

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局



(43) 国际公布日
2012 年 4 月 5 日 (05.04.2012)

PCT

(10) 国际公布号
WO 2012/041196 A1

(51) 国际专利分类号:

A61B 8/06 (2006.01)

(21) 国际申请号:

PCT/CN2011/080153

(22) 国际申请日:

2011 年 9 月 26 日 (26.09.2011)

(25) 申请语言:

中文

(26) 公布语言:

中文

(30) 优先权:

201010503688.7 2010 年 9 月 28 日 (28.09.2010) CN

(71) 申请人 (对除美国外的所有指定国): 深圳迈瑞生物

医疗电子股份有限公司 (SHENZHEN MIN-

DRAY BIO-MEDICAL ELECTRONICS CO., LTD.)

[CN/CN]; 中国广东省深圳市南山区高新技术产业

园区科技南十二路迈瑞大厦 1-4 层, Guangdong

518057 (CN)。

(72) 发明人: 及

(75) 发明人/申请人 (仅对美国): 马忠伟 (MA, Zhong-

wei) [CN/CN]; 中国广东省深圳市南山区高新技术

产业园区科技南十二路迈瑞大厦 1-4 层, Guang-

dong 518057 (CN)。李雷 (LI, Lei) [CN/CN]; 中国

广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦 1-4 层, Guangdong 518057 (CN)。

(74) 代理人: 深圳鼎合诚知识产权代理有限公司

(DHC LAW OFFICE); 中国广东省深圳市福田区金

田路与福华路交汇处现代商务大厦 2201, Guang-

dong 518048 (CN)。

(81) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的国家

保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB,

BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR,

CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB,

GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP,

KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS,

LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX,

MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL,

PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM,

ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US,

UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。

(84) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的地区

保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ,

NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM,

AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT,

BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR,

HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO,

[见续页]

(54) Title: DOPPLER COLOR BLOOD FLOW IMAGING METHOD AND DEVICE

(54) 发明名称: 一种多普勒彩色血流成像方法和装置

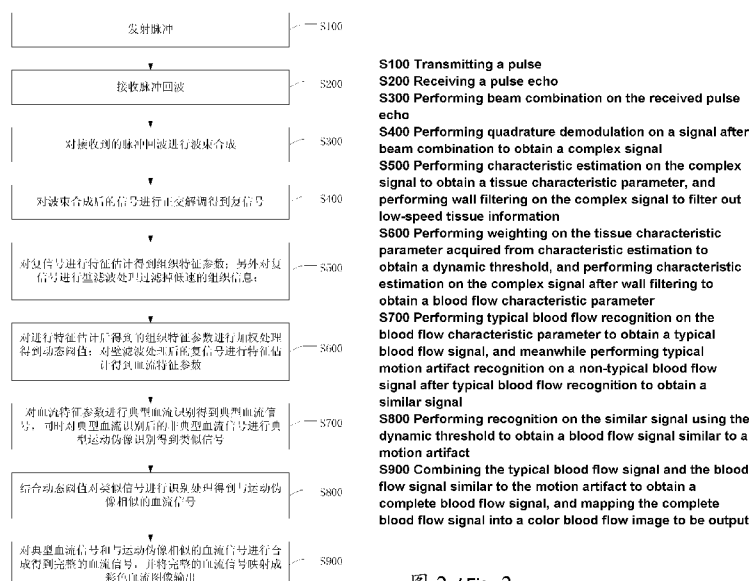


图 2 / Fig. 2

(57) Abstract: A Doppler color blood flow imaging method and device. The method mainly comprises steps of: performing quadrature demodulation on a signal after beam combination to obtain a complex signal (S400); performing characteristic estimation on the complex signal to obtain a tissue characteristic parameter, and performing wall filtering on the complex signal to filter out low-speed tissue information (S500); performing weighting on the tissue characteristic parameter acquired from characteristic estimation to obtain a dynamic threshold, and performing characteristic estimation on the complex signal after wall filtering to obtain a blood flow characteristic parameter (S600); performing typical blood flow recognition on the blood flow characteristic parameter to obtain a typical blood flow signal, and meanwhile performing typical motion artifact recognition on a non-typical blood flow signal after typical blood flow recognition to obtain a similar signal (S700); performing recognition on the similar signal using the dynamic

threshold to obtain a blood flow signal similar to a motion artifact (S800); and combining the typical blood flow signal and the blood flow signal similar to the motion artifact to obtain a complete blood flow signal (S900). This method can be used to obtain a complete and accurate blood flow image, thereby enhancing the accuracy of the diagnosis.

[见续页]



PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, **本国际公布:**

CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, — 包括国际检索报告(条约第 21 条(3))。
TD, TG)。

(57) 摘要:

一种多普勒彩色血流成像方法和装置,其中方法主要步骤为:对波束合成后的信号进行正交解调得到复信号(S400);对复信号进行特征估计得到组织特征参数,另外对复信号进行壁滤波处理过滤掉低速的组织信息(S500);对进行特征估计后得到的组织特征参数进行加权处理得到动态阈值,对壁滤波处理后的复信号进行特征估计得到血流特征参数(S600);对血流特征参数进行典型血流识别得到典型的血流信号,同时对典型血流识别后的非典型的血流信号进行典型运动伪像识别得到类似信号(S700);结合动态阈值对类似信号进行识别处理得到与运动伪像相似的血流信号(S800);对典型血流信号和与运动伪像相似的血流信号进行合成得到完整的血流信号(S900)。该方法可得到完整准确的血流图像,提高诊断的准确性。

发明名称：一种多普勒彩色血流成像方法和装置

技术领域

- [1] 本发明涉及超声成像领域，尤其涉及的是一种多普勒彩色血流成像方法和装置。

背景技术

- [2] 超声波是指频率在20KHz以上的机械波，在医学诊断、测距和探伤等方面具有广泛的用途。医学超声一般包含有换能器、发射接收电路和数字信号处理等模块。在发射电路的驱动下，换能器把电信号转化为超声波发射到人体组织中。超声波在人体组织中传输，会出现吸收、反射、折射和散射等现象。其中散射的信号会有一部分返回到换能器中，并被再次转化为模拟电信号。接收电路会把这些接收到的模拟电信号转化为数字信号。然后通过数字信号处理环节，把有用的信息提取出来，然后转化为人眼容易识别的图像信号。
- [3] 在人体组织中，超声波在各个器官中的传播特性是不相同的，因此就会造成换能器接收到的散射回波能量有一定差异。换能器发射一个脉冲，然后根据超声波传播速度，可以在不同时刻采集到一系列表示深度的回波幅度数据。换能器在同一切面内不同位置发射多个脉冲，就可以得到一组表示此切面内不同位置超声波散射回波能量差异的二维数据。这种能量差异可以被映射为不同的图像灰度，从而生成一幅二维黑白图像（简称二维图像），可以描述人体组织的结构。
- [4] 超声波传播过程中，介质如果发生移动，会产生多普勒现象。如果介质面向换能器运动，散射回波频率会升高；如果介质背向换能器运动，散射回波频率会降低。在检测多普勒效应时，换能器会向组织内同一位置发出一系列相同的超声波脉冲，脉冲重复频率决定最大可检测到的介质移动速度。由于血流不断运动，因此相邻脉冲回波的相位可能会发生变化。自相关估计是一种常见相位差分析算法，可以把多普勒效应产生的特征估计为速度、能量和方差三个物理量。自相关估计得到的速度信息可以映射为伪彩信息，生成的伪彩图像可以被称

为多普勒彩色血流图像（以下简称血流图像）。自相关估计得到的能量信息也可以映射为伪彩信息，生成的伪彩图像可以被称为能量图像。

- [5] 在医学超声诊断中，医生关心的运动介质主要为血液，但是并不是只有血液运动才会产生多普勒效应，组织运动同样可以产生多普勒效应（比如呼吸）。因此需要使用特殊的技术去除非血液运动产生的多普勒信息，才能使医生更容易的进行诊断。一般情况下，自相关得到的数据含三种产生机制：普通噪声、非血液运动和血液运动。在评估血液运动时，普通噪声和非血液运动都是医生不需要的。普通噪声产生的原因很复杂，常见的原因比如声波的衰减和反射、聚焦不准和电路热噪声等。普通噪声不是由多普勒效应产生，因此在壁滤波后能量值较低，通常可以通过设置能量阈值方法识别。非血液运动引起的噪声被称为运动伪像，通常由多普勒效应产生，比如呼吸、心肌壁的运动、组织运动和探头移动等。血液运动产生的信号被称为血流信号，典型的血流信号和运动伪像都有自己的特征，容易区分；但是一部分血流信号和运动伪像有着相似的特征（比如有类似的能量和速度），因此不易用传统的方法去除。

- [6] 血流识别技术在医学超声中具有重要作用，因此许多方法被用来识别血流信号。最基本的方法是设置能量阈值，高于阈值的被识别为血流信号；低于阈值的被识别为噪声。此种方法对能量较低的常规噪声效果显著，但是对能量较大的运动伪像抑制效果不明显。第二种方法是提高壁滤波的截止频率，此种方法对运动伪像有一定抑制作用。但是有些运动伪像频率较高，单纯提高壁滤波截止频率无法完全滤除。此外，选择恰当的截止频率也是较难处理的问题，过高的截止频率会过滤掉一些低速的血流信号。第三种方法是对正交解调后的信号进行两次自相关估计，一次经过壁滤波，另一次未经过壁滤波。然后对两次估计的结果进行比较，然后识别出运动伪像。此种方法可以准确识别一部分运动伪像，但是某些情况下，血流信号在壁滤波前后也有一定联系，因此此种方法容易把血流信号误识别为运动伪像，导致错误的处理结果。

- [7] 因此，现有血流识别技术还有待于改进和发展。

对发明的公开

技术问题

- [8] 本发明的目的在于提供一种多普勒彩色血流成像方法和装置，旨在解决现有的多普勒彩色血流成像中难以将类似血流信号的运动伪像去除的问题。

技术解决方案

- [9] 本发明的技术方案如下：
- [10] 一种多普勒彩色血流成像方法，其包括以下步骤：
- [11] 发射脉冲；
- [12] 接收脉冲回波；
- [13] 对接收到的脉冲回波进行波束合成；
- [14] 对波束合成后的信号进行正交解调得到复信号；
- [15] 对复信号进行特征估计得到组织特征参数；并且对复信号进行壁滤波处理以过滤掉低速的组织信息；
- [16] 对组织特征参数进行加权处理得到动态阈值；对壁滤波处理后的复信号进行特征估计得到血流特征参数；
- [17] 对血流特征参数进行典型血流识别得到典型的血流信号，同时对典型血流识别后的非典型的血流信号进行典型运动伪像识别得到类似信号；
- [18] 结合动态阈值对类似信号进行识别处理得到与运动伪像相似的血流信号；
- [19] 对典型血流信号和与运动伪像相似的血流信号进行合成得到完整的血流信号，并将完整的血流信号映射成彩色血流图像输出。
- [20] 一种多普勒彩色血流成像装置，其包括：
- [21] 用于发射脉冲的发射电路；
- [22] 用于将脉冲转换为超声波发射出去并接收脉冲回波信号的探头；
- [23] 用于对回波信号进行放大，模数转换的接收电路；
- [24] 用于对接收到的脉冲回波进行波束合成的波束合成模块；
- [25] 用于对波束合成后的信号进行正交解调的正交解调模块；
- [26] 用于对正交解调后的复信号进行壁滤波处理的壁滤波模块；
- [27] 用于对正交解调后的复信号进行特征估计的第一特征估计模块；
- [28] 用于计算动态阈值的动态阈值计算模块；
- [29] 用于对壁滤波处理后的复信号做特征估计得到血流特征参数的第二特征估计模

块；

- [30] 用于对血流特征参数进行典型血流识别的典型血流识别模块；
- [31] 用于通过对血流特征参数进行典型运动伪像识别的典型运动伪像识别模块；
- [32] 用于识别类似信号中血流信号的类似信号识别模块；
- [33] 用于对典型血流信号和与运动伪像相似的血流信号进行合成的血流信号合成模块；
- [34] 用于将B型二维信号和完整的血流信号映射成图像的图像输出模块，
- [35] 其中，发射电路、探头、接收电路、波束合成模块、正交解调模块、壁滤波模块、第二特征估计模块、典型血流识别模块依次连接；所述典型血流识别模块连接血流信号合成模块，所述典型血流识别模块还连接典型运动伪像识别模块；所述典型运动伪像识别模块连接类似信号识别模块；
- [36] 所述正交解调模块还依次连接第一特征估计模块和动态阈值计算模块，所述动态阈值计算模块连接类似信号识别模块；所述类似信号识别模块连接血流信号合成模块；
- [37] 所述正交解调模块还依次连接包络检测模块和图像输出模块，所述血流信号合成模块连接图像输出模块。

有益效果

- [38] 本发明的有益效果：本发明通过对壁滤波前后的特征进行综合评估，然后把血流信号和运动伪像分离开。最后，综合独立血流信号与从类似信号中识别出来的血流信号，最终得到充盈的血流信号。

附图说明

- [39] 图1是本发明实施例提供的多普勒彩色血流成像系统的系统框图；
- [40] 图2是本发明实施例提供的多普勒彩色血流成像方法的方法流程图；
- [41] 图3A、3B、3C、3D和3E是自相关后各信号的能量速度二维图；
- [42] 图4A和4B是一种血流信号壁滤波前后的归一化频谱特征图；
- [43] 图5A和5B是一种运动伪像壁滤波前后的归一化频谱特征图。

本发明的实施方式

- [44] 本发明将自相关后的信息分为四种：普通噪声、类似信号（具有相似特征的血

流信号和运动伪像)、独立血流信号和独立运动伪像。普通噪声的能量较低,可通过能量阈值区分。对于独立血流信号和独立运动伪像,由于其具有独立的特征,很容易单独提取。比如独立血流信号具有速度高和能量适中的特征;而独立运动伪像则具有速度低和能量大的特征。对于具有独立特征的信号,其识别正确率很高,应当优先保证。而对于类似信号,需要使用壁滤波前后的特征进行综合评估,然后把血流信号和运动伪像分离开。最后,综合独立血流信号与从类似信号中识别出来的血流信号,得到最终充盈的血流信号。

[45] 为使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚、明确,以下参照附图并举实施例对本发明进一步详细说明。

[46] 本发明的框图如图1所示。其包括:用于发射脉冲的发射电路;用于将脉冲转换为超声波发射出去并接收脉冲回波信号的探头;用于对回波信号进行放大,模数转换的接收电路;用于对接收到的脉冲回波进行波束合成的波束合成模块;用于对波束合成后的信号进行正交解调的正交解调模块;用于对正交解调后的信号进行包络检测的包络检测模块;用于对正交解调后的信号进行壁滤波处理的壁滤波模块;用于对正交解调后的信号进行特征估计的第一特征估计模块;用于计算动态阈值的动态阈值计算模块;用于对壁滤波处理后的信号做特征估计得到血流特征参数的第二特征估计模块;用于对血流特征参数进行典型血流识别的典型血流识别模块;用于通过对血流特征参数进行典型运动伪像识别的典型运动伪像识别模块;用于识别类似信号中血流信号的类似信号识别模块;用于对典型血流信号和与运动伪像相似的血流信号进行合成的血流信号合成模块;用于将B型二维信号和完整的血流信号还原成图形输出的图像输出模块。

[47] 其中,发射电路、探头、接收电路、波束合成模块、正交解调模块、壁滤波模块、第二特征估计模块、典型血流识别模块依次连接;所述典型血流识别模块连接血流信号合成模块;所述典型血流识别模块还连接典型运动伪像识别模块;所述典型运动伪像识别模块连接类似信号识别模块。

[48] 所述正交解调模块还依次连接第一特征估计模块和动态阈值计算模块,所述动态阈值计算模块连接类似信号识别模块;所述类似信号识别模块连接血流信号合成模块。

- [49] 所述正交解调模块还依次连接包络检测模块和图像输出模块，所述血流信号合成模块连接图像输出模块。
- [50] 发射电路产生发射脉冲，传递到探头的换能器上转化为超声波。超声波在人体组织中发生一系列物理过程，如折射、反射和散射等，一部分能量返回到换能器中并被转化为模拟电信号。模拟电信号经过模数转换后成为数字信号。通过波束合成模块将换能器上多阵元接收到的信号进行有效整合，并输出聚焦良好的超声回波幅度信号。通过正交解调模块将回波幅度信号转化为复信号。对复信号求取包络就得到了B型二维图像数据。
- [51] 然后对复信号直接进行特征估计得到组织特征参数，其中特征估计可以采用自相关估计也可以是使用快速傅里叶变换、傅里叶变换、自回归模型等进行特征估计。对复信号的另一处理方法是对复信号先进行壁滤波处理后再进行特征估计得到血流特征参数，其中特征估计可以采用自相关估计也可以是使用快速傅里叶变换、傅里叶变换、自回归模型等进行特征估计。通过对血流特征参数进行典型血流识别和典型运动伪像识别得到一种类似信号，该类似信号中既包括有血流信号的数据也包括运动伪像的数据。在进行典型血流识别时还可得到典型的血流信号数据。需要通过对组织特征参数进行加权处理得到一组动态阈值，来将血流信号从类似信号中识别出来。最终将典型的血流信号数据和从类似信号中识别出来的血流信号数据合成得到完整的血流图像数据，通过图像输出模块可以将B型二维图像和血流图像同时显示出来。
- [52] 为了能够更好的得到组织特征参数，可以在对复信号直接进行特征估计前加入一个低通滤波器，从而可以保留组织成分，消除血流信号干扰。
- [53] 参见图2，本发明实施例提供的多普勒彩色血流成像方法的方法流程，其包括以下步骤：
- [54] 步骤S100：发射脉冲。
- [55] 步骤S200：接收脉冲回波。
- [56] 步骤S300：对接收到的脉冲回波进行波束合成。
- [57] 步骤S400：对波束合成后的信号进行正交解调得到复信号。
- [58] 步骤S500：对复信号进行特征估计得到组织特征参数；另外对复信号进行壁滤

波处理过滤掉低速的组织信息。

- [59] 步骤S600: 对进行特征估计后得到的组织特征参数进行加权处理得到动态阈值; 对壁滤波处理后的复信号进行特征估计得到血流特征参数。
- [60] 步骤S700: 对血流特征参数进行典型血流识别得到典型血流信号, 同时对典型血流识别后的非典型血流信号进行典型运动伪像识别得到类似信号。
- [61] 步骤S800: 结合动态阈值对类似信号进行识别处理得到与运动伪像相似的血流信号。
- [62] 步骤S900: 对典型血流信号和与运动伪像相似的血流信号进行合成得到完整的血流信号, 并将完整的血流信号映射成彩色血流图像输出。
- [63] 上述方法还可以进一步包括:
- [64] 步骤S510: 对正交解调后的复信号进行包络检测处理得到B型二维信号, 并将B型二维信号映射成B型二维图像;
- [65] 步骤S1000: 将B型二维图像与彩色血流图像同时显示。
- [66] 其中, 步骤S500中对复信号进行特征估计得到组织特征参数的方法有多种。自相关是一种常见的多普勒效应特征估计方法, 对复信号进行自相关估计, 一般可以得到速度、方差和能量三种参数信息。此外使用快速傅里叶变换、傅里叶变换、自回归模型等也可以对多普勒效应进行特征估计。在对复信号进行特征估计之后要对信号进行一个普通噪声过滤处理, 采用的方法是设置一个能量阈值, 将低于能量阈值的信号过滤掉。所述普通噪声处理也可设置在得到完整的血流信号合成之后, 血流图像形成之前。
- [67] 另外, 在对复信号进行特征估计前还可加入一个低通滤波操作, 用于得到更准确的组织特征参数。
- [68] 一般情况下, 组织特征占主导成分, 如果直接进行特征估计, 可以得到组织特征参数, 包括组织速度、组织方差和组织能量。如果对复信号先进行壁滤波 (所述壁滤波为高通滤波或带通滤波, 用于过滤掉低速的组织信息), 然后再进行特征估计, 可以得到另一组特征参数, 一般称为血流特征参数, 包括血流速度、血流方差和血流能量。
- [69] 本发明将经过高通滤波并进行特征估计后得到的信息分为四种, 如图3A所示,

分别是：普通噪声、类似信号（具有相似特征的血流信号和运动伪像）、独立血流信号和独立运动伪像。普通噪声能量较低，可通过能量阈值区分，所述能量阈值可以设置在自相关之后任何步骤中，也可以设置在血流信号合成完成后。对于独立血流信号和独立运动伪像，由于其具有独立的特征，很容易单独提取。比如独立运动伪像则具有速度低和能量大的特征，如图3B所示，可以通过设定速度阈值和能量阈值进行识别；而独立血流信号具有速度高和能量适中的特征，如图3C所示，同样可以通过设定速度阈值和能量阈值进行识别（具体请参见后文）。对于具有独立特征的信号，其识别正确率很高，应当优先保证。而对于类似信号，可分解为图3D所示的运动伪像和图3E所示的血流信号，两者具有相似的速度和能量范围，因此需要使用壁滤波前后的特征进行综合评估，才能把血流信号和运动伪像分离开。此外，方差特征也可以被用来区分各种信号。通常独立血流信号和独立运动伪像均具有较小的方差（如归一化后数值小于0.5），普通噪声具有较大方差（如归一化后数值大于0.5）。而类似信号的方差特征比较复杂，不容易直接衡量。

[70] 要将运动伪像和类似的血流信号正确识别，首先了解类似信号中血流信号和运动伪像的特征差异。图4A所示的是一种无运动伪像的血流信号的特征，在壁滤波前，普通噪声占主导成分。但是在壁滤波后，如图4B所示，血流信号占主导成分。图5A所示的是一种无血液流动的运动伪像的特征，在壁滤波前，普通噪声和运动伪像共同影响频偏估计；但在壁滤波后，如图5B所示，只有没有过滤干净的运动伪像影响参数估计。

[71] 如果壁滤波后某一点的速度值较高（如归一化后速度值大于0.3），同时能量满足血流信号范围，则可以认为是独立的血流信号，该血流信号范围需要根据实际系统定制，例如归一化后血流的能量值在0.3到0.8之间。如果壁滤波后的某一个点的能量较大，显著大于血流信号的能量（如归一化后能量值大于0.8），且速度值较低（如归一化后速度值小于0.3），就可以认为是独立运动伪像。如果壁滤波后的运动伪像能量和血流信号类似，且速度也在血流速度区间（如归一化后速度值大于0.3），则认为是类似信号。对于这类信号，需要用动态阈值方法进行区分（具体参见下文）。比如在图4A和4B中，壁滤波前后估计的速度值

相差较大；而在图5A和5B中，壁滤波前后估计的速度值相差较小。这样即可使用壁滤波前估计出的组织速度值计算出动态速度阈值，区分运动伪像和血流信号。此外，也可以使用组织的能量和方差计算动态阈值，对血流的能量和方差进行判断，分析是否为血流信号。

[72] 基于类似信号中血流信号和运动伪像的上述特征差异，在本实施例中，可以根据壁滤波前估计出的组织速度值计算出动态速度阈值来识别类似信号中的血流信号。根据上面的描述设定为如果壁滤波后的速度值大于对应的动态速度阈值则认为是血流信号，反之则认为是运动伪像，运动伪像需要剔除。最终保留下来的只有血流信号。

[73] 由于壁滤波的作用，组织速度、组织方差和组织能量需要进行一定的加权才能和血流速度、血流方差和血流能量相对应，即数值大小上相对应。可以使用如 $aX+b$ 的方法进行加权， X 可以表示为速度、能量或方差， a 和 b 为加权参数。除此之外，还可以采用非线性的方法进行加权，比如 aX^2+bX+c 、阈值法等，得到动态阈值参数。

[74] 这样，在运动伪像判断时，对组织速度、组织方差和组织能量3个物理参数进行加权得到3个动态阈值：动态速度阈值、动态方差阈值和动态能量阈值。最后通过这3个动态阈值，可以将运动伪像和类似的血流信号正确识别。

[75] 以图4A和4B为例，在壁滤波前组织的速度即自相关频偏为0.075，经过 $2X$ 的加权后得到速度动态阈值0.15，而壁滤波后其速度为0.29，大于速度动态阈值0.15。所以该部分信息为血流信号。

[76] 以图5A和5B为例，在壁滤波前组织的速度即自相关频偏为0.06，经过 $2X$ 的加权后得到速度动态阈值0.12，而壁滤波后其速度为0.11，小于速度动态阈值0.12。所以该部分信息为运动伪像。

[77] 最后，综合独立血流信号与从类似信号中识别出来的血流信号，得到充盈的血流信号。充盈的血流信号可利用速度特征映射为伪彩图像，也可利用能量特征映射为伪彩图像，最终得到多普勒彩色血流图像。所述多普勒彩色血流图像和二维图像叠加在一起生成最终的显示图像。

[78] 应当理解的是，本发明的应用不限于上述的举例，对本领域普通技术人员来说

，可以根据上述说明加以改进或变换，所有这些改进和变换都应属于本发明所附权利要求的保护范围。

权利要求书

- [权利要求 1] 一种多普勒彩色血流成像方法，其特征在于，包括以下步骤：
发射脉冲；
接收脉冲回波；
对接收到的脉冲回波进行波束合成；
对波束合成后的信号进行正交解调得到复信号；
对复信号进行特征估计得到组织特征参数；并且对复信号进行壁滤波处理以过滤掉低速的组织信息；
对组织特征参数进行加权处理得到动态阈值；对壁滤波处理后的复信号进行特征估计得到血流特征参数；
对血流特征参数进行典型血流识别得到典型的血流信号，同时对典型血流识别后的非典型的血流信号进行典型运动伪像识别得到类似信号；
结合动态阈值对类似信号进行识别处理得到与运动伪像相似的血流信号；
对典型血流信号和与运动伪像相似的血流信号进行合成得到完整的血流信号，并将完整的血流信号映射成彩色血流图像输出。
- [权利要求 2] 根据权利要求1所述的多普勒彩色血流成像方法，其特征在于，在完整的血流信号映射成彩色血流图像输出之前，通过设置能量阈值将普通噪声过滤掉。
- [权利要求 3] 根据权利要求2所述的多普勒彩色血流成像方法，其特征在于，所述方法还包括以下步骤：
对正交解调后得到的复信号进行包络检测处理得到B型二维信号，并将B型二维信号映射成B型二维图像；
将B型二维图像与彩色血流图像同时显示。
- [权利要求 4] 根据权利要求1所述的多普勒彩色血流成像方法，其特征在于，所述特征估计采用自相关估计方法。
- [权利要求 5] 根据权利要求1所述的多普勒彩色血流成像方法，其特征在于，所

述特征估计采用快速傅里叶变换估计方法、傅里叶变换估计方法或者自回归模型估计方法。

[权利要求 6] 根据权利要求4或5所述的多普勒彩色血流成像方法，其特征在于，所述完整的血流信号使用速度特征映射成伪彩，生成彩色多普勒血流图像。

[权利要求 7] 根据权利要求4或5所述的多普勒彩色血流成像方法，其特征在于，所述完整的血流信号使用能量特征映射成伪彩，生成彩色多普勒血流图像。

[权利要求 8] 根据权利要求1所述的多普勒彩色血流成像方法，其特征在于，在对复信号进行特征估计得到组织特征参数前，对复信号进行低通滤波处理将血流信号过滤掉。

[权利要求 9] 根据权利要求8所述的多普勒彩色血流成像方法，其特征在于，所述特征估计采用自相关估计方法。

[权利要求 10] 根据权利要求8所述的多普勒彩色血流成像方法，其特征在于，所述特征估计采用快速傅里叶变换估计方法或自回归模型。

[权利要求 11] 根据权利要求9或10所述的多普勒彩色血流成像方法，其特征在于，所述完整的血流信号使用速度特征映射成伪彩，生成彩色多普勒血流图像。

[权利要求 12] 根据权利要求9或10所述的多普勒彩色血流成像方法，其特征在于，所述完整的血流信号使用能量特征映射成伪彩，生成彩色多普勒血流图像。

[权利要求 13] 根据权利要求1或8所述的多普勒彩色血流成像方法，其特征在于，所述壁滤波为高通滤波。

[权利要求 14] 一种多普勒彩色血流成像装置，其特征在于，包括：
用于发射脉冲的发射电路；
用于将脉冲转换为超声波发射出去并接收脉冲回波信号的探头；
用于对回波信号进行放大，模数转换的接收电路；
用于对接收到的脉冲回波进行波束合成的波束合成模块；

用于对波束合成后的信号进行正交解调的正交解调模块；
用于对正交解调后的复信号进行壁滤波处理的壁滤波模块；
用于对正交解调后的复信号进行特征估计的第一特征估计模块；
用于计算动态阈值的动态阈值计算模块；
用于对壁滤波处理后的复信号做特征估计得到血流特征参数的第二特征估计模块；
用于对血流特征参数进行典型血流识别的典型血流识别模块；
用于通过对血流特征参数进行典型运动伪像识别的典型运动伪像识别模块；
用于识别类似信号中血流信号的类似信号识别模块；
用于对典型血流信号和与运动伪像相似的血流信号进行合成的血流信号合成模块；
用于将B型二维信号和完整的血流信号映射成图像的图像输出模块

，
其中，发射电路、探头、接收电路、波束合成模块、正交解调模块、壁滤波模块、第二特征估计模块、典型血流识别模块依次连接；所述典型血流识别模块连接血流信号合成模块，所述典型血流识别模块还连接典型运动伪像识别模块；所述典型运动伪像识别模块连接类似信号识别模块；

所述正交解调模块还依次连接第一特征估计模块和动态阈值计算模块，所述动态阈值计算模块连接类似信号识别模块；所述类似信号识别模块连接血流信号合成模块；

所述正交解调模块还依次连接包络检测模块和图像输出模块，所述血流信号合成模块连接图像输出模块。

[权利要求 15]

根据权利要求14所述的多普勒彩色血流成像装置，其特征在于，还包括：

用于对正交解调后的信号进行包络检测得到B型二维信号的包络检测模块。

- [权利要求 16] 根据权利要求14所述的多普勒彩色血流成像装置，其特征在于，还包括：
设置在第一特征估计模块前，用于对正交解调后的复信号进行低通滤波的低通滤波器。
- [权利要求 17] 根据权利要求14所述的多普勒彩色血流成像装置，其特征在于，所述壁滤波模块为一高通滤波器。

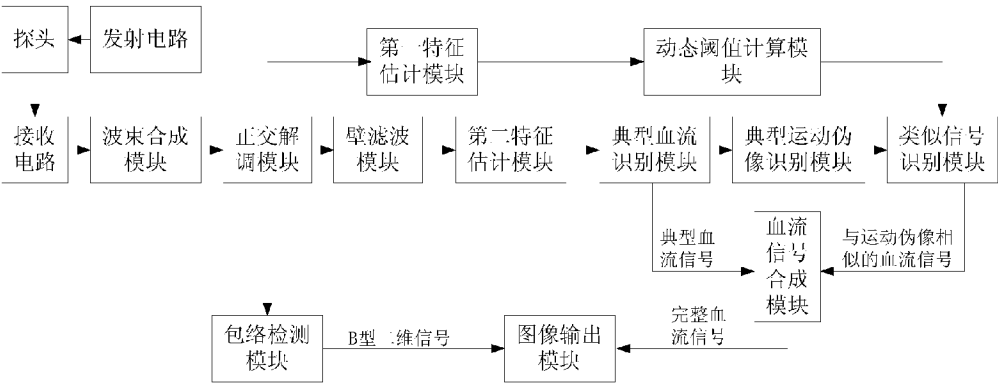


图 1

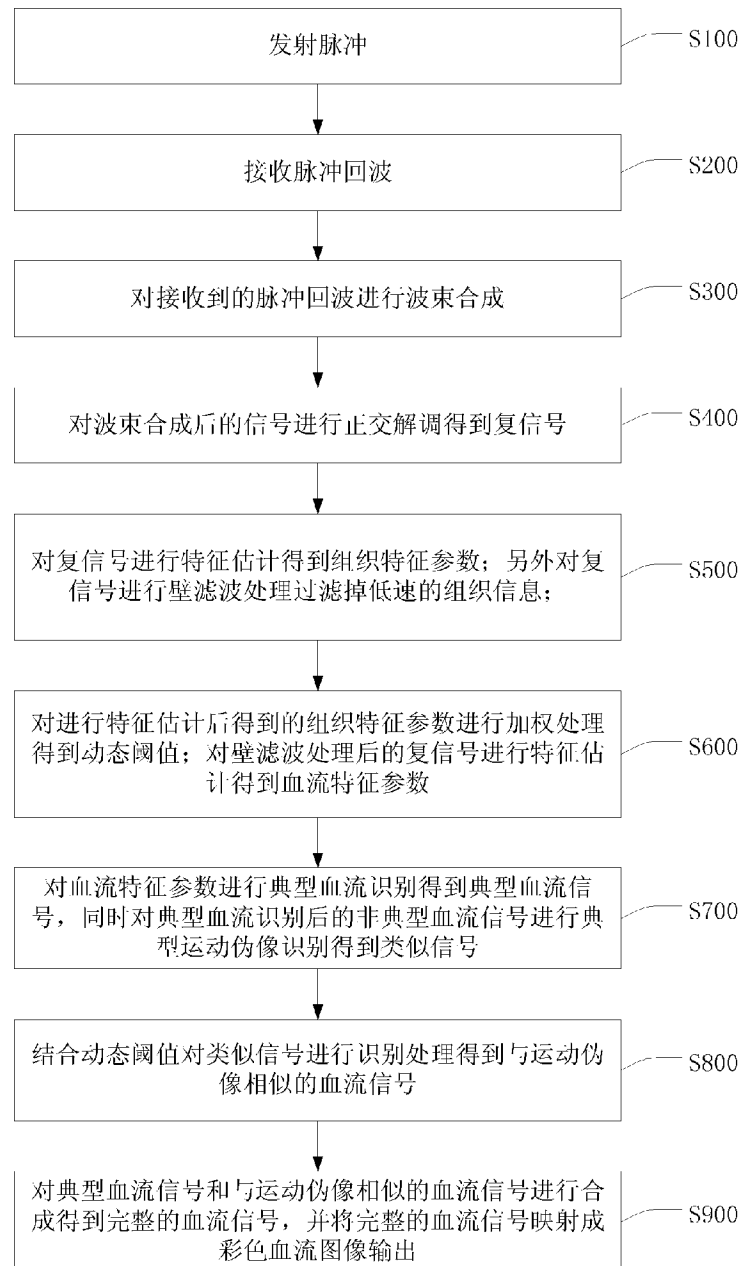


图 2

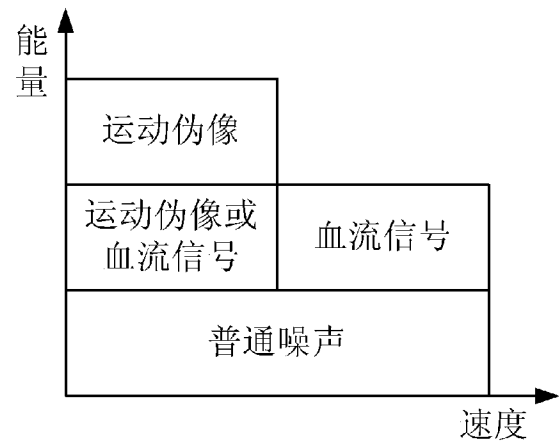


图 3A

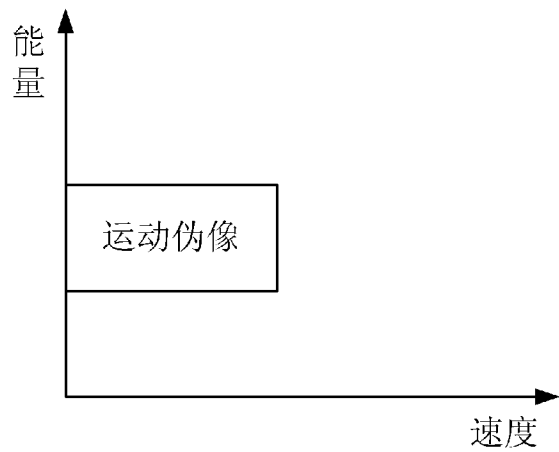


图 3B

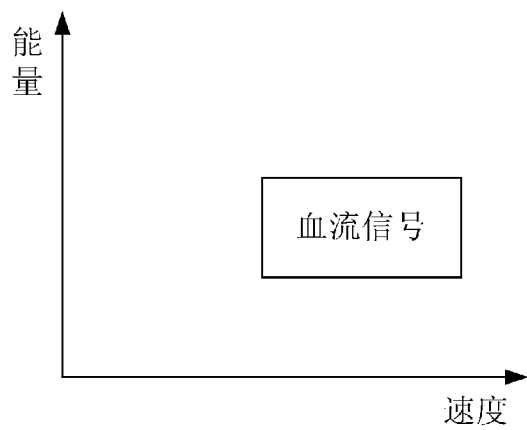


图 3C

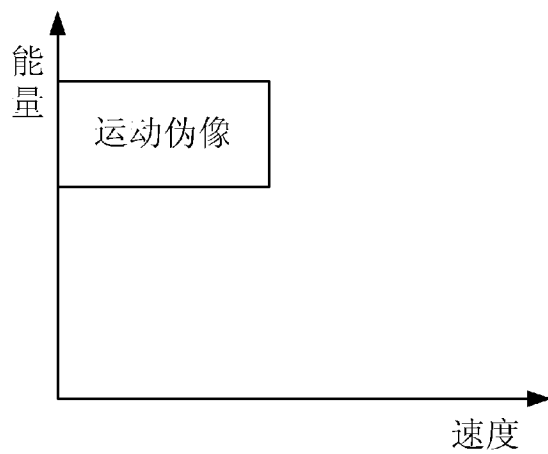


图 3D

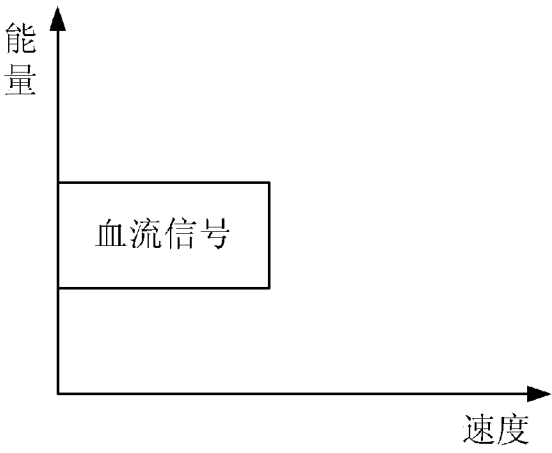


图 3E

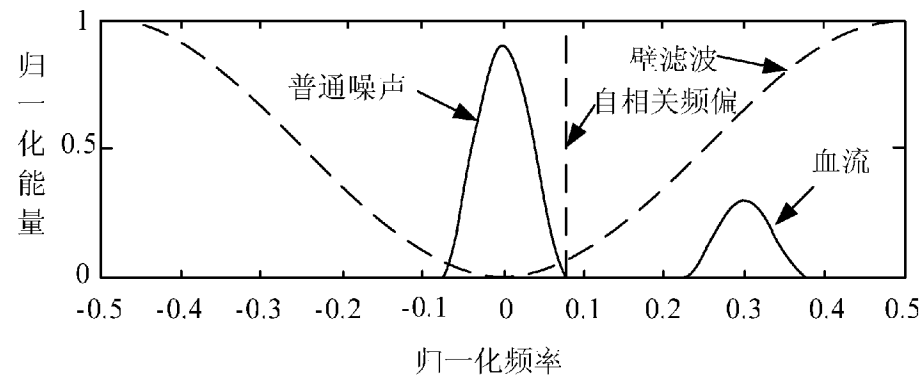


图 4A

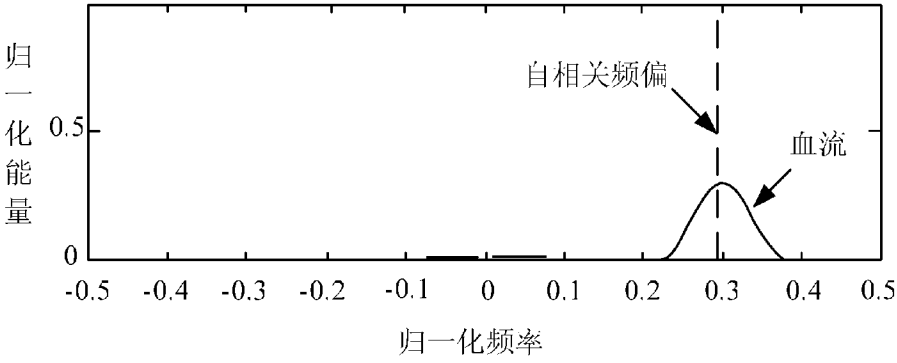


图 4B

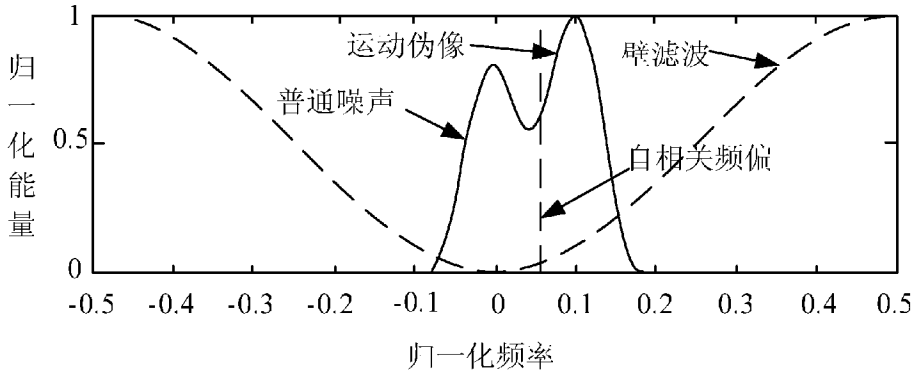


图 5A

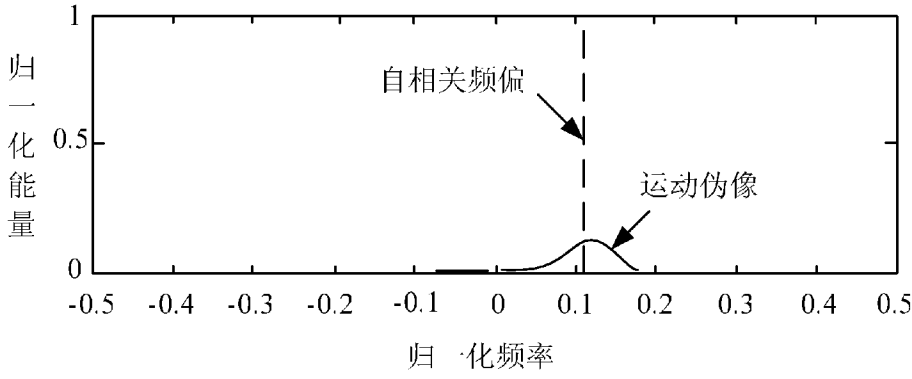


图 5B

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2011/080153

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 8/06 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC: A61B 8

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNXTX CPRSABS WPI EPODOC CNKI

blood flow, blood, beam formation, orthogonal demodulation, artifact, weight, threshold, tissue scintigraphy, identify, envelope, Fourier, noise, FFT DOPPLER ARTIFACT? BEAMFORM+ AUTO W CORRELAT+

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	CN 101214157 A (SHENZHEN LANDWIND CO., LTD.), 09 July 2008 (09.07.2008), description, page 1, lines 9-23	1-17
Y	CN 101524284 A (SHENZHEN MINDRAY BIO MEDICAL ELECTRONICS CO., LTD.), 09 September 2009 (09.09.2009), description, page 4, line 5 to page 14, line 24	1-17
A	CN 101822550 A (FUDAN UNIVERSITY), 08 September 2010 (08.09.2010), the whole document	1-17
A	CN 101167656 A (SHENZHEN MINDRAY MEDICAL BIO MEDICAL ELECTRONICS CO., LTD.), 30 April 2008 (30.04.2008), the whole document	1-17
A	CN 101766496 A (SHENZHEN MINDRAY MEDICAL BIO MEDICAL ELECTRONICS CO., LTD.), 07 July 2010 (07.07.2010), the whole document	1-17
A	EP 2016905 A2 (ALOKA CO., LTD.), 21 January 2009 (21.01.2009), the whole document	1-17
A	WO 2007023438 A2 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV et al.), 01 March 2007 (01.03.2007), the whole document	1-17

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
20 December 2011 (20.12.2011)

Date of mailing of the international search report
05 January 2012 (05.01.2012)

Name and mailing address of the ISA
State Intellectual Property Office of the P. R. China
No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao
Haidian District, Beijing 100088, China
Facsimile No.: (86-10)62019451

Authorized officer

ZHANG, Qingnan

Telephone No. (86-10) **62085610**

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2011/080153

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 6475149 B1 (ACUSON CORP.), 05 November 2002 (05.11.2002), the whole document	1-17
A	WO 9846139 A1 (ACUSON), 22 October 1998 (22.10.1998), the whole document	1-17
A	US 2002040189 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV), 04 April 2002 (04.04.2002), the whole document	1-17

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2011/080153

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
CN 101214157 A	09.07.2008	None	
CN 101524284 A	09.09.2009	US 2009227868 A1	10.09.2009
		US 7933439 B2	26.04.2011
CN 101822550 A	08.09.2010	None	
CN 101167656 A	30.04.2008	US 2008161691 A1	03.07.2008
CN 101766496 A	07.07.2010	None	
EP 2016905 A2	21.01.2009	US 2009024029 A1	22.01.2009
		CN 101347341 A	21.01.2009
		JP 2009022342 A	05.02.2009
WO 2007023438 A2	01.03.2007	EP 1922563 A2	21.05.2008
		CN 101297217 A	29.10.2008
		US 2009131791 A1	21.05.2009
US 6475149 B1	05.11.2002	None	
WO 9846139 A1	22.10.1998	AU 6963998 A	11.11.1998
		US 5961460 A	05.10.1999
US 2002040189 A1	04.04.2002	EP 0770352 A1	02.05.1997
		JP 9164138 A	24.06.1997
		US 5706819 A	13.01.1998
		US 5951478 A	14.09.1999
		US 6315729 B1	13.11.2001
		US 2002055681 A1	09.05.2002
		US 6540684 B2	01.04.2003
		US 6575910 B2	10.06.2003
		EP 0770352 B1	29.12.2004
		DE 69634112 E	03.02.2005
		ES 2235180 T	01.07.2005
		DE 69634112 T	08.12.2005
		JP 2007175542 A	12.07.2007
		JP 4159122 B2	01.10.2008
		JP 4351265 B2	28.10.2009
		US 5833613 A	10.11.1998
		US 5879303 A	09.03.1999
		US 5908389 A	01.06.1999
		US 2001009754 A	26.07.2001
		US 6422866 B	23.07.2002
		EP 1374777 A	02.01.2004
		AT 285711 T	15.01.2005
		US 2007149879 A	28.06.2007

国际检索报告

国际申请号
PCT/CN2011/080153

A. 主题的分类

A61B 8/06 (2006.01) i

按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和 IPC 两种分类

B. 检索领域

检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)

IPC: A61B 8

包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献

在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称, 和使用的检索词(如使用))

CNXTXT CPRSABS WPI EPODOC CNKI

多普勒 血流 血液 波束合成 正交解调 伪像 伪影 加权 阈值 组织闪烁 识别 包络 傅立叶 噪声

FFT DOPPLER ARTIFACT? BEAMFORM+ AUTO W CORRELAT+

C. 相关文件

类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
Y	CN101214157A(深圳市蓝韵实业有限公司), 09.7 月 2008(09.07.2008), 说明书第 1 页第 9 行至第 23 行。	1-17
Y	CN101524284A(深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司), 09.9 月 2009 (09.09.2009),说明书第 4 页第 5 行至第 14 页第 24 行。	1-17
A	CN101822550A(复旦大学), 08.9 月 2010(08.09.2010), 全文。	1-17
A	CN101167656A(深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司), 30.4 月 2008 (30.04.2008),全文。	1-17
A	CN101766496A(深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司),07.7 月 2010(07.07.2010), 全文。	1-17
A	EP2016905A2(ALOKA CO LTD), 21.1 月 2009(21.01.2009), 全文。	1-17
A	WO2007023438A2(KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV 等), 01.3 月 2007(01.03.2007),全文。	1-17

☒ 其余文件在 C 栏的续页中列出。

☒ 见同族专利附件。

* 引用文件的具体类型:

“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件

“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利

“L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件(如具体说明的)

“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件

“P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件

“T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件

“X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性

“Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性

“&” 同族专利的文件

国际检索实际完成的日期
20.12 月 2011(20.12.2011)

国际检索报告邮寄日期
05.1 月 2012 (05.01.2012)

ISA/CN 的名称和邮寄地址:
中华人民共和国国家知识产权局
中国北京市海淀区蓟门桥西土城路 6 号 100088
传真号: (86-10)62019451

受权官员
张清楠
电话号码: (86-10) **62085610**

PCT/ISA/210 表(第 2 页续页) (2009 年 7 月)

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号
PCT/CN2011/080153

检索报告中引用的 专利文件	公布日期	同族专利	公布日期
CN101214157A	09.07.2008	无	
CN101524284A	09.09.2009	US2009227868A1	10.09.2009
		US7933439B2	26.04.2011
CN101822550A	08.09.2010	无	
CN101167656A	30.04.2008	US2008161691A1	03.07.2008
CN101766496A	07.07.2010	无	
EP2016905A2	21.01.2009	US2009024029A1	22.01.2009
		CN101347341A	21.01.2009
		JP2009022342A	05.02.2009
WO2007023438A2	01.03.2007	EP1922563A2	21.05.2008
		CN101297217A	29.10.2008
		US2009131791A1	21.05.2009
US6475149B1	05.11.2002	无	
WO9846139A1	22.10.1998	AU6963998A	11.11.1998
		US5961460A	05.10.1999
US2002040189A1	04.04.2002	EP0770352A1	02.05.1997
		JP9164138A	24.06.1997
		US5706819A	13.01.1998
		US5951478A	14.09.1999
		US6315729B1	13.11.2001
		US2002055681A1	09.05.2002
		US6540684B2	01.04.2003
		US6575910B2	10.06.2003
		EP0770352B1	29.12.2004
		DE69634112E	03.02.2005
		ES2235180T	01.07.2005
		DE69634112T	08.12.2005
		JP2007175542A	12.07.2007
		JP4159122B2	01.10.2008
		JP4351265B2	28.10.2009
		US5833613A	10.11.1998
		US5879303A	09.03.1999
		US5908389A	01.06.1999
		US2001009754A	26.07.2001
		US6422866B	23.07.2002
		EP1374777A	02.01.2004
		AT285711T	15.01.2005
		US2007149879A	28.06.2007