

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.  
G01S 15/89 (2006.01)  
A61B 8/06 (2006.01)



## [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580006554.1

[43] 公开日 2007 年 7 月 18 日

[11] 公开号 CN 101002107A

[22] 申请日 2005.2.28

[21] 申请号 200580006554.1

[30] 优先权

[32] 2004. 3. 1 [33] US [31] 60/549,041

[86] 国际申请 PCT/IB2005/002437 2005.2.28

[87] 国际公布 WO2005/099345 英 2005.10.27

[85] 进入国家阶段日期 2006.8.31

[71] 申请人 阳光溪流女子学院健康科学中心

地址 加拿大安大略

[72] 发明人 R·威廉斯 A·尼德尔斯

E·彻林 F·S·福斯特

[74] 专利代理机构 北京北翔知识产权代理有限公司  
代理人 谢 静 杨 勇

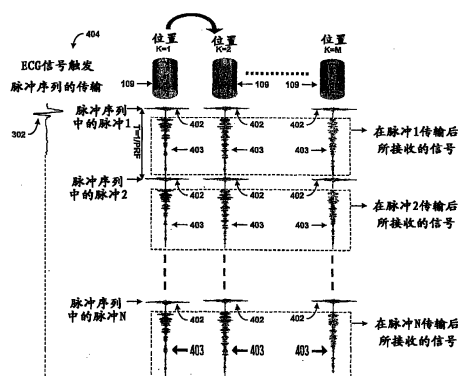
权利要求书 3 页 说明书 16 页 附图 10 页

### [54] 发明名称

用于心电图触发的回溯彩色血流超声成像的系统和方法

### [57] 摘要

用于产生 ECG 触发的回溯彩色血流超声图像的方法，包括产生超声，在第一位置将所述超声传送到对象内，其中取自对象的 ECG 信号的第一参照点触发所述超声传输，在第一位置接收从对象反射的超声，在第二位置将所述超声传送到对象内，其中取自对象的 ECG 信号的第二参照点触发所述超声传输，在第二位置接收从对象反射的超声，处理所接收到的超声以形成超声彩色轨迹，并重建所述超声彩色轨迹以形成所述超声图像。



1. 一种产生超声图像的方法，包括：  
产生超声；  
在第一位置将所述超声传送到对象内，其中取自对象的 ECG 信号的第一参照点触发所述超声传输；  
在第一位置接收从对象反射的超声；  
在第二位置将所述超声传送到对象内，其中取自对象的 ECG 信号的第二参照点触发所述超声传输；  
在第二位置接收从对象反射的超声；  
处理所接收到的超声以形成超声彩色轨迹；以及  
重建所述超声彩色轨迹以形成超声图像。
2. 如权利要求 1 所述的方法，其特征在于，进一步包括产生频率大约为 20MHz 到 60MHz 的超声。
3. 如权利要求 1 所述的方法，其特征在于，进一步包括在小型动物上利用所述超声以对血流成像。
4. 如权利要求 3 所述的方法，其特征在于，所述小型动物是小鼠。
5. 如权利要求 1 所述的方法，其特征在于，进一步包括在小型动物上利用所述超声以便产生血液速率估计。
6. 如权利要求 5 所述的方法，其特征在于，所述小型动物是小鼠。
7. 如权利要求 1 所述的方法，其特征在于，进一步包括在回溯 B 扫描超声图像上重叠所述超声图像。
8. 如权利要求 1 所述的方法，其特征在于，所述超声通过单元件机械扫描传感器产生。

9. 如权利要求 1 所述的方法，其特征在于，所述超声通过电子可控制阵列传感器产生。

10. 如权利要求 1 所述的方法，其特征在于，进一步包括产生多个彩色血流轨迹，每个彩色血流轨迹从在特定位置所获取的超声数据产生并通过 ECG 信号的参照点触发。

11. 如权利要求 10 所述的方法，其特征在于，进一步包括剪辑多个彩色血流轨迹以形成帧。

12. 如权利要求 11 所述的方法，其特征在于，进一步包括连续地显示多个帧以形成电影回放。

13. 一种用于产生超声图像的系统，包括：

超声探头，具有能够传送和接收超声能量的传感器；以及  
处理器，用来产生 ECG 触发的回溯彩色血流超声图像。

14. 如权利要求 13 所述的系统，其特征在于，在频率范围大约为 20MHz 到 60MHz 出现所述超声。

15. 如权利要求 14 所述的系统，其特征在于，在小型动物上执行所述超声以对血流成像。

16. 如权利要求 15 所述的系统，其特征在于，所述小型动物是小鼠。

17. 如权利要求 13 所述的系统，其特征在于，进一步包括传送子系统，所述传送子系统被配置用来在对象的解剖位置传送多个超声脉冲，当被 ECG 信号的参照点触发时，所述多个超声脉冲在所述位置被传送。

18. 如权利要求 17 所述的系统，其特征在于，当被 ECG 信号的参照点触发时，所述多个超声脉冲在对象的解剖第一位置被传送，并且当被 ECG 信号的参照点触发时，所述第二多个超声脉冲在对象的解剖第二位置被传送。

19. 如权利要求 13 所述的系统，其特征在于，进一步包括：  
软件，其中超声数据从对象的解剖位置被输入到所述软件，并且对应的彩色血流轨迹通过所述软件被输出。

20. 如权利要求 19 所述的系统，其特征在于，进一步包括：  
第二软件，其中彩色血流轨迹通过所述第二软件被处理，形成在对象的解剖区域或部分上的血液流动图像。

## 用于心电图触发的回溯彩色血流超声成像的系统和方法

发明人:

Ross Williams (R. 威廉斯)

Andrew Needles (A. 尼德尔斯)

Emmanuel Cherin (E. 彻林)

F. Stuart Foster (F. S. 福斯特)

交叉引用的相关申请

本申请要求在 2004 年 3 月 1 日提交的美国临时申请 NO. 60/549, 041 的优先权。前述申请的内容在此通过引用的方式纳入本说明书。

背景技术

小型动物或实验动物研究是现代生物医学发展的基础。利用小型动物的研究使得研究者能够理解复杂的生物学机制, 并且能够理解人类和动物疾病的进展, 以及能够研制新的药物以便治疗或减轻许多人类和动物的疾病。小型动物研究在生物医学研究的许多领域是重要的, 所述领域包括神经生物学、发育生物学、心血管研究和癌症生物学。

在生物医学研究的许多领域, 精确地确定经过特定器官或结构的血流特征是重要的。例如, 在肿瘤学领域, 对肿瘤中血流的确定能够增进癌症生物学的理解, 并且因为肿瘤的生长和转移需要血液, 所以有助于确定和发展抗癌疗法。

彩色血流成像系统通过测量时间, 或反向散射信号之间的频率相移来估计血流速度。在小型动物诸如小鼠体中和人体中血流速度的彩色血流成像已经通过扫描目的区域上的传感器实现。然而, 该技术有局限性, 包括由扫描速率引起的组织杂波假象, 这限制了检测低速血流的能力。其它局限性包括当使脉动血流可见时, 特别是如果脉搏频率与探头的扫描频率非常相关, 就会出现时空去相关假象。此外, 另外的局限性包括基于每个位置需要的射频 (RF) 数据线数量而限制了对血流速率的精确估计。

发明内容

根据一个实施方案, 用于产生心电图 (ECG) 触发的回溯彩色血流

超声图像的方法包括产生超声，在第一位置将超声传送到对象内，其中取自对象的 ECG 信号的第一参照点触发超声传输，在第一位置接收从对象反射的超声，在第二位置将超声传送到对象内，其中取自对象的 ECG 信号的第二参照点触发超声传输，在第二位置接收从对象反射的超声，处理所接收到的超声以形成超声彩色轨迹，以及重建超声彩色轨迹以形成超声图像。

本发明的其它装置、方法和方面及优点将参照附图和优选实施方案的详细描述被论述。

#### 附图说明

本发明将通过实施例的方式被描述，在示例性实施方案的描述中，特别参照附图，其中：

图 1 是说明一个示例性成像系统的方框图；

图 2 是说明通过用于产生 ECG 触发的回溯彩色血流超声图像的一个示例性成像系统获取超声数据的操作的流程图；

图 3 示出一个来自一示例性对象的示例性 ECG 信号；

图 4 是说明利用用于产生 ECG 触发的回溯彩色血流超声图像的一个示例性成像系统获取超声数据的示意图；

图 5 是说明通过用于产生 ECG 触发的回溯彩色血流超声图像的一个示例性成像系统处理彩色血流的操作的流程图；

图 6 是说明通过用于产生 ECG 触发的回溯彩色血流超声图像的一个示例性成像系统重建彩色血流的操作的流程图；

图 7 是说明回溯彩色血流重建的示意图；

图 8 是说明一个示例性回溯彩色血流成像系统的方框图；

图 9 示出利用 ECG 触发的回溯彩色血流超声成像方法所挑选的小鼠颈动脉的重建的帧；

图 10 是说明一个示例性回溯 B 模式成像系统的方框图。

#### 具体实施方式

如全文所用，单数形式“一”、“一个”和“该”包括复数形式的对象，除非上下文清楚地规定其它形式。因此，例如，对于“一条轨迹”、“一帧”或“一个脉冲”可包括两个或更多这样的轨迹、帧或脉冲，除非上下文指明其它形式。

用“对象”表示个体。术语对象包括小型动物或实验动物以及包括人类的灵长类动物。实验动物包括，但不局限于，啮齿动物诸如小鼠或大鼠。术语实验动物也可以和动物、小型动物、小型实验动物或对象交替使用，包括小鼠、大鼠、猫、狗、鱼、兔、豚鼠、啮齿动物等。术语实验动物不表示特定年龄或性别。因此，无论成年动物和新生动物，以及胎儿（包括胚胎），雄性还是雌性，都包括在内。

图1是说明成像系统100的方框图。系统100在对象102上工作。超声探头112被放置在接近对象102的地方以便得到超声图像信息。超声探头112可包括可用于采集超声数据110的机械扫频(swept)传感器109。传感器109一般是一个单元件机械扫描(scanned)传感器。超声探头112包括用于超声束复位（并记录超声束的空间位置）的机械装置。在一个实施方案中，定位机械装置包括连接到高分解步进马达的光位置编码器，如在美国专利申请No.10/683,890，名称为“High Frequency, High Frame-Rate Ultrasound Imaging System”中所述，在此通过引用的方式纳入本说明书中。在另一个实施方案中，传感器包括一压电元件阵列（未示出），该阵列可通过利用可变脉冲和延迟机械装置被电子地控制。

如果被使用，传感器109或该阵列可产生高频超声能量，高频诸如，但不局限于，高于20MHz，包括25MHz，30MHz，35MHz，40MHz，45MHz，50MHz，55MHz，60MHz，65MHz，70MHz，75MHz，80MHz，85MHz，90MHz，95MHz，100MHz以及更高的频率。此外，远远高于以上所述频率的工作频率也是预期的。如果被使用，传感器109或该阵列也可产生临床频率超声能量，临床频率诸如，但不局限于，1MHz，2MHz，3MHz，4MHz，5MHz，10MHz或15MHz。这些所公开的高频和临床频率指的是示例性额定中心频率，在该频率传感器109或阵列能够产生和传送超声能量。这对于本领域技术人员来说是清楚的，这样的频率可以改变。

对象102被连接到心电图(ECG)电极104以得到来自对象102的心节律或信号（图3）。来自电极104的心脏信号被传送到ECG放大器106以便调节该信号以提供给超声系统131。可以意识到，信号处理器或其它这样的设备可用来代替ECG放大器以调节信号。

如果来自电极104的心脏信号适于获取，那么可完全避免使用放

大器 106 或信号处理器。

超声系统 131 包括控制子系统 127, 图像构造子系统 129, 它有时被称为“扫描转换器”, 传送子系统/光束形成器 118, 接收子系统/光束形成器 120, 马达控制子系统 119 和用户输入设备 136。如果传感器包括电子可控制阵列, 则光束形成器被使用。处理器 134 与控制子系统 127 和显示器 116 相连。

存储器 121 与处理器 134 相连。存储器 121 可以是任何类型的计算机存储器, 并且典型地是被称为随机访问存储器“RAM”, 本发明的系统软件 123、速率估计软件 124 和回溯重建软件 125 存储在其中。系统软件 123、速率估计软件 124 和回溯重建软件 125, 控制使得超声系统 131 显示回溯彩色血流图像的超声数据 110 的获取、处理和显示。系统软件 123、速率估计软件 124 和回溯重建软件 125 包括一个或多个模块以便获取、处理和显示来自超声系统 131 的数据。该软件包括协调超声子系统的机器代码的各种模块。

从超声系统获取的数据, 被处理以形成图像, 然后被显示在显示器 116 上。系统软件 123、速率估计软件 124 和回溯重建软件 125, 允许对多个获取的会话以及与这些会话有关的数据的保存和加载进行管理。通过系统软件 123、速率估计软件 124 和回溯重建软件 125 也启动了超声数据后处理, 以获取图像。

用于 ECG 触发的回溯彩色血流成像系统可利用硬件和软件的组合实现。系统的硬件实现可包括以下本领域众所周知的技术的任何一种或其组合: 分立电子元件、具有用来在数据信号上实现逻辑功能的逻辑门的分立逻辑电路、具有专用逻辑门的应用专用集成电路、可编程门阵列 (PGA)、现场可编程门阵列 (FPGA) 等。

用于系统的软件包括用来实现逻辑功能的可执行指令的有序列表, 并且通过或结合指令执行系统、装置或设备, 诸如基于计算机的系统、包含处理器的系统或可从指令执行系统、装置或设备取回指令并执行该指令的其他系统, 该软件可被包含在任何计算机可读介质中以备使用。

在本申请文件的上下文中, “计算机可读介质” 可以通过或结合指令执行系统、装置或设备能够包含、存储、通信、传播或传送程序



以供使用的任何装置。计算机可读介质可以是,例如但不限于,电子的、磁的、光学的、电磁的、红外的或半导体系统、装置、设备或传播介质。计算机可读介质的更多特定的示例(非穷举列表)可包括以下介质:拥有一条或多条电线的电子连接(电子的)、便携式计算机磁盘(磁的)、随机访问存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、可擦除可编程只读存储器(EPROM或闪存)(磁的)、光缆(光学的)、以及便携式光盘只读存储器(CDROM)(光学的)。注意计算机可读介质甚至可以是纸或其他可在上面打印程序的合适的介质,由于程序能通过例如对纸或其它介质的光扫描被电子地俘获,接着被编译、被解译或如果需要以合适方式被另外处理,然后被存储在计算机存储器中。

存储器 121 可包括通过成像系统 100 所得到的超声数据 110。计算机可读存储介质 138 被连接到处理器,以向处理器提供指令以便指挥和/或配置处理器去执行与超声系统 131 工作相关的步骤或算法。计算机可读介质可包括硬件和/或软件,诸如,仅作为示例的方式,磁盘、磁带、光可读介质诸如 CD ROM, 半导体存储器诸如 PCMCIA 卡。在每一种情况下,介质可采取便携式产品形式,诸如小磁盘、软盘、盒式磁带,或者它也可以采取较大的或固定产品形式,诸如硬盘驱动器、电晶体管存储卡、或在支持系统中所提供的 RAM。需要注意的是,以上所列举的示例介质可被单独使用或组合使用。

超声系统 131 可包括控制子系统 127 以便指挥超声系统 131 的不同元件工作。控制子系统 127 和相关元件可作为软件被提供用于指挥常规用途处理器或作为硬件实现中的专用电子组件。在一个实施方案中,控制子系统 127 可包括主振荡器 804 (图 8), 该振荡器能产生连续波(CW)信号用来提供给传送子系统 118。

控制子系统 127 与传送子系统/光束形成器 118 相连,以便把超声传送信号提供给超声探头 112。传送子系统 118 可在如图 1 中所示的超声系统 131 内部。在一个实施方案中,部分传送子系统 118 可在超声系统 131 外部。例如,在一个实施方案中,任意波形产生器(AWG) 812 (图 8) 和射频放大器 814 (图 8) 可被用来给超声探头 112 提供传送信号。传送子系统 118 促使传感器 109 传送多个超声脉冲 402 (图 4) 到对象 102 中。多个脉冲可被传送并被整体称为一个“脉冲序列”。

“脉冲序列”或“序列”可包括大约，例如，每秒 500、1000、2000、3000、4000、5000、10000 或更多脉冲。然而，在脉冲序列或序列中的脉冲数量可改变，这对于本领域技术人员来说是清楚的。

超声探头 112 给接收子系统/光束形成器 120 提供超声接收信号。该接收子系统 120 还给图像构造子系统 129 提供所接收信号的信号样本。在一个实施方案中，接收子系统 120 可包括解调器 806 (图 8) 和模数 (A/D) 转换器 808 (图 8)，可调节所接收到的超声信号用来提供给控制子系统 127 和图像构造系统 129。解调器 806 是一个利用从传感器 109 上所接收到的 RF 数据信号包络并将该包络转换成同相位 (I) 和正交相位 (Q) 的格式。来自解调器 806 的 I 和 Q 数据可通过模拟-数字转换器 808 被转换为数字数据用来提供给控制子系统 127 和图像构造子系统 129。在其他实施方案中，RF 信号可通过本领域已知方法被直接采样，而不是采样包络以提供 I 和 Q 数据。

超声系统 131 包括用于将由所接收的超声回波所产生的电信号转换为能够由处理器 134 处理并在显示器 116 上形成图像的数据的图像构造子系统 129。控制子系统 127 指挥图像构造子系统 129 在所接收的数据上工作以便利用超声数据 110 形成图像用于显示。控制子系统 127 也可与马达控制子系统 119 相连以便给马达 111 提供马达控制信号去控制超声探头 112 在对象 112 上移动到位置 K (图 2)，如下所述。控制子系统 127 指挥图像构造子系统 129。

超声系统 131 可包括被配置用来从 ECG 放大器 106 接收信号的 ECG 信号处理器 108。ECG 信号处理器 108 给控制子系统 127 提供各种信号。ECG 信号可被含有多个超声能量脉冲或脉冲序列的传感器 109 用来触发传输。从 ECG 信号处理器 108 提供给控制子系统 127 的信号可触发穿过对象 102 的解剖区域的超声数据 110 的获取。

在另一个实施方案中，接收子系统 120 也能接收来自 ECG 信号处理器 108 的 ECG 时间戳，如美国专利申请 No. 10/736, 232, 名称为

“System of Producing an Ultrasound Image using Line-Based Image Reconstruction”中所述，在此通过引用的方式纳入本说明书中，而不触发超声能量的传输。在这个所纳入的实施方案中，ECG 信号不用于触发脉冲传输，而改为 ECG 持续地并与超声数据 110 同步地被记录。

从所记录的 ECG 信号, 挑选一系列时间戳并用来确定在每个位置所收集的 RF 数据中的哪个数据将被用来重新构成电影回放第一帧, 并且从那里开始, 构成后续帧。如本申请文件通篇所用, 电影回放是指包括一系列图像的电影以相对高的帧率被显示。

超声系统 131 通过超声探头 112 传送和接收超声数据, 提供一个界面给用户以便控制成像系统 100 的工作参数, 并且处理数据以适于用公式表示 ECG 触发的回溯彩色血流图像。如本申请文件通篇所用, ECG 触发的回溯彩色血流图像是一个包括在相对于对象 102 心动周期的一个特定时间上的目的区域上的流(也就是血流)的图像, 从一组在从对象 ECG 轨迹检测到的触发信号的检测上获取的数据被重建。图像通过显示器 116 被显示。一系列图像可作为一个电影回放被显示在显示器 116 上。

人机界面 136 从用户接收输入, 并将这样的输入译码以控制超声探头 112 的工作。该人-机界面 136 还通过显示器 116 将所处理的图像和数据显示给用户。

系统软件 123、速率估计软件 124 和回溯重建软件 125, 与图像构造子系统 129 共同工作, 在由接收子系统 120 所产生的电信号上工作, 以便产生对象 102 的解剖的 ECG 触发的回溯彩色血流图像。

系统软件 123 与处理器 134 共同工作, 能够指挥超声数据 110 的获取, 如下文所述。速率估计软件 124 与处理器 134 和所获取的超声数据 110 合作, 能够处理所获取的数据以便提供速率估计或彩色血流轨迹, 如下文所述。速率估计软件 124 利用, 例如, Kasai 自相关彩色血流方法, 例如由 Loupas 等人在 IEEE Trans. Ultrason Ferroelectr. Freq. Cont. 42(4): 672-678 (1995) 中所描述的能够处理超声数据的方法。速率估计软件 124 还可利用互相关方法、Fourier 方法, 或通过利用本领域中已知的其他方法处理超声数据 110。回溯重建软件 125, 与处理器 134 共同工作, 由速率估计软件 124 产生的速率估计, 以及图像构造子系统 129 可产生所获取和所处理的数据的彩色血流回溯重建图像以便被显示在显示器 116 上, 如下文所述。重建图像可被显示在显示器 116 上并且一系列图像可如电影或电影回放那样被显示。

利用上文所述的成像系统 100 以产生 ECG 触发的回溯彩色血流超声图像的方法可以包括数据获取、彩色血流处理和彩色血流重建。

图 2 是说明通过用于产生 ECG 触发的回溯彩色血流超声图像的成像系统 100 获取超声数据 110 的一个实施方案的操作的流程图 200。流程图中的框可按所示顺序、不按所示顺序、或同时执行。在框 202 中，成像系统 100 开始数据获取处理。在框 204 中，包括传感器 109 的超声探头 112 相对于对象 102 在位置 K 处被定位，其中  $K=1, 2, \dots, M$ 。在每个位置 K，RF 数据利用脉冲-回波技术获取。

超声探头 112 可一开始手动或利用马达 111 被定位到位置  $K=1$  处，所述马达 111 是在马达控制子系统 119、控制子系统 127 和系统软件 123 的控制下。位置  $K=1$  对应于对象 102 解剖的部分，在此第一超声信号被传送和接收。K 的每个后续值， $K=2, 3, \dots, M$ ，对应于对象 102 解剖部分的相应后续位置，在此后续的超声信号被传送和接收，如下文所述。

每个 K 值可对应于沿着对象 102 的相隔给定距离的横向位置。例如，每个位置 K 可相隔近似 1 微米 ( $\mu\text{m}$ )、 $5\mu\text{m}$ 、 $10\mu\text{m}$ 、 $15\mu\text{m}$ 、 $20\mu\text{m}$ 、 $25\mu\text{m}$ 、 $30\mu\text{m}$ 、 $35\mu\text{m}$ 、 $40\mu\text{m}$ 、 $45\mu\text{m}$ 、 $50\mu\text{m}$ 、 $100\mu\text{m}$ 、 $500\mu\text{m}$  或更大的距离。基于用户在人机界面 136 的输入和通过使用马达 111，所述马达 111 是在马达控制子系统 119 和系统软件 123 的控制下，超声探头 112 能在每个位置 K 被定位，并在每个位置 K 之间移动。

每个位置 K 之间的距离可通过用户和用户在人机界面 136 的输入来选定。在每个位置 K 之间的距离一般被称为“步长”。可由本领域技术人员决定有关步长的选择，并且通常与步长选择相关的因素包括所发射的超声束的宽度，要成像的对象解剖的区域或部分的大小和/或流过要成像的对象解剖的区域或部分的血液或液体流动特征。例如，本领域技术人员可选择一个步长，以使得有足够多的位置 K 被定义穿过对象解剖的区域。因此，如果对象解剖的一个小区域被成像，就可使用一个小步长以使得超声可沿着该区域在足够多的位置 K 上被传送。本领域技术人员也可基于所成像的对象解剖的区域或部分内的血流速率的不同，而选择步长。例如，如果区域中的速率快速改变，与速率在整个区域相对一致的情况相比，可选定一个更小的步长。

在框 206 中,超声系统 131 检测来自 ECG 信号处理模块 108 的 ECG 触发。ECG 触发是基于对象 102 的 ECG 信号,通过使用 ECG 电极 104 和 ECG 放大器 106 被提供给 ECG 信号处理模块 108。一个示例性 ECG 信号由编号 300 在图 3 中示出。轨迹 302 表示 ECG 信号。超声系统 131 的 ECG 处理模块 108 利用 R 波脉冲 304 的峰值检测,自动检测 ECG 信号轨迹 302 上固定的和可重复的点,从该点超声传送信号或脉冲的传输可被触发。因此,在框 206 中,确定 R 波脉冲 304 的峰值是否已经出现(代表 ECG 触发)。对象 ECG 信号轨迹 302 的其他波、或它们的峰值也可被用来触发一个超声传送信号或脉冲。例如,P 波、Q 波、S 波以及 T 波或它们的峰值可被用来触发获取。上述提及的每个波可表示一个能触发超声能量传输的参照点。ECG 信号轨迹 302 可包括每个波的多个峰值,并且每个峰值可触发超声能量传输。因此,ECG 轨迹可包括第一和第二以及更多上述波峰值。每个峰值可提供用来触发超声能量传输的 ECG 信号的一个参照点。当选择了给定波类型的峰值用来触发超声能量传输时,同样波类型的后续峰值可被用来触发超声能量后续传输。

如果在框 206 中检测到 ECG 触发,那么在框 208 中传送子系统 118 促使来自传感器 109 的超声能量的 N 个脉冲传输到对象 102 中。N 脉冲传输(脉冲序列)由从所成像的对象获取的 ECG 信号触发。传送脉冲序列包括多个传输脉冲(1 到 N),具有由从传感器到所成像的血流的距离所确定的最大脉冲重复频率(PRF)以及所成像的对象 102 的解剖部分的属性(即声速和最大血流速率)。在 PRF 为 10kHz,在每个传感器 109 位置每秒传送 10,000 个脉冲。根据要成像的血流速率 PRF 可低于最大可能值。例如,利用具有 10kHzPRF 的 40MHz 脉冲,当检测到高于 100 毫米每秒(mm/s)的轴向速率时,将出现血流假频。根据预期的速率分辨率,允许较慢血流区域采用更低的 PRF。更高的 PRF 可被用来在作为结果的回溯彩色血流电影回放中产生更高帧率。最大可能帧率等于 PRF。对于每个位置,所接收到的 RF 数据形式的脉冲(1 到 N),通过接收子系统 120 转换为 I 和 Q 数据,并以所解调的 I 和 Q 形式被存储在存储器 121 中作为超声数据 110。超声数据 110 也可以 RF 形式存储。当以 RF 形式存储超声数据 110 时,可使用更高的帧获取采

样频率。

如果在框 206 中没有检测到 ECG 触发,那么在框 210 中超声系统 131 等待 ECG 触发。在框 212 中,对于由传感器传送的每个超声能量 N 的脉冲,利用接收子系统 120, RF 超声能量回波被传感器 109 接收并被提供给超声系统 131。所接收的超声能量被收集并被存储为所解调的超声数据 110 的 N 轨迹。

在框 214 中,超声探头 112,包括传感器 109 被重定位到沿着对象 102 的新位置 K,其中  $K=K+1$ 。如果在框 214 中, K 大于 M,那么在框 216 中数据获取完成。如果在框 214 中, K 小于或等于 M,那么数据获取未完成,并且在框 210 中超声系统 131 等待后续 ECG 触发。

图 4 是说明利用用于产生 ECG 触发的回溯彩色血流超声图像的成像系统 100 获取超声数据 110 的示意图。图 4 示出上文所述的超声传感器的位置 K ( $K=1, 2, \dots, M$ ),并在流程图 200 中详细描述。在每个位置  $K=1, 2, \dots, M$  上,传感器 109 传送时间间隔  $T=1/\text{PRF}$  的 N 个超声脉冲 (1 到 N) 402 的序列到对象 102 中并在每个脉冲 402 传输后接收 RF 回波 403。基于从对象 102 的 ECG 轨迹 302 所得到的 ECG 触发信号 404 的 N 脉冲 402 序列被传送。

图 5 是说明通过用于产生 ECG 触发的回溯彩色血流超声图像的成像系统 100 处理彩色血流的操作的流程图 500。流程图中的框可按所示顺序、不按所示顺序、或并发执行。框 502 中,超声系统 131 开始彩色血流处理。在每个位置 K 所获取的超声数据 110 被处理,从所解调的 I 和 Q 数据 N 轨迹到 N' 的彩色血流轨迹。根据在彩色血流处理中所用的信号群的大小,彩色血流轨迹数量典型地少于或等于 N 减 1。信号群是一组用来产生一个彩色血流轨迹的连续 RF 线。

速率估计软件 124 和处理器 134 以及所获取和收集的超声数据 110 一起执行彩色血流处理。在框 504 中,取回用于位置 K 的超声数据 110,其中  $K=1, 2, \dots, M$ 。在框 506 中,用于位置 K 的超声数据 110 被输入到速率估计软件 124 中作为 N 解调轨迹。速率估计软件 124 获取 N 解调轨迹输入,然后输出 N' 彩色血流轨迹,在此 N' 小于或等于 N 减 1。

速率估计软件 124 执行在每个位置 K 所收集的输入 N 轨迹上速率估计的相关。为了执行相关速率估计,速率估计软件 124 可利用,例

如, Kasai 自相关彩色血流技术, 在 Loupas 等人于 IEEE Trans. Ultrason Ferroelectr. Freq. Cont. 42(4): 672-678 (1995) 中所描述的, 在此通过引用的方式纳入本说明书中。然而, 可利用速率估计的其它方法, 例如, 互相关方法或 Fourier 方法, 在本领域中已知的方法可被利用。在框 508 中, 取回用于位置  $K=K+1$  的超声数据 110。在框 508 中, 如果  $K$  的新值大于  $M$ , 那么在框 510 中彩色血流处理完成。在框 508 中, 如果  $K$  的新值小于或等于  $M$ , 那么如在框 504 和 506 中所述的用于位置  $K=K+1$  的处理被执行。

图 6 是说明通过用于产生 ECG-触发的回溯彩色血流超声图像的成像系统 100 重建彩色血流的操作的流程图 600。流程图中的框可按所示顺序、不按所示顺序、或并发执行。回溯重建软件 125 指挥彩色血流图象重建将与在每个传感器位置 ( $K=1, 2, \dots, M$ ) 所获取的 RF 数据  $N$  轨迹相对应的由速率估计软件 124 所产生的彩色血流处理过的轨迹  $N'$  映射为对象解剖的区域或部分上的血流图像。

在框 602 中, 超声系统 131 开始彩色血流重建。在框 604 中, 回溯重建软件 125 重建帧  $F$ , 其中  $F=1, 2, \dots, N'$ 。在所重建的彩色血流重建中帧  $N'$  的数量由框 506 输出的彩色血流处理过的轨迹  $N'$  的数量确定。

在框 606 中, 回溯重建软件 125 取回对应于取自传感器位置  $K$ , 其中  $K=1, 2, \dots, M$  的 RF 数据信号群的彩色血流轨迹号  $F$  (1 到  $N'$ )。在框 608 中, 来自每个位置  $K$  的每个轨迹号  $F$  由回溯重建软件 125 映射为如行 702 号  $K$  ( $K=1, 2, \dots, M$ ) 一样的帧号  $F$  (图 7)。包括每个帧  $F$  的行 702 的数量由传感器位置  $M$  的数量确定, 在位置  $M$  上获取数据。

在框 610 中, 回溯重建软件 125 进入下一位置  $K=K+1$  并确定  $K$  是否大于  $M$  或  $K$  是否小于或等于  $M$ 。如果  $K$  大于  $M$ , 那么在框 612 中, 回溯重建软件 125 进入重建下一帧  $F=F+1$ 。在框 610 中, 如果  $K$  小于或等于  $M$ , 那么如框 606 中所述后续轨迹号  $N'$  被取回。在框 612 中, 回溯重建软件 125 确定所重建的帧号  $F$  是否大于在框 604 中的彩色血流轨迹  $N'$  的数量, 其中  $F=1, 2, \dots, N'$ 。如果  $F$  大于  $N'$ , 那么在框 614 中重建完成。如果  $F$  小于或等于  $N'$ , 那么在框 604 中后续帧被构造。因

此,回溯重建软件 125 通过插入从在传感器位置 K 所获取的 RF 轨迹信号群所处理的彩色血流轨迹号,  $F(1 \text{ 到 } N')$  前进到帧  $F(1 \text{ 到 } N')$  的行  $(1 \text{ 到 } M)$ 。

图 7 是说明回溯彩色血流重建的示意图。在所有位置 K ( $K=1, 2, \dots, M$ ) 获取数据, 并处理数据以便在每个位置 K 产生  $N'$  彩色血流轨迹后, 彩色血流帧号  $F(F=1, 2, \dots, N')$  通过设置在每个位置 K ( $K=1, 2, \dots, M$ ) 所产生的彩色血流轨迹号  $F(F=1, 2, \dots, N')$  被重建为帧号 F 的行号 K。在帧  $F(1 \text{ 到 } N')$  重建后, 一些帧可从帧中被剪辑并如电影回放一样被连续显示。例如, 可开始于帧 1 并结束于帧  $N'$  剪辑电影回放, 显示对象中的血液流动。

如上所述, 本公开的系统所传送的超声可改变频率。所预期的频率是基于系统和方法所应用的成像技术, 并可由本领域技术人员确定。例如, 根据对象的解剖、大小和深度或在对象中所成像的血流, 可选定某个频率用来以所预期的大小和深度成像。在对象中选择用来以所预期的大小和深度成像的一个特定超声频率可以很容易地由本领域技术人员确定。同样地, 根据距传感器 109 的血流距离, 以及用来成像的血流速率可以选定 PRF。一个更高的 PRF 与更高的血流速率一起使用以便防止彩色血流速率估计中的假频。

由于通过对象 102 的脉管系统的血液脉动流和 ECG 触发信号 404 (图 4) 相关, 轨迹被固有地相互排列。血液脉动流的频率与收缩和扩张对象的频率, 诸如心跳, 自然相关。利用 ECG 信号触发, 通过触发超声传输和 RF 数据获取, 可在整个时间点范围上, 在相对于脉动流周期的同样时间点的对象 102 的每个位置 K 估计彩色血流。

在此所描述的系统和方法也可被用来与造影剂结合, 包括在美国专利申请 No.11/040,999, 名称为 “High Frequency Ultrasound Imaging Using Contrast Agents” 中所述的微泡造影剂和靶向微泡造影剂, 该申请通过引用的方式纳入本说明书中。

如上文所述, 所产生的 ECG 触发的回溯彩色血流超声图像可利用本领域已知的重叠方法被重叠在回溯 B 扫描图像上。例如, ECG 所触发的回溯彩色血流图像可被重叠在利用在美国专利申请 No.10/736,232, 名称为 “System for Obtaining an Ultrasound Image



Using Line-Based Image Reconstruction,”中所描述的基于行的重建所产生的图像上，该申请在此通过引用的方式纳入本说明书中。例如，利用所纳入的基于行的重建方法可产生对象 102 的解剖部分的第一图像。ECG 触发的回溯彩色血流数据或图像可被重叠到第一图像上。所重叠的彩色血流图像对应于在由基于行的重建方法所产生的第一图像中所描述的解剖部分中的目的区域。因此，显示血流速率的 ECG 触发的回溯彩色血流图像可被覆盖在由基于行的重建技术所产生的解剖的下面部分的图像的上部。例如，在脉管中 ECG 触发的回溯彩色血流成像的血流重建图像可被覆盖在脉管解剖学的基于行的重建图像上面。ECG 触发的回溯彩色血流图像也可被覆盖在利用下文实施例 1 中所述的方法所产生的回溯 B 扫描图像上面。

#### 实施例

后续实施例纯粹用来作为本发明的示例，而不是用来限制发明人所认为的本发明的范围。

#### 实施例 1:

利用 ECG 触发的回溯彩色血流成像在体内颈动脉中成像。

为了获取扫描数据，Vevo660 超声活组织显微镜 (UBM) 系统 802 (图 8) (Visualsonics, Toronto, ON, Canada) 被用来传送和接收超声数据。通过在内选通和放大由主振荡器 804 产生的 CW 信号，该系统被设为用来产生 7 个周期脉冲。

对于体内颈动脉中成像，超声探头 112 和传感器 109 一起传送 40MHz 脉冲。例如，在 10kHzPRF 处使用配备 40MHz 传感器 (6mm 焦距) 的 RMV604 探头。对于彩色血流成像，通过 Vevo660 802 利用来自它的主振荡器 804 的 CW 信号利用解调元件 806 将所接收的信号解调，以便产生同相位 (I) 和正交相位 (Q) 信号，I 和 Q 信号通过模数转换器 (A/D) 808 被数字化。

利用通过 Vevo660 802 的主振荡器 804 所提供的 CW 信号产生所传送的脉冲，通过 RF 功率放大器 814 (M3206, AMT, Anaheim, CA) 在外被选通和放大。选通信号，包括由 100  $\mu$ s (PRF=10kHz) 相等时间间隔的 10,000 矩形脉冲序列，通过任意波形产生器 AWG 812 (AWG 2021, Tektronix, Beaverton OR) 提供。所接收的信号通过 Vevo660 802

在内被解调。AWG 812 所提供的选通信号也可通过 A/D 电路板 802 以 AWG 812 提供的采样时钟用来触发数据的获取。

对于数据获取，在相对于对象（小鼠）组织的连续位置，传感器保持固定。在每个位置，在传感器被移动到下一位置前，10,000 脉冲序列被传送并且数据被收集。通过监控系统脉冲序列的传输由来自小鼠心搏率的 ECG 信号触发。监控系统可包括如上所述的 ECG 电极 104、ECG 放大器 106 以及 ECG 信号处理器 108。假定周期触发来自小鼠的 ECG 信号，在每个位置上脉冲号  $n$  ( $1 \leq n \leq 10,000$ ) 传输后所收集的数据在与对象 102 心搏周期相同的周期被获取。可使用扩大器和限制器元件 816。扩大器可被用来防止低振幅传送的电子噪声干扰所接收的超声信号。限制器可被用来防止所传送的高压电损害电子设备。限制器和扩大器可被合并在一个扩大器和限制器元件 816 中，并且也可以是本公开系统的单独元件。小鼠颈动脉横切面的彩色血流以每秒 10,000 帧的帧率 (fps) 产生。

小鼠被用异氟烷（在氧气中 2% 的浓度）麻醉并被放置在小鼠成像平台上，该平台提供温度反馈和心搏率监控（THM100, Indus Instruments, Houston, TX）。脱毛霜（Nair™, CarterHorner, Mississauga, ON, Canada）被用来从目的区域移除毛。在小鼠心脏或颈动脉成像情况下，目的区域分别包括胸廓或喉。超声凝胶（Aquasonic™ 100, Parker Laboratories, Fairfield, NJ）被用作 RMV 探头和皮肤之间的偶联液。在 Vevo660 系统上利用 B 模式成像，定位探头以便提供小鼠颈动脉的纵切面或横切面，其中目的区域被定位在传感器的焦点区域中。

利用如上所述的 Kasai 自相关彩色血流技术，所收集的超声数据被处理。在每个位置收集的 10,000 脉冲的 64 个连续解调轨迹的信号群被用来产生一系列彩色血流轨迹。为了及时使分辨率最大，将每个信号群从先前的信号群中移动一个解调轨迹，导致两个连续信号群 98.5% 的重叠。总数  $N=9937$  个信号群被产生，在每个传感器位置产生 9937 个彩色血流轨迹，具有  $100\mu s$  的时间分辨率。为了产生彩色血流电影回放，于是彩色血流轨迹被重新剪辑使得电影回放的帧‘号  $n$ ’ ( $1 \leq n \leq N$ ) 由在每个位置所收集的“号  $n$ ”的彩色血流轨迹组成。最

后电影回放的帧率等于 PRF (也就是 10kHz)。

图 10 是说明用来产生回溯 B 扫描图像的超声系统的方框图。作为具有 ECG 触发的回溯彩色血流系统, 利用 Vevo660 UBM 系统 1002 (Visualsonics, Toronto, ON, Canada), 执行用于回溯 B 扫描成像的数据获取。对于颈动脉成像, 40MHz 脉冲通过包括一个超声传感器 109 的超声探头 112 传送。例如, 一个配备有 40MHz 传感器 (6mm 焦距) 的 RMV604 探头在 PRF10KHz 处被使用。所接收的信号包络通过 Vevo660 UBM 系统中包络检测元件 1008 被检测到, 并通过模数转换器 1014 数字化。利用通过任意波形发生器 1014 (AWG 2021, Tektronix, Beaverton, OR) 所触发的高频单周期脉冲发生器 1004 (AVB2-C, Avtech Electrosystem, Ogdensburg, NY) 传送一个周期为 30MHz 或 40MHz 的脉冲。该触发信号包括由  $100\mu s$  ( $PRF=10kHz$ ) 时间间隔的 10,000 矩形脉冲序列。在由 AWG1014 所提供的采样时钟处, 由 AWG1014 所提供的触发信号也可通过 A/D 板 1010 来触发数据获取。传感器被保持固定在相对于小鼠组织的连续位置。在每个位置, 在移动传感器到新位置前, 10,000 脉冲序列被传送并且数据被收集。数据在 PRF 为 10KHz 处被获取, 其中步长为  $30\mu m$ , 在与动脉正交的平面内的 1.5mm 范围内, 以及在与动脉平行的平面内的 4mm 范围内。扩大器和限制器元件 1006 也可被使用。扩大器可被用来防止低振幅传送的电子噪声干扰所接收的超声信号。限制器可被用来防止所传送的高压电损害电子设备。限制器和扩大器可被合并在一个扩大器和限制器元件 1006 中, 并且也可以是本公开系统的单独元件。

图 9 示出利用 ECG 触发的回溯彩色血流超声成像方法所挑选的小鼠颈动脉重建帧。ECG 触发的回溯彩色血流超声图像 902 可被重叠在利用回溯 B 模式成像技术获取的 B 扫描图像 904 上。所检测的速率在 10-260mm/s 之间变化并且非常符合脉冲波多普勒测量法。在颈动脉中所检测到的最高速率超过可被估计的具有 PRF10KHz 的速率上限。杂波滤波器被施用于多普勒频谱。

假定血液在颈动脉中仅以一个方向循环, 频率范围为  $-PRF/2$  到 0 的多普勒频谱的负分量被解缠 (也就是, 所转换频率范围为从  $PRF/2$  到 PRF)。在把光谱分量从  $-PRF$  调到 0 以后, 频谱被转换回时域并利

用上述方法处理彩色血流。

只观察到最小组织杂波假象。这些假象仅由组织的真实运动被引入，因为传感器在每个获取期间被固定。因为 ECG 触发的数据获取方法的固有属性，时空假象不再出现。获得 10,000 帧/秒的有效帧率，其中所估计的最佳获取时间为 20-30 秒，对应于约 100-150 次心跳。

实施例 2:

在体外，利用模型 ECG 回溯彩色血流成像。

利用具有 5Hz 正弦可变速率轮廓的模型，对扫频扫描彩色血流成像和 ECG 触发的回溯彩色血流成像两者进行比较。该模型包括偏离中心的旋转圆盘，具有在每个旋转圆盘上产生 ECG 相似的脉冲的光学传感器。

利用扫频扫描技术，可获取在 4mm/s 和 35mm/s 之间良好的速率估计，然而利用如上所述的回溯方法，可获取在 2mm/s 和 35mm/s 之间好的速率估计。对于每种技术，时空去相关假象也被测试。扫频扫描彩色血流映射的多个帧，示出速度分量的位置被无条理地定位在帧之间，其中帧率依赖于扫描频率。然而，ECG 触发的回溯彩色血流映射的多个帧，示出渐进的速率变化与模型的速率分布图相一致。相比于利用扫频扫描方法所获取 4fps，获得 10,000fps 的有效帧率。

已给出的上述详细描述仅为了理解本发明的示例性实现，应该理解为并没有多余的限制，其中的变体对于本领域技术人员来说将是显而易见的，且没有偏离所附的权利要求及其等同物的范围。

本申请文件中参考了多种出版物。这些出版物的全部由此通过引用的方式被纳入本申请中以便全面描述所公开的系统和方法属于本领域的状态。所公开的参考文献也在此通过引用的方式被单独和特定地纳入本申请，这些参考文献中的内容在参考文献所引用的句子中被描述。

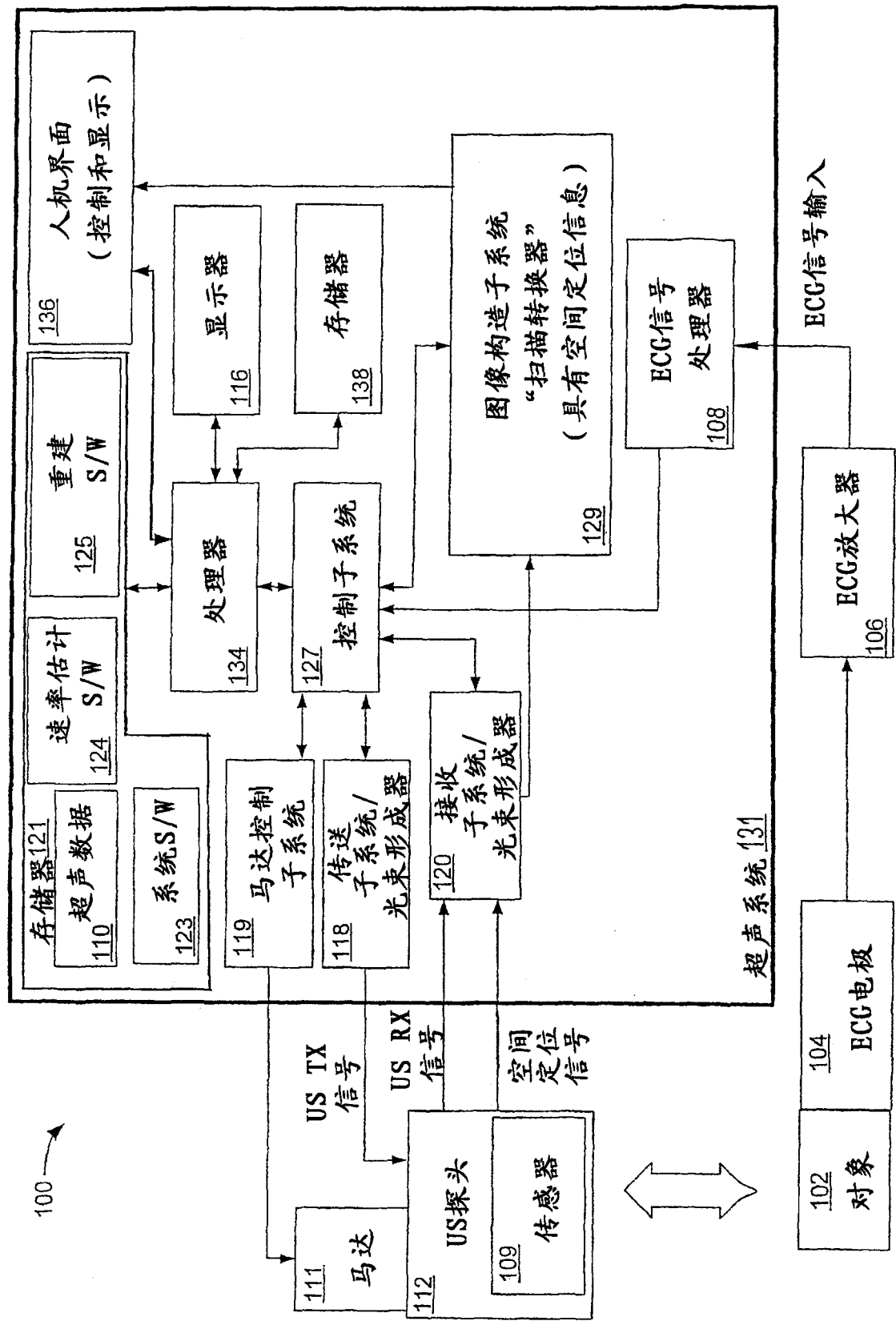


图 1

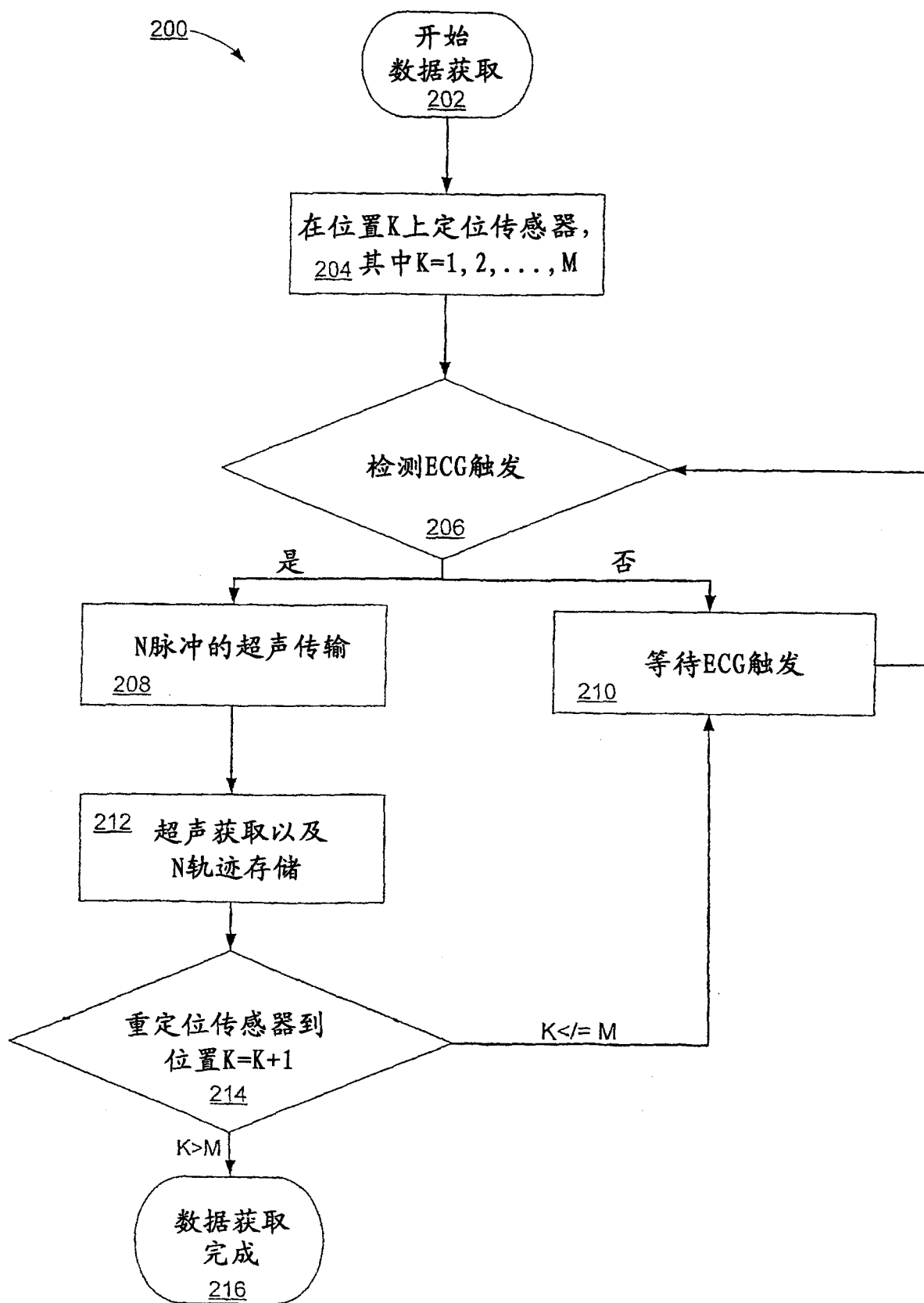


图 2

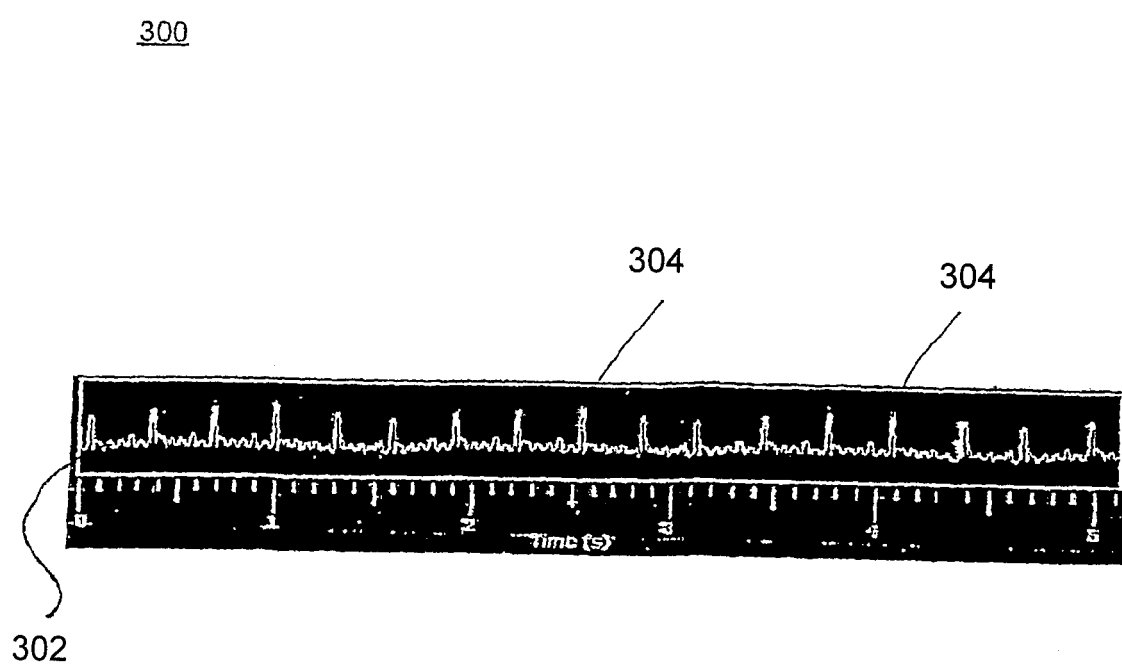


图 3

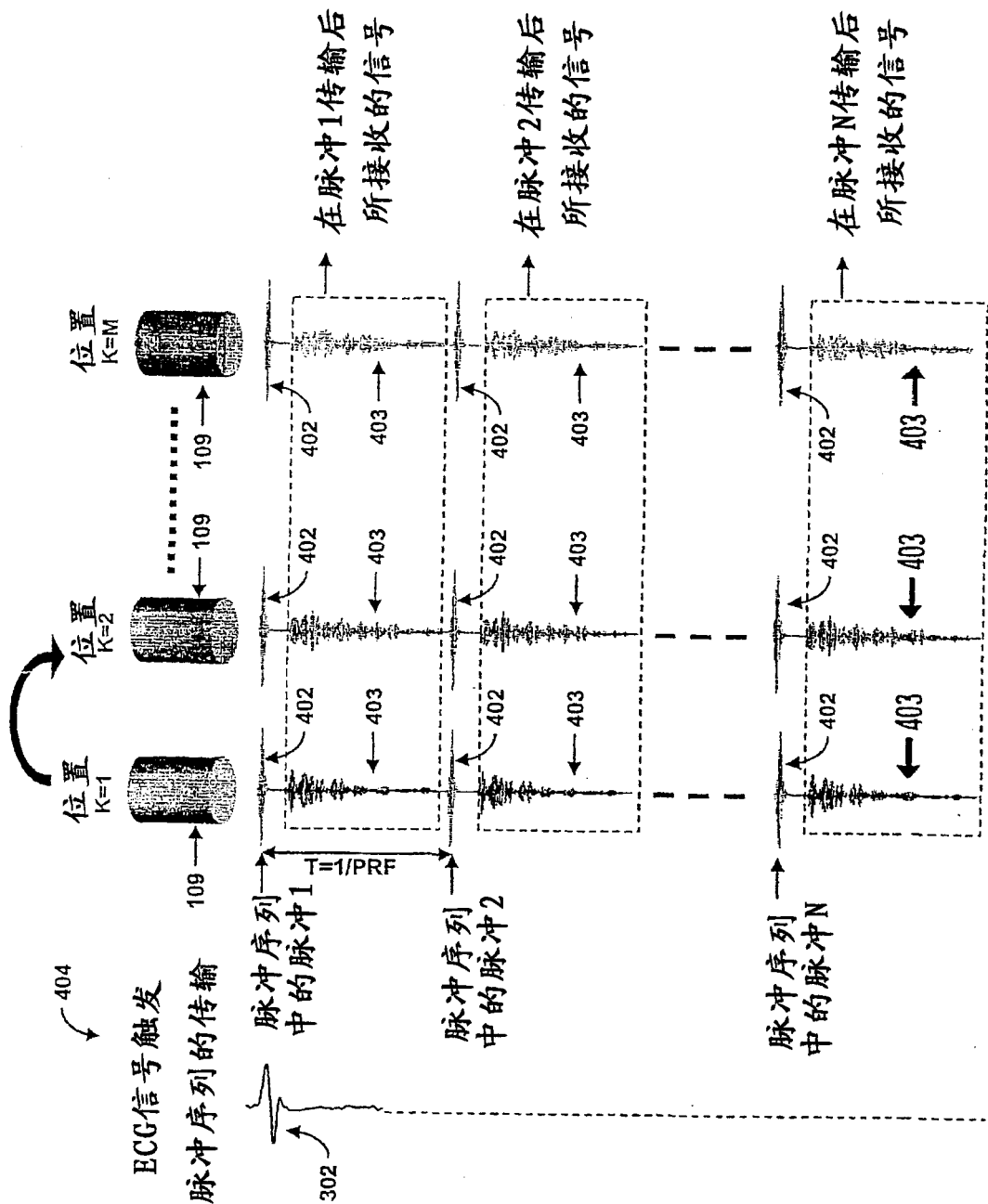


图 4



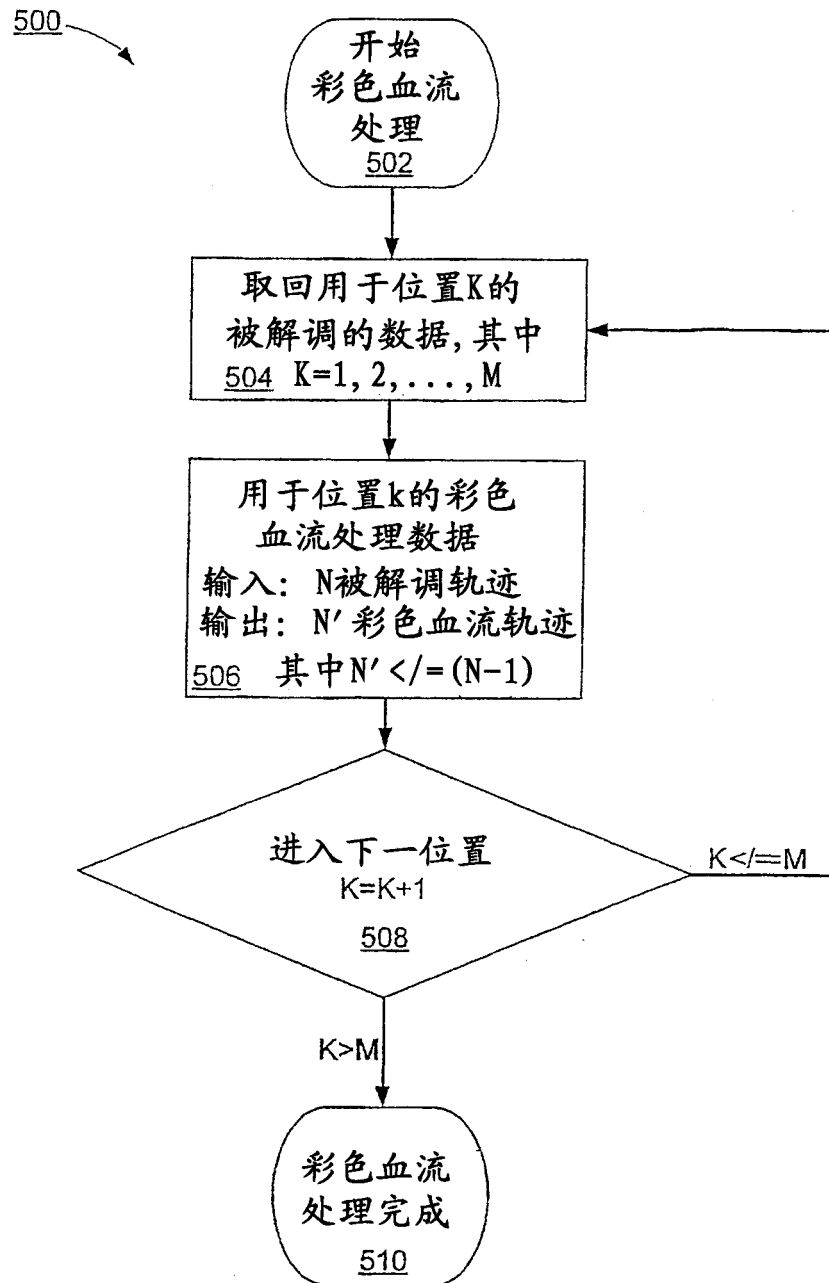


图 5

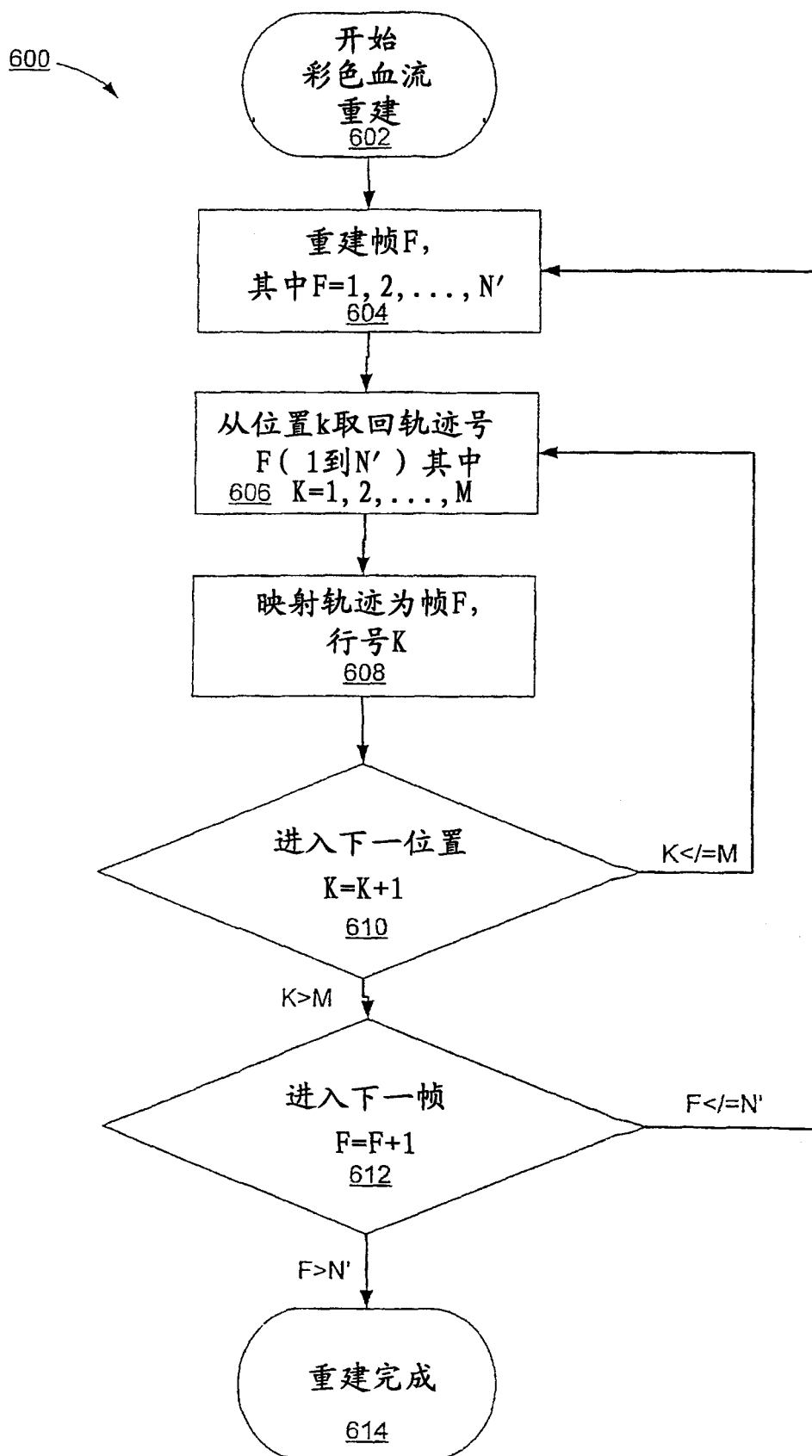
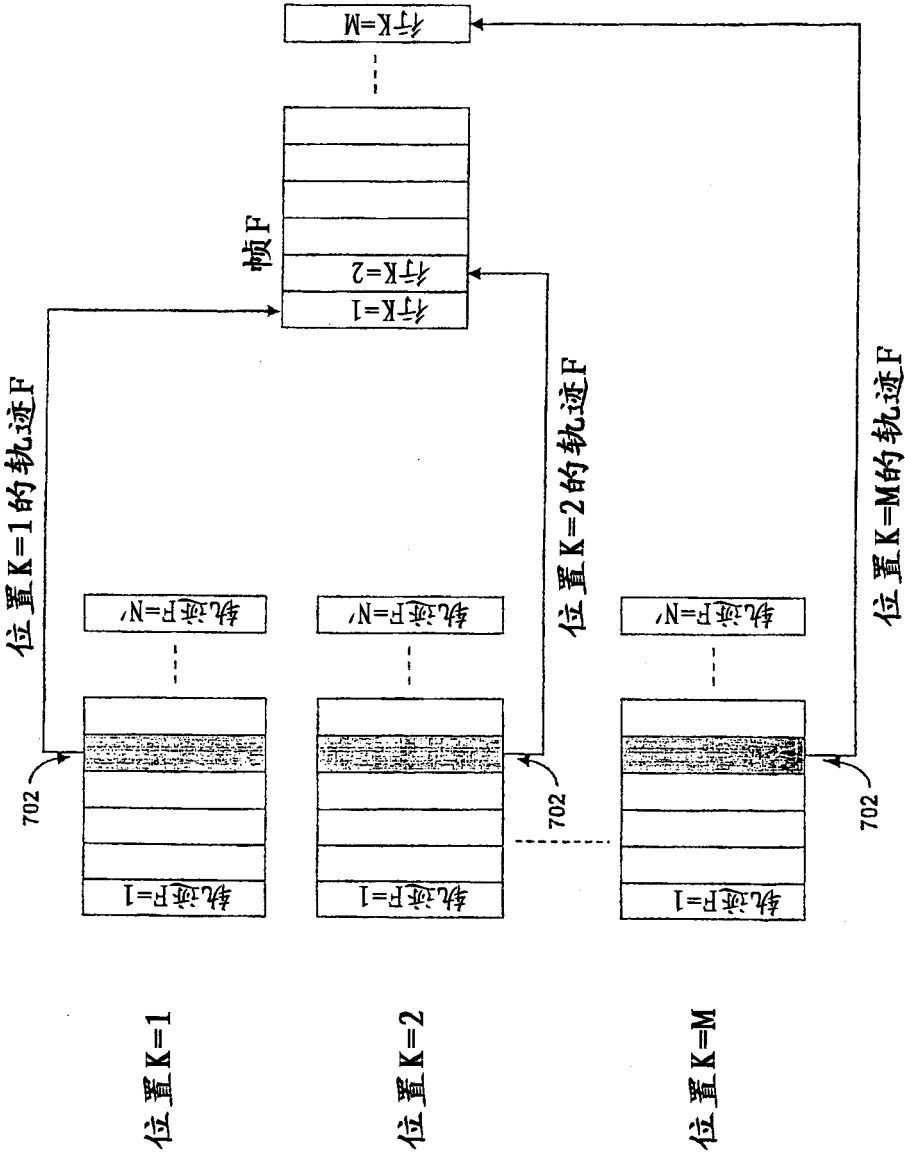


图 6



帧重建算法  
(位置  $K$ , 轨迹  $F$ )  $\longrightarrow$  (帧  $F$ , 行  $K$ )  
其中  $K=1, 2, \dots, M$ ;  $F=1, 2, \dots, N'$

图 7

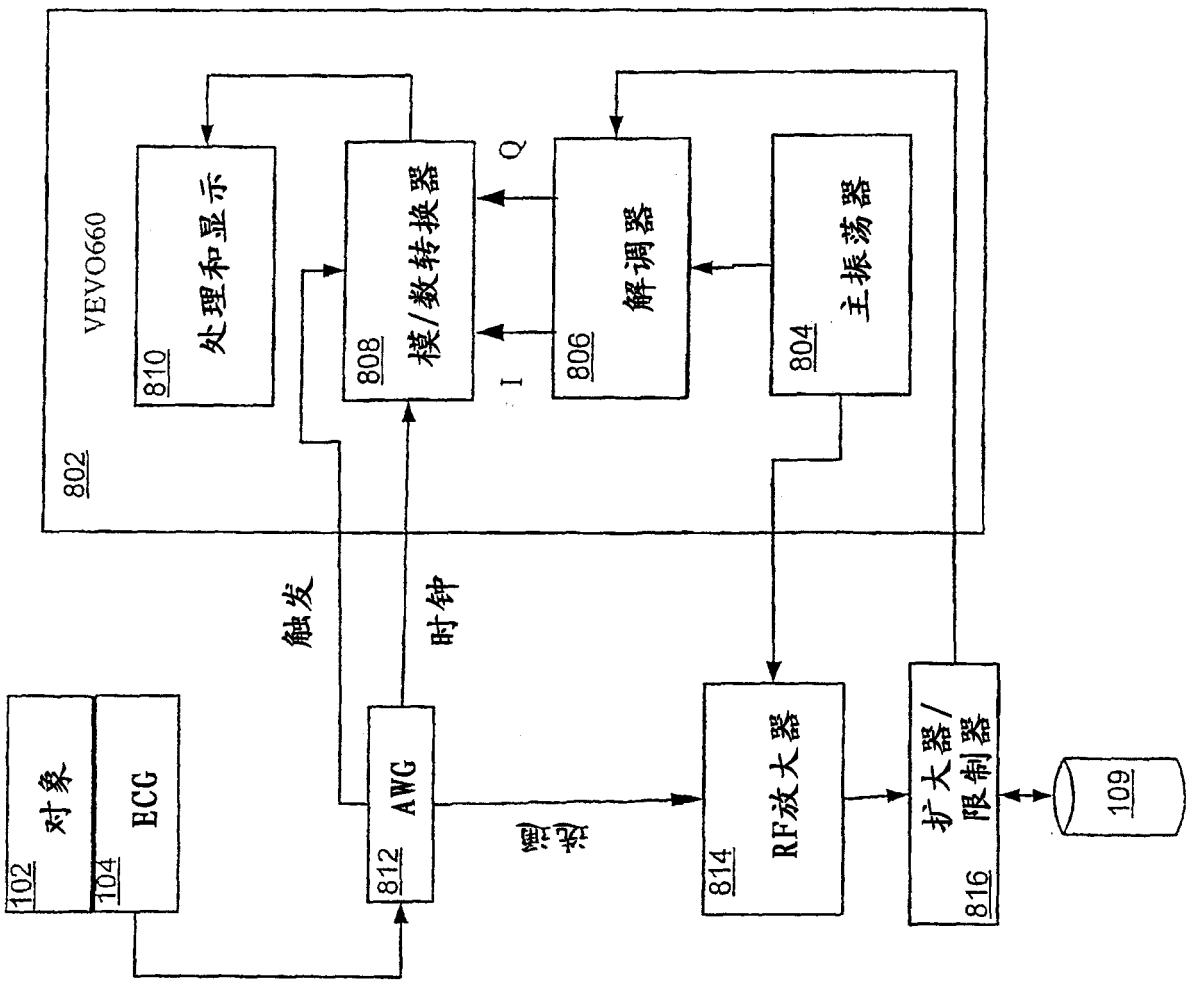


图 8

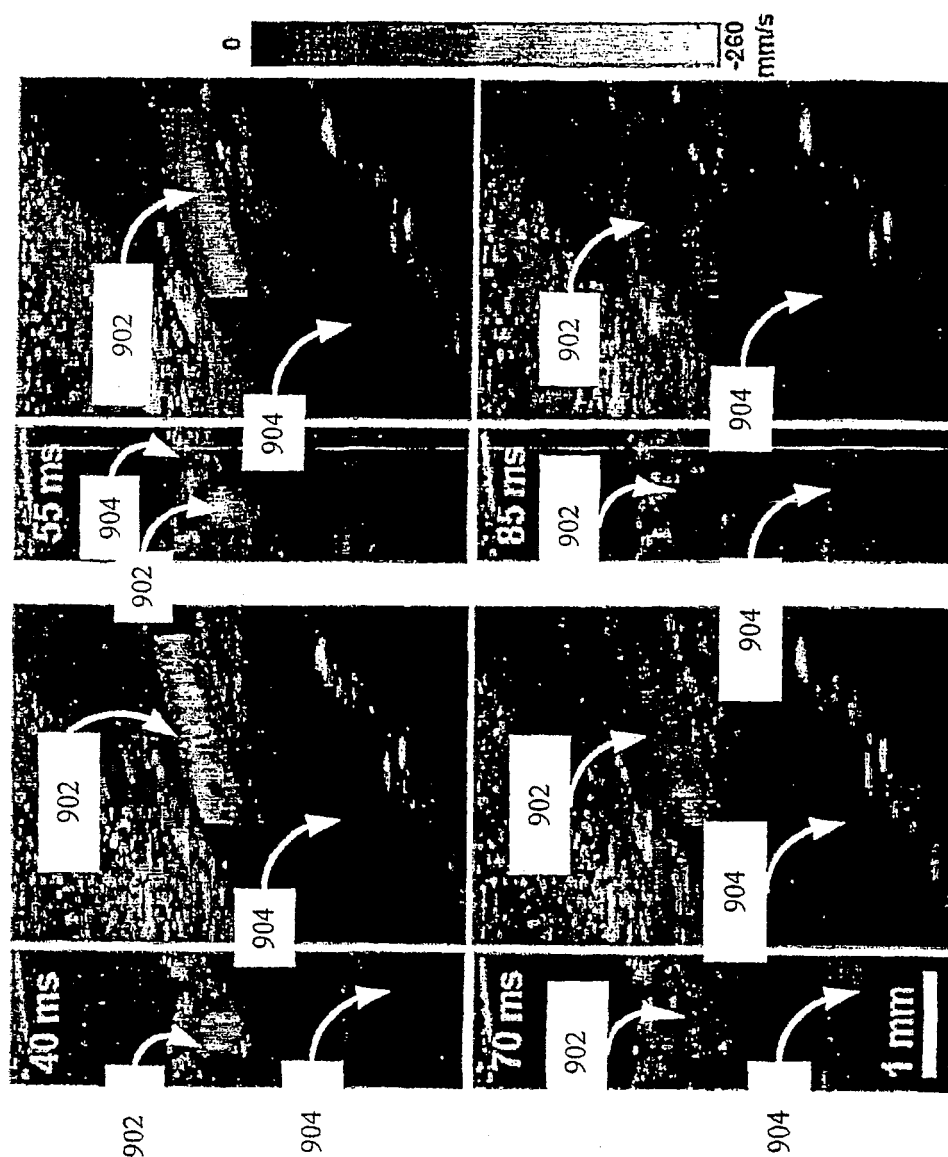


图 9

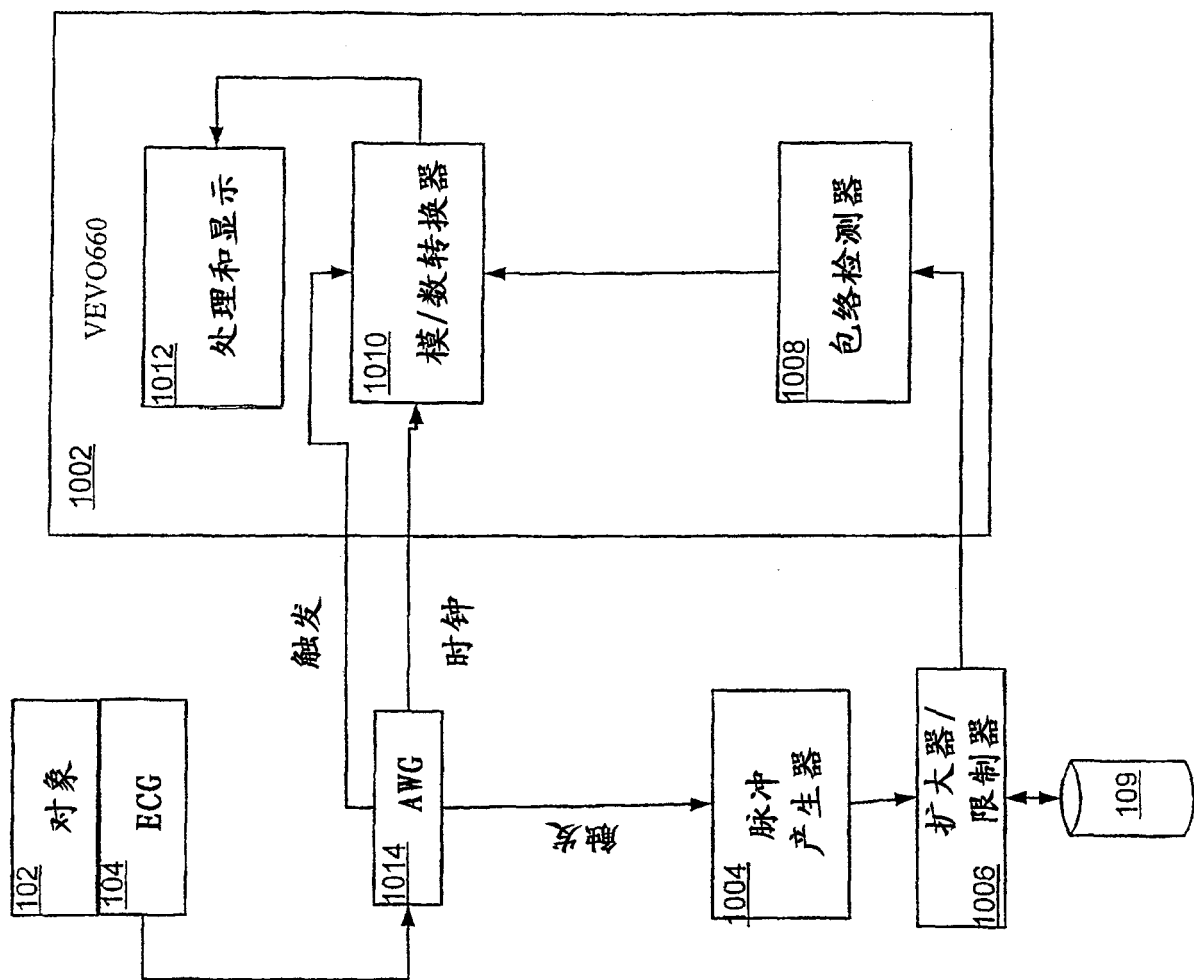


图 10

专利名称(译)	用于心电图触发的回溯彩色血流超声成像的系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN101002107A</a>	公开(公告)日	2007-07-18
申请号	CN200580006554.1	申请日	2005-02-28
[标]申请(专利权)人(译)	阳光溪流女子学院健康科学中心		
申请(专利权)人(译)	阳光溪流女子学院健康科学中心		
当前申请(专利权)人(译)	阳光溪流女子学院健康科学中心		
[标]发明人	R威廉斯 A尼德尔斯 E彻林 FS福斯特		
发明人	R·威廉斯 A·尼德尔斯 E·彻林 F·S·福斯特		
IPC分类号	G01S15/89 A61B8/06 A61B8/00 G01S7/52		
CPC分类号	G01S15/8906 A61B8/06 A61B8/13 A61B8/5284 A61B8/54 G01S7/52034 G01S7/52085 G01S7/52087 G01S7/52088 G01S15/8956 G01S15/8979 G01S15/8988 G01S15/899		
代理人(译)	谢静 杨勇		
优先权	60/549041 2004-03-01 US		
其他公开文献	CN101002107B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

用于产生ECG触发的回溯彩色血流超声图像的方法，包括产生超声，在第一位置将所述超声传送到对象内，其中取自对象的ECG信号的第一参照点触发所述超声传输，在第一位置接收从对象反射的超声，在第二位置将所述超声传送到对象内，其中取自对象的ECG信号的第二参照点触发所述超声传输，在第二位置接收从对象反射的超声，处理所接收到的超声以形成超声彩色轨迹，并重建所述超声彩色轨迹以形成所述超声图像。

