STN)的图形400。

[0160] 图形包括针对腹主动脉瘤(AAA)的应力-应变曲线和针对非动脉瘤性主动脉(NAA)的应力-应变曲线。曲线的峰表示给定血管的破坏(failure)强度。

[0161] 从应力-应变曲线的梯度可以看到,腹主动脉瘤比非动脉瘤性主动脉更硬。另外,

如可以从图形看到的,腹主动脉瘤410的失效强度低于非动脉瘤性主动脉420的失效强度。动脉瘤比健康血管更硬并且呈现更低的失效强度。

[0162] 如上文所描述的,生物力学模型的本构定律可以是材料的应变和应力之间的关系。针对主动脉的范例,已经使用的本构定律的范例包括Mooney-Rivlin定律和Yeoh定律。

[0163] 图6a和图6b示出了使用来自健康血管(图6a)和动脉瘤(图6b)的数据的生物力学模型的结果之间的比较。

[0164] 图6a示出了如从2D超声数据和3D超声数据测量的血管面积A对上文参考图4所描述的方法的迭代次数i的图形500。

[0165] 另外,图6a示出了血管刚度E(或者血管的杨氏模量)对上文参考图4所描述的方法的迭代次数i的图形510。

[0166] 最后,包括正被研究的血管的双平面超声图像520。

[0167] 看向图6b,血管面积对迭代530和血管刚度对迭代540的比较图形和来自动脉瘤的比较双平面图像。

[0168] 如可以从双平面图像520和550直接看到的,动脉瘤的面积显著地大于健康血管的面积。应当注意,针对健康血管的血管面积对迭代的图形的标度显著地小于针对动脉瘤的血管面积对迭代的图形的标度。

[0169] 生物力学模型导致针对正常主动脉获得的7.2MPa的血管刚度(杨氏模量)和针对动脉瘤性主动脉的20MPa的血管刚度(杨氏模量)。

[0170] 所测量的血管刚度可以然后被用于评估针对动脉瘤的破裂风险。

[0171] 通过研究附图、公开内容和随附的权利要求书,本领域的技术人员在实践请求保护的本发明时可以理解和实现所公开的实施例的变型。在权利要求中,词语“包括”不排除其他元件或者步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或其他单元可以履行权利要求中记载的若干项的功能。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。如果计算机程序是如上文所讨论的,则计算机程序可以存储/分布在适合的介质上,诸如与其他硬件一起提供或作为其他硬件的部分提供的光学存储介质或固态介质,但是计算机程序也可以以其他形式分布,诸如经由因特网或其他有线或无线电信系统分布。如果术语“适于”被使用在权利要求或说明书中,则应注意,术语“适于”旨在等效于术语“被配置为”。权利要求中的任何附图标记不应当被解释为对范围的限制。

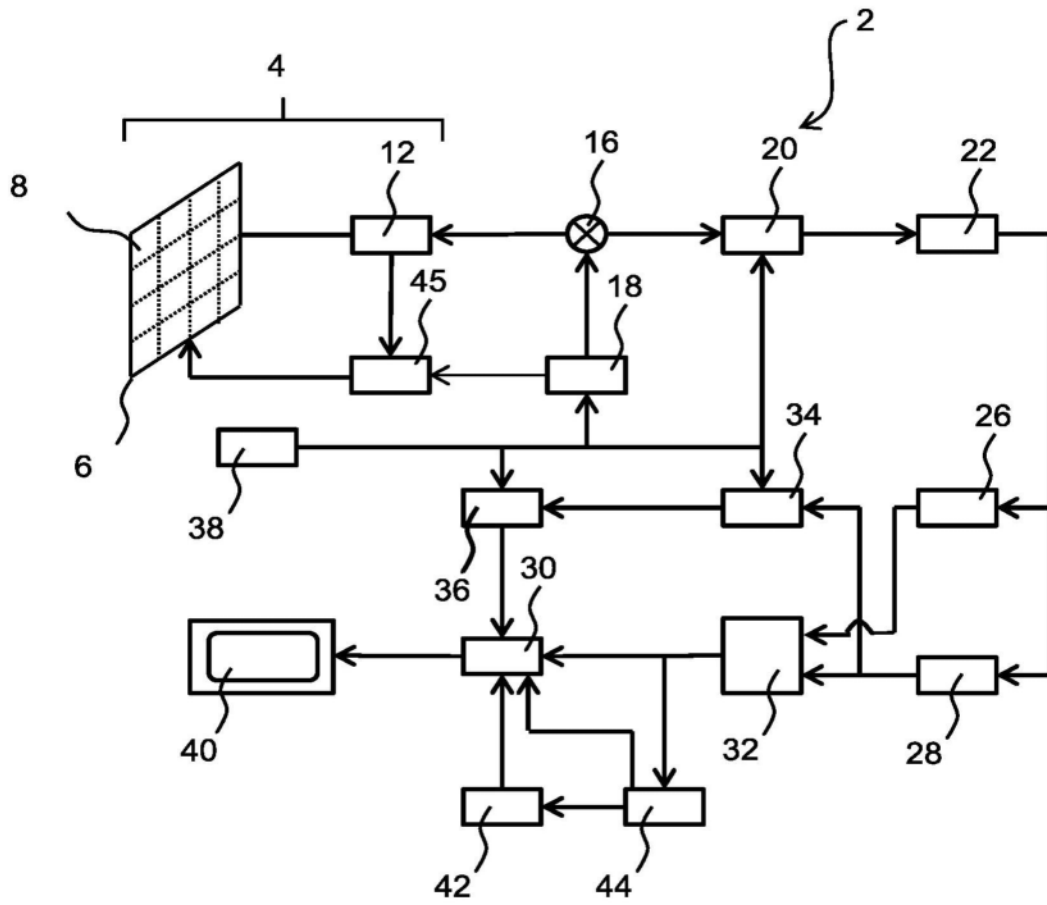


图1

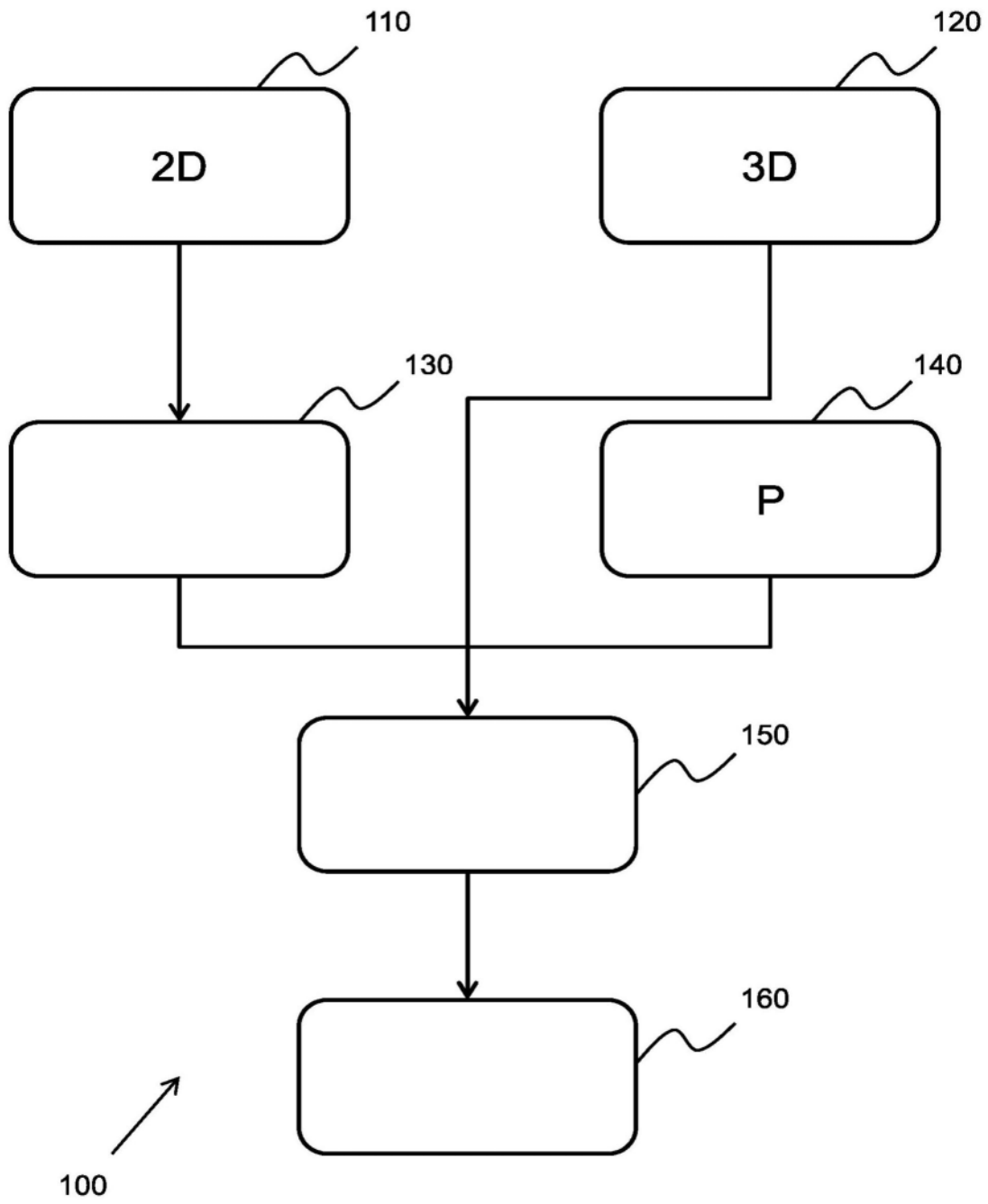


图2

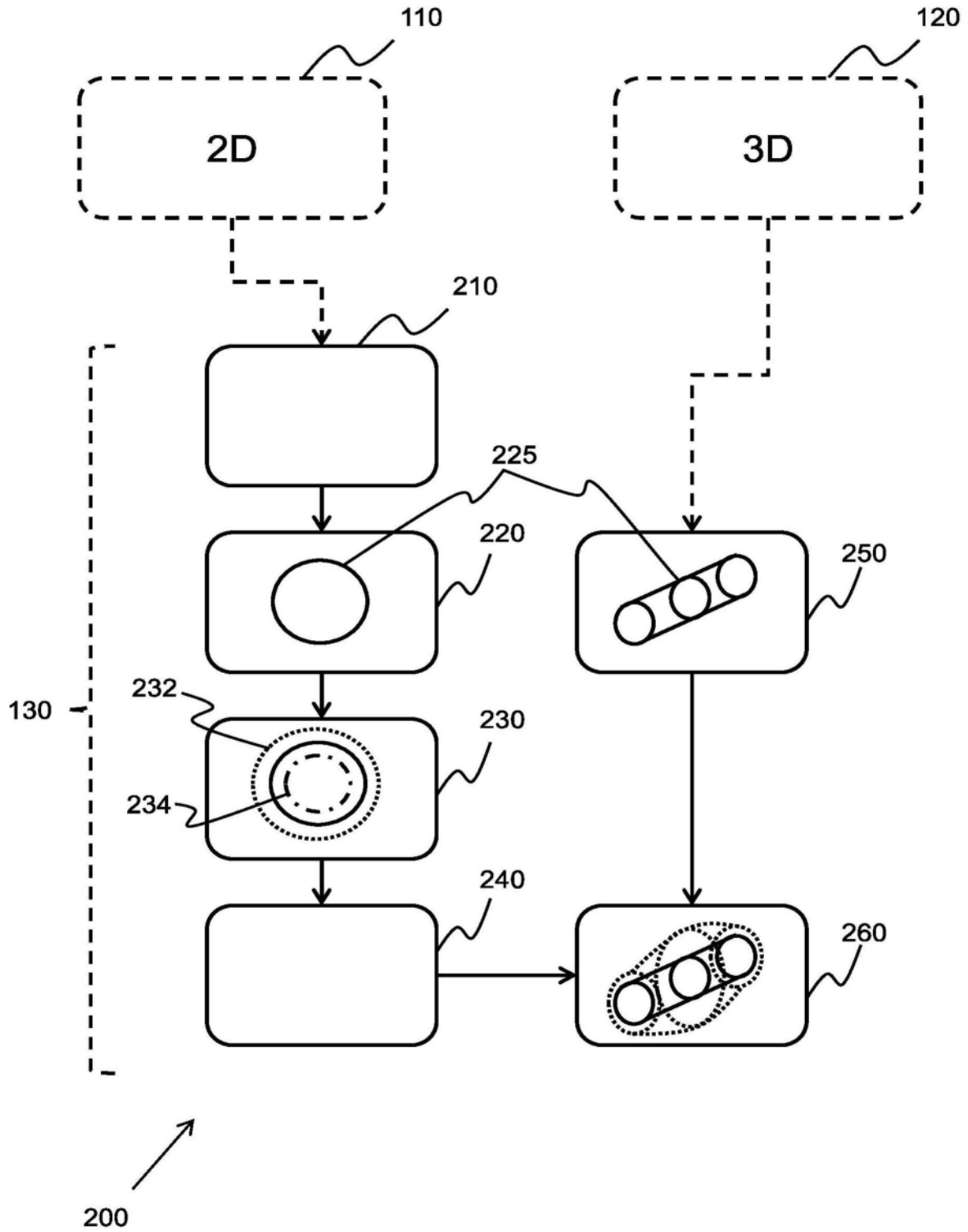


图3

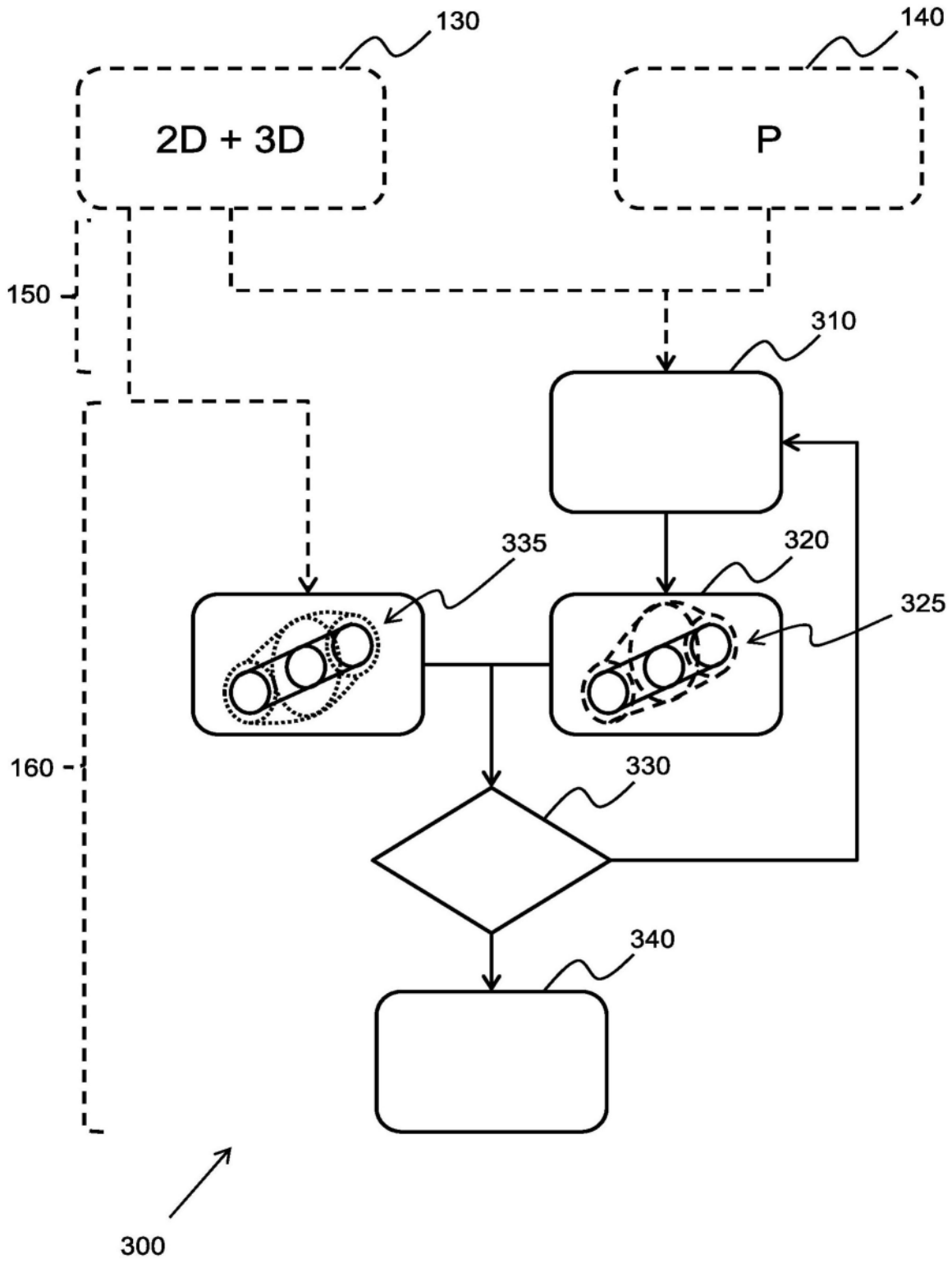
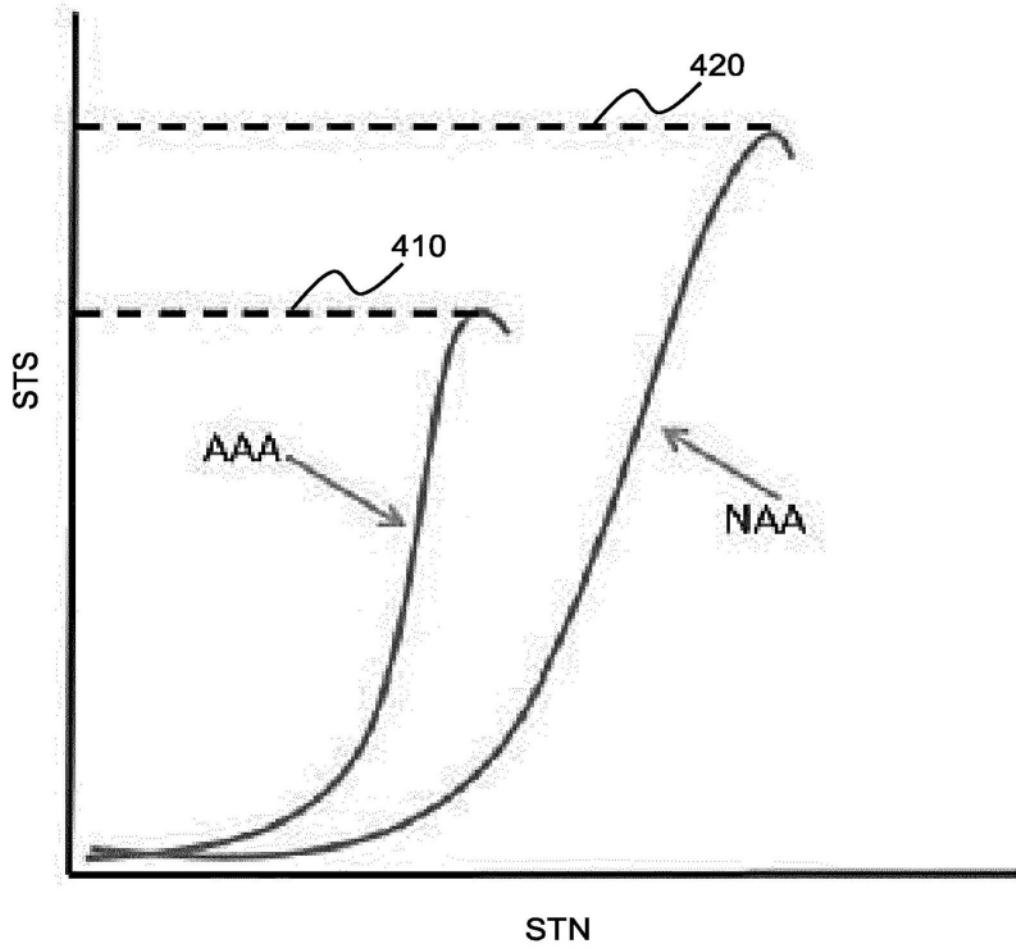


图4



400 ↗

图5

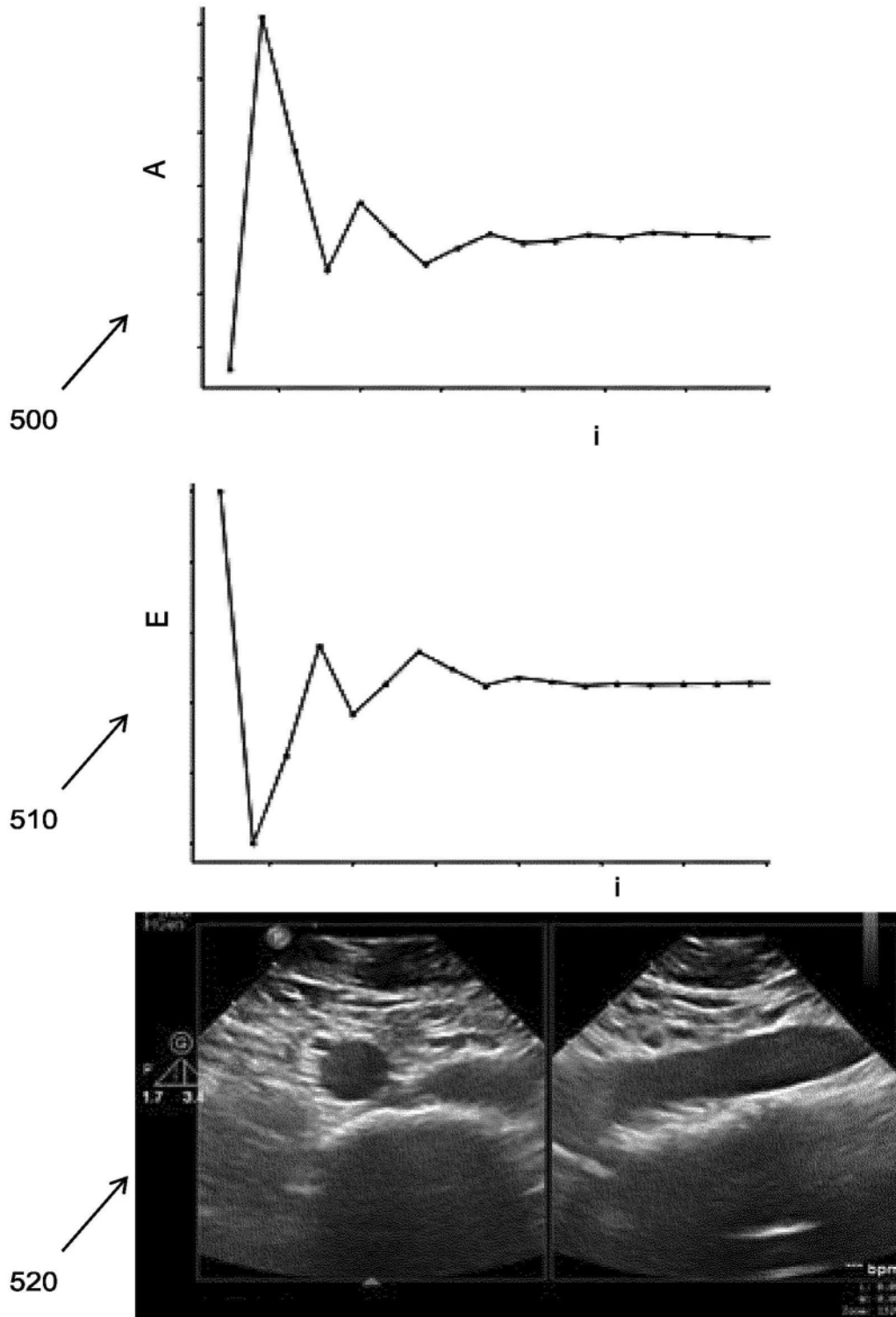


图6a

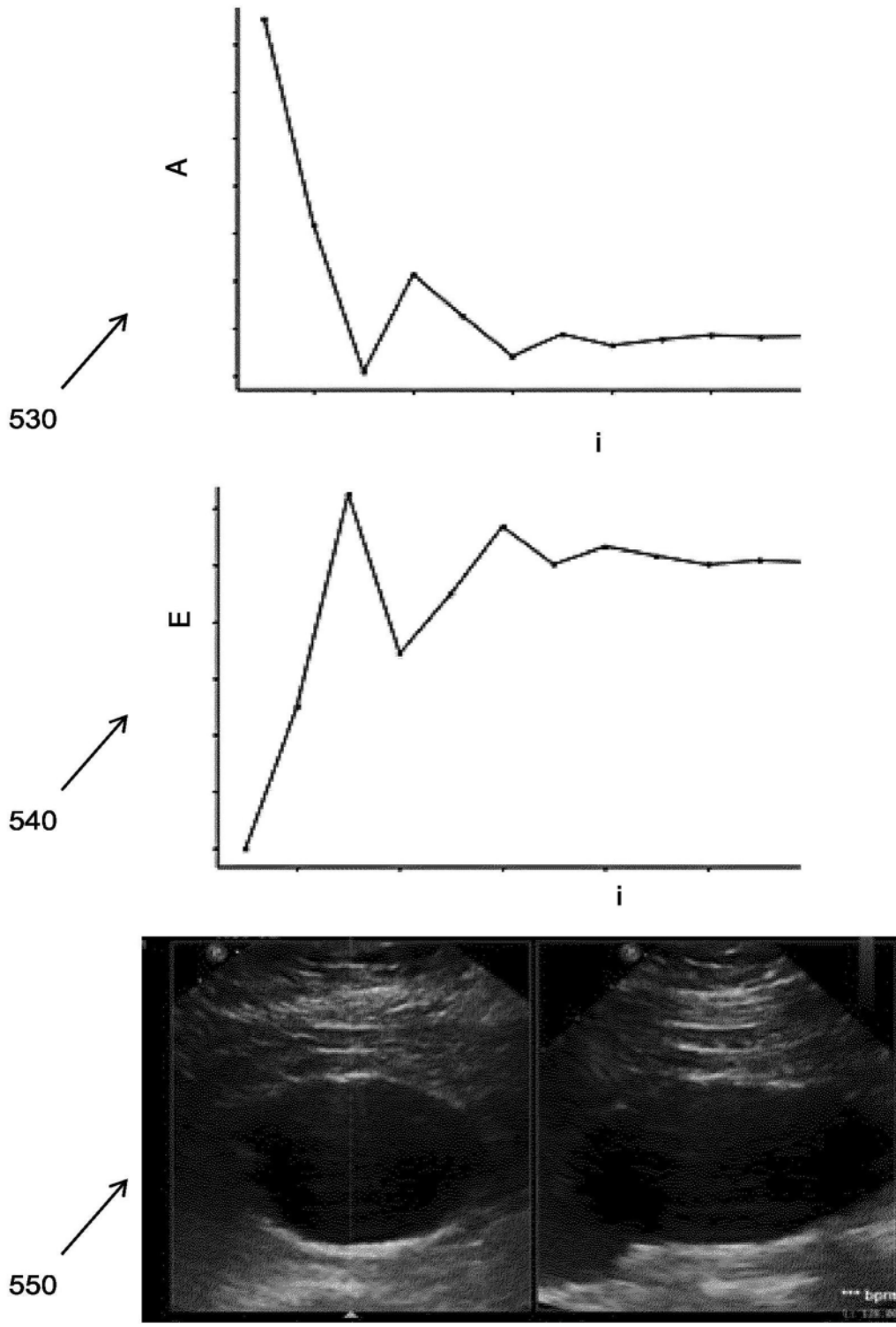


图6b