



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104665876 A

(43) 申请公布日 2015. 06. 03

(21) 申请号 201510068249. 0

(22) 申请日 2015. 02. 10

(71) 申请人 深圳大学

地址 518000 广东省深圳市南山区南海大道
3688 号

(72) 发明人 刘维湘 李杰 覃正笛 陈思平

(74) 专利代理机构 深圳市科进知识产权代理事
务所(普通合伙) 44316

代理人 宋鹰武 沈祖锋

(51) Int. Cl.

A61B 8/06(2006. 01)

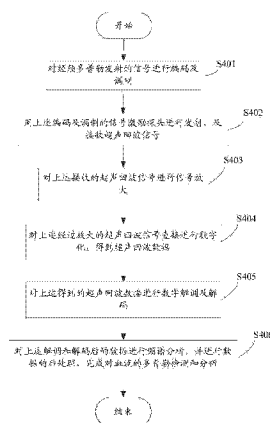
权利要求书1页 说明书3页 附图1页

(54) 发明名称

经颅多普勒血流检测方法

(57) 摘要

本发明涉及一种经颅多普勒血流检测方法,包括:对经颅多普勒发射的信号进行编码及调制;用上述编码及调制的信号激励探头进行发射,及接收超声回波信号;对上述接收的超声回波信号进行信号放大;对上述经过放大的超声回波信号直接进行数字化,得到超声回波数据;对上述得到的超声回波数据进行数字解调及解码;对上述解调和解码后的数据进行频谱分析,并进行数据的后处理,完成对血流的多普勒检测和分析。本发明采用全数字化方案,使得系统小型化、低功耗,能够显示全深度的血流信息,提高回波信号的信噪比、系统的检测灵敏度及超声穿透能力。



1. 一种经颅多普勒血流检测方法,其特征在于,该方法包括如下步骤:

- 对经颅多普勒发射的信号进行编码及调制;
- 用上述编码及调制的信号激励探头进行发射,及接收超声回波信号;
- 对上述接收的超声回波信号进行信号放大;
- 对上述经过放大的超声回波信号直接进行数字化,得到超声回波数据;
- 对上述得到的超声回波数据进行数字解调及解码;
- 对上述解调和解码后的数据进行频谱分析,并进行数据的后处理,完成对血流的多普勒检测和分析。

2. 如权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述的激励包括:传统脉冲激励及编码激励。

3. 如权利要求 1 或 2 所述的方法,其特征在于,所述的步骤 e 具体包括:

采用数字正交解调技术对超声回波数据进行解调;

对解调后 I 和 Q 信号进行低通滤波;

对解调后的超声回波数据进行解码。

4. 如权利要求 3 所述的方法,其特征在于,所述的对解调后 I 和 Q 信号进行低通滤波具体包括:

$$\text{采用} \begin{cases} I = LPF \left[\cos \left(2\pi f_0 \vec{t} / f_s + \pi/4 \right) \cdot \vec{x} \right] \\ Q = LPF \left[\sin \left(2\pi f_0 \vec{t} / f_s + \pi/4 \right) \cdot \vec{x} \right] \end{cases} \text{进行低通滤波,}$$

其中, $\vec{t}$ 为时间矢量, $\vec{x}$ 为每次发射所采集的回波信号矢量, $LPF[\cdot]$ 表示低通滤波的过程, I 和 Q 分别代表解调后的两路正交信号。

5. 如权利要求 3 所述的方法,其特征在于,所述的对解调后的超声回波数据进行解码具体包括:

$$\text{采用} s(n) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^M (c_i(m), s_{dem(i)}(m)) \text{ 解码,}$$

其中, $c_i(m)$ 代表每一段的码,共有 N 段,码的长度为 M, $s_{dem(i)}(m)$ 代表已经经过数字正交解调的信号。

6. 如权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述的后处理包括但不限于,滤波及降采样,以实时显示全深度信息。

经颅多普勒血流检测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种经颅多普勒血流检测方法。

背景技术

[0002] 超声多普勒血流检测是利用超声波多普勒效应来实现血流动力学检测的一门技术,经颅多普勒是检测颅内动脉的血流的一种仪器。

[0003] 目前,国内市场上的经颅多普勒血流检测仪器都是采用传统模拟电路和数字信号处理相结合的非全数字系统,其信号的解调、壁信号的压制甚至深度信息提取都是在模拟电路部分解决,仅仅是血流谱分析的过程是在数字域中进行。

[0004] 大规模模拟电路的使用不仅导致了系统体积大、功耗大。更重要的是,模拟器件的不稳定性限制了系统的性能,造成系统灵敏度低、准确性差、深度信息和系统信噪比不够等,而且还会引入噪声。

[0005] 另外,超声波在人体传播中相对于距离成指数衰减,离探头较远的目标所接收的超声信号很弱,携带信息的回波信号的信噪比很低,导致远处目标成像受噪声干扰严重,成像质量下降,特别是在颅内动脉血流检测上,由于超声波需要穿透颅骨,巨大的衰减甚至导致远处目标不能成像。这样,不仅无法为医生提供快速、准确和可靠的诊断依据,而且在临床诊断中非常依赖医生的经验和手法。

[0006] 可见现有技术的缺点如下:仪器体积大、功耗大、灵敏度低、深度信息不充分、超声穿透能力不足和系统信噪比不够等。

发明内容

[0007] 有鉴于此,有必要提供一种经颅多普勒血流检测方法。

[0008] 本发明提供一种经颅多普勒血流检测方法,该方法包括如下步骤:a. 对经颅多普勒发射的信号进行编码及调制;b. 用上述编码及调制的信号激励探头进行发射,及接收超声回波信号;c. 对上述接收的超声回波信号进行信号放大;d. 对上述经过放大的超声回波信号直接进行数字化,得到超声回波数据;e. 对上述得到的超声回波数据进行数字解调及解码;f. 对上述解调和解码后的数据进行频谱分析,并进行数据的后处理,完成对血流的多普勒检测和分析。

[0009] 其中,所述的激励包括:传统脉冲激励及编码激励。

[0010] 所述的步骤e具体包括:采用数字正交解调技术对超声回波数据进行解调;对解调后I和Q信号进行低通滤波;对解调后的超声回波数据进行解码。

[0011] 所述的对解调后I和Q信号进行低通滤波具体包括:采用

$$\begin{cases} I = LPF \left[\cos \left(2\pi f_0 \vec{t} / f_s + \pi/4 \right) \cdot \vec{x} \right] \\ Q = LPF \left[\sin \left(2\pi f_0 \vec{t} / f_s + \pi/4 \right) \cdot \vec{x} \right] \end{cases} \text{ 进行低通滤波, 其中, } \vec{t} \text{ 为时间矢量, } \vec{x} \text{ 为每次发射所采}$$

集的回波信号矢量,LPF[·]表示低通滤波的过程,I和Q分别代表解调后的两路正交信号。

[0012] 所述的对解调后的超声回波数据进行解码具体包括：采用

$$s(n) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^M (c_i(m), s_{dem(i)}(m)) \text{ 解码, 其中, } c_i(m) \text{ 代表每一段的码, 共有 } N \text{ 段, 码的长度为 } M, s_{dem(i)}(m) \text{ 代表已经经过数字正交解调的信号。}$$

度为 M , $s_{dem(i)}(m)$ 代表已经经过数字正交解调的信号。

[0013] 所述的后处理包括但不限于, 滤波及降采样, 以实时显示全深度信息。

[0014] 本发明一种经颅多普勒血流检测方法, 采用全数字化方案, 将没有经过任何处理的原始回波信号数字化, 从而让后续的信号处理都在数字域中进行, 有效减少信号损失、保留所有的深度信息; 在数字信号处理中, 利用数字解调技术来对回波信号进行解调, 增加了解调的准确性和稳定性, 且占用系统资源少, 运算简单; 仅使用一个集成芯片完成几乎所有的信号处理工作, 降低系统的复杂度和功耗, 提高系统的稳定性, 实现系统芯片化、小型化和低功耗; 实时地检测和显示全深度的血流信息, 让医生可以自定义血流的位置, 并为医生提供丰富的血流信息, 大大降低了医生对经验和手法的依赖; 很方便地引入编码激励技术, 在不增加发射信号的瞬时功率的前提下, 提高信号的平均发射能量, 借助匹配滤波器的处理, 提高回波信号的信噪比、系统的检测灵敏度、超声穿透能力, 同时提高成像的分辨率。此外, 本发明也很好解决了经颅多普勒的远场目标无法成像的问题。

附图说明

[0015] 图 1 为本发明经颅多普勒血流检测方法的流程图。

具体实施方式

[0016] 下面结合附图及具体实施例对本发明作进一步详细的说明。

[0017] 参阅图 1 所示, 是本发明经颅多普勒血流检测方法较佳实施例的作业流程图。

[0018] 步骤 S401, 对经颅多普勒发射的信号进行编码及调制。

[0019] 步骤 S402, 用上述编码及调制的信号激励探头进行发射, 及接收超声回波信号。具体而言:

[0020] 本实施例利用 FPGA(Field-Programmable Gate Array, 即现场可编程门阵列) 芯片, 用上述编码及调制的信号激励探头进行发射, 在不增加发射信号的瞬时功率的前提下, 提高信号的平均发射能量, 在提高检测灵敏度和超声信号的穿透能力的同时提高成像分辨率。其中, 所述激励包括: 传统脉冲激励及编码激励。

[0021] 步骤 S403, 对上述接收的超声回波信号进行信号放大。具体而言:

[0022] 本实施例对上述接收的超声回波信号进行初级放大。

[0023] 步骤 S404, 对上述经过放大的超声回波信号直接进行数字化, 得到超声回波数据。具体而言:

[0024] 对上述经过放大的超声回波信号进行模数转换, 将所述超声回波信号由模拟信号转换为数字信号, 得到超声回波数据。

[0025] 步骤 S405, 对上述得到的超声回波数据进行数字解调及解码。具体如下:

[0026] 第一步, 将 A/D 转换后的超声回波数据进行解调处理。本实施例采用数字正交解调技术, 比传统模拟器件解调的方法具有更高的稳定性和准确性, 避免了模拟解调的一系

列缺点,如增益平衡、正交相位平衡、直流偏置、阻抗匹配等。而且过程简单,占用极少的软件系统资源。在数字解调技术中,为了减少软件的同步运算过程,关键是使数字信号的采样频率与发射信号的载波同步,也就是说,数字信号的采样频率必须是发射信号的频谱载波的整数倍,而且使用的一定是同一个时钟源。本实施例中,探头发射的载波频率为 $f_0 = 2\text{MHz}$,数字信号的采样频率为探头发射的载波频率的 4 倍,也就是 $f_s = 8\text{MHz}$ (均来自同一个晶振的时钟源)。在正交解调之后,对解调后 I 和 Q 信号做低通滤波处理。在数字信号处理过程中,是一个十分直接和简要的过程:

$$[0027] \quad \begin{cases} I = LPF \left[\cos \left(2\pi f_0 \vec{t} / f_s + \pi/4 \right) \cdot \vec{x} \right] \\ Q = LPF \left[\sin \left(2\pi f_0 \vec{t} / f_s + \pi/4 \right) \cdot \vec{x} \right] \end{cases},$$

[0028] 其中, $\vec{t}$ 为时间矢量, $\vec{x}$ 为每次发射所采集的回波信号矢量, $LPF[\cdot]$ 表示低通滤波的过程, I 和 Q 分别代表解调后的两路正交信号。

[0029] 第二步,对解调后的超声回波数据进行解码。根据编码理论,解码是一个自相关的过程,由下式表示:

$$[0030] \quad s(n) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^M (c_i(m), s_{dem(i)}(m))$$

[0031] 其中, $c_i(m)$ 代表每一段的码,共有 N 段,码的长度为 M, $s_{dem(i)}(m)$ 代表已经经过数字正交解调的信号。

[0032] 步骤 S406,对上述解调和解码后的数据进行频谱分析,并进行数据的后处理,完成对血流的多普勒检测和分析。具体而言:

[0033] 本实施例在 FPGA 芯片中对上述解调和解码后的数据进行,包括但不限于滤波及降采样频谱分析的后处理,实时显示全深度信息。

[0034] 虽然本发明参照当前的较佳实施方式进行了描述,但本领域的技术人员应能理解,上述较佳实施方式仅用来说明本发明,并非用来限定本发明的保护范围,任何在本发明的精神和原则范围之内,所做的任何修饰、等效替换、改进等,均应包含在本发明的权利保护范围之内。

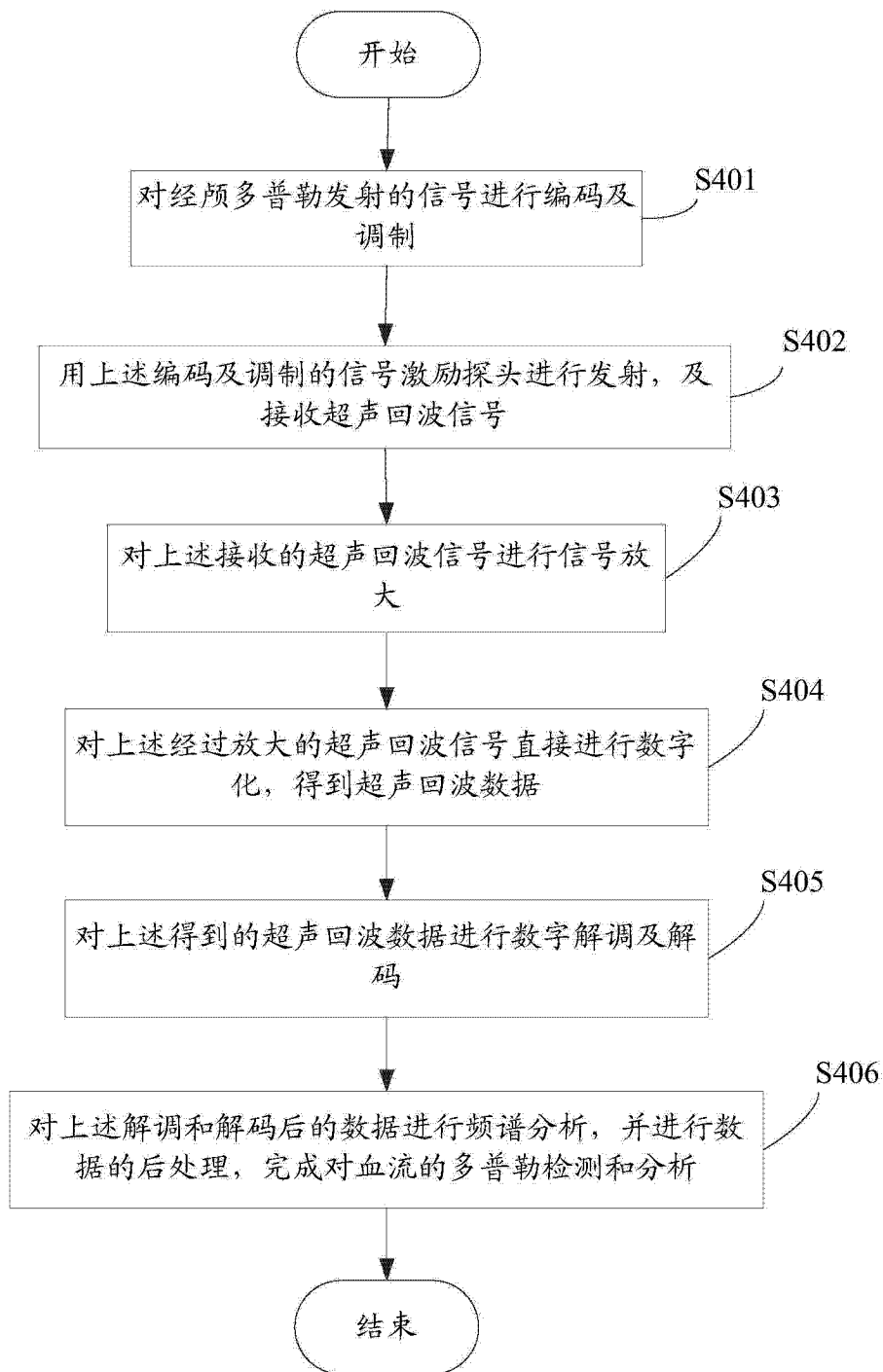


图 1

专利名称(译)	经颅多普勒血流检测方法		
公开(公告)号	CN104665876A	公开(公告)日	2015-06-03
申请号	CN201510068249.0	申请日	2015-02-10
[标]申请(专利权)人(译)	深圳大学		
申请(专利权)人(译)	深圳大学		
当前申请(专利权)人(译)	深圳大学		
[标]发明人	刘维湘 李杰 覃正笛 陈思平		
发明人	刘维湘 李杰 覃正笛 陈思平		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/488 A61B8/52		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种经颅多普勒血流检测方法，包括：对经颅多普勒发射的信号进行编码及调制；用上述编码及调制的信号激励探头进行发射，及接收超声回波信号；对上述接收的超声回波信号进行信号放大；对上述经过放大的超声回波信号直接进行数字化，得到超声回波数据；对上述得到的超声回波数据进行数字解调及解码；对上述解调和解码后的数据进行频谱分析，并进行数据的后处理，完成对血流的多普勒检测和分析。本发明采用全数字化方案，使得系统小型化、低功耗，能够显示全深度的血流信息，提高回波信号的信噪比、系统的检测灵敏度及超声穿透能力。

