

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 8/06

A61B 8/08



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02134900.2

[43] 公开日 2003 年 9 月 10 日

[11] 公开号 CN 1440726A

[22] 申请日 2002.10.1 [21] 申请号 02134900.2
[71] 申请人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司
地址 518054 广东省深圳市南山区南油大道
新能源大厦 3、4 层
[72] 发明人 许 坚 王震宇 林洁颖 雷 鹏

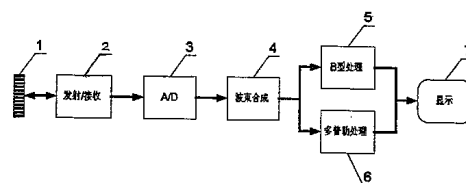
[74] 专利代理机构 深圳睿智专利事务所
代理人 陈鸿荫

权利要求书 4 页 说明书 7 页 附图 3 页

[54] 发明名称 全数字超声频谱多普勒成像方法及装置

[57] 摘要

一种全数字超声频谱多普勒成像方法及装置，涉及双超声束多普勒测量血流速度和运动组织速度的技术，本发明方法包括步骤①设置发射/接收电路，令多普勒探头中两组换能器以不同入射角分别发射不同频率的超声波束，并同时接收其回波；②进行模/数转换；③将波束合成；④作 B 型成像处理；⑤多普勒处理和⑥在屏幕上显示；所述步骤⑤多普勒处理包括步骤 A 正交解调；B 进行距离选通和累加，分别控制两路数字超声回波信号的通过时间，将通过的超声回波数据进行累加，输出两路多普勒频偏信号；C 谱分析和音频处理，处理两路频偏信号生成多普勒图数据和正反向音频信号。同现有技术相比较，本发明优点在于：大大提高了多普勒信号的信噪比，获得的测量结果精度更高。



1. 一种全数字超声频谱多普勒成像方法，包括步骤①设置发射/接收电路，令多普勒探头中一组换能器按固定间隔发射超声波束，并同时接收其回波；②进行模/数转换；③将波束合成；④作B型成像处理；⑤多普勒处理和⑥在屏幕上显示；其特征在于：

所述步骤⑤多普勒处理包括步骤

- A 正交解调，将波束合成后的数字超声回波信号处理成一对正交信号并完成解调；
- B 进行距离选通和累加，分别控制两路数字超声回波信号的通过时间，将通过的超声回波数据进行累加，输出两路多普勒频偏信号；
- C 谱分析和音频处理，处理两路频偏信号生成多普勒谱图数据和正反向音频信号。

2. 如权利要求1所述的全数字超声频谱多普勒成像方法，其特征在于：所述步骤A包括以下步骤：

- a 将数字超声回波数据 RF 与一对正交向量 $\cos(2\pi f_0/f_s)$ 和 $-\sin(2\pi f_0/f_s)$ 分别相乘；
- b 将两路正交信号进行抽取滤波；
- c 将两路正交信号进行解调处理，输出一对正交解调后的数字超声回波信号 I1 和 Q1。

3. 如权利要求1所述的全数字超声频谱多普勒成像方法，其特征在于：所述步骤B包括以下步骤：

- a 两路完全相同的距离选通电路（621）和（623）分别控制所述数字超声回波信号 I1 和 Q1 的通过时间；
- b 两路完全相同的累加器（622）和（624）将通过的超声回波数据进行累加，输出两

路多普勒频偏信号 I2 和 Q2。

4. 如权利要求 1 所述的全数字超声频谱多普勒成像方法，其特征在于：所述步骤 C 包括以下步骤：

- a 对数字多普勒频偏信号 I2 和 Q2 进行自动和手动增益调节；
- b 将多普勒频偏信号中的低频血管和组织运动信号成分滤除；
- c 对多普勒频偏信号进行功率谱估计；
- d 对计算出的相邻两根谱线做平均，达到抑制功率谱起伏的作用；
- e 计算多普勒谱图包络；
- f 压缩功率谱数据的动态范围，以达到显示的要求；
- g 多普勒谱图基线移动时，进行对应的时域音频信号的处理；
- h 将一路多普勒频偏信号相移 90° ，补偿另外一路多普勒频偏信号的相位延时量；
- i 将两路处理后的多普勒频偏信号相加，得到正向血流数据 LA，将两路处理后的多普勒频偏信号相减，得到反向血流数据 RA。

5. 一种全数字超声频谱多普勒成像装置，包括依次连接的超声多普勒探头（1）、发射/接收电路（2）、A/D 转换电路（3）、波束合成电路（4）、B 型处理电路（5）和显示器（7），在所述波束合成电路（4）和显示器（7）之间，与所述 B 型处理电路（5）并联连接有多普勒处理电路（6），其特征在于：所述多普勒处理器（6）包括正交解调电路（61）、距离选通电路和累加器（62）以及谱分析器和音频处理电路（63）；所述正交解调电路（61）的信号输入端接来自波束合成电路（4）的数字超声回波信号，其信号输出端接距离选通电路和累加器（62）的信号输入端；所述距离选通电路和累加器（62）的信号输出端接谱分析和音频处理电路（63）的信号输入端；所述谱分析和音频处理电路（63）的信号输出端

输出多普勒谱图和正反向音频信号。

6. 如权利要求 5 的全数字超声频谱多普勒成像装置, 其特征在于: 所述正交解调电路 (61) 包括两个正交乘法器 (611) 和 (614), 两路完全相同的梳状滤波器 (CIC 滤波器) (612) 和 (615), 两路完全相同的 FIR 低通滤波器 (613) 和 (616); 所述正交乘法器 (611) 和 (614) 的信号输入端并联接来自波束合成电路 (4) 的数字超声回波信号 RF; 所述正交乘法器 (611) 和 (614) 的信号输出端分别接 CIC 滤波器 (612) 和 (615) 的信号输入端; 所述 CIC 滤波器 (612) 和 (615) 的信号输出端分别接 FIR 低通滤波器 (613) 和 (616) 的信号输入端。
7. 如权利要求 5 的全数字超声频谱多普勒成像装置, 其特征在于: 所述距离选通电路和累加器 (62) 包括两路完全相同的距离选通电路 (621) 和 (623), 用于分别控制数字超声回波信号 I1 和 Q1 的通过时间; 两路完全相同的累加器 (622) 和 (624), 用于将通过的超声回波数据进行累加, 输出两路多普勒频偏信号 I2 和 Q2; 所述的距离选通电路 (621) 和 (623) 的信号输入端分别接 FIR 低通滤波器 (613) 和 (616) 输出的数字超声回波信号 I1 和 Q1; 它们的信号输出端分别接累加器 (622) 和 (624) 的信号输入端; 所述累加器 (622) 和 (624) 的信号输出端分别输出两路多普勒频偏信号 I2 和 Q2。
8. 如权利要求 5 的全数字超声频谱多普勒成像装置, 其特征在于: 所述谱分析和音频处理电路 (63) 包括两路完全相同的增益控制电路 (631) 和 (633)、两路完全相同的带通滤波器 (632) 和 (634)、快速傅立叶变换电路 (FFT) (6311)、谱平均电路 (6312)、包络勾边电路 (6313)、谱压缩电路 (6314), 两路完全相同的基线调整电路 (635) 和 (638), Hilbert 滤波器 (636), 延时补偿电路 (639), 加法器 (637) 以及减法器 (6310); 所述增益控制

电路(631)和(633)的信号输入端分别接所述累加器(622)和(624)输出的多普勒频偏信号 I2 和 Q2, 其信号输出端分别连接所述壁滤波器(632)和(634)的信号输入端; 所述快速傅立叶变换电路(FFT)(6311)的一个信号输入端与所述基线调整电路(635)的信号输入端并联接所述壁滤波器(632)的信号输出端, 所述快速傅立叶变换电路(FFT)(6311)的另一个信号输入端与所述基线调整电路(638)的信号输入端并联接壁滤波器(634)的信号输出端; 所述谱平均电路(6312)的信号输入端接快速傅立叶变换电路(FFT)(6311)的信号输出端; 它的信号输出端接包络勾边电路(6313)的信号输入端; 所述包络勾边电路(6313)的信号输出端接谱压缩电路(6314)的信号输入端; 所述谱压缩电路(6314)输出计算得到的多普勒谱图数据 PW; 所述 Hilbert 滤波器(636)的信号输入端接基线调整电路(635)的信号输出端; 所述延时补偿电路(639)的信号输入端接另一个基线调整电路(638)的信号输出端; Hilbert 滤波器(636)的信号输出端与延时补偿电路(639)的信号输出端分别接加法器(637)的两个信号输入端, 同时也分别接减法器(6310)的两个信号输入端; 所述加法器(637)的信号输出端输出计算得到的正向血流音频信号 LA; 所述减法器(6310)的信号输出端输出计算得到的反向血流音频信号 RA。

全数字超声频谱多普勒成像方法及装置

技术领域 本发明涉及超声技术，特别是涉及全数字超声频谱多普勒测量血流和组织速度的方法。

背景技术 超声成像设备是四大医学影像设备之一，其无创、实时、检查费用低和易于操作的特点，已经使之成为目前医院中使用最广泛的检查设备。B型成像和血流成像是医学超声技术的最主要的两个方面，频谱多普勒和彩色多普勒成像技术是目前血流成像中最重要的两种手段。彩色多普勒成像技术能够提供直观的血流分布情况，但是缺乏定量分析血流和组织运动速度的能力，而频谱多普勒成像技术则能够准确而定量地检测出血流速度，因此与黑白B型超声组成的高档黑白双工系统和与彩色血流成像组成的彩超成像系统目前已经成为临床使用中最重要的超声诊断设备。

超声频谱多普勒技术的基本原理是检测超声回波信号中的多普勒频偏信号，然后采用谱分析的方法计算出血流和运动组织的速度，用声谱图或者音频信号的方式实时反映出来。目前超声设备中多普勒频偏信号的检测与处理采用的是模拟处理的方法，例如何丽静等提出的超声多普勒血流测量仪（中国专利公开号：2315567）和余建国等提出的双超声束多普勒血流速度测量方法（中国专利公开号：1257695）均采用了模拟方法进行多普勒频偏信号的检测和处理，存在以下缺点：1、受到模拟器件和电路精度的限制，多普勒频偏信号检测不够精确；2、模拟器件的一致性较差，导致多普勒信号检测通道中存在误差；3、模拟检测和处理的方法限制了许多信号处理方法的实现和应用，导致检测出的多普勒频偏信号的性噪比较差。

九十年代之后，随着数字技术的迅速发展，大量数字信号处理方法应用到超声设备中，高精度的处理技术和先进的数字信号处理方法代表着超声技术的发展方向。例如黄宇星等提

出的全数字 B 超波束合成装置（中国专利公开号：1286963）采用了全数字技术实现超声回波信号处理和成像，获得了令人满意的 B 型超声图像。但是该专利并没有将全数字技术应用到多普勒信号处理中。

发明内容 本发明的目的在于避免上述现有技术的不足之处而提出一种利用高精度和先进的数字信号处理技术实现多普勒频偏信号的检测和处理，获得质量更好的声谱图，最终计算出精度更高的血流和运动组织速度的全数字超声频谱多普勒成像方法及装置。

本发明的目的可以通过采用以下技术方案来实现：

设计、使用一种全数字超声频谱多普勒成像方法，包括步骤①设置发射/接收电路，令多普勒探头中一组换能器按固定间隔发射超声波束，并同时接收其回波；进行模/数转换；③将波束合成；④作 B 型成像处理；⑤多普勒处理和⑥在屏幕上显示；所述步骤⑤多普勒处理包括步骤 A 正交解调，将波束合成后的数字超声回波信号处理成一对正交信号并完成解调；B 进行距离选通和累加，分别控制两路数字超声回波信号的通过时间，将通过的超声回波数据进行累加，输出两路多普勒频偏信号；C 谱分析和音频处理，处理两路频偏信号生成多普勒图数据和正反向音频信号。

本发明的目的还要通过采用以下技术方案来进一步实现：一种全数字超声频谱多普勒成像装置，包括超声多普勒探头、发射/接收电路、A/D 转换电路、波束合成电路、B 型处理电路和显示器，上述各电路依次连接，在所述波束合成电路和显示器之间，与所述 B 型处理电路并联连接有多普勒处理电路。所述多普勒处理器包括正交解调电路、距离选通电路和累加器以及谱分析器和音频处理电路；所述正交解调电路的信号输入端接来自波束合成电路的数字超声回波信号，其信号输出端接距离选通电路和累加器的信号输入端；所述距离选通电路和累加器的信号输出端接谱分析和音频处理电路的信号输入端；所述谱分析和音频处理电路的信号输出端输出多普勒谱图和正反向音频信号。

同现有技术相比较,本发明优点在于:大大提高了多普勒信号的信噪比,获得的测量结果精度更高。

附图说明

图1是本发明全数字超声频谱多普勒成像方法及装置的电路方框图;

图2是本发明全数字超声频谱多普勒成像方法及装置的多普勒成像装置6的电路方框图;

图3是图2中正交解调61的电路方框图;

图4是图2中距离选通累加器62的电路方框图;

图5是图2中谱分析音频处理63的电路方框图;

图6是图4中距离选通621和累加器622的电原理图。

具体实施方式 以下结合附图所示之最佳实施例作进一步详述。

如图1所示,本发明包括依次连接的超声多普勒探头1、发射/接收电路2、A/D转换电路3、波束合成电路4、B型处理电路5和显示器7,全数字超声频谱多普勒成像装置6与B型成像处理5并联被接入在波束合成电路4的信号输出端和显示7的信号输入端之间,用于检测处理超声波束合成电路输出的数字回波信号中的多普勒频偏信号,最后将计算处理得到的多普勒谱图和音频信号送入显示7。

如图2所示,本发明全数字超声频谱多普勒成像装置6包括:正交解调电路61,用于将波束合成后的数字超声回波信号处理成一对正交信号并完成解调;距离选通电路和累加器62,用于将正交解调后的回波信号中需要处理的数据段转换成多普勒频偏信号;谱分析和音频处理电路63,用于将多普勒频偏信号处理生成多普勒谱图数据和正反向音频信号。

所述正交解调电路61采用型号为AD6620的专用正交解调芯片;所述距离选通电路和累

加器 62 采用型号为 EP1K100 的现场可编程逻辑芯片；所述谱分析和音频处理电路 63 采用型号为 TMS320C6711 的数字信号处理芯片。

所述正交解调电路 61 的信号输入端接来自波束合成电路 4 的数字超声回波信号，它的信号输出端接距离选通电路和累加器 62 的信号输入端；所述距离选通电路和累加器 62 的信号输出端接谱分析和音频处理电路 63 的信号输入端；所述谱分析和音频处理电路 63 的信号输出端输出多普勒谱图和正反向音频信号。

如图 3 所示，所述正交解调电路 61 包括：正交乘法器 611 和 614，用于将数字超声回波数据 RF 与一对正交向量 $\cos(2\pi mf_0/f_s)$ 和 $-\sin(2\pi mf_0/f_s)$ 分别相乘；两路完全相同的梳状滤波器（CIC 滤波器）612 和 615，用于将两路正交信号进行抽取滤波；两路完全相同的 FIR 低通滤波器 613 和 616，用于将两路正交信号进行解调处理，输出一对正交解调后的数字超声回波信号 I1 和 Q1。

所述正交乘法器 611 和 614 的信号输入端并联接来自波束合成电路 4 的数字超声回波信号 RF；所述正交乘法器 611 和 614 的信号输出端分别接 CIC 滤波器 612 和 615 的信号输入端；所述 CIC 滤波器 612 和 615 的信号输出端分别接 FIR 低通滤波器 613 和 616 的信号输入端；所述 FIR 低通滤波器 613 和 616 分别输出正交解调后的数字超声回波信号 I1 和 Q1。

如图 4 所示，所述距离选通电路和累加器 62 包括：两路完全相同的距离选通电路 621 和 623，用于分别控制数字超声回波信号 I1 和 Q1 的通过时间；两路完全相同的累加器 622 和 624，用于将通过的超声回波数据进行累加，输出两路多普勒频偏信号 I2 和 Q2。

所述的距离选通电路 621 和 623 的信号输入端分别接 FIR 低通滤波器 613 和 616 输出的数字超声回波信号 I1 和 Q1；它们的信号输出端分别接累加器 622 和 624 的信号输入端；所

述累加器 622 和 624 的信号输出端分别输出两路多普勒频偏信号 I2 和 Q2。

图 5 是所述谱分析和音频处理电路 63 的电路方框图,两路完全相同的增益控制电路 631 和 633,用于分别对数字多普勒频偏信号 I2 和 Q2 进行自动和手动增益调节;两路完全相同的壁滤波器 632 和 634,用于将多普勒频偏信号中的低频血管和组织运动信号成分滤除;快速傅立叶变换电路 (FFT) 6311,用于对多普勒频偏信号进行功率谱估计;谱平均电路 6312,用于对计算出的相邻两根谱线做平均,达到抑制功率谱起伏的作用;包络勾边电路 6313,用于计算多普勒谱图包络;谱压缩电路 6314,用于压缩功率谱数据的动态范围,以达到显示的要求;两路完全相同的基线调整电路 635 和 638,用于实现多普勒谱图基线移动时,对应的时域音频信号的处理;Hilbert 滤波器电路 636,用于将一路多普勒频偏信号相移 90° ;延时补偿电路 639,用于补偿另外一路多普勒频偏信号的相位延时量;加法器 637,用于将两路处理后的多普勒频偏信号相加,得到正向血流数据 LA;减法器 6310,用于将两路处理后的多普勒频偏信号相减,得到反向血流数据 RA。

所述的增益控制电路 631 和 633 的信号输入端分别接累加器 622 和 624 输出的多普勒频偏信号 I2 和 Q2;它们的信号输出端分别连接壁滤波器 632 和 634 的信号输入端;所述快速傅立叶变换电路 (FFT) 6311 的一个信号输入端与所述基线调整电路 635 的信号输入端并联接壁滤波器 632 的信号输出端,所述快速傅立叶变换电路 (FFT) 6311 的另一个信号输入端与所述基线调整电路 638 的信号输入端并联接壁滤波器 634 的信号输出端;所述谱平均电路 6312 的信号输入端接快速傅立叶变换电路 (FFT) 6311 的信号输出端;它的信号输出端接包络勾边电路 6313 的信号输入端;所述包络勾边电路 6313 的信号输出端接谱压缩 6314 的信号输入端;所述谱压缩电路 6314 输出计算得到的多普勒谱图数据 PW;所述 Hilbert 滤波器 636 的信号输入端接基线调整电路 635 的信号输出端;所述延时补偿电路 639 的信号输入端接另一个基线调整电路 638 的信号输出端;Hilbert 滤波器 636 的信号输出端与延时补偿电路 639 的信号输出端分别接加法器 637 的两个信号输入端,同时也分别接减法器 6310 的两个信号输入端;所述加法器 637 的信号输出端输出计算得到的正向血流音频信号 LA;所述减法器 6310

的信号输出端输出计算得到的反向血流音频信号 RA。

图 6 是所述距离选通 621 和累加器 622 的电原理图, D 触发器 6211 用于控制数字超声回波信号 I1 的通过时间; 加法器 6221 用于将通过的数字超声回波信号累加; D 触发器 6222 用于锁存信号累加过程的中间数据; D 触发器 6223 用于锁存累加输出的数字超声回波信号; 除法器 6224 用于将累加后的数字超声回波信号进行平均; D 触发器 6225 将累加平均处理完成后的数据按照固定频率锁存输出 I2。

所述 D 触发器 6211 数据输入端 data [] 接 FIR 低通滤波器 613 输出的数字超声回波信号 I1, 它的时钟输入端接正交解调电路 61 的数据同步时钟输出 CLK, 它的使能端 enable 接距离选通起始控制信号 QD10, 它的异步清零端 aclr 接系统同步信号 /SOGATE, 它的输出端 q [] 接加法器 6221 的数据输入端 AA [15..0]; 加法器 6221 的另一个数据输入端 BB [21..0] 接 D 触发器 6222 的数据输出端 q [], 它的数据输出端 OUT [21..0] 同时接 D 触发器 6222 和 6223 的数据输入端 data []; D 触发器 6222 的时钟输入端接正交解调电路 61 的数据同步时钟输出 CLK, 它的异步清零端 aclr 接系统同步信号 /SOGATE; D 触发器 6223 的时钟输入端接距离选通结束控制信号 READ, 它的信号输出端 q [] 接除法器 6224 的被除数输入端 numerator []; 除法器 6224 的除数输入端 denominator [] 接控制信号 DEN [6..0], 它的信号输出端 quotient [] 接 D 触发器 6225 的信号输入端 data []; D 触发器 6225 的时钟输入端接系统同步信号 /SOGATE, 它的信号输出端输出信号 I2。

本发明的全数字超声频谱多普勒成像装置的工作过程如下: 来自全数字 B 超波束合成电路 4 的数字超声回波信号 RF 被同时送入正交乘法器 611 和 614, 分别与一对正交向量 $\cos(2\pi mf_0/f_s)$ 和 $-\sin(2\pi mf_0/f_s)$ 相乘, 得到两路正交的超声回波信号; 再分别经过 CIC 滤波器 612 和 615 完成抽取滤波后分别送入 FIR 低通滤波器 613 和 616; 滤波处理后得到一对正交的多普勒回波信号 I1 和 Q1; 然后分别送入距离选通 621、623 和累加器 622 和 624, D 触发器 6211 根据距离选通起始控制信号 QD10 锁存多普勒回波信号后, 由加法器 6211 和 D 触发

器 6222 完成信号的累加运算,再经过 D 触发器 6223 根据距离选通结束控制信号 READ 锁存输出后送除法器 6224 完成平均运算,结果通过 D 触发器 6225 按系统同步信号/SOGATE 的频率输出, I、Q 两路处理完全相同,处理输出两路正交的多普勒频偏信号 I2 和 Q2;再分别送入增益控制电路 631 和 633,实现自动和手动的增益调节;输出的信号分别进入壁滤波器 632 和 634,滤除多普勒频偏信号中存在的血管和运动组织的低频信号;处理得到的结果一起进入快速傅立叶变换电路(FFT) 6311,完成多普勒频偏信号的功率谱估算;输出的功率谱数据再经过谱平均电路 6312 的谱线平均处理,结果输出到包络勾边电路 6313 处理得到含有谱包络的数据;最后经过谱压缩电路 6314 处理得到多普勒谱图 PW;经过壁滤波器 632 和 634 处理输出的正交多普勒频偏信号同时送入基线调整电路 635 和 638,实现多普勒谱图基线移动时,对应的时域音频信号处理;输出的两路信号,一路送入 Hilbert 滤波 636 处理获得经过 90° 相移信号,另一路送入延时补偿 639 进行相位补偿;两路输出信号经过加法器 637 处理得到正向血流音频信号 LA,同时也送入减法器 6310 处理得到反向血流音频信号 RA。

本发明的全数字超声频谱多普勒成像装置将距离选通电路和累加器 62 去掉,还可以用于实现全数字连续波多普勒成像装置;将发射/接收电路 2 和距离选通与累加器 62 进行时序控制的修改,还可以用于实现全数字高脉冲重复频率(HPRF)多普勒成像装置。

本发明的全数字超声频谱多普勒成像装置除了应用于医学超声设备外,也可应用于工业领域,例如用于测量一般流体的流速流量等。

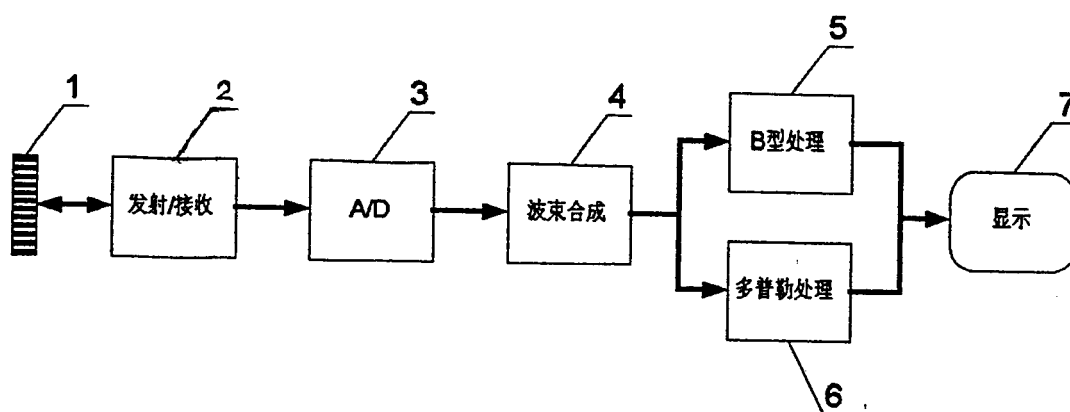


图 1

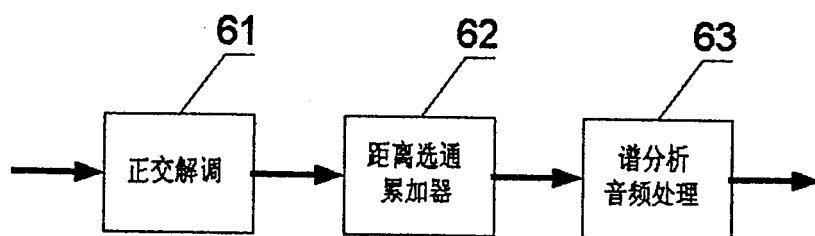


图 2

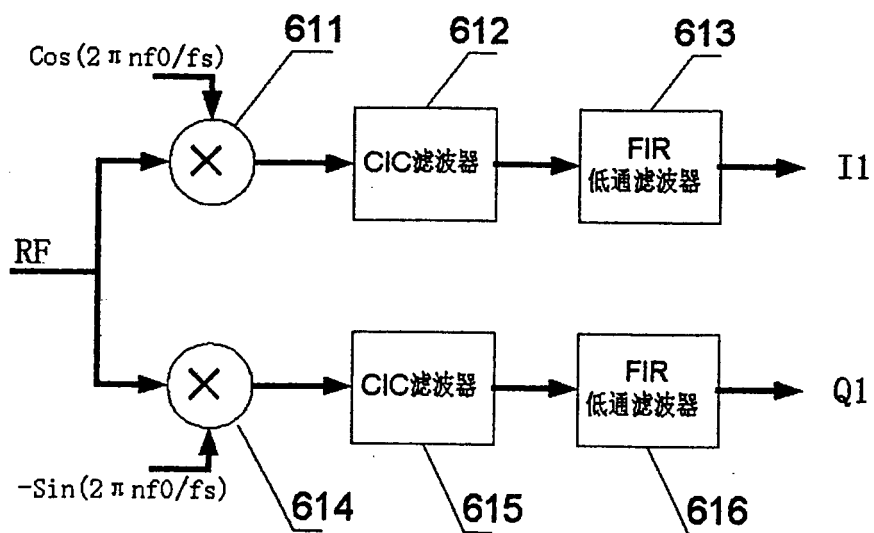


图 3

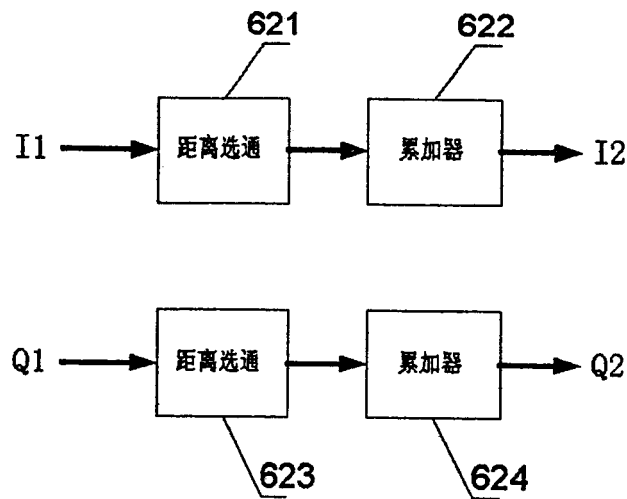


图 4

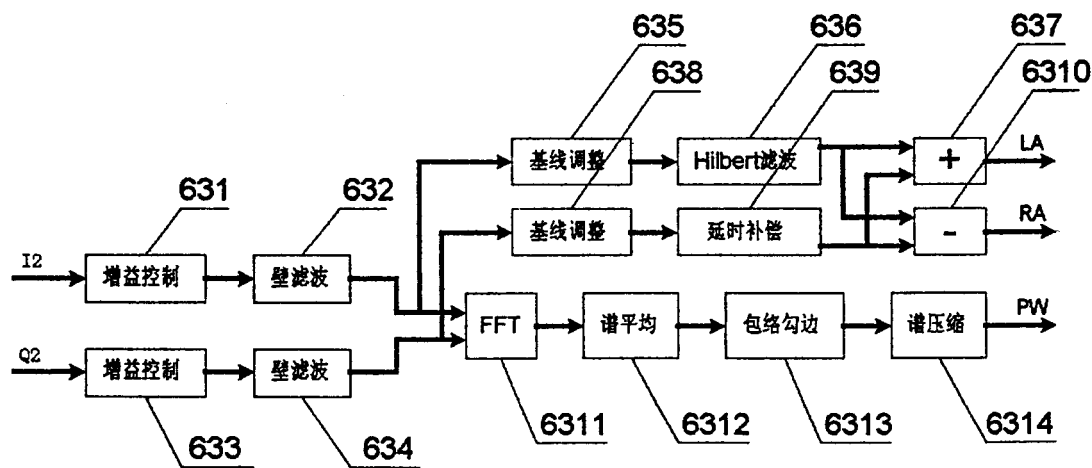


图 5

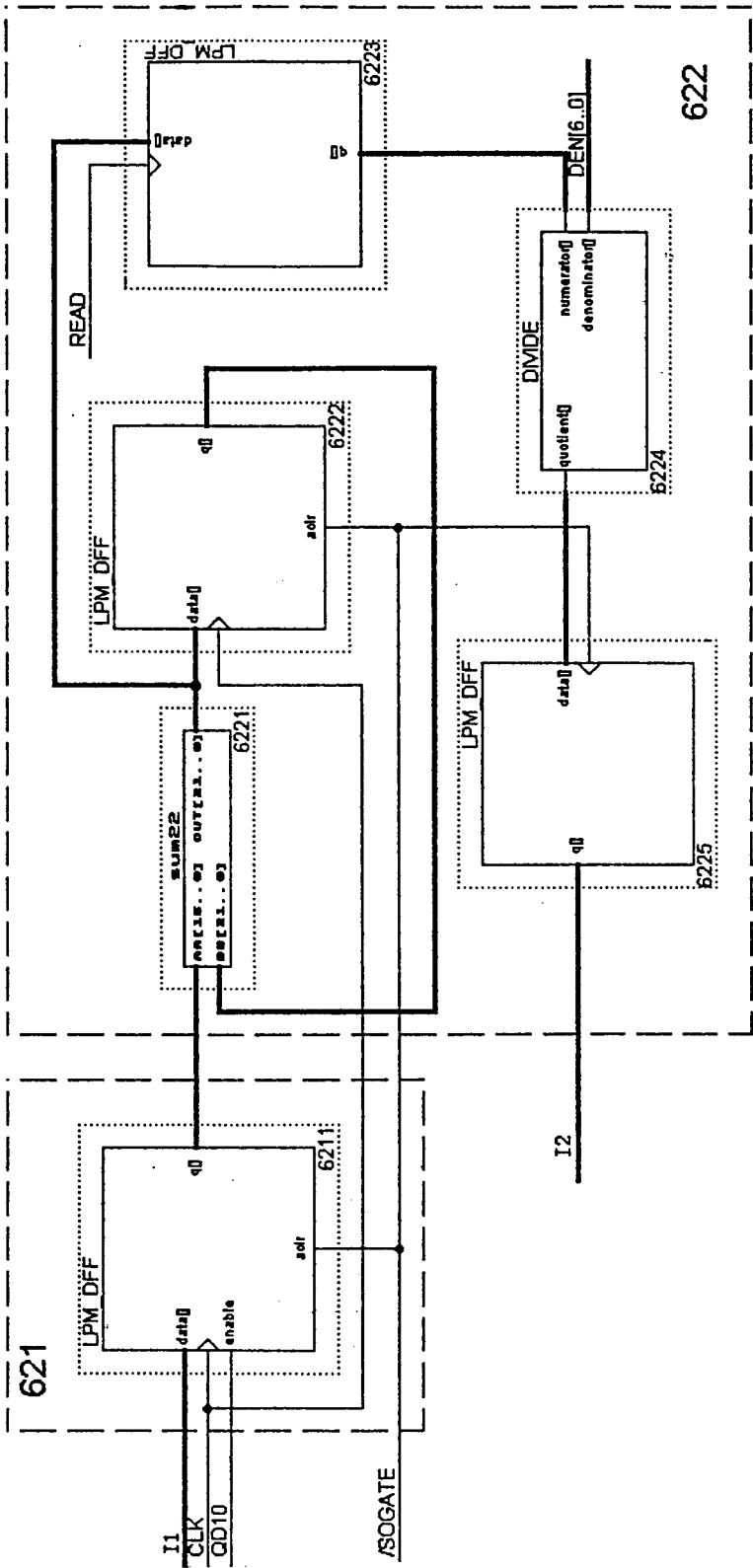


图 6

专利名称(译)	全数字超声频谱多普勒成像方法及装置		
公开(公告)号	CN1440726A	公开(公告)日	2003-09-10
申请号	CN02134900.2	申请日	2002-10-01
[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	许坚 王震宇 林洁颖 雷鹏		
发明人	许坚 王震宇 林洁颖 雷鹏		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08		
其他公开文献	CN1296012C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种全数字超声频谱多普勒成像方法及装置，涉及双超声束多普勒测量血流速度和运动组织速度的技术，本发明方法包括步骤①设置发射/接收电路，令多普勒探头中两组换能器以不同入射角分别发射不同频率的超声波束，并同时接收其回波；②进行模/数转换；③将波束合成；④作B型成像处理；⑤多普勒处理和⑥在屏幕上显示；所述步骤⑤多普勒处理包括步骤A正交解调；B进行距离选通和累加，分别控制两路数字超声回波信号的通过时间，将通过的超声回波数据进行累加，输出两路多普勒频偏信号；C谱分析和音频处理，处理两路频偏信号生成多普勒图数据和正反向音频信号。同现有技术相比较，本发明优点在于：大大提高了多普勒信号的信噪比，获得的测量结果精度更高。

