



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200410015582.7

[43] 公开日 2005年1月5日

[11] 公开号 CN 1559346A

[22] 申请日 2004.3.1

[21] 申请号 200410015582.7

[71] 申请人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司
地址 518057 广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南12路迈瑞大厦

[72] 发明人 董永强 韩松

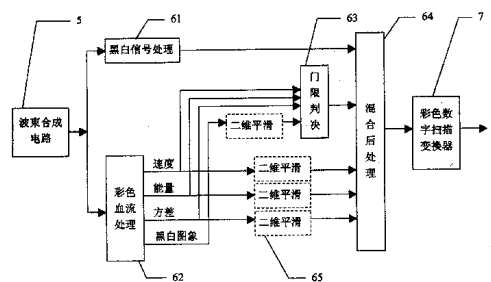
[74] 专利代理机构 深圳睿智专利事务所
代理人 陈鸿荫

权利要求书3页 说明书7页 附图2页

[54] 发明名称 超声波彩色血流成像的图像后处理方法及装置

[57] 摘要

一种超声彩色血流成像的图像后处理方法，将来自波束合成电路(5)的波束分成两路，其一经黑白信号处理后产生黑白组织图像；另一经彩色血流处理后输出彩色血流图像，该彩色血流图像又分为两路，一路送往门限判决模块(63)产生图像模式标志，另一路送往混合后处理模块(64)与上述图像模式标志及黑白组织图像一起进行混合处理成像；此外彩色血流处理电路(62)还包括求模模块(625)用以产生门限判决模块(63)使用的黑白组织图像，其噪声点较少、图像包络较平滑。所述判决前或混合前的单通道信号可用分解为两个方向上的一维平滑滤波的局部二维平滑滤波方式预先处理。采用所述方法的超声彩色血流成像装置，可更好减少“黑洞”和抑制彩色图像中的“孤立点”现象，而且容易实现。



1. 一种超声彩色血流成像的图像后处理方法，包括步骤

- a. 将来自波束合成电路(5)的波束信号分成两路，其一经黑白信号处理后产生黑白组织图像，另一经彩色血流处理后输出彩色血流图像，包括速度图像、能量图像和方差图像；
- c. 上述彩色血流图像各信号又分成两路，一路经门限判决产生图像模式标志；另一路直接或通过滤波装置送往后端，与上述图像模式标志以及上述黑白组织图像信号一起送至混合后处理模块(64)去作混合成像处理；

其特征在于，还包括步骤

- b. 来自波束合成电路(5)的波束信号经彩色血流处理后还要输出一路黑白组织图像用于门限判决。

2. 根据权利要求1所述的超声彩色血流成像的图像后处理方法，其特征在于：

送往混合后处理的黑白组织图像及彩色血流图像的分辨率已调整为一致。

3. 根据权利要求1所述的超声彩色血流成像的图像后处理方法，其特征在于：

所述步骤b中的黑白组织图像信号按下述方式产生：将所述来自波束合成电路(5)的波束信号经正交解调后得到相位相差 90° 的I、Q两路信号的包络，再经求模取得。

4. 根据权利要求2所述的超声彩色血流成像的图像后处理方法，其特征在于：

所述的求模采用算法： $A = \sqrt{I^2 + Q^2}$

5. 根据权利要求2所述的超声彩色血流成像的图像后处理方法，其特征在于：

所述的求模采用算法： $A = K \ln \sqrt{I^2 + Q^2}$ 其中K是增益因子，由实验确定，ln表示自然对数

6. 根据权利要求2所述的超声彩色血流成像的图像后处理方法，其特征在于：

所述的求模采用算法： $A = K \lg \sqrt{I^2 + Q^2}$ 其中K是增益因子，由实验确定，lg表示以10为底的对数

7. 一种超声彩色血流成像的图像后处理方法，包括步骤

- a. 将来自波束合成电路(5)的波束信号分成两路，其一经黑白信号处理后产生黑白组织图像，另一经彩色血流处理后输出彩色血流图像，包括速度图像、能量图像和方差图像；
- c. 将上述彩色血流图像信号又分成两路，一路经门限判决产生图像模式标志，另一路直接或通过滤波装置送往后端，与上述图像模式标志以及上述黑白组织图像信号一起送至混合后处理模块(64)去作混合成像处理；

其特征在于，还包括步骤

- b. 上述各单通道图像，包括彩色血流速度图像、能量图像、方差图像和送往门限判决模块(63)的黑白组织图像，先经过下述步骤分解为两个方向上一维处理的局部二维平滑滤波，再进行门限判决或混合后处理：
 - ① 纵向平滑图像第 m 条扫描线上的像素点，即该扫描线上除边界以外的任一像素点的数据为其与前后相邻若干点的原始扫描数据的平均值，并存储下来；
 - ② 横向平滑图像除边界以外的第 m 条扫描线上的像素点，即该扫描线上任一像素点的数据为其与前后相邻若干扫描线上相应点的纵向平滑数据的平均值，并存储下来。

对具有方向的血流速度图像，所述局部二维平滑滤波处理仅取与所处理像素点正负符号一致的周边点一起作平均计算。

8. 根据权利要求7所述的超声彩色血流成像的图像后处理方法，其特征在于：

送往混合后处理的黑白组织图像及彩色血流图像的分辨率已调整为一致。

9. 根据权利要求1所述的超声彩色血流成像的图像后处理方法，其特征在于：

所述步骤c中的混合后处理基于局部二维平滑滤波和门限规则按下述方法处理，设B为所述步骤b中的黑白组织图像，C为彩色血流图像：

- ① 纵向平滑B图像第 m 条扫描线上的像素点，即该扫描线上除边界以外的任一像素点的数据为其与前后相邻若干点的原始扫描数据的平均值，并存储下来；
- ② 横向平滑B图像除边界以外的第 m 条扫描线上的像素点，即该扫描线上任一像素点的数据为其与前后相邻若干扫描线上相应点的纵向平滑数据的平均值，并存储下来；
- ③ 如①法纵向平滑C图像第 m 条扫描线上的像素点，并存储下来；

- ④ 利用②、③的计算结果和门限规则得到的图像模式标志为第 m 条扫描线上每个像素的值编码，从而得到混合后图像第 m 条扫描线的一个中间结果，并存储下来；
- ⑤ 等后若干条扫描线的②、③、④步骤完成后，再横向平滑 C 图像第 m 条扫描线上所有图像点，并存储下来作为混合后结果。

上述处理对于具有方向的血流速度图像，仅取与中间点正负符号一致的周边点作计算。

10. 根据权利要求 9 所述的超声彩色血流成像的图像后处理方法，其特征在于：

所述步骤④采用的编码规则是：附加标志位于像素值上，像素值依图像模式标志选择 B' 数据或 C 数据；

所述步骤⑤对第 m 条扫描线上的图像点作横向平滑计算时，中间结果的上述标志位不参加平滑计算；对于参与计算的其标志位显示中间结果像素值为 B' 数据的点改其像素值为 0 参与平滑计算。

上述 B' 是指波束经黑白信号处理后产生的黑白组织图像。

11. 一种超声彩色血流成像装置，包括超声探头（1）、发射电路（2）、接收放大电路（3），发射或接收超声扫描信号用；所述接收放大电路（3）和 A/D 转换电路（4）、波束合成电路（5）依次连接，黑白信号处理模块（61）及彩色血流处理模块（62）并联连接于波束合成电路（5）之后；所述彩色血流处理模块（62）包括两组正交解调电路（621）、低通滤波电路（622）和壁滤波电路（623）分别依次连接，所得到的两组信号再并行输入自相关处理器（624），从而产生彩色血流信号；所述输出的彩色血流信号分两路，其一送往门限判决模块（63），另一送往混合后处理模块（64）与前述黑白信号处理模块（61）输出的信号以及门限判决模块（63）输出的信号进行混合后处理；所述处理结果经彩色数字扫描变换器（7）送到显示器（8），其特征在于，

所述彩色血流处理模块（62）还包括求模模块（625）以产生供门限判决模块（63）用的黑白组织图像；所述求模是对正交解调后 I 、 Q 两路信号的包络进行的。

12. 根据权利要求 11 所述的超声彩色血流成像装置，其特征在于：

所述的被送往门限判决模块（63）的黑白组织图像信号或被送往混合后处理模块（64）的彩色血流图像信号、黑白组织图像信号先行经过二维平滑电路（65）预处理。

13. 根据权利要求 11 或 12 所述的超声彩色血流成像装置，其特征在于：

所述各数字单元电路或模块用 DSP 实现，并使用 DSP 片内或片外的存储器资源。

超声波彩色血流成像的图像后处理方法及装置

技术领域 本发明涉及超声成像技术，尤其涉及医疗超声成像中的信号处理，特别是涉及彩色血流成像的图像后处理的方法及装置。

背景技术 B型黑白成像和彩色血流成像是现代医学超声成像的两大方面。在超声成像中，由于人体组织对超声波反射的干涉性不仅仅会造成超声B型黑白图像中出现斑点噪声，同样也会在彩色血流图像中造成斑点噪声，从而使彩色血流图像中出现“黑洞”。另外，由于人体内的血流、组织、血管壁等并不是完全静止的反射体，同时超声前端电路元器件随工作时间长短不定而造成的前端通道幅相误差，很容易在彩色图像上形成假的“孤立点”彩色图像。在超声彩色血流成像中为减少彩色图像的“黑洞”及“孤立点”现象，所涉及的图像后处理技术是影响图像质量的一个重要环节。此外所述的彩色血流图像后处理至少包含混合后处理，就是将彩色血流图像，包括速度图像、能量图像和方差图像，按照一定的规则嵌入到相应的黑白图像中。其具体实现，因为不同的彩超前端和彩色血流成像处理器的性能不同，使得混合后处理时门限规则中的门限值和规则组合差别较大。到目前为止，难有一个公认的、系统的混合后处理技术和方法。

下面结合现有技术和理论对现有应用于超声成像的图像后处理技术作一说明。图2为彩色血流成像背景技术图。超声探头阵列1发射出的超声波进入人体，经过人体组织和血流的反射，被同一探头阵列1接收。探头阵列1接收到的信号依次经放大电路3、A/D转换电路4和波束合成电路5后分成两路，一路送到黑白信号处理模块61，形成对应于人体组织结构的二维黑白组织图像；另一路送到彩色血流图像处理模块62，形成二维的彩色血流图像。通常彩色血流图像处理模块62采用自相关处理器，可选择输出三种血流图像，即速度图像、能量图像和方差图像中的任一种或若干种。所输出的血流图像和上述黑白组织图像均送往门限判决模块63完成门限判决，得以确定每个扫描像素点的图像模式标志。该图像模式标志与上述黑白组织图像及血流图像经过混合后处理模块64，使血流图像按照一定规则嵌入到黑白组织图像中。所得到的图像经彩色数字扫描变换器7，最后到显示器8显示。在此过程中，从严格意义上来讲，图像后处理包括两个层面的处理：一是混合前各个图像通道的单通道信号处理，用一些方法滤除噪波点，以提高图像质量；二是自相关处理器输出的彩色血流速度图像、

能量图像或方差图像与黑白信号处理模块 61 输出的黑白组织图像,按照一定的方法,即门限规则,混合起来。信号经过所述的图像后处理均能减少“黑洞”或“孤立点”像素的存在。

关于门限规则,有一个基本的规律。对送往混合后处理的四种图像信号分别设置门限,则图像上的某像素,门限判决为:(1)黑白组织图像高过黑白组织图像门限的判为组织像素;(2)速度图像高过速度门限的判为血流像素;(3)能量图像高过能量门限的判为血流像素;(4)方差图像高过方差门限的判为组织像素。在实际工程中,由于不同厂家、不同机器的超声前端性能不同,4种门限需要经验设定并合理组合来完成混合后处理。

参考文献列举了相关一些方法如下:

文献 1 概述了彩色血流成像的混合后处理常见的一些方法;

文献 2 介绍 Torp. H 等人 1996 年利用空间平均法处理彩色血流图像,以提高彩色图像质量。空间平均法实际上相当于对彩色图像进行一个二维低通平滑滤波,这种方法是图像处理中经常使用的去除高频噪声的方法,使用这种方法,可以获得彩色灰度平缓变化的彩色图像;

文献 3 介绍 Forestieri SF 利用图像处理中的中值滤波方法来处理彩色血流图像中的能量图像。中值滤波方法同前述空间平均法一样,也是图像处理中常用滤除高频噪声的低通滤波器。

文献 4 和 5 介绍了 GE 公司的 Michael 等人通过彩色图像的彩色灰度直方图统计和二维搜索的方法,消除彩色血流图像中的“黑洞”和“孤立点”彩色图像。彩色灰度直方图统计主要用来设置彩色图像和黑白组织图像混合时作为判据的门限值,而二维搜索纯粹是一种基于统计判决的为了消除“孤立点”彩色图像和“黑洞”的人为提高彩色图像可观性的处理方法。

上述的几种方法对消除彩色血流图像中的“黑洞”和“孤立点”彩色图像均有一定作用,但也存在各自的局限性。空间二维平均方法是对彩色图像进行的一个二维滤波,计算量较大;中值滤波方法只对彩色能量图像有效,对彩色速度图像或方差图像,在血流速度变化的图像点上,会出现问题。而 GE 的直方图统计需要统计很多帧的彩色图像,导致占用较大存储单元,且最后的门限值会有所延迟;另外二维搜索处理方法同样要消耗很长的处理时间。

发明内容 本发明要解决的技术问题在于避免上述现有技术的不足之处而提出一种超声波彩色血流成像的图像后处理方法及装置,可以同时有效于多种彩色血流图像,处理简单,又便于实现减少“黑洞”和“孤立点”现象以提高成像质量。

本发明为解决所述技术问题而采用的图像后处理方法,包括步骤

- a. 将来自波束合成电路的波束信号分成两路,其一经黑白信号处理后产生黑白组织图像,另一经彩色血流处理后输出彩色血流图像,包括速度图像、能量图像和方差图像;

- c. 所述彩色血流图像各信号又分成两路，一路经门限判决产生图像模式标志；另一路直接或通过滤波装置送往后端，与上述图像模式标志以及上述黑白组织图像信号一起送至混合后处理模块去作混合成像处理；

尤其是，还包括步骤

- b. 来自波束合成电路的波束信号经彩色血流处理后还要输出一路黑白组织图像用于门限判决。

与现有技术相比，由于超声前端工作于彩色血流模式时，发射的是窄带信号，而工作于黑白图像模式时发射的是宽带信号，所以彩色血流模块输出的组织图像虽分辨率不如黑白处理模块输出的组织图像，但对于每条扫描线来讲，其图像包络要更平滑一些，同时由同一距离单元内组织回波对信号的发射形成干涉的几率要小得多，所以以其作为参考门限，比传统用黑白信号处理模块输出的组织图像作参考门限更能消除彩色图像中的“黑洞”和“孤立点”现象。

本发明为解决所述技术问题而采用的图像后处理方法，还有另一个技术方案，包括所述 a 和 c 步骤，尤其还包括步骤

- b. 上述各单通道图像，包括彩色血流速度图像、能量图像、方差图像和送往门限判决模块的黑白组织图像，先经过下述步骤分解为两个方向上一维处理的局部二维平滑滤波，再进行门限判决或混合后处理：

- ① 纵向平滑图像第 m 条扫描线上的像素点，即该扫描线上除边界以外的任一像素点的数据为其与前后相邻若干点的原始扫描数据的平均值，并存储下来；
- ② 横向平滑图像除边界以外的第 m 条扫描线上的像素点，即该扫描线上任一像素点的数据为其与前后相邻若干扫描线上相应点的纵向平滑数据的平均值，并存储下来。

对具有方向的血流速度图像，所述局部二维平滑滤波处理仅取与所处理像素点正负符号一致的周边点一起作平均计算。

与其他滤波方式相比，具有处理简单，同时适用于多种彩色血流图像，计算及数据存储量要求小的优点。

本发明为解决所述技术问题而采用的图像后处理装置，包括超声探头 1、发射电路 2、接收放大电路 3，发射或接收超声扫描信号用；所述接收放大电路 3 和 A/D 转换电路 4、波束合成电路 5 依次连接，黑白信号处理模块 61 及彩色血流处理模块 62 并联连接于波束合成电路 5 之后；所述彩色血流处理模块 62 包括两组正交解调电路 621、低通滤波电路 622、壁滤波

电路 623 分别依次连接, 所得到的两组信号再并行输入自相关处理器 624, 从而产生彩色血流信号; 所述输出的彩色血流信号分两路, 其一送往门限判决模块 63, 另一送往混合后处理模块 64 与前述黑白信号处理模块 61 输出的信号以及门限判决模块 63 输出的信号进行混合后处理; 所述处理结果经彩色数字扫描变换器 7 送到显示器 8, 其特征在于, 所述彩色血流处理模块 62 还包括求模模块 625 以产生供门限判决模块 63 用的黑白组织图像; 所述求模是对正交解调后 I、Q 两路信号的包络进行的。可使用 DSP 实现上述后处理方法和电路, 只需很少的资源就可以实现本发明, 并取得很好处理效果的同时, 较少成本。

附图说明 图 1 是本发明彩色血流成像后处理方法流程原理示意图。

图 2 是现有技术彩色血流成像方法流程图。

图 3 是彩色血流处理通道组织图像的生成原理示意图。

图 4 是超声彩色血流图像数据。

图 5 是平滑处理得到 C_m, n 点图像数据需要使用的原始图像数据点。

具体实施方式 下面, 结合附图 1 所示之最佳实施例阐述本发明方法。

如图 1 的彩色血流处理模块 62 不仅仅输出了彩色血流图像, 速度图像、能量图像或方差图像, 还输出了一路黑白组织图像。这路黑白组织图像经过局部二维平滑滤波电路 65 处理后, 和上述彩色血流处理模块 62 输出的彩色血流图像一起, 完成门限判决; 该判决的输出结果确定每条扫描线的每个像素的图像模式标志; 彩色血流处理模块 62 输出的各路彩色血流图像及黑白信号处理模块 61 输出的黑白组织图像, 分别经过各自单通道的局部二维平滑滤波后与上述图像模式标志一起, 进入混合后处理。

在上述处理中, 由于超声仪工作于彩色血流模式 (以下称 C 模式) 的同时, 也工作于组织成像模式 (以下称 B 模式), 强调分辨率的 B 模式前端发射的是宽带信号, 相对于发射窄带信号的 C 模式, 在一个组织成像分辨率单元内, B 模式回波比 C 模式回波更容易形成干涉而造成组织图像中的“黑洞”。同时 C 模式回波由于较低的径向分辨率使得由 C 模式形成的组织图像包络比较平滑, 其中“黑洞”比 B 模式的组织图像更少。同时在门限规则处理时可以减少“孤立点”彩色图像数量。

C 模式处理通道的组织图像形成如图 3 所示。波束合成电路 5 的输出在 C 模式发射接收的时间段内, 进入彩色血流处理模块 62, 即 C 模式处理通道。该信号先经过彩色血流处理模块 62 中的正交解调电路 621, 形成相位相差 90° 的 I、Q 两路信号。所述 I、Q 两路信号分别经过模块 62 内的低通滤波电路 622, 提取出各自的包络; 两路包络一方面进入壁滤波电路 623

和自相关处理器 624 进行彩色血流的检测和参数估计, 形成彩色血流图像输出, 另一方面如图中虚线所示进入求模模块 625, 形成 C 处理通道的黑白组织图像。

所述的求模模块可以采用如下算法: $A = \sqrt{I^2 + Q^2}$ 其中 A 为黑白组织图像像素数据; 或采用另一算法:

$$A = K \ln \sqrt{I^2 + Q^2} \quad \text{其中 K 是增益因子, 由实验确定, } \ln \text{ 表示自然对数;}$$

也可以采用这样的算法:

$$A = K \lg \sqrt{I^2 + Q^2} \quad \text{其中 K 是增益因子, 由实验确定, } \lg \text{ 表示以 10 为底的对数。}$$

上述局部二维平滑滤波电路 65 可以如图 1 所示对各通道信号分别进行, 也可以仅应用于某单通道信号, 即速度图像信号、能量图像信号、方差图像信号或黑白组织图像信号, 均能有效减少噪声干扰, 更有利于图像质量改善。

在单通道中进行的局部二维平滑滤波处理可以以下述方式分解其为两个方向上的一维平滑步骤, 不仅能在一定程度上减少彩色图像中“孤立点”像素的数量, 更具有处理简单的优点, 同时适用于多种彩色血流图像:

- ① 以下述计算纵向三点平滑图像第 m 条扫描线上第 n 点图像点, 使用其与相邻两点图像点的原始扫描数据, 并将平均结果存储下来;

$$C_{m,n} = (C_{m,n-1} + C_{m,n} + C_{m,n+1}) * 0.33334$$

- ② 以下述计算横向三点平滑图像第 m 条扫描线上第 n 点图像点, 使用其与相邻两条扫描线上相应点的纵向平滑数据, 并将平均结果存储下来;

$$C_{m,n} = (C_{m-1,n} + C_{m,n} + C_{m+1,n}) * 0.33334$$

其中 $C_{m,n}$ 代表图像数据的第 m 条扫描线的第 n 个距离单元, 如图 4 所示。在实现平滑措施时的图像像素纵向和横向的起始, 只有图像像素点至少有三点像素时才开始实现平滑处理。而实现平滑措施时的边界起始若干扫描行或列数据将被覆盖或丢掉作为公知技术未被述及。上述分解计算中所称的三点平滑仅作为示范, 可以依需要采用四点, 五点, 或 k 点平滑, 并相应改乘数因子 0.33334 为 k 份之一。

对具有方向的血流速度图像, 所述局部二维平滑滤波处理需要根据速度的方向完成。因为数据的正负即反映速度的方向, 故可以仅取与所述像素点正负符号一致的周边点作平均计算。

上述局部二维平滑滤波方法应用于门限规则中, 亦可以结合混合后处理, 采用简化计算。下面用彩色血流能量图像成像的后处理为例, 阐述该处理; 同样所称的三点平滑并不局限实际只能以三点数据作平滑处理。

图 4 所示为自相关处理器输出的彩色血流能量图像数据, $C_{m,n}$ 表示第 m 条扫描线的第 n

个距离单元的像素。假设要得到处理后彩色血流能量图像的该点数据，先如图 5 所示，将彩色血流处理通道的黑白组织图像（下称 B 图像）、黑白信号处理通道的黑白组织图像（下称 B' 图像）和自相关处理器输出的彩色血流能量图像（下称 C 图像）数据的分辨率调整为一致，再按以下步骤进行基于局部二维平滑滤波的图像后处理：

- ① 纵向平滑 B 图像第 m 条扫描线上的像素点，即该扫描线上除边界以外的任一像素点的数据为其与前后相邻若干点的原始扫描数据的平均值，并存储下来；
- ② 横向平滑 B 图像除边界以外的第 m 条扫描线上的像素点，即该扫描线上任一像素点的数据为其与前后相邻若干扫描线上相应点的纵向平滑数据的平均值，并存储下来；
- ③ 如①法纵向平滑 C 图像第 m 条扫描线上的像素点，并存储下来；
- ④ 利用②、③的计算结果和门限规则得到的图像模式标志为第 m 条扫描线上每个像素的值编码，编码规则就是附加标志位于像素值上，像素值依图像模式标志选择 B' 数据或 C 数据；从而得到混合后图像第 m 条扫描线的一个中间结果，并存储下来；
- ⑤ 等后若干条扫描线的②、③、④步骤完成后，再横向平滑 C 图像第 m 条扫描线上所有图像点，并存储下来作为混合后结果。横向平滑时上述中间结果的标志位不参加平滑计算，即平滑后每点的图像模式标志不改变。但对于标志位显示该中间结果像素值为 B' 数据的点改其像素值为 0 参与平滑计算。

上述二维滤波方法或基于二维滤波的混合后处理方法不仅适用于彩色血流能量图像，也适用于彩色血流方差图像和彩色血流速度图像。不同之处在于，处理彩色血流速度图像时其二维平滑需要根据速度的方向完成。如果三点 C 数据符号相同，则和上述步骤一致。如果三点中有正有负，则选和中间点符号一致的点，作二点平滑即可。同样，以上所述三点平滑仅是两个一维方向上的若干点平滑的一个子集，用于示例说明。

本处理方法的好处是经过平滑后的 B 图像与 C 图像更有减少“黑洞”和抑制“孤立点”彩色图像的作用。

本发明超声彩色血流成像装置，见图 1 至图 3，包括超声探头 1、发射电路 2、接收放大电路 3，发射或接收超声扫描信号用；所述接收放大电路 3 和 A/D 转换电路 4、波束合成电路 5 依次连接，黑白信号处理模块 61 及彩色血流处理模块 62 并联连接于波束合成电路 5 之后；所述彩色血流处理模块 62 包括两组正交解调电路 621、低通滤波电路 622、壁滤波电路 623 分别依次连接，所得到的两组信号再并行输入自相关处理器 624，从而产生彩色血流信号；所述输出的彩色血流信号分两路，其一送往门限判决模块 63，另一送往混合后处理模块 64 与前述黑白信号处理模块 61 输出的信号以及门限判决模块 63 输出的信号进行混合后处理；

所述处理结果经彩色数字扫描变换器 7 送到显示器 8, 其特征在于, 所述彩色血流处理模块 62 还包括求模模块 625 以产生供门限判决模块 63 用的黑白组织图像; 所述求模是对正交解调后 I、Q 两路信号的包络进行的。

被送往门限判决模块 63 的黑白组织图像信号或被送往混合后处理模块 64 的彩色血流图像信号、黑白组织图像信号先行经过二维平滑电路 65 预处理, 可以有更好的效果。

在实际工程实现上, 以上数字部分的电路或模块可以借助 DSP(Digital Signal Processing)技术, 尤其所述几种图像信号的生成、判决过程及混合后处理所涉及的方法步骤均可以用高速实时数字信号处理芯片 DSP(Digital Signal Processor)实现, 并根据需要使用 DSP 片内存储器或外挂存储器。其中, 例如用 DSP 芯片实现局部二维平滑滤波时, 三点平滑相当于加法和乘法, 除以 3 相当于乘以 0.33334, 对计算实时性要求不高; 另外由于此时处理的数据已经是图像数据, 只需存储三条扫描线的彩色血流通道 B 图像数据和三条扫描线的 C 图像数据, 对存储器的要求也很低。在 DSP 片内资源允许的情况下, 可以不需外挂存储器。

在本说明书中列举并引用的参考文献如下:

1. D. H. Evans, W. N. McDicken, Doppler ultrasound—physics, instrumentation and signal processing, second edition, JOHN WILEY & SONS, LTD, 2000
2. Torp H. Bjaerum S, Quality versus frame rate in the color flow imaging: an experimental study based on off-line processing of RF-signals recorded from patients, pp1229-1232 1996 IEEE Ultrasonics Symposium
3. Forestieri SF, Median temporal filtering of ultrasonic data, US patent 5413105, May 9, 1995
4. M. J. Washburn, et. al. ultrasound color flow display optimization by adjustment of threshold using sampling, US patent 6071241, Jun. 6, 2000
5. M. J. Washburn, et. al. ultrasound color flow display optimization, US patent 6126176, Doc.19, 2000

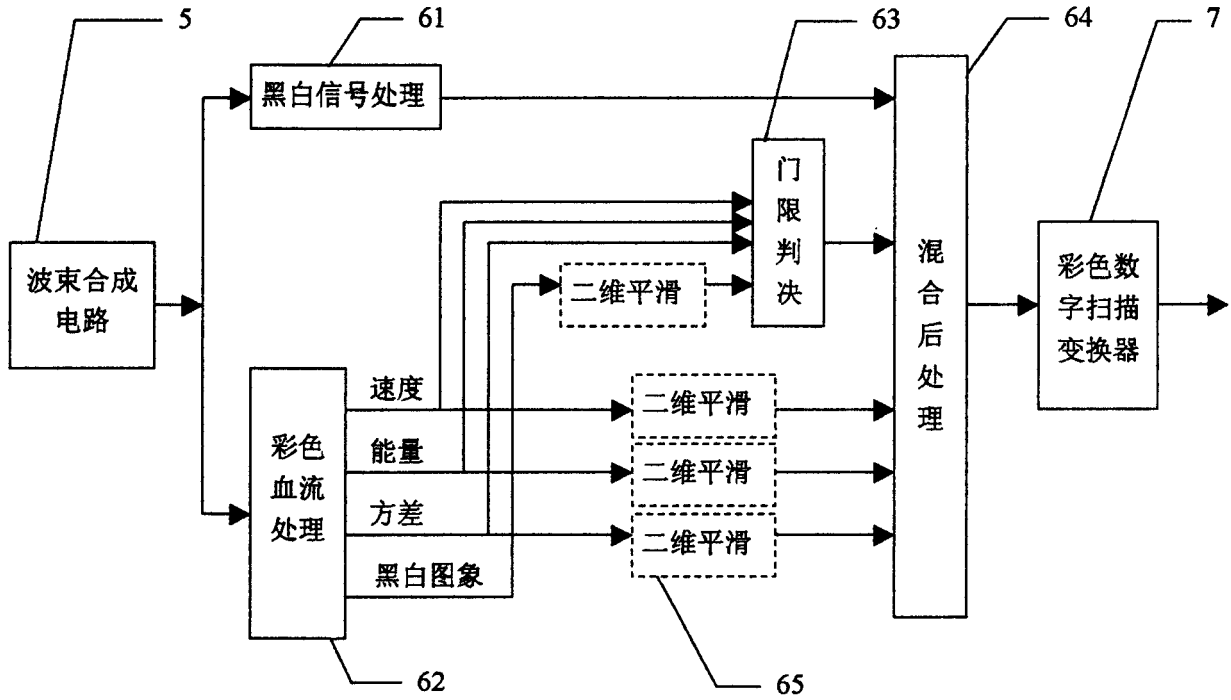


图 1

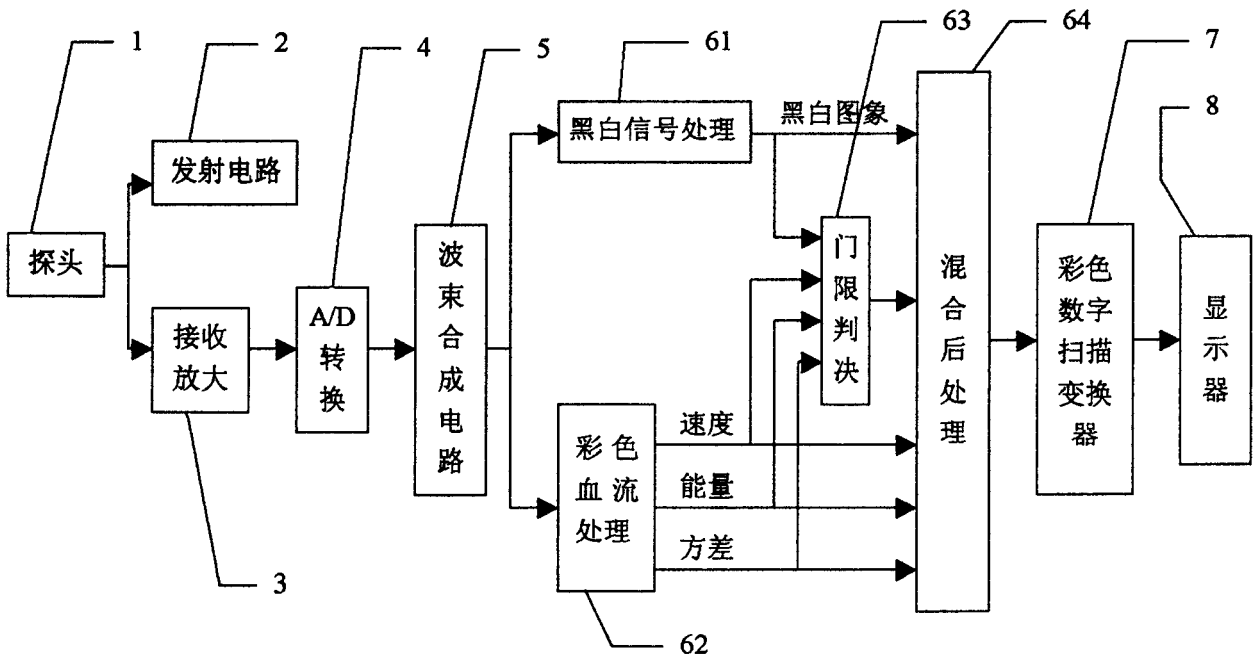


图 2

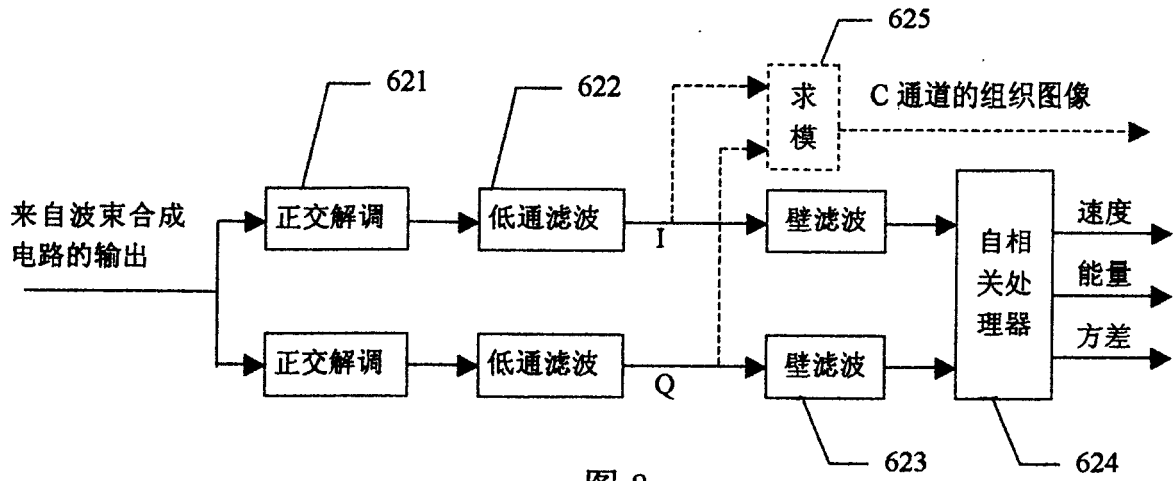


图 3

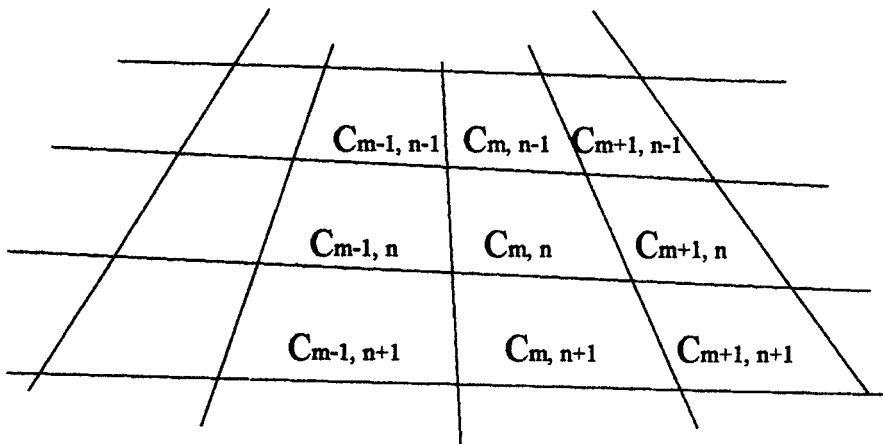


图 4

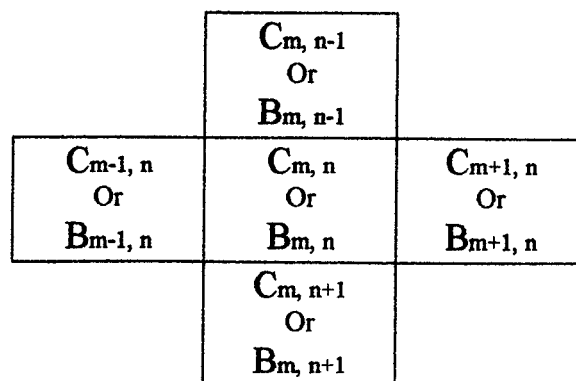


图 5

专利名称(译)	超声波彩色血流成像的图像后处理方法及装置		
公开(公告)号	CN1559346A	公开(公告)日	2005-01-05
申请号	CN200410015582.7	申请日	2004-03-01
[标]申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
[标]发明人	董永强 韩松		
发明人	董永强 韩松		
IPC分类号	A61B8/06 G06T1/00		
其他公开文献	CN100403992C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声彩色血流成像的图像后处理方法，将来自波束合成电路(5)的波束分成两路，其一经黑白信号处理后产生黑白组织图像；另一经彩色血流处理后输出彩色血流图像，该彩色血流图像又分为两路，一路送往门限判决模块(63)产生图像模式标志，另一路送往混合后处理模块(64)与上述图像模式标志及黑白组织图像一起进行混合处理成像；此外彩色血流处理电路(62)还包括求模模块(625)用以产生门限判决模块(63)使用的黑白组织图像，其噪声点较少、图像包络较平滑。所述判决前或混合前的单通道信号可用分解为两个方向上的一维平滑滤波的局部二维平滑滤波方式预先处理。采用所述方法的超声彩色血流成像装置，可更好减少“黑洞”和抑制彩色图像中的“孤立点”现象，而且容易实现。

