

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101856242 A

(43) 申请公布日 2010. 10. 13

(21) 申请号 201010215800. 7

(22) 申请日 2010. 06. 30

(71) 申请人 深圳市蓝韵实业有限公司

地址 518000 广东省深圳市福田区景田北路
81 号碧景园 E 栋 601

(72) 发明人 张羽

(74) 专利代理机构 深圳市百瑞专利商标事务所

(普通合伙) 44240

代理人 金辉

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

A61B 8/08 (2006. 01)

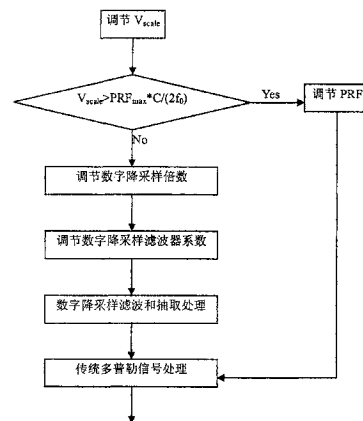
权利要求书 1 页 说明书 4 页 附图 2 页

(54) 发明名称

一种脉冲波多普勒成像方法及装置

(57) 摘要

一种脉冲波多普勒成像方法及装置, 可以保持高 PRF 下的高检测灵敏度的同时, 较低 PRF 成像的时候依然能够保持相同的检测灵敏度。其固定采用一个 PRF_{max} 对 $PRF < PRF_{max}$ 的情况进行扫描成像, 而不是直接用速度 scale 对应的 PRF 进行扫描成像; 然后通过对以 PRF_{max} 扫描所获得的正交多普勒信号进行数字降采样处理, 包括低通滤波和抽取处理; 实现低速度档位的多普勒信号的检测。



1. 一种脉冲波多普勒成像方法,其特征在于,包括步骤:

A1、对同一扫描深度,固定采用预先设定的脉冲重复频率 PRF_{max} 进行扫描;

A2、对于用户选定的速度档位 V_{scale} ,当 $V_{scale} > PRF_{max} * C / (2f_0)$ 时,调节 PRF,然后执行 A6 步骤,

当 V_{scale} 不大于 $PRF_{max} * C / (2f_0)$ 时,执行 A3 及以下步骤,

其中: f_0 为超声发射频率,C 为声波在人体组织中的传播速度;

A3、根据 V_{scale} 对按照 PRF_{max} 扫描获得的正交多普勒信号调节数字降采样倍数;

A4、对按照 PRF_{max} 扫描获得的正交多普勒信号调节数字降采样滤波器系数;

A5、对按照 PRF_{max} 扫描获得的正交多普勒信号进行数字降采样滤波和抽取处理;

A6、进行传统多普勒信号处理。

2. 根据权利要求 1 所述的一种脉冲波多普勒成像方法,其特征在于:步骤 A1 中所述的

PRF_{max} 为预先设定的脉冲重复频率,并满足 $PRF_{max} \leq \frac{1}{\left(\frac{2d}{c} + t_b + t_a\right)}$,其中:d 为声波的扫描

深度, t_b 为系统扫描在发射前的参数准备时间, t_a 为系统扫描在接收后的等待时间,C 为声波在组织中传播速度。

3. 根据权利要求 2 所述的一种脉冲波多普勒成像方法,其特征在于:预先设定不同深度 d 所支持的最大 PRF_{max} ,其中 PRF_{max} 的最大值不超过实际成像时根据取样门深度 D_{SV} 和宽度 L_{SV} 计算的 PRF,其中 $d = D_{SV} + 0.5L_{SV}$,然后根据 d 查找预先计算好的 PRF_{max} 表格,找到不小于 d 深度所支持的最大 PRF_{max} 。

4. 根据权利要求 1 所述的一种脉冲波多普勒成像方法,其特征在于:低通滤波的截止频率 f_c 不小于 $0.5 * PRF_{max} / K$,其中 K 为降采样倍数。

5. 一种实现权利要求 1-4 任意一项所述的脉冲波多普勒成像方法的装置,其特征在于:在多普勒信号处理模块前端连接有数字降采样处理模块,多普勒信号经过所述数字降采样处理模块获得低流速档位对应的多普勒信号后,再经过多普勒信号处理模块获得最终的多普勒声谱图和声音输出。

6. 根据权利要求 5 所述的一种脉冲波多普勒成像装置,其特征在于:所述数字降采样处理模块依次包括低通滤波模块和抽取模块。

7. 根据权利要求 5 所述的一种脉冲波多普勒成像装置,其特征在于:所述数字降采样处理模块前有基线调整模块。

一种脉冲波多普勒成像方法及装置

技术领域

[0001] 本发明提出一种脉冲波 (PW) 多普勒成像技术, 尤其是一种一方面可以提高检测灵敏度, 另外一方面可以减少脉冲波多普勒技术中发生的频谱混叠现象的脉冲波多普勒成像方法及装置。

背景技术

[0002] 脉冲波多普勒技术作为超声诊断系统中重要的一项技术, 常用于人体内血流或者运动组织的无损检测。图 1 为典型的彩色多普勒超声诊断系统。超声波经过发射接收开关后由超声探头发射到人体内, 人体内组织和血流的回波信号被探头接收到, 然后经过发射接收开关、低噪声放大 (LNA)、可变增益放大 (VCA)、模数转换 (ADC) 转变成数字信号, 多个通道的数字信号经过数字波束合成 (BF) 后获得当前扫描线上的射频 (RF) 回波, 回波根据成像类型分别进行黑白、彩色、多普勒信号处理, 处理后的结果送到显示模块显示。当系统进行脉冲波多普勒成像时, 系统以设定的脉冲重复频率 (PRF) 进行成像, 成像的 PRF 根据多普勒频移公式:

$$[0003] \quad PRF = 2f_0 V_{scale} / C$$

[0004] 与声谱图对应的血流 / 组织运动速度范围 V_{scale} 一一对应, 其中 f_0 为超声发射频率, C 为声波在组织中传播速度。当血流速度较大时候需要增大成像所用的 PRF, 避免引起频谱混叠; 当血流速度较小时需要降低成像所用的 PRF, 以更准确地测量速度。

[0005] 在现有系统中, 当 PRF 发生变化时, 为了获得最佳的成像效果, 系统会自动调节发射电压值和接收增益, 以取得较好的检测灵敏度: PRF 下降时, 发射电压升高, 同时接收增益可能降低; PRF 上升时, 发射电压降低, 同时接收增益可能升高。

[0006] 在现有技术中, 当流速较低时, PRF 下降、发射电压升高, 但发射电压由于受系统电源支持最大值以及超声功率指标 (机械指数, MI) 等的约束, 无法无限制升高。另外, 发射电压升高, 引起回波幅度增大, 为了避免引起饱和, 需要降低接收增益, 现有的可变增益放大器受技术限制, 增益降低到一定值后, 放大器噪声输出不会继续降低, 因此实际系统的检测灵敏度是下降了。因此实际系统在设定较高 PRF 的时候, 由于可以用较高的增益, 从而获得更好的检测灵敏度。

发明内容

[0007] 本发明提供一种脉冲波多普勒成像方法及装置, 可以保持高 PRF 下的高检测灵敏度的同时, 较低 PRF 成像的时候依然能够保持相同的检测灵敏度。其固定采用一个 PRF_{max} 对 $PRF < PRF_{max}$ 的情况进行扫描成像, 而不是用速度档位 V_{scale} 对应的 PRF 进行扫描成像; 然后通过以对 PRF_{max} 扫描所获得的正交多普勒信号进行数字降采样处理 (包括低通滤波和抽取处理), 实现低速度档位的多普勒信号的检测。

[0008] 本发明为解决上述技术问题所采用的技术方案为:

[0009] 一种脉冲波多普勒成像方法, 其包括以下步骤:

- [0010] A1、对同一扫描深度固定采用预先的设定脉冲重复频率 PRF_{max} 进行扫描。
- [0011] A2、对于用户选定的速度档位 V_{scale} ，当 $V_{scale} > PRF_{max} * C / (2f_0)$ 时，调节 PRF，然后执行 A6 步骤，
- [0012] 当 V_{scale} 不大于 $PRF_{max} * C / (2f_0)$ 时，执行 A3 及以下步骤，
- [0013] 其中： V_{scale} 为血流 / 组织运动速度， f_0 为超声发射频率，PRF 为脉冲重复频率，C 为声波在组织中的传播速度；
- [0014] A3、根据速度档位 V_{scale} ，对按照 PRF_{max} 扫描获得的正交多普勒信号调节数字降采样倍数；
- [0015] A4、对按照 PRF_{max} 扫描获得的正交多普勒信号调节数字降采样滤波器系数；
- [0016] A5、对按照 PRF_{max} 扫描获得的正交多普勒信号进行数字降采样滤波和抽取处理；
- [0017] A6、进行传统多普勒信号处理。

[0018] 步骤 A1 中所述的 $PRF_{max} \leq \frac{1}{\left(\frac{2d}{c} + t_b + t_a\right)}$ ，其中： d 为声波的扫描深度， t_b 为系统扫描在发射前的参数准备时间， t_a 为系统扫描在接收后的等待时间，C 为声波在组织中传播速度。

- [0019] 预先计算好不同深度 d 所支持的最大 PRF_{max} ，
- [0020] 实际成像时根据深度 D_{SV} 和宽度 L_{SV} 计算 $d = D_{SV} + 0.5L_{SV}$ ，然后根据 d 查找预先计算好的 PRF_{max} 表格，找到不小于 d 深度所支持的最大 PRF_{max} 。
- [0021] 低通滤波的截止频率 $f_c \geq 0.5 * PRF_{max} / K$ ，其中 K 为降采样倍数。
- [0022] 一种实现上述的脉冲波多普勒成像方法的装置，多普勒信号经过数字降采样处理模块获得低流速档位对应的多普勒信号，所述多普勒信号经过多普勒信号处理模块获得最终的多普勒声谱图和声音输出。
- [0023] 所述数字降采样处理模块依次包括低通滤波模块和抽取模块。
- [0024] 所述数字降采样处理模块前有基线调整模块。

附图说明

- [0025] 图 1 为现有彩色多普勒超声诊断系统框图；
- [0026] 图 2 为本发明实施例成像方法流程图；
- [0027] 图 3 为采样率为 2000Hz 的原始信号的频谱示意图；
- [0028] 图 4 为直接对图 3 对应的信号进行抽取 2 倍获得采样率为 1000Hz 的信号频谱示意图；
- [0029] 图 5 为对图 3 先进行截止频率为 500Hz 的低通滤波后再抽取 2 倍获得采样率为 1000Hz 的信号频谱示意图；
- [0030] 图 6 为本发明对图 3 对应的信号处理后的信号频谱示意图；
- [0031] 图 7 为本发明实施例结构图。

具体实施方式

- [0032] 下面根据附图和实施例对本发明作进一步详细说明；
- [0033] 本实施例在脉冲多普勒成像非 HPRF (high PRF) 模式下，对某个深度采用固定的

PRF_{max} 进行扫描。当需要降低速度档位时,不是直接降低实际扫描的 PRF,而是通过对按照 PRF_{max} 扫描获得的正交多普勒信号进行数字降采样处理获得。将降采样处理后的多普勒信号再进行频谱分析、声音信号方向分离等传统的多普勒信号处理,获得与传统脉冲多普勒成像等效的谱图和声音输出。当需要增加速度档位时,则直接用更高的 PRF 进行扫描(当所需的 PRF 超过下文方法 1 中给出的 PRF 值后进入 HPRF 模式),不做数字降采样处理(或者降采样率设置为 1),并用传统的多普勒信号处理技术对所获得的正交多普勒信号进行处理,并获得谱图和声音等输出。流程图如图 2 所示。

[0034] 本实施例中 PRF_{max} 的确定方法的几种实施例:

[0035] 方法 1:

[0036] 当前深度所支持的最大 PRF_{max} 可以由声波在某个深度 d 上的来回传播时间 $2*d/c$ 加上系统扫描在发射前的参数准备时间 t_b 和接收后的等待时间 t_a 决定,即

$$[0037] \quad PRF_{\max} = \frac{1}{\left(\frac{2d}{c} + t_b + t_a\right)}$$

[0038] 系统根据实际脉冲波多普勒取样容积 (SV) 的深度 (D_{SV})、SV 的宽度 (L_{SV})、组织中传播的声速、 t_a 和 t_b 精确计算出实际用于扫描的 PRF_{max}。

[0039] 方法 2:

[0040] 根据上述公式预先计算好不同深度 d 所支持的最大 PRF_{max},实际成像时根据 SV 深度和宽度计算 $d = DS_V + 0.5L_{SV}$,然后根据 d 查找预先计算好的 PRF_{max} 表格,找到不小于 d 深度所支持的最大 PRF_{max}。

[0041] 方法 3:

[0042] 根据当前使用的检查模式设定不同深度 d 所支持的最大 PRF_{max},该表中所设 PRF_{max} 值不大于方法 2 所设的对应深度的 PRF_{max} 值。实际成像所用的 PRF_{max} 查表方式同方法 2。

[0043] 由于在该新方法中,采用了较高的 PRF_{max} 进行扫描成像,发射电压较低,系统可以设置较高的增益,从而充分利用了系统的检测灵敏度。当系统需要检测更低流速的血流或者组织运动时候,利用数字降采样处理获得相应速度 scale 对应的正交多普勒信号。在数字降采样处理中,先对原始的正交多普勒信号进行低通滤波,假设降采样的倍数为 K,则低通滤波的截止频率可以设置为 $f_c = 0.5*PRF_{\max}/K$,从而可以有效滤除速度 scale 以外的噪声或者干扰信号,从而进一步提高了正交多普勒信号的信噪比。对低通滤波后的信号进行 K 倍的抽取,即获得降低速度档位之后的多普勒信号。当 K 全为整数时候,可以直接采用间隔 (K-1) 点抽取采样点获得相应的多普勒信号。当 K 可以按分数形式给出时候,即 $K = N/D$,则可以先对低通滤波后的信号升采样 D 倍,然后下抽取 N 倍。数字降采样技术属于数字信号处理的公知技术,因此不在此多述。数字降采样滤波处理可以由硬件 FPGA、DSP 或者 CPU 软件实现。所述低通滤波的截止频率设置也可以令 $f_c > 0.5*PRF_{\max}/K$,只是此时对噪声抑制能力不如 $f_c = 0.5*PRF_{\max}/K$ 的时候。另外,当 $f_c = 0.5*PRF_{\max}/K$ 时,由于抽取降采样的频率符合 Nyquist 采样定律,很少出现频谱混叠现象;而当 $f_c > 0.5*PRF_{\max}/K$ 时,由于不满足采样定律,就容易出现频谱混叠现象。因此, $f_c = 0.5*PRF_{\max}/K$ 作为系统优选低通滤波器截止频率设置。

[0044] 图 3-6 给出了降采样频谱的示意图,其中图 3 为原始信号的频谱(采样率为

2000Hz), 图 4 为直接对图 A 对应的信号进行抽取 2 倍获得采样率为 1000Hz 的信号频谱, 图 5 为先进进行截止频率为 500Hz (如图 3 中虚线框所示为低通滤波通带范围) 的低通滤波后再抽取 2 倍获得采样率为 1000Hz 的信号频谱。其中 $N(f)$ 为信号包含的白噪声幅度为 1。由图可见, 直接抽取 2 倍的信号发生了频谱混叠, 并且噪声幅度也上升了。而经过低通滤波后再进行抽取处理的, 噪声幅度不变而且信号不会发生频谱混叠。

[0045] 由图 3 可知实际信号的最大频率约为 750Hz, 因此经过 $f_c = 500\text{Hz}$ 的低通滤波后, 部分高频信号被滤除了。在传统的脉冲波多普勒成像中通过基线平移处理可以获得不混叠的频谱图, 即如图 4 所示的谱图向负频率方向移动 250Hz, 即可以获得不发生混叠的频谱。在本发明提出的方法中同样可以实现上述结果。具体实现方法为: 在降采样低通滤波之前, 对正交多普勒信号乘以一个频率为 -250Hz 的复正弦信号

[0046] $\exp\{-j2\pi t*250/2000\}$

[0047] 然后再进行降采样低通滤波和抽取处理, 即可获得如图 6 所示的频谱。可见在新方法中, 在保持噪声幅度不变和频谱不发生混叠的优势下, 也同样能够支持基线平移的处理。

[0048] 图 7 给出了新方法的一种实现装置的示意图, 即系统以 PRF_{\max} 扫描获得的多普勒信号经过可选的基线调整模块后, 再经过数字降采样处理模块 (其中包含低通滤波和抽取的功能模块), 即获得了低流速档位对应的多普勒信号, 该多普勒信号经过传统多普勒信号处理模块即获得最终的多普勒声谱图和声音输出。

[0049] 本领域技术人员不脱离本发明的实质和精神, 可以有多种变形方案实现本发明, 以上所述仅为本发明较佳可行的实施例而已, 并非因此局限本发明的权利范围, 凡运用本发明说明书及附图内容所作的等效结构变化, 均包含于本发明的权利范围之内。

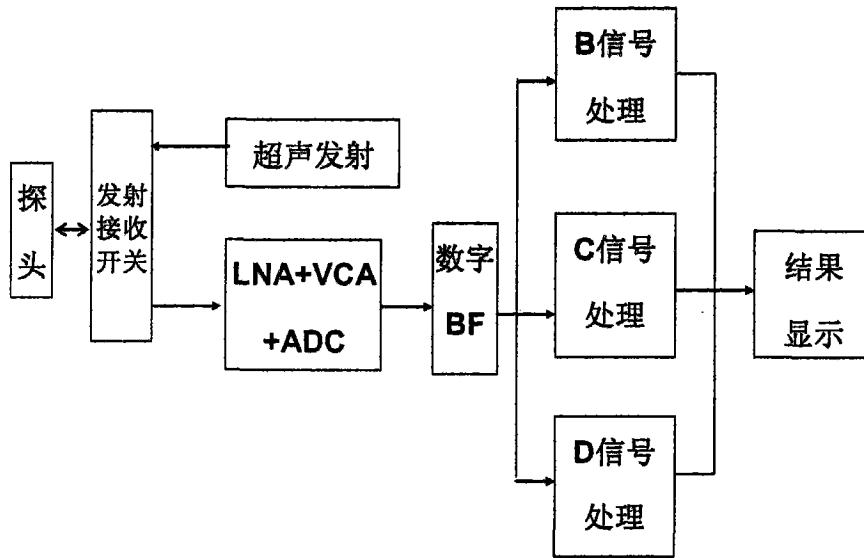


图 1

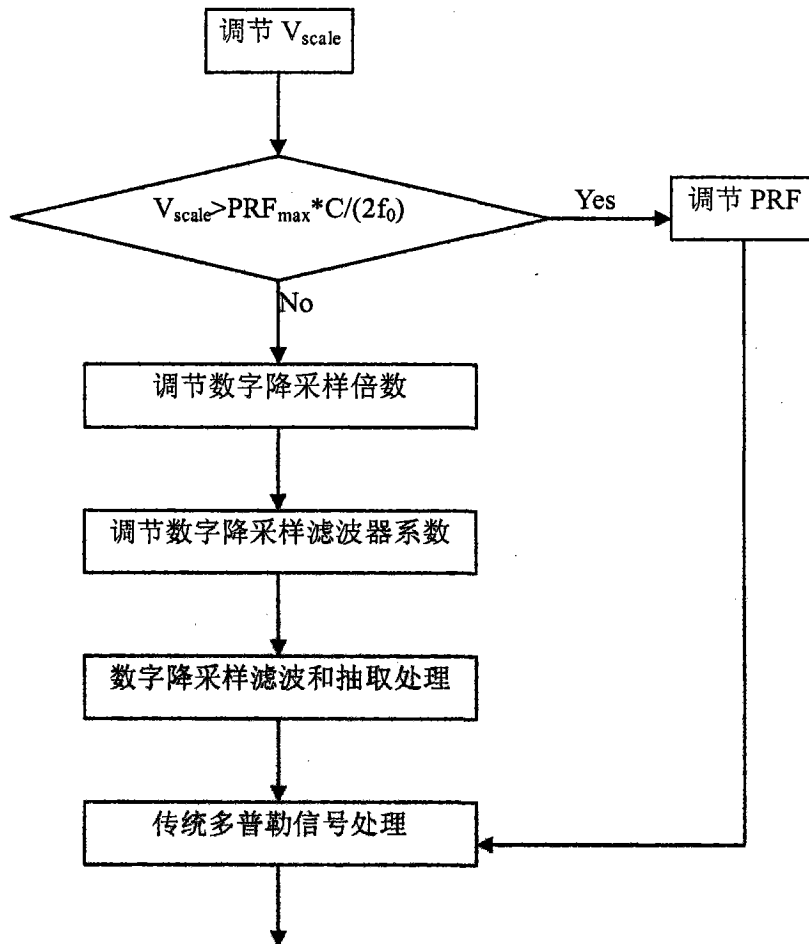


图 2

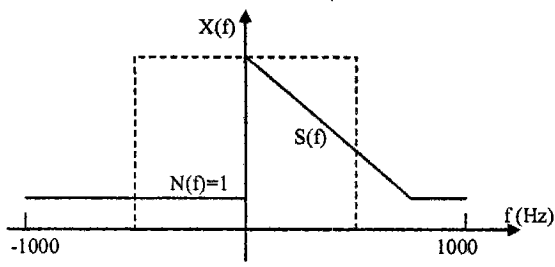


图 3

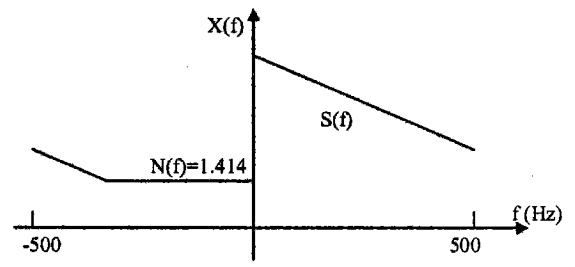


图 4

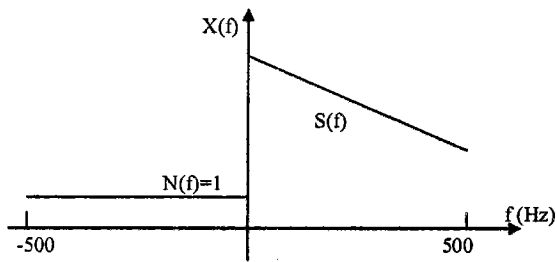


图 5

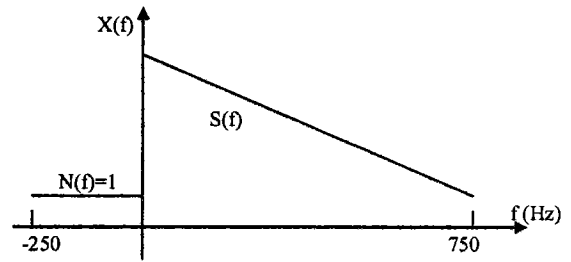


图 6

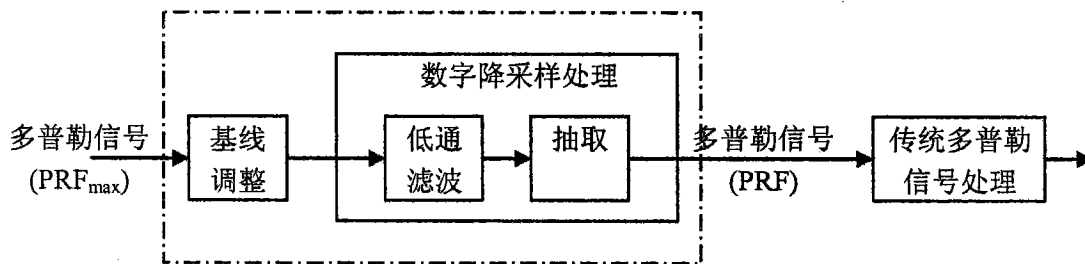


图 7