



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108354629 A

(43)申请公布日 2018.08.03

(21)申请号 201810297712.2

(22)申请日 2018.03.30

(71)申请人 苏州佳世达电通有限公司
地址 215011 江苏省苏州市高新区珠江路
169号

申请人 佳世达科技股份有限公司

(72)发明人 李梦麟 郭富彦 张堂振

(51)Int.Cl.
A61B 8/06(2006.01)
A61B 8/08(2006.01)

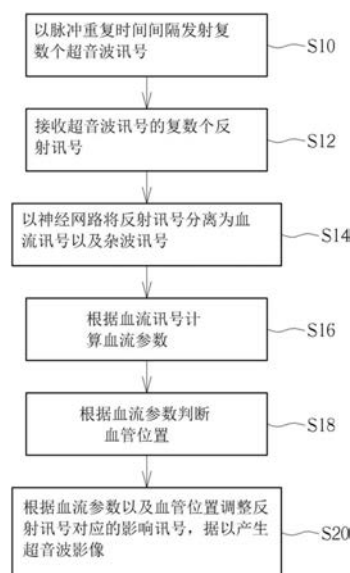
权利要求书2页 说明书5页 附图4页

(54)发明名称

超声波成像方法

(57)摘要

本发明公开一种超声波成像方法,包含下列步骤:以脉冲重复时间间隔发射复数个超声波讯号;接收超声波讯号的复数个反射讯号;以神经网络将反射讯号分离为血流讯号以及杂波讯号;根据血流讯号计算血流参数;根据血流参数判断血管位置;以及根据血流参数以及血管位置调整反射讯号对应的影像讯号,据以产生超声波影像。



1. 一种超音波成像方法,其特征在于,包含下列步骤:
以脉冲重复时间间隔发射复数个超音波讯号;
接收该复数个超音波讯号的复数个反射讯号;
以神经网络将该复数个反射讯号分离为血流讯号以及杂波讯号;
根据该血流讯号计算血流参数;
根据该血流参数判断血管位置;以及
根据该血流参数以及该血管位置调整该复数个反射讯号对应的影像讯号,据以产生超音波影像。
2. 如权利要求1所述的超音波成像方法,其特征在于,根据该血流参数以及该血管位置调整该复数个反射讯号对应的影像讯号,据以产生超音波影像的步骤中,是根据该复数个反射讯号产生黑白超音波影像,根据该血流参数以及该血管位置调整该血流讯号对应的彩色参数,产生彩色超音波影像,并将该彩色超音波影像以及该黑白超音波影像结合为该超音波影像。
3. 如权利要求1所述的超音波成像方法,其特征在于,该血流参数为血流流速或该血流讯号的讯号强度。
4. 如权利要求1所述的超音波成像方法,其特征在于,以该神经网络根据该血流讯号计算该血流参数。
5. 如权利要求1所述的超音波成像方法,其特征在于,是以该神经网络根据该血流参数判断该血管位置。
6. 如权利要求1所述的超音波成像方法,其特征在于,该神经网络为卷积神经网络,该卷积神经网络预设卷积核大小,该血流参数为血流流速,该超音波成像方法另包含下列步骤:
根据该血流流速调整该脉冲重复时间间隔与该卷积神经网络的该卷积核大小的至少其中之一。
7. 如权利要求1所述的超音波成像方法,其特征在于,还包含下列步骤:
根据该血管位置调整下一张超音波影像的讯号处理范围。
8. 一种超音波成像方法,其特征在于,包含下列步骤:
以脉冲重复时间间隔发射复数个超音波讯号;
接收该复数个超音波讯号的复数个反射讯号;
将该复数个反射讯号分离为血流讯号以及杂波讯号;
根据该血流讯号计算血流流速;
根据该血流流速判断血管位置;
根据该血流流速调整该脉冲重复时间间隔,及/或根据该血管位置调整该等反射讯号对应的讯号处理范围;以及
根据该血流流速以及该血管位置调整该复数个反射讯号对应额影像讯号,据以产生超音波影像。
9. 如权利要求8所述的超音波成像方法,其特征在于,根据该血流流速以及该血管位置调整该等反射讯号对应之一影像讯号,据以产生一超音波影像的步骤中,是根据该复数个反射讯号产生黑白超音波影像,根据该血流流速以及该血管位置调整该血流讯号对应的彩

色参数,产生彩色超音波影像,并将该彩色超音波影像以及该黑白超音波影像结合为该超音波影像。

10.如权利要求8所述的超音波成像方法,其特征在于,以卷积神经网络将该复数个反射讯号分离为该血流讯号以及该杂波讯号。

11.如权利要求10所述的超音波成像方法,其特征在于,以该卷积神经网络根据该血流讯号计算该血流流速。

12.如权利要求10所述的超音波成像方法,其特征在于,以该卷积神经网络根据该血流流速判断该血管位置。

13.如权利要求10所述的超音波成像方法,其特征在于,该卷积神经网络预设卷积核大小,该血流流速用以调整该脉冲重复时间间隔与该卷积神经网络的该卷积核大小的至少其中之一。

超声波成像方法

技术领域

[0001] 本发明关于一种超声波成像方法,尤指一种适用于血流侦测的超声波成像方法。

背景技术

[0002] 由于超声波扫描具有不破坏材料结构以及人体细胞的特性,因而普遍地被应用于材料领域以及临床医学检测。一般而言,彩色多普勒(color Doppler)超声波与能量多普勒(power Doppler)超声波常应用于临床诊断中的血流状态侦测。然而,血流侦测容易受到人体组织扰动的影响,而降低了侦测的精确度。目前,先前技术的彩色多普勒超声波与能量多普勒超声波是以壁滤波器(wall filter)或自适应壁滤波器(adaptive wall filter)来分离血流讯号以及组织扰动所产生的杂波讯号(clutter signal)。然而,对于微小血流的变化而言,血流讯号的频带分布与杂波讯号的频带分布会交叠在一起,使得壁滤波器不容易将血流讯号与杂波讯号有效地分离,进而导致无法对微小血流进行侦测。此外,部分先前技术采用奇异值分解(singular value decomposition,SVD)的方式进行讯号分析,以将血流讯号与杂波讯号有效地分离。然而,SVD需要复杂的矩阵运算,使得运算量过于庞大而造成硬体实现的困难度。

发明内容

[0003] 本发明的目的之一在于提供一种适用于血流侦测的超声波成像方法,以解决上述问题。

[0004] 根据一实施例,本发明超声波成像方法包含下列步骤:以脉冲重复时间间隔发射复数个超声波讯号;接收超声波讯号的复数个反射讯号;以神经网络将反射讯号分离为血流讯号以及杂波讯号;根据血流讯号计算血流参数;根据血流参数判断血管位置;以及根据血流参数以及血管位置调整反射讯号对应的影像讯号,据以产生超声波影像。

[0005] 优选的,根据该血流参数以及该血管位置调整该复数个反射讯号对应的影像讯号,据以产生超声波影像的步骤中,是根据该复数个反射讯号产生黑白超声波影像,根据该血流参数以及该血管位置调整该血流讯号对应的彩色参数,产生彩色超声波影像,并将该彩色超声波影像以及该黑白超声波影像结合为该超声波影像。

[0006] 优选的,该血流参数为血流流速或该血流讯号的讯号强度。

[0007] 优选的,以该神经网络根据该血流讯号计算该血流参数。

[0008] 优选的,是以该神经网络根据该血流参数判断该血管位置。

[0009] 优选的,该神经网络为卷积神经网络,该卷积神经网络预设卷积核大小,该血流参数为血流流速,该超声波成像方法另包含下列步骤:

[0010] 根据该血流流速调整该脉冲重复时间间隔与该卷积神经网络的该卷积核大小的至少其中之一。

[0011] 优选的,还包含下列步骤:根据该血管位置调整下一张超声波影像的讯号处理范围。

[0012] 根据另一实施例,本发明的超声波成像方法包含下列步骤:以脉冲重复时间间隔发射复数个超声波讯号;接收超声波讯号的复数个反射讯号;将反射讯号分离为血流讯号以及杂波讯号;根据血流讯号计算血流流速;根据血流流速判断血管位置;根据血流流速调整脉冲重复时间间隔,及/或根据血管位置调整反射讯号对应的讯号处理范围;以及根据血流参数以及血管位置调整反射讯号对应的影像讯号,据以产生超声波影像。

[0013] 优选的,根据该血流流速以及该血管位置调整该等反射讯号对应的影像讯号,据以产生超声波影像的步骤中,是根据该复数个反射讯号产生黑白超声波影像,根据该血流流速以及该血管位置调整该血流讯号对应的彩色参数,产生彩色超声波影像,并将该彩色超声波影像以及该黑白超声波影像结合为该超声波影像。

[0014] 优选的,以卷积神经网络将该复数个反射讯号分离为该血流讯号以及该杂波讯号。

[0015] 优选的,以该卷积神经网络根据该血流讯号计算该血流流速。

[0016] 优选的,,以该卷积神经网络根据该血流流速判断该血管位置。

[0017] 优选的,该卷积神经网络预设卷积核大小,该血流流速用以调整该脉冲重复时间间隔与该卷积神经网络的该卷积核大小的至少其中之一。

[0018] 综上所述,本发明以神经网络取代先前技术的壁滤波器或自适应壁滤波器,来分离血流讯号以及组织扰动所产生的杂波讯号,藉此,可有效降低硬体实现的困难度。此外,本发明可根据血流流速调整脉冲重复时间间隔,及/或根据血管位置调整反射讯号对应的讯号处理范围,藉此,可对系统参数进行最佳化的调整,以使血流侦测更有效率且更准确。

[0019] 关于本发明的优点与精神可以藉由以下的发明详述及所附图式得到进一步的了解。

附图说明

[0020] 图1为根据本发明一实施例的超声波成像方法的流程图。

[0021] 图2为神经网络将超声波讯号的反射讯号分离为血流讯号以及杂波讯号的示意图。

[0022] 图3为根据本发明另一实施例的超声波成像方法的流程图。

[0023] 图4为根据本发明另一实施例的超声波成像方法的流程图。。

具体实施方式

[0024] 为使对本发明的目的、构造、特征及其功能有进一步的了解,兹配合实施例详细说明如下。

[0025] 请参阅图1以及图2,图1为根据本发明一实施例的超声波成像方法的流程图,图2为神经网络将超声波讯号的反射讯号分离为血流讯号以及杂波讯号的示意图。图1所示的超声波成像方法适用于彩色多普勒(color Doppler)超声波与能量多普勒(power Doppler)超声波,用以进行血流侦测且据以产生超声波影像。

[0026] 在对一标的物(未显示)进行超声波扫描时,操作人员可操作超声波探头(未显示)以一脉冲重复时间间隔(pulse repetition interval, PRI)发射复数个超声波讯号(图1中的步骤S10),且接收超声波讯号自标的物反射的复数个反射讯号(图1中的步骤S12)。接着,

如图2所示,本发明是以一神经网络将反射讯号分离为血流讯号以及杂波讯号(图1中的步骤S14)。于此实施例中,上述的神经网络可为卷积神经网络(Convolution Neural Network,CNN)或其它类似神经网络。

[0027] 于此实施例中,神经网络已预先被训练好,用以将超音波讯号的反射讯号分离为血流讯号以及杂波讯号。本发明可预先准备复数组训练样本,其中每一组训练样本分别包含图2所示的超音波讯号的反射讯号,以及由此超音波讯号的反射讯号分离出的血流讯号与杂波讯号。

[0028] 接着,再将训练样本输入神经网络,以对神经网络进行将超音波讯号的反射讯号分离为血流讯号以及杂波讯号的训练。需说明的是,神经网络的详细训练过程为习知技艺之人所熟知,在此不再赘述。此外,对于可支援高复杂运算的神经网络,本发明可增加相邻扫描线间的特征与不同影像间的特征来进行分析与撷取,以达到强化血流讯号与杂波讯号的辨识。

[0029] 在得到血流讯号后,本发明即可根据血流讯号计算血流参数(图1中的步骤S16),其中血流参数可为血流流速或血流讯号的讯号强度。若本发明的超音波成像方法应用于彩色多普勒超音波,则上述的血流参数可为血流流速。需说明的是,根据血流讯号计算血流流速的方法为习知技艺之人所熟知,细节可参考“C.Kasai,K.Namekawa,A.Koyano,and R.Omoto,Real-Time Two Dimensional Blood Flow Imaging Using an Autocorrelation Technique,IEEE Trans.Sonics Ultrasonics,vol.SU-32,pp.458-464,1985.”,在此不再赘述。此外,若本发明的超音波成像方法应用于能量多普勒超音波,则上述的血流参数可为血流讯号的讯号强度。需说明的是,根据血流讯号计算血流讯号之讯号强度的方法亦为习知技艺之人所熟知,在此亦不再赘述。

[0030] 在得到血流参数后,本发明即可根据血流参数判断血管位置(图1中的步骤S18)。需说明的是,根据血流参数判断血管位置的方法为习知技艺之人所熟知,细节可参考“Efficient Implementation of Ultrasound Color Doppler Algorithms on Texas Instruments' C64x™ Platforms”,在此不再赘述。

[0031] 接着,本发明即可根据血流参数以及血管位置来调整反射讯号对应的影像讯号,据以产生超音波影像(图1中的步骤S20)。于此实施例中,本发明可根据反射讯号产生黑白超音波影像,其中黑白超音波影像是以B模式(B mode)产生。同时,本发明可根据血流参数以及血管位置调整血流讯号对应的彩色参数,且产生彩色超音波影像,其中血管位置是对应血流参数的彩色参数标示于彩色超音波影像中。接着,再将彩色超音波影像以及黑白超音波影像结合为上述超音波影像。

[0032] 由于本发明是以神经网络取代先前技术的壁滤波器或自适应壁滤波器,来分离血流讯号以及组织扰动所产生的杂波讯号,藉此,可有效降低硬体实现的困难度。

[0033] 请参阅图3,图3为根据本发明另一实施例的超音波成像方法的流程图。图3所示的超音波成像方法与图1所示的超音波成像方法的主要不同之处在于,图3所示的超音波成像方法的步骤S16'是以神经网络根据血流讯号计算血流参数,且图3所示的超音波成像方法的步骤S18'是以神经网络根据血流参数判断血管位置。换言之,图3所示的超音波成像方法是以神经网络将反射讯号分离为血流讯号以及杂波讯号,以神经网络根据血流讯号计算血流参数,且以神经网络根据血流参数判断血管位置。于此实施例中,本发明可预先准备复数

组训练样本,其中每一组训练样本分别包含对应至256阶色彩映射(color mapping)所要呈现的多普勒偏移频率(Doppler shift frequency)的血流讯号与杂波讯号的图像样本。接着,再将训练样本输入神经网络,以对神经网络进行训练。需说明的是,神经网络的详细训练过程系为习知技艺之人所熟知,在此不再赘述。

[0034] 当上述神经网络为卷积神经网络,且血流参数为血流流速时,本发明的超声波成像方法可进一步根据血流流速调整脉冲重复时间间隔与卷积神经网络的卷积核大小(kernel size)的至少其中之一,以使血流侦测更有效率且更准确。举例而言,当血流流速愈快时,可使脉冲重复时间间隔随之减少;当血流流速愈慢时,可使脉冲重复时间间隔随之增加。举例而言,当血流流速愈快时,可使卷积核大小随之减小;当血流流速愈慢时,可使卷积核大小随之增大。需说明的是,卷积核大小为卷积神经网络于进行训练与辨识所预设,由于卷积神经网络的卷积核大小的作用原理为习知技艺之人所熟知,在此不再赘述。

[0035] 此外,本发明的超声波成像方法亦可进一步根据血管位置调整下一张超音波影像的讯号处理范围。进一步来说,当第*i*张超音波影像中的血管位置为已知时,本发明即可调整第*i*+1张超音波影像(亦即,第*i*张超音波影像的下一张超音波影像)的讯号处理范围为涵盖第*i*张超音波影像中的血管位置的范围,而不需对第*i*+1张超音波影像中的非血管位置的讯号进行处理。藉此,即可有效降低运算量。

[0036] 请参阅图4,图4为根据本发明另一实施例的超声波成像方法的流程图。图4所示的超声波成像方法为适用于彩色多普勒超音波,用以进行血流侦测且据以产生超音波影像。

[0037] 在对一标的物(未显示)进行超音波扫描时,操作人员可操作超音波探头(未显示)以脉冲重复时间间隔(pulse repetition interval, PRI)发射复数个超音波讯号(图4中的步骤S30),且接收超音波讯号自标的物反射的复数个反射讯号(图4中的步骤S32)。接着,将反射讯号分离为血流讯号以及杂波讯号(图4中的步骤S34)。于此实施例中,本发明可以神经网络、壁滤波器或自适应壁滤波器将反射讯号分离为血流讯号以及杂波讯号。

[0038] 在得到血流讯号后,本发明即可根据血流讯号计算血流流速(图4中的步骤S36)。需说明的是,根据血流讯号计算血流流速的方法为习知技艺之人所熟知,细节可参考“C.Kasai, K.Namekawa, A.Koyano, and R.Omoto, Real-Time Two Dimensional Blood Flow Imaging Using an Autocorrelation Technique, IEEE Trans.Sonics Ultrasonics, vol.SU-32, pp.458-464, 1985.”,在此不再赘述。

[0039] 在得到血流流速后,本发明即可根据血流流速判断血管位置(图4中的步骤S38)。需说明的是,根据血流流速判断血管位置的方法为习知技艺之人所熟知,细节可参考“Efficient Implementation of Ultrasound Color Doppler Algorithms on Texas Instruments' C64x™ Platforms”,在此不再赘述。

[0040] 接着,本发明即可根据血流流速调整脉冲重复时间间隔,及/或根据血管位置调整反射讯号对应的讯号处理范围(图4中的步骤S40),以使血流侦测更有效率且更准确。需说明的是,脉冲重复时间间隔与讯号处理范围的调整方式如上所述,在此不再赘述。

[0041] 接着,本发明即可根据血流流速以及血管位置调整反射讯号对应的影像讯号,据以产生超音波影像(图4中的步骤S42)。于此实施例中,本发明可根据反射讯号产生黑白超音波影像,其中黑白超音波影像是以B模式产生。同时,本发明可根据血流流速以及血管位置调整血流讯号对应的彩色参数,且产生彩色超音波影像,其中血管位置是以对应血流流

速的彩色参数标示于彩色超音波影像中。接着,再将彩色超音波影像以及黑白超音波影像结合为上述超音波影像。

[0042] 于另一实施例中,本发明可以卷积神经网络将反射讯号分离为血流讯号以及杂波讯号,以卷积神经网络根据血流讯号计算血流流速,及/或以卷积神经网络根据血流流速判断血管位置。此时,卷积神经网络可预设卷积核大小。需说明的是,卷积核大小为卷积神经网络于进行训练与辨识所预设,由于卷积神经网络的卷积核大小的作用原理为习知技艺之人所熟知,在此不再赘述。因此,在得到血流流速后,血流流速可用以调整脉冲重复时间间隔与卷积神经网络之卷积核大小的至少其中之一,以使血流侦测更有效率且更准确。举例而言,当血流流速愈快时,可使脉冲重复时间间隔随之减少;当血流流速愈慢时,可使脉冲重复时间间隔随之增加。举例而言,当血流流速愈快时,可使卷积核大小随之减小;当血流流速愈慢时,可使卷积核大小随之增大。

[0043] 综上所述,本发明是以神经网络取代先前技术的壁滤波器或自适应壁滤波器,来分离血流讯号以及组织扰动所产生的杂波讯号,藉此,可有效降低硬体实现的困难度。此外,本发明可根据血流流速调整脉冲重复时间间隔与卷积神经网络的卷积核大小的至少其中之一,及/或根据血管位置调整反射讯号对应之讯号处理范围,藉此,可对系统参数进行最佳化的调整,以使血流侦测更有效率且更准确。

[0044] 本发明已由上述相关实施例加以描述,然而上述实施例仅为实施本发明的范例。必需指出的是,已揭露的实施例并未限制本发明的范围。相反地,在不脱离本发明的精神和范围内所作的更动与润饰,均属本发明的专利保护范围。

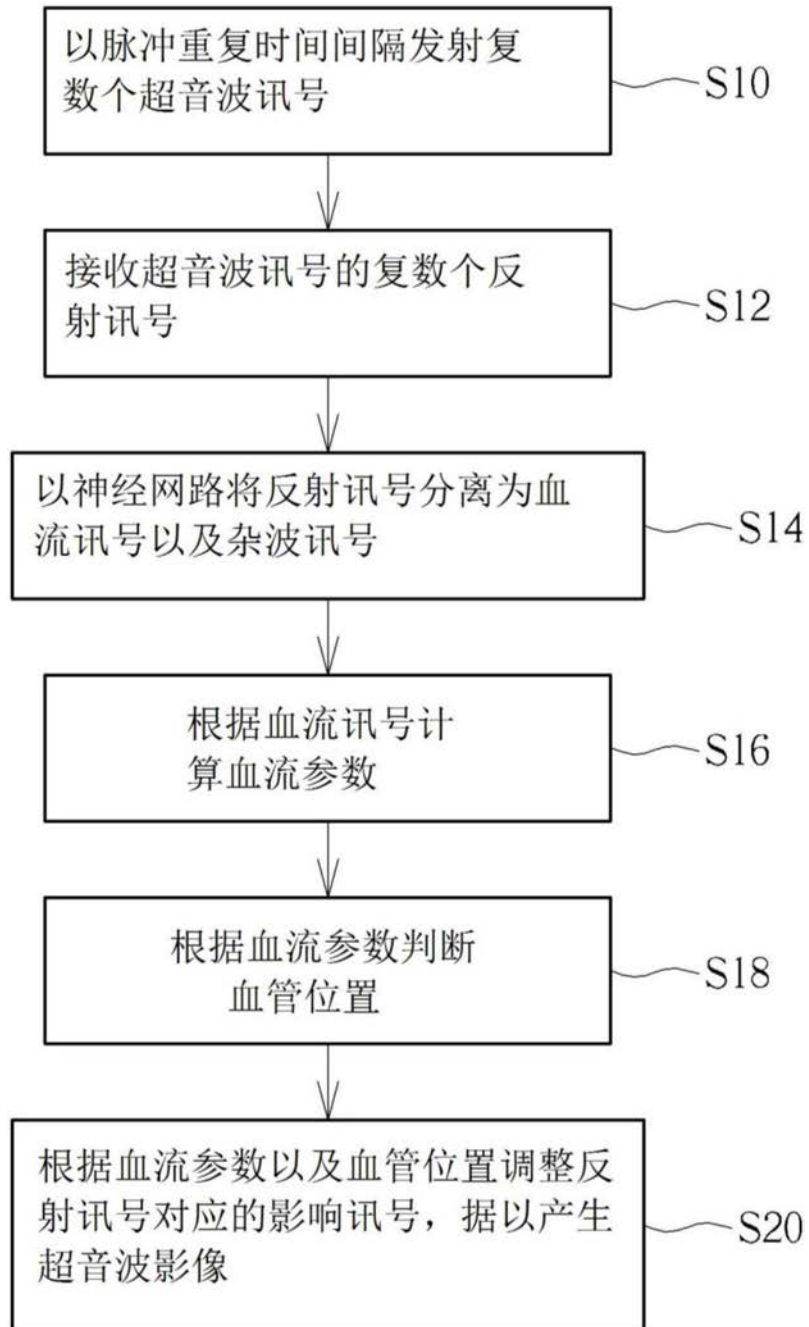


图1

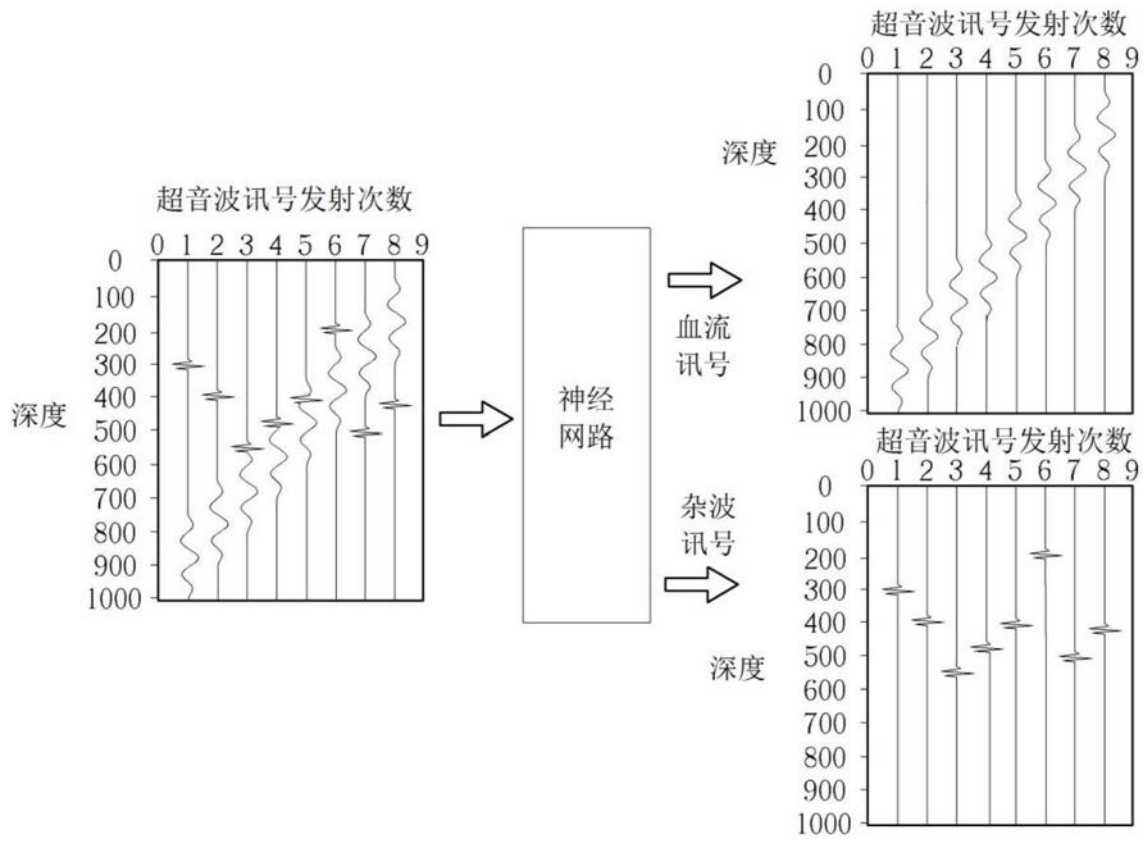


图2

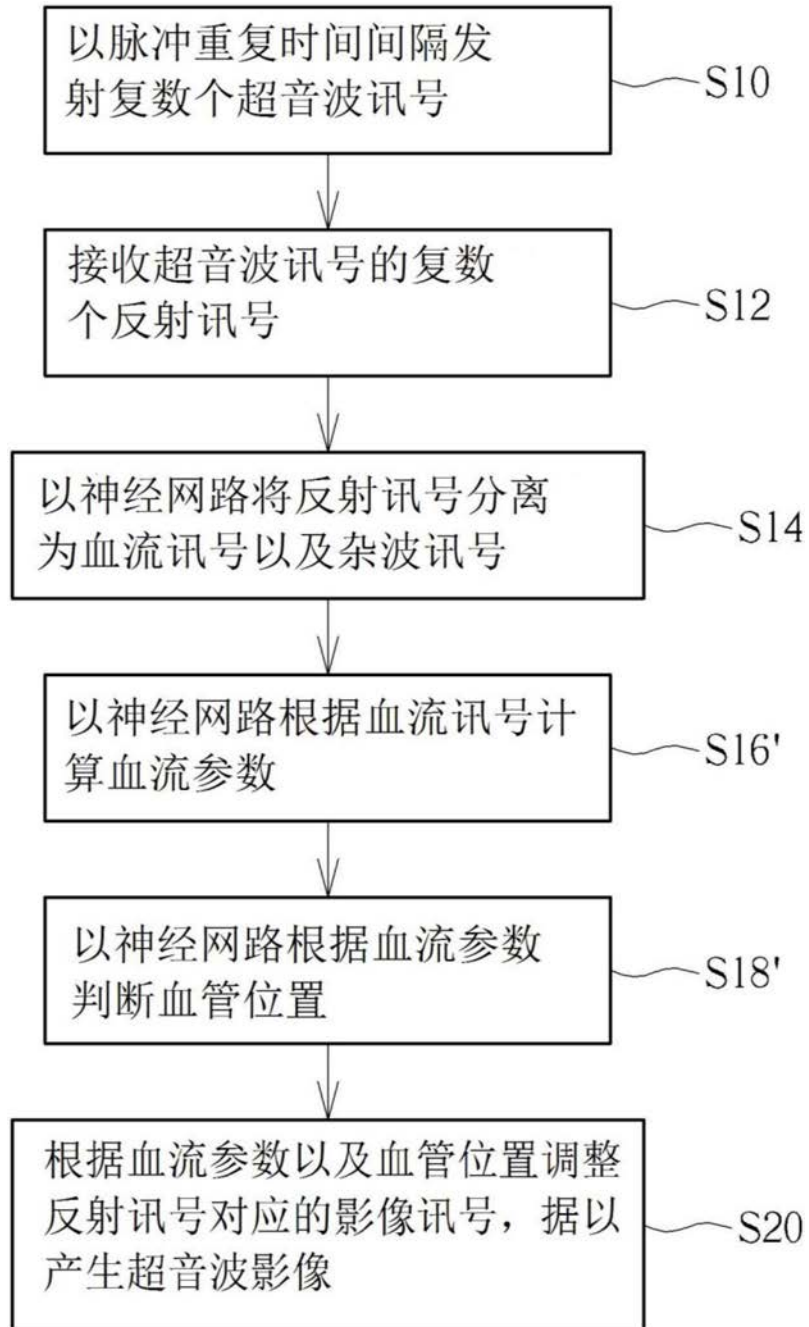


图3

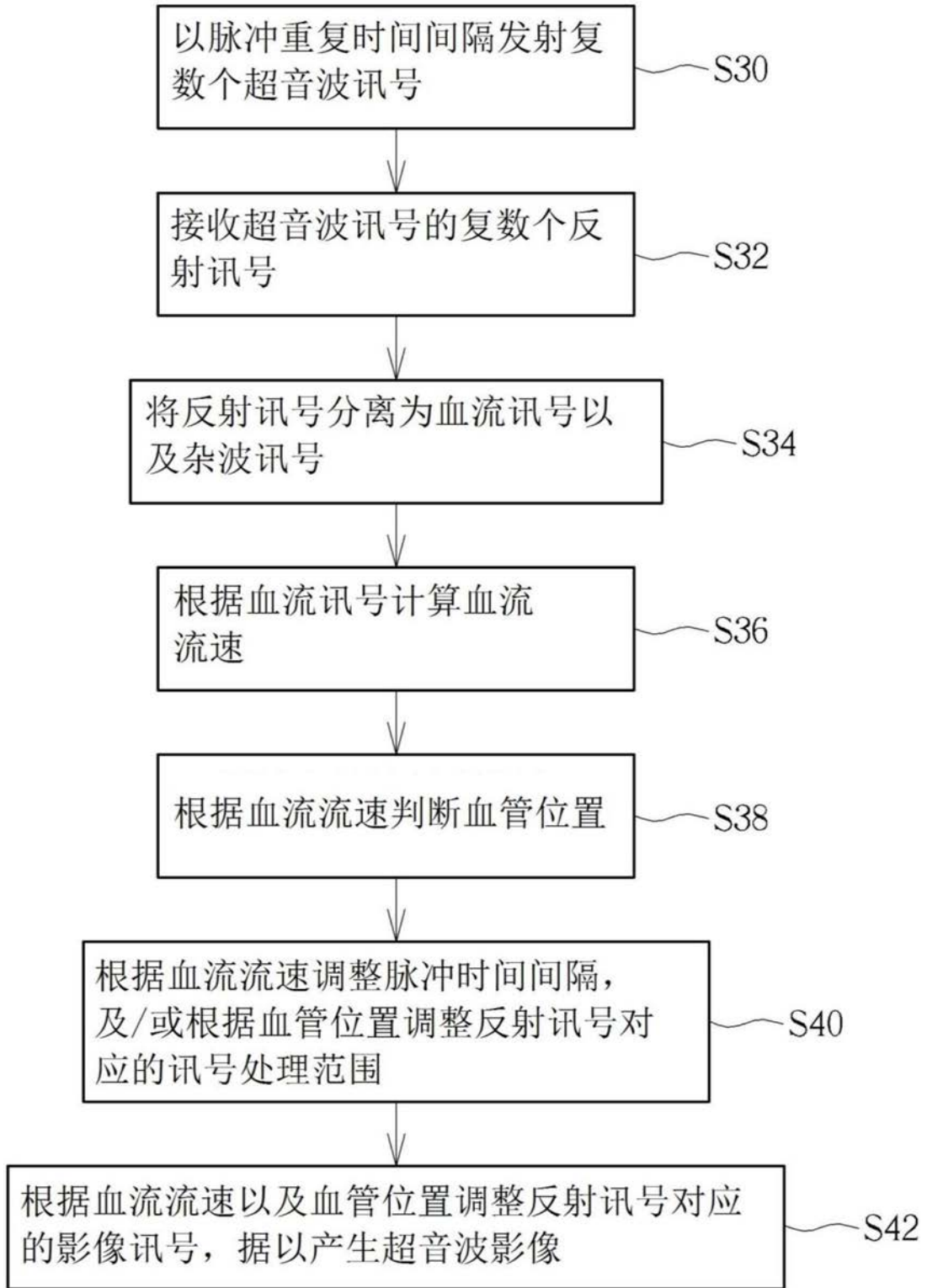


图4

专利名称(译)	超声波成像方法		
公开(公告)号	CN108354629A	公开(公告)日	2018-08-03
申请号	CN201810297712.2	申请日	2018-03-30
[标]申请(专利权)人(译)	苏州佳世达电通有限公司 明基电通股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	苏州佳世达电通有限公司 佳世达科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	苏州佳世达电通有限公司 佳世达科技股份有限公司		
[标]发明人	李梦麟 郭富彦 张堂振		
发明人	李梦麟 郭富彦 张堂振		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0891 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5246		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开一种超声波成像方法，包含下列步骤：以脉冲重复时间间隔发射复数个超声波讯号；接收超声波讯号的复数个反射讯号；以神经网络将反射讯号分离为血流讯号以及杂波讯号；根据血流讯号计算血流参数；根据血流参数判断血管位置；以及根据血流参数以及血管位置调整反射讯号对应的影像讯号，据以产生超声波影像。

