



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103181780 B

(45) 授权公告日 2015. 08. 05

(21) 申请号 201210073203. 4

TW I252929 B, 2006. 04. 11,

(22) 申请日 2012. 03. 19

TW 594032 B, 2004. 06. 21,

(30) 优先权数据

CN 101822548 A, 2010. 09. 08,

100148921 2011. 12. 27 TW

Yufeng Zhang, ect. The Removal of Wall Components in Doppler Ultrasound Signals

(73) 专利权人 财团法人工业技术研究院

by Using Empirical Mode Decomposition

地址 中国台湾新竹县

Algorithm. 《IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING》. 2007, 第 54 卷 (第 9 期),

(72) 发明人 李皇德 邵耀华 张幼青 黄百纲 施明

审查员 张玲玲

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所 11105

代理人 陈小雯

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

A61B 8/06(2006. 01)

(56) 对比文件

US 6381559 B1, 2002. 04. 30,

US 6381559 B1, 2002. 04. 30,

US 6901353 B1, 2005. 05. 31,

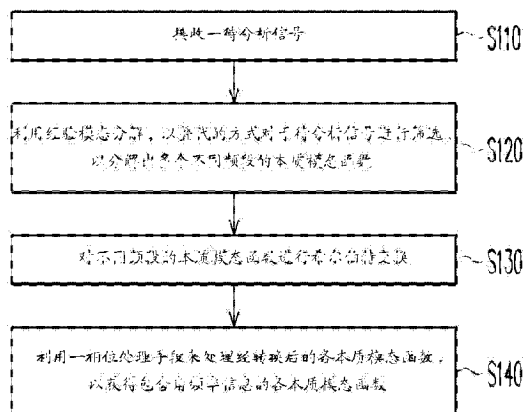
权利要求书2页 说明书5页 附图4页

(54) 发明名称

信号分析方法、超声波图像分析方法以及超声波成像系统

(57) 摘要

一种信号分析方法、超声波图像分析方法以及超声波成像系统。所述信号分析方法包括如下步骤。接收待分析信号。利用经验模态分解及迭代的方式对于待分析信号进行筛选，以分解出至少一本质模态函数。对本质模态函数进行希尔伯特变换。经变换后的本质模态函数包括相位信息。利用相位处理手段来处理经变换后的本质模态函数，以获得包括角频率信息的本质模态函数。上述信号分析方法可应用于超声波成像系统，以辨识超声波图像信息。



1. 一种时间域的信号分析方法,包括:

接收待分析信号;

利用经验模态分解,以迭代方式对该待分析信号进行筛选,以分解出至少一本质模态函数;

对该至少一本质模态函数进行希尔伯特变换,其中经变换后的该至少一本质模态函数包含相位信息;

利用相位处理手段来处理经变换后的该至少一本质模态函数,以获得包含角频率信息的该至少一本质模态函数;以及

比对经处理后的该至少一本质模态函数与相关该待分析信号的二维图像,以辨识该二维图像上的图像信息,

其中该二维图像上的图像信息包含待检测物质的位置、大小及移动速度。

2. 如权利要求 1 所述的信号分析方法,其中利用该相位处理手段来处理经变换后的该至少一本质模态函数的步骤在时间域内进行。

3. 如权利要求 1 所述的信号分析方法,其中利用该相位处理手段处理经变换后的该至少一本质模态函数的步骤包括:

对该至少一本质模态函数的该相位信息进行微分,以获得该角频率信息;以及

利用曲线拟合手段来滤除该角频率跳动信息的成分。

4. 如权利要求 1 所述的信号分析方法,其中在利用经验模态分解筛选该待分析信号的步骤中分解所得的该至少一本质模态函数包括多个不同频段的本质模态函数。

5. 如权利要求 1 所述的信号分析方法,还包括:

发射检测信号至待测区域;以及

接收该待测区域所反射的该待分析信号,

其中相关该待分析信号的该二维图像包括该待测区域的图像。

6. 如权利要求 5 所述的信号分析方法,其中该待测区域内含有该待检测物质,该待测区域所反射的该待分析信号包含该待检测物质的多普勒频移信息。

7. 一种超声波图像的分析方法,适用于超声波成像系统,该分析方法包括:

接收待分析信号;

利用经验模态分解,以迭代方式对该待分析信号进行筛选,以分解出至少一本质模态函数;

对该至少一本质模态函数进行希尔伯特变换,其中经变换后的该至少一本质模态函数包含相位信息;

利用相位处理手段来处理经变换后的该至少一本质模态函数,以获得包含角频率信息的该至少一本质模态函数;以及

比对经处理后的该至少一本质模态函数与相关该待分析信号的超声波图像,以辨识该超声波图像信息,

其中该超声波图像是一二维图像,该超声波图像的图像信息包含待检测物质的位置、大小及移动速度。

8. 如权利要求 7 所述的超声波图像的分析方法,其中利用该相位处理手段来处理经变换后的该至少一本质模态函数的步骤在时间域内进行。

9. 如权利要求 7 所述的超声波图像的分析方法,其中利用该相位处理手段处理经变换后的该至少一本本质模态函数的步骤包括:

对该至少一本本质模态函数的该相位信息进行微分,以获得该角频率信息;以及利用曲线拟合手段来滤除该角频率跳动信息的成分。

10. 如权利要求 7 所述的超声波图像的分析方法,其中在利用经验模态分解筛选该待分析信号的步骤中分解所得的该至少一本本质模态函数包括多个不同频段的本质模态函数。

11. 如权利要求 7 所述的超声波图像的分析方法,还包括:

发射检测信号至待测区域;以及

接收该待测区域所反射的该待分析信号,

其中相关该待分析信号的该超声波图像包括该待测区域的图像。

12. 如权利要求 11 所述的超声波图像的分析方法,其中该待测区域含有该待检测物质,该待测区域所反射的该待分析信号包含该待检测物质的多普勒频移信息。

13. 如权利要求 7 所述的超声波图像的分析方法,其中该待分析信号为在 A 扫描模式或 B 扫描模式下检测待测区域所得。

14. 一种超声波成像系统,包括:

信号收发模块,接收待分析信号;

信号处理模块,利用经验模态分解,以迭代方式对该待分析信号进行筛选,以分解出至少一本本质模态函数;对该至少一本本质模态函数进行希尔伯特变换,其中经变换后的该至少一本本质模态函数包含相位信息;利用相位处理手段来处理经变换后的该至少一本本质模态函数,以获得包含角频率信息的该至少一本本质模态函数;以及比对经处理后的该至少一本本质模态函数与相关该待分析信号的超声波图像,以辨识该超声波图像信息;以及

图像显示模块,根据该信号处理模块对该待分析信号的处理结果来显示对应待测区域的该超声波图像,

其中该超声波图像是一二维图像,该超声波图像的图像信息包括待检测物质的位置、大小及移动速度。

15. 如权利要求 14 所述的超声波成像系统,其中该信号处理模块在时间域内利用该相位处理手段来处理经变换后的该至少一本本质模态函数。

16. 如权利要求 14 所述的超声波成像系统,其中该信号处理模块利用该相位处理手段处理经变换后的该至少一本本质模态函数时,对该至少一本本质模态函数的该相位信息进行微分,以获得该角频率信息;以及利用曲线拟合手段来滤除该角频率跳动信息的成分。

17. 如权利要求 14 所述的超声波成像系统,其中该信号处理模块分解所得的该至少一本本质模态函数包含多个不同频段的本质模态函数。

18. 如权利要求 14 所述的超声波成像系统,其中信号收发模块更发射检测信号至该待测区域;以及接收该待测区域所反射的该待分析信号,其中相关该待分析信号的该超声波图像包含该待测区域的图像。

19. 如权利要求 18 所述的超声波成像系统,其中该待测区域含有该待检测物质,该待测区域所反射的该待分析信号包括该待检测物质的多普勒频移信息。

20. 如权利要求 14 所述的超声波成像系统,其中该待分析信号为超声波成像系统在 A 扫描模式或 B 扫描模式下检测该待测区域所得。

信号分析方法、超声波图像分析方法以及超声波成像系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种信号分析方法,且特别涉及一种超声波图像信号的分析方法以及其应用。

背景技术

[0002] 在已知技术中,超声波成像已广泛应用于各种领域中,例如工业、军事、医学等各种不同领域范围。其中,超声波成像系统于医学应用时,可用来测量人体组织的生理特性,诸如血管或血液的流速等。其利用多普勒(Doppler)原理将超声波能量传送到待测的人体组织区域,再接收由待测区域反射的超声波能量值。根据所反射的超声波能量,超声波成像系统可显示此待测区域的二维超声波图像。然而,对于欲检测血管中血液的低流速或较小血管管径而言,其信息必须搭配特定的信号分析方法来分析待测区域所反射的超声波能量值始可获得。

[0003] 已知的信号分析方法是在频率域中对反射的超声波能量进行分析。然而,此种频率域(frequency domain)方法存在有部分缺失,不易克服。详细而言,根据多普勒原理,当超声波成像系统将超声波发射至待测区域内的待检测物质,例如血管中的红血球,而由该待检测物质反射的回波信号(echo),其频率会偏移,此频率偏移量与待检测物质的速度在发射方向上的分量成正比。在脉冲波(pulsed wave)多普勒模式中,超声波成像系统的探头向待测区域发射一系列的短脉冲,超声波成像系统所接收的反射信号可表示为二维的数据集,其中一维代表脉冲发射索引(即慢时间轴(slow time axis)),另一维则为飞行时间(即快时间轴(fast time axis))。慢轴上的信号即携有多普勒频移的讯息。因此,分析慢轴信号的相位即可获得待检测物质的图像信息。

[0004] 已知的信号分析方法通常是计算两相邻慢轴的自相关(selfcorrelation)函数,以估计相位偏移(phase shift),并据此计算待检测物质的速度等信息。但此已知的信号分析方法是慢轴上的信号经傅立叶变换(Fourier transform)后始进行计算,也就是在频率域中进行信号的分析。然而,目前已知的信号分析方法存在如底下的缺失。一是多普勒信号容易受到低频信号的干扰,例如血管壁的脉动、心脏脉搏、呼吸或不自主运动。而此方法必须利用 wall filter 高通滤波器来滤除噪声,始可进行后续的分析。设计理想的高通滤波器并非易事,从而提高了频率域分析方法的困难度。二是频率域分析方法的核心理论-傅立叶变换,其本质上为积分变换,时间域信号一旦经过变换,所有的时变讯息将完全遗失。因此已知的信号分析方法无法提供实际测量情况下,特定瞬时的频率信息。

发明内容

[0005] 本发明的一实施例提出一种时间域(Time domain)的信号分析方法。所述信号分析方法包括如下步骤:(a)接收待分析信号。(b)利用经验模态分解(Empirical Mode Decomposition, EMD),以迭代方式(iterative method)对待分析信号进行筛选(iteratively sift),以分解出至少一本质模态函数(intrinsic function, IMF)。(c)对

本质模态函数进行希尔伯特变换 (normalized Hilbert transform)。经变换后的本质模态函数包含相位信息 (phase information)。(d) 利用相位处理手段来处理经变换后的本质模态函数,以获得包含角频率 (angular frequency) 信息的本质模态函数。

[0006] 本发明的另一实施例提出一种超声波图像分析方法,其适用于超声波成像系统。所述超声波图像分析方法包括如下步骤:(a) 接收待分析信号。(b) 利用经验模态分解,以迭代的方式对于待分析信号进行筛选,以分解出至少一本本质模态函数。(c) 对本本质模态函数进行希尔伯特变换。经变换后的本质模态函数包含相位信息。(d) 利用相位处理手段来处理经变换后的本质模态函数,以获得包含角频率信息的本质模态函数。(e) 比对经处理后的本质模态函数与相关待分析信号的超声波图像,以辨识超声波图像信息。

[0007] 本发明的另一实施例提出一种超声波成像系统,其包括信号收发模块、信号处理模块以及图像显示模块。信号收发模块接收待分析信号。信号处理模块利用经验模态分解,以迭代方式对待分析信号进行筛选,以分解出至少一本本质模态函数。信号处理模块对本本质模态函数进行希尔伯特变换。经变换后的本质模态函数包含相位信息。信号处理模块利用相位处理手段来处理经变换后的本质模态函数,以获得包含角频率信息的本质模态函数。信号处理模块比对经处理后的本质模态函数与相关待分析信号的超声波图像,以辨识超声波图像的图像信息。图像显示模块根据信号处理模块对于待分析信号的处理结果来显示对应一待测区域的该超声波图像。

[0008] 为了让本发明的上述特征和优点能更明显易懂,下文特举实施例,并配合附图作详细说明如下。

附图说明

[0009] 图 1 绘示本发明实施例的信号分析方法步骤流程图。

[0010] 图 2 绘示本发明实施例的超声波成像系统方块示意图。

[0011] 图 3A 绘示本发明实施例的仿体的超声波图像。

[0012] 图 3B 绘示图 3A 的仿体的待分析信号的本质模态函数。

[0013] 图 4A 绘示本发明另一实施例的仿体的超声波图像。

[0014] 图 4B 绘示图 4A 的仿体待分析信号的本质模态函数。

[0015] **【主要元件符号说明】**

[0016] 100 :超声波成像系统

[0017] 110 :信号收发模块

[0018] 112 :换能器阵列单元

[0019] 114 :驱动单元

[0020] 120 :信号处理模块

[0021] 122 :数据处理单元

[0022] 124 :数据分析单元

[0023] 130 :图像显示模块

[0024] 132 :显示屏幕

[0025] 200 :待测区域

[0026] S110、S120、S130、S140 :信号分析方法的步骤

[0027] W1、W2 :血管的大小

[0028] D1、D2 :血管壁与仿体表面的距离

具体实施方式

[0029] 图 1 绘示本发明实施例的信号分析方法的步骤流程图。请参考图 1, 本实施例的信号分析方法在时间域处理信号, 以获得时变 (time-varying) 的频率信息。首先, 在步骤 S110 中, 接收待分析信号。此待分析信号包含例如由待测区域内的待检测物质所反射的慢轴 (Slow time axis) 信号, 其包括多普勒频移信息 (doppler shift)。接着, 在步骤 S120 中, 利用经验模态分解, 以迭代方式对待分析信号进行筛选, 以分解出多个不同频段的本质模态函数。经验模态分解方法可以参考 US20100092028A1、US6901353B1 等文献, 并不在此限。此步骤分解所得的结果包含至少一本质模态函数。在实施例中, 如果根据此至少一本质模态函数即可分析获得待检测物质的图像信息时, 则本发明并不局限于分解出多个不同频段的本质模态函数。在步骤 S130 中, 对不同频段的本质模态函数进行希尔伯特变换。而经变换后的各本质模态函数包含相位信息。继之, 在步骤 S140 中, 利用相位处理手段来处理经变换后的各本质模态函数, 以获得包含角频率信息的各本质模态函数。

[0030] 在本实施例中, 步骤 S140 的相位处理手段包括搭配曲线拟合 (curve fitting) 来滤除角频率信息中的突波 (surge) 等噪声, 亦即角频率跳动信息的成分, 以得到稳定的角频率信息。详细而言, 本实施例的相位处理手段包括对各本质模态函数的相位信息进行微分, 以获得对应的角频率信息。亦即, 如果各本质模态函数的相位信息为 ψ , 角频率信息为 ω , 此相位处理手段首先对各本质模态函数的相位信息 ψ 进行微分, 以获得角频率信息 $\omega = d\psi/dt$ 。接着, 此相位处理手段利用曲线拟合 (curve fitting) 来滤除角频率信息 ω 中的部分成分, 例如突波等噪声。

[0031] 简单来说, 本实施例的信号分析方法直接分析待测区域所反射的慢轴信号, 先对其进行经验模态分解, 再利用希尔伯特变换修整所得的本质模态函数的包络线, 进而直接求出各本质模态函数的相位信息, 以计算其角频率信息。

[0032] 此外, 在一实施例中, 所述信号分析方法还包括比对分析所得的本质模态函数与相关待分析信号的二维图像, 以辨识二维图像上的图像信息, 此图像信息包含待检测物质的位置、大小及移动速度。由于本实施例的信号分析方法采用时间域方法, 因此其分析结果包含时变的频率信息, 可即时掌握待测区域的实际测量情况。

[0033] 本实施例的信号分析方法可广泛地应用在分析经希尔伯特变换修整包络线后的本质模态函数, 并利用相位处理手段来获得稳定的角频率信息, 此信号分析方法并不限于任何形式的信号检测暨处理系统。为更清楚地了解本发明, 以下将配合附图, 以本实施例的信号分析方法应用在超声波成像系统的范例实施例来作详细说明。

[0034] 图 2 绘示本发明实施例的超声波成像系统的方块示意图。请参考图 2, 本实施例的超声波成像系统 100 包括信号收发模块 110、信号处理模块 120 以及图像显示模块 130。信号收发模块 110 包括换能器阵列单元 112 及驱动单元 114。在此, 信号收发模块 110 例如包括超声波成像系统 100 前端的超声波探头。在本实施例中, 驱动单元 114 用以提供驱动信号至换能器阵列单元 112 内的各换能器, 以触发各该换能器将超声波信号传递至待测区域 200。换能器阵列单元 112 被触发后产生超声波信号, 并发射该超声波信号至待测区域

200。待测区域 200 通常可为生物体组织区域或其传输媒介（例如：人体组织区域 / 动物组织区域或是其传输媒介），在本实施例中例如是血管及在其中流动的血液。接着，由待测区域 200 反射出的超声波反射波再被换能器阵列单元 112 所接收，以使其后的信号处理模块 120 取得待测区域的原始数据，即待分析信号。

[0035] 在本实施例中，换能器阵列单元 112 在接收到待测区域 200 所反射的反射波之后，可将该等模拟的反射波信号变换为数字信号。换句话说，本实施例的换能器阵列单元 112 可还包括模拟数字变换器，用以将该等模拟的反射波信号变换为数字信号，但本发明并不限于此。在其他实施例中，模拟数字变换功能也可由驱动单元 114 内部的电路来执行，或者由信号收发模块 110 与信号处理模块 120 之间的介面电路来执行，本发明并不加以限制。

[0036] 接着，在本实施例中，信号处理模块 120 包括数据处理单元 122 以及数据分析单元 124。在取得待分析信号之后，数据处理单元 122 对待分析信号的数据进行波束成形与聚焦操作。如前所述，换能器阵列单元 112 中的各换能器用以接收待测区域 200 反射出的反射波。对各该换能器而言，其延迟时间各不相同，因此需要一个波束成形电路来对各该反射波的图像信号进行不同的延迟。是以，数据处理单元 122 包括波束成形电路来适当地将微分延迟引入到所接收的各图像信号中，以动态地聚焦信号，进而产生出精确的待测区域二维超声波图像。

[0037] 之后，数据处理单元 122 将波束成形后的信号自极坐标变换为直角坐标，以获得用直角坐标来表示信号强度及相位的 I/Q 数据 (I/Q data)。进而，数据处理单元 122 将 I/Q 数据进行格式变换，以使 I/Q 数据可供图像显示模块 130 在其显示屏幕 132 上显示。在本实施例中，二维的超声波图像为超声波成像系统 100 在 B 扫描模式下检测待测区域 200 所得。

[0038] 另一方面，为了进一步辨识超声波图像的图像信息，本实施例的数据分析单元 124 利用图 1 的信号分析方法对待测区域 200 反射的待分析信号进行经验模态分解。接着，数据分析单元 124 利用希尔伯特变换修整待分析信号的本质模态函数的包络线，进而在时间域利用前述的相位处理手段直接求出各本质模态函数的相位信息，以计算其角频率信息。之后，数据分析单元 124 比对经处理后的各本质模态函数与待分析信号的超声波图像，以辨识超声波图像的图像信息。在此，待分析信号为超声波成像系统 100 在 A 扫描模式下检测待测区域 200 所得。超声波图像的图像信息例如是生物体组织（例如：人、动物等）中血管的位置、大小及其中血液的流速。

[0039] 另外，本公开的超声波图像的分析方法的各步骤的相关细节均可以由图 1 至图 2 实施例的叙述中获致足够的教导、建议与实施说明，因此不再赘述。另一方面，本公开的超声波图像分析方法可用软件或可编程逻辑阵列 (FPGA, Field Programmable Gate Array) 芯片或其他软硬件等方式来实现，本发明并不加以限制。

[0040] 图 3A 绘示本发明实施例的仿体 (phantom) 的超声波图像。图 3B 绘示图 3A 的仿体待分析信号的本质模态函数。其中图 3A 的横轴表示仿体的深度，纵轴表示仿体的横向位置；图 3B 的横轴表示仿体的横向位置，纵轴表示仿体各频段经正规化 (normalized) 的 IMF 强度。请参考图 3A 及图 3B，图 3A 的仿体的超声波图像例如是由图 2 的超声波成像系统 100 在 B 扫描模式下检测待测区域 200 所得，其中仿体被配置于待测区域 200 中可模拟活体的软组织，因此适于体外实验的超声波成像。在图 3A 中，超声波成像系统 100 的超声波探头

对待测区域的仿体发射超声波信号,以检测其二维超声波图像。此二维超声波图像包括血管位置、均匀仿体介质以及检测时所使用的标定点,其细节如图 3A 所绘示。

[0041] 图 3B 所例示的不同频段的本质模态函数,为例如通过图 1 的信号分析方法处理所得的本质模态函数。如前所述,利用此方法可直接在时间域中处理各本质模态函数,以滤除信号突波等噪声。在本实施例中,比对图 3B 的多个本质模态函数与图 3A 的超声波图像,可辨识超声波图像上的血管的位置、大小及其中血液的流速。在实务操作上,超声波成像系统 100 的探头由例如图 3A 中的左侧向仿体发射超声波信号来获得反馈信号。因此,在图 3B 中,各本质模态函数在不同介质与界面中会产生信号变化值,如图中虚线所圈之处以及两直虚线包围住的区域。该等虚线所圈之处即是对应图 3A 的血管壁的图像,而两直虚线包围住的区域即是血管中血液流动的区域,其中宽度 $W1$ 代表血管的大小; $D1$ 代表血管壁与仿体表面的距离,即血管的位置。此外,根据图 3B 中两直虚线包围住的区域各本质模态函数的强度也可计算出血管内血液的流速。在本实施例中,血液的流速例如是每秒 2.0 毫升 (2.0ml/s)。因此,利用此方法可即时的判断浅层及深层血管的位置与大小,并且可用于判断不同血管的流速值,以区别其种类,例如动脉、静脉或微血管。

[0042] 图 4A 绘示本发明另一实施例的仿体超声波图像。图 4B 绘示图 4A 的仿体待分析信号的本质模态函数。其中图 4A 的横轴表示仿体的深度,纵轴表示仿体的位置;图 4B 的横轴表示仿体的位置,纵轴表示仿体各频段经正规化 (normalized) 的 IMF 强度。请参考图 4A 及图 4B,图 4A 的二维超声波图像包括血管位置、均匀仿体介质以及检测时所使用的标定点,其细节如图 4A 所绘示。同样地,图 4B 所例示的不同频段的本质模态函数是通过图 1 的信号分析方法处理所得的本质模态函数。在本实施例中,比对图 4B 所例示的多个本质模态函数与图 4A 的超声波图像,同样可辨识出超声波图像上的血管的位置、大小及其中血液的流速。在图 4B 中的虚线所圈之处的信号变化值即是对应图 4A 的血管壁的图像,而两直虚线包围住的区域即是血管中血液流动的区域,其中宽度 $W2$ 代表血管的大小; $D2$ 代表血管壁与仿体表面的距离,即血管的位置。此外,比较图 3B 与图 4B 中各对应的本质模态函数的强度可知,两者的强度并不相同,代表图 3A 与图 4A 的血管内血液的流速并不相同。在本实施例中,根据图 4B 中两直虚线包围住的区域各本质模态函数的强度来计算,可得其血液的流速为例如每秒 4.0 毫升 (4.0ml/s)。

[0043] 综上所述,在本发明的范例实施例中,信号分析方法利用信号在不同介质与界面的不同特性,搭配频段拆解,分析信号传递至不同介质与界面所产生的频率变化值,以准确描绘出待测物的位置及大小。此外,所述信号分析方法利用相位处理手段,搭配曲线拟合在时间域中滤除角频率信息中的突波等噪声,以得到稳定的角频率信息,并可即时掌握待测区域的实际测量情况。

[0044] 虽然本发明已以实施例公开如上,然其并非用以限定本发明,本领域技术人员,在不脱离本发明的精神和范围内,当可作些许的更动与润饰,故本发明的保护范围当视所附权利要求书所界定者为准。

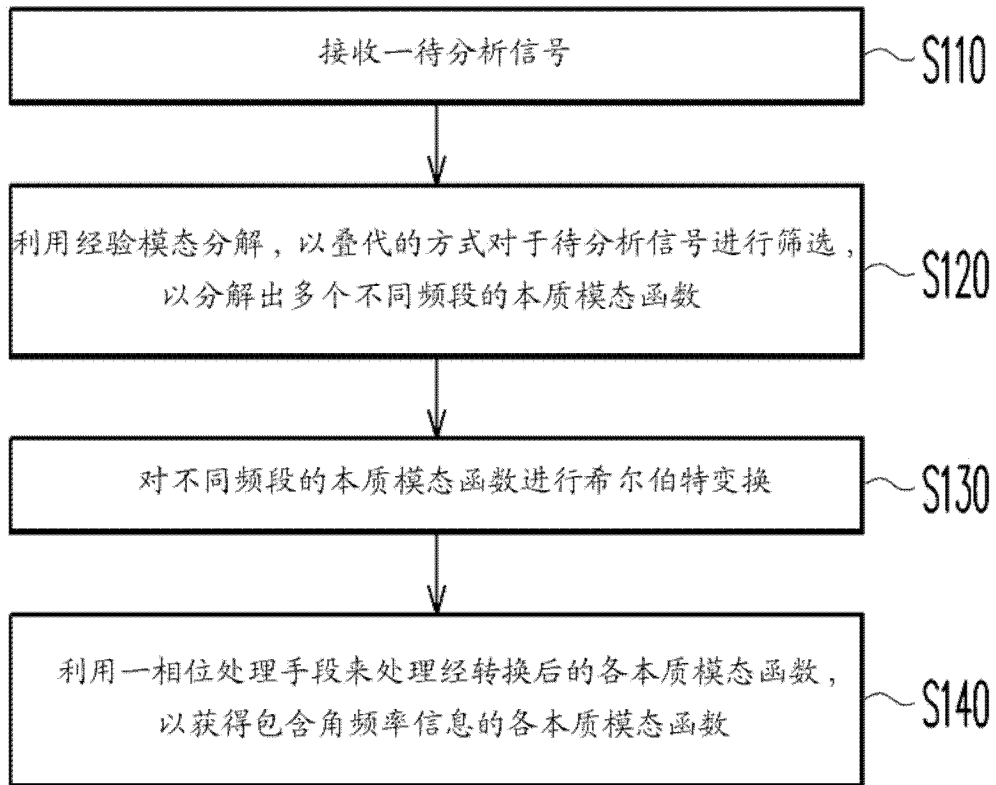


图 1

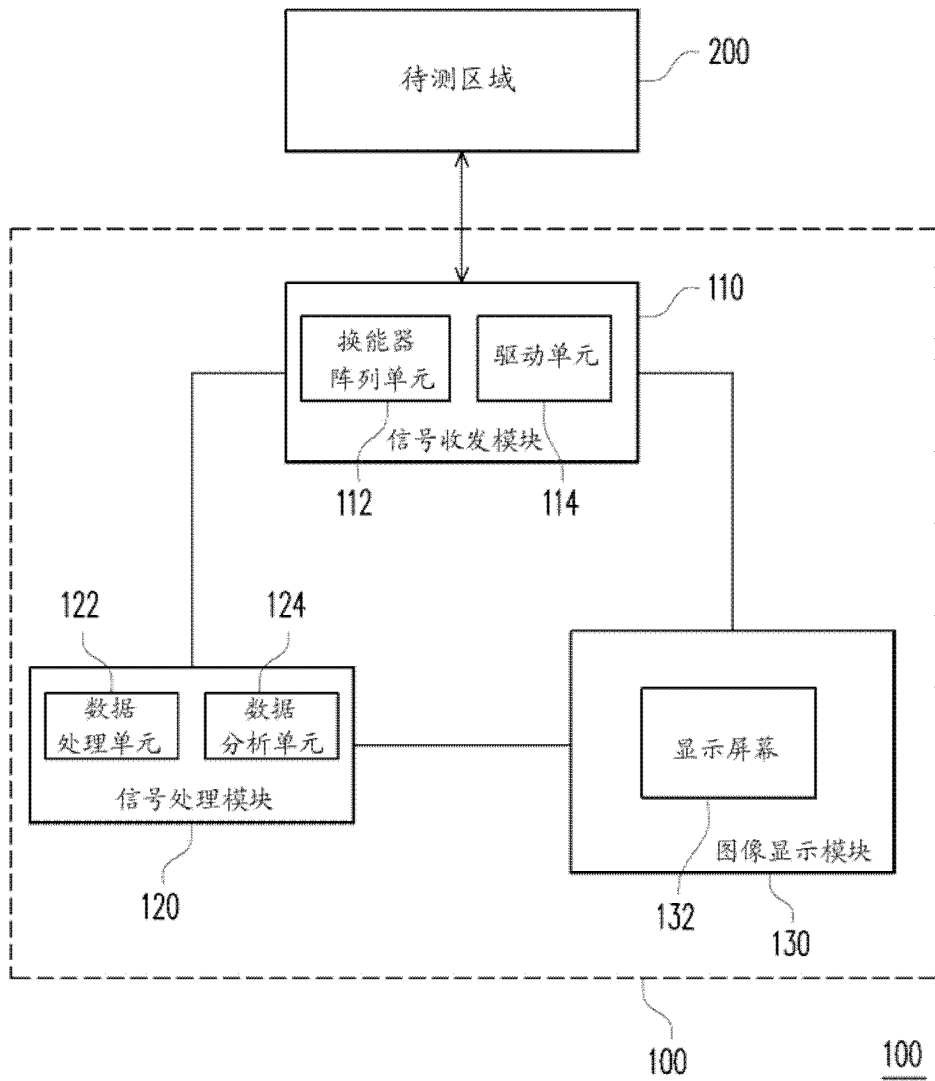
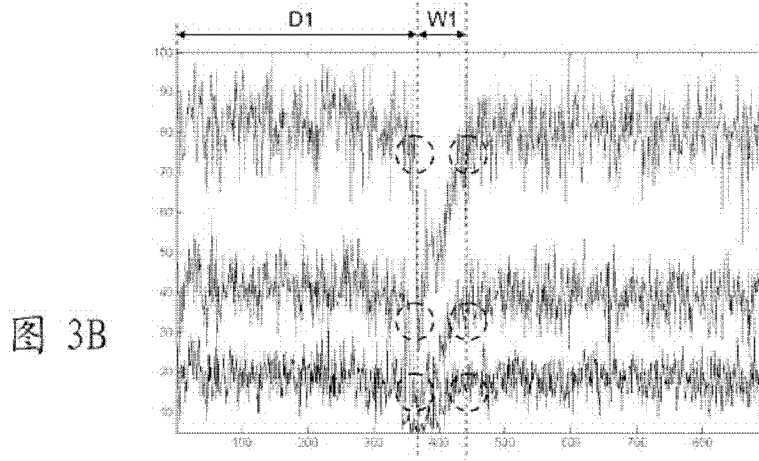
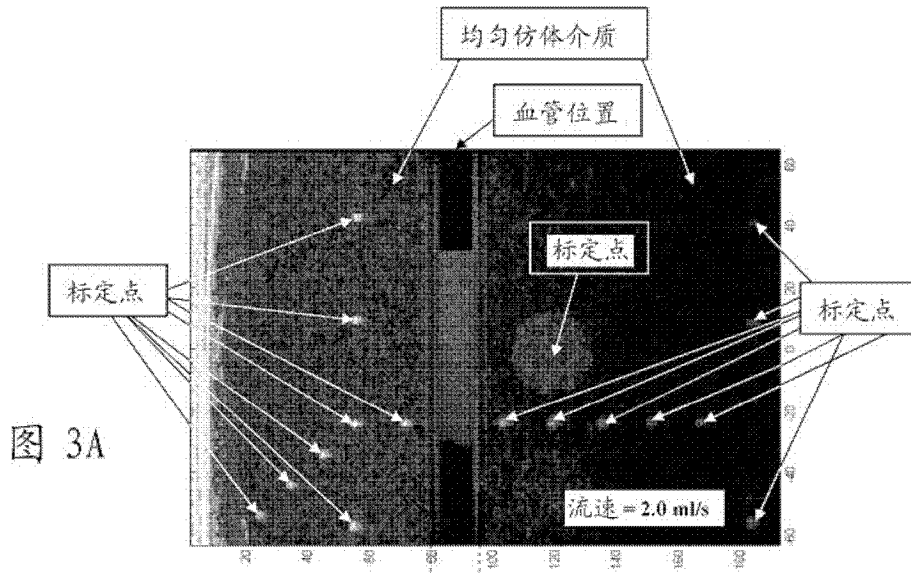
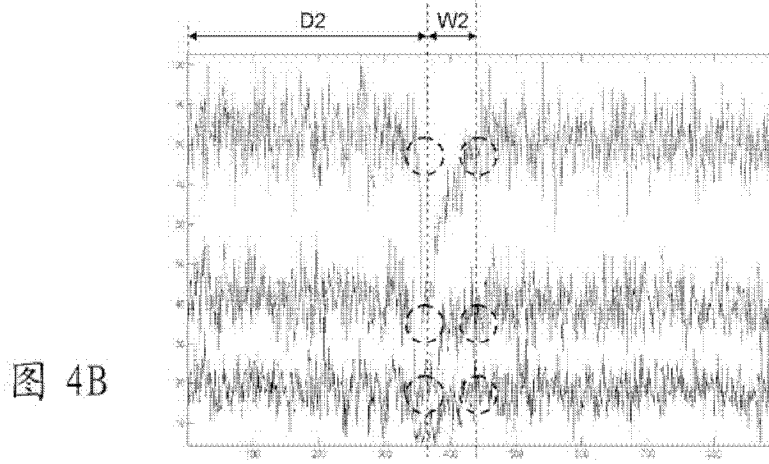
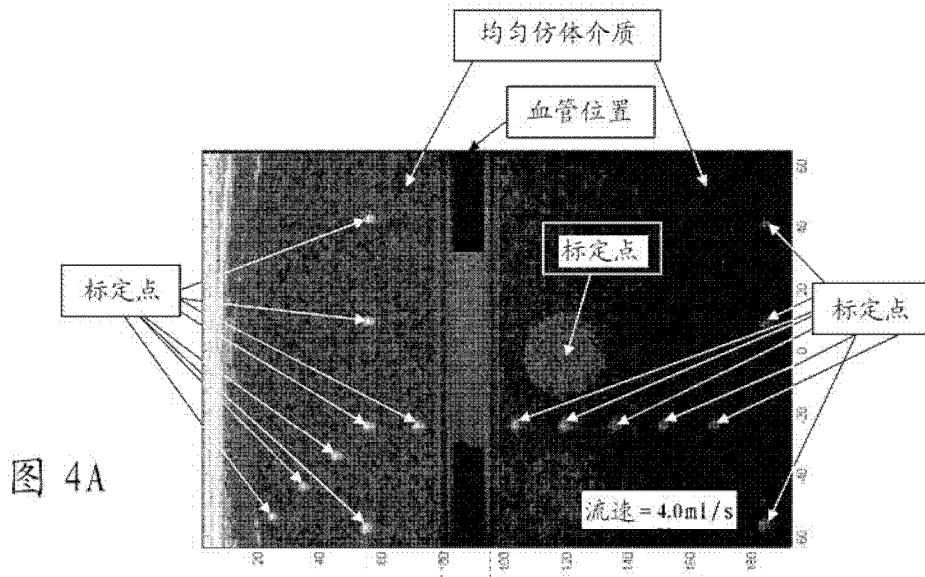


图 2





专利名称(译)	信号分析方法、超声波图像分析方法以及超声波成像系统		
公开(公告)号	CN103181780B	公开(公告)日	2015-08-05
申请号	CN201210073203.4	申请日	2012-03-19
[标]申请(专利权)人(译)	财团法人工业技术研究院		
申请(专利权)人(译)	财团法人工业技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	财团法人工业技术研究院		
[标]发明人	李皇德 邵耀华 张幼青 黄百纲 施明		
发明人	李皇德 邵耀华 张幼青 黄百纲 施明		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/5223 A61B8/488 G16H50/30		
审查员(译)	张玲玲		
优先权	100148921 2011-12-27 TW		
其他公开文献	CN103181780A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种信号分析方法、超声波图像分析方法以及超声波成像系统。所述信号分析方法包括如下步骤。接收待分析信号。利用经验模态分解及迭代的方式对于待分析信号进行筛选，以分解出至少一本质模态函数。对本质模态函数进行希尔伯特变换。经变换后的本质模态函数包括相位信息。利用相位处理手段来处理经变换后的本质模态函数，以获得包括角频率信息的本质模态函数。上述信号分析方法可应用于超声波成像系统，以辨识超声波图像信息。

