

(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
2014 年 7 月 3 日 (03.07.2014)



(10) 国际公布号
WO 2014/101489 A1

(51) 国际专利分类号:
A61B 8/00 (2006.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2013/083890

(22) 国际申请日: 2013 年 9 月 22 日 (22.09.2013)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(30) 优先权:
201210566296.4 2012 年 12 月 24 日 (24.12.2012) CN

(71) 申请人: 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司
(SHENZHEN MINDRAY 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, Guangdong 518057 (CN)。

(72) 发明人: 朱子俨 (ZHU, Ziyang); 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, Guangdong 518057 (CN)。 桑茂栋 (SANG, Maodong); 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, Guangdong 518057

(CN)。 董永强 (DONG, Yongqiang); 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, Guangdong 518057 (CN)。

(74) 代理人: 深圳鼎合诚知识产权代理有限公司 (DHC IP ATTORNEYS); 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, Guangdong 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, BN, 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, 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, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, 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,

[见续页]

(54) Title: ULTRASOUND CONTRAST IMAGING METHOD AND APPARATUS

(54) 发明名称: 一种超声造影成像方法及装置

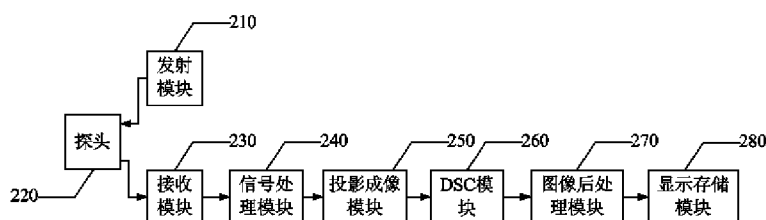


图 2 / FIG.2

210 Transmitter module
220 Probe
230 Receiving module
240 Signal processing module
250 Projection imaging module
260 DSC module
270 Image postprocessing module
280 Showing and storing module

(57) Abstract: Provided are an ultrasound contrast imaging method and apparatus. The method comprises: an initial step (S101), acquiring N frames of original contrast images; a projection imaging step (S103), projecting on the N frames of original contrast images to obtain a projection result image of the N frames of original contrast images, wherein for an nth frame of original contrast image, any frame of an nth group of original contrast images is used as a projection template for projecting on the nth group of original contrast images to acquire a projection result image of the nth frame of original contrast image, the nth group of original contrast images is within a projection period and comprises several frames of original contrast images of the nth frame of original contrast image, and the projection period is smaller than an imaging period; and a showing and storing step (S105), showing or storing the projection result image of the N frames of original contrast images. In the method, the projection period is a fixed value, accumulated errors caused by a projection process are only related to the projection period, and cannot increase as the imaging period increases, so that images continuously projected onto a template can better reflect spatial information, such as a filling and regression state of a micro vessel, of test subject in a current projection period.

(57) 摘要:

[见续页]



WO 2014/101489 A1



BY, KG, KZ, 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, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布:

— 包括国际检索报告(条约第 21 条(3))。

提供一种超声造影成像的方法和装置,该方法包括:初始步骤(S101),获取N帧原始造影图像;投影成像步骤(S103),对所述N帧原始造影图像进行投影以得到所述N帧原始造影图像的投影结果图像,对于其中第n帧原始造影图像,将第n组原始造影图像以所述第n组原始造影图像中的任意一帧为投影模板进行投影,获得第n帧原始造影图像的投影结果图像,所述第n组原始造影图像是在投影周期内并且包含所述第n帧原始造影图像的若干帧原始造影图像,所述投影周期小于显像周期;显示存储步骤(S105),显示或存储N帧原始造影图像的投影结果图像。在该方法中,投影周期是固定值,投影过程造成的积累误差仅与投影周期有关,不会随着显像周期的增加而增加,使得持续投影到模板上的图像更能反应当前投影周期中待检测对象的空间信息如微小血管充盈消退状态。

一种超声造影成像方法及装置

技术领域

本申请涉及超声成像领域,尤其涉及一种超声造影成像方法和装置。

背景技术

在医用超声成像系统中,利用超声波在人体组织界面处的反射,通过接收和处理载有人体组织特征信息的回波,获得人体组织的可见超声图像;然而,由于混响存在和分辨力的限制,以及人体组织内微小血管血流量少、血流速低的影响,使得在彩色多普勒中小血管的显像困难,其显示有时比较模糊甚至无法显示。目前一般采用超声造影技术,其通过造影剂来增强背向散射,使血流清楚显示,从而辅助医生达到对某些疾病进行鉴别诊断目的。通常,微小血管中的造影微泡可以反映微小血管结构。但是,如果微小血管直径与造影微泡尺寸接近,微小血管内只存在少数造影微泡,将使得染影不稳定,容易被误认为是随机斑点。

超声成像的一般处理过程是:探头将电信号转换为超声波,向待检测目标发射超声波束,并接收待检测目标反射和散射的超声波束,转换为电信号,经过信号处理后,将处理后的数据进行数字扫描变换(DSC, Digital Scan Conversion)和图像后处理,最后显示或存储处理后的图像。在利用造影剂等进行超声显像的系统中,通常在DSC处理之前或之后增加成像处理模块,例如在成像处理模块中采用如最大强度投影(Maximum Intensity Projection,以下简称MIP)等技术,以便通过累积显像造影微泡在微小血管内的流动轨迹来反映微小血管形态。MIP成像技术原理是利用多帧造影图像,把各帧上空间位置对应的像素点在一段时间内的最大亮度(强度)投影到固定模板图像上。经MIP处理后,多帧造影图像中造影微泡的染影在固定模板图像中连接,最终输出被检测的微小血管构造。

MIP运算可采用如下公式(1)表示:

$$\begin{aligned} \text{outputPixel}(x,y,n) &= \max(\text{inputPixel}(x,y,1), \text{inputPixel}(x,y,2), \dots, \\ &\quad \text{inputPixel}(x,y,n)) \\ &= \max(\text{inputPixel}(x,y,n), \text{outputPixel}(x,y,n-1)) \end{aligned} \quad (1)$$

式(1)中, $\text{inputPixel}(x,y,1)$ 表示第1帧输入图像中坐标为 (x,y) 的像素点实际亮度, $\text{inputPixel}(x,y,2)$ 表示第2帧输入图像中坐标为 (x,y) 的像素点实际亮度, ..., 以此类推, $\text{inputPixel}(x,y,n)$ 表示第 n 帧输入图像中坐标为 (x,y) 的像素点实际亮度; $1, 2, \dots, n$ 表示时间序号; 类似地, $\text{outputPixel}(x,y,n-1)$ 是第 $n-1$ 帧输出图像中坐标为 (x,y) 的像素点的显像亮度; $\text{outputPixel}(x,y,n)$ 是第 n 帧输出图像中坐标为 (x,y) 的像素点显像亮

度。

目前主流商用超声设备均具备造影持续显像功能，虽然名称不同但都基于上述 MIP 成像原理，本文简称为常规 MIP。如图 1 所示，图中上排的方形框表示超声造影原始图像序列，下排的方形框表示采用常规 MIP 成像的 MIP 投影结果图像序列，其中，选择 MIP 处理起始点（即图示的“MIP 功能开启”处）的输入图像为固定的 MIP 投影模板，MIP 投影周期即图示的倒置中括号，每一个中括号表示一个投影周期，可见常规 MIP 的投影周期不断增加，从 MIP 处理起始点开始增至 MIP 处理结束点（即图示的“MIP 功能结束”处），最终，MIP 投影周期等于 MIP 显像周期；其中，MIP 处理起始点和结束点通常由系统默认或用户选择。简言之，即所选全部序列图像的最大值都投影到第一帧的模板图像上。

常规 MIP 成像技术能够提供疑存病灶或感兴趣区域的空间信息，如微小血管结构形态，但同时丧失了部分时间信息，如造影剂消退时间。而疑存病灶的时间信息（如快进快退或快进满退等）有助于医生诊断肿瘤的良恶性。另一方面，常规 MIP 成像技术是一种造影图像累积重叠技术，投影周期越长，累计误差越大，血管与组织的对比度下降，MIP 成像效果越差。

发明内容

本申请提供一种超声成像装置和方法，用于对投放了造影剂气泡的被检测体进行超声造影显影。

根据本申请的第一方面，本申请提供一种超声造影成像方法，包括：初始步骤，获取 N 帧原始造影图像，N 为显像周期的总帧数；投影成像步骤，对所述 N 帧原始造影图像进行投影以得到所述 N 帧原始造影图像的投影结果图像，其中，对于所述 N 帧原始造影图像中的第 n 帧原始造影图像，将第 n 组原始造影图像以所述第 n 组原始造影图像中的任意一帧为投影模板进行投影，获得所述第 n 帧原始造影图像的投影结果图像，n 为大于等于 1 且小于等于 N 的正整数，所述第 n 组原始造影图像为在投影周期内并且包含所述第 n 帧原始造影图像的若干帧原始造影图像，所述投影周期为小于所述显像周期的固定值；显示存储步骤，显示或存储所述 N 帧原始造影图像的投影结果图像。一种实施例的超声造影成像方法中，在执行所述投影成像步骤之前还包括：运动配准步骤，对所述 N 帧原始造影图像中的每一帧图像进行运动配准。

根据本申请的第二方面，本申请提供一种超声造影成像装置，包括：原始图像获取模块，用于向待检测对象发射超声脉冲，接收待检测目标返回的超声回波信号，对接收到的超声回波信号进行信号处理后获取 N 帧原始造影图像，N 为显像周期的总帧数；投影成像模块，用于对所述

N 帧原始造影图像进行投影以得到所述 N 帧原始造影图像的投影结果图像，其中对于所述 N 帧原始造影图像中的第 n 帧原始造影图像，将第 n 组原始造影图像以所述第 n 组原始造影图像中的任意一帧为投影模板进行投影，获得所述第 n 帧原始造影图像的投影结果图像，n 为大于等于 1 且小于等于 N 的正整数，所述第 n 组原始造影图像为在预设投影周期内并且包含所述第 n 帧原始造影图像的若干帧原始造影图像，所述预设投影周期为小于所述显像周期的固定值；显示存储模块，用于显示或存储所述 N 帧原始造影图像的投影结果图像。一种实施例的超声造影成像装置还包括运动配准模块，用于在执行所述投影成像模块之前对所述 N 帧原始造影图像中的每一帧图像进行运动配准。

本申请的超声造影成像方法和装置中，投影周期为固定值，投影过程造成的累积误差仅与投影周期有关，不会随着显像周期的增加而增加；投影模板为投影周期内的任一幅图像，当投影周期发生变化，投影模板自然也发生变化而不是一成不变，使得持续投影到模板上的图像更能反映当前投影周期中待检测对象的空间信息如微小血管充盈消退状态。

附图说明

图 1 为常规 MIP 成像技术原理示意图；

图 2 为本申请一种实施例的超声造影成像装置的结构示意图；

图 3 为本申请一种实施例的超声造影成像方法的流程示意图；

图 4 为图 3 所示流程中投影成像处理的原理示意图；

图 5 为采用本申请实施例的超声造影成像方法的显像效果示意图；

图 6 为本申请另一种实施例的超声造影成像方法的流程示意图；

图 7 为采用简单跟踪方法计算运动位移的原理示意图；

图 8 为采用累积跟踪方法计算运动位移的原理示意图；

图 9 为采用本申请实施例的超声造影成像方法后减少甚至消除显示中累积误差的结果示意图；

图 10 为采用本申请实施例的超声造影成像方法后减少甚至消除显示中运动伪像的结果示意图；

图 11 为采用本申请实施例的超声造影成像方法连续反映微小血管空间和时相信息的结果示意图。

具体实施方式

为便于理解，下面首先介绍本申请中用到的术语。

(1) 显像周期 (Imaging Period): 即成像显影周期，是指从开启图像持续处理 (persistence) 功能至关闭图像持续处理功能的这段期间，例如本申请超声造影成像装置中从启动执行至关闭执行投影成像模块的期间，其单位包括但不限于按时间 (例如 1 秒、2 秒、3 秒...) 或者按图像帧数 (例如 10 帧、20 帧、30 帧...) 设定。

(2) 投影周期 (Projection Period): 在显像周期中, 显像的每一帧图像是一段时间内或一定帧数的多帧造影原始图像序列的持续处理的输出结果, 该段时间或帧数定义为“投影周期”, 类似地, 其单位包括但不限于按时间 (例如 1 秒、2 秒、3 秒...) 或者按帧数 (例如 10 帧、20 帧、30 帧...) 设定; 本申请中, 投影周期小于显像周期。

图 2 所示为本申请一种实施例的超声造影成像装置的结构示意图, 其中, 发射模块 210 通过探头 220 发射超声波进入人体, 经人体的组织及造影剂反射后, 被接收模块 230 接收, 接收的回波信号经过信号处理模块 240 进行处理后, 送入投影成像模块 250 进行处理, 处理后的图像数据经过数字扫描变换 (DSC, Digital Scan Conversion) 模块 260 和图像后处理模块 270, 最后通过显示存储模块 280 进行显示或存储。发射模块 210、探头 220、接收模块 230、信号处理模块 240、DSC 模块 260、图像后处理模块 270 以及显示存储模块 280 等, 均可通过常用的超声成像系统中相应的功能模块实现, 例如接收模块 230 可具有放大电路、A/D 变换器等, 信号处理模块 240 可具有多普勒处理功能等, 图像后处理模块 270 可具有背景抑制或斑点消除功能等, 在此不作详述。本实施例中投影成像模块 250 位于 DSC 模块 260 之前, 其它实施例中, 投影成像模块 250 还可位于 DSC 模块 260 之后、显示存储模块 280 之前。

基于实施例的超声造影成像装置, 本申请还提供一种超声造影成像方法。以下通过几个实施例对超声造影成像方法作具体说明, 而装置的成像投影模块的具体实现也通过这些实施例予以体现。

实施例 1:

如图 3 所示, 本实施例的超声造影成像方法包括如下步骤 S101~S105:

初始步骤 S101, 设定投影周期, 获取 N 帧原始造影图像, N 为显像周期的总帧数。具体获取原始造影图像的方法可参考常用的超声成像方法, 例如首先通过探头向待检测对象发射超声脉冲, 探头响应并接收待检测目标返回的超声回波信号, 然后, 系统对接收到的超声回波信号进行信号处理后输出多个时刻的原始图像。原始图像包括 B 模式图像 (即组织图像)、造影图像等。这里, 探头的具体构造及其发射和接收过程、以及信号处理等均可通过常用的超声成像系统中相应的功能模块实现, 在此不作详述。

投影成像步骤 S103, 对获取的 N 帧原始造影图像进行投影以得到该 N 帧原始造影图像的投影结果图像。其中, 对于 N 帧原始造影图像中的某一帧原始造影图像如第 n 帧原始造影图像, n 为正整数且 $1 \leq n \leq N$, 将第 n 组原始造影图像以该第 n 组原始造影图像中的任意一帧为投影模板进行投影, 获得第 n 帧原始造影图像的投影结果图像, 第 n 组原始造

影图像为在投影周期内并且包含第 n 帧原始造影图像的若干帧原始造影图像。实施例 1 中, 不同组原始造影图像的投影周期可以是相同的, 例如可以均为 10 帧或其它任何适合的帧数; 其他实施例中不同组原始造影图像的投影周期也可以是不同的, 例如第 i 组原始造影图像的投影周期为 8 帧, 第 j 组原始造影图像的投影周期为 10 帧, $i \neq j$, i 和 j 均为正整数, $1 \leq i \leq N$, $1 \leq j \leq N$, 当然第 i 组和第 j 组原始造影图像的投影周期也可以是任何其它适合的帧数值。

投影运算可以表示为如下形式:

$$\text{outputPixel}(x, y, n, k) = f(\text{inputPixel}(x, y, n), \text{inputPixel}(x, y, n-1), \dots, \text{inputPixel}(x, y, n-k+1)) \quad (2)$$

式 (2) 中, $\text{outputPixel}()$ 表示投影结果图像, $\text{inputPixel}()$ 表示输入的原始造影图像, 具体地, $\text{outputPixel}(x, y, n, k)$ 表示第 n 帧图像中坐标位置为 (x, y) 的像素点灰度值, k 表示投影周期内图像的总帧数, $f()$ 表示投影成像处理采用的具体函数, $\text{inputPixel}(x, y, n)$ 表示第 n 帧图像中坐标位置为 (x, y) 的像素点灰度值, $\text{inputPixel}(x, y, n-1)$ 表示第 $n-1$ 帧图像中坐标位置为 (x, y) 的像素点灰度值, $\text{inputPixel}(x, y, n-k+1)$ 表示第 $n-k+1$ 帧图像中坐标位置为 (x, y) 的像素点灰度值。

这里函数 $f()$ 可以包括但不限于如下:

(1) 与图像信息有关的时域加权积分运算, 如下式

$$\text{outputPixel}(x, y, n, k) = \int_{i=1}^k P_i * \text{inputPixel}(x, y, n-i+1) \quad (3)$$

式 (3) 中 $\text{inputPixel}(x, y, n)$ 表示输入图像 (即当前帧, 或称投影模板) 中坐标为 (x, y) 像素点信息, $\text{outputPixel}(x, y, n, k)$ 是输出图像 (即投影结果图像) 中该像素点信息。 P_i 是归一化加权系数, 即 $\sum_{i=1}^k P_i = 1$ 。

加权系数可以是对投影周期内的各帧权重一致 (即 $P_i = 1/k$, $i=0 \sim k-1$); 或者

有不同侧重 (例如侧重当前帧的加权系数 P_i 为 $\frac{i}{\sum_{i=1}^k i}$)。

(2) 与图像信息有关的最大值、最小值、均值或中值投影运算。

以最大值为例, 可以得到下式:

$$\text{outputPixel}(x, y, n, k) = \max(\text{inputPixel}(x', y', n), \text{inputPixel}(x', y', n-1), \dots, \text{inputPixel}(x', y', n-k+1)) \quad (4)$$

式 (4) 中各参数的含义同式 (2), 在此不再重述。

(3) 与图像的空间频率 (spatial frequency) 有关的函数。

(4) 与图像中造影剂位置的像素总数量有关的函数。

(5) 与 3D/4D 图像有关的函数。

(6) 其他需要多帧图像的持续合成处理, 反映组织的空间信息和时间信息的函数。

在具体的超声造影成像装置中, 这一步骤的启动或关闭可以通过多种方式实现, 例如系统中预先设定在得到原始图像数据后即启动投影成像处理, 又如用户可以通过输入设备如键盘、鼠标、触摸屏等控制是否执行投影成像处理, 又或者是超声设备根据扫描脏器或扫描模式自适应调整是否启动投影成像处理比如进行超声造影时启动投影成像处理。投影成像步骤可以在如下任意种情况下执行:

(1) 与造影剂注射病人同步进行, 此时探头保持低声压脉冲发射波束;

(2) 当造影微泡已经充盈到扫描区域内, 探头发射高声压脉冲, 破坏局部区域造影微泡; 随后恢复低声压脉冲发射波束收集图像信息。这种情况下, 在若在投影成像处理的显像周期内出现高声压 (MI) 脉冲击碎造影微泡情况, 可能影响投影成像效果, 系统自动检测探头发射的 MI 值, 自动剔除高 MI 值的图像, 或以重新恢复低 MI 值的首帧图像为投影模板, 重新开始投影成像处理功能。

从投影成像处理功能开启至投影成像处理功能结束这一期间为显影周期, 本申请的投影周期小于等于显像周期, 如图 4 所示, 图中上排的方形框表示超声造影原始图像序列, 即步骤 S101 中得到的 N 帧原始造影图像, 下排的方形框表示采用本实施例后得到的投影结果图像的序列, 图示的每一个倒置中括号表示一个投影周期, 这些投影周期的周期值都是固定的, 可以按时间 (如 1 秒、2 秒、3 秒等) 或者是按帧数 (如 10 帧、20 帧、30 帧等) 设定。

在具体的超声成像装置中, 投影周期的周期值可以是超声设备根据扫描脏器或扫描模式自适应调整得到, 也可以是系统预先设定好相应的值, 还可以是在人机界面上给出相应的选项框, 由用户通过输入设备如键盘、鼠标、触摸屏等输入或选择, 或者是以物理形式存在的如旋转按钮, 通过调节按钮来设定。投影周期的变化将影响显像效果。一种实现中, 在超声设备上设有与投影周期的选择相对应的控件, 该控件提供多个档位, 例如档位 “OFF”, 选择该档位表示投影显像的处理方法采用常规 MIP 成像方法, 即投影周期不断增加直至最终等于显像周期; 又如档位 “0” 表示投影周期等于 0, 投影结果图像即是投影模板, 即投影结果图像等价于造影图像; 又如档位 “1s” 或 “2s” 或 “3s” 等, 则投影结果图像为投影模板所在时刻及其之前 1s 或 2s 或 3s 等时间内持续投影结果; 又如档位 “Auto”, 表示投影周期为自适应值, 对应的投影结果图像为系统自适应调整的持续投影结果。

不同的投影周期的显像效果可能适用于不同的充盈消退血管特征或

者不同的病理情况。例如，较短的投影周期，如 1 秒，适用于血流充盈消退较快，血管丰富的情况；较长的投影周期，如 3 秒，适用于血流充盈消退较慢的情况。

对于投影模板的选择，其方式可以是系统预设，或是用户通过输入设备如键盘、鼠标、触摸屏等输入控制，或是超声设备根据扫描脏器或扫描模式进行自适应调整。不同的投影模板的显像效果不同。在显像周期内，投影模板可以固定不变或随时间变化。对于显像周期内固定不变的投影模板，该投影模板可以是成像处理功能开启（如图 4 所示）后的第一帧图像，显像过程反映了该模板帧图像的静态空间信息及该组织结构在整个显像周期的时间信息；以显像周期内第一帧图像作为投影模板为例，可以观察到第一帧扫描图像内组织的静态结构以及显像周期内造影微泡在该组织的生长形态。当然，也可以选择显像周期内任一帧图像作为固定模板。对于显像周期内随时间变化的投影模板，是指投影模板可以是当前投影周期内的任一帧图像，也就是说，成像处理的结果可以投影到投影周期内的任意帧图像上，其显像过程反映了模板帧图像的动态空间信息及该组织结构在投影周期内的有限时间信息；设当前帧为某一投影周期中的某一帧图像，以当前帧为投影模板，可以观察当前扫面截面内组织的动态空间结构，以及投影周期内造影微泡在该组织的生长形态。

为了予以区分或更好进行比对，还可以在投影结果图像中引入伪彩信息来反应造影微泡染影的时间信息。

对显像周期内所有原始造影图像一一进行投影成像处理后可得到投影结果图像的序列。

显示存储步骤 S105，显示或存储步骤 S103 得到的 N 帧原始造影图像的投影结果图像。这里，投影结果图像的显示或存储均可通过常用的超声成像系统中相应的功能模块实现，在此不作详述。

如图 5 所示为采用本实施例的成像处理方法的一帧投影结果图像的成像效果，其是流过微小血管的造影微泡在投影周期 k 内的采用最大强度投影（即公式（4））处理后的显示结果，如图 5 所示，左侧为一个投影周期内多帧图像，其中黑色曲线和实心黑点为形成在这多帧图像中的造影微泡，经成像处理后，见图中右侧的上面三层为投影周期内不同时间的造影图像，最下一层为该投影周期的最终投影结果图像，可以看出不同时间的造影图像中造影微泡染影在投影结果图像中连接，其是被检测的微小血管构造。

本实施例中，当造影微泡在微小血管中流动时，多帧图像分别显像造影微泡不同的染影位置，对这些图像做持续处理可描绘出造影微泡的流动轨迹，也就是微小血管结构形态等空间信息；通过调整持续处理的

时间参数(即成像处理过程中的投影周期),使投影模板随时间变化,持续投影到模板的投影结果图像上便能够反映造影微泡流入和流出的时间信息,也就是微小血管充盈消退状态;通过调整投影周期还能够连续反映不同扫描面的微小血管空间和时间信息。此外,投影周期为固定值,投影过程造成的累积误差仅与投影周期有关,不会随着显像周期的增加而增加;投影模板为投影周期内的任一幅图像,当投影周期发生变化,投影模板自然也发生变化而不是一成不变,使得持续投影到模板上的图像更能反映当前投影周期中待检测对象的空间信息如微小血管充盈消退状态。

实施例 2:

超声成像过程中,扫描图像不可避免产生运动,影响超声造影成像效果。图像运动可能是由于人体组织随呼吸或心跳运动导致,也可能是超声探头移动导致。因此需要对多帧扫描图像进行运动配准(Motion Matching)。

如图 6 所示,本实施例的超声造影成像方法处理包括如下步骤 S201~S205:

初始步骤 S201,该步骤类似实施例 1 的步骤 S101,在此不做重述。

运动配准步骤 S202,对步骤 S201 获得的 N 帧原始造影图像进行运动配准。

在具体的超声成像系统/装置中,运动配准这一步骤的启动或关闭可以通过多种方式实现,例如系统中预先设定在得到原始图像数据后即启动运动配准进行图像校正处理,又如用户可以通过输入设备如键盘、鼠标、触摸屏等控制是否执行运动配准,又或者是超声设备根据扫描脏器或扫描模式自适应调整是否启动运动配准。

本步骤的运动配准所采用算法可以是视频图像处理中常用的运动配准方法例如块匹配(Block Matching)方法。以选择组织图(B 模式图像)为运动配准图像为例,首先选择运动跟踪的有效图像区域(即感兴趣区域),计算两帧图像间的跟踪块(Tracking Block)的运动位移,然后根据跟踪块的运动位移插值出两帧图像间对应像素点位移,最后根据像素点位移的值进行图像校正。这里运动位移的计算方法也可以采用常用的计算运动位移的方法,例如简单跟踪或累计跟踪等。

对于简单跟踪,如图 7 所示,在一个投影周期(共 n 帧图像)中,以第 1 帧为投影模板(即模板帧),某像素点在模板帧中的坐标为(x, y),由于存在运动,该像素点在第 2 帧中的坐标相对于第 1 帧变为 $(x + \Delta x_1, y + \Delta y_1)$,在第 3 帧中的坐标位置相对于第 1 帧变为 $(x + \Delta x_2, y + \Delta y_2)$,依次在第 n 帧中的坐标位置相对于第 1 帧变为 $(x + \Delta x_n, y + \Delta y_n)$,也就是根据模板帧中像素点的坐标位置与该像素点每一帧图像的坐标位置得到两

帧图像的相对运动位移,例如第2帧和模板帧之间的相对运动位移为($\Delta x1$, $\Delta y1$)。这种简单跟踪的方法是计算简单且无累计误差,即当前计算的这帧图像的相对运动位移仅与模板帧有关,而与其他帧图像无关,缺点是对于组织运动幅度大且快速的图像,需要增加搜索范围,否则运动跟踪失败,而对于组织运动幅度小且缓慢的图像,较大的搜索范围将导致计算效率低。

对于累积跟踪,如图8所示,在一个投影周期(这里假设有4帧图像)中,以第1帧为投影模板(即模板帧),某像素点在模板帧中的坐标为(x , y),由于存在运动,该像素点在第2帧中的坐标相对于第1帧变为($x+\Delta x1$, $y+\Delta y1$),在第3帧中的坐标位置相对于第1帧为($x+\Delta x1+\Delta x2$, $y+\Delta y1+\Delta y2$),该像素点在第4帧中的坐标位置相对于第1帧为($x+\Delta x1+\Delta x2+\Delta x3$, $y+\Delta y1+\Delta y2+\Delta y3$),也就是根据当前帧中像素点的坐标位置与相邻帧图像的坐标位置,可以得到相邻帧的相对运动位移,与前几帧的相对位移累加可得到前帧图像与模板帧的相对运动位移。累积跟踪方法的优点是适用于各种组织运动的情况,跟踪块的搜索范围小,因此计算量小、效率高,但其缺点是存在累积误差,且随着投影周期增加将更明显。

运动位移计算方法的选择可以是系统预设,也可以是用户通过输入设备如键盘、鼠标、触摸屏等进行输入控制,还可以是超声设备根据扫描脏器或扫描模式自适应调整。实施例感兴趣区域可以是整幅图像或局部图像区域,局部图像区域的选择方式可以是系统预先设定的某块区域,或是用户通过输入设备如键盘、鼠标、触摸屏等进行输入控制,或是超声设备根据扫描脏器或扫描模式自适应调整等。

运动配准时所使用参考图像(即模板图像)可以是与下文中将要提及的投影成像步骤S203中的投影模板相同,也可以是不同的,其选择可以是系统预先设定,或是用户通过输入设备如键盘、鼠标、触摸屏等进行输入控制,或是超声设备根据扫描脏器或扫描模式自适应调整等。运动配准的参考图像可以是组织图像数据(即B模式图像),也可以是造影图像,还可以是二者的剪影结果。具体选择可视实际情况而定,例如选择组织图(B图像)做运动跟踪的参考图像的优点是对成像处理时的起始帧没有特殊要求,缺点是组织图对比度较低,敏感度和特异性不足;而选择造影图像做运动跟踪的参考图像的优点是造影图像对比度高,缺点是造影微泡在图像中流动影响跟踪计算,而且其对成像处理功能的开启时的起始帧有要求,因为造影图像在早期没有造影剂流入时信息有限,不适合做模板帧。

投影成像步骤S203,针对步骤S202运动配准后的图像进行投影成像处理,具体过程类似实施例1的步骤S103类似,不同在于此时针对

的是运动配准后的图像。

因此，投影运算可以表示为如下形式：

$$\text{outputPixel}(x,y,n,k)=f(\text{inputPixel}(x',y',n), \text{inputPixel}(x',y',n-1),\dots, \text{inputPixel}(x',y',n-k+1)) \quad (5)$$

式(5)与式(2)的不同之处在于，当探头与组织相对静止时， $(x,y)=(x',y')$ ，当二者由于图像运动产生位移时， $(x,y)=(x'+\Delta x,y'+\Delta y)$ ，即运动配准后的位置。类似地，其中函数 f 也可以是类似实施例1中的函数 f ，不同在于此时 $\text{inputPixel}()$ 中的像素点为与 (x',y') 相关的像素点。

仍以实施例1中的投影周期档位选择的例子而言，当档位“Auto”，表示投影周期为自适应值，对应的投影结果图像为不仅是系统自适应调整的持续投影结果，而且还提出了高MI击碎造影微泡或探头空打等引入干扰的图像帧。

显示存储步骤S205，显示或存储步骤S203得到的投影结果图像，具体过程与实施例1的步骤S105类似，在此不做重述。

图9和图10示出了采用本实施例的超声造影成像方法可以减少甚至消除持续显示中累积误差或运动伪像的结果。由于超声成像时需要一段时间内的多帧造影图像重叠，这段时间内如果发生探头移动或组织移动（如呼吸、心跳、组织自身运动）等情况，可能导致图像模糊（如图9所示）或产生伪像（如图10所示）。如果是采用常规MIP成像，其结果将保留显像周期内的所有累积误差或伪像，此时，如果感兴趣区域（ROI）被干扰或掩盖，则需要重新测量，花费病人更多时间和费用；而采用本实施例的成像方法，其结果只可能在相对较短的一段时间（即投影周期，图示中倒置的中括号的时间内）被累积误差或伪像干扰或掩盖，而不会影响其它投影周期的投影结果，从而保证了图像质量且又节省时间和精力。

本实施例的优点相对于实施例1而言，进一步减少甚至消除探头运动误差，提高了成像效率和显像质量。

本申请实施例中，超声造影成像方法采用固定投影周期、任意投影模板的多帧处理，技术特点是投影周期固定，且投影模板可随时间变化，投影周期具体数值可以由用户控制、或系统预设、或根据扫描模式和检查器官进行自适应调整。此外，还对持续成像过程中的累积误差和运动误差进行跟踪并加以有效控制，提高图像质量。

相比常规MIP的成像方法，应用本申请实施例的超声造影成像装置或方法得到的投影结果图像既可以提供超声图像中的微小血管结构形态这类空间信息，又可以反映血管盈消退特点的时间信息（如快进快退、慢进满退等）；同时，图像的累积误差与投影周期有关，不会随着显像周期的增加而增加，此外，还可以减少或消除探头移动导致的图像模糊，

增加血管与组织的对比度，提高显像质量。如图 11 所示，图 11 示出了采用本申请的超声造影成像方法可以连续反映微小血管空间和时相信息的结果，其中，五角星区域标识快进快出时相特性和三角形区域标识慢进慢出的时相特性。本申请的超声造影成像方法的优点是反映扫描面上空间信息（可疑病灶的位置和微血管形态结构），同时比常规 MIP 成像提供更多的时间信息（如造影剂的相对消退时间）。

本领域技术人员可以理解，上述实施方式中各种方法的全部或部分步骤可以通过程序来指令相关硬件完成，该程序可以存储于一计算机可读存储介质中，存储介质可以包括：只读存储器、随机存储器、磁盘或光盘等。

以上应用了具体个例对本发明进行阐述，只是用于帮助理解本发明并不用以限制本发明。对于本领域的一般技术人员，依据本发明的思想，可以对上述具体实施方式进行变化。

权 利 要 求

1. 一种超声造影成像方法，其特征在于，包括：

初始步骤，获取 N 帧原始造影图像，N 为显像周期的总帧数；

投影成像步骤，对所述 N 帧原始造影图像进行投影以得到所述 N 帧原始造影图像的投影结果图像，其中，对于所述 N 帧原始造影图像中的第 n 帧原始造影图像，将第 n 组原始造影图像以所述第 n 组原始造影图像中的任意一帧为投影模板进行投影，获得所述第 n 帧原始造影图像的投影结果图像，n 为大于等于 1 且小于等于 N 的正整数，所述第 n 组原始造影图像为在投影周期内并且包含所述第 n 帧原始造影图像的若干帧原始造影图像，所述投影周期为小于所述显像周期的固定值；

显示存储步骤，显示或存储所述 N 帧原始造影图像的投影结果图像。

2. 如权利要求 1 所述的超声造影成像方法，其特征在于，所述投影成像步骤中，不同组原始造影图像的投影周期相同或者不同；所述投影周期为预定的时间段长度或者预定的原始造影图像的连续帧数。

3. 如权利要求 2 所述的超声造影成像方法，其特征在于，所述投影成像步骤采用的公式包括：

$$\text{outputPixel}(x,y,n,k)=f(\text{inputPixel}(x,y,n),\text{inputPixel}(x,y,n-1),\dots, \\ \text{inputPixel}(x,y,n-k+1))$$

其中， $\text{outputPixel}(x,y,n,k)$ 表示第 n 帧图像中坐标位置为 (x,y) 的像素点灰度值，k 表示所述投影周期内图像的总帧数， $f()$ 表示函数关系， $\text{inputPixel}(x,y,n)$ 表示第 n 帧图像中坐标位置为 (x,y) 的像素点灰度值， $\text{inputPixel}(x,y,n-1)$ 表示第 n-1 帧图像中坐标位置为 (x,y) 的像素点灰度值， $\text{inputPixel}(x,y,n-k+1)$ 表示第 n-k+1 帧图像中坐标位置为 (x,y) 的像素点灰度值。

4. 如权利要求 1 所述的超声造影成像方法，其特征在于，在执行所述投影成像步骤之前还包括：运动配准步骤，对所述 N 帧原始造影图像中的每一帧图像进行运动配准。

5. 如权利要求 4 所述的超声造影成像方法，其特征在于，所述投影成像步骤采用的公式包括：

$$\text{outputPixel}(x,y,n,k)=f(\text{inputPixel}(x',y',n), \text{inputPixel}(x',y',n-1),\dots, \\ \text{inputPixel}(x',y',n-k+1))$$

其中， $\text{outputPixel}(x,y,n,k)$ 表示第 n 帧输出图像中坐标位置为 (x,y) 的像素点灰度值，k 表示所述投影周期内图像的总帧数， $f()$ 表示函数关系， $\text{inputPixel}(x',y',n)$ 表示灰度值， $\text{inputPixel}(x',y',n-1)$ 表示第 n-1 帧输入图像中坐标位置为 (x',y') 的像素点灰度值， $\text{inputPixel}(x',y',n-k+1)$ 表示第 n-k+1 帧输入图像中坐标位置为 (x',y') 的像素点灰度值，第 n 帧输出图像中坐标位置为 (x,y) 的像素点为第 n 帧输入图像中坐标位置为 (x',y') 的像

素点运动配准后的像素点。

6. 如权利要求 2 或 4 所述的超声造影成像方法，其特征在于，所述函数关系为与图像信息有关的最大值、最小值、均值或中值运算，或者所述函数关系为与图像信息有关的时域加权积分运算，或者所述函数关系为与图像的空间频率有关的运算。

7. 一种超声造影成像装置，其特征在于，包括：

原始图像获取模块，用于向待检测对象发射超声脉冲，接收待检测目标返回的超声回波信号，对接收到的超声回波信号进行信号处理后获取 N 帧原始造影图像，N 为显像周期的总帧数；

投影成像模块，用于对所述 N 帧原始造影图像进行投影以得到所述 N 帧原始造影图像的投影结果图像，其中对于所述 N 帧原始造影图像中的第 n 帧原始造影图像，将第 n 组原始造影图像以所述第 n 组原始造影图像中的任意一帧为投影模板进行投影，获得所述第 n 帧原始造影图像的投影结果图像，n 为大于等于 1 且小于等于 N 的正整数，所述第 n 组原始造影图像为在预设投影周期内并且包含所述第 n 帧原始造影图像的若干帧原始造影图像，所述预设投影周期为小于所述显像周期的固定值；

显示存储模块，用于显示或存储所述 N 帧原始造影图像的投影结果图像。

8. 如权利要求 7 所述的超声造影成像装置，其特征在于，所述投影成像模块中，不同组原始造影图像的投影周期相同或者不同；所述预设投影周期为预定的时间段长度或者预定的原始造影图像的连续帧数。

9. 如权利要求 7 或 8 所述的超声造影成像装置，其特征在于，还包括运动配准模块，用于在执行所述投影成像模块之前对所述 N 帧原始造影图像中的每一帧图像进行运动配准。

10. 如权利要求 9 所述的超声造影成像装置，其特征在于，所述投影成像模块中采用的公式包括：

$$\text{outputPixel}(x,y,n,k)=f(\text{inputPixel}(x',y',n),\text{inputPixel}(x',y',n-1),\dots, \\ \text{inputPixel}(x',y',n-k+1))$$

其中， $\text{outputPixel}(x,y,n,k)$ 表示第 n 帧输出图像中坐标位置为 (x,y) 的像素点灰度值，k 表示所述投影周期内图像的总帧数， $f()$ 表示函数关系， $\text{inputPixel}(x',y',n)$ 表示灰度值， $\text{inputPixel}(x',y',n-1)$ 表示第 n-1 帧输入图像中坐标位置为 (x',y') 的像素点灰度值， $\text{inputPixel}(x',y',n-k+1)$ 表示第 n-k+1 帧输入图像中坐标位置为 (x',y') 的像素点灰度值，第 n 帧输出图像中坐标位置为 (x,y) 的像素点为第 n 帧输入图像中坐标位置为 (x',y') 的像素点运动配准后的像素点。

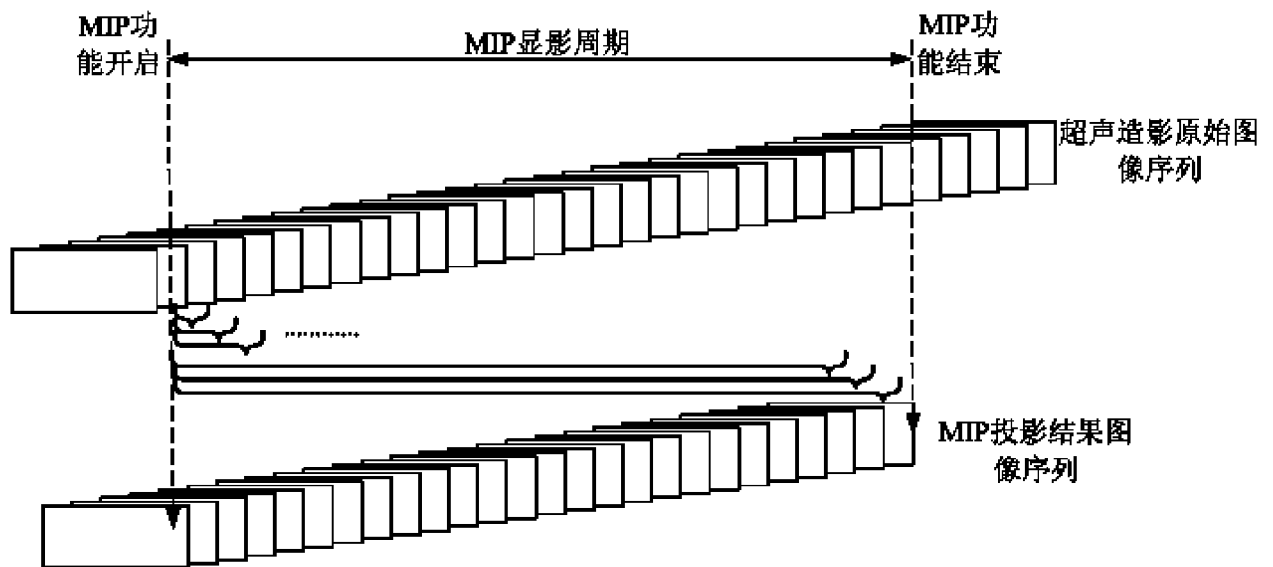


图 1

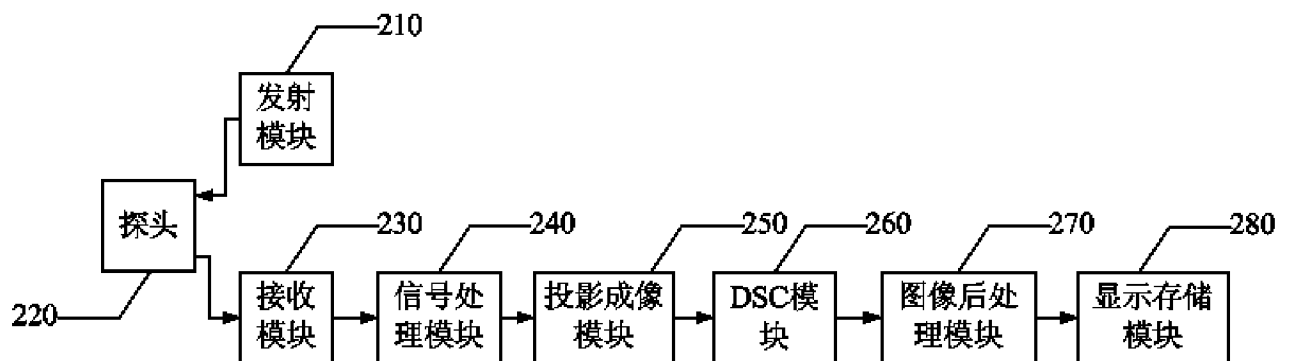


图 2

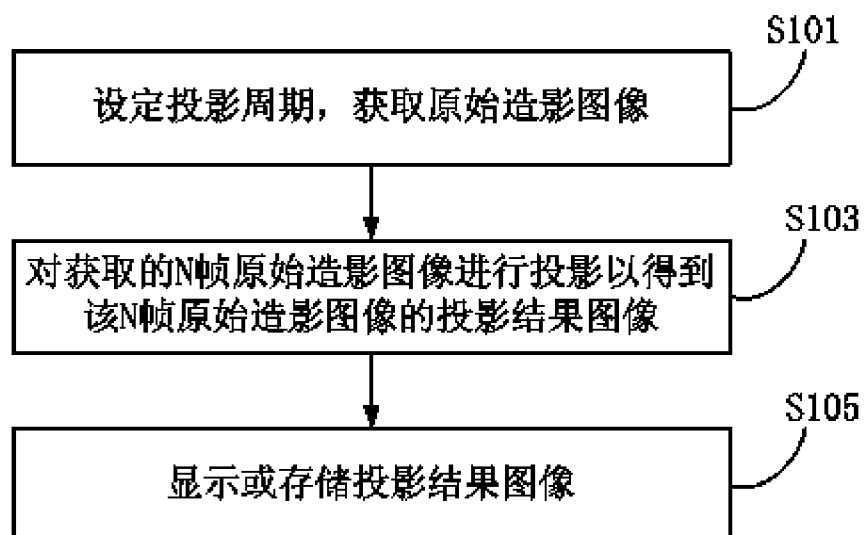


图 3

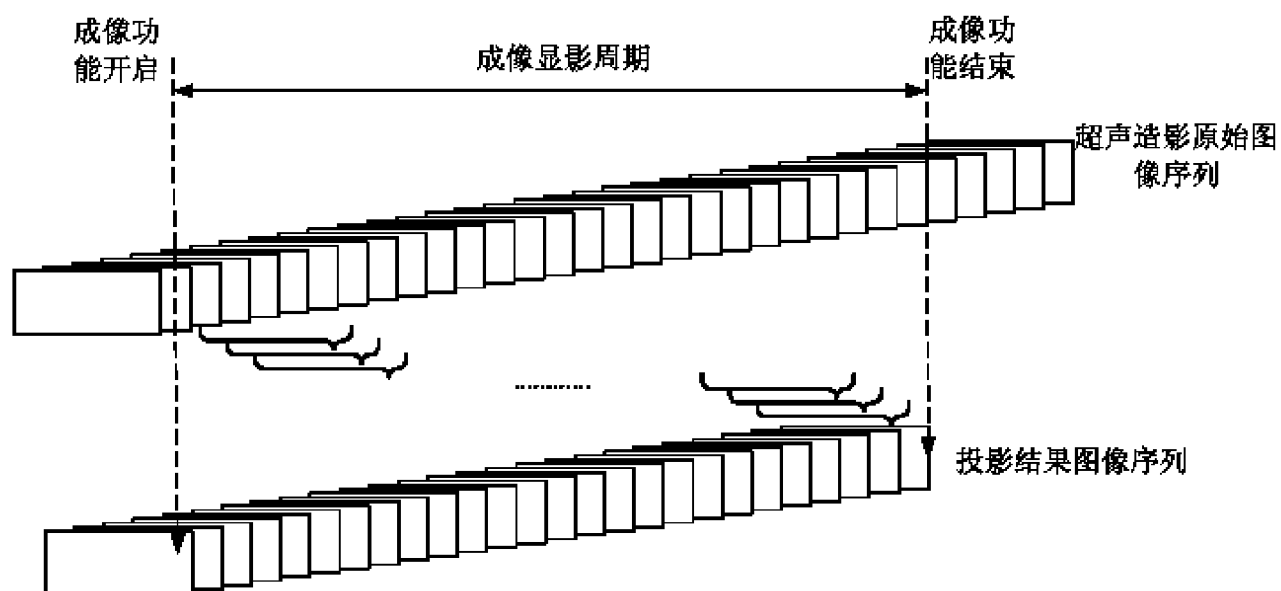


图 4

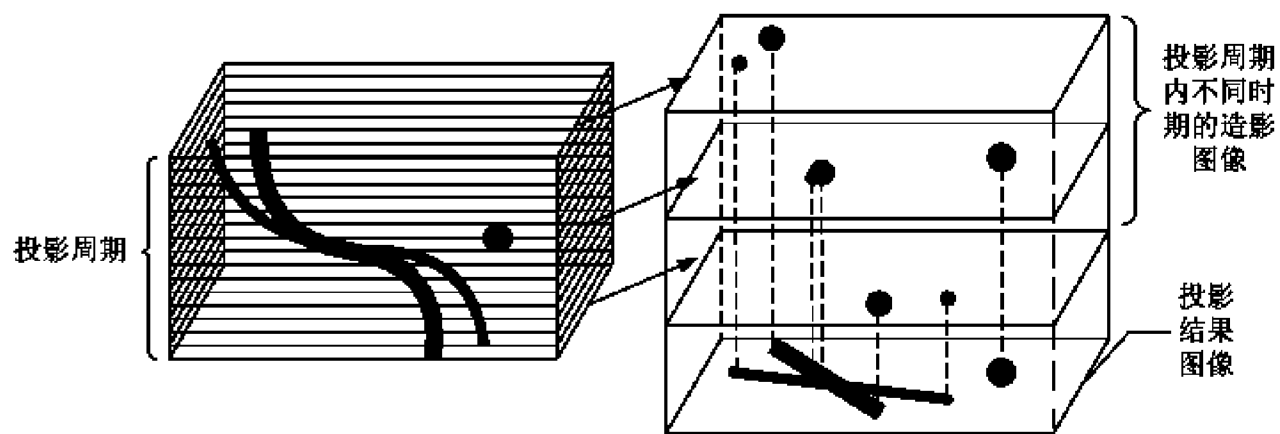


图 5

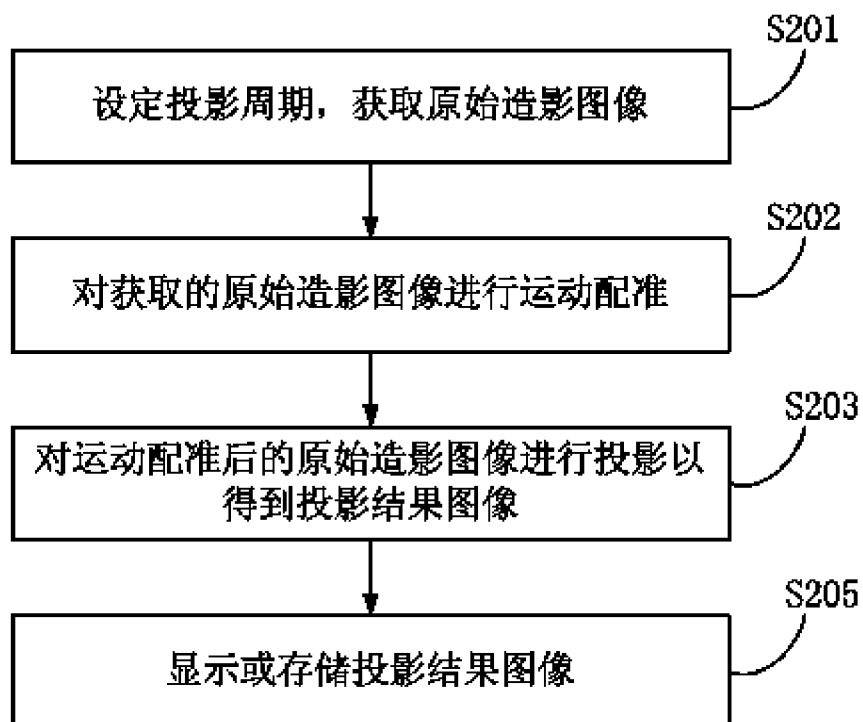


图 6

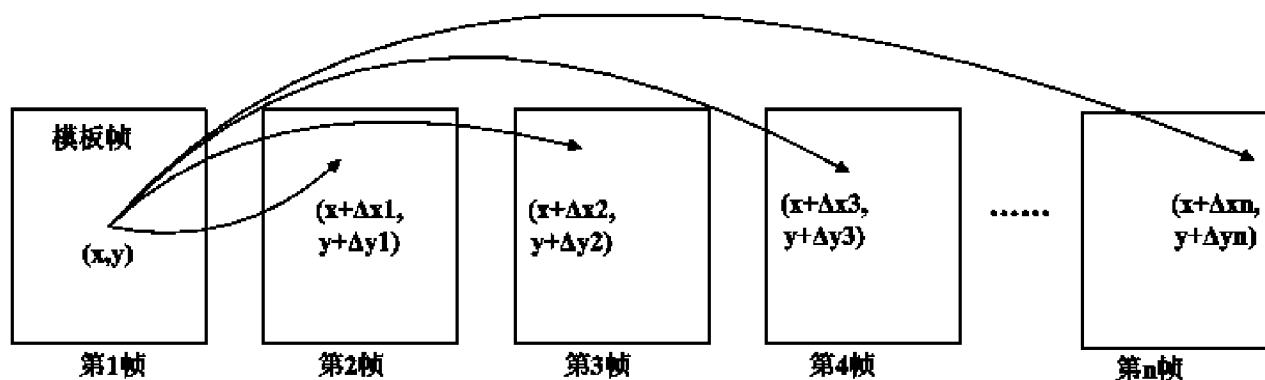


图 7

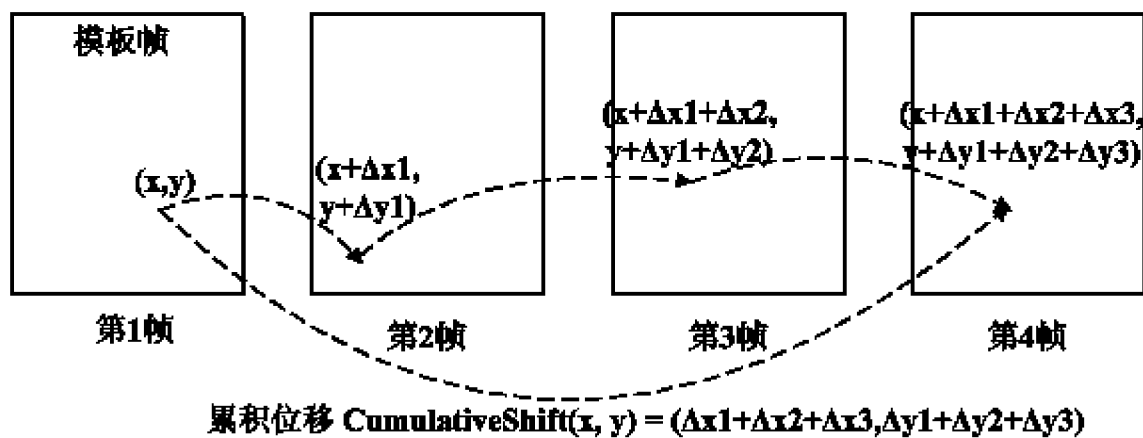


图 8

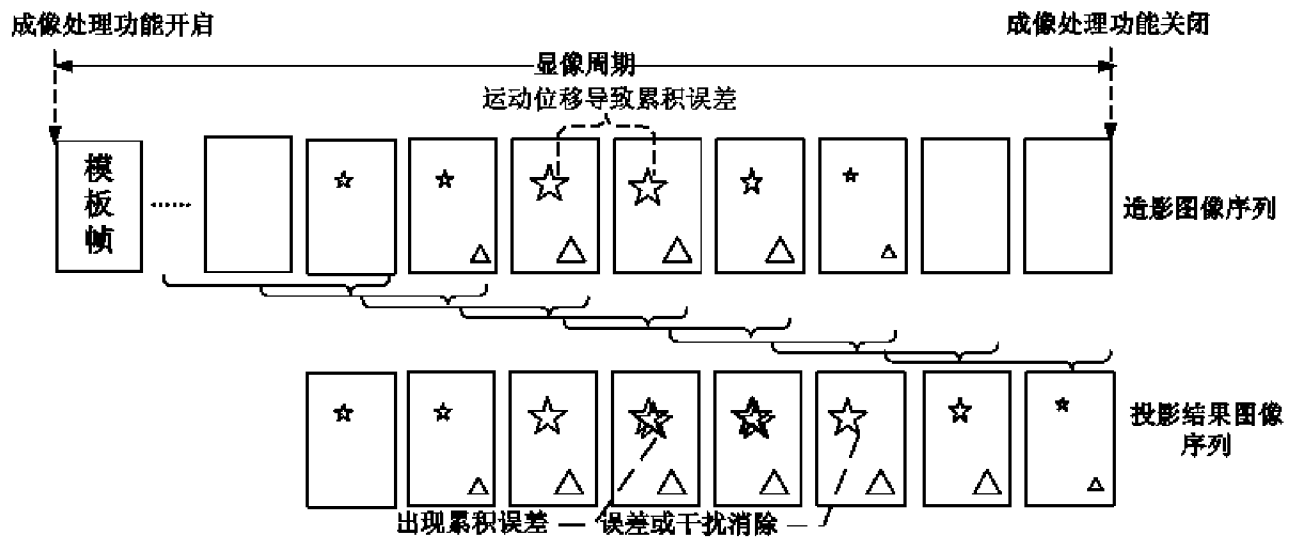


图 9

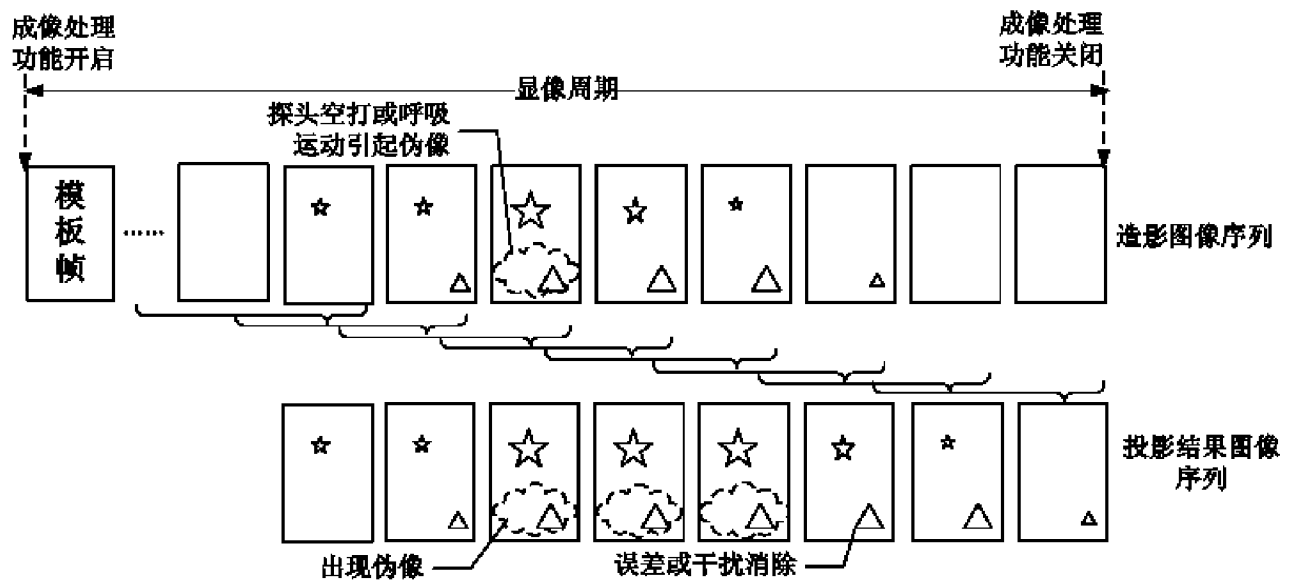


图 10

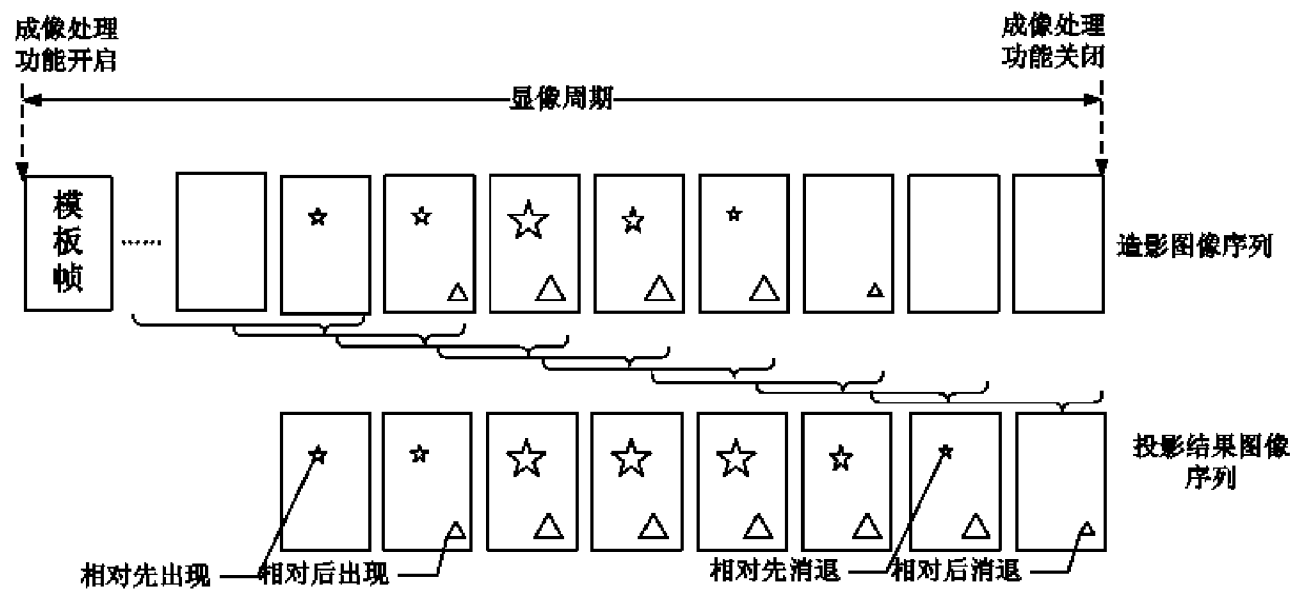


图 11

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2013/083890

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 8/00 (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)

CNABS, CNTXT, CNKI, VEN, USTXT: ultrasonic, ultrasound, supersound, supersonic, contrast, agent?, project+, frame?

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	CN 1754511 A (GE MED SYS GLOBAL TECH CO LLC) 05 April 2006 (05.04.2006) the whole document	1-10
A	CN 1658798 A (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV) 24 August 2005 (24.08.2005) the whole document	1-10
A	US 2009099452 A1 (HASHIMOTO H) 16 April 2009 (16.04.2009) the whole document	1-10
A	US 2009204003 A1 (GURACAR I M) 13 August 2009 (13.08.2009) the whole document	1-10

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

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	“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
“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	“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
“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date	“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
“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)	“&” document member of the same patent family
“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	

Date of the actual completion of the international search 16 December 2013 (16.12.2013)	Date of mailing of the international search report 09 January 2014 (09.01.2014)
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 CUI, Wenhao Telephone No. (86-10) 62085636

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2013/083890

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
CN 1754511 A	05.04.2006	JP 2009202017 A	10.09.2009
		US 7684603 B2	23.03.2010
		KR 100740380 B1	16.07.2007
		JP 4348310 B2	21.10.2009
		US 2006067567 A1	30.03.2006
		KR 20060051777 A	19.05.2006
		CN 100473354 C	01.04.2009
		DE 102005047421 A1	20.04.2006
		JP 4796174 B2	19.10.2011
		JP 2006122643 A	18.05.2006
CN 1658798 A	24.05.2005	AT 454850 T	15.01.2010
		DE 60330963 D1	04.03.2010
		AU 2003224390 A1	22.12.2003
		EP 1515639 B1	13.01.2010
		US 2003229285 A1	11.12.2003
		JP 4457002 B2	28.04.2010
		WO 03103497 A1	18.12.2003
		CN 100401988 C	16.07.2008
		EP 1515639 A1	23.03.2005
		JP 2005528949 A	29.09.2005
US 2009099452 A1	16.04.2009	US 6676606 B2	13.01.2004
		JP 2009095399 A	07.05.2009
US 2009204003 A1	13.08.2009	JP 5263867 B2	14.08.2013
		None	

A. 主题的分类

A61B 8/00 (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))

CNABS, CNTXT, CNKI: 超声, 造影, 投影, 帧

VEN, USTXT: ultrasonic, ultrasound, supersound, supersonic, contrast, agent?, project+, frame?

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
A	CN 1754511 A (GE 医药系统环球科技公司) 05.4 月 2006 (05.04.2006) 全文	1-10
A	CN 1658798 A (皇家飞利浦电子股份有限公司) 24.8 月 2005 (24.05.2005) 全文	1-10
A	US 2009099452 A1 (HASHIMOTO H) 16.4 月 2009 (16.04.2009) 全文	1-10
A	US 2009204003 A1 (GURACAR I M) 13.8 月 2009 (13.08.2009) 全文	1-10



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

16.12 月 2013 (16.12.2013)

国际检索报告邮寄日期

09.1 月 2014 (09.01.2014)

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

授权官员

崔文昊

电话号码: (86-10) 62085636

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号
PCT/CN2013/083890

检索报告中引用的 专利文件	公布日期	同族专利	公布日期
CN 1754511 A	05.04.2006	JP 2009202017 A	10.09.2009
		US 7684603 B2	23.03.2010
		KR 100740380 B1	16.07.2007
		JP 4348310 B2	21.10.2009
		US 2006067567 A1	30.03.2006
		KR 20060051777 A	19.05.2006
		CN 100473354 C	01.04.2009
		DE 102005047421 A1	20.04.2006
		JP 4796174 B2	19.10.2011
		JP 2006122643 A	18.05.2006
CN 1658798 A	24.05.2005	AT 454850 T	15.01.2010
		DE 60330963 D1	04.03.2010
		AU 2003224390 A1	22.12.2003
		EP 1515639 B1	13.01.2010
		US 2003229285 A1	11.12.2003
		JP 4457002 B2	28.04.2010
		WO 03103497 A1	18.12.2003
		CN 100401988 C	16.07.2008
		EP 1515639 A1	23.03.2005
		JP 2005528949 A	29.09.2005
US 2009099452 A1	16.04.2009	US 6676606 B2	13.01.2004
		JP 2009095399 A	07.05.2009
US 2009204003 A1	13.08.2009	JP 5263867 B2	14.08.2013
		无	