



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200710188523.3

[45] 授权公告日 2010年1月6日

[11] 授权公告号 CN 100577111C

[22] 申请日 2007.12.29

[21] 申请号 200710188523.3

[73] 专利权人 中国人民解放军第四军医大学
地址 710038 陕西省西安市灞桥区新寺路
第四军医大学唐都医院超声诊断科

[72] 发明人 王作军 曹铁生 段云友 蒋姗姗

[56] 参考文献

- CN1133166A 1996.10.16
- CN1134808A 1996.11.6
- CN101081170A 2007.12.5
- JP11-104134A 1999.4.20
- JP8-280689A 1996.10.29
- US4583409 1986.4.22

CDFI 原理及其质量控制. 李福星, 金宝荣, 王昌军. 数理医药学杂志, 第20卷第3期. 2007

超声多普勒自相关彩色血流成像原理和数字实现技术研究. 张平, 刘影, 高兴斌. 中国医疗器械杂志, 第25卷第1期. 2001

多普勒彩色血流显像. 洪国瑞. 中专物理教学, 第5卷第2期. 1997

审查员 孔祥云

[74] 专利代理机构 西安慈源有限责任专利事务所
代理人 鲍燕平 潘宪曾

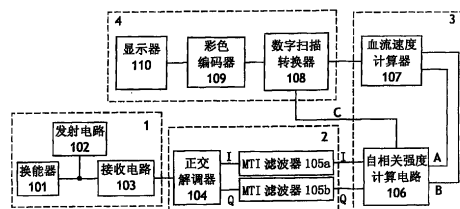
权利要求书3页 说明书8页 附图5页

[54] 发明名称

利用超声多普勒信息显示血流图像的方法及装置

[57] 摘要

本发明涉及超声诊断技术,特别是涉及一种利用超声多普勒信息显示血流图像的方法及装置,其特征是:①按照预定的重复频率向感兴趣方向或感兴趣区域发射超声脉冲,并接收从这些方向或区域内返回的回声信号;②从上述回声信号中提取一系列采样容积的正交复合多普勒差频信号;③计算所述的正交复合多普勒差频信号的延迟自相关强度;④依据所述的延迟自相关强度显示血流图像。在信噪比较低、且不增加发射功率的情况下也能够比较清晰地利用超声多普勒信息显示血流图像。



1、利用超声多普勒信息显示血流图像的方法，其特征是：①按照预定的重复频率向感兴趣方向或感兴趣区域发射超声脉冲，并接收从这些方向或区域内返回的回声信号；②从上述回声信号中提取一系列采样容积的正交复合多普勒差频信号；③计算所述的正交复合多普勒差频信号的延迟自相关强度；④依据所述的延迟自相关强度显示血流图像；其中，步骤③中通过对所述正交复合多普勒差频信号进行延迟自相关处理得到延迟自相关函数的实部 A 值和虚部 B 值后，再将进一步将所述实部 A 值和虚部 B 值进行强度转换得到与实部 A 值和虚部 B 值的绝对值大小相关而与其符号无关的强度值 A' 和 B'，再将所述强度值 A' 和 B' 进行求和变换而得到所述延迟自相关强度。

2、根据权利要求 1 所述的利用超声多普勒信息显示血流图像的方法，其特征是：所述的依据延迟自相关强度显示血流图像是依据延迟自相关强度的变化给出彩色信号亮度的变化或灰阶信号亮度的变化。

3、根据权利要求 1 所述的利用超声多普勒信息显示血流图像的方法，其特征是：所述的步骤③中还包括依据采样容积的正交复合多普勒差频信号进一步获取血流速度信息或多普勒频率信息。

4、根据权利要求 3 所述的利用超声多普勒信息显示血流图像的方法，其特征是：所述的依据延迟自相关强度显示血流图像是依据延迟自相关强度与一个预设值进行比较，如果大于或等于预设值，则进一步根据血流速度信息或多普勒频率信息进行彩色编码。

5、利用超声多普勒信息显示血流图像的装置，它至少包括超声信号发射与接收装置 (1)、多普勒信号提取单元 (2)、多普勒信号处算器 (3)、显示单元 (4)；其中超声信号发射与接收装置 (1) 至少包括换能器 (101)、发射电路 (102)、接

收电路(103);换能器(101)与发射电路(102)、接收电路(103)分别电连接,发射电路(102)用于给换能器(101)提供电驱动,使其以预定的频率向感兴趣方向或感兴趣区域发射超声脉冲信号,接收电路(103)则接收并放大从这些方向或区域内返回的回声信号;多普勒信号提取单元(2)从接收电路(103)回声信号中提取正交复合多普勒差频信号 I 与 Q;经过 MTI 滤波器(105)滤波后的各采样容积的 I、Q 正交复合信号进入多普勒信号处算器(3)进行处理;多普勒信号处算器(3)包括自相关强度计算电路(106),自相关强度计算电路(106)包括延迟自相关器(200)、强度转换电路(206a、206b),以及求和变换电路(207),I、Q 正交复合信号进入自相关强度计算电路(106)内,首先由延迟自相关器(200)进行延迟自相关处理,得到正交复合多普勒差频信号的延迟自相关函数的实部 A 值与虚部 B 值,其特征是:实部 A 值和虚部 B 值分别与强度转换电路(206a、206b)电连接,强度转换电路(206a、206b)与求和变换电路(207)电连接,求和变换电路(207)的输出作为延迟自相关强度 C 值送入显示单元(4);显示单元(4)依据延迟自相关强度 C 值显示血流图像。

6、根据权利要求 5 所述的利用超声多普勒信息显示血流图像的装置,其特征是:所述的强度转换电路(206a、206b)是平方运算器。

7、根据权利要求 5 所述的利用超声多普勒信息显示血流图像的装置,其特征是:所述的强度转换电路(206a、206b)是绝对值运算器。

8、根据权利要求 5 所述的利用超声多普勒信息显示血流图像的装置,其特征是:所述的多普勒信号处算器(3)包括自相关强度计算电路(106)与血流速度计算器(107),自相关强度计算电路(106)中所得到的延迟自相关函数的实部 A 值与虚部 B 值同时提供给血流速度计算器(107),血流速度计算器(107)计算出血流速度,和自相关强度计算电路(106)所得到的延迟自相关强度 C 值一起提供给显示单元(4)用于显示血流图像。

9、根据权利要求5所述的利用超声多普勒信息显示血流图像的装置，其特征是：所述的求和变换电路（207）是一个加法器。

10、根据权利要求5所述的利用超声多普勒信息显示血流图像的装置，其特征是：所述的求和变换电路（207）包含一个加法器（208）和一个开方运算器（209），所述的加法器（208）的两个输入端分别与强度转换电路（206a、206b）的输出端电连接，加法器（208）的输出端与开方运算器（209）的输入端电连接，开方运算器（209）的输出作为延迟自相关强度C值送入显示单元（4）。

11、根据权利要求5所述的利用超声多普勒信息显示血流图像的装置，其特征是：所述的求和变换电路（207）包含一个加法器（208）和一个对数运算器（210），所述的加法器（208）的两个输入端分别与强度转换电路（206a、206b）的输出端电连接，加法器（208）的输出端与对数运算器（210）的输入端电连接，对数运算器（210）的输出作为延迟自相关强度C值送入显示单元（4）。

利用超声多普勒信息显示血流图像的方法及装置

技术领域

本发明涉及超声诊断技术，特别是涉及一种利用超声多普勒信息显示血流图像的方法及装置。

背景技术

现有的超声血流成像技术包括两种基本类型：彩色多普勒速度成像技术与彩色多普勒功率成像技术。

彩色多普勒速度成像技术出现已经有 20 多年的历史。该技术包括获取一个感兴趣区域内或者感兴趣方向上不同位置的多普勒信号，并用这些多普勒信号评估各采样容积的多普勒相位偏移或频率。多普勒相位偏移或频率与各采样容积中血流的速度成正比，而偏移的极性表明血流方向。在多普勒信号功率达到一定阈值后，根据偏移的幅度及其极性信息编码成彩色信号，重叠显示在结构图像上，可以指示血流的有无、速度及方向。

该型对低速血流的显示效果欠佳；对血流速度的显示有角度依赖性；不能显示与超声束接近垂直的血流；而且由于血流多普勒信号的平均频率范围与随机噪声信号的平均频率范围互相重叠，因此一般需要设一个足以完全或者接近完全覆盖噪声范围的功率阈值，只有超过这一阈值的多普勒信号才予以显示，以避免噪声可能引起的显著影响。因此，该技术只适用于显示有较高的信噪比的血流多普勒信号。

彩色超声多普勒功率成像技术出现也已经有 10 多年的历史。该技术一般不考虑血流速度的大小，只关注所接收的多普勒信号的强度。计算出一个断面或者一条采样线上的各采样容积的多普勒信号的强度，将其编码成不同亮度的彩色进行表示。该型没有角度依赖性，没有混叠现象；可以良好地显示低速血流、以及与超声束接近垂直的血流；由于可以采用平均技术，显示血流的敏感度较高；也无需设置一个完全或者接近完全覆盖噪声范围的功率阈值，也就是说，即使显示噪声，由于其功率较低，颜色暗淡，不会明显影响具有较大功率值的血流多普勒信号的显示。但是同彩色多普勒

速度成像技术一样，只有当多普勒信号功率与噪声功率的信噪比超过一定程度时，才能鲜明、准确地显示血流图像。

然而，在许多实际临床应用中，如经颅探查或较深部组织探查时，所能接收到的血流多普勒信号常常很弱，甚至明显低于噪声功率；此外，作为一般超声检查的原则，希望探查所用的超声强度尽可能小，特别是探查敏感部位，比如眼部、睾丸、头颅等部位时。这些临床情况或临床要求都可能明显降低超声多普勒信号的信噪比，使现有的彩色超声多普勒成像技术不能鲜明、准确地显示血流的分布。

发明内容

本发明的目的是提供一种在信噪比较低、且不增加发射功率的情况下也能够比较清晰地利用超声多普勒信息显示血流图像的方法及装置。

本发明的目的是这样实现的，利用超声多普勒信息显示血流图像的方法，包括步骤：①按照预定的重复频率向感兴趣方向或感兴趣区域发射超声脉冲，并接收从这些方向或区域内返回的回声信号；②从上述回声信号中提取一系列采样容积的正交复合多普勒差频信号；③依据采样容积的正交复合多普勒差频信号进一步获取延迟自相关强度；④依据所述的延迟自相关强度显示血流图像。

所述的依据延迟自相关强度显示血流图像可以通过依据延迟自相关强度的变化给出彩色信号亮度的变化或灰阶信号亮度的变化。

所述的步骤③中可以另外包括依据采样容积的正交复合多普勒差频信号进一步获取血流速度或多普勒频率信息。

所述的依据延迟自相关强度值显示血流图像可以是依据延迟自相关强度与一个预设值进行比较，如果大于或等于预设值，则进一步根据血流速度或多普勒频率信息进行彩色编码。

利用超声多普勒信息显示血流图像的装置，它至少包括：超声信号发射与接收装置 1、多普勒信号提取单元 2、多普勒信号处算器 3、显示单元 4；其中超声信号发射与接收装置 1 至少包括换能器 101、发射电路 102、接收电路 103；换能器 101 与发射电路 102、接收电路 103 分别电连接，发射电路 102 用于给换能器 101 提供电驱动，使其以预定的频率向感兴趣方向或感兴趣区域发射超声脉冲信号，接收电路 103 则接收并放大从这些方向或区域内返回的回声信号；多普勒信号提取单元 2 从接收电路 103 回声信号中提取正交复合多普勒差频信号；经过 MTI 滤波器 105 滤波后的各采样

容积的 I、Q 正交复合信号进入多普勒信号处算器 3 进行处理；多普勒信号处算器 3 包括自相关强度计算电路 106，自相关强度计算电路 106 包括延迟自相关器 200、强度转换电路 206a、206b，以及求和变换电路 207，正交复合多普勒差频信号 I 分量通过 MTI 滤波器 105a 进行滤波，Q 分量通过 MTI 滤波器 105b 进行滤波后进入自相关强度计算电路 106 内，首先由延迟自相关器 200 进行延迟自相关处理，得到正交复合多普勒差频信号的自相关函数的实部 A 值与虚部 B 值，其特征是：实部 A 值和虚部 B 值分别与强度转换电路 206a、206b 电连接，强度转换电路 206a、206b 与求和变换电路 207 电连接，求和变换电路 207 的输出作为延迟自相关强度 C 值送入显示单元 4，显示单元 4 依据延迟自相关强度 C 值显示血流图像。

所述的强度转换电路 206a、206b 分别是平方运算器。

所述的强度转换电路 206a、206b 分别是绝对值运算器。

所述的多普勒信号处算器 3 包括自相关强度计算电路 106 与血流速度计算器 107，自相关强度计算电路 106 中所得到的自相关函数的实部 A 值与虚部 B 值同时提供给血流速度计算器 107，血流速度计算器 107 计算出血流速度，和自相关强度计算电路 106 所得到的延迟自相关强度 C 值一起提供给显示单元 4 用于显示血流图像。

所述的求和变换电路 207 是一个加法器。

所述的求和变换电路 207 包含一个加法器 208 和一个开方运算器 209，所述的加法器 208 的两个输入端分别与强度转换电路 206a、206b 的输出端电连接，加法器 208 的输出端与开方运算器 209 的输入端电连接，开方运算器 209 的输出作为延迟自相关强度 C 值送入显示单元 4。

所述的求和变换电路 207 包含一个加法器 208 和一个对数运算器 210，所述的加法器 208 的两个输入端分别与强度转换电路 206a、206b 的输出端电连接，加法器 208 的输出端与对数运算器 210 的输入端电连接，对数运算器 210 的输出作为延迟自相关强度 C 值送入显示单元 4。

本发明的效果：由于随机噪声毫无规律，延迟自相关性很差，而普通正交复合血流多普勒信号的带宽较窄，具有良好的延迟自相关性，因此，采用本发明的技术，依据延迟自相关函数的强度值是否达到阈值来确定是否显示彩色（或灰度）血流信号，或者利用延迟自相关函数的强度值进行彩色或灰度特性（如亮度）的编码可以明显降低噪声的影响，提高低信噪比条件下血流显示的清晰度与灵敏度。

本发明的另一个显著优点是方法及结构比较简单。由于可以无需进行多普勒信号的功率评估，其结构复杂程度及运算量可以低于现有的普通彩色速度型多普勒成像装置，更加经济。

更重要的是，利用本发明技术，可以在不影响血流观察的情况下进一步明显降低超声的发射功率。这对于提高重要部位，如眼部、颅脑部位的超声血流检查及监测的安全性也具有重大价值。

附图说明

以下结合实施例附图详细说明本发明的优选实施例。

图1是按照本发明原则构建的一种超声诊断系统的结构框图；

图2是符合本发明原则的一种自相关强度计算电路的结构框图；

图3是符合本发明原则的一种求和变换电路的结构框图；

图4是符合本发明原则的另一种求和变换电路的结构框图；

图5是符合本发明原则的一种基本彩色编码方式示意图；

图6是与图5相应的一种彩色编码器的操作流程；

图7是符合本发明原则的第二种基本彩色编码方式示意图；

图8是与图7相应的一种彩色编码器的操作流程；

图9是符合本发明原则的第三种基本彩色编码方式示意图；

图10是与图9相应的一种彩色编码器的操作流程。

图中：1、超声信号发射与接收装置；2、多普勒信号提取单元；3、多普勒信号处算器；4、显示单元；101、换能器；102、发射电路；103、接收电路；104、正交解调器；105a、105b、MTI滤波器；106、自相关强度计算电路；107、血流速度计算器；108、数字扫描转换器；109、彩色编码器；110、显示器；200、延迟自相关器；201a、201b、延迟电路；202a、202b、202c、202d、乘法电路；203、加法器；204、减法器；205a、205b、积分电路；206a、206b、强度转换电路；207、求和变换电路；208、加法器；209、开方运算器；210、对数运算器。

具体实施方式

图1是按照本发明原则构建的一种超声诊断系统的结构框图，它是将现有的彩色超声多普勒诊断系统的电路部分替换为本发明的内容后给出的电路框图。除了图中的自相关强度计算电路106及以后的电路外，其电路实现过程可以与现有的没有区别，

然而为了完整地说明本发明的实施思想，在下面的说明中作为整体将完整进行说明。

一般情况下，本发明至少包括超声信号发射与接收装置 1、多普勒信号提取单元 2、多普勒信号处算器 3、显示单元 4；其中，超声信号发射与接收装置 1 至少包括：换能器 101、发射电路 102、接收电路 103，换能器 101 与发射电路 102、接收电路 103 分别电连接。换能器 101 根据需要可以具有单振元、一维阵列振元、或二维阵列振元。发射电路 102 用于以预定的频率向感兴趣方向或感兴趣区域发射超声脉冲信号，接收电路 103 用于接收从这些方向或区域内返回的回声信号。在发射期，发射电路 102 向换能器 101 提供电驱动信号，使换能器向机体（已有技术，未显示）发射脉冲型高频超声波。如果换能器 101 采用阵列式振元，发射电路 102 中相应可以包含一个发射声束形成器（已有技术，未画出），使提供给各振元的驱动信号之间具有所需要的各种时间延迟，从而可以获得聚焦良好的声束，并且可用于偏转超声束的发射方向。在接收期，从机体反射回来的回声由换能器 101 转化为回波信号后进入接收电路 103 进行放大，并被转化为数字信号（在其他实施方式，在接收电路 103 中可以不具有模数转化模块，不进行模数转化，而直接向后接的模拟式正交解调器提供模拟信号）。如果换能器 101 包含的是阵列式振元，则接收电路 103 中相应可以包含一个接收声束形成器（已有技术，未画出），其通过施加不同的时间延迟，使从各振元检测到的回声信号得到最佳聚焦；并且可用以偏转接收方向，定向接收所希望的方向的回声信号。

接收电路 103 输出的回声信号被送入多普勒信号提取单元 2，多普勒信号提取单元 2 至少包括正交解调器 104 与 MTI 滤波器 105，MTI 滤波器 105 包括 MTI 滤波器 105a 和 MTI 滤波器 105b。根据输入的回声信号是否已被转化为数字信号，正交解调器 104 可以是数字式或模拟式正交相位解调器（均可以采用现有技术）。在这儿回声信号被解调成其正交相位复合信号，包括两个成分：同相分量 I 与正交分量 Q。如果是模拟式正交相位解调器，则在其后还包括一个模数转换器（已有技术，未画出），以将解调所得的模拟式 I、Q 分量分别转化为数字信号。接着各采样容积的数字式 I、Q 信号序列被分别送入 MTI 滤波器 105a 和 MTI 滤波器 105b 进行动目标显示（MTI）滤波，MTI 滤波器 105 相当于一个高通滤波器，用于滤除各采样容积的 I、Q 信号中所包含的由血管壁、瓣膜、以及其他组织界面等所引起的直流或低频杂波信号。经过 MTI 滤波器 105 滤波后的各采样容积的 I、Q 复信号序列，即其正交复合多普勒差频信号（在本文及其他文献，也经常被简称为多普勒信号或频移信号），进入多普勒信号处算器 3。

多普勒信号处算器 3 至少包括自相关强度计算电路 106。如图 2 所示，自相关强度计算电路 106 包括延迟自相关器 200、强度转换电路 206a、206b，以及求和变换电路 207。上述 MTI 滤波后的 I 信号与 Q 信号进入延迟自相关器 200，由两个延迟电路 201a、201b，四个乘法电路 202a、202b、202c、202d，加法器 203、减法器 204 和两个积分电路 205a、205b 进行延迟自相关处理，得到自相关函数的实部 A 值与虚部 B 值。这种处理过程在现有的自相关强度计算电路中是司空见惯的。而在本发明中一个重要的过程是，对得到的实部 A 值及虚部 B 值分别由强度转换电路 206a、206b 转换成只与实部 A 值及虚部 B 值的绝对值大小相关、而与其符号无关的强度值 A'、B'，两路强度值输出 A' 与 B' 进入求和变换电路 207 进行求和变换，得到延迟自相关强度 C 值，然后由后面的显示单元 4 依据延迟自相关强度 C 值显示血流图像。

强度转换电路 206a、206b 的一种优选实施方式是分别采用一个平方运算器（结构相当于一个乘法器的两个输入端与同一个输入信号相连）；通过分别对实部 A 值及虚部 B 值进行平方运算，消去其符号，得到只与实部 A 值及虚部 B 值的绝对值大小相关的强度值 A'、B'。

强度转换电路 206a、206b 的另一种优选实施方式是分别采用一个绝对值运算器；通过分别对实部 A 值及虚部 B 值进行取其绝对值的运算，消去其符号，即得到只与实部 A 值及虚部 B 值的绝对值大小相关的强度值 A'、B'。

求和变换电路 207 的一种优选实施方式是一个加法器。其对强度转换电路 206a、206b 的输出 A'、B' 进行简单的加法运算，所得的和作为延迟自相关强度 C 值输出。

求和变换电路 207 的另一种优选实施方式如图 3 所示，包括加法器 208 和开方运算器 209，加法器 208 对强度转换电路 206a、206b 的输出 A'、B' 进行加法运算，所得的和送入开方运算器 209，所得结果作为延迟自相关强度 C 值。

求和变换电路 207 的另一种优选实施方式如图 4 所示，包括加法器 208 和对数运算器 210，加法器 208 对强度转换电路 206a、206b 的输出 A'、B' 进行加法运算，所得的和送入对数运算器 210，所得的对数值（比如分贝值）作为延迟自相关强度 C 值。

通过上述对延迟自相关运算得到的实部 A 值及虚部 B 值，经过强度转换电路 206a、206b，以及求和变换电路 207 得到多普勒信号的延迟自相关强度 C 值作为血流信号的强度指针，比起现有技术的直接对自相关强度计算电路 106 输入端的 I、Q 信号进行运算得到多普勒信号功率值 $P=I^2+Q^2$ 或其幅度值 $A=(I^2+Q^2)^{0.5}$ 作为血流信号

进行运算得到多普勒信号功率值 $P=I^2+Q^2$ 或其幅度值 $A=(I^2+Q^2)^{0.5}$ 作为血流信号的强度指针，可以明显提高信噪比，有利于获取更微弱的血流信号，提高血流显示的灵敏度。

除了自相关强度计算电路 106，多普勒信号处理器 3 还可以优选地包括血流速度计算器 107。血流速度计算器 107 可以采用各种已有技术利用多普勒信号计算血流速度。一种优选方式如图 1 所示：自相关强度计算电路 106 中所得到的自相关函数的实部 A 值与虚部 B 值同时提供给血流速度计算器 107；血流速度计算器 107 根据 A 值与 B 值计算出血流速度（已有技术），与自相关强度计算电路 106 计算得到的延迟自相关强度 C 值一起提供给显示单元 4。

一般情况下，显示单元包括数字扫描转换器 108、彩色编码器 109、显示器 110，其中数字扫描转换器 108 的作用是将按照超声扫查方式得到的数据重新按照显示器 110 的扫描方式进行扫描格式转换处理，再送入彩色编码器 109 编码，然后由显示器 110 显示血流图像。上述连接顺序中，也可以是彩色编码器 109 在前，数字扫描转换器 108 在后，即先由彩色编码器 109 编码，然后送入数字扫描转换器 108，由其按照显示器 110 的扫描方式进行扫描格式转换处理。

在本实施例中，提供三种基本的彩色或灰阶编码模式（在只显示血流而不显示解剖结构，而且无需显示血流方向的简单应用中，彩色编码器 109 可以用一个灰度编码器取代）。

第一种编码方式如图 5 所示，类似普通的彩色功率型多普勒，该编码模式不考虑速度，仅根据延迟自相关强度 C 值，编码某种颜色（比如红色）或灰阶的亮度：在一定阈值范围内，自相关强度 C 值越大，彩色或灰阶亮度值越大。

第一种编码方式的具体步骤参考图 6，首先读取自相关强度 C 值，然后可以按以下算式编码红色或其他某种颜色的亮度值： $(C-\text{设定的噪声阈值}) \times 64 / (\text{设定的检测范围})$ ，并将结果规整为 0-63 的整数，小于 0 的算作 0，超过 63 的算作 63 或算作 0，最后输出相应的彩色编码值。

第二种编码模式如图 7 所示，类似于现有的彩色方向型功率多普勒编码，即根据速度的方向确定颜色的种类，如流向探头用红色，背离探头用蓝色；根据延迟自相关强度 C 值确定各颜色的亮度，即在一定阈值范围内，延迟自相关强度 C 值越大，所编码的颜色越亮。

第二种编码方式的具体步骤参考图 8，首先读取速度方向代码及延迟自相关强度 C 值，然后判断速度方向是否朝向探头，如是则编码红色亮度值，否则就编码蓝色亮度值，具体可以按以下算式编码红色或蓝色的亮度值： $(C - \text{设定的噪声阈值}) \times 64 / (\text{设定的检测范围})$ ，并将结果规整为 0-63 的整数，小于 0 的算作 0，超过 63 的算作 63 或算作 0，最后输出相应的彩色编码值。

第三种编码模式如图 9 所示，类似普通的速度型彩色多普勒编码模式，首先将延迟自相关强度 C 值与一个预设的、用户可以调节的阈值进行比较，如果低于阈值，则不编码彩色信号；如果大于或等于阈值，则进一步根据速度进行彩色编码：根据速度的方向确定颜色的种类，根据速度的大小确定颜色的亮度。

第三种编码模式的具体步骤参考图 10，首先读取速度信息（方向与大小）及延迟自相关强度 C 值，然后判断延迟自相关强度 C 是否大于噪声阈值，如果否，彩色亮度值编码为 0；如果是，则进一步判断速度方向是否朝向探头，如是则编码红色亮度值，否则就编码蓝色亮度值，具体可以按以下算式编码红色或蓝色的亮度值： $\text{血流速度绝对值} \times 64 / \text{尼奎斯特速度}$ ，并将结果规整为 0-63 的整数，最后输出相应的彩色编码值。

在以上 3 种基本类型的基础上，还可以有许多变化，比如为了进一步排除组织杂波信号的影响，以上各型均可以设置一个低速（或低频）阈值，只有速度（或多普勒频率）达到或超过该阈值的信号才给与彩色（或灰度）编码。此外，为了突出显示异常高速血流，还可以设一个高速（或高频）阈值，达到或超过该阈值的信号编码一个明显不同的颜色，比如绿色进行突出显示。

最后，编码而成的彩色（或灰阶）信号经数模转换后送入显示器 110，或者在送入显示器 110 后进行数模转换，被显示成二维、三维或 M 型血流图像。

以上虽然结合附图描述了本发明的一些具体实施方式，但是本领域的普通技术人员可以在所附权利要求的范围内做出各种变形或修改。

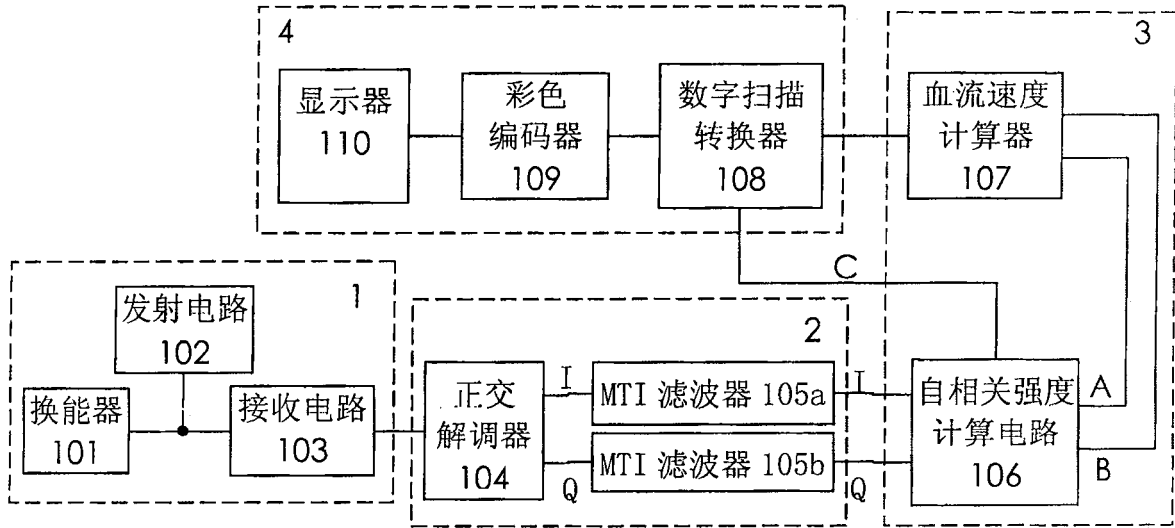


图 1

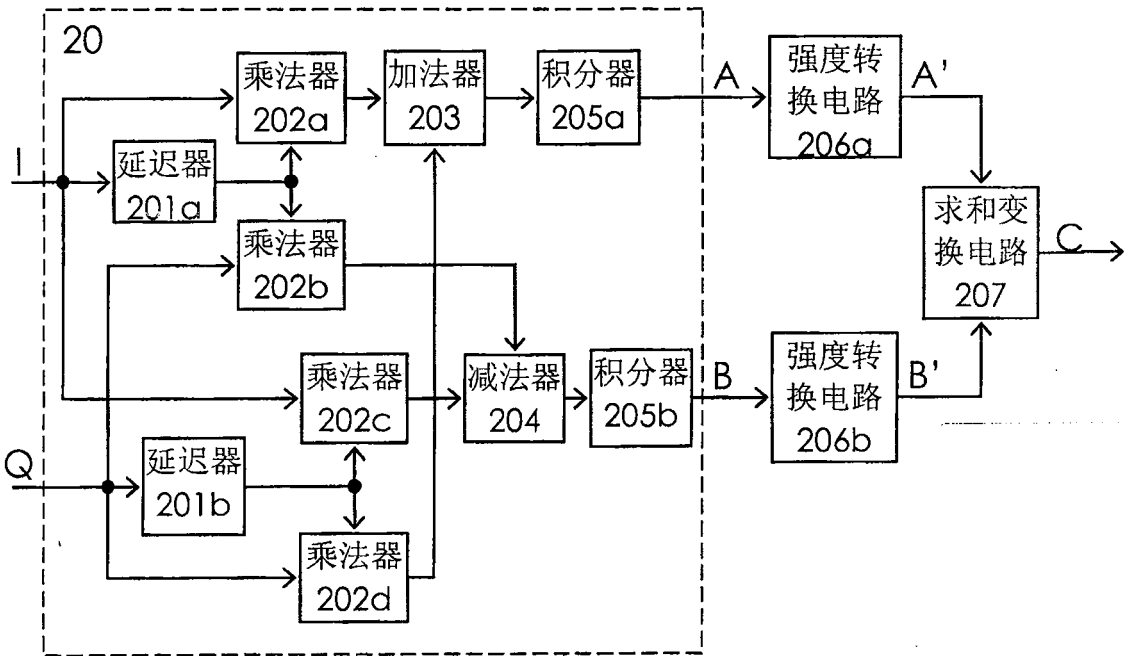


图 2

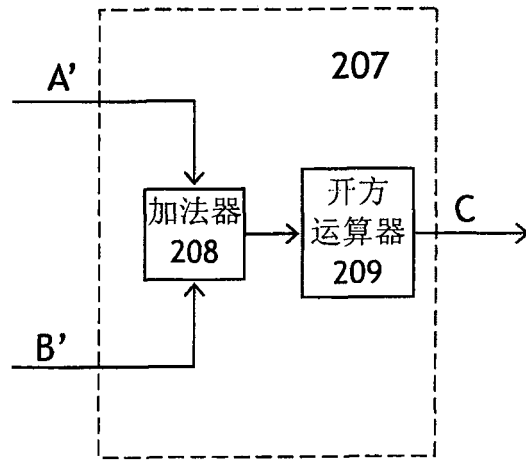


图 3

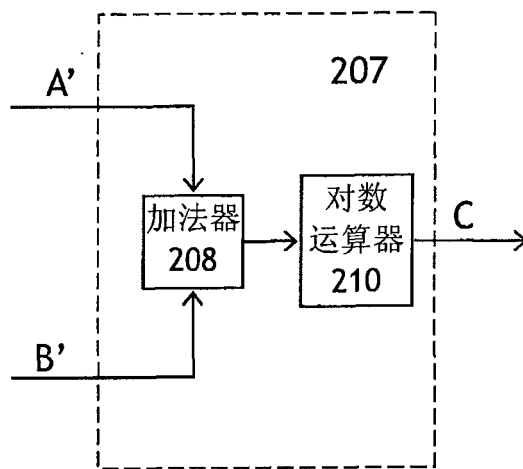


图 4

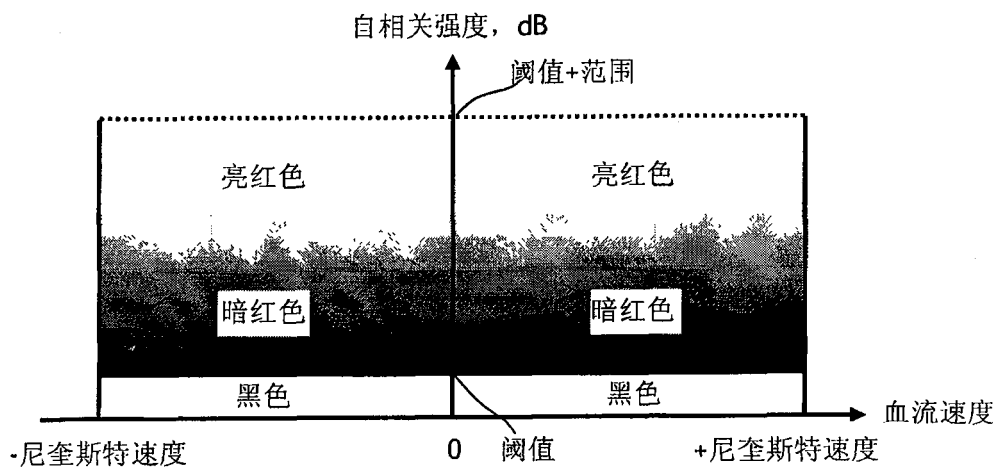


图 5

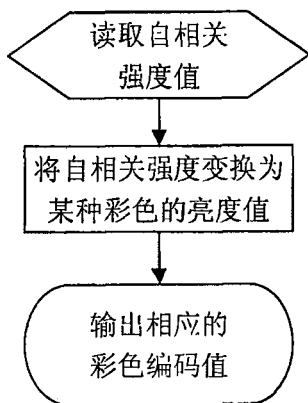


图 6

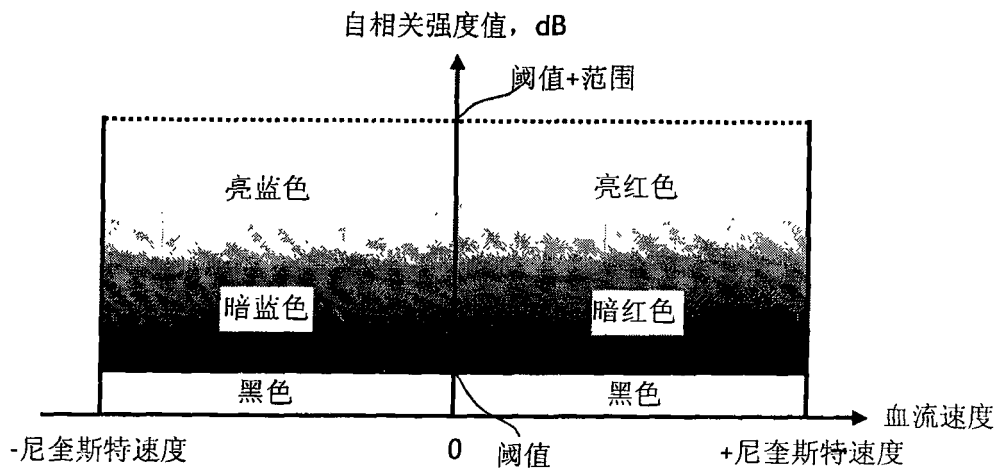


图 7

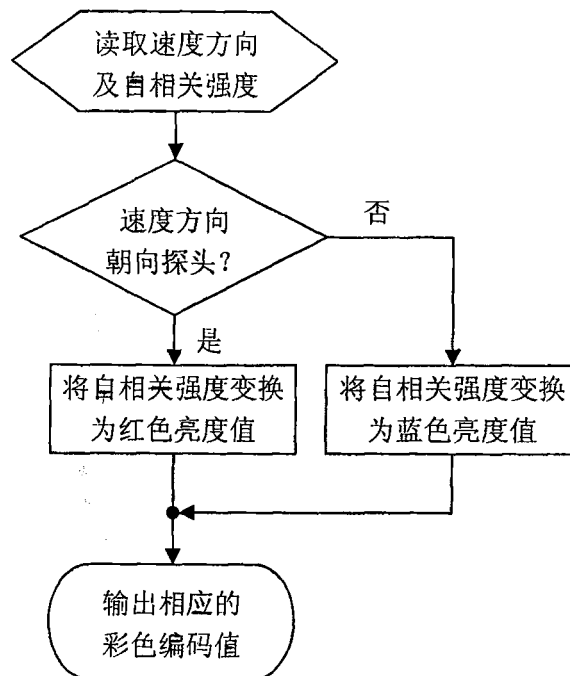


图 8

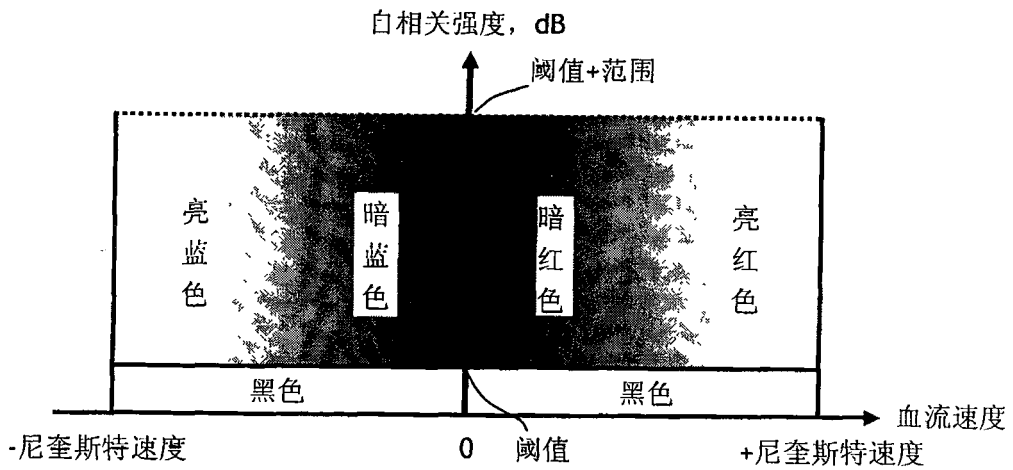


图 9

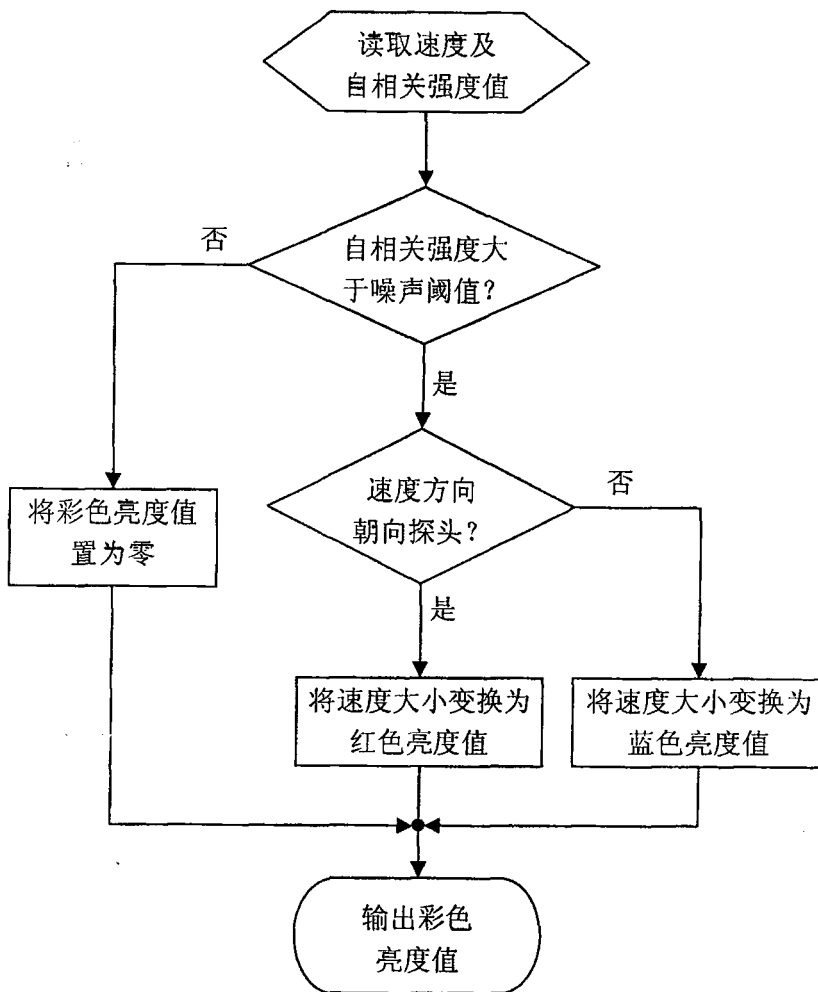


图 10

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 利用超声多普勒信息显示血流图像的方法及装置 | | |
| 公开(公告)号 | CN100577111C | 公开(公告)日 | 2010-01-06 |
| 申请号 | CN200710188523.3 | 申请日 | 2007-12-29 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 中国人民解放军第四军医大学 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 中国人民解放军第四军医大学 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 中国人民解放军第四军医大学 | | |
| [标]发明人 | 王作军 曹铁生 段云友 蒋姗姗 | | |
| 发明人 | 王作军 曹铁生 段云友 蒋姗姗 | | |
| IPC分类号 | A61B8/06 | | |
| 审查员(译) | 孔祥云 | | |
| 其他公开文献 | CN101214159A | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本发明涉及超声诊断技术，特别是涉及一种利用超声多普勒信息显示血流图像的方法及装置，其特征是：①按照预定的重复频率向感兴趣方向或感兴趣区域发射超声脉冲，并接收从这些方向或区域内返回的回声信号；②从上述回声信号中提取一系列采样容积的正交复合多普勒差频信号；③计算所述的正交复合多普勒差频信号的延迟自相关强度；④依据所述的延迟自相关强度显示血流图像。在信噪比较低、且不增加发射功率的情况下也能够比较清晰地利用超声多普勒信息显示血流图像。

权利要求书 3 页 说明书 8 页 附图 5 页

