



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101156786 B

(45) 授权公告日 2012. 07. 18

(21) 申请号 200710105371. 6

US 6911933 B1, 2005. 06. 28, 说明书摘要.

(22) 申请日 2007. 04. 27

审查员 陈响

(30) 优先权数据

60/795550 2006. 04. 27 US

11/418604 2006. 05. 05 US

(73) 专利权人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72) 发明人 K·克里斯托费尔森 S·贝格

A·M·齐格勒

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 张雪梅 王小衡

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 6116244 A, 2000. 09. 12, 说明书第 2 栏第 48-51 行, 第 3 栏第 18 - 32 行, 第 5 栏第 5 - 19 行.

US 6262740 B1, 2001. 07. 17, 全文.

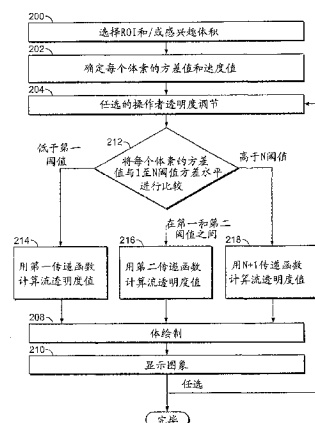
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 6 页

(54) 发明名称

对流喷射进行三维显像的方法和装置

(57) 摘要

本发明涉及用于 3D 显像喷射流的方法和装置。更具体地, 涉及一种用于计算超声数据体内表示血流的体素的流透明度值的方法和装置, 包括确定 (202) 数据体 (16) 内的体素的速度值和方差值。基于方差值和速度值之间的关系计算 (206) 体素的流透明度值。



1. 一种用于计算超声数据体内表示血流的体素的流透明度值的方法,包括:
确定 (202) 数据体 (16) 内体素的速度值和方差值;
将体素的方差值与至少两个阈值方差水平相比较;
利用基于方差值和速度值的传递函数或者基于方差值与所述至少两个阈值方差水平的传递函数,使用处理器 (116) 来计算 (206) 体素的流透明度值,
其中,所述方差值是与所述数据体内体素关联的带宽或湍流值。
2. 根据权利要求 1 的方法,所述体素还包括第一体素,并且其中所述至少两个阈值方差水平还包括阈值方差水平闭联集,所述计算步骤还包括:
将第一体素的方差值与所述阈值方差水平闭联集进行比较;以及
基于第一体素的方差值与该阈值方差水平闭联集之间的关系,选择用于计算第一体素的流透明度值的传递函数。
3. 根据权利要求 1 的方法,所述计算步骤还包括:
用第一传递函数计算 (214) 具有低于第一阈值方差水平的方差值的体素的流透明度值;以及
用至少一个不同于第一传递函数的传递函数,计算 (216, 218) 具有高于该第一阈值方差水平的方差值的体素的流透明度值。
4. 根据权利要求 1 的方法,其中基于预定频率变化率 (frequency rate)、Nyquist 频率和可变输入中的至少一个,将体素的方差值与所述至少两个阈值方差水平相比较 (212)。
5. 一种用于显示超声数据体内的血流的装置,包括:
处理器 (116),用于确定 (202) 包括血流的数据体内的每个体素的方差值和速度值,该处理器 (116) 配置成将体素的方差值与至少两个阈值方差水平相比较,该处理器 (116) 利用基于方差值和速度值的传递函数或者基于方差值与所述至少两个阈值方差水平的传递函数来计算 (206) 体素的流透明度值;
体绘制处理器 (46),在体绘制 (264) 数据体 (16) 时利用所述流透明度值;以及
显示器 (118),用于基于所述流透明度值显示 (210) 体绘制数据,
其中,所述方差值是与所述数据体内每个体素关联的带宽或湍流值。
6. 根据权利要求 5 的装置,还包括:
用户界面 (120);以及
流透明度调节模块,配置成从用户界面 (120) 接收用户定义的透明度水平,所述处理器 (116) 还配置成在所述阈值方差水平以上不应用所述用户定义的透明度水平以防止除去代表高速血流的数据。
7. 根据权利要求 5 的装置,还包括用户界面 (120),该处理器 (116) 还配置成基于来自用户界面的输入定义所述至少两个阈值方差水平中的至少一个。
8. 根据权利要求 5 的装置,还包括:
用户界面 (120);以及
流透明度调节模块 (124),配置成从用户界面 (120) 接收用户定义的透明度水平,所述处理器 (116) 还配置成基于用户定义的透明度水平计算 (206) 至少一部分体素的流透明度值。
9. 根据权利要求 5 的装置,所述处理器 (116) 还配置成利用至少两个传递函数计算

(206) 流透明度值,以产生流透明度值,用于在显示器(118)上与具有较低方差值的体素相比以较低透明度显示(210)具有较高方差值的体素,其中第一传递函数使流透明度值基于速度值的绝对值。

10. 根据权利要求5的装置,该处理器(116)还配置成基于预定的频率变化率、Nyquist频率和用户确定的输入值中的至少一个定义所述至少两个阈值方差水平,所述显示器(118)还配置成与具有低于第一阈值方差水平的方差值的体素相比以较低透明度显示(210)具有高于第二阈值方差水平的方差值的体素,其中所述第一阈值方差水平低于所述第二阈值方差水平。

对流喷射进行三维显像的方法和装置

技术领域

[0001] 本发明通常涉及诊断超声系统,更具体地涉及计算代表血流的体素的流透明度值(flow transparency value)。

背景技术

[0002] 相关申请的交叉引用

[0003] 本申请涉及并要求于 2006 年 4 月 27 日提交的序列号为 60/795,550、题为“Method and Apparatus for Calculating a Flow Transparency Value(用于计算流的透明度值的方法和装置)”的临时专利申请的优先权,在此其全部主题特别地整体并入本文。

[0004] 采用目前可利用的超声系统来诊断和评价流经血管的湍流血液是具有挑战性的。正常的血流在显示器或监视器上显示时,可能使得湍流喷射模糊,或难以显像部分或全部的湍流射流。当利用彩色多普勒仪时,二尖瓣或三尖瓣回流时在心脏内产生的血流射流速度通常高于 Nyquist 速度。由于假信号的原因,高速的血流可能被错误地检测并显示为低速,因此不能准确地进行测量。

[0005] 体绘制(volume rendering)用于在一个方向上显像具有强度值和透明度值(或暗度值)的一组连续体素。透明度值用于确定保留多少光以及从体素反射多少光。换句话说,透明度值决定了显示时体素多么不透明或多么透明。

[0006] 因此需要计算流的透明度值以更好地显示湍流的血流区域。本发明的某些实施方式满足了这些需要,并且通过下面的说明和附图,其它目的将会显而易见。

发明内容

[0007] 根据本发明的一种实施方式,用于计算超声数据体(ultrasonic volume of data)内表示血流的体素的流透明度值的方法包括:确定数据体中体素的速度值和方差值。基于方差值和速度值之间的关系计算体素的流透明度值。

[0008] 根据本发明的另一种实施方式,用于显示超声数据体内的血流的装置,包括:用于确定包括血流的数据体内的每个体素的方差值和速度值的处理器。处理器基于方差值和速度值之间的关系计算每个体素的流透明度值。体绘制处理器在体绘制该数据体时利用流透明度值。显示器显示基于流透明度值的体绘制数据。

[0009] 根据本发明的另一种实施方式,用于计算超声数据体内表示血流的体素的流透明度值的方法包括:确定数据体内每个体素的方差值。将每个体素的方差值与阈值方差水平的闭联集进行比较。至少基于所述方差值以及方差值与阈值方差水平闭联集之间的关系,利用传递函数计算每个体素的流透明度值。

附图说明

[0010] 图 1 显示了根据本发明的一种实施方式形成的超声系统的框图。

[0011] 图 2 显示了根据本发明的一种实施方式形成的超声系统。

[0012] 图 3 显示了根据本发明的一种实施方式计算超声数据体内流体素的流透明度值的方法。

[0013] 图 4 显示了根据本发明的一种实施方式计算大量超声数据内流体素的流透明度值的备选方法。

[0014] 图 5 显示了根据本发明的一种实施方式用于流的体绘制的方法的流程图。

[0015] 图 6 显示了根据本发明的一种实施方式利用不同的透明度水平显示的两个不同流喷射的超声图像。

[0016] 当结合附图阅读时,可以更好地理解前述概述以及下面对本发明某些实施方式的详细描述。附图显示了不同实施方式的功能框图。所述功能框图不必表示硬件电路之间的区分。因此例如,在单个硬件(例如,通用型处理器或成块或随机存取存储器,硬盘等)中可以实现一个或多个块(例如处理器或存储器)。相似的,程序可以是独立存在的程序,可以作为子程序结合在操作系统中,可以是安装的成像软件包中的功能等。应当理解各种实施方式不限于图中所述的设置和手段。

具体实施方式

[0017] 图 1 显示了超声系统 100 的框图。超声系统 100 包括发射器 102,所述发射器驱动探头 106 内的换能器 104 将脉冲超声信号发射到体内。可以利用多种几何结构。例如,探头 106 可以用于采集 2D、3D 或 4D 超声数据,并且可以具有其它性能,例如 3D 束转向(steering)。可以利用其它类型的探头 106。超声信号从体内的结构如血细胞或肌肉组织反向散射,产生返回换能器 104 的回波。回波由接收器 108 接收。接收的回波通过束形成器 (beamformer) 110,该束形成器执行束形成并输出 RF 信号。束形成器也可以处理 2D、3D 和 4D 超声数据。接着 RF 信号通过 RF 处理器 112。可选择的,RF 处理器 112 可以包括复解调器(未显示),将 RF 信号解调成代表回波信号的 IQ 数据对。接着 RF 或 IQ 信号数据可以直接路由到 RF/IQ 缓冲器 114 进行暂时储存。

[0018] 超声系统 100 也包括处理器 116,以处理所采集的超声信息(即 RF 信号数据或 IQ 数据对),并准备用于在显示器 118 上显示的超声信息帧。处理器 116 适于根据多个可选的超声模式对所采集的超声信息执行一个或多个处理操作。当接收到回波信号时,可以在扫描会话期间实时处理所采集的超声信息。此外或作为替代,在扫描期间超声信息可以暂时存储在 RF/IQ 缓冲器 114 中并且不那么实时地在现场或脱机操作中进行处理。用户界面 120 允许操作者输入数据,输入和改变扫描参数,访问协议,测量感兴趣的区域等。用户界面 120 可以是旋钮、开关、键盘按键、鼠标、触摸屏、光笔或本领域已知的任何其它的界面设备或方法。

[0019] 超声系统 100 可以以超过 50 帧/秒(接近人眼的感知速度)的帧速连续采集超声信息。所采集的超声信息显示在显示器 118 上。超声信息可显示为 B-模式图像、M-模式、数据体(3D)、随时间变化的数据体(4D)或其它希望的显示。如下面所讨论的,操作者可以利用用户界面 120 将数值输入到流透明度调节模块 124 以调节应用到显示图像的至少一部分的透明度水平。

[0020] 还包括图像缓冲器 122,用于存储没有计划要立即显示的所采集的超声信息的经处理的帧。优选的,图像缓冲器 122 的容量足以存储至少几秒的超声信息帧。超声信息帧

的存储方式有利于根据采集顺序或时间对其进行检索。图像缓冲器 122 可以包括任何已知的数据存储介质。

[0021] 图 2 显示了可选择的超声系统。该系统包括与发射器 12 和接收器 14 相连的探头 10。探头 10 发射脉冲并接收来自被扫描超声体 16 内的结构的回波。存储器 20 存储来自接收器 14 的从被扫描超声体 16 得到的超声数据。体 16 可以由各种方法得到（例如 3D 扫描, 实时 3D 成像或 4D 扫描, 体积扫描, 采用具有定位传感器的换能器的 2D 扫描, 采用 Voxel 相关技术、2D 或矩阵型阵列换能器的徒手扫描等）。

[0022] 当扫描感兴趣的区域 (ROI) 时, 探头 10 可以沿着例如线性或弓形路径移动。在每个线性或弓形位置, 探头 10 得到扫描平面 18。对一厚度, 例如从一组或一套相邻的扫描平面 18, 收集扫描平面 18。扫描平面 18 存储在存储器 20 内, 接着被传递到体积扫描转换器 42 中。在一些实施方式中, 探头 10 可以得到线而不是扫描平面 18, 存储器 20 可以存储探头 10 得到的线而不是扫描平面 18。体积扫描转换器 42 可以存储探头 10 得到的线而不是扫描平面 18。体积扫描转换器 42 接收来自切片厚度设定控制 40 的切片厚度设定, 所述切片厚度设定控制 40 确定将由扫描平面 18 产生的切片的厚度。体积扫描转换器 42 从多个相邻扫描平面 18 产生数据切片。获得的用于形成每个数据切片的相邻扫描平面 18 的数量取决于切片厚度设定控制 40 选择的厚度。数据切片存储在切片存储器 44 中并被体绘制处理器 46 访问。体绘制处理器 46 对数据切片进行体绘制。体绘制处理器 46 的输出传递到视频处理器 50 和显示器 67。

[0023] 每个回波信号样本 (Voxel) 的位置根据几何准确度 (即一个 Voxel 到下一个的距离) 以及超声响应 (以及超声响应的导出值) 来确定。适宜的超声响应包括灰度值、彩色流值以及血管或能量多普勒信息。

[0024] 图 3 显示了用于计算超声数据体内的流体素的流透明度值的方法。该计算可在扫描并采集患者超声数据时实时进行, 或者可以对已经存储在存储器内的数据进行。在步骤 200, 操作者选择感兴趣区 (ROI), 其可以包括例如二尖瓣或三尖瓣这样的组织。任选的, ROI 可以是整个被扫描的数据体。每个体素代表血流或组织, 例如动脉壁或心脏瓣膜上的一点。代表血流的体素在这里被称作体素或流体素, 代表组织的体素被称作组织体素。数据体内的每个流体素具有可用于描述和 / 或将体素分类的相关参数, 例如方差 (variance)、速度和振幅。彩色流的速度也可被称作频率。一般的, 方差与多普勒信号的带宽的平方成比例, 单位是频率的平方或速度的平方。含有速度梯度大的血液区的体素会显示大的方差参数值。此外, 由于被称作渡越时间效应的物理机制, 代表高速度区域的体素也具有大的方差。因此速度与方差相关, 使得具有高速的流体素也具有高方差。方差也被称作带宽或湍流。

[0025] 在步骤 202, 处理器 116 确定 ROI 内每个体素的方差值和速度值。在步骤 204, 操作者可以任意调节用户定义的透明度水平, 所述透明度水平用作透明度计算的输入。所述调节可以通过用户界面 120 输入可变输入 (例如 0 到 1 之间的数) 而手动完成。或者, 用户定义的透明度水平可以通过协议或基于用户的偏好进行设定。一般的, 输入 0 表示没有透明度 (完全不透明), 输入 1 表示完全透明。用户定义的透明度水平可以用于改变所有体素或一部分体素的流透明度值。例如, 在预定的阈值以上不可以应用用户定义的透明度水平, 以防止除去代表高速血流的数据。

[0026] 在步骤 206, 处理器 116 利用基于速度和方差 (使用阈值方差水平的闭联集) 的传

递函数 (transfer function) 计算每个体素的流透明度值,例如等于 h (方差,速度) 的流透明度值。通过利用包括方差值的传递函数,可以显示代表实际流动速度的具有高方差的体素,消除假信号引起的显示问题。此外,具有高方差值的体素可以着重显示在显示器 118 上。例如,在给定的速度下,当方差值增加时流透明度可减少。任选地,传递函数可以基于至少部分由用户定义的透明度水平所定义的初始透明度水平,计算部分或全部的流透明度值。

[0027] 在步骤 208,利用步骤 206 计算的流透明度值进行体绘制。图 5 显示流的体绘制方法的流程图,该体绘制可以通过如先前图 2 讨论的硬件和 / 或软件完成,或者也可以利用图形处理器或制图板完成。同样,可以利用本领域已知的其它体绘制方法、步骤等。

[0028] 输入图 3 中步骤 200 识别的组织体积和 / 或 ROI,并且例如通过体扫描转换器 42 将其分成多个切片。识别代表组织体积 250 和流体积 (flow volume) 252 的体素。流体积 252 包括例如代表血流的体素的速度和方差值的数据。

[0029] 流仲裁表 256 表示计算流仲裁值的预定传递函数或查阅表,所述仲裁值用于确定绘制流体素还是组织体素。流仲裁表 256 可以具有一、二或多维,并且利用例如速度、方差、功率等的数值。当形成流仲裁表 256 时也可以利用其它数值。例如,流体积 252 中的流体素的速度和 / 方差成分,如图 3 步骤 202 所确定的,可以由流仲裁表 256 用来计算流仲裁值。接着可以利用流仲裁值和组织体素的强度值来确定绘制流体素还是组织体素。

[0030] 当绘制每个切片时,加载相应的流体素和组织体素 254。每个切片由体绘制处理器 46 进行绘制 260,并与先前绘制步骤的结果混合 262。流透明度表 258 可以存储在流透明度调节模块 124 中 (图 1),并通过用户界面 120 接受来自操作者的可变输入和 / 或预定的和用户定义的透明度水平。在切片混合操作 262 期间,应用流透明度表 258 中的透明度值。体绘制 264 可以将所有混合的切片组合成单个绘制,以显示在显示器 118 上。

[0031] 返回图 3,在步骤 210 中,处理器 116 至少基于与显示的透明度水平相应的流透明度值,在显示器 118 上显示体绘制的 (多个) 图像。任选的,操作者可以改变用户定义的透明度水平 (步骤 204),以增加或减少一些或全部流体素的透明度水平。接着处理器 116 计算新的透明度值 (步骤 206),完成体绘制 (步骤 208),并显示 (多个) 图像 (步骤 210)。

[0032] 图 4 显示了为超声数据体中的流体素计算流透明度值的可选方法。图 3 和图 4 的方法有几个共有步骤,用相同的项目标号表示。在步骤 200 中,操作者选择感兴趣区域 (ROI)。在步骤 202,处理器 116 为 ROI 内的每个体素确定方差值和速度值。在步骤 204,操作者可以任意调节用作透明度计算的输入的用户定义透明度水平,或者处理器 116 可以访问预设的透明度水平值。

[0033] 在步骤 212,处理器 116 将每个体素的方差值与一个或多个阈值方差水平进行比较。在一种实施方式中,如果利用单个阈值方差水平,则将体素分成两个体素子集,其中第一体素子集低于阈值方差水平,第二子集高于阈值方差水平。例如,阈值方差水平可以是预定值,高于该值的多普勒方差值被认为是高的。例如,阈值方差水平可以基于 Nyquist 速度平方的一部分。任选地,操作者可以调节和 / 或定义一个或多个阈值方差水平。

[0034] 在图 4 的实施例中,利用了 1 到 N 阈值方差水平,并因此将方差值与第一到第 N 阈值方差水平进行比较。如果一个特定体素的方差值低于第一阈值方差水平,则该方法转到步骤 214。在步骤 214,处理器 116 利用第一传递函数计算体素的流透明度值。第一传递函

数可以使流透明度值基于一个或多个参数,例如速度值的绝对值和用户定义透明度水平。例如,一维传递函数可以利用体素的速度计算流透明度值。与具有较高速度(导致较低透明度值以及在显示器 118 上的较不透明显示)的第二体素相比,具有相对较低速度的第一体素可以具有较高的透明度值并因此更透明。

[0035] 返回步骤 212,如果特定体素的方差值高于第一阈值方差水平并低于第二阈值方差水平,则该方法转到步骤 216。处理器 116 利用不同于第一传递函数的第二传递函数计算体素的流透明度值。处理器 116 可以利用例如速度的绝对值通过一维传递函数计算流透明度值,或利用方差值和特定体素的速度值(或频率)通过二维传递函数计算流透明度值,例如等于 $h(\text{方差}, \text{速度})$ 的流透明度值。

[0036] 返回步骤 212,如果该特定体素的方差值高于 N 阈值方差值,则该方法转到步骤 218。可以在第二和 N 阈值方差水平之间利用额外的阈值方差水平。处理器 116 用 N+1 传递函数计算体素的流透明度值,所述 N+1 传递函数可以不同于第一和第二传递函数,以及任何其它居间传递函数。

[0037] 在一种实施方式中,每个传递函数可以产生一个相对平坦的曲线,向每个具有在特定方差值范围内的方差值的体素分配相似或相同的流透明度值。可选择的,传递函数可以产生这样的曲线,其中具有在指定范围内的较低方差的体素被分配较高的流透明度值,具有较高方差的体素被分配较低的流透明度值。

[0038] 在步骤 208,利用步骤 214、216 和 218 计算的流透明度值完成体绘制。在步骤 210,处理器 116 至少基于与显示透明度水平相应的流透明度值在显示器 118 上显示体绘制的(多个)图像。任选地,操作者可以输入不同的用户定义透明度水平(步骤 204)。接着处理器 116 计算新的透明度值(步骤 214、216 和 218),完成体绘制(步骤 208)并显示(多个)图像(步骤 210)。

[0039] 图 6 显示了以不同透明度水平显示的两个不同流喷射的超声图像。第一、第二和第三图像 300,302 和 304 显示了处于不同透明度控制水平的第一湍流喷射 306 的体绘制,如在显示器 118 上所显示的。当利用彩色流时,颜色被用于描述流动状况。红色和蓝色可以显示朝着和远离探头 106 的流动,而绿色表示湍流。在第一图像 300 中,通过处理器 116 自动应用或者通过用户限定的透明度水平应用较低的透明度(例如零或接近零的透明度)。第一湍流喷射 306 部分被心房和/或心室内的低速流围绕和遮掩,因此在显示器 118 上显示较少的第一湍流喷射 306。操作者不能看见或测量正确的湍流喷射 306 的尺寸。

[0040] 在第二图像 302 中,操作者输入较高的用户定义透明度水平(例如值为 0.5),以便对流透明度调节模块 124 应用较高的透明度水平。更多的低速血流变成为透明,因此与第一图像 300 相比显示更多的第一湍流喷射 306。在第三图像 304 中,采用了更高的透明度水平,例如值为 1 或接近 1,除去了显示的表示低速血流且使第一湍流喷射 306 模糊的体素中的大部分,或它们透明。

[0041] 第四、第五和第六图像 308,310 和 312 显示第二湍流喷射 314 在不同透明度控制阶段的体绘制。在第四图像 308 中采用低透明度水平,第二湍流喷射 314 大部分被围绕的低速流遮掩。第五图像 310 采用较高透明度水平,并且与第四图像 308 相比,可以看见更多的第二湍流喷射 314。在第六图像 312 中采用甚至更高的透明度水平,因此操作者容

易看见第二湍流喷射 314。

[0042] 技术效果就是采用了与超声数据或体素相关的方差数据,来计算显示器上的特定体素的透明度。在一种实施方式中,通过基于速度和方差(使用阈值方差水平的闭联集)的传递函数可以计算每个体素的流透明度值。在另一种实施方式中,采用与一个或多个阈值方差水平相关的一个或多个传递函数可以计算流透明度值。传递函数可以彼此不同,可以利用方差值和/或速度值。具有高方差和/或高速度的血流以比具有低方差和/或低速度的血流小的透明度显示。操作者可以改变显示透明度水平以调节所有或部分体素的透明度。

[0043] 尽管根据不同的特定实施方式描述了本发明,本领域普通技术人员将意识到可以在权利要求的精神和范围内进行改变以实现本发明。

[0044] 附图标记列表

[0045] 10 探头

[0046] 12 发射器

[0047] 14 接收器

[0048] 16 体积

[0049] 18 扫描平面

[0050] 20 存储器

[0051] 40 切片厚度设定控制

[0052] 42 体积扫描转换器

[0053] 44 切片存储器

[0054] 46 体绘制处理器

[0055] 50 视频处理器

[0056] 67 显示器

[0057] 100 超声系统

[0058] 102 发射器

[0059] 104 换能器

[0060] 106 探头

[0061] 108 接收器

[0062] 110 束形成器

[0063] 112RF 处理器

[0064] 114RF/IQ 缓冲器

[0065] 116 处理器

[0066] 118 显示器

[0067] 120 用户界面

[0068] 122 图像缓冲器

[0069] 124 流透明度调节模块

[0070] 200 步骤

[0071] 202 步骤

[0072] 204 步骤

- [0073] 206 步骤
- [0074] 208 步骤
- [0075] 210 步骤
- [0076] 212 步骤
- [0077] 214 步骤
- [0078] 216 步骤
- [0079] 218 步骤
- [0080] 250 组织体积
- [0081] 252 流体积
- [0082] 254s 绘制的
- [0083] 256 流仲裁表
- [0084] 258 流透明度表
- [0085] 260 切片绘制
- [0086] 262 切片混合操作
- [0087] 264 体绘制
- [0088] 300 第一图像
- [0089] 302 第二图像
- [0090] 304 第三图像
- [0091] 306 第一湍流流喷射
- [0092] 308 第四图像
- [0093] 310 第五图像
- [0094] 312 第六图像
- [0095] 314 第二湍流流喷射

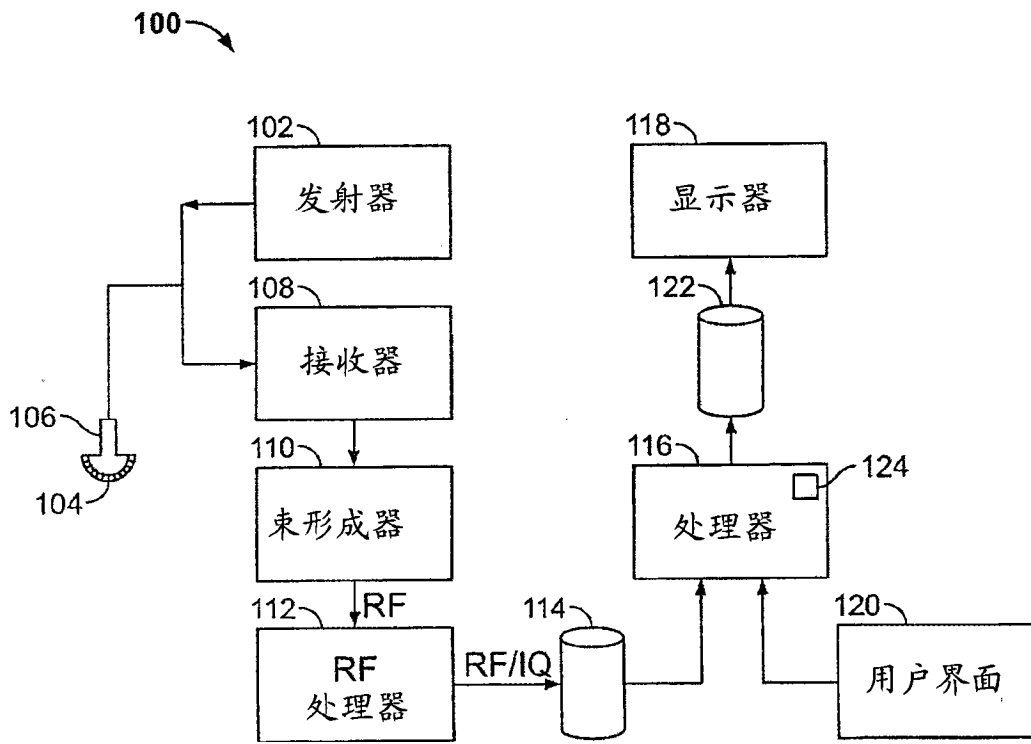


图 1

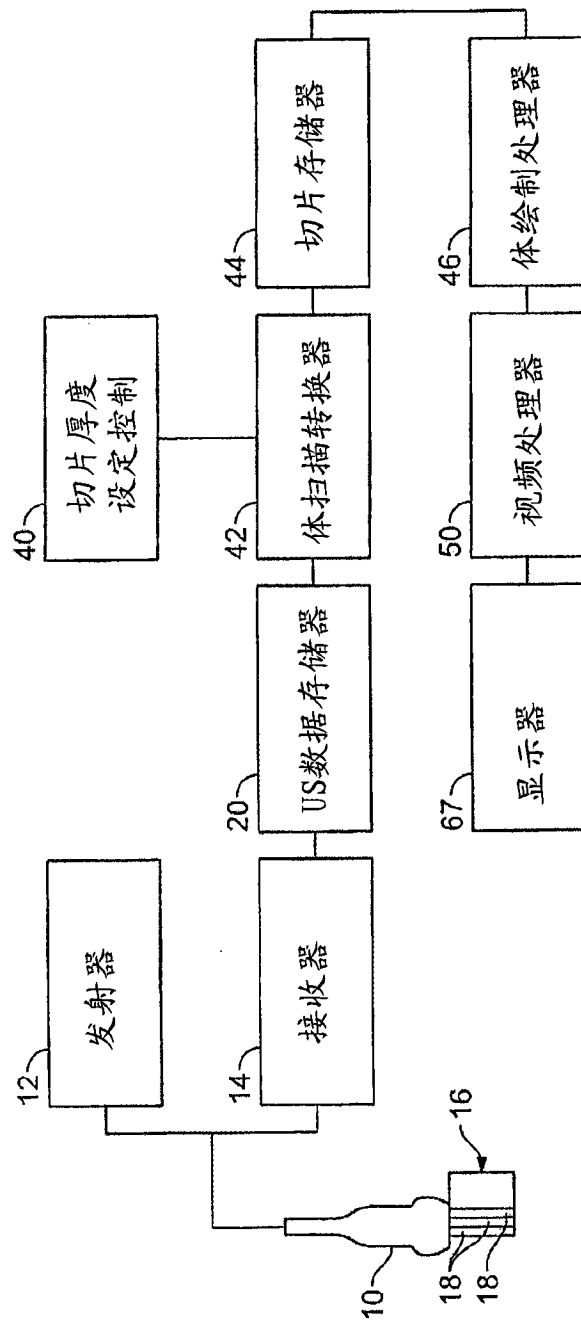


图 2

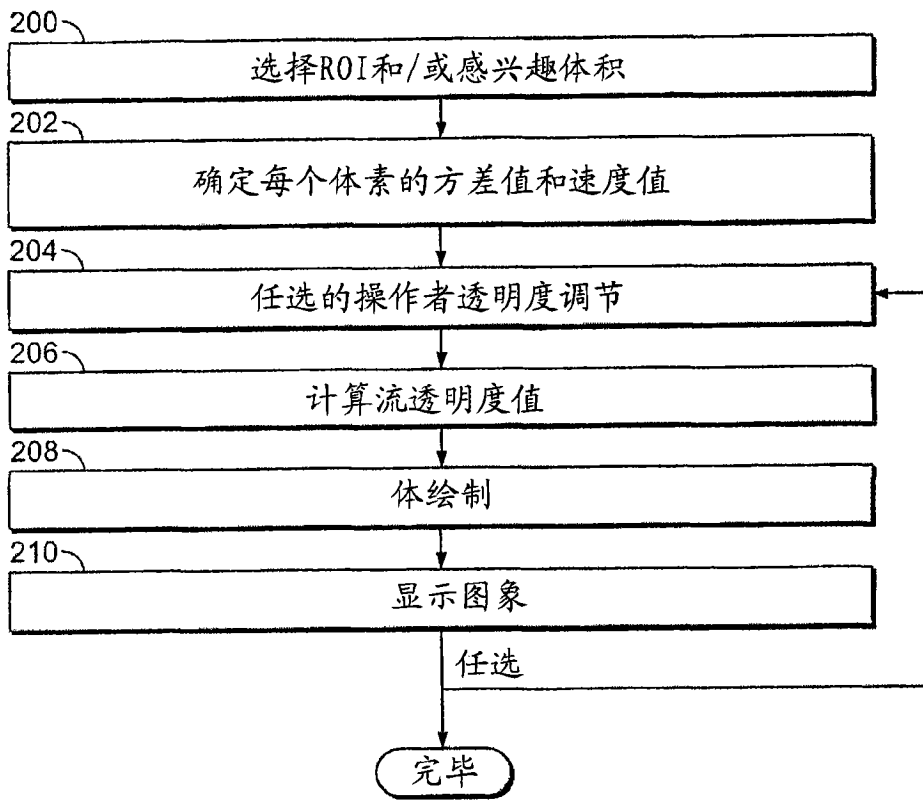


图 3

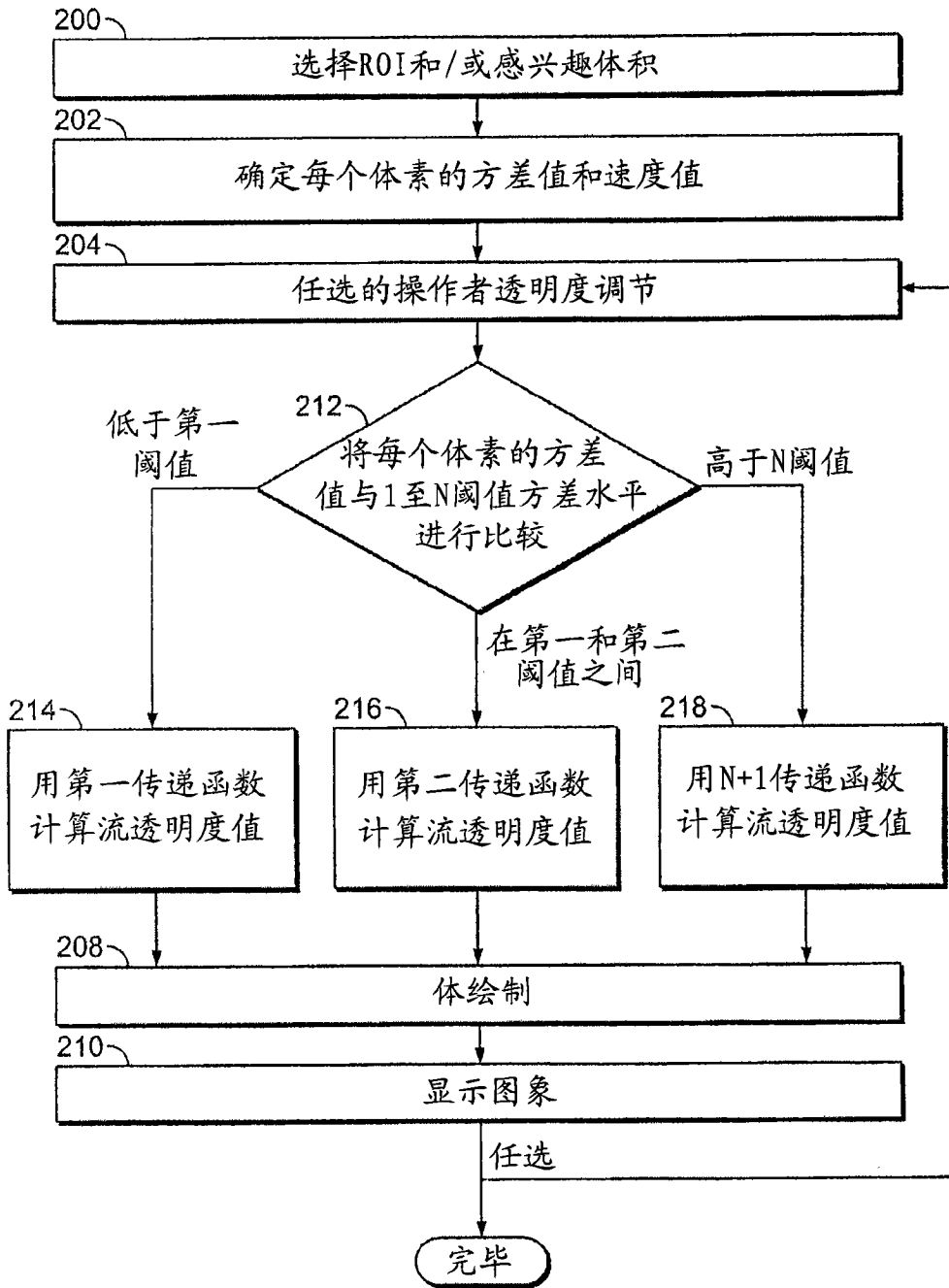


图 4

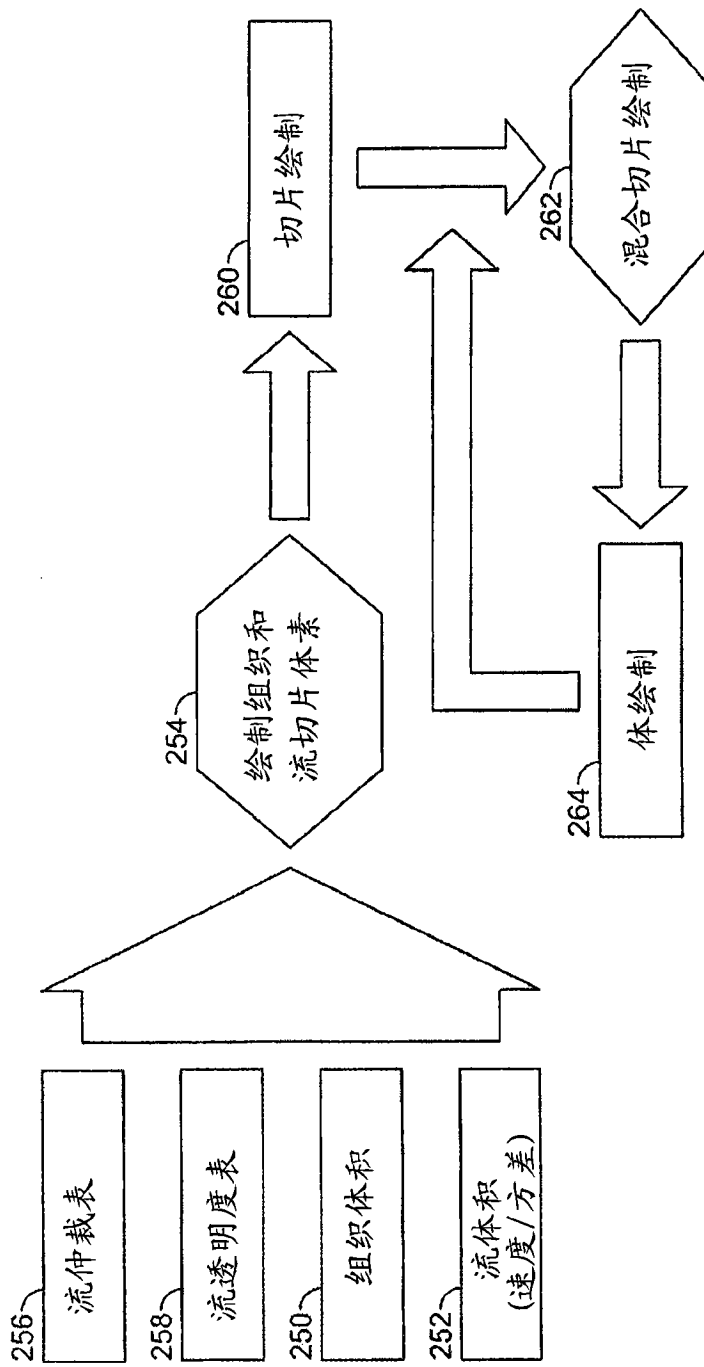


图 5

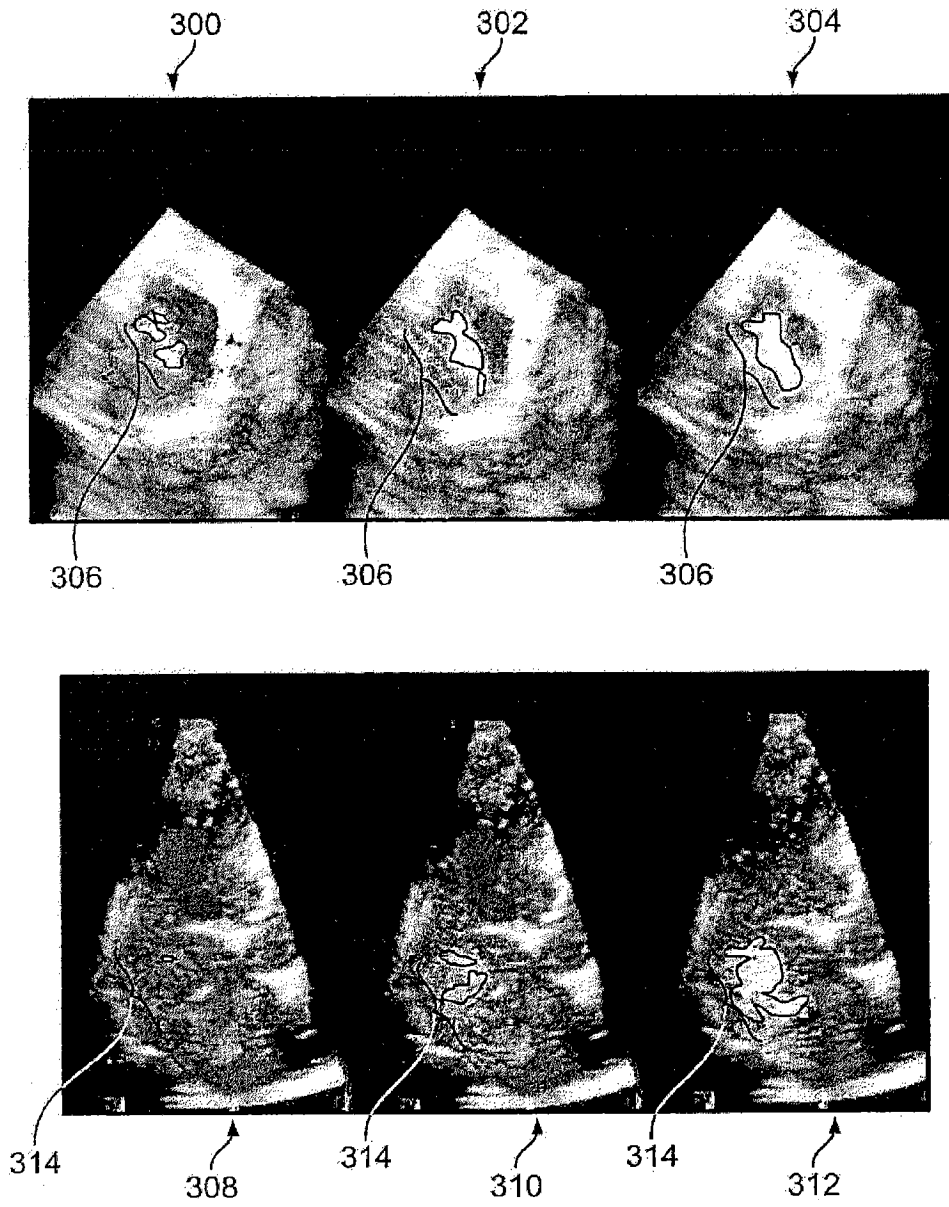


图 6

专利名称(译)	对流喷射进行三维显像的方法和装置		
公开(公告)号	CN101156786B	公开(公告)日	2012-07-18
申请号	CN200710105371.6	申请日	2007-04-27
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	K克里斯托费尔森 S贝格 AM齐格勒		
发明人	K· 克里斯托费尔森 S· 贝格 A· M· 齐格勒		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/483 A61B8/5269 G01S7/52071 G01S15/8979 G01S15/8993		
代理人(译)	张雪梅		
审查员(译)	陈响		
优先权	11/418604 2006-05-05 US 60/795550 2006-04-27 US		
其他公开文献	CN101156786A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及用于3D显像喷射流的方法和装置。更具体地，涉及一种用于计算超声数据体内表示血流的体素的流透明度值的方法和装置，包括确定(202)数据体(16)内的体素的速度值和方差值。基于方差值和速度值之间的关系计算(206)体素的流透明度值。

