



## [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680038226.4

[43] 公开日 2008 年 10 月 15 日

[11] 公开号 CN 101287413A

[22] 申请日 2006.8.18

[21] 申请号 200680038226.4

[30] 优先权

[32] 2005.8.19 [33] US [31] 60/709,837

[86] 国际申请 PCT/US2006/032586 2006.8.18

[87] 国际公布 WO2007/022505 英 2007.2.22

[85] 进入国家阶段日期 2008.4.14

[71] 申请人 视声公司

地址 加拿大多伦多

共同申请人 兰德尔·艾伯特·亨德里克斯

德斯蒙德·希尔森

克里斯托弗·斯科特·拉布卡

[72] 发明人 兰德尔·艾伯特·亨德里克斯

德斯蒙德·希尔森

克里斯托弗·斯科特·拉布卡

[74] 专利代理机构 北京北翔知识产权代理有限公司

代理人 张广育 姜建成

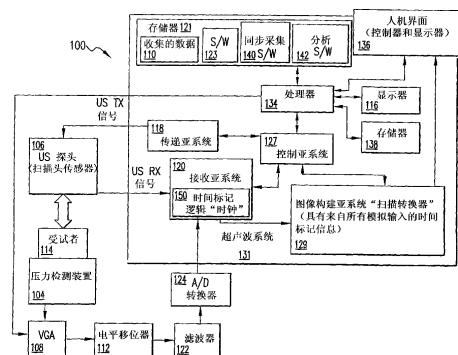
权利要求书 6 页 说明书 23 页 附图 12 页

## [54] 发明名称

采集和显示血压和超声波数据的系统和方法

## [57] 摘要

一种超声波成像系统，所述系统包含一个处理系统和一个超声波成像探头，所述探头被配置成可用于将超声波能量传递到一个受试者的选定部分并且接收来自所述受试者的回波，并且将它的代表性的数据信号传递到所述处理系统。所述系统进一步包含一个血压传感器，所述传感器被配置成可用于测定所述受试者的血压并且将它的代表性的数据信号传递到所述处理系统。所述处理系统可以处理接收到的超声波数据信号以产生一个超声波图像，并且可处理接收到的血压数据信号以产生一个血压描记图。所述处理系统也可以在一个显示图像中显示所述超声波图像和血压描记图，其中部分的所述超声波图像与部分的所述血压描记图在时间上同步显示。



1. 一种超声波成像系统，所述系统包括：

一个处理系统；

一个超声波成像探头，所述探头被配置成可用于将超声波能量传递到一个受试者的选定部分并且接收来自所述受试者的回波，并且将它的代表性的数据信号传递到所述处理系统；

一个血压传感器，所述传感器被配置成可用于测定所述受试者的血压并且将它的代表性的数据信号传递到所述处理系统；

其中所述处理系统处理接收到的超声波数据信号以产生一个超声波图像并且处理接收到的血压数据信号以产生一个血压描记图，并且其中所述处理系统在一个显示图像中显示所述超声波图像和血压描记图，其中部分的所述超声波图像与部分的所述血压描记图在时间上同步显示。

2. 一种超声波成像系统，所述系统包括：

一个超声波成像探头，所述探头被配置成可用于将超声波能量传递到一个受试者选定的部分并且接收来自所述受试者的回波并且传递它的代表性的数据信号；

一个血压传感器，所述传感器被配置成可用于测定所述受试者的血压并且传递它的代表性的数据信号； 和

一个包含一个处理器和一个计时装置的处理系统，其中所述处理系统与所述成像探头和所述血压传感器可操作地连接，其中所述计时装置与所述处理器通讯，并为各个超声波数据信号和血压数据信号分配时间标识符，并且其中所述处理器处理接收到的超声波数据信号以产生一个超声波图像，并处理接收到的血压数据信号以产生一个血压描记图，并且其中所述处理系统在一个显示图像中显示所述超声波图像和所述血压描记图，其中具有一个给定的时间标识符的所述超声波图像的一部分与具有相同时间标识符所述血压描记图的一部分一起显示。

3. 权利要求 2 的系统，其中所述超声波图像的一部分与所述血压描记图的一部分在时间上同步显示。

4. 权利要求 3 的系统，其中所述处理器将具有同样时间标识符的所述

- 超声波图像的一部分与血压描记图的一部分相关联。
5. 权利要求 2 的系统，其中具有给定时间标识符的所述超声波图像的一部分为至少一行的超声波数据信号。
  6. 权利要求 5 的系统，其中所述至少一行包括一个 M 型超声波图像。
  7. 权利要求 2 的系统，其中具有给定时间标识符的所述超声波图像的一部分为至少一帧的超声波数据信号。
  8. 权利要求 7 的系统，其中所述至少一帧的超声波数据包括至少一个 B 型超声波图像。
  9. 权利要求 2 的系统，其中具有给定时间标识符的所述超声波图像或者其一部分可以与具有相同时间标识符的所述血压描记图或者其一部分相关联。
  10. 权利要求 9 的系统，所述系统包括，通过识别具有相同时间标识符的各个数据信号和压力信号，将多个超声波数据信号和多个血压数据信号相关联，其中每个信号各具有一个给定的时间标识符。
  11. 权利要求 10 的系统，所述系统进一步包括一个处理器，所述处理器是用于从多个相关联的超声波数据和血压数据点产生一个压力比容积的关系。
  12. 权利要求 11 的系统，其中所述压力比容积的关系为一个压力比容积的闭合曲线图。
  13. 权利要求 12 的系统，其中所述压力比容积的闭合曲线图在所述超声波系统的显示装置上显示。
  14. 权利要求 2 的系统，其中所述接收的数据通过其从受试者出发的接收时间而被标识。
  15. 权利要求 2 的系统，其中所述接收的数据由所述计时装置通过所述数据的接收时间而被标识。
  16. 一种超声波成像系统，所述系统包括：  
一个超声波成像探头，所述探头被配置成可用于将超声波能量传递到一个受试者的选定部分并且接收来自所述受试者的回波，并且传递它的代表性的数据信号；  
一个血压传感器，所述传感器被配置成用于测定所述受试者的血压并且传递它的代表性的数据信号；和  
一个包含一个处理器和一个计时装置的处理系统，其中所述处理系

统与所述成像探头和所述血压传感器可操作地连接，其中所述计时装置与所述处理器通讯，并为各个超声波数据信号和血压数据信号分配时间标识符，其中所述处理器识别具有相同时间标识符的至少一个超声波数据信号和至少一个血压数据信号。

17. 权利要求 16 的系统，其中所述处理系统被配置成可通过识别具有相同时间标识符的超声波数据信号和血压数据信号，将多个超声波数据信号和多个血压数据信号相关联，其中每个信号各具有一个给定的时间标识符。
18. 一种成像的方法，所述方法包括：  
接收来自一个受试者的超声波图像数据和血压测量数据；  
用时间标识符标识所述接收的数据；和  
处理所述接收的数据以产生一个包含一个超声波图像和一个血压描记图的显示图像，其中具有一个给定的时间标识符的所述超声波图像的一部分与具有相同时间标识符的所述血压描记图的一部分一起显示。
19. 权利要求 18 的方法，其中所述超声波图像的一部分与所述血压描记图的一部分在时间上同步显示。
20. 权利要求 19 的方法，其中同步显示包括将具有相同时间标识符的所述超声波图像的一部分和血压描记图的一部分相关联。
21. 权利要求 18 的方法，其中具有一个给定时间标识符的所述超声波图像的一部分为至少一行的超声波图像数据。
22. 权利要求 21 的方法，其中所述至少一行包括一个 M 型超声波图像。
23. 权利要求 22 的方法，其中所述至少一行的超声波数据被显示为一个 M 型图像，并且所述血压数据被显示为一个压力波形。
24. 权利要求 23 的方法，其中所述 M 型图像包括位于所述受试者的一个器官或其一部分的二维示图。
25. 权利要求 24 的方法，其中所述器官为心脏。
26. 权利要求 25 的方法，所述方法进一步包括在一个时间点测定所述器官或其一部分的尺寸，所述尺寸的测定通过测量具有一个时间标识符的所述 M 型图像的一个第一选定部分和具有相同时间标识符的所述 M 型图像的一个第二选定部分之间的距离来进行，其中所测量的距离提供了所述器官或其一部分的尺寸。

27. 权利要求 26 的方法，所述方法进一步包括将在所述时间点测定的尺寸与在相同时间点读取的一个压力读数相比较，以确定所述时间点的压力尺寸关系。
28. 权利要求 26 的方法，所述方法进一步包括在至少一个后续的时间点测定一个器官或其一部分的尺寸，所述尺寸测定通过计算所述 M 型图像上获得的一个第一描记线和在所述 M 型图像上获得的一个第二描记线之间的距离来进行，其中所述的描记线对应于所述至少一个后续的时间点。
29. 权利要求 28 的方法，所述方法进一步包括将在所述至少一个后续时间点测定的尺寸与在相同时间点读取的一个压力读数相比较，以确定所述时间点的压力尺寸关系。
30. 权利要求 29 的方法，其中所述压力尺寸关系是一个压力比直径的关系。
31. 权利要求 30 的方法，其中在多个时间点确定的所述压力比直径的关系被表示为一个压力比直径的闭合曲线图。
32. 权利要求 18 的方法，其中具有给定的时间标识符的所述超声波图像的一部分为至少一帧的超声波数据。
33. 权利要求 32 的方法，其中所述一帧或多帧的超声波数据包括至少一个 B 型超声波图像。
34. 权利要求 33 的方法，其中所述超声波数据被显示为一个 B 型帧，并且其中所述压力数据被显示为一个压力波形。
35. 权利要求 34 的方法，其中所述 B 型帧包括一个器官或其一部分的图像。
36. 权利要求 35 的方法，其中所述被成像的器官包含一个腔并且其中所述被显示的图像为所述器官的一个横截面示图。
37. 权利要求 36 的方法，其中所述器官为心脏。
38. 权利要求 36 的方法，所述方法进一步包括对所述图像的一部分进行描记。
39. 权利要求 38 的方法，其中所述描记基本上沿代表被成像器官的一个腔表面的所述图像的一部分进行，以限定一个区域。
40. 权利要求 39 的方法，所述方法进一步包括测定所述被限定的区域的大小。

41. 权利要求 39 的方法，所述方法进一步包括测定对应于所述限定的区域的容积。
42. 权利要求 41 的方法，所述方法进一步包括将测定的容积与一个与测定所述容积的 B 型帧具有相同的时间标识符的压力读数相比较，以确定一个压力容积关系。
43. 权利要求 42 的方法，所述方法进一步包括通过至少一个后续显示的 B 型帧测定一个容积，并且将通过所述的后续帧测定的容积与一个与所述后续帧具有相同的时间标识符的压力读数相比较，以确定一个相应的压力容积关系。
44. 权利要求 43 的方法，所述方法进一步包括将来自多个时间点的压力容积关系表示为一个压力比容积闭合曲线图。
45. 权利要求 18 的方法，其中具有一个给定的时间标识符的所述超声波图像或其一部分可以与具有相同时间标识符的所述血压描记图或其一部分相关联。
46. 权利要求 45 的方法，所述方法包括通过识别具有相同时间标识符的超声波数据点和血压数据点，将多个超声波数据点和多个血压数据点相关联，其中各多个数据点中的每个数据点均具有一个给定的时间标识符。
47. 权利要求 46 的方法，所述方法进一步包括从相关联的超声波数据和血压数据的多个数据点产生一个压力比容积的关系。
48. 权利要求 47 的方法，其中所述压力比容积的关系是一个压力比容积的闭合曲线图。
49. 权利要求 48 的方法，其中所述压力比容积的闭合曲线图被显示在所述超声波系统的一个显示装置上。
50. 权利要求 18 的方法，其中所述接收的数据通过其从一个受试者出发的接收时间而被标识。
51. 权利要求 18 的方法，其中所述接收的数据由接收器通过所述数据的接收时间而被标识。
52. 一种成像的方法，所述方法包括：  
接收超声波图像数据和血压测量数据；  
用时间标识符标识所述收到的数据；和  
处理所述收到的数据以识别具有相同时间标识符的超声波数据点

和血压数据点。

53. 权利要求 52 的方法，其中所述处理进一步包括，通过识别具有相同时间标识符的超声波数据点和血压数据点，将多个超声波数据点和多个血压数据点相关联，其中各多个数据点中的每个数据点均具有一个给定的时间标识符。

## 采集和显示血压和超声波数据的系统和方法

### 相关专利申请的交叉引用

本申请要求以 2005 年 8 月 19 日提交的编号为 No. 60/709,837 的美国临时申请作为优先权基础，该申请通过引用的方式全文纳入本文中。

### 背景技术

对心肌工作能力、功能和收缩的评估对于评价许多已知患有心脏疾病或者疑似患有心脏疾病的患者而言是至关重要的。依赖于左心室和右心室两者的压力和尺寸间的瞬时相互关系的心脏收缩动态评估已经不断地受到关注。

压力-容积闭合曲线或者压力-尺寸闭合曲线可以提供右心室和左心室作为泵的能力的可视信息和参数信息，并且有助于鉴定心脏功能障碍的病理生理学和心脏病损的程度。而且，这些闭合曲线使得能够对许多治疗介入的有效性进行测定并量化。因此，准确而有效地分析患者和临床研究中使用的小动物受试者的心脏中的压力和尺寸关系对于疾病、治疗效果的评估和对于开发治疗人和动物患者的新治疗方法和策略至关重要。

本领域中现有的评估压力-容积或者压力-尺寸关系的方法（包括常规的超声心动图和电导方法）都非常复杂、费时并且结果不可靠。本领域还需要能够采集和显示血压和超声波数据的系统和方法。

### 发明内容

一种用于采集和显示来自受试者的超声波数据和血压数据的方法，包括从所述受试者采集超声波数据和血压数据。所采集的超声波和血压数据可以用时间标记。有时间标记的超声波数据和有时间标记的血压数据可以被处理以在一个显示装置上显示，并且处理的数据可以同步地在

所述显示装置上显示。

一种用于采集和显示来自受试者的超声波数据和血压数据的系统，可以包含一个能够将超声波传递到所述受试者并且从所述受试者接收回波数据的超声波传感器。所述系统还可以包含一个能够从所述受试者收集血压数据的血压接收装置和一个用于接收所述回波数据和所述收集的血压数据的处理系统。所述处理系统也可以被用于识别具有时间标记的接收的数据，并且在一个显示装置上同步显示具有时间标记的超声波和血压数据。

参照附图和具体实施方式对本发明其他的系统、方法和各方面以及优点进行论述。

#### 附图说明

特别参照以下附图，以具体实施方式中的示例方式对本发明进行描述：

图 1 为显示一种示例成像系统的框图。

图 2 为进一步显示图 1 的示例成像系统的框图。

图 3 为显示图 1 和图 2 的示例成像系统的各部分的示意图。

图 4 为显示一种通过图 1 和图 2 的示例系统采集和显示 M 型超声波数据和血压数据的示例方法的框图。

图 5 为显示一种通过图 1 和图 2 的示例系统处理 M 型超声波图像和血压数据的示例方法的框图。

图 6 为通过图 1 和图 2 的示例系统产生的 M 型超声波数据、血压数据和 ECG 数据的示例性显示图像。

图 7 为压力-尺寸闭合曲线和一个典型的心动周期中相关事件的示意图。

图 8 为显示一种通过图 1 和图 2 的示例系统采集或显示一个或多个 B 型帧和血压数据的示例方法的框图。

图 9 为显示一种通过图 1 和图 2 的示例系统处理一个或多个 B 型帧和血压数据的示例方法的框图。

图 10 为显示两个示例 B 型帧和一个示例血压波形的示意图。

图 11 为一个包含通过图 1 和图 2 的示例系统产生的 B 型帧和血压

数据的示例显示图。

图 12 是一个压力容积闭合曲线和在一个典型的心动周期中的相关事件的示意图。

## 具体实施方式

本发明提供采集和同步显示血压和超声波数据的系统和方法。这些方法和系统使得可以准确地确定人患者和小动物受试者的心血管系统中的压力-容积或压力-尺寸关系。

除非上下文中另外清楚地指明，在本文通篇使用的单数形式“一个”、“一种”和“该”包括复数的指代物。因此，例如，除非上下文中另外指明，提及“一个处理器”时，可以包括两个或多个这种处理器。

“受试者”是指个体。术语受试者包括小动物或者实验动物以及灵长类，所述灵长类包括人。实验动物包括但不局限于例如小鼠或者大鼠的啮齿类动物。术语实验动物也可以与动物、小动物、小实验动物或者受试者互换使用，所述实验动物包括小鼠、大鼠、猫、狗、鱼、兔、豚鼠、啮齿动物等等。术语实验动物并不意味着特定的年龄和性别。因此，成体动物和新生动物以及胎儿（包括胚胎），不论雄性还是雌性都包括在内。

本文中，“血压”或者“压力”可以互换使用，指的是一个受试者的循环血液作用于所述受试者的血管壁或者心脏壁而产生的可检测的压力。

本发明提供一种采集和显示来自受试者的超声波数据和血压数据的方法，所述方法包括从所述受试者采集超声波数据和血压数据。任选地，可以从所述受试者同时采集所述血压和超声波数据。所述采集的超声波和血压数据可以用时间标记，并且具有时间标记的数据可以被处理以在一个显示装置上显示。任选地，在所述显示装置上同时显示所述具有时间标记的超声波数据和所述具有时间标记的血压数据。

“同步显示”或者“同步地显示”的意思是血压和超声波数据可以同时在一个显示装置上显示。也可以通过使一个有时间标记的 B 型帧或者 M 型数据行与一个有相应的时间标记的血压数据点一起显示的方式，同步显示所述的超声波数据。这些数据可以被认为是在时间上同步。一

方面，一个处理系统处理接收到的超声波数据信号以产生一个超声波图像，并且处理接收到的血压数据信号以产生血压描记图。所述处理系统可以在一个显示图像中显示所述超声波图像和血压描记图，其中部分的所述超声波图像与部分的所述血压描记图以时间同步的方式显示。例如，所述处理系统可以被应用于在一个显示图像中显示一个超声波图像和一个血压描记图，其中具有一个给定的时间标识符的所述超声波图像的一部分与具有相同时间标识符的所述血压描记图的一部分同时显示。

因此，部分的所述超声波图像可以与部分的所述血压描记图在时间上同步显示。具有给定时间标识符的超声波图像的一部分可以是至少一行超声波数据信号。所述的至少一行可以包括一个 M 型超声波图像。具有给定时间标识符的超声波图像的一部分也可以是至少一帧的超声波数据信号。例如，一帧超声波数据可以包括一个 B 型超声波图像。

一个具有给定时间标识符的超声波图像或其一部分可以与一个具有相同时间标识符的血压描记图或其一部分相关联。每个信号分别具有一个给定的时间标识符，通过识别具有相同时间标识符的各个数据信号和压力信号，可将多个超声波数据信号和多个血压数据信号相关联。

回波信号或者超声波数据的采集可以包括产生超声波、将超声波传递到所述受试者并且接收所述受试者反射的回波。接收到的回波可以被应用于产生一个超声波图像或其一部分。可以使用较宽频率范围的超声波来采集超声波数据。例如，可以使用临床频率的超声波（小于 20 MHz）或者高频率超声波（等于或大于 20 MHz）。基于例如（但不仅限于）成像的深度或所需要的分辨率等因素，本领域的技术人员可以容易地确定所要使用的频率。

当希望得到高分辨率图像并且所述受试者中需要成像的结构不是处于特别深的部位的时候，可能需要使用高频率的超声波。因此，超声波数据的采集可以包含将具有至少 20MHz 频率的超声波传递到所述受试者并且接收被所述受试者反射的部分所传递超声波。例如，可以使用一个具有大约 20MHz、30MHz、40MHz 或者更高中心频率的传感器。

高频率超声波传递通常适合于小动物的成像，对于这种情况，可以在一个可接受的穿透深度下获得一个高分辨率。因此利用所述方法可以在小动物受试者上使用临床频率或者高频率。任选地，所述小动物选自于小鼠、大鼠和兔。

而且，所述的方法和系统并不局限于任何特定类型的传感器。可以使用任何能够传递临床频率或者高频率的超声波的传感器。许多这类传感器是本领域的技术人员已知的。例如，对于高频率传递，可以使用例如那些在 VisualSonics Inc. (Toronto, CA) 的 Vevo®660 或者 Vevo®770 高频率超声波系统中使用的传感器。也可以使用高频率和临床频率的阵列传感器和系统。

采集的超声波数据可以是一行超声波数据或者一帧超声波数据。例如采集的一行超声波可以为 M 型或者采集的一帧超声波可以为 B-型。可以使用数字时钟对所采集的超声波和血压数据加上时间标记。任选地，可以用相同的数字时钟对所述采集的超声波数据和所述血压数据加上时间标记。所述超声波数据可以被显示为 M-型图像或者 B-型帧或 B-型图像，并且所述压力数据可以被显示为压力波形。所述超声波数据和所述血压数据都可以在显示装置上显示。

所述方法和系统可以被应用于对位于受试者体内的器官或其一部分进行成像。而且，可以随时间对所述器官或其一部分进行成像。例如，一个 M 型图像可以包括位于所述受试者体内的器官（或其一部分）的二维表示（深度和时间），通过收集超声波数据可以产生所述二维表示。M-型成像是本领域的技术人员所熟知的一种方法。所述图像也可以包括 B-型帧。可以连续地观察一个或多个 B-型帧以产生一个 B-型帧的闭合曲线。B-型成像和由 B-型帧产生闭合曲线是本领域的技术人员已知的技术。

可以对包括有内腔的动态器官在内的许多不同的目标器官进行成像。例如，可以使用本文描述的方法和系统对心脏或其一部分进行成像。然而，所述方法和系统并不局限于心脏成像，还可以对其他器官（包括心血管系统的其他部分）进行成像。因此，例如可以对部分主动脉进行成像并分析。

本发明提供的方法还包括测定一个器官或其一部分在某一时间点的尺寸。通过测定在一个 M 型图像上获得的第一描记线和在所述 M 型图像上获得的第二描记线之间的距离可以确定所述尺寸，其中所述获得的描记线对应于至少一个时间点。

通过测量一个 M 型图像中的具有一个时间标识符的第一选定部分和所述 M 型图像中具有相同时间标识符的第二选择部分之间的距离，可以

测定一个器官或者其一部分在某一时间点的尺寸，其中测得的距离给出了所述器官或其一部分的尺寸。可将在该时间点测定的尺寸与在相同时间点读取的压力读数相比较，以确定在该时间点时的压力尺寸关系。一方面，通过在所述M型图像上获得的第一描记线和在所述M型图像上获得的第二描记线之间的距离，可以计算一个器官或其一部分至少在一个后续的时间点的另一个尺寸，其中所述描记线对应于该至少一个后续的时间点。

因此，使用者可以使用自动化的或者半自动化的软件描记一个位于一个M型图像上的结构。使用者也可以描记一个与M型的显示图像上看到的所述第一描记相隔一定距离的第二结构。因此所述第一和第二描记线相隔一个距离(d)。如果被成像的器官包含一个内腔，那么所述距离可能为跨越所述内腔的距离。例如，如果对部分心脏成像(在M型超声波心动图方法中很常见)，那么可以将心脏的一个内腔壁与该内腔和相应的其他内腔壁区分开。因此，心脏的一个腔(例如心室)可以通过M型超声波成像，M型超声波可以提供一个截面图像，其中对反射所传递超声波的结构的显示是基于该结构与所述传感器的距离。

如图6所示，一个M型图示显示出，具有表面620的一个心室的壁602覆于腔608上，而所述腔608又位于具有另一表面618的心脏的一个壁622上。当所述M型图像滚动时，心脏的一个被成像部分随时间被动态地显像，并且可以看到心脏壁的收缩与舒张，并且/或者在心脏的那个解剖横截面可以实时地看到所述腔的缩小和扩大。

本申请公开的方法可以进一步包括将在所述时间点测定的所述器官或者其一部分的尺寸与在相同时间点的压力读数相比较，以确定该时间点的压力尺寸关系。通过计算在M型图像上获得的第一描记线和在所述M型图像上获得的第二描记线之间的距离，可以确定所述器官或其一部分在至少一个后续时间点的尺寸，其中所述的描记线对应于所述的至少一个后续时间点。可将在所述至少一个后续时间点测定的尺寸与在相同时间点读取的压力读数相比较，以确定该时间点的压力尺寸的关系。任选地，所述压力尺寸关系可以是压力比直径的关系。任选地，可以在多个时间点确定压力比直径的关系并且表示为压力比尺寸的闭合曲线。而且，可以通过所述M型图像确定被成像的物体的容积并且可以测定压力比容积的关系。例如，对于M型图像，可利用如下的Teicholz公式

估算一个物体或其一部分（例如心室）的容积：

$$v = \frac{7.0}{2.4 + d} \times d^3$$

其中：

v 为估算的容积，以微升表示

d 为在 M 型图像上测得的所述心室的尺寸，以毫米表示。

本文描述的方法也可以包括通过一个或多个 B 型帧，在一个时间点对一个器官或其一部分的面积或者容积进行测定。可以通过包括一个器官或者其一部分的图像的 B 型帧来测定所述面积和/或容积。例如，被成像的器官可以包含一个腔，其中显示的 B 型帧或者图像是所述器官的横截面表示。任选地，所述器官是心脏。图 10 和图 11 示出了包括心室图像的示例 B 型帧。

可以在显示装置上对 B 型帧的一部分的进行描记。所述描记可以基本上沿着代表成像器官的一个腔表面的部分 B 型帧进行，以限定出一个区域。例如，可以描记心室的横截面形状。图 10 和图 11 中示出了包括一个基本上沿着心内膜描记的心室图像的示例 B 型帧。基于所述 B 型帧被描记的区域，也可以确定所述描记线所限定的区域的大小。可以测得与所述区域相应的容积。

例如，对于 B 型图像，可以使用辛普森法（Simpson's method）估算所述容积。在这种方法中，如下图所示，对所述心室的长轴视图进行算术分割。可以计算每个分割层的体积，然后求和，得到终容积。例如，可以使用如下的公式：

$$Vol = \sum_{i=1}^n \pi \times \left( \frac{d_i}{2} \right) \times h$$

其中：

v 为估算的容积，以微升表示

d 是所述心室的每个分割层的直径，以毫米表示。

n 是分割层的数目

h 是分割层之间的间距。

可以将测定的容积与和测定所述容积的 B 型帧有相同时间标记的血压读数相比较，以确定压力容积关系。还可以通过至少一个后续显示的、

具有时间标记的 B 型帧测定容积，并且可以将通过所述后续帧测定的容积与和所述后续帧具有相同时间标记的压力读数相比较，以确定相应的压力容积关系。来自多个时间点的压力容积关系可以被显示为一个压力比容积的闭合曲线。

一种用于采集并显示来自受试者的超声波数据和血压数据的系统，包括一个能够将超声波传递到所述受试者并且接收来自所述受试者的反射回波数据或信号的超声波传感器。所述系统可以进一步包含一个能够从所述受试者收集血压数据的血压接收装置或传感器，和一个用于接收所反射超声波数据或回波和收集的血压数据并产生图像的处理系统。可以在一个显示装置上同步显示所述超声波数据和所述血压数据。所述传感器可以是一个阵列、单个元件或者其他类型的传感器。阵列或者非阵列传感器可以传递临床超声波和/或高频超声波。因此，所述传感器的中心频率可以是 20MHz 或更高或者可以少于 20MHz。所述传感器可以是宽带传感器。

可以使用所述处理系统或者对其编程以通过所述同步显示的超声波和血压数据确定压力尺寸关系。所述处理系统可以包含一个或多个处理器。本领域的技术人员应认识到，只要描述了单个的处理器或者处理系统可以实现多种功能，那么就可以使用多个处理器分别地实现同样的功能，并且也可以使用多功能处理器和单功能处理器的组合。

可以应用所述处理系统或者对其编程，以通过计算在一个 M 型图像上获得的第一描记线和在所述 M 型图像上获得的第二描记线之间的距离来确定某个时间点时的所述器官或其一部分的尺寸，其中所述描记线包括来自于在一个或多个时间点接收的反射回波数据的代表性数据。而且，通过应用所述处理系统或者对其编程可以将在所述时间点测定的尺寸和在相同时间点读取的压力读数进行比较，以确定所述时间点的压力尺寸关系。也可以应用所述处理系统或者对其编程，以通过确定在一个 M 型图像上获得的第一描记线和在所述 M 型图像上获得的第二描记线之间的距离，来确定在至少一个后续时间点时所述器官或者其一部分的尺寸，其中所述描记线包括至少一个后续时间点对应的反射数据的代表性数据。通过应用所述处理系统或者对其编程可以将在所述至少一个后续时间点测定的尺寸和在相同时间点读取的压力读数进行比较，以确定所述时间点的压力尺寸关系。任选地，所述压力尺寸关系为压力比直径的

关系。任选地，可以在多个时间点确定所述压力比直径的关系，并将其表示为一个压力比尺寸的闭合曲线。

也可以应用所述处理系统或者对其编程，以在显示装置上描记一个器官或其一部分的 B 型帧的一部分。如果所述器官包含一个腔（例如心室），那么所述描记可以基本上沿着代表成像器官的一个腔表面部分帧进行从而限定出如图 10 和图 11 显示的区域。也可以进一步应用所述处理系统或者对其编程以确定该限定区域的大小并且确定该限定区域相应的容积。通过应用所述处理系统或者对其编程，也可以进一步将确定的容积和与确定所述容积的 B 型帧具有相同时间标记的压力读数相比较，以确定一个压力容积关系。也可以应用所述处理系统或者对其编程，以通过至少一个后续显示的具有时间标记的 B 型帧来确定容积，并且将通过该后续帧测得的容积和与所述后续帧具有相同时间标记的压力读数相比较，以确定一个后续的压力容积关系。可以应用所述处理系统或者对其编程以将来自多个时间点的压力容积关系表示为一个压力比容积的闭合曲线。

本文还提供一个从受试者采集超声波回波数据和血压数据的系统，所述系统包含一个能够将超声波传递至所述受试者，并且接收从所述受试者反射的回波数据的超声波传感器。所述系统还可以包含一个接收反射的回波数据并且接收从所述受试者收集到的血压数据的处理系统。

本文还提供一个从受试者采集回波数据和血压数据的系统，所述系统包含一个编程为用于接收回波数据和接收从所述受试者收集到的血压数据的处理器。

图 1 示出一个示例超声波系统 100，所述系统 100 用于采集和显示超声波图像数据和血压数据。所述超声波系统 100 作用于一个受试者 114。所述受试者 114 可以为小动物，例如小鼠、兔或者大鼠，或者，所述受试者 114 也可以为灵长类，例如人。

使用一个血压监测或者探测装置可以从所述受试者 114 获取血压信号。这种装置和方法是本领域中已知的。例如，Millar® 导管 (Millar Instruments, Inc. Houston, TX) 可以被用来将一个导管插入或放置于所述受试者体内以采集血压数据，Millar® 导管可以将血压转换成电信号。通过所述压力探测装置可以将来自所述受试者的血压数据或信号转换成一个模拟波形。

压力探测装置的另一个实例是一个尾套 (tail cuff)。如果所述受试者 114 是一个有尾的小动物，那么可以将一个尾套围在所述尾巴的周围可以并且使用本领域的技术人员已知的方法采集压力数据。还可以联合使用一个植入物和一个可以传输来自身体任何位点的血压数据的射频链路 (RF link)。因此，在所述超声波系统 100 中可以使用收集血压信号并且将血压信号转换成模拟波形的已知的方法和装置。用于从一个受试者收集血压信号并且将所述信号转换成模拟波形的任何常规装置和方法都可以被考虑在所述超声波系统 100 中使用。

表示从所述受试者收集的血压数据的所述模拟波形可以被传送到模拟放大器 108。后文中将对示例的模拟放大器进行更详细地叙述。可以对模拟压力数据进行处理，并且，如图 2 所示，通过模-数转换器 124 将其转换成数字数据，并提供给超声波系统 131。所述超声波系统 131 是一个可以使用的处理系统的实例。通过模-数转换器 124 从模拟数据转换而来的数字数据，可以被传输到进行数字处理的接收亚系统 120。数字处理亚系统包括时间标记逻辑电路或者一个时间标记时钟，所述逻辑电路或时钟以所述接收亚系统 120 的亚组件 150 示出。因此，来自所述模-数转换器 124 的数据可以被传递到数字处理亚系统（见亚系统 150）并且可以被加上一个标识所述数据的时间特征的时间标记，即所述超声波系统的接收亚系统收到所述特定的数据的时间点。

除了接收血压数据以外，所述成像系统 100 还收集超声波传感器 106 接收到的超声波图像数据，所述超声波传感器 106 可以传递并接收临床频率或高频率的超声波。从所述受试者或它的一部分收集到的反射回波可以被转换成一种可以传递到所述接收亚系统 120 的超声波接收信号。在模块 120 中，接收到的超声波信号可以被转换成数字数据，并且使用可以给所述数字血压数据加标记的同样的时间标记逻辑电路 150（图 2）或时钟可以进行时间标记。因此，在模块 120 中，血压和超声波数字数据两者都用时间标记进行标识。来自所述接收亚系统 120 的具有时间标记的数据可以存储于数字存储器 151 中（所述数字存储器 151 可以包括随机存取存储器 121（图 2）中的暂存存储器），或者，也可以存储于计算机的硬盘驱动器 138（图 2）上。

可以在显示器 116 上显示图像和血压数据。例如，图像数据可以被显示为如图 6 所示的 M 型图像或者如图 10 和图 11 所示的 B 型帧。可以

将压力数据和 M 型图像或 B 型帧相匹配并同步显示。因此，可以将一个超声波图像和一个血压波形在所述显示器上同步显示。

还可以从所述受试者 114 接收其他的数据源，包括 ECG、呼吸和温度数据。这些其他数据源可以以模拟数据的形式从所述受试者中收集，并且通过所述模-数转换器 124 转换成数字信号并提供给所述超声波系统 131。这些其他数据也可以在所述接收亚系统 120 中加上时间标记，并且可以与一个压力波形和 M 型或 B 型超声波图像同步显示。

所述血压数据与所述 M 型或者 B 型超声波图像的同步显示使得可以进行准确的压力/尺寸或者压力/容积的测量和/或估计。而且，与从所述受试者接收的其他数据（例如 ECG 数据）的同步显示使得可以同时分析压力/尺寸/容积和心脏电活动性或者压力/尺寸/容积和呼吸循环。

所述血压数据可以与一个跨过所述 M 型图像的相应超声波垂直数据行或者与一个 B 型帧匹配并且同步显示。

所述 M 型图像就像一个以指定的速度从右向左移动的带式记录仪。所述压力数据以及所述 ECG 数据和呼吸数据（如果使用）也可以与所述 M 型图像同步地从右向左被连续地扫描。具有同步显示的压力和/或 ECG 数据的 M 型图像可以在任何的时间点停顿，以使所述 M 型图像上的任一点、所述压力曲线上的任一点或者所述 ECG 图像上的任一点在显示器上精确匹配。

本文描述的系统或者方法可以被应用于所述受试者 114 的心血管系统的分析，包括心血管系统中的心跳或者其他搏动动力学，例如在心缩期和心舒期主动脉的动力学。

可以使用软件对来自所述图像的压力数据和尺寸数据进行分析。在所述心脏的实例中，收集到的超声波数据可以被用来产生一个 B 型图形或者一个 B 型帧。在所述 M 型图像中，两个相反的波形（620 和 618）代表整个心搏周期中心脏收缩和扩张时的表面。一个 B 型帧包括深度维度和宽度维度，并且可以代表被成像器官的一个截面图。例如，心脏的一个截面图可以在一个 B 型帧上成像。所述截面图可以包括一个腔和腔壁，可以在所述 B 型帧上描记出所述腔和所述腔的壁。可以测定一个指定截面上的描记图的面积和/或容积，并且可以将其与和所述 B 型帧具有相同时间标记的压力读数相关联。

如下文中更加详细描述的，所述 M 型图像或者 B 型帧的任何部分均

可以与对应的压力和/或 ECG 数据同时地或同步地显示，从而可将心室、心房或其被成像部分的直径的偏移与压力曲线和/或 ECG 曲线进行精确的对比，以使得可以同时确定心脏的压力/尺寸/容积关系。对心脏的压力/尺寸关系和/或压力/容积关系的准确确定可以用来形成可用于分析心脏的生理参数的压力/尺寸曲线(环) (图 7)和/或压力/容积曲线(环) (图 12)。

图 2 是对图 1 的成像系统 100 进一步说明的框图。所述系统 100 可以作用于受试者 114，并且可将超声波探头 106 放置在所述受试者 114 附近以获取图像信息。这样，所述超声波探头 106 可以包含一个传感器以用于分别将超声波传递到所述受试者并接收来自所述受试者的超声波。这种传感器可以包含一个单元件传感器或者一个阵列，并且可以传递并接收临床频率的和高频的两种超声波。任选地，转发器的中心频率为 20 MHz 或更高。

所述用于采集和显示血压和超声波数据的系统和方法可以使用硬件和软件的组合来实现。所述系统的硬件实现方法可以包括如下的任何技术（所述技术都是本领域公知的）或者它们的组合，所述技术例如不连续电子元件、具有用于实现数据信号相关逻辑函数的逻辑门的不连续逻辑电路、具有适当的逻辑门的专用集成电路、可编程门阵列 (PGA)、现场可编程门阵列 (FPGA) 等等。

一个示例的成像系统 100 包含一个超声波系统 131。如上文所述，本文描述的超声波成像系统 131 是处理系统的一个实例。所述超声波系统 131 可以包含一个控制系统 127、一个扫描转换器 129、一个传递亚系统 118、一个接收亚系统 120 和一个用户输入设备 136。处理器 134 与控制系统 127 相连，显示器 116 与处理器 134 相连。内存 121 与处理器 134 相连。内存 121 可以是任何类型的计算机内存并且可以称之为随机存取存储器 (RAM)，在所述随机存取存储器中，执行软件 123 和超声波成像系统的其他软件 (140、142)。其他软件可以包括采集软件 140 和分析软件 142。

用于所述系统的软件可以包含实现逻辑函数的可执行指令的有序列表，并且在任何通过一个指令执行系统、装置或设备使用的或者和它们一起使用的计算机可读取介质中执行，所述的系统、装置或设备例如一个基于计算机的系统、包含处理器的系统或者可以从所述指令执行系

统、装置或者设备读取指令并且执行该指令的其他系统。

内存 121 还可以包含通过所述成像系统 100 采集的图像数据和压力数据(即收集的数据 110)。收集的数据 110 还包括所述超声波系统接收的 ECG 数据、呼吸数据和温度数据。处理器 134 与控制亚系统 127 相连，显示器 116 与处理器 134 相连。内存 121 与处理器 134 相连。软件 123、140、142 控制所述超声波数据和血压数据的采集、处理和显示，以使超声波系统 131 可以显示一个包括血压数据的图像，并且软件 123、140、142 可以被应用于确定压力尺寸关系或者压力容积关系。内存 121 也可以包含通过超声波系统 131 获得的收集数据 110。

一个计算机可读的存储介质 138 与所述处理器相连，从而为所述处理器 134 提供指令以指示和/或配置所述处理器 134 以执行与所述超声波系统 131 的操作相关的步骤或者算法。所述的计算机可读介质可以包括硬件和/或软件，例如(仅仅是举例)磁盘、磁带、如 CD ROM 等的光学可读介质和如 PCMCIA 卡等的半导体存储器。在每种情况下，所述介质均可以采用便携式物品的形式例如小磁盘、软盘、盒式磁带，或者可以采用相对较大的或不可移动的物品的形式，例如硬盘驱动器、固态存储卡或支持系统提供的 RAM。需要注意的是，以上列出的介质实例既可以单独使用也可以组合使用。

在本文件的上下文中，一种“计算机可读的介质”可以是任何能够容纳、存储、通讯、复制或者传送通过所述指令执行系统、装置或设备使用的或者与它们一起使用的程序的任何工具。所述计算机可读介质可以例如(但不仅限于)是一个电子系统、磁系统、光系统、电磁系统、红外系统或者半导体系统、装置、设备或者扩增介质。所述计算机可读介质的更具体的实例(非穷举)可以包括如下：具有一条或多条导线的电连接(电子的)、可移动的计算机磁盘(磁的)、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、可擦除可编程只读存储器(EPROM 或闪存)(磁的)、光导纤维(光的)和可移动的光盘只读存储器(CDROM)(光的)。需要注意的是，所述计算机可读介质甚至可以是纸或者可以拷贝程序的其他合适的介质，因为通过例如对所述的纸或其他介质进行光扫描可以通过电学方式采集所述程序，然后将所述程序进行编译、解释或者如果需要可以以合适的方式进行其他的处理，然后存储在一个计算机的存储器中。

所述控制亚系统 127 被用来指导超声波系统 131 的各个部件的运行。所述控制亚系统 127 和相关的部件可以作为软件被提供，用于指令通用处理器，或者作为一个硬件仪器中的具体的电子设备提供。

所述超声波系统 131 包含一个扫描转换器 129，用于将由接收到的超声波回波产生的电子信号转换成处理器 134 可以处理并且可在显示器 116 上形成图像的数据。所述控制亚系统 127 与传递亚系统 118 连接从而为所述超声波探头 106 提供一个超声波传递信号。所述超声波探头 106 转而又为接收亚系统 120 提供一个超声波接收信号。所述接收亚系统 120 又为扫描转换器 129 提供接收信号的典型信号。所述接收亚系统 120 也与所述控制亚系统 127 相连。扫描转换器 129 在所述控制亚系统 127 的指示下对接收的数据进行处理，以利用收集数据 110 形成一个用于显示的图像。所述收集数据 110 可以包括，但不仅限于，图像数据和血压数据。所述接收亚系统 120 包含一个含有时间标记逻辑电路或者时钟的亚部件 150，所述时间标记逻辑电路或者时钟可对来自所述超声波探头 106 的接收超声波信号加上一个通过时间标识符识别的时间标记。所述时间标识符通过从所述受试者 114 收集到数据的时间和/或当数据被传输到接收系统 120 或者被接收系统 120 接收时的时间来识别所述数据。压力数据和图像数据可以被同一时钟标记。

所述成像系统 100 可以进一步包含压力探测装置 104，用于从受试者 114 采集压力信号并且用于将从受试者 114 接收到的压力信号转换成一个模拟波形以传递到可变增益放大器 108。如图 3 中所示，所述可变增益放大器可以有七个控制级并且具有三个控制位。所述增益可以通过超声波系统 131 的软件 123 控制。可变增益放大器 108 可允许因使用的压力探测设备 104 而变化的不同输入。

所述成像系统 100 可以进一步包含电平移位器 112，所述电平移位器 112 可以对来自可变增益放大器 108 的模拟波形进行移位，并且将移位得到的血压数据传送给一个滤波器 122，所述滤波器 122 可过滤数据以除去选定频率的数据。例如，可以使用一个低通滤波器除去具有 2.5 KHz 或者更高频率的数据。经放大、转换和过滤后的数据可以被传递到一个模-数转换器 124，通过模-数转换器 124 所述数据从模拟形式被转换成数字形式。所述数字数据可以通过一个数字数据总线传递到所述接收亚系统 120，以进行包括加时间标记的数字处理。所述模-数转换器

124 也可以接收来自所述受试者 114 接收包括 ECG 数据、呼吸数据和温度数据在内的其他模拟数据，并沿所述数字数据总线提供给所述接收亚系统 120。

所述超声波系统 131 通过所述超声波探头 106 传递和接收超声波数据，为使用者提供控制所述成像系统 100 的操作参数的界面，并且合适地处理数据以形成代表解剖结构和/或生理状况的静态图像和动态图像，所述解剖结构和/或生理状况通过界面显示器 136 或者显示器 116 呈现给使用者。可对压力和超声波数据加时间标记，以将其提供给所述控制亚系统和图像构建亚系统，并用于后续的处理和/或存储、用于在显示器 116 上同步地显示压力波和 M 型或者 B 型超声波图像数据并且用于后续的压力/尺寸或者压力/容积分析。

图 3 是显示所述示例成像系统 100 用于采集并传送来自所述受试者 114 的压力数据以与超声波 M 型或 B 型超声波数据同步显示和分析的各部分的示意图。图 3 中显示的部件包括一个可变增益放大器 108、一个电平移位器 112、一个低通滤波器 122、一个模-数转换器 124 和一个数字数据总线 302。

所述可变增益放大器 108 包含三个可以通过软件 123 控制成七个控制级的控制位。所述可变增益放大器 108 从可以将来自所述受试者的压力信号转换成模拟波形的压力监测/探测装置接收输入。例如，如果使用一个 Millar 压力监测器，输入到所述 VGA 的通常是模拟压力波形，在大约 -2.5 伏至 +2.5 伏间变化。然而，根据所使用的压力监测或探测装置，输出的模拟压力波电压可以有变化。例如，如果使用一个尾套，所述可变增益放大器的输入可以是一个在约 -1.0 伏至 +1.0 伏间波动的模拟波形的形式。本领域的技术人员应当知晓，其他的电压波动根据使用的输入或者压力探测装置可能存在其他的电压波动，可以是小于 -1.0 至 +1.0 伏的波动或者可以是大于 -2.5 至 2.5 伏的波动。例如，所述可变增益放大器 108 可以接受 -5.0 伏至 +5.0 伏或者更高的输入。

所述可变增益放大器 108 允许使用者根据来自所述压力探测装置的模拟波形的输入电压波动来选择不同的电压增益。根据来自所述压力探测装置的输入从而为所述电移位器 112 提供一个 -2.5 伏至 +2.5 伏的信号，可以设置所述可变增益放大器的增益。因此，如果所述可变增益放大器的输入是一个 -2.5 伏至 +2.5 伏电压波动的模拟波形，那么所述增

益应是 1。所述可变增益放大器 108 可以被三个控制位控制成七个控制级。控制位 304 被软件 123 控制以根据来自压力探测装置 104 的输入来确定所述可变增益放大器 108 的增益。

在一方面，所述电平移位器将所述输入电压波动转换或者移位成一个正的电压波动。例如，一个-2.5 伏至+2.5 伏的波动被移位成一个从 0 伏至+5.0 伏的正电压波动。经移位的信号被传递到一个可以滤掉具有 2.5 KHz 或者以上频率的信号部分的低通滤波器 122。由于 A/D 转换器通常在 8.0 KHz 下运行，这种过滤可以减少带噪声并且也可以防止图形失真。经过滤的模拟信号被输入到一个 16 位的模-数转换器 124 中，所述模-数转换器 124 将模拟输入转换成数字数据输出，并通过一个数字数据总线 302 将其提供给超声波系统 131。

图 4 是一个显示利用图 1 和图 2 的示例系统采集并显示 M 型超声波数据或者回波信号和血压数据的示例方法的框图。通常，可以在受试者的同一解剖位置随时间采集连续行形式的超声波数据。采集的超声波数据行可以和采集的压力数据一起被加上时间标记并且被同步显示。所述压力数据可以在一个显示装置上被显示为一个压力波形。

在模块 402 中，一个包含一个传感器的超声波探头可以被放置于接近一个受试者 114 附近以将超声波传递至所述受试者并且接收来自所述受试者的反射超声波信号。通过一条或多条导线可以将一个压力探测装置与所述受试者 114 连接起来，使得可以采集压力数据并且可以将压力数据转化成一个模拟压力波。

在模块 404 中，所述成像系统 100 可以采集一行超声波数据并且采集一个血压的读数。任选地，可以从所述受试者同时采集所述血压数据和超声波数据。使用接收亚系统 120 的时间标记逻辑电路 150，通过超声波系统 131，可以将采集的超声波数据行和采集的血压读数加上时间标记。可以通过具有的相同时间标记标识符进行超声波数据和压力读数的同步行的识别。在 M 型中，可以在同一解剖位置随时间采集连续的数据行。可以将所述数据行采集存入一个缓冲器中。一个采集的超声波数据行可以与一个采集的压力值读数同时显示。因为所述超声波数据行和所述血压读数具有相同的时间标记，所以可以将所述数据行和所述压力读数匹配并在所述超声波系统上同步地实时显示。

在模块 406 中，对于 M 型超声波而言，通常，显示区域可以滚动显

示，并且可以利用在模块 404 中采集的超声波数据行和压力值读数刷新显示器或屏幕。当滚动显示区到达屏幕边缘时，最陈旧的数据会消失。随着所述陈旧数据的消失，可以用新的超声波数据行和压力数据刷新所述显示器，直至使用者决定停止模块 410 的采集过程。

在模块 408 中，可以将具有时间标的超声波数据和压力数据存储于 RAM 中或者计算机的硬盘上以进行后续的显示或分析。在模块 410 中，使用者可以决定是否停止采集过程。如果不终止，那么采集过程可以继续并且在一毫秒之后，可以在模块 404 一起采集另一个或新的超声波数据行和另一个或新的压力读数。同样，如模块 406 中所示，随着陈旧数据的消失和新的超声波行和压力数据在所述显示器上的刷新，可以使显示刷新。新的数据可以与模块 408 中以前存储的数据存储在一起。模块 408 中存储的数据模块可以被应用于旋转缓冲器中进行的后续分析，所述旋转缓冲器随着数据的采集而被填充。在 408 中当所述旋转缓冲器被充满的时候，下一行数据就可将最陈旧的数据行挤出所述旋转缓冲器。

如果所述使用者决定在模块 410 停止采集，那么数据收集会停止并且可使显示图静止，所述显示图示出了在超声波系统的显示器上的所述 M 型图像与位于所述 M 型图像上的同步压力波形。图 6 示出了一个使用本文描述的方法产生的超声波数据和血压数据的示例显示，其中所述血压数据可以与所述 M 型图像同步显示。在所述框图 400 的最后，所述使用者停止采集并且在模块 412 使显示图静止。在使用者使模块 412 中的图像静止以后，如图 5 中所示，可以对存储的数据进行处理和分析。

图 5 是一个显示一种使用图 1 和图 2 的示例系统进行 M 型超声波图像处理的示例方法的框图。在模块 504 中，在模块 412 中显示器上静止的图像上进行描记。在所显示的图像(图 6)上可以建立两条描记线(614 和 616)。可以使用分析软件 142 来自动地描记 620 和 618 两个波形。

一条描记线 614 描记的是所述示例图像中的大约 10.5 mm 处的波形 620，另一条描记线 616 描记的是所述示例图像中的大约 15.0 mm 处的波形 618。利用本领域技术人员已知的波形描记软件可以容易地对用于波形描记的软件 142 进行适应性修改。波形(620 和 618)上的每个点对应于一行采集到的间隔大约 1 毫米并具有时间标记的超声波数据。因此，描记线(614 和 616)上的每个点也对应于一行具有时间标记的超声波数据。

在描记的两个波形或者描记线之间的距离 (d) 代表了被成像的结构的尺寸，例如，在接收到超声波的位置的心室直径。在模块 506 中，对于在所述描记线中的每个点的尺寸（例如直径、容积或面积）可以通过描记线之间的距离进行计算和/或估计。每个计算的尺寸或者截面具有相应的时间标记。

在模块 508 中，可以确定压力波形上的与描记线上时间点相对应的每个时间点的压力。因此，通过将沿所述压力波形的时间标记与用所述 M 型图像通过两条描记线确定的具有相同时间标记尺寸相匹配，可以确定对应于 M 型图像上的任何尺寸或者容积点时的来自所述压力波形的血压。例如，假定所述 M 型图像在 1 KHz 下运行，每毫秒采集一行数据，所述数据行具有一个相应的压力和尺寸。因此，每毫秒都可以确定一个新的尺寸或者容积。然而，根据 M 型的运行速度，读数测定可以比每毫秒一次快或慢。例如，所述速度可以是 8 KHz。因此，取样频率可以不同并且可以在例如从大约 1 KHz 至大约 8 KHz 的范围内。如果取样频率为 8 KHz，那么和 1 KHz 的频率相比每秒多八次读数。在一个方面，M 型中的脉冲重复频率 (PRF) 可以被用作取样频率。

在模块 510 中，使用所述系统产生的压力尺寸数据或压力容积数据可以形成一个曲线图。例如，可以形成一个压力容积或压力尺寸闭合曲线，利用所述曲线可以进行每搏输出量、心输出量和心肌弹性的分析。也可以产生一个将所述压力和尺寸与 ECG 读数相匹配的曲线图，以在心动周期（包括心缩期末期）的不同点确定容积和压力。因为在 M 型中测量的是单个的尺寸，所以使用所述系统产生的数据可以形成压力尺寸曲线图。通过所述单个的尺寸，基于有关心脏几何学的某些假设可以进行容积的估计。

图 6 是一个使用图 1 和图 2 的示例系统产生的超声波数据、血压数据和 ECG 数据的示例显示图像。图 6 代表了一个示例 M 型超声波图像 600，所述超声波图像 600 包含与一个压力波形 604 和一个 ECG 描记线 606 一起显示并且同步显示的多行 M 型数据。所述 M 型实时扫描跨过轴数据行并且可以以 1 KHz 的速度收集单行的数据。1 KHz 时，每一毫秒均获得并采集一行数据。

在心缩期和心舒期，心脏壁 602 和 622 收缩和扩张，使得心室的直径在整个心动周期中动态地变化。如上文所述，心脏壁的收缩和扩张产

生两个波形(620和618)，所述两个波形代表在M型中所示的所述心脏壁(602和622)与传感器之间的距离。这些波形可以通过产生描记线614和616的软件自动地描记，其中614描记与所述传感器较近的心脏表面620，616描记与所述传感器较远的心脏表面618。例如，并且如上文所述，一个波形/描记线位于大约10.5 mm的深处，另一个波形/描记线位于大约15 mm的深处。被成像的心室的腔608的尺寸或直径——即位于两个壁(620和618)之间的间距——可以通过沿所述描记线在任何点测量所述两条描记线之间的距离来测定。相似地，沿所述压力描记线604的任何指定点的压力可以与所述心脏表面的一个波形上的同步点相关联，这是通过将光标置于所述波形上的指定点实现的，例如在点610，其中一相应的行或者其他指示标记可以沿压力描记线604标出。例如，所述线性标志612对应于具有同样时间标记的如所述光标点610的点，所述光标点610位于所述壁602的波形620上。此外，如图6所示，所述M型图像和压力波形可以与一条ECG描记线606同步，这样，压力直径和/或容积就可以与所述心脏电循环中的一个指定点同步地关联。

图7是显示一个压力尺寸闭合曲线图和一个典型的心动周期中相关事件的示意图。使用本文描述的方法，通过如图6所示的显示图像可以获得同步的压力/尺寸或者压力/容积数据，并且所述数据可以被用来产生一个尺寸与压力关联的曲线图。这样的曲线图被称为压力比尺寸闭合曲线，所述曲线图的一个实例在图7中显示出。通过压力比尺寸的闭合曲线，可以在心搏周期的各个不同阶段跟踪室内的压力以及所述压力的同步时间下的尺寸，所述心搏周期的不同阶段包括充盈、二尖瓣关闭、等容收缩、主动脉瓣开启、射血、主动脉瓣关闭、等容舒张和二尖瓣开启。而且，通过所述压力尺寸曲线图可以确定许多对心脏发挥功能很重要的参数，所述参数对于心脏病的诊断或者治疗方法对心脏功能的效果的研究是有用的。

图8是显示一种通过图1和图2的实例系统采集和显示一个或多个B型帧和血压数据的示例方法800的框图。在模块802中，包含一个传感器的超声波探头可以被放置在所述受试者114附近以向所述受试者114传递超声波至并且接收所述受试者反射的回波信号或数据。一个压力探测装置104可以通过一条或多条导线与所述受试者114相连，以使

得可以采集压力数据并且可以将压力数据转换成一个模拟压力波。

在模块 804 中，使用上文中描述的方法和系统，可以获取一帧的 B 型超声波图和压力描记图。任选地，所述血压和超声波数据可以同时从所述受试者中采集。在采集一个完整的 B 型帧的时间过程中，可通过所述系统采集多个血压读数。在 M 型中，每一行的采集数据都可以对应于一个采集的压力数据读数。对于一个 B 型帧，可以有多个压力读数对应于所述 B 型帧超声波数据。因此，每个 B 型帧都可以采集一个或多个压力读数。

在一个时间阶段内可以采集一个 B 型帧，根据用于采集所述超声波数据的帧率，所述时间阶段可以有变化。所述帧可以在例如大约 30 至大约 230 帧/秒 (fps) 间变化，并且可以由使用者根据本领域技术人员已知的因素进行选择。例如，可以基于心率选择指定的帧率，被成像的物种之间或者其他成像条件之间的心率是不同的。因此，例如可以选择一个每个心搏周期可以采集至少大约 5 至至少大约 10 个帧的帧率。任选地，选定的帧率为每秒大约 100 个帧。因为采集一个 B 型帧的时间会随所述帧频率而变化，所以在采集一个 B 型帧的时间过程中采集的压力读数的数量也可以变化。

在采集所述帧结束时的时间可以作为向所述帧给出时间标记标识符的时间。然而，所述帧的任何部分——包括但不限于所述采集结束时、所述采集开始时或者所述其间的任一点——都可以作为对一个采集的帧进行时间标记的时间。

在模块 804 中，一旦采集一个帧并且将所述帧进行时间标记后，该帧立即可以被引入到模块 806 中的显示器上。在模块 806 中，可以用模块 804 中采集的所述帧和在采集所述帧的时间过程中在 804 采集的压力读数刷新所述显示器。因此，806 中的显示器可以显示一个在模块 804 中采集的帧，和一个在 804 中采集所述帧的时间过程中采集的压力波形。图 11 是一个包含一个 B 型超声波数据 1100 的帧和一个压力波形 1110 的示例显示图像。压力波形与采集所述帧的时间相对应的部分可以与采集的 B 型帧一起在所述显示器上显示。一个标识符 1120 可以被加到所述压力波形 1110 上，标识符 1120 对应于所采集的帧 1100 的时间标记。

图 10 是显示两个示例 B 型帧和一个示例血压波形的示意图。图 10 示出了应在模块 806 中显示出的两个 B 型帧 1010 和 1020。每个帧都可

以独立地显示或者在一个闭合曲线中显示。当显示一个闭合曲线的时候，可以看到多个帧连续形成一个闭合曲线，每个帧代表所述闭合曲线的一个帧。例如，在图 9 中示出了一个闭合曲线的两个示例帧。在所述帧之间的三个点示意性地代表从帧 1010 和 1020 之间获取的可以被用于构成闭合曲线的另外三个帧。可以使用两个或多个帧构成一个闭合曲线。

在所述两个示例帧的下方是一个示例血压波形 1030。一个标识符 1040 被添加到示例波形 1030 上以标明与当前帧的时间标记相对应的所述波形中的位置。“当前帧”是指当前在所述显示器上显示的帧。然而，闭合曲线中的每个帧均可以具有独立的时间标记，所述的每个帧在所述压力波形上均有一个相应的时间标记的位置。

在模块 808 中，可以存储一个 B 型帧和所述压力读数，并且所述系统可以检测并确定使用者是否要停止模块 810 的采集。在模块 810 中，可以决定是否停止采集超声波数据和/或血压数据。如果使用者要停止采集，那么可使显示图静止并且停止模块 812 中的数据采集会。如果使用者不欲停止采集，那么另一个 B 型帧可和一个压力读数会一起被采集，如在模块 804 中的描述的，这两者都会被加上时间标记，并且通过上述的框图中的步骤可以重复所述的方法。

一旦显示器上一个 B 型帧和的一个相应压力波形静止，就可以按图 9 中显示的示例方法 900 所示步骤对所显示的图像进行处理，所述的显示的图像包括所述 B 型帧和压力描记图。

图 9 是显示一种使用图 1 和图 2 的示例系统处理一个或多个 B 型波和血压数据的示例方法的框图。在模块 904 中，使用者在模块 804 中采集的第一个或者任一个 B 型帧上描记心内膜或者被成像的器官、结构或者其部分的其他表面。在模块 804 中由使用者产生的 B 型帧上的示例心内膜描记线在图 10 中显示为 B 型帧 1010 上的描记线 1050，和 B 型帧 1020 上的描记线 1060。

类似地，图 11 中的示例帧上示出了示例描记线 1140。图 11 是一个使用图 1 和图 2 的示例系统产生的一个 B 型帧和血压数据的示例显示图像。通过在人机界面 136 上的操作，使用者可以对需要进行描记的心内膜或者其他结构，例如，任何器官的表面、含腔的器官的腔表面或者例如主动脉或者心室的内表面进行手动描记。通过对心内膜的内表面或者

其他目标表面进行手动描记，使用者可以在所述显示器 116 上画出一个示例描记图。

也可以使用软件 142 对所述表面进行自动描记，并且一旦将一条描记线放置在一个给定的帧上，例如图 10 的帧 1010 上的描记线 1050，软件 142 就可以接着自动地将一条描记线置于采集的每个后续的帧上，例如图 10 的帧 1020 上的描记线 1060。因此，在一个实例中，使用者可以描记一个给定的结构并且软件 142 可以对每个后续采集的帧的自动地描记所述结构。使用本领域的技术人员已知的算法和软件，可以容易地对用于在帧之间自动地描记所述结构的软件进行适应性修改。描记所述结构的过程可以自动地或者通过使用者辅助自动地完成。“通过使用者辅助的自动地完成”的意思是所述使用者需要放置第一描记线，例如以所述使用者描记的一个多边形的形式显示的图 10 的描记线 1050，之后，所述软件将自动地将所述描记线 1060 放置于帧 1020 上或者在帧 1020 后采集的任何帧上。使用者也可以对所述软件自动放置的描记线进行调整以更符合目标结构，或者，如果不使用自动软件，所述使用者可以手动地将一条描记线放置在所述使用者期望获取数据的任何采集的帧上。

软件在连续帧上的自动描记示于模块 906 中。在模块 906 中产生的所述过程的结果是连续 B 型超声波帧图中的一个帧图，呈现出代表被描记结构表面的多边形或其他几何结构的描记图。基于所述多边形上的点可以计算面积，其实例示于图 11 中。在图 11 中，在描记图上显示出多个点 1150，利用软件 142，所述多个点 1150 可以被应用于确定所述多边形的面积。所述软件可以使用本领域已知的算法。

利用其他已知的公式，可将所述面积转换成容积读数或者容积估计值以确定在横截面或者在具体的 B 型帧中传递和接收超声波的点被描记的所述器官的腔或其一部分的容积。例如，通过描记所述显示器上的心室的内表面，通过测定所描记的几何形状内的面积，并且通过利用已知的公式将所述面积转换成所述心室的估计容积，可以估算出心室的容积。

所述的估计容积可以基于一个产生所述估计容积的、具有时间标记的 B 型帧。所述压力波形可以具有一个相应的时间标记。例如，如 910 中所示，通过将所述一个或多个帧的时间标记与所述血压波形的对应点匹配，可以确定每个容积对应的血压。

在模块 912 中，一个曲线图（例如一个压力/容积曲线图）的产生可以类似于通过所述 M 型方法产生所述压力/尺寸曲线图。可以产生的示例压力容积曲线图示于图 12 中。图 12 是示出在一个典型的心动周期中的一个压力容积曲线和相关事件的示意图。在这个实例中，M 型和 B 型之间的区别是，用 M 型可以获得一个尺寸。在所述 M 型图中的尺寸是直径。然而，在 B 型中，可以获得一个面积，所述面积可以被转换成压力比容积曲线图中的容积。

上文提供的详细叙述仅仅是为了便于理解本发明示例的实施方式，由于在不背离随附权利要求范围和其等价权利范围的条件下，对于本领域技术人员而言，对本发明的各种修改都是显而易见的，因此上述的示例实施方式不应理解为是对本发明的不必要的限制。

除非另外清楚地声明，不应认为，本文提出的任何方法应解释为需要以一个特定的顺序实施其步骤。因此，只要一项方法的权利要求没有实际表达出其步骤需要遵照的顺序或者在权利要求书或者说明书中没有特别地说明所述步骤限于一个特定的顺序，那么，在任何方面都不应该认为可以推出一个顺序。这一点适用于对任何可能的未表达部分的解释，其中包括：关于步骤或者操作流程设置方面的逻辑事件；语法结构或者标点的普通意义；和说明书中描述的实施方案的数量或类型。

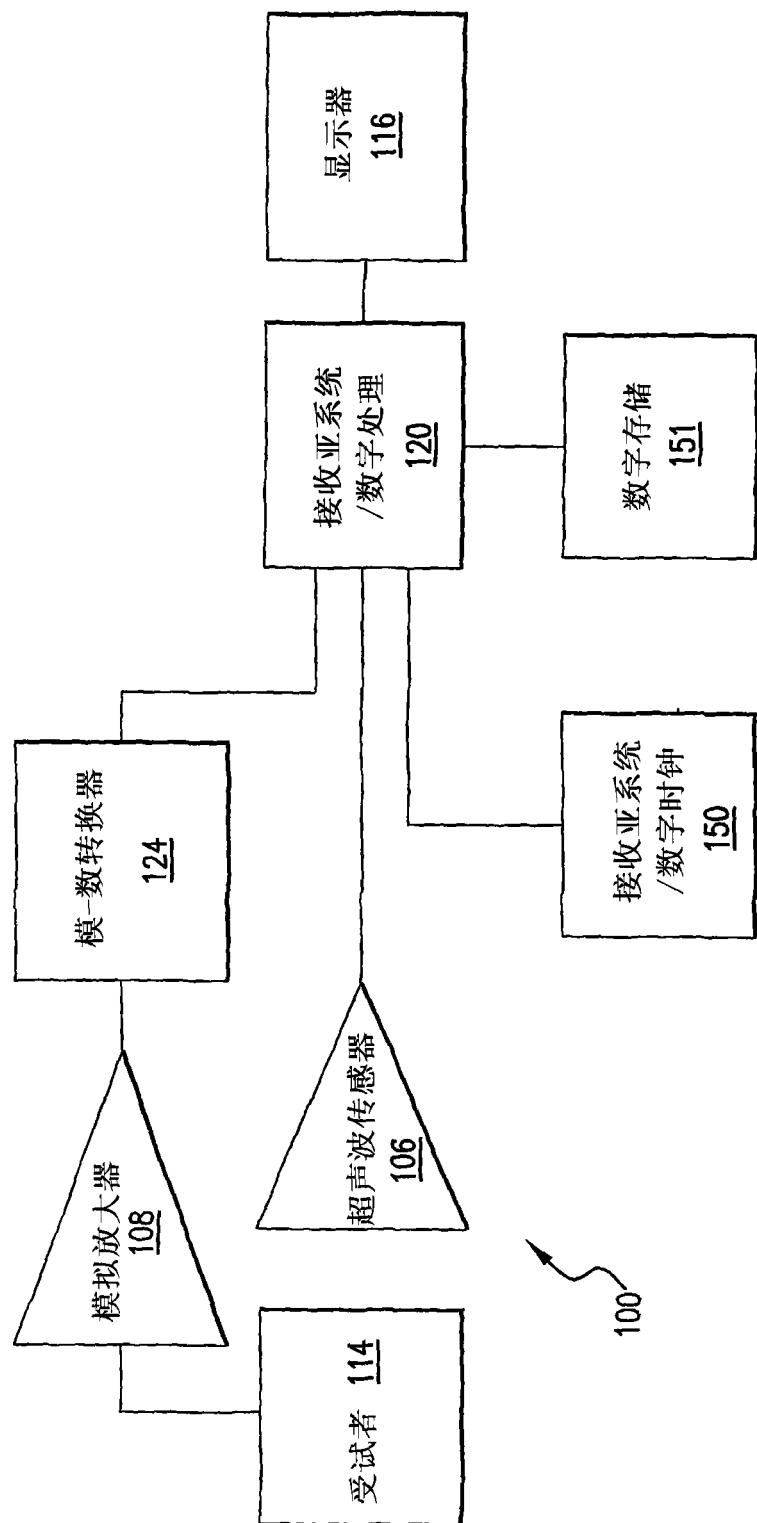


图 1

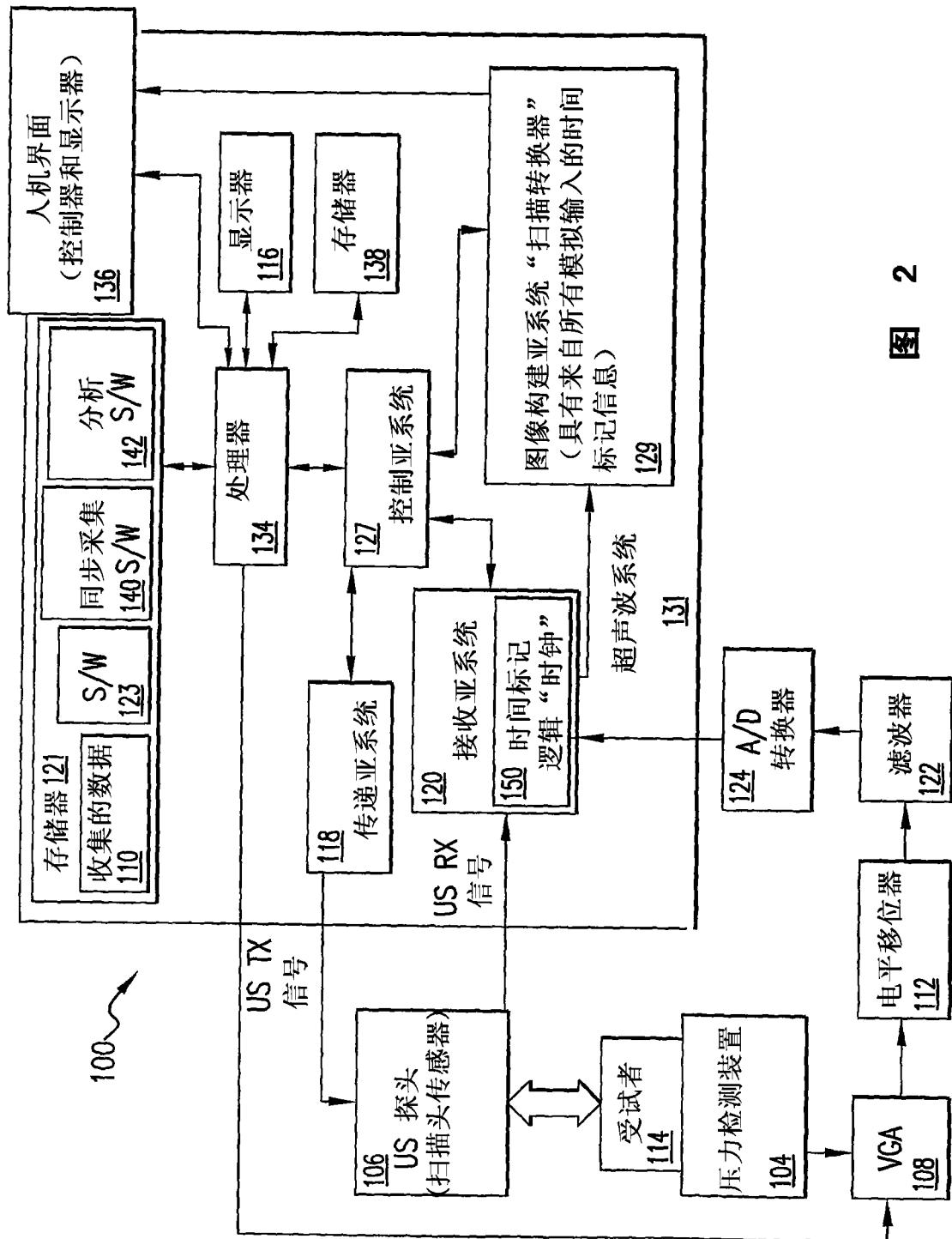


图 2

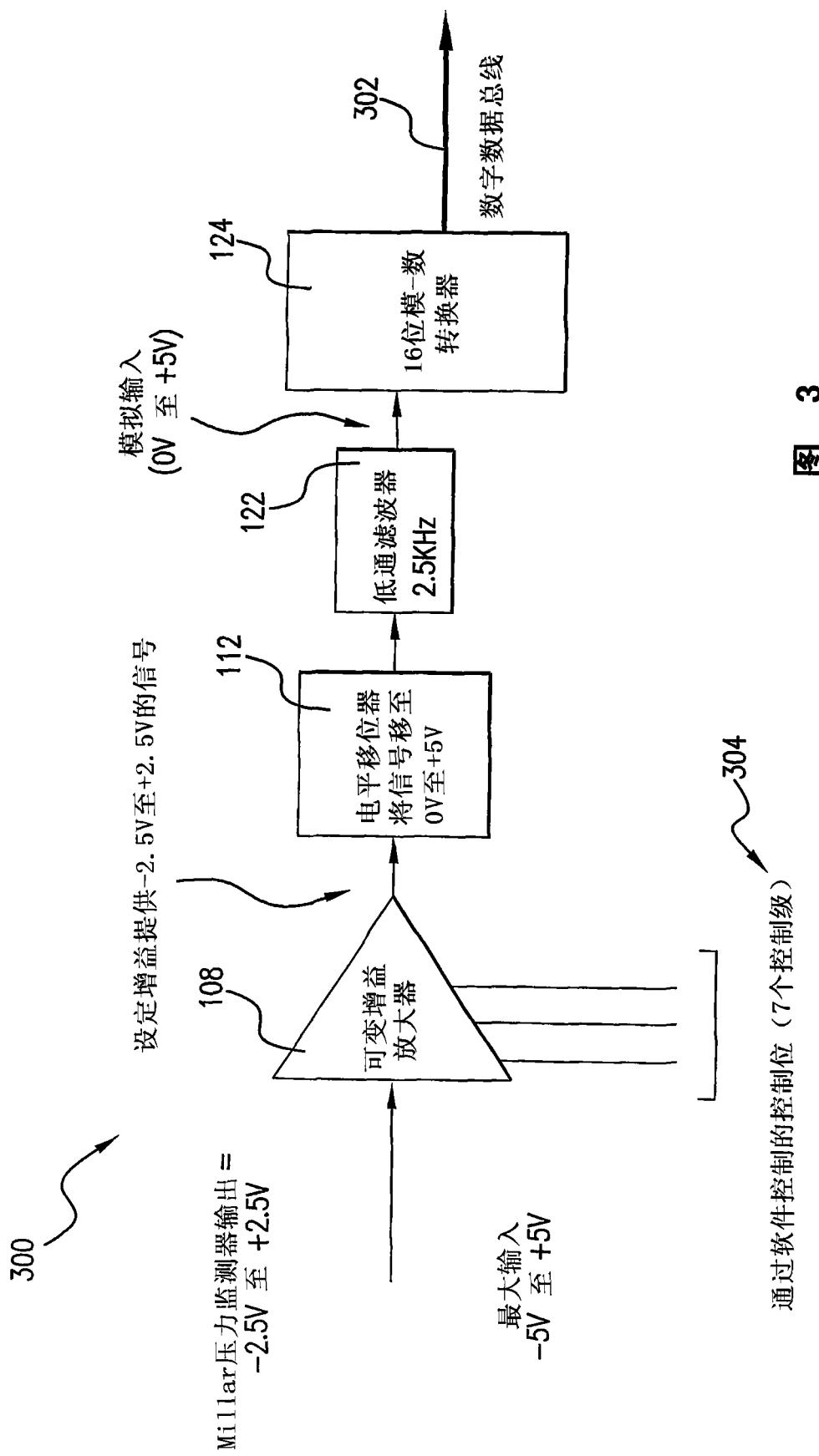


图 3

图

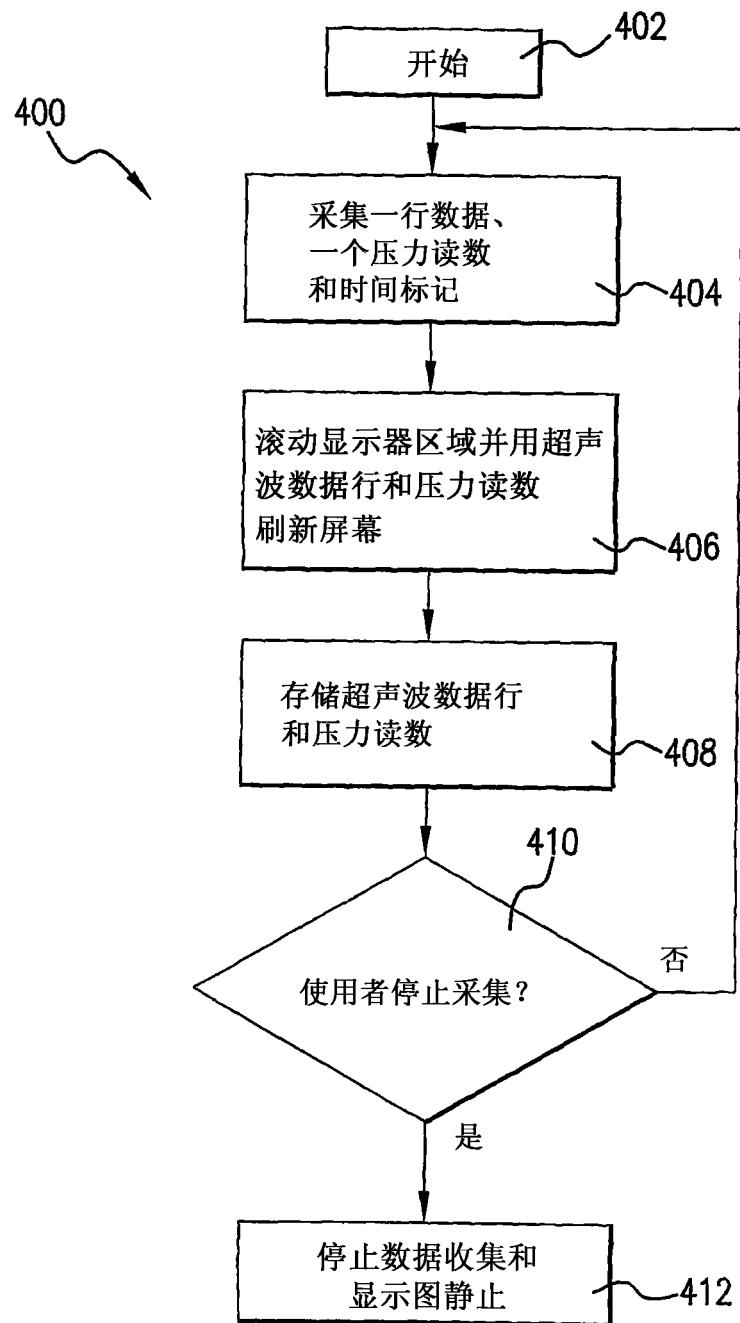


图 4

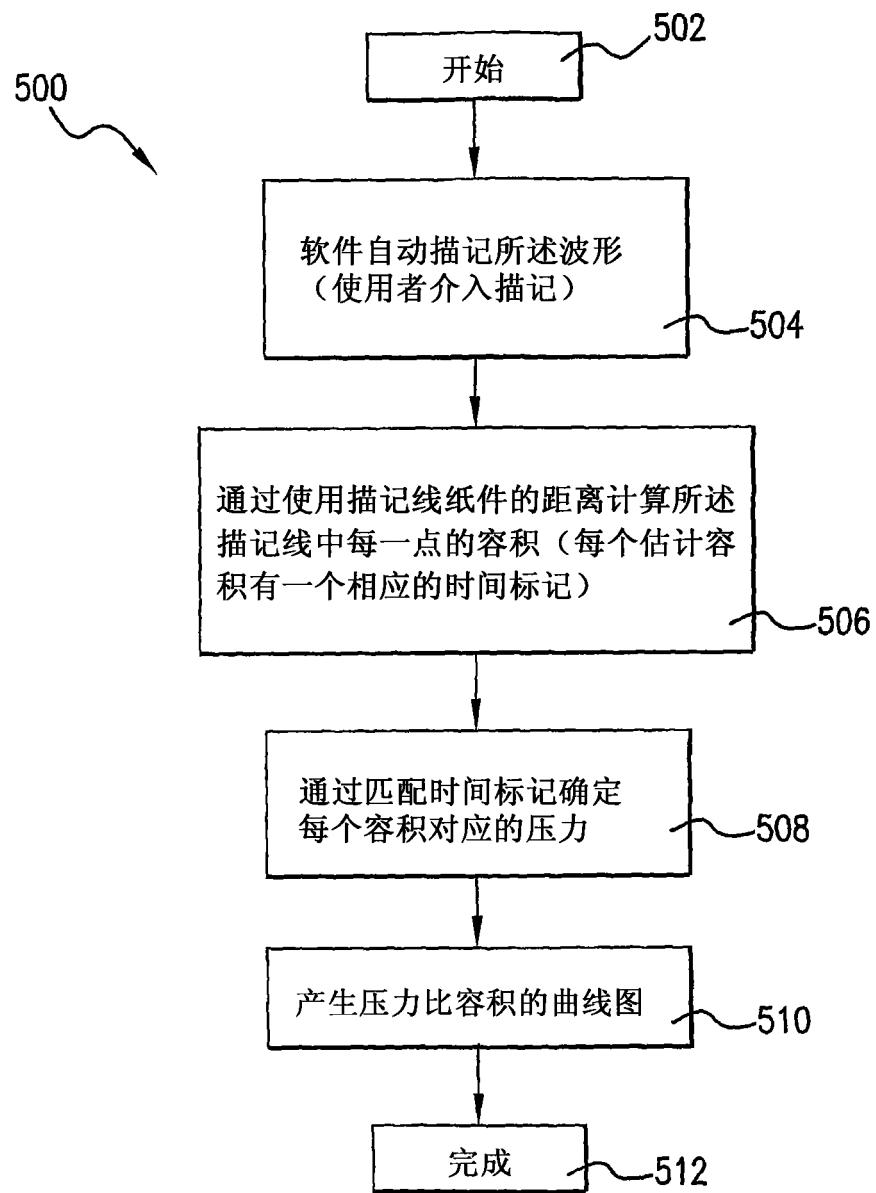
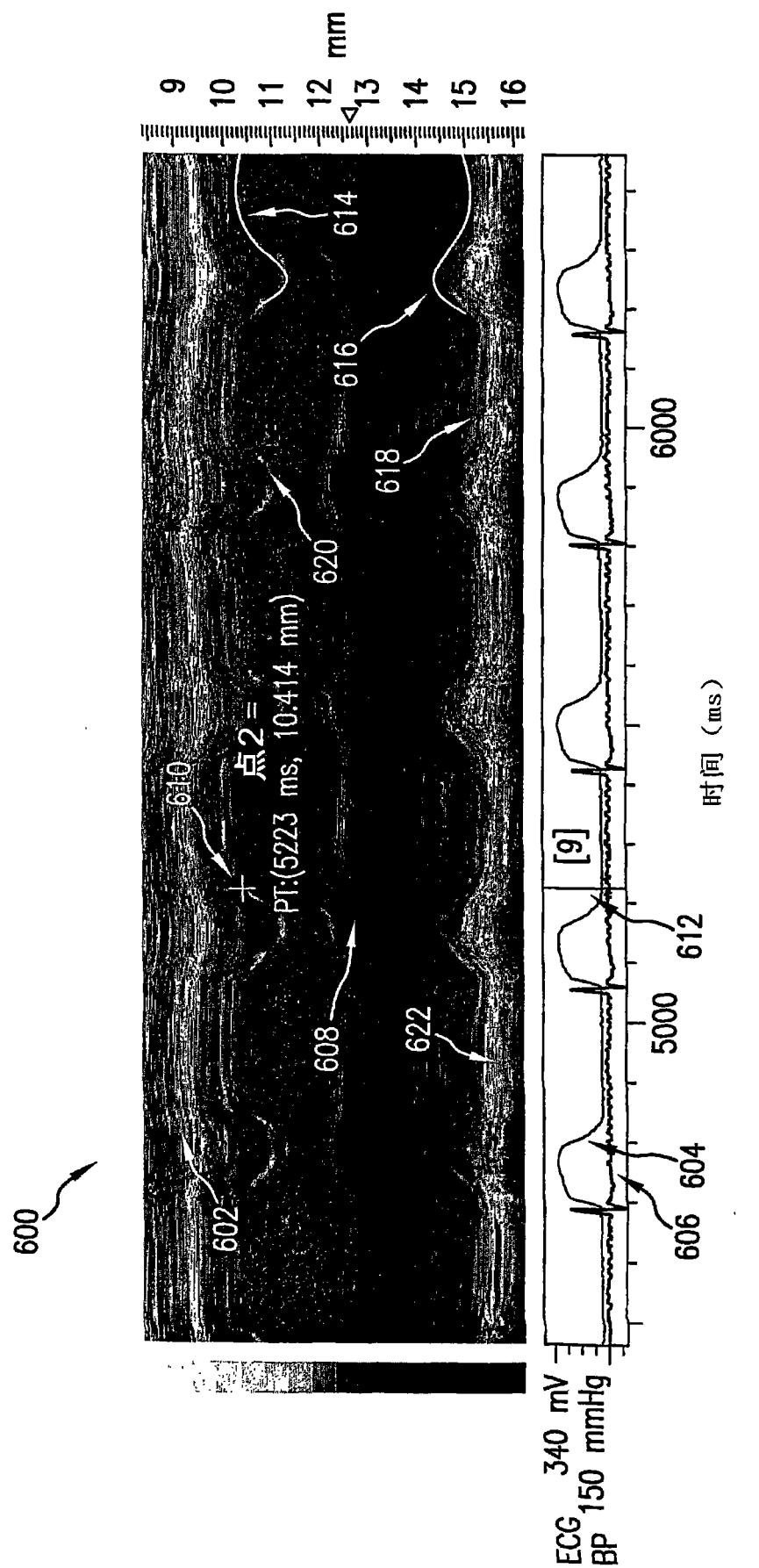


图 5



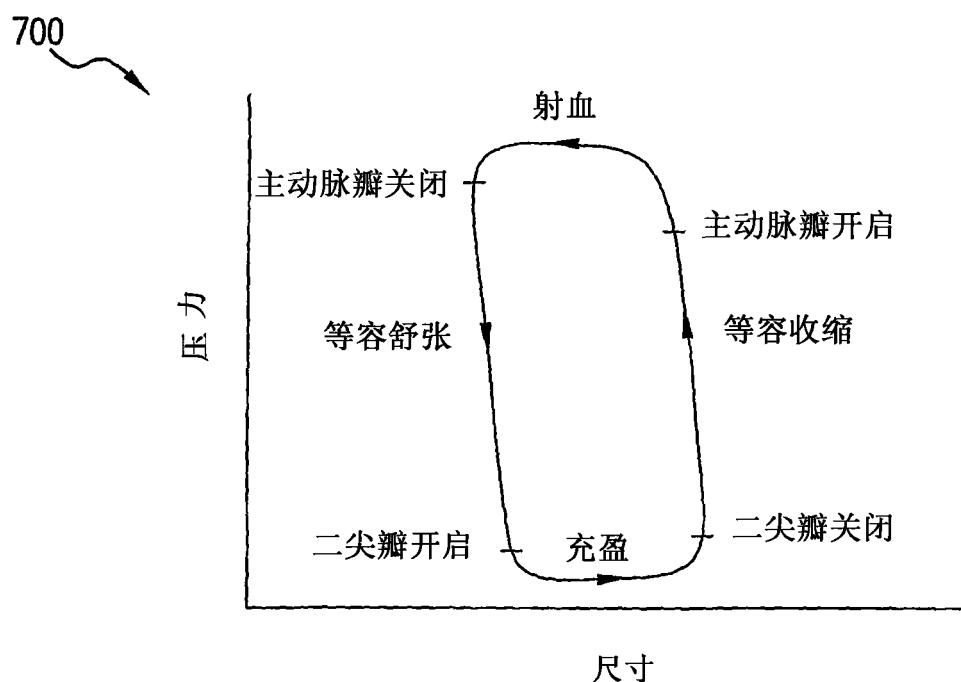


图 7

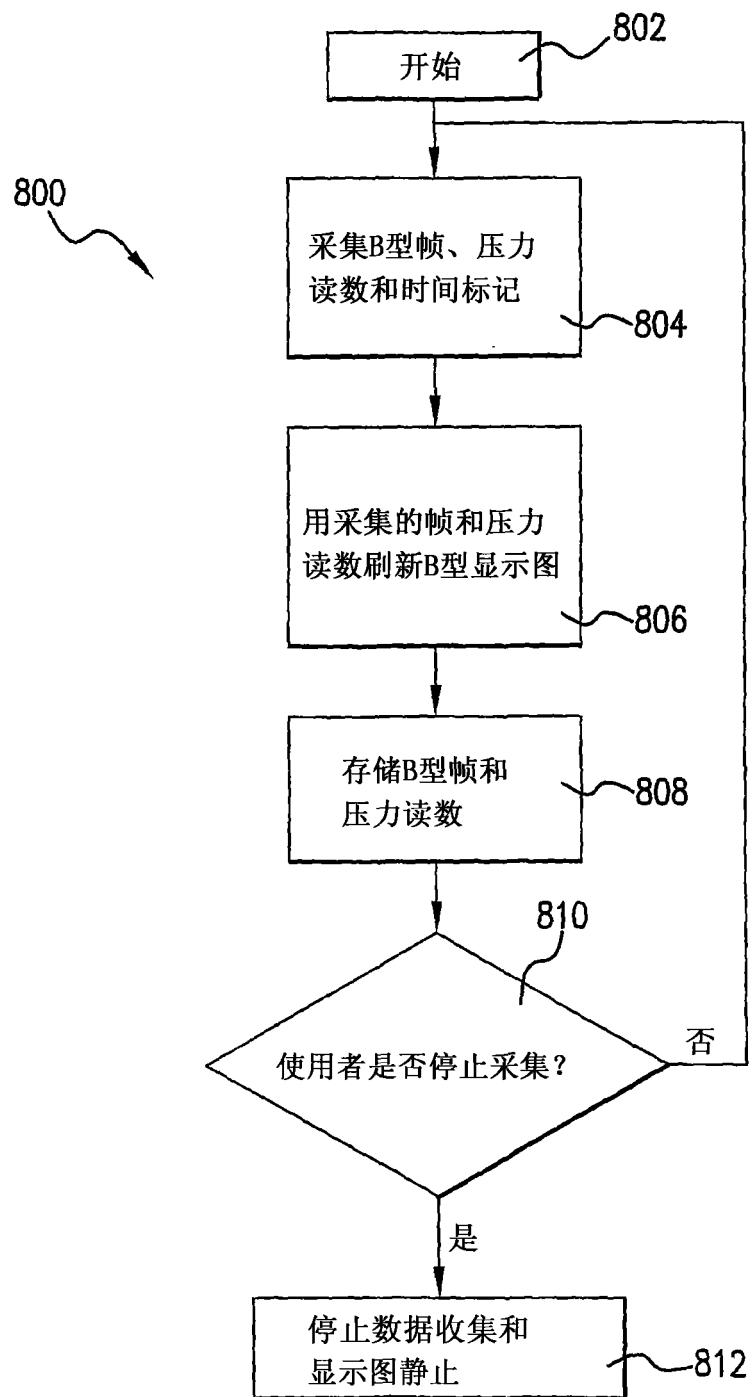


图 8

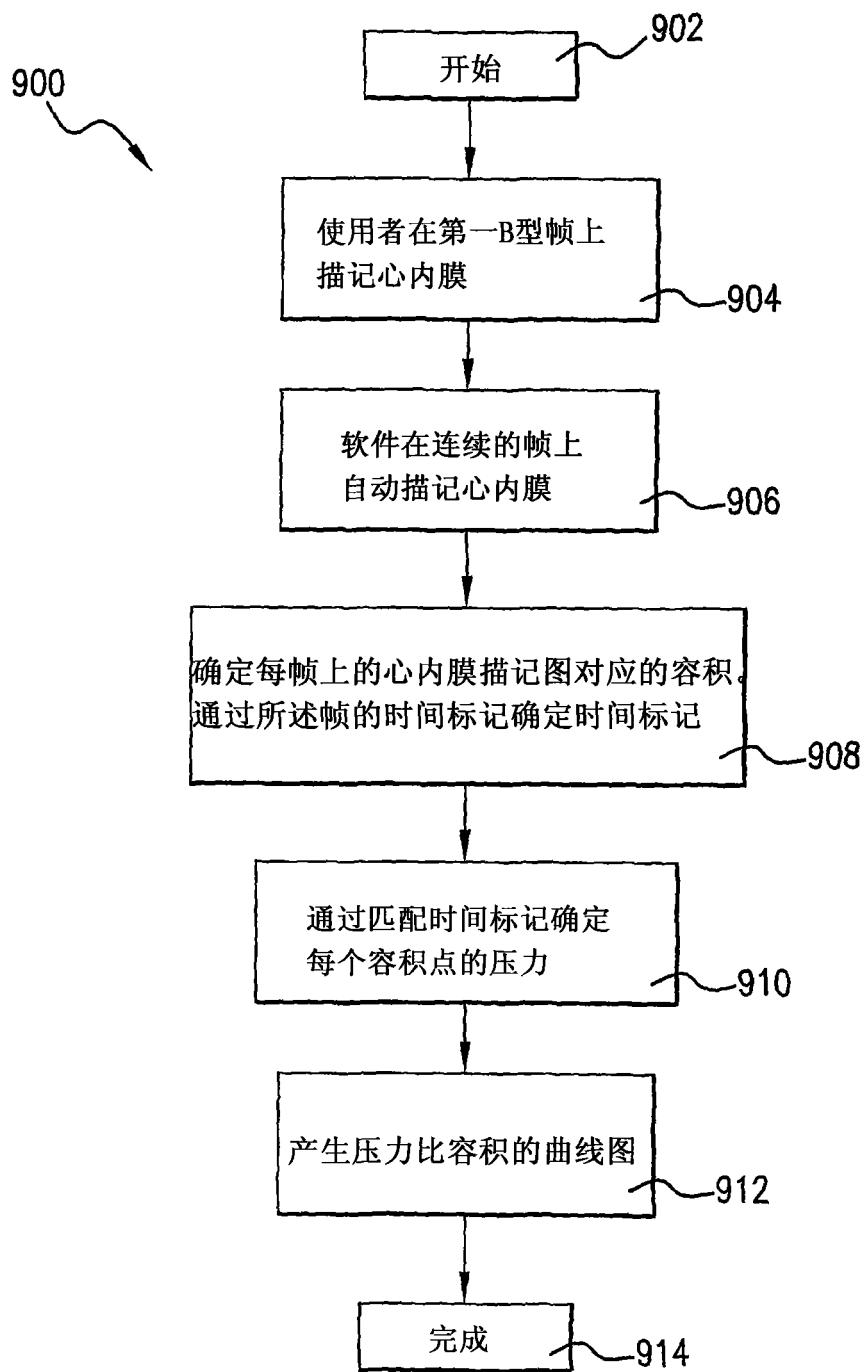


图 9

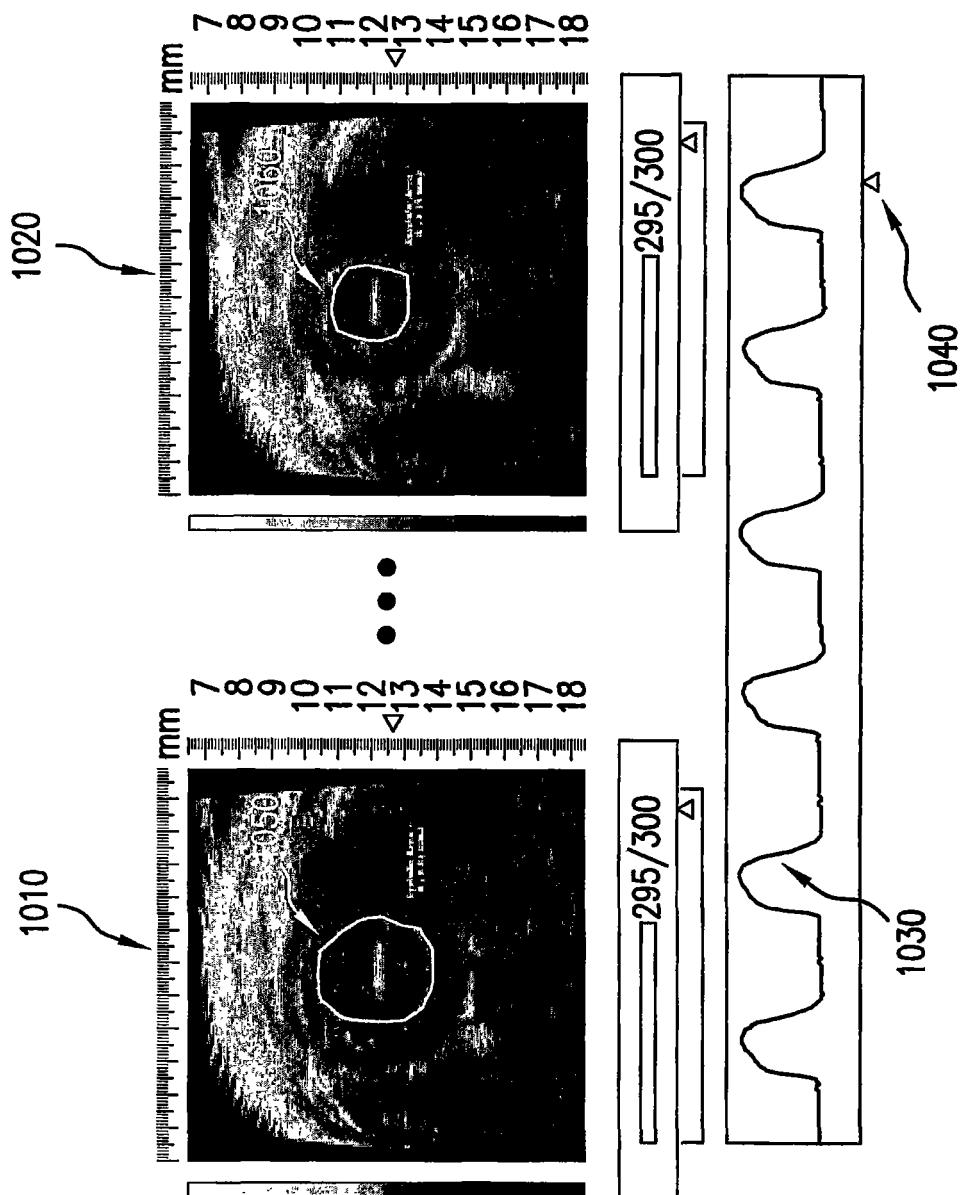


图 10

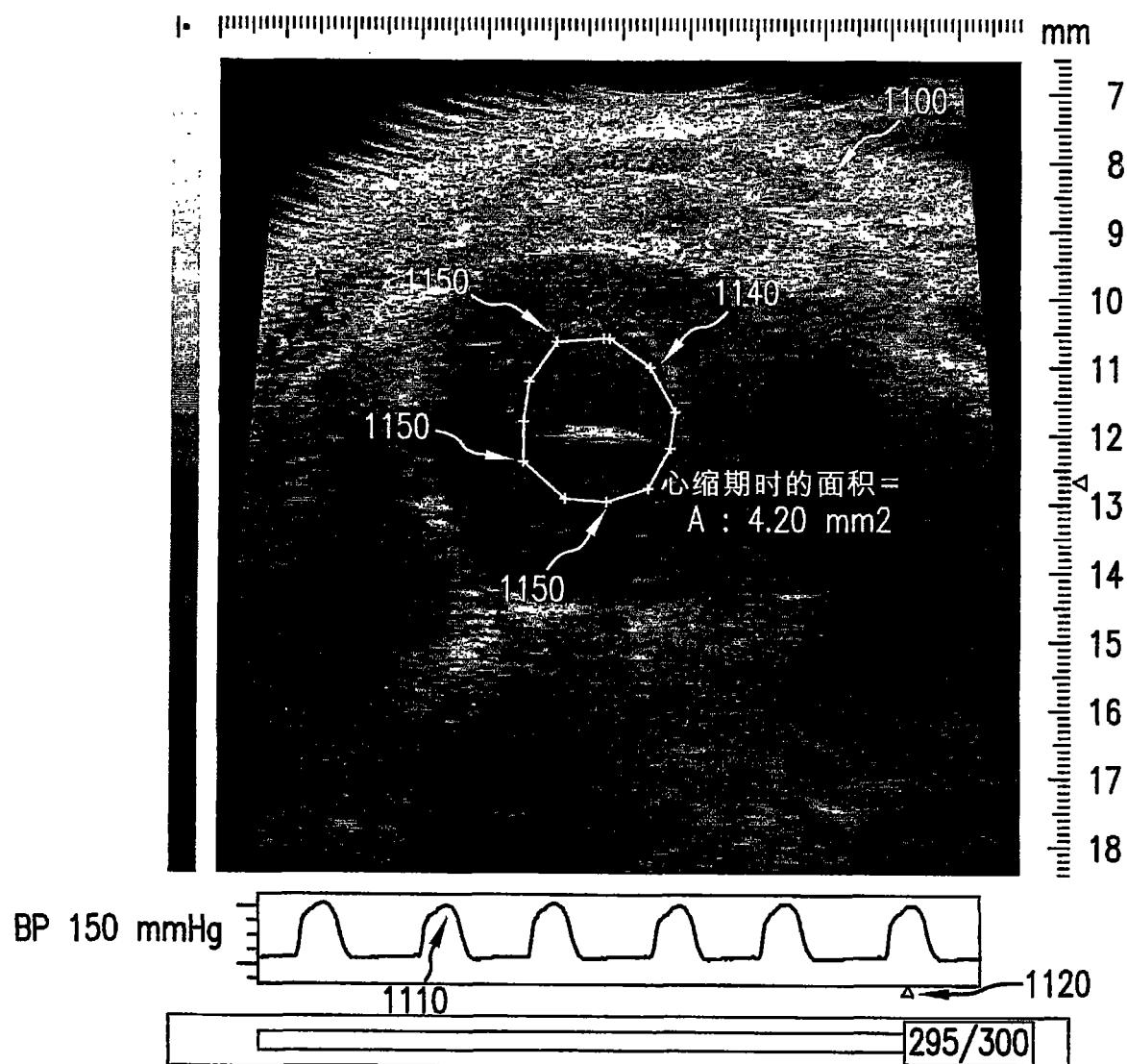


图 11

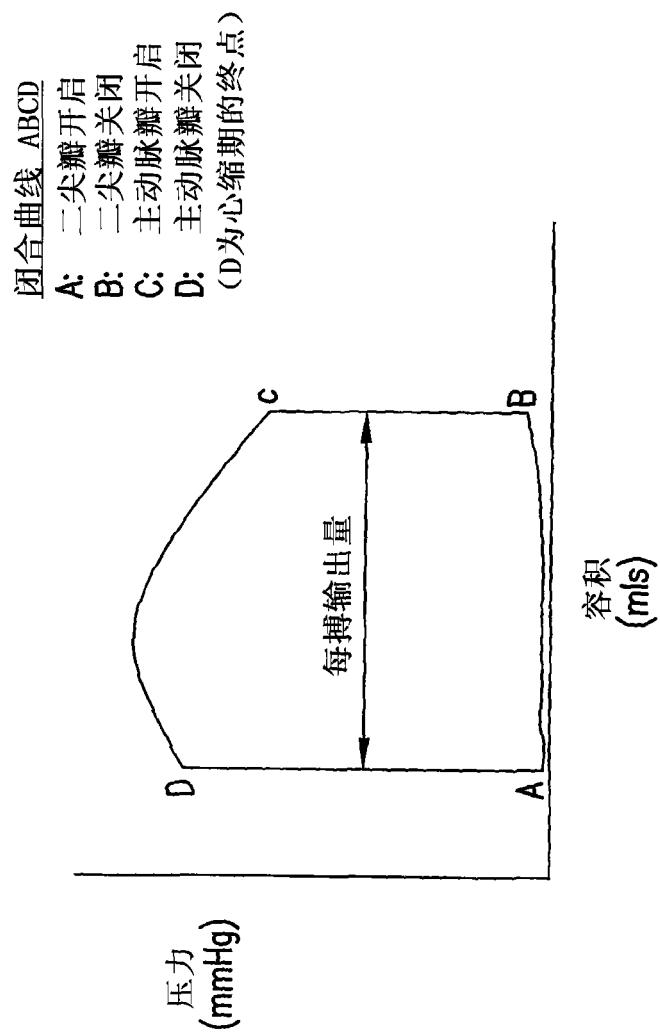


图 12

专利名称(译)	采集和显示血压和超声波数据的系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN101287413A</a>	公开(公告)日	2008-10-15
申请号	CN200680038226.4	申请日	2006-08-18
[标]申请(专利权)人(译)	视声公司		
申请(专利权)人(译)	视声公司		
当前申请(专利权)人(译)	视声公司		
[标]发明人	兰德尔艾伯特亨德里克斯 德斯蒙德希尔森 克里斯托弗斯科特拉布卡		
发明人	兰德尔·艾伯特·亨德里克斯 德斯蒙德·希尔森 克里斯托弗·斯科特·拉布卡		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/486 A61B8/14 A61B8/08 A61B5/0215 A61B8/0883 A61B8/5284 A61B5/0205 A61B5/021 A61B8/463 A61B8/4444 A61B8/4416		
代理人(译)	姜建成		
优先权	60/709837 2005-08-19 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>		

### 摘要(译)

一种超声波成像系统，所述系统包含一个处理系统和一个超声波成像探头，所述探头被配置成可用于将超声波能量传递到一个受试者的选定部分并且接收来自所述受试者的回波，并且将它的代表性的数据信号传递到所述处理系统。所述系统进一步包含一个血压传感器，所述传感器被配置成可用于测定所述受试者的血压并且将它的代表性的数据信号传递到所述处理系统。所述处理系统可以处理接收到的超声波数据信号以产生一个超声波图像，并且可处理接收到的血压数据信号以产生一个血压描记图。所述处理系统也可以在一个显示图像中显示所述超声波图像和血压描记图，其中部分的所述超声波图像与部分的所述血压描记图在时间上同步显示。

