

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

G06F 19/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510114499. X

[43] 公开日 2006 年 6 月 7 日

[11] 公开号 CN 1781461A

[22] 申请日 2005. 10. 31

[21] 申请号 200510114499. X

[30] 优先权

[32] 2004. 10. 30 [33] US [31] 60/623,796

[32] 2005. 7. 29 [33] US [31] 11/192,988

[71] 申请人 声慧公司

地址 美国加利福尼亚州

[72] 发明人 林聖梓 吴旭湧

[74] 专利代理机构 广州华进联合专利商标代理有限公司

代理人 郑小粤

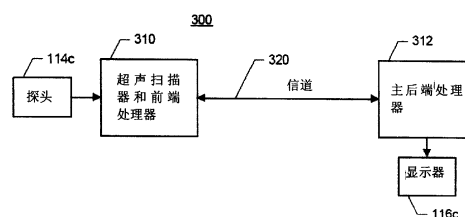
权利要求书 3 页 说明书 6 页 附图 2 页

[54] 发明名称

通过串行信道转换的可靠模式的医学成像系统和方法

[57] 摘要

本发明的一个实施例涉及一种超声处理系统，根据无须同步串行信道且在超声成像模式间可靠的转换的方案，所述超声处理系统在单个异步串行信道进行图像通信。例如，所述系统被配置成，将至少一种超声成像模式的超声图像数据打包成为数据帧流，通过异步信道传送所述数据帧流。每一数据帧包括对超声成像模式的指示，并且包括超声—成像—模式—特定的成像参数。还存在其它实施例。



1. 一种超声医学成像系统，所述系统包括：

第一超声信息处理装置，所述第一超声信息处理装置被配置成将至少含有一种超声成像模式的超声图像数据打包成数据帧流，并且通过串行信道传送所述数据帧流，其中在所述数据帧流的持续期间，多个数据帧中的每个数据帧包括对超声成像模式的指示，
5 还包括超声—成像—模式—特定成像参数，被所述多个数据帧中的每个数据帧所包含的所述成像参数是对所述多个数据帧中的每个数据帧内的图像数据的结构或时序的描述；
和

第二超声信息处理装置，所述第二超声信息处理装置被配置成通过所述串行信道接收所述数据帧流，并且根据数据帧内的指示来识别接收的图像数据的超声成像模式和接收的图像数据的结构，所述数据帧包含所述接收的图像数据。
10

2. 如权利要求 1 所述的系统，其特征在于，所述串行信道包括异步信道，并且所述数据帧流通过所述异步信道通信。

3. 如权利要求 2 所述的系统，其特征在于，所述异步信道被配置成包括差错控制能力。

15 4. 如权利要求 1 所述的系统，其特征在于，从所述第一超声信息处理装置向所述第二超声信息处理装置通信超声图像不需要同步串行信道。

5. 如权利要求 1 所述的系统，其特征在于，所述串行信道包括非同步信道，而且从所述第一超声信息处理装置向所述第二超声信息处理装置传送的所有超声图像数据中的至少一半在用户使用期间通过所述非同步信道通信。

20 6. 如权利要求 1 所述的系统，其特征在于，所述第一超声信息处理装置配置成，在所述数据帧流持续期间，接收数据帧流的操作员并未改变所希望的超声成像模式。

7. 如权利要求 1 所述的系统，其特征在于，所述第一超声信息处理装置配置成，当下面称为 B 模式的亮度模式是操作员所希望的时，形成的数据帧流均具有表示 B 模式的帧头，包括 B 模式图像数据和 B 模式参数的主体，以及帧尾；以及

25 其中所述第一超声信息处理装置配置成，当下面称为 B+C 模式的亮度和彩色模式是操作员所希望的时，形成的数据帧流均具有表示 B 模式的帧头，包括 B 模式图像数据和 B 模式参数的主体，以及表示下面称为 C 模式的彩色模式的帧头，包括 C 模式图像数据和 C 模式参数的主体，和帧尾。

8. 如权利要求 7 所述的系统，其特征在于，所述第一超声信息处理装置配置成，
30 当下面称为 B+D 模式的亮度和多普勒模式是操作员所希望的时，形成的数据帧流均具

有表示 B 模式的帧头, 包括 B 模式图像数据和 B 模式参数的主体, 以及表示下面称为 D 模式的多普勒模式的帧头, 包括 D 模式图像数据和 D 模式参数的主体, 以及帧尾。

9. 一种超声医学成像的方法, 所述方法包括以下步骤:

将超声波发射到病人体内;

5 根据一种或多种超声成像模式, 接收和处理从病人体内的组织反射的回波, 以便形成超声图像数据;

将至少一种超声成像模式的超声图像数据打包成为数据帧流, 在所述数据帧流的持续期间, 多个数据帧中的每个数据帧包括超声成像模式的指示, 还包括超声—成像—模式—特定成像参数, 在所述多个数据帧中的每个数据帧内的所述成像参数是对所述多个

10 数据帧中的每个数据帧内的图像数据的结构或时序的描述;

通过串行信道传送所述数据帧流;

通过所述串行信道接收所述数据帧流;

根据数据帧内的指示来识别接收的图像数据的超声成像模式和接收的图像数据的结构, 所述数据帧包含所述接收的图像数据;

15 基于识别模式和接收的图像数据的结构, 来处理所述接收的图像数据;

显示处理过的接收的图像数据。

10. 如权利要求 9 所述的方法, 其特征在于, 所述串行信道包括异步信道, 并且所述传送步骤包括通过所述异步信道传送所述数据帧流的步骤。

11. 如权利要求 10 所述的方法, 其特征在于, 所述异步信道配置有差错控制能力。

20 12. 如权利要求 9 所述的方法, 其特征在于, 所述传送、接收或识别的步骤不需要同步串行信道。

13. 如权利要求 9 所述的方法, 其特征在于, 所述串行信道包括非同步信道, 并且所述传送步骤包括通过所述非同步信道传送所有被传送的图像数据中的至少一半。

25 14. 如权利要求 9 所述的方法, 其特征在于, 在所述打包步骤中, 在所述数据帧流的持续期间, 接收数据帧流的操作员并未改变所希望的超声成像模式。

15. 如权利要求 9 所述的方法, 其特征在于, 所述打包步骤包括, 当下面称为 B 模式的亮度模式是操作员所希望的时, 形成数据帧流, 所述数据帧流均具有表示 B 模式的帧头, 包括 B 模式图像数据和 B 模式参数的主体, 和帧尾; 以及

30 其中所述打包步骤包括, 当下面称为 B+C 模式的亮度和彩色模式是操作员所希望的时, 形成数据帧流, 所述数据帧流均具有表示 B 模式的帧头, 包括 B 模式图像数据

和 B 模式参数的主体, 表示下面称为 C 模式的彩色模式的帧头, 包括 C 模式图像数据和 C 模式参数的主体, 和帧尾。

16. 如权利要求 15 所述的方法, 其特征在于, 所述打包步骤包括, 当下面称为 B+D 模式的亮度和多普勒模式是操作员所希望的时, 形成数据帧流, 所述数据帧流均具有表示 B 模式的帧头, 包括 B 模式图像数据和 B 模式参数的主体, 表示下面称为 D 模式的多普勒模式的帧头, 包括 D 模式图像数据和 D 模式参数的主体, 以及帧尾。

17. 一种计算机存储产品, 包括:

至少一个计算机可读存储介质;

存储在上述至少一个计算机可读存储介质上的第一计算机代码, 所述第一计算机代码包括至少向第一计算机处理器发出的指令:

将至少一种超声成像模式的超声图像数据打包成为数据帧流, 在所述数据帧流的持续期间, 多个数据帧中的每个数据帧包括超声成像模式的指示, 还包括超声—成像—模式—特定成像参数, 在所述多个数据帧中的每个数据帧内的所述成像参数是对所述多个数据帧中的每个数据帧内的图像数据的结构或时序的描述;

15 和通过串行信道传送所述数据帧流; 以及

存储在上述至少一个计算机可读存储介质上的第二计算机代码, 所述第二计算机代码包括至少向第二计算机处理器发出的指令:

通过所述串行信道接收所述数据帧流;

20 根据数据帧内的指示来识别接收的图像数据的超声成像模式和接收的图像数据的结构, 所述数据帧包含所述接收的图像数据; 以及

基于识别的模式和所述接收的图像数据的结构, 处理所述接收的图像数据, 以便显示所述接收的图像数据。

18. 如权利要求 17 所述的计算机存储产品, 其特征在于, 所述传输的指令包括通过异步信道传送所述数据帧流的指令。

25 19. 如权利要求 18 所述的计算机存储产品, 其特征在于, 所述传输的指令不需要同步串行信道。

20. 如权利要求 17 所述的计算机存储产品, 其特征在于, 所述至少向第一计算机处理器发出的指令被配置成, 即使在所述数据帧流的持续期间, 也执行所述打包指令, 在所述数据帧流的持续期间, 所期望的超声成像模式保持不会被正在观察可显示的图像数据的操作员所改变。

通过串行信道转换的可靠模式的医学成像系统和方法

相关申请

[01] 本发明申请与 2004 年 10 月 30 日提交的, 名称为“医学成像系统的数据传输”的
5 共有的第 60/623, 796 号美国临时专利申请有关, 并要求其优先权, 通过参考将上述专
利申请的全部合并到本发明中。

技术领域

[02] 本发明涉及医学成像。本发明特别涉及医学超声成像。

10

背景技术

[03] 医学成像系统用于获得病人身体的图像。例如, 基于超声技术的医学成像系统向病
人体内发射高频声波, 然后接收和处理回波, 以获得二维或三维图像, 例如, 时间变化
图像。一般的医学成像系统尤其是超声成像系统在本领域中是已知的技术。

15 [04] 不同类型或形式的成像在本领域中是已知的技术。例如存在生成 B 模式图像 (亮
度), C 模式图像 (彩色), D 模式图像 (多普勒), M 模式图像 (运动), 合成模式 (例
如 B+C 或 B+D 或 B+C+D) 等的算法。使用期间, 成像系统因操作者 (例如医师或技师)
的意愿可从一种模式转换到另一种模式。

[05] 图 1 示出了一种传统的超声成像系统 100。所述传统的系统 100 包括: 包括扫描器
20 和处理器的前端部分 110a, 和包括处理器的后端部分 112a。前端部分 110a 包括超声探
头 114a, 或与超声探头 114a 一起操作。后端部分 112a 包括显示器 116b, 或与显示器
116b 一起操作。传统系统 100 使用如串行总线 120 (例如, USB (通用串行总线) 2.0
或 IEEE1394 FireWire™), 以便在前端部分 110a 和后端部分 112a 之间传输超声图像数
据。所述串行总线 120 利用同步信道 122 传输图像信息包, 并且用异步信道 124 传输命
25 令和参数。命令和控制参数包括, 例如, 转换成特定模式的指令, 以及模式一特定
参数 (例如, 帧尺寸, 区段数量, 时序信息等), 所述模式一特定参数包括定义如何解
译异步信道的图像信息包的参数。同步信道 122 支持实时、高通过量的图像数据传输,
如果信道的数据通过量有问题, 在同步信道 122 中的数据包可被丢弃。无法保证任何特
定图像信息包都会被传输, 但传输的图像帧总是实时的。相反, 由于低通过量的命令和
30 参数交换, 异步信道 124 在共享信道带宽方面享有较低的优先权, 支持信息包传输但无

法保证实时传输。

[06] 图 2 示出了另一传统超声成像系统 150。所述传统的系统 150 包括：包括扫描器和处理器的前端部分 110b，和包括处理器的后端部分 112b。前端部分 110b 包括超声探头 114b，或与超声探头 114b 一起操作。后端部分 112b 包括显示器 116b，或与显示器 116b 一起操作。传统系统 150 使用 PCI 总线 160 来传输超声图像数据，和控制前端部分 110b 和后端部分 112b 之间的参数。PCI 总线是 PC 主板内的并行总线，支持着有严格计时要求的 132Mb/s 的通过率。

发明内容

[07] 在超声医学成像系统中，存在独特的要求，其中几个模式（例如，B 图像，彩色图像，多普勒等）需要实时转换。在模式转换过程中，这样的切换产生了同步问题。通常，在图 1 的串行总线接口的传统系统中，同步信道 122 中的图像数据很难与通过异步信道 124 的命令/参数保持同步，并且会导致图像失去同步，或甚至会使超声系统崩溃。通常，在 PCI 接口的传统系统中，实施者需要在 PC 主板上设计 PCI 升级卡，并且需要为每字节保持非常严格的计时要求，且使用大量的并行线。

[08] 因此，为包括可靠数据传输的医学成像系统提供一种改进的方法和系统是相当有需要的。本发明的实施例包括在医学成像系统例如超声医学成像系统中用于数据传输的方法和系统。本发明的实施例还包括医学成像方法和医学成像系统，所述医学成像方法和医学成像系统包括数据传输的方法和系统。

[09] 根据本发明的一个实施例，存在一种超声医学成像系统。所述系统包括第一和第二超声信息处理装置。所述第一超声信息处理装置被配置成将包含了至少一种超声成像模式的超声图像数据打包成数据帧流，并且通过串行信道传送所述数据帧流。在所述数据帧流的持续期间，多个数据帧中的每个数据帧包括了对超声成像模式的指示，以及该超声—成像—模式—所特定的成像参数。被所述多个数据帧中的每个数据帧所包含的所述成像参数是对所述多个数据帧中的每个数据帧内的图像数据的结构或时序加以描述。所述第二超声信息处理装置被配置成通过所述串行信道接收所述数据帧流，并且根据数据帧内的指示来识别接收的图像数据的超声成像模式和接收的图像数据的结构，所述数据帧包含所述接收的图像数据。

[10] 根据本发明的一个实施例，存在一种超声医学成像的方法。所述方法包括如下步骤：将超声波发射到病人体内；根据一种或多种超声成像模式，接收和处理从病人体内的组

织反射的回波，以便形成超声图像数据；将至少一种超声成像模式的超声图像数据打包成为数据帧流，在所述数据帧流的持续期间，多个数据帧中的每个数据帧包括超声成像模式的指示，还包括超声—成像—模式—所特定的成像参数，在所述多个数据帧中的每个数据帧内的所述成像参数是对所述多个数据帧中的每个数据帧内的图像数据的结构或时序的描述；通过串行信道传送所述数据帧流；通过所述串行信道接收所述数据帧流；根据数据帧内的指示来识别接收的图像数据的超声成像模式和接收的图像数据的结构，所述数据帧包含所述接收的图像数据；基于识别模式和接收的图像数据的结构，来处理所述接收的图像数据；并显示处理过的接收的图像数据。

[11] 根据本发明的一个实施例，存在一种计算机存储产品。所述计算机存储产品包括：至少一个计算机可读存储介质；存储在所述至少一个计算机可读存储介质上的第一计算机代码；和存储在所述至少一个计算机可读存储介质上的第二计算机代码。所述第一计算机代码包括至少向第一计算机处理器发出的指令：将至少一种超声成像模式的超声图像数据打包成为数据帧流，在所述数据帧流的持续期间，多个数据帧中的每个数据帧包括超声成像模式的指示，还包括超声—成像—模式—特定成像参数，在所述多个数据帧中的每个数据帧内的所述成像参数是对所述多个数据帧中的每个数据帧内的图像数据的结构或时序的描述；和通过串行信道传送所述数据帧流。所述第二计算机代码包括至少向第二计算机处理器发出的指令使其：通过所述串行信道接收所述数据帧流；根据数据帧内的指示来识别接收的图像数据的超声成像模式和接收的图像数据的结构，所述数据帧包含所述接收的图像数据；以及基于识别到的模式和所述接收的图像数据的结构，来处理所述接收的图像数据，以便显示所述接收的图像数据。

附图说明

[12] 为更详尽的描述本发明的一些实施例，参考附图。这些附图并非是对本发明的限制，而仅是说明性的。

[13] 图 1 是传统的超声成像系统的示意图。

图 2 是另一个传统的超声成像系统的示意图。

图 3 是根据本发明的一个实施例的超声成像系统的示意图。

图 4A-4D 是在 B 模式成像，B+C 模式成像，B+D 模式成像，和 B+M 模式成像期间，使用的数据帧的数据帧结构的示意图。

具体实施方式

[14] 医学成像是已知的。例如，在美国专利 6, 248, 071 和 6, 547, 730 中描述的超声成像，通过参考将上述专利的全部合并到本发明中。

[15] 根据本发明的一些实施例，存在实时医学成像系统（例如超声）的数据传输，所述数据传输以可靠的方式将医学成像数据和控制参数结合到串行总线接口内的单一信道中。

[16] 根据本发明的一个实施例，图 3 示出超声成像系统 300。所述系统 300 包括：包括扫描器和处理器的前端部分 310，和包括处理器的后端部分 312。前端部分 310 包括超声探头 114c，或与超声探头 114c 一起操作。后端部分 312 包括显示器 116c，或与显示器 116c 一起操作。前端部分 310 和后端部分 312 的元件部分和成像算法可以是任何已知类型。然而，根据本申请文件，前端部分 310 和后端部分 312 包括被配置来交换信息的信息处理装置。

[17] 系统 300 配置成使用例如串行总线（例如 USB2.0 或 IEEE1394 FireWire™），用于在前端部分 310 和后端部分 312 之间传输超声图像数据。在系统 300 使用期间，所述系统 300 配置成能够利用串行总线的信道 320。例如，所述信道 320 优选的是非同步信道，并且在所述系统 300 使用期间，所述系统 300 优选配置成能够利用串行总线的非同步信道（320），且无须利用任何同步信道，所述串行总线可以被配置成提供或不提供同步信道。例如，非同步信道（320）可以是异步信道，并且异步信道优选的用于传输图像信息包以及命令和控制参数。优选的，异步信道包括错误诊断或错误控制能力，以帮助接收器通信，以便确保正确和完整通信。

[18] 命令和控制参数包括例如，转换成特定模式的指令，以及定义如何解译异步信道的图像信息包的模式—特定参数（例如帧尺寸，区段数量等）。例如，根据数据信息包的帧结构，系统 300 配置成利用异步信道来传输图像信息包以及命令和控制参数。

[19] 根据本发明的一些实施例，图像数据被预处理和打包（例如数据压缩）成小容量，并且带有控制参数的帧头部分可附在图像信息包中，并和图像和控制信息一起经异步信道发送。在扫描模式改变的过渡期间，图像数据总是和有关特定图像信息包的控制参数同步。在扫描模式改变期间，图像信息包不会与控制参数失去同步。另外，控制器（例如，运行 LINUX 操作系统核心或其它适当的操作系统的控制器）的处理负担被减少。例如，所述装置驱动器（例如 Linux 装置驱动器）不必保持两个端口，一个端口为同步，另一端为异步。另一个实例中，控制器不必利用完善的（和不完善）方案，来设法使

成像信息包和其对应的控制信息同步。

[20] 通过预处理和图像数据打包, 图像数据大小首先明显降低, 并且图像数据和参数被安置到低通过率异步信道内。所述系统不必依赖同步和异步信道来传送超声系统的图像。在图像数据包和控制参数上可保持良好的同步。对于许多典型的成像大小和图像比率, 在串行总线接口例如 USB 或 IEEE1394 上, 网络信道带宽的要求可降到 200Mb/s 以下。当然, 依靠可获得的带宽, 也可以不需要压缩。如果使用压缩, 可使用任何类型的数据压缩。例如, 可采用基于余弦转换 (通常用于 JPEG 图像压缩方案) 的压缩。

[21] 因此, 仅仅使用异步端口来在超声前端和后端元件之间传输图像和控制数据。非同步或 PCI 并行总线是无需要的。在超声系统中, 所述模式 (例如 B, 彩色, 多普勒, M, 等) 实时转变。传统上很难保持参数/命令与超声图像数据同步, 并且设计者利用同步信道在串行通信总线中传输图像, 或者利用并行 PCI 总线传输图像。在本发明的一些实施例中, 使用预处理和信息打包 (例如, 包括数据压缩), 图像数据和有关数据包的控制参数合并到一个信息包内, 所述信息包置于低通过率异步信道中, 还防止图像与参数不同步和破坏所述系统。没有另外建立同步信道的需求。

[22] 在一个执行实例中, 预处理包括减少前端抽样数据 (例如, 每向量 8000), 以显示像素密度 (例如每向量 400, 和每帧 128 向量), 以便仅传送显示器上可见数据。

[23] 如以上论述, 同步信道不被优选为需要而且也不被采用。在一个实施例中, 尽管同步信道因某一些原因仍在使用的, 然而, 非同步信道, 例如异步信道, 在典型的用户使用期间, 仍然用于传输至少一半于所传输的所有超声图像中。

[24] 图 4A, 4B, 4C 和 4D 示出了根据本发明的实施例的数据帧结构。图 4A 示意的显示了在 B 模式成像期间使用的数据帧 400 的数据帧结构。数据帧 400 包括: B 模式帧头 410a, 包括 B 模式图像数据和 B 模式参数的数据 412a, 以及帧尾 414a。图 4B 示意的显示在 B+C 模式成像期间使用的数据帧 420 的数据帧结构。数据帧 420 包括: B 模式帧头 410b, 包括 B 模式图像数据和 B 模式参数的数据 412b, C 模式特定帧头 430, 包括 C 模式图像数据和 C 模式参数的数据 432, 和帧尾 414b。图 4C 示意的显示在 B+D 模式成像期间使用的数据帧 440 的数据帧结构。数据帧 440 包括: B 模式帧头 410c, 包括 B 模式图像数据和 B 模式参数的数据 412c, D 模式特定帧头 450, 包括 D 模式图像数据和 D 模式参数的数据 452, 以及帧尾 414c。图 4D 示意的显示在 B+M 模式成像期间使用的数据帧 460 的数据帧结构。数据帧 460 包括: B 模式帧头 410d, 包括 B 模式图像数据和 B 模式参数的数据 412d, M 模式帧头 470, 包括 M 模式图像数据和 M 模

式参数的数据 472, 以及帧尾 414d。

[25] 如所见, 每个图像数据块(例如, 在数据 412a-d, 432, 452 或 472 中)非常接近地(在相同数据帧内)伴随相应的命令和控制信息, 所述命令和控制信息指示块接受器如何解译块(例如块是什么样的成像模式, 参数数量, 参数等)。例如, B 模式成像数据块可对应单个二维图像。在一个合成成像模式(例如 B+C, B+D, B+M, B+C+D 等)中, 连续的数据帧将实现相合成的不同成像模式的数据交叉存取, 例如, 对于 B+C 模式为 B-C-B-C-B-C... (如图 4B), 或(未显示)对于 B+C+D 模式为 B-C-D-B-C-D-B-C-D...。

[26] 根据图 3 所示的成像数据的数据帧的接收器(例如图 3 中的后端部分 312), 可根据成像数据的相同数据帧的帧头和参数中显示的命令和控制信息来处理成像数据。这样, 在接受器, 系统状态保持与对应系统状态的实际图像同步, 所述系统状态反映了在特定时间的命令和控制信息的总记录。

[27] 如以上清晰可见, 根据本发明的实施例的超声系统可以是根据本申请文件进行改进来进行信息通讯的传统的超声系统。这样, 向所述超声系统的前后端部分中的处理器提供储存在计算机储存介质中的软件, 所述软件指令所述处理器执行本申请文件中描述的一些算法。本发明的一个实施例是包括任何这种指令的计算机存储产品。本发明的实施例可以是前端部分本身, 或其部件, 或后端部分本身, 或其部件。

[28] 例如, 在一实施例中, 前端处理器被指示来将图像数据和特定成像模式的参数打包成为数据帧, 所述数据帧包括帧头, 所述帧头至少显示成像模式。在使用期间, 即使当操作员未改变使用的成像模式时, 传输的多个数据帧(例如连续的数据帧)仍然均指示成像模式, 并且每一个仍将包括成像-模式-特定的成像参数。从一定意义上讲, 在多个数据帧中这类指示的和包括的信息可以被认为是多余的。如果运行合成模式, 那么被合成的不同模式的成像数据块交叉存取。例如, 一个数据帧可包括被合成的所有不同成像模式的成像数据块。一个数据帧包括帧头和数据帧内的成像数据块的参数信息。例如, 每一数据帧内的块可具有它自己的帧头(如图 4B, 4C 和 4D 所示)。

[29] 本申请文件的说明书和附图描述本发明的实施例, 还描述一些典型的可选的特征和/或替代实施例。容易理解所述实施例是为了说明的目的, 而非把发明限制在特定实施例。例如, 这里讨论了超声实施例, 但是, 本发明也可包含任何其它类型的医学成像系统。当然, 所有体现本发明的精神和范围的内容都在本发明所覆盖的范围内, 包括替代的, 变化的, 改进的, 等效的, 等类似物。

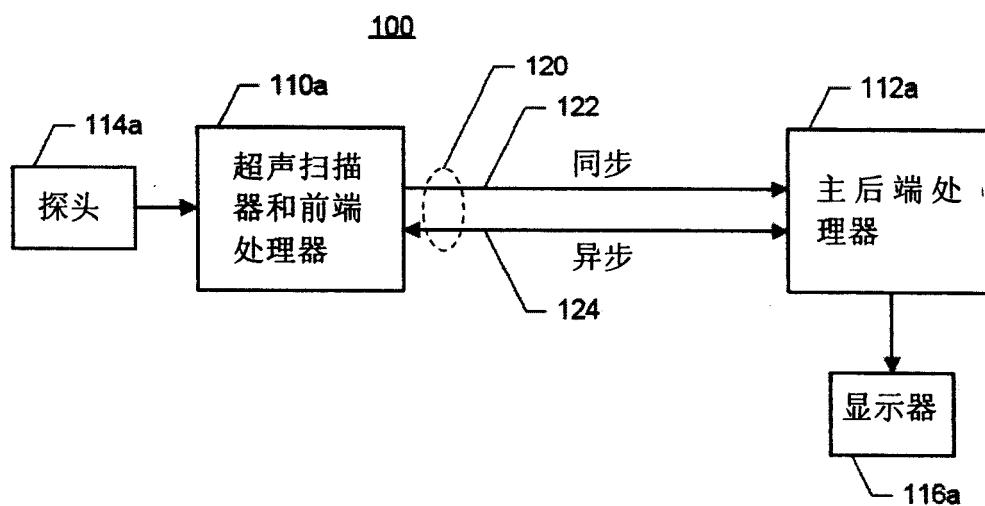


图 1

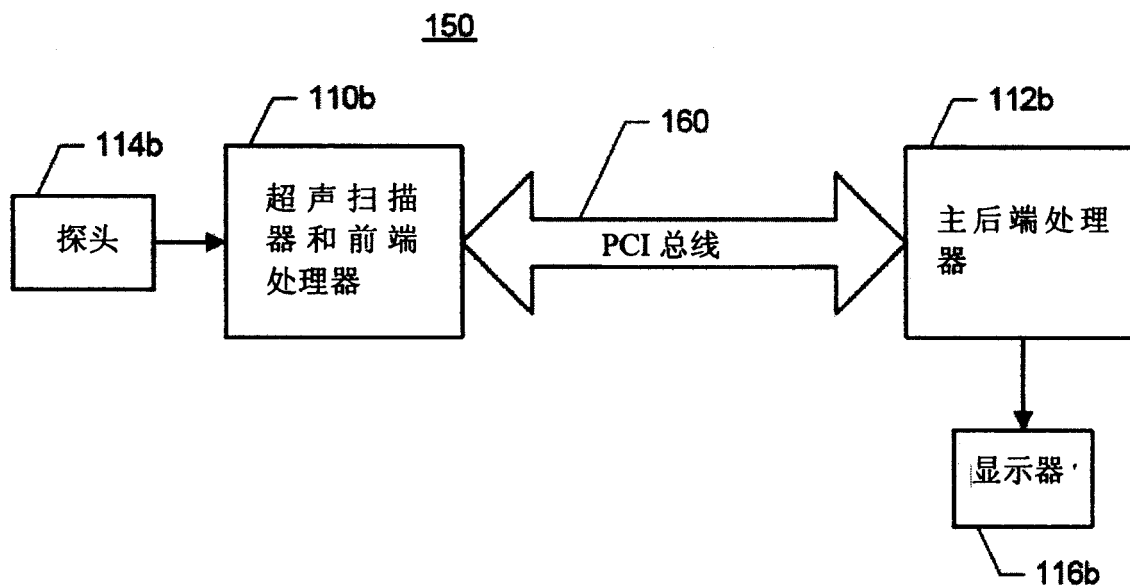
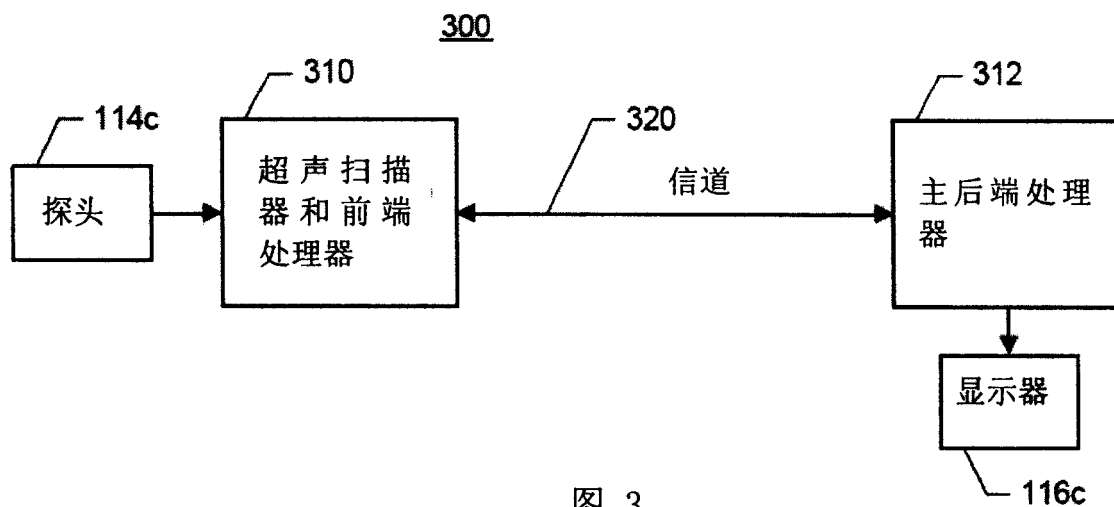
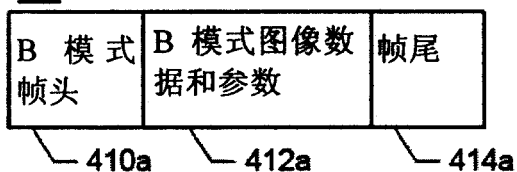
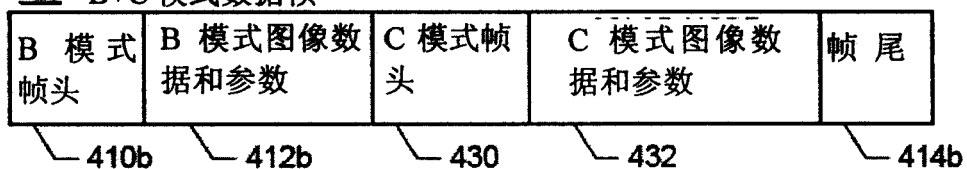
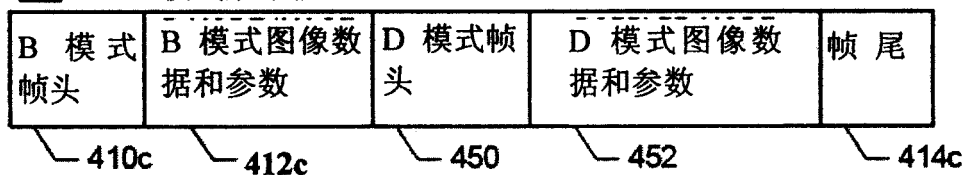
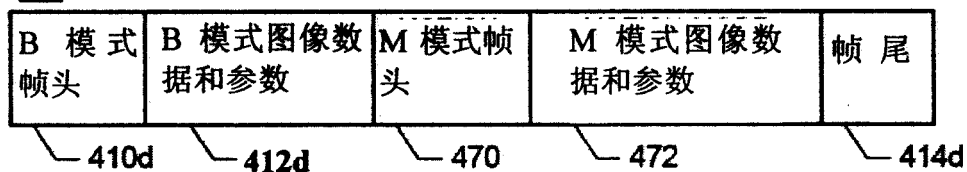


图 2

**400** B 模式数据帧**420** B+C 模式数据帧**440** B+D 模式数据帧**460** B+M 模式数据帧

专利名称(译)	通过串行信道转换的可靠模式的医学成像系统和方法		
公开(公告)号	CN1781461A	公开(公告)日	2006-06-07
申请号	CN200510114499.X	申请日	2005-10-31
[标]发明人	林聖梓 吴旭湧		
发明人	林聖梓 吴旭湧		
IPC分类号	A61B8/00 G06F19/00		
CPC分类号	G01S7/52034 G01S7/52057 G01S7/52074		
优先权	11/192988 2005-07-29 US 60/623796 2004-10-30 US		
其他公开文献	CN1781461B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的一个实施例涉及一种超声处理系统，根据无须同步串行信道且在超声成像模式间可靠的转换的方案，所述超声处理系统在单个异步串行信道进行图像通信。例如，所述系统被配置成，将至少一种超声成像模式的超声图像数据打包成为数据帧流，通过异步信道传送所述数据帧流。每一数据帧包括对超声成像模式的指示，并且包括超声—成像—模式—特定的成像参数。还存在其它实施例。

