



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111067571 A

(43)申请公布日 2020.04.28

(21)申请号 201911358595.7

(22)申请日 2019.12.25

(71)申请人 中国科学院苏州生物医学工程技术研究所

地址 215163 江苏省苏州市高新区科技城科灵路88号

(72)发明人 江挺益 崔峻峤 焦阳 邵维维 李昕泽

(74)专利代理机构 北京远大卓悦知识产权代理事务所(普通合伙) 11369

代理人 张川

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

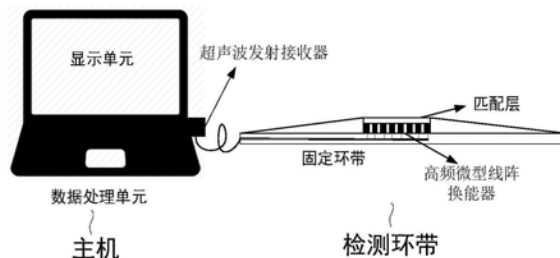
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

超声血液检测方法及装置

(57)摘要

本发明公开了一种超声血液检测方法及装置,该方法为:采用具有波束偏转发射和波束合成发射功能的高频微型线阵换能器进行超声波的发射和超声回波信号的接收;通过接收的超声回波信号计算测试体血液中红细胞作为散射元的散射元平均间距,通过与正常血流进行比较,从而对测试体血液中的红细胞浓度进行评估。本发明利用线阵换能器偏转发射的特性实现血流流速的准确有效测量(宏观特征),利用线阵换能器波束合成的特性提高回波信号信噪比,利用高频超声空间分辨率高的特性实现血液的血红细胞平均间距的表征(微观特征),从而推导出血液浓度的变化;能够同时得到流动血液的两种特性:流速和浓度,为血液评估提供了更多的信息。



1. 一种超声血液检测方法,其特征在于,该方法为:

采用具有波束偏转发射和波束合成发射功能的高频微型线阵换能器进行超声波的发射和超声回波信号的接收;

通过接收的超声回波信号计算测试体血液中红细胞作为散射元的散射元平均间距,通过与正常血流进行比较,从而对测试体血液中的红细胞浓度进行评估。

2. 根据权利要求1所述的超声血液检测方法,其特征在于,所述超声回波信号先经过放大、滤波、A/D变换处理后再进行散射元平均间距计算。

3. 根据权利要求2所述的超声血液检测方法,其特征在于,所述高频微型线阵换能器上设置有若干个阵元。

4. 根据权利要求3所述的超声血液检测方法,其特征在于,其中,进行散射元平均间距计算的具体步骤包括:

1) 计算一段时间内进行若干次超声检测后获得的所有超声回波信号的RF数据;

2) 对每一个阵元对应的每一组RF数据,利用散射元平均间距算法计算得到MSS值,并进行血管内和血管外的MSS值的区分,提取血管内的MSS值并求平均,然后在时间维度上求积分,得到一个与血液浓度呈正相关的参数mMSS;

3) 以正常血流的mMSS作为基准值,将测试体的mMSS与之比较,当测试体的mMSS大于基准值时,判定测试体的血液红细胞浓度偏低,当测试体的mMSS小于基准值时,判定测试体的血液红细胞浓度偏高。

5. 根据权利要求4所述的超声血液检测方法,其特征在于,所述步骤1) 具体包括:

所述高频微型线阵换能器每完成一次发射和接收,即得到特定深度区域内一组RF数据,每一个阵元都得到一组RF数据,若干个阵元的若干组RF数据全部先保存起来得到一个二维数组;一段时间,所述高频微型线阵换能器连续进行n次发射和接收,得到n个二维数组,从而形成一个三维矩阵;该三维矩阵里包含的数据即为该段时间内,血流流过所述高频微型线阵换能器时,血管内红细胞散射回来的所有超声回波信号的RF数据。

6. 根据权利要求5所述的超声血液检测方法,其特征在于,所述步骤2) 具体包括:

2-1) 假设第一个阵元对应的第一组RF数据为一个列向量 $x(n)$,先进行一次傅里叶变换得到频域信号 $X(\omega)$:

$$X(\omega) = FT\{x(n)\};$$

再进行倒谱变换得到倒谱信号 $C(n)$:

$$C(n) = IFT\{\text{Log}(X(\omega))\};$$

最后将倒谱信号画出曲线,利用局部峰值的方法找到强散射元的位置,记录位置并计算位置之间的间距,最终求平均得到一个均值作为MSS值;这样就得到每一个阵元对应的所有RF数据并计算得到的每一个阵元对应的MSS值;

2-2) 把所述步骤2-1) 得到的MSS的值随着时间变化的所有值输出变化曲线,每一个阵元对应一条MSS随时间变化的曲线,每相邻的两个阵元对应的MSS变化曲线之间求互相关系数,把所有计算得到的互相关系数和对应阵元分别作为纵坐标和横坐标,画出一条拟合曲线,找到相关系数发生重大突变的位置,从而确定血管的边界位置及其所对应的回波信号,去除血管外的回波信号的MSS计算结果,提取血管内的MSS值并求平均,然后在时间维度上求积分,得到一个与血液浓度呈正相关的参数mMSS。

7. 一种超声血液检测装置,其特征在於,其採用如权利要求1-6中任意一项所述的方法进行检测体表血管内红细胞浓度的超声检测。

8. 根据权利要求7所述的超声血液检测装置,其特征在於,该装置包括检测环带和主机;

所述检测环带包括超声发射接收探头和固定用环带,所述超声发射接收探头为具有波束偏转发射和波束合成发射功能的用于进行超声波的发射和超声回波信号的接收的高频微型线阵换能器,所述高频微型线阵换能器上设置的阵元数量为8个、16个、24个或32个。

9. 根据权利要求8所述的超声血液检测装置,其特征在於,所述主机包括依次连接的超声波发射接收器、数据处理单元和显示单元。

10. 根据权利要求9所述的超声血液检测装置,其特征在於,所述超声波发射接收器包括超声发射模块和超声接收模块,所述超声发射模块通过编程实现各个独立阵元的延迟发射,从而实现波束偏转发射和波束合成发射的功能;

所述超声接收模块接收高频的超声回波信号,并对信号进行放大、滤波、A/D变换处理后传输至所述数据处理单元;

所述数据处理单元通过超声回波信号计算测试体血液中红细胞作为散射元的散射元平均间距,并完成对测试体血液中的红细胞浓度的评估。

超声血液检测方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及医用病变检测及辅助诊断技术领域,特别涉及一种超声血液检测方法及装置。

背景技术

[0002] 彩色多普勒超声技术已经在临床上适用于诊断心血管疾病、体表器官炎性病变和妇科疾病等[1]。多普勒超声能够反映血流的不同流速和不同状态,包括层流,涡流,湍流,而且具有无创、无放射、快捷、廉价等优点。[2]

[0003] 然而一部分疾病,会造成红细胞在血液中的平衡失调,结果使得红细胞数量减少或增多,从而引起贫血或红细胞增多症,比如白血病,溶血性贫血,早期血栓等。[3、4]这些疾病的诊断通过检测血流流速和流向的变化往往难以诊断,此时通过检测红细胞数量或浓度变化状况对鉴别和诊断这些疾病具有重要的临床意义[5]。

[0004] 目前的体外血液检测装置主要有以下几点不足之处:第一:多采用有损检测的方法,需要抽取患者血液才能进行检测,增加了患者的痛苦,而且需要专业人员操作。第二,现有检测仪器多为专业检测设备,不方便患者的日常使用。

[0005] 而作为无损检测血流状况的最常用技术,超声多普勒技术,其基本原理是超声探头发出一定强度的超声波,当超声波遇见运动的血液时,由于超声波的波长大于血液中的红细胞的直径(血液成分中红细胞的直径最大),超声波遇到红细胞时将发生散射。同时由于红细胞在运动,所以散射的回波信号发生了多普勒频移,速度越大,频移也就越大。通过分析回波信号中的频移量,结合多普勒技术相关的数学公式,即可推算出红细胞的移动速度[6]。但是,超声多普勒技术难以推算出血液中红细胞的数量或者浓度,因而无法对白血病或者溶血性贫血等疾病的诊断提供依据。

[0006] 另外有一种定量超声评估方法可以检测培养皿中细胞的分布状况[7]。其基本原理是根据细胞的散射信号,利用倒谱分析的方法得到一个区域内细胞与细胞之间的平均间距,从而定量的评估培养皿当中的细胞分布情况。但目前尚没有研究人员利用该方法评估血液状况,有以下几方面原因:第一,回波信号的信噪比太低,导致计算不够准确。第二,流动的血液中血红细胞随机分布且处于运动状态,导致计算结果不稳定。所以,目前尚没有研究人员利用散射元平均间距的方法评估血液中红细胞的数量或者浓度。

[0007] 因此,开发一种结构简单、测量结果准确、操作方便、无创的用于检测体表血管内血红细胞浓度变化的超声血液检测方法和装置就显得具有重要意义。

[0008] 参考文献

- [0009] [1]林礼务,林新霖,薛恩生.浅表器官与血管疾病彩色多普勒超声诊断图谱[M].2006.
- [0010] [2]纪承寅.多普勒超声诊断与检测数据[M].2007.
- [0011] [3]黄梓伦.红细胞增多症[J].临床血液学杂志,1989.
- [0012] [4]陆道培.白血病治疗学[M].2012.

[0013] [5]刘新月.新编白血病细胞形态诊断学[M].2008.

[0014] [6]汪源源,陈曦,张羽,王威琪.利用超声多普勒技术检测血栓[J].声学技术(1):29-33.

[0015] [7]Nasr,R.,et al.(2015).Mean scatterer spacing estimation from pellets using cepstral analysis:A preliminary study.2015International Conference on Advances in Biomedical Engineering(ICABME),IEEE.

发明内容

[0016] 本发明所要解决的技术问题在于针对上述现有技术中的不足,提供一种超声血液检测方法及装置。

[0017] 为解决上述技术问题,本发明采用的技术方案是:一种超声血液检测方法,该方法为:

[0018] 采用具有波束偏转发射和波束合成发射功能的高频微型线阵换能器进行超声波的发射和超声回波信号的接收;

[0019] 通过接收的超声回波信号计算测试体血液中红细胞作为散射元的散射元平均间距,通过与正常血流进行比较,从而对测试体血液中的红细胞浓度进行评估。

[0020] 优选的是,所述超声回波信号先经过放大、滤波、A/D变换处理后再进行散射元平均间距计算。

[0021] 优选的是,所述高频微型线阵换能器上设置有若干个阵元。

[0022] 优选的是,其中,进行散射元平均间距计算的具体步骤包括:

[0023] 1)计算一段时间内进行若干次超声检测后获得的所有超声回波信号的RF数据;

[0024] 2)对每一个阵元对应的每一组RF数据,利用散射元平均间距算法计算得到MSS值,并进行血管内和血管外的MSS值得区分,提取血管内的MSS值并求平均,然后在时间维度上求积分,得到一个与血液浓度呈正相关的参数mMSS;

[0025] 3)以正常血流的mMSS作为基准值,将测试体的mMSS与之比较,当测试体的mMSS大于基准值时,判定测试体的血液红细胞浓度偏低,当测试体的mMSS小于基准值时,判定测试体的血液红细胞浓度偏高。

[0026] 优选的是,所述步骤1)具体包括:

[0027] 所述高频微型线阵换能器每完成一次发射和接收,即得到特定深度区域内一组RF数据,每一个阵元都得到一组RF数据,若干个阵元的若干组RF数据全部先保存起来得到一个二维数组;一段时间,所述高频微型线阵换能器连续进行n次发射和接收,得到n个二维数组,从而形成一个三维矩阵;该三维矩阵里包含的数据即为该段时间内,血流流过所述高频微型线阵换能器时,血管内红细胞散射回来的所有超声回波信号的RF数据。

[0028] 优选的是,所述步骤2)具体包括:

[0029] 2-1)假设第一个阵元对应的第一组RF数据为一个列向量 $x(n)$,先进行一次傅里叶变换得到频域信号 $X(\omega)$:

[0030] $X(\omega) = FT\{x(n)\}$;

[0031] 再进行倒谱变换得到倒谱信号 $C(n)$:

[0032] $C(n) = IFT\{\text{Log}(X(\omega))\}$;

[0033] 最后将倒谱信号画出曲线,利用局部峰值的方法找到强散射元的位置,记录位置并计算位置之间的间距,最终求平均得到一个均值作为MSS值;这样就得到每一个阵元对应的所有RF数据并计算得到的每一个阵元对应的MSS值;

[0034] 2-2)把所述步骤2-1)得到的MSS的值随着时间变化的所有值输出变化曲线,每一个阵元对应一条MSS随时间变化的曲线,每相邻的两个阵元对应的MSS变化曲线之间求互相关系数,把所有计算得到的互相关系数和对应阵元分别作为纵坐标和横坐标,画出一条拟合曲线,找到相关系数发生重大突变的位置,从而确定血管的边界位置及其所对应的回波信号,去除血管外的回波信号的MSS计算结果,提取血管内的MSS值并求平均,然后在时间维度上求积分,得到一个与血液浓度呈正相关的参数mMSS。

[0035] 本发明还提供一种超声血液检测装置,其采用如上所述的方法进行检测体表血管内血红细胞浓度的超声检测。

[0036] 优选的是,该装置包括检测环带和主机;

[0037] 所述检测环带包括超声发射接收探头和固定用环带,所述超声发射接收探头为具有波束偏转发射和波束合成发射功能的用于进行超声波的发射和超声回波信号的接收的高频微型线阵换能器,所述高频微型线阵换能器上设置的阵元数量为8个、16个、24个或32个。

[0038] 优选的是,所述主机包括依次连接的超声波发射接收器、数据处理单元和显示单元。

[0039] 优选的是,所述超声波发射接收器包括超声发射模块和超声接收模块,所述超声发射模块通过编程实现各个独立阵元的延迟发射,从而实现波束偏转发射和波束合成发射的功能;

[0040] 所述超声接收模块接收高频的超声回波信号,并对信号进行放大、滤波、A/D变换处理后传输至所述数据处理单元;

[0041] 所述数据处理单元通过超声回波信号计算测试体血液中红细胞作为散射元的散射元平均间距,并完成对测试体血液中的红细胞浓度的评估。

[0042] 本发明的有益效果是:本发明通过高频微型线阵换能器可以实现偏转发射和波束合成,波束合成可以增加回波信号的信噪比,而偏转发射可以保证超声波的传播方向与血管轴线保持锐角,实现高频超声波的斜入射,血液中的红细胞作为散射元,收集散射回来的所有高频回波信号。通过设计的算法计算得到散射元平均间距,从而评估血液中红细胞浓度;

[0043] 本发明中,利用线阵换能器偏转发射的特性实现血流流速的准确有效测量(宏观特征),利用线阵换能器波束合成的特性提高回波信号信噪比,利用高频超声空间分辨率高的特性实现血液的血红细胞平均间距的表征(微观特征),从而推导出血液浓度的变化。基于此,本发明能够同时得到流动血液的两种特性:流速和浓度,为血液评估提供了更多的信息,这也为诊断与血液相关的疾病提供了更多维度的信息。

[0044] 本发明的高频线阵换能器非常小巧,其尺寸可以加工的足够小(<1cm),因此可以很方便的固定到任何待检测部位的体表,不仅可以实时的检测,而且可以长时间的监测。长时间监测的意义在于可以长时间记录数据随时间的变化,根据不同病人的真实情况,更加准确的判断血液浓度的异常值,并作出及时的提示。整个过程都是无创的,不用抽取血液,

全程无痛苦。

附图说明

- [0045] 图1为本发明的实施例2中的超声血液检测装置的原理结构示意图；
- [0046] 图2为本发明的实施例2中的检测环带的俯视方向的示意图；
- [0047] 图3为本发明的实施例2中的超声血液检测装置的检测原理示意图；
- [0048] 图4为本发明的实施例2中超声发射接收探头位置调整的示意图；
- [0049] 图5为本发明的超声血液检测装置的结构示意图；
- [0050] 图6为本发明的实施例1中的三维矩阵的示意图。

具体实施方式

[0051] 下面结合实施例对本发明做进一步的详细说明,以令本领域技术人员参照说明书文字能够据以实施。

[0052] 应当理解,本文所使用的诸如“具有”、“包含”以及“包括”术语并不排除一个或多个其它元件或其组合的存在或添加。

[0053] 实施例1

[0054] 一种超声血液检测方法,该方法总体构思为:

[0055] 采用具有波束偏转发射和波束合成发射功能的高频微型线阵换能器进行超声波的发射和超声回波信号的接收;

[0056] 通过接收的超声回波信号计算测试体血液中红细胞作为散射元的散射元平均间距,通过与正常血流进行比较,从而对测试体血液中的红细胞浓度进行评估。

[0057] 其中,超声回波信号先经过放大、滤波、A/D变换等预处理后再进行散射元平均间距计算。

[0058] 其中,高频微型线阵换能器上设置有若干个阵元。根据检测部位的不同,可以设计成具有8个、16个、24个或32个微型阵元的高频微型线阵换能器。

[0059] 其中,进行散射元平均间距 (Mean Scattering Spacing, MSS) 计算的具体步骤包括:

[0060] 1) 计算一段时间内进行若干次超声检测后获得的所有超声回波信号的RF数据:

[0061] 高频微型线阵换能器每完成一次发射和接收,即可得到特定深度区域(事先确定的血管的深度位置)内一组RF数据,每一个阵元都得到一组RF数据,若干个阵元的若干组RF数据全部先保存起来得到一个二维数组(横向量为阵元数,纵向量为RF数据);一段时间,高频微型线阵换能器连续进行n次发射和接收,本实施例中进行100次发生,得到100个二维数组,从而形成一个三维矩阵;如图5,该三维矩阵里包含的数据即为该段时间内,血流流过高频微型线阵换能器时,血管内红细胞散射回来的所有超声回波信号的RF数据。

[0062] 2) 对每一个阵元对应的每一组RF数据,利用散射元平均间距算法计算得到MSS值,并进行血管内和血管外的MSS值得区分,提取血管内的MSS值并求平均,然后在时间维度上求积分,得到一个与血液浓度呈正相关的参数mMSS。具体为:

[0063] 2-1) 假设第一个阵元对应的第一组RF数据为一个列向量 $x(n)$,先进行一次傅里叶变换得到频域信号 $X(\omega)$:

[0064] $X(\omega) = \text{FT}\{x(n)\}$;

[0065] 再进行倒谱变换得到倒谱信号 $C(n)$;

[0066] $C(n) = \text{IFT}\{\text{Log}(X(\omega))\}$;

[0067] 最后将倒谱信号画出曲线,利用局部峰值的方法找到强散射元的位置,记录位置并计算位置之间的间距,最终求平均得到一个均值作为MSS值;这样就得到每一个阵元对应的所有RF数据并计算得到的每一个阵元对应的MSS值;

[0068] 2-2) 把步骤2-1)得到的MSS的值随着时间变化的所有值输出变化曲线,每一个阵元对应一条MSS随时间变化的曲线,每相邻的两个阵元对应的MSS变化曲线之间求互相关系数,把所有计算得到的互相关系数和对应阵元分别作为纵坐标和横坐标,画出一条拟合曲线,找到相关系数发生重大突变的位置,从而确定血管的边界位置及其所对应的回波信号,去除血管外的回波信号的MSS计算结果。实现的基本原理是:血管内的血液和血管外的组织的MSS值差别必然很大。

[0069] 2-3) 区分了血管内和血管外的MSS值之后,提取血管内的MSS值并求平均,然后在时间维度上求积分,得到一个与血液浓度呈正相关的参数mMSS。参照图6,其基本原理是,浓度高的血液在一段空间区域内的红细胞数量更多,导致散射元之间的间距(inter scattering spacing, ISS)大部分会减小,从而导致散射元平均间距MSS值降低。反之,亦然,浓度低的血液导致MSS值偏高。在时间维度上的积分可以放大这种差异,使得mMSS值的差异性更加明显。

[0070] 3) 以正常血流的mMSS作为基准值,将测试体的mMSS与之比较,当测试体的mMSS大于基准值时,判定测试体的血液红细胞浓度偏低,当测试体的mMSS小于基准值时,判定测试体的血液红细胞浓度偏高。

[0071] 本发明中,通过高频微型线阵换能器可以实现偏转发射和波束合成,波束合成可以增加回波信号的信噪比,而偏转发射可以保证超声波的传播方向与血管轴线保持锐角,实现高频超声波的斜入射,血液中的红细胞作为散射元,收集散射回来的所有高频回波信号。通过设计的算法计算得到散射元平均间距,从而评估血液中红细胞浓度变化。最后把处理结果可通过图表形式展现,直观且容易理解。

[0072] 本发明中,利用线阵换能器偏转发射的特性实现血流流速的准确有效测量(宏观特征),利用线阵换能器波束合成的特性提高回波信号信噪比,利用高频超声空间分辨率高的特性实现血液的血红细胞平均间距的表征(微观特征),从而推导出血液浓度的变化。基于此,本发明能够同时得到流动血液的两种特性,流速和浓度,为血液评估提供了更多的信息,这也为诊断与血液相关的疾病提供了更多维度的信息。

[0073] 另一方面,本发明的高频线阵换能器非常小巧,其尺寸可以加工的足够小($<1\text{cm}$),因此可以很方便的固定到任何待检测部位的体表,不仅可以实时的检测,而且可以长时间的监测。长时间监测的意义在于可以长时间记录数据随时间的变化,根据不同病人的真实情况,更加准确的判断血液浓度的异常值,并作出及时的提示。整个过程都是无创的,不用抽取血液,全程无痛苦。

[0074] 实施例2

[0075] 基于实施例1的方法,提供一种超声血液检测装置,该装置采用实施例1的方法进行检测体表血管内血红细胞浓度的超声检测。参照图1和2,该装置包括检测环带和主机。

[0076] 其中,检测环带包括超声发射接收探头和固定用环带,超声发射接收探头为具有波束偏转发射和波束合成发射功能的用于进行超声波的发射和超声回波信号的接收的高频微型线阵换能器,高频微型线阵换能器上设置的阵元数量为8个、16个、24个或32个。本发明中,高频的微型线阵换能器带来了至少三个好处:第一,高频线阵换能器的尺寸可以加工到足够小($<1\text{cm}$),利用固定环带就可以比较方便和准确地贴合在待测部位表面;第二,线阵的多阵元换能器,可以通过控制每个阵元延迟发射超声波的时间,实现波束合成和波束偏转;第三,高频的换能器产生高频的超声波,在相同组织中传播,波速是一定的,因此高频超声波的波长更短,回波信号的空间分辨率更高,后期处理回波数据的时候可以得到更为准确的结果。高频微型线阵换能器表面是一层匹配层,用于换能器材料和皮肤表面进行声阻抗的匹配,增加超声波入射体内的能量。整个微型线阵换能器通过固定环带固定在待检测部位的皮肤表面。换能器的引线都通过集成电路技术埋在固定环带内部,然后通过多轴导线与主机相连。

[0077] 其中,主机包括依次连接的超声波发射接收器、数据处理单元和显示单元。超声波发射接收器包括超声发射模块和超声接收模块,超声发射模块通过编程实现各个独立阵元的延迟发射,从而实现波束偏转发射和波束合成发射的功能;超声接收模块接收高频的超声回波信号,并对信号进行放大、滤波、A/D变换等预处理后得到超声射频(radio frequency, RF)信号,然后传输至数据处理单元;数据处理单元对超声射频信号进行如实施例1中的分析处理,这里主要包括散射元平均间距的算法、多普勒流速估计算法以及一些积分算法,实现对测试体血液中的红细胞浓度的评估,最终数据处理的结果以图表的形式在显示单元中显示。

[0078] 参照图3,为本实施例的装置的检查原理示意图,该装置的检测过程为:

[0079] 1、先在待检测部位的皮肤表面涂抹一层超声耦合剂,涂抹时避免引入气泡影响超声波的入射。随后将检测环带中的高频线阵换能器放置于待检测部位表面,超声发射模块开始同时向各个阵元激发,向人体组织内部发射平面超声波,回波信号被超声发射接收探头接收并传递到超声接收模块进行放大、滤波、A/D转换等处理,接着信号被传输至数据处理单元。在数据处理单元中进行多普勒血流算法分析,得到超声视窗下的血管的位置和血流的方向。此时,会出现三种情况,每一种情况采用不同的调整方案。第一种情况,超声视窗下没有检测到血流,这个时候应该调整成像参数或者调整探头的位置,直到找到血管为止。第二种情况,超声波束的方向与血流的方向成接近90度的夹角,这个时候多普勒效应非常弱,会导致血流信号很弱,可以在超声发射模块中切换为波束偏转发射,通过波束偏转发射达到特定的入射角度,增强血流多普勒信号(如图4a)。第三种情况,直接可以很好的观察到血流信号,那就保持所有阵元同时激励形成的平面波发射,同时将探头利用固定环带直接固定好(如图4b)。

[0080] 2、以上步骤1是为了把超声发射接收探头正确的放置在待测部位表面,并初步确定血管的深度位置和血流流动方向,为后期的数据处理提供基础参数。当超声发射接收探头的位置调整到位,并且得到了血管的位置和血流的流向,接下来在超声发射模块中切换为波束合成发射,提升回波信号信噪比。回波信号继续被超声发射接收探头接收并传递到超声接收模块进行放大、滤波、A/D转换等处理,接着信号又被传输至数据处理单元,按实施例1中的方法,在数据处理单元中进行散射元平均间距算法分析,得到最终的检测结果,并

通过显示单元显示输出。

[0081] 尽管本发明的实施方案已公开如上,但其并不仅仅限于说明书和实施方式中所列运用,它完全可以被适用于各种适合本发明的领域,对于熟悉本领域的人员而言,可容易地实现另外的修改,因此在不背离权利要求及等同范围所限定的一般概念下,本发明并不限于特定的细节。

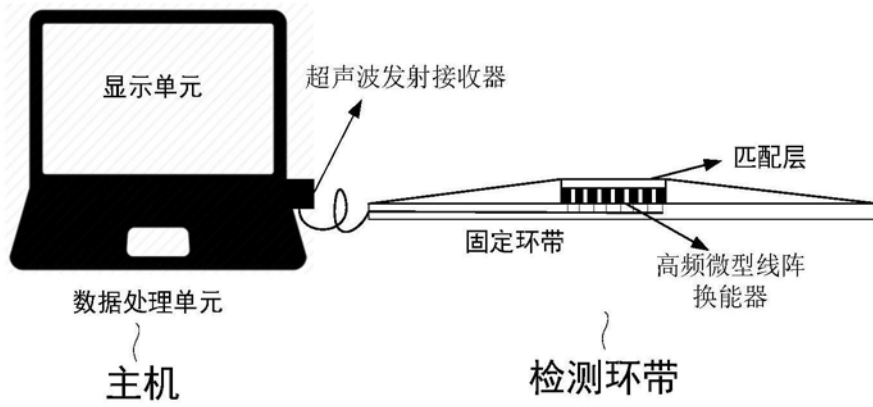


图1



图2

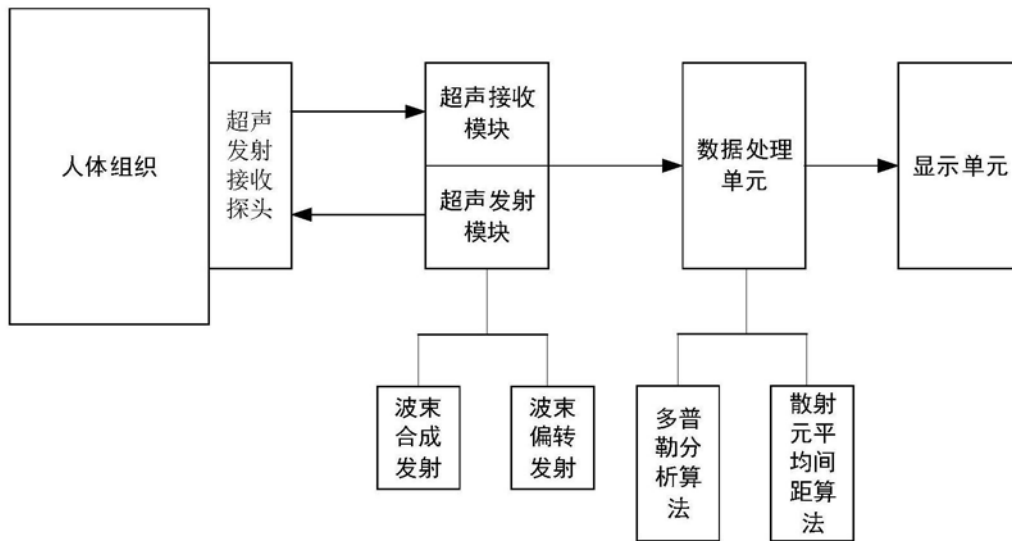


图3

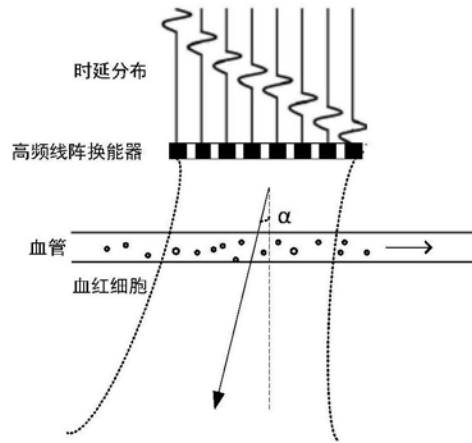


图4a

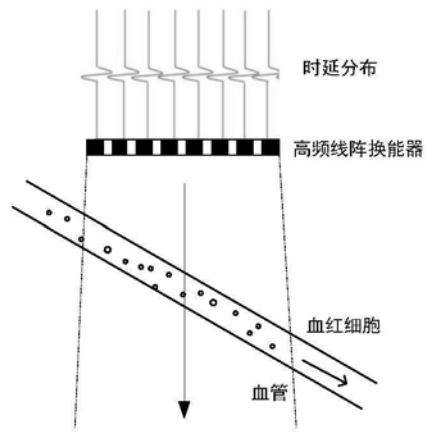


图4b

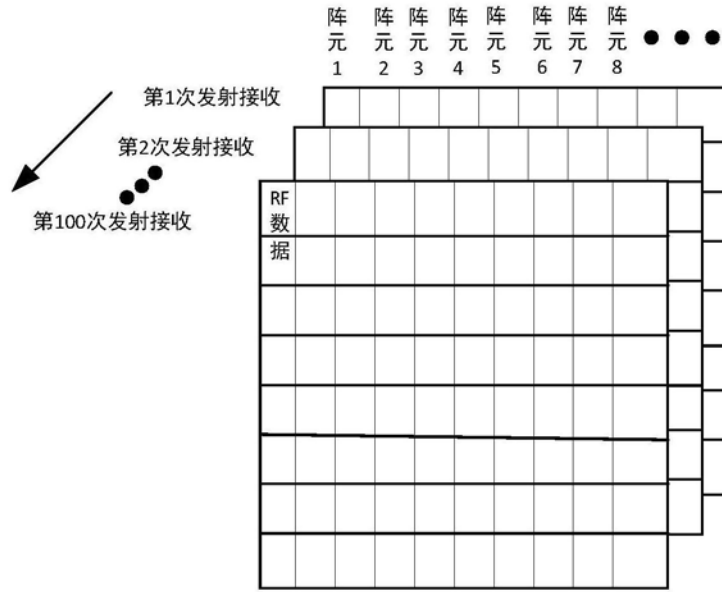


图5

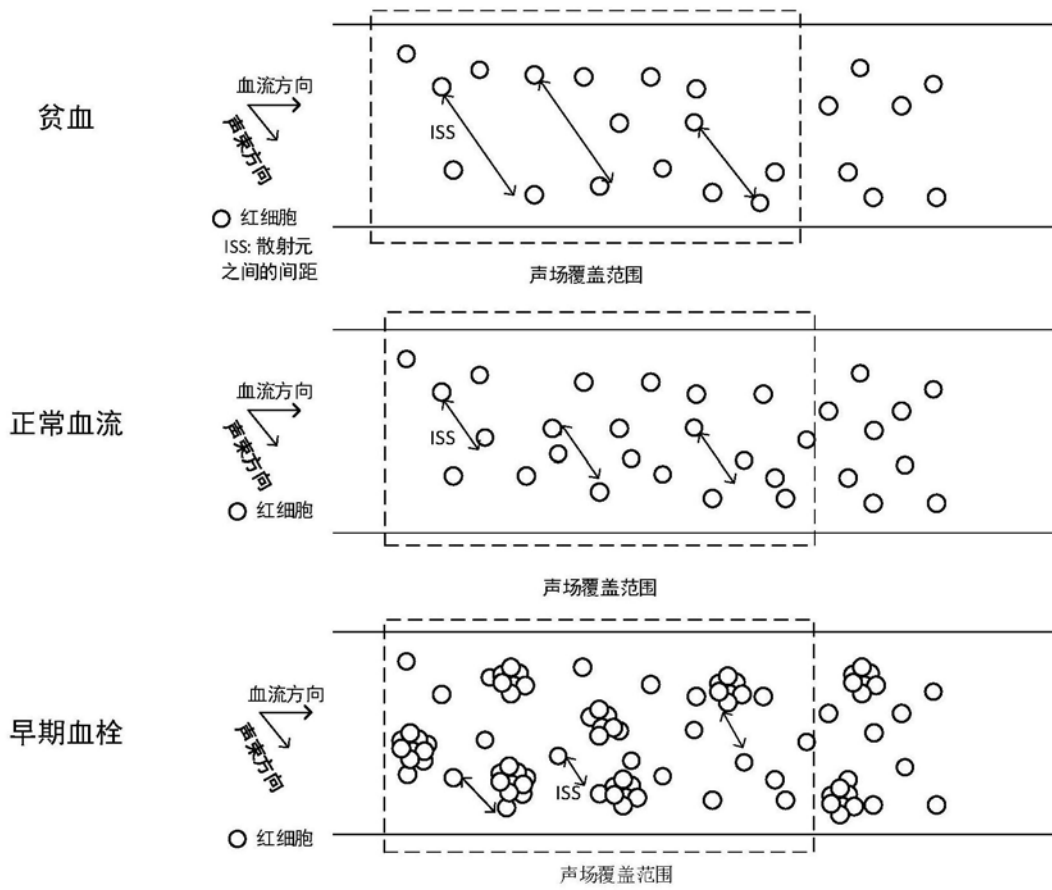


图6

专利名称(译)	超声血液检测方法及装置		
公开(公告)号	CN111067571A	公开(公告)日	2020-04-28
申请号	CN201911358595.7	申请日	2019-12-25
[标]申请(专利权)人(译)	中国科学院苏州生物医学工程技术研究所		
申请(专利权)人(译)	中国科学院苏州生物医学工程技术研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院苏州生物医学工程技术研究所		
[标]发明人	江挺益 崔峭峣 焦阳 邵维维 李昕泽		
发明人	江挺益 崔峭峣 焦阳 邵维维 李昕泽		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/488		
代理人(译)	张川		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声血液检测方法及装置，该方法为：采用具有波束偏转发射和波束合成发射功能的高频微型线阵换能器进行超声波的发射和超声回波信号的接收；通过接收的超声回波信号计算测试体血液中红细胞作为散射元的散射元平均间距，通过与正常血流进行比较，从而对测试体血液中的红细胞浓度进行评估。本发明利用线阵换能器偏转发射的特性实现血流流速的准确有效测量(宏观特征)，利用线阵换能器波束合成的特性提高回波信号信噪比，利用高频超声空间分辨率高的特性实现血液的血红细胞平均间距的表征(微观特征)，从而推导出血液浓度的变化；能够同时得到流动血液的两种特性：流速和浓度，为血液评估提供了更多的信息。

