



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102209495 A

(43) 申请公布日 2011. 10. 05

(21) 申请号 200980144911. 9

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2009. 10. 27

A61B 8/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 8/08 (2006. 01)

61/113, 270 2008. 11. 11 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 05. 11

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2009/054751 2009. 10. 27

(87) PCT申请的公布数据

W02010/055426 EN 2010. 05. 20

(71) 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 J·长

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

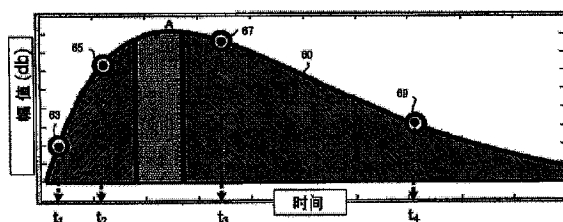
权利要求书 2 页 说明书 5 页 附图 6 页

(54) 发明名称

利用时间参数造影图像的超声病变识别

(57) 摘要

超声诊断成像系统随着造影剂团冲入和冲出可能包含病变的感兴趣区域 (ROI) 来采集图像数据序列。造影强度的图像数据被用于计算 ROI 中每一点处的时间 - 强度曲线。设置时间 - 强度曲线的水平以定义当造影剂灌注 ROI 时的上升时间段、当在 ROI 中维持最大量的造影剂时的增强时间段以及当造影剂冲出 ROI 时的下降时间段。针对 ROI 中各点的时间段参数中的一个或多个被用于形成参数造影图像, 其被用于识别 ROI 中的病变及其边界。



1. 一种用于识别感兴趣区域中的病变的超声诊断成像系统,其包括:
空间数据集序列,其检测灌注所述感兴趣区域的造影剂的量的上升和下降;
灌注曲线计算器,其计算在所述感兴趣区域中空间上不同的点处的造影剂灌注的时间-强度曲线;
一组时间段描绘值,其根据每个灌注曲线描绘选自上升时间段、增强时间段和下降时间段的时间段;
参数图像处理器,其形成所述感兴趣区域的选定时间段的时间段值的造影参数图像;
以及
显示器,其显示所述造影参数图像。
2. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述时间段描绘值是时间-强度曲线的水平。
3. 如权利要求2所述的超声诊断成像系统,其中,所述时间段描绘值被定义为时间-强度曲线的峰值的百分比。
4. 如权利要求2所述的超声诊断成像系统,其中,所述上升时间段是在所述感兴趣区域中一点处造影剂的量增加的持续时间,所述增强时间段是造影剂的量处于或靠近其峰值的持续时间,而所述下降时间段是造影剂的量降低的持续时间。
5. 如权利要求4所述的超声诊断成像系统,其中,所述上升时间段发生在造影剂冲入期间,而所述下降时间段发生在造影剂冲出期间。
6. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,具有相对长时间段值的灌注期的参数图像表征正常组织,而具有相对较短时间段值的灌注期的参数图像表征异常组织。
7. 如权利要求6所述的超声诊断成像系统,其中,具有相对长时间段的增强灌注期的参数图像表征良性组织,而具有相对较短时间段的增强灌注期的参数图像表征恶性组织。
8. 如权利要求7所述的超声诊断成像系统,其还包括形成所述感兴趣区域中不同点处的造影剂强度的造影图像的造影信号处理器,
其中,良性组织在所述下降时间段的造影图像中是相对强回声的,而恶性组织在所述下降时间段的所述造影图像中是相对低回声的。
9. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其还包括对所述造影参数图像作出响应的边界检测器,其描绘病变的边界。
10. 如权利要求9所述的超声诊断成像系统,其中,所述边界检测器通过将所述造影参数图像阈值化来描绘所述病变的边界。
11. 如权利要求9所述的超声诊断成像系统,其中,所述参数图像处理器还可操作以形成第二选定时间段的时间段值的第二参数图像,
其中,第一参数图像和第二参数图像都被所述边界检测器用于描绘所述病变的边界。
12. 如权利要求11所述的超声诊断成像系统,其中,第一参数图像和第二参数图像通过加权或取平均中的至少一个而被组合。
13. 如权利要求9所述的超声诊断成像系统,其中,所述边界检测器利用基于边界或基于区域的像素处理中的至少一个。
14. 一种用于识别超声图像中的异常组织的方法,其包括:
识别感兴趣区域;

随着造影剂冲入和冲出所述感兴趣区域,采集所述感兴趣区域的超声数据 ;
针对所述感兴趣区域中的各点计算时间 - 强度曲线 ;
针对所述时间 - 强度曲线中的每一个识别上升时间段、增强时间段或下降时间段参数中的至少一个 ;以及
形成所述时间段参数中的至少一个的造影参数图像。

15. 如权利要求 14 所述的方法,其还包括 :
设置时间 - 强度曲线的水平,其定义所述时间 - 强度曲线的期望时间段。

利用时间参数造影图像的超声病变识别

[0001] 本发明涉及医学诊断超声系统,并且具体涉及执行造影增强的成像研究以识别并表征诸如肝脏肿瘤的病变的超声系统。

[0002] 数年以来,超声造影剂已经被用于通过药剂对血流提供的增强效果来诊断疾病状态。血细胞非常小并且是超声的不良反射体,从而一般为超声成像提供很少的信息。然而,血流中的微泡造影剂对超声具有很高的反射性,从而能够极大地增强血流特性的图像。造影剂的一种用途是识别由心脏病发作所导致的缺血组织。缺血并且缺乏血液流动的组织将表现为比造影剂良好灌注的周围正常心肌组织更暗。在这种情况下,亮度或信号幅度是疾病状态的指标。

[0003] 由于造影剂可以以团注方式被施加,并且也可以被相对强的超声分裂并被允许重新灌注组织,因此造影剂到达和离开的时间特性也可以被测量并用于诊断。一种常用度量是如美国专利 5,833,613(Averkiou 等人)所描述的造影剂到达和离开的时间-强度曲线。可以针对被灌注组织的图像中的每一点计算时间-强度曲线,并且可以以灰度阴影或彩色编码显示针对每个图像点的每条曲线的一个或多个参数,以形成如美国专利 6,692,438(Skyba 等人)所描述的灌注参数图像。这些参数包括曲线的峰值和斜率,每个参数指示组织灌注的不同特性。

[0004] 一般通过测量由造影剂在其流入和流出组织的微脉管系统时返回的信号来计算灌注曲线。然后造影剂的量的上升和下降的这些测量值被拟合成曲线,诸如由 Gamma- 变量曲线模型定义的曲线

[0005] $A * (x - t_0) * \exp(-\beta * (x - t_0)) + C$,

[0006] 其中 A 是曲线峰值, t_0 是造影剂开始增加的时间, β 是曲线上升的斜率,且 x 是造影剂的量的瞬时测量值。这些时间和强度表示向受过训练的临床医生提供组织被灌注的方式的指示。

[0007] 已知的是,病变将发展出其自身的独特微脉管系统以向诸如癌性病变的病理提供血流。因此时间-强度曲线的参数已经被用于试图首先识别病变且然后将该病变与周围的正常组织区分开。可以完成这一工作的一种方式计算病变和正常组织的灌注曲线参数并对其进行参数成像,然后比较这些结果。这类测量和比较已经被与变化的结果一起使用以识别和区分病变的面积、形状和尺寸。然而不同的参数可能给出不同的结果,并且组合不同的参数还可能得到另一组结果。于是临床医生面临着评价这些不同结果的挑战,并且可能必须做出其自身对病变的位置、尺寸和形状的定性评价。期望在造影剂检查中更明确地定位病变,特别是其边界可以被精确定位以用于后续的治疗程序,诸如温热疗法或射频消融疗法。

[0008] 根据本发明的原理,描述一种诊断超声系统和方法,其使得用户能够在造影剂检查中定量地识别和描绘病变及其界线。针对图像中的不同点计算灌注曲线。每个曲线被划分成包括时间片段的参数:随着造影剂灌注组织位置的冲入时间、随着造影剂保持其组织灌注最大量时的增强时间以及随着造影剂冲出组织位置时的冲出时间。参数图像由时间参数中的一个或多个形成并且被用于定位病变且根据需要描绘病变的界线。

- [0009] 在附图中：
- [0010] 图 1 以框图形式示出根据本发明的原理构建的超声诊断成像系统；
- [0011] 图 2 示出造影剂时间 - 强度曲线，其中若干曲线参数被常规地用于造影参数成像；
- [0012] 图 3 是根据本发明的原理形成时间造影参数图像的过程的流程图；
- [0013] 图 4 示出本发明的时间造影参数图像，其识别肝脏图像中的病变的位置；
- [0014] 图 5 示出根据本发明分段成三个时间段的造影剂时间 - 强度曲线；
- [0015] 图 6 和图 7 示出本发明的时间造影参数图像的 3D 投影，其定义病变的边界；
- [0016] 图 8a 和图 8b 示出病变的冲入时段和增强时段的参数图像，其识别肝脏图像中的病变的位置；
- [0017] 图 9 示出利用图 8a 和图 8b 的造影参数图像对病变进行的边界跟踪。
- [0018] 首先参考图 1，其以框图形式示出了根据本发明的原理构建的超声系统。超声探头 12 包括发射和接收超声脉冲的超声换能器元件的阵列 14。该阵列可以是用于二维成像的一维线性或弯曲阵列，或者可以是用于三维电子束转向的二维换能器元件矩阵。该阵列也可以是由探头机械地往复扫掠以扫描身体的三维体积的一维阵列。阵列 14 中的超声换能器发射超声能量并且响应于这一发射而接收返回的回声。发射 / 接收 (“T/R”) 开关 22 被耦合到阵列 14 中的超声换能器以便在操作的接收期中选择性地将来自换能器元件的信号耦合到 A/D 转换器 30。换能器阵列被激活以发射信号的时间可以与内部系统时钟（未示出）同步，或者可以与诸如心动周期的身体机能同步，为此由 ECG 设备 26 提供心动周期波形。当心跳处于由 ECG 设备 26 提供的波形所确定的其周期的期望相位时，探头被命令采集超声图像。
- [0019] 来自所发射的超声能量的回声由阵列 14 的换能器接收，其生成回声信号，这些回声信号在系统使用数字波束形成器时通过 T/R 开关 22 被耦合并且通过模数 (“A/D”) 转换器 30 被数字化。作为替代，可以使用模拟波束形成器。A/D 转换器 30 以一采样频率对所接收的回声信号进行采样，该采样频率受到由中央控制器 28 生成的信号 f_s 的控制。由采样理论规定的期望采样率至少是所接收的通带的最高频率的两倍，并且可能在 30-40MHz 的量级上。高于最小需求的采样率也是可期望的。对超声系统的控制和对诸如探头选择的用于成像的各种控制设置的控制受到用户对控制面板 20 的操纵的影响，该控制面板被耦合到中央控制器 28 并且通过中央控制器 28 施加其控制。
- [0020] 来自阵列 14 的各个换能器的回声信号样本被延迟并且被波束形成器 32 叠加以形成相干回声信号。如美国专利 6,013,032 (Savord) 和美国专利 6,375,617 (Fraser) 所描述的，对于通过二维阵列进行的 3D 成像，优选的是将波束形成器划分成位于探头内的微波束形成器以及系统主机内的主波束形成器。然后由数字滤波器 34 对数字相干回声信号进行滤波。在这一实施例中，发射频率和接收频率是被独立控制的，从而波束形成器 32 自由地接收与发射频带不同的频带，诸如谐波频带。数字滤波器 34 对信号进行带通滤波，并且也可以将频带移位到更低的频率范围或基带频率范围。例如，该数字滤波器可以是美国专利 5,833,613 (Averkiou 等人) 中公开的那类滤波器。来自组织的经滤波回声信号被从数字滤波器 34 耦合到 B 模式处理器 36 以便进行 B 模式处理。
- [0021] 诸如微泡的造影剂的经滤波回声信号被耦合到造影信号处理器 38。例如，如美国

专利 6,692,438 (Skyba 等人) 所描述的,造影剂通常被用于更清楚地描绘血管,或者用于执行组织的微脉管系统的灌注研究。造影信号处理器 38 优选通过脉冲反演技术来分离从谐波造影剂返回的回声,其中通过发射多个脉冲到图像位置所产生的回声被组合以消除基本信号分量并增强谐波分量。例如,在美国专利 6,186,950 (Averkiou 等人) 中描述了一种优选的脉冲反演技术。

[0022] 来自数字滤波器 34 的经滤波回声信号还被耦合到用于 Doppler 处理的 Doppler 处理器 40 以产生速度和 / 或功率 Doppler 信号。来自这些处理器的输出信号可以被扫描转换并显示为平面图像,并且还被耦合到用于绘制三维图像的 3D 图像处理器 42,这些三维图像被存储在 3D 图像存储器 44 中。可以如美国专利 5,720,291 (Schwartz) 和美国专利 5,474,073 (Schwartz 等人) 及 5,485,842 (Quistgaard) 中描述的那样执行三维绘制,所有这些文献都以引用的方式合并于此。

[0023] 来自造影信号处理器 38、B 模式处理器 36 和 Doppler 处理器 40 的二维图像信号以及来自 3D 图像存储器 44 的三维图像信号被耦合到 Cineloop[®] 存储器 48,该 Cineloop[®] 存储器针对大量超声图像中的每一个存储图像数据。图像数据优选被以集合方式存储在 Cineloop 存储器 48 中,其中每个图像数据集对应于在相应时间处获得的图像。一组中的图像数据可以被用于显示一参数图像,该参数图像示出在心跳期间的相应时间处的组织灌注。存储在 Cineloop 存储器 48 中的各组图像数据也可以被存储在诸如磁盘驱动器或数字视频记录器的永久性存储设备中以用于稍后分析。在这一实施例中,这些图像还被耦合到 QLAB 处理器 50,在此对图像进行分析并且对图像的特性进行测量。QLAB 处理器是可通过 Philips 健康护理超声系统购买的软件包,用于各种图像分析和量化程序。QLAB 处理器可以被用于在图像中对解剖结构的各个方面做出量化测量,诸如对组织界线和通过自动边界跟踪所确定的边界的描绘,如美国专利公开 2005-0075567 和 PCT 公开 2005/054898 以及下文所描述的。QLAB 处理器通过用户操纵控制面板 20 的诸如按钮和跟踪球的控制器而被控制。由 QLAB 处理器产生的数据和图像被显示在显示器 52 上,在此用户可以如下所述通过操作控制面板 20 的控制器来操纵、注释和测量所显示的图像。

[0024] 图 2 示出美国专利 5,833,613 (Averkiou 等人) 中描述的那类时间 - 强度灌注曲线 60。这种灌注曲线 60 可以由一连串的回声信号形成,随着造影剂在时间 t_0 到达体内的特定点、随着造影的量累积而上升到最大强度、然后随着造影剂冲出脉管系统的该点而降低,从该点采集这些回声信号。可以通过将曲线 60 拟合到如上所述的灌注曲线模型来推导出很多参数,诸如造影剂首先到达体内该点时的时间 t_0 、造影剂在体内该点处快速积累时与曲线 60 相切的直线 62 的斜率 s (或 β),以及当造影剂的积累达到其峰值时的曲线的最大点 A。之后,随着造影剂在体内该点处冲出脉管系统并且逐渐被不含造影剂的血液替代,该曲线下倾并且逐渐减小。然后可以由一个或多个所计算的曲线参数形成参数图像。例如,可以形成解剖结构的图像,其中在图像中的每一点处示出最大值 A。这些 A 值可以用与针对所有曲线计算的 A 值范围相联合的颜色范围中的一种颜色来表示。类似地,可以用描述图像中各点处曲线的差异值 β 的颜色或诸如 $(1-\beta)$ 或 A/β 的参数组合来形成参数图像。

[0025] 图 3 示出根据本发明创建时间造影参数图像的方法。第一步骤 70 是随着造影剂冲入和冲出被检查的身体区域而采集超声图像数据。造影剂可以作为药剂团被注入患者体内,然后其通过血流被运载以最终在数秒后到达被成像的组织。作为替代,如美国专利

5, 944, 666 (Hossack 等人) 所述, 可以通过用较高强度的超声周期性地破碎连续造影剂流来由该连续造影剂流形成药剂团, 从而该流具有清楚的起点和终点。随着造影剂冲入和冲出被研究的身体区域, 图像被采集, 从而可疑区域中的所有点由于造影剂的存在而被快速采样。所采集的数据被存储以用于分析。作为步骤 72, 该图像数据被回顾以识别用于分析的感兴趣区域 (ROI)。这可以通过在 ROI 周围定位或画出图形来完成, 如图 4 的超声图像中的框 82 所示。然后如在步骤 74 中所述, 针对 ROI 中的各点的信号序列被用在曲线拟合操作中以计算 ROI 中各点的时间-强度曲线。根据本发明的原理, 如在步骤 76 中所示, 时间-强度曲线水平被设置, 其定义三个连续的时间段: 随着造影剂积累的冲入段, 随着在每一点处维持造影剂的最大水平的增强段, 以及随着造影剂流出 ROI 各点的冲出段。可以在开始研究之前或者在对时间-强度曲线信息进行后处理的开始时做出这些设置。然后如步骤 78 所述, 可以由各时间段时间中的每一个形成参数图像。然后在步骤 80 中, 各时间段的参数图像中的一个或多个被用于描绘病变或其界线。

[0026] 图 5 示出时间-强度曲线水平的示例, 其已经根据步骤 76 被设置以定义时间-强度曲线 60 的时间段。在这一示例中, 上升或冲入时间段是从曲线 60 的峰值 A 的 20% (由 63 和时间 t_1 指示) 上升到曲线峰值的 80% 的水平 (由 65 和时间 t_2 指示) 的持续时间。在造影剂的量在其灌注峰值附近时的增强段是从时间 t_2 处标记为 65 的峰值 80% 到 67 和时间 t_3 处的下倾至峰值 90% 的持续时间。下降或冲出段是从 67 和时间 t_3 处的峰值 90% 到 69 和时间 t_4 处的峰值 30% 的持续时间。在这一示例中, $t_1 \sim t_2$ 是冲入段, $t_2 \sim t_3$ 是增强段, 且 $t_3 \sim t_4$ 是冲出段。在肝脏肿瘤的情况下, 冲入段发生在心跳的动脉期, 且冲出段发生在稍后的门脉期。

[0027] 可以由这些时间段参数形成三个参数图像, 在一个图像中每个图像像素根据其冲入时间段值被编码, 在另一个图像中每个像素根据其增强时间段值被编码, 并且在第三个图像中每个像素根据其冲出时间段值被编码。在构建的实施例, 该编码是通过用来自对应于时间段值范围的颜色范围的颜色对每个像素着色来完成的。由于这些值是数值, 因此也可以观察到每个点的量化。这些图像和量化帮助临床医生诊断所观察的病变。正常组织将表现出相对缓慢的冲入 (长上升时间段)、缓慢的持续的增强 (长增强时间段) 以及缓慢的冲出 (长下降时间段)。异常组织的特征在于相对快的冲入 (短上升时间段)、快速增强 (短增强时间段) 以及快速冲出 (短下降时间段)。临床医生可以观察病变之外的正常组织区域中的时间段, 然后观察颜色编码图像中的可疑病变之内的时间段, 或者观察正常或可疑图像位置处的三个时间段的量化。该比较将指示正常组织与异常组织之间的差异。

[0028] 临床医生还可以使用颜色编码值或量化值来区分良性病变和恶性病变。例如, 在肝脏中, 诸如 FNH (局灶性结节增生) 的良性病变将表现为在动脉期 (上升段) 是强回声 (hyper echoic) 的 (比周围正常组织更亮), 在增强段是强回声的, 并且在门脉期 (下降段) 是强回声的。诸如 HCC (肝癌) 的恶性病变将表现为在动脉期 (上升段) 是强回声的, 在增强段是强回声的, 并且在门脉期 (下降段) 是低回声 (hypo echoic) 的 (比周围正常组织更暗)。另外, 良性病变倾向于比恶性病变具有更长的增强时间段和更慢的下降时间段, 而恶性病变倾向于比良性病变具有更短的增强时间段和更快的下降时间段。通过在时间段期间对照病变观察正常组织背景的表现, 可以提供对可能的恶性肿瘤的指示。

[0029] 如图 6 和图 7 所示, 三个时间段图像中的一个或多个可以被用于描绘病变的界线。

界线描绘例如在规划和评价诸如利用高强度超声的射频消融疗法或温热疗法的治疗中是有用的。在图 6 中, 上升时间段图像的颜色被投影到三维显示器 84 中, 其中较浅的颜色处于较高的投影水平, 较暗的颜色处于较低的投影水平。较亮的颜色被编码成更多地表征正常组织的缓慢 (长) 时间段, 而较暗的颜色被编码成更多地表征异常组织的较短时间段。该 3D 投影可以被旋转并翻转以评价可疑病变区域的范围、程度和变化。然后可以应用阈值化, 以如图 7 所示地在选定水平处穿过投影进行切片, 以执行投影面积的区域分割。图 7 所示的穿过 3D 投影的切片示出这一示例的病变 82 的界线和不规则形状。作为替代, 区域生长技术 (其寻找均匀特征的相似性) 或边界检测技术 (其通过组织差异来描绘一区域) 可以被用于分割病变的界线。

[0030] 图 8a 和图 8b 中的每一个示出肝脏的超声图像, 在其上覆盖有根据本发明形成的病变的参数图像的色框 90。图 8a 的色框包含图像中具有可疑病变的肝脏区域的上升时段参数图像。图 8b 的色框包含相同肝脏区域的增强时段参数图像。每个参数图像清楚地示出对病变的描绘, 其界线对照色框 ROI 的正常组织背景被锐利地定义。参数图像中的一个或两个可以被用于围绕图 9 所示的 ROI 92 中的病变的边界画出线 94。可以通过对空间对应的像素取平均、对组合中的像素值有差别地加权或者计算两个图像的中值来覆盖或组合 ROI 图像。然后阈值化可以被用于定义病变的界线。还可以通过对参数图像中的一个或两个或其组合进行图像处理来找到病变界线。例如, 在病变内部的种子点可以被指示并生长以定义病变的面积。可以使用通过识别相邻像素之间的差异性而进行的基于边界的描绘, 还可以使用利用病变面积的均匀性来对病变的像素分类的基于区域的识别技术。如图 9 所示, 得到的结果是清楚地描绘的病变界线, 其可以被用于针对病理规划疗法。

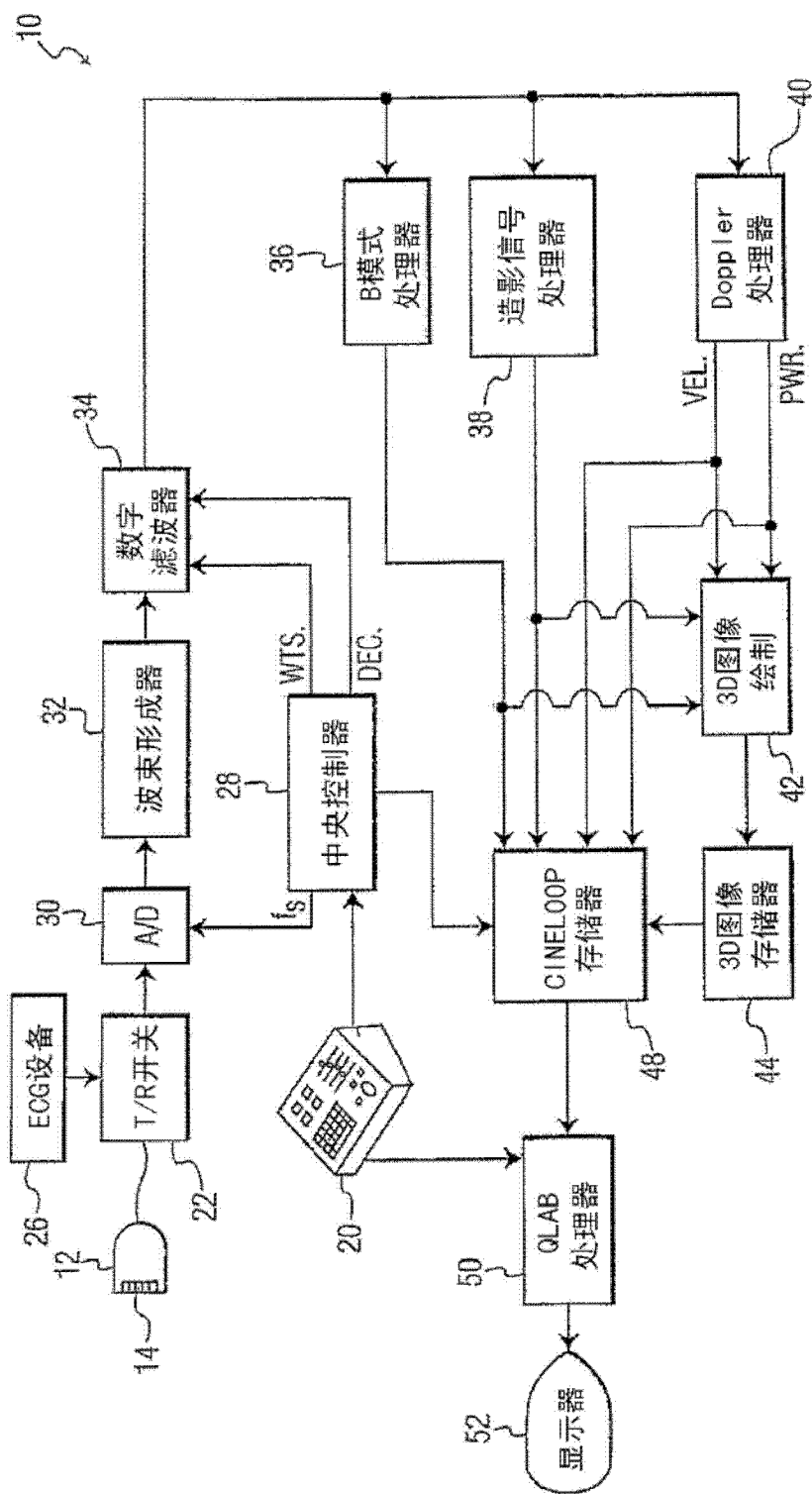


图 1

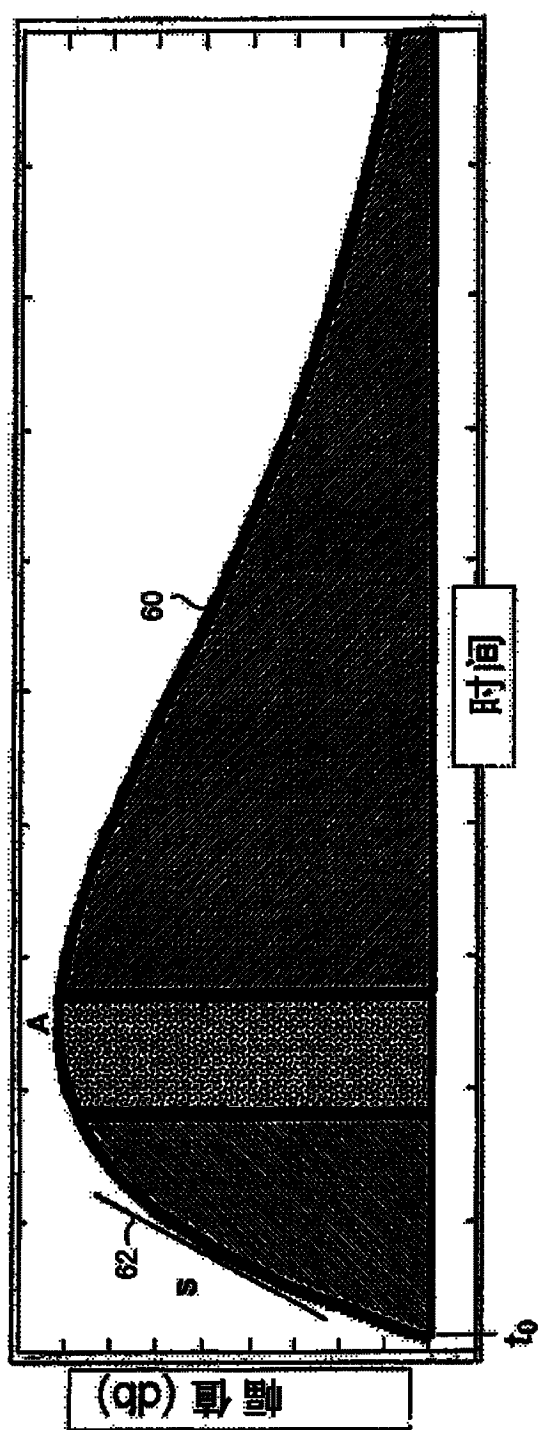


图 2

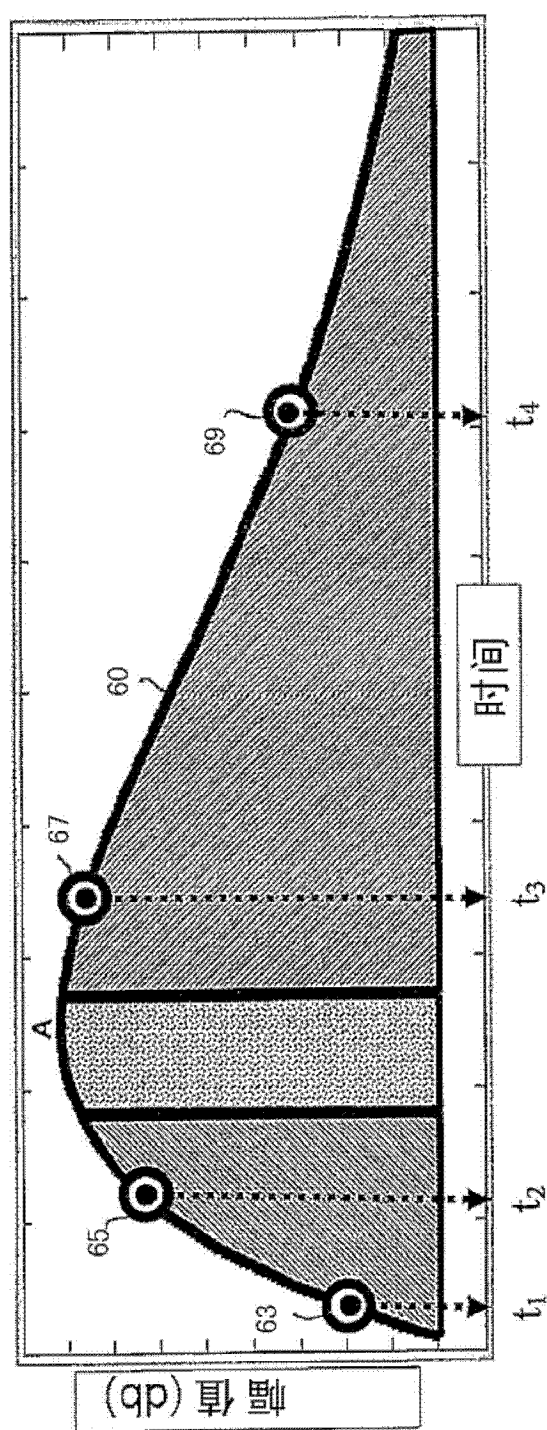


图 5

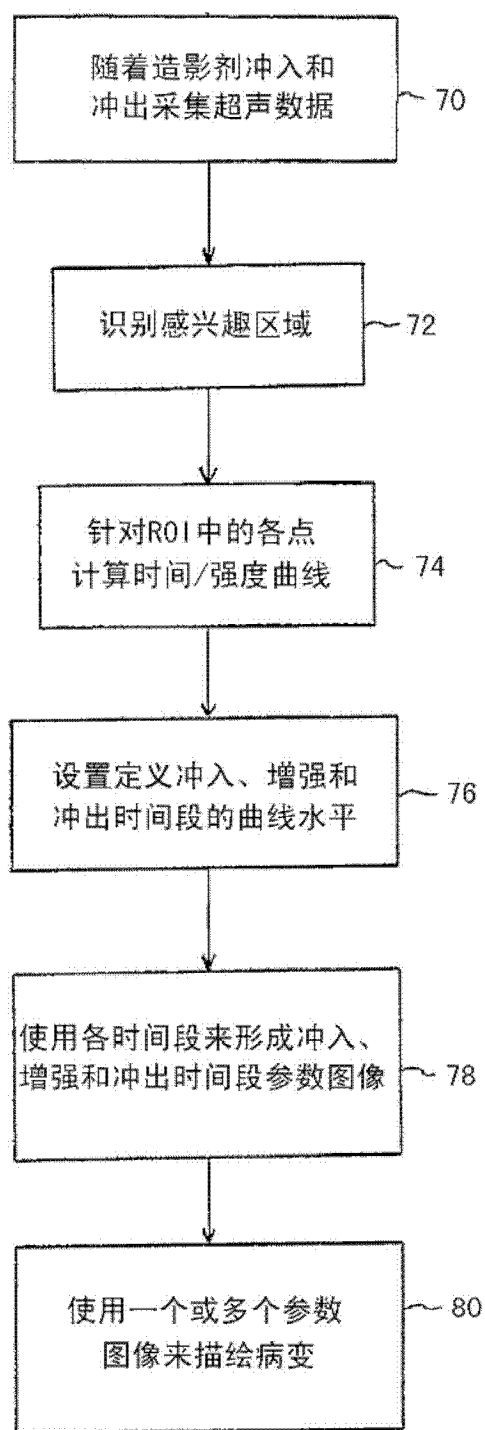


图 3

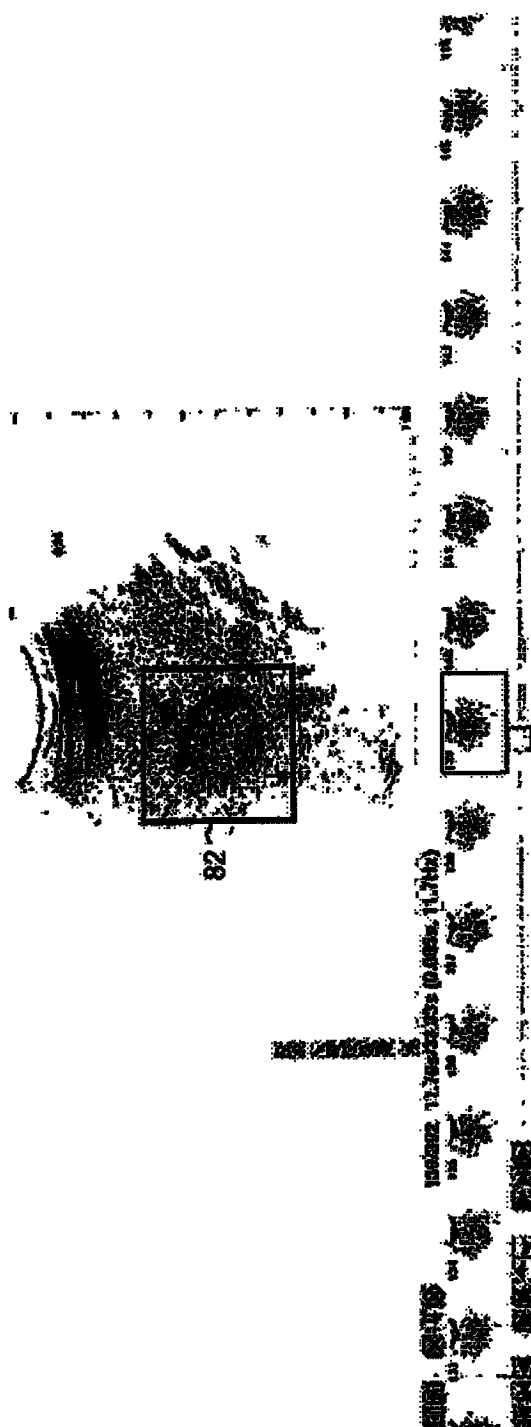


图 4

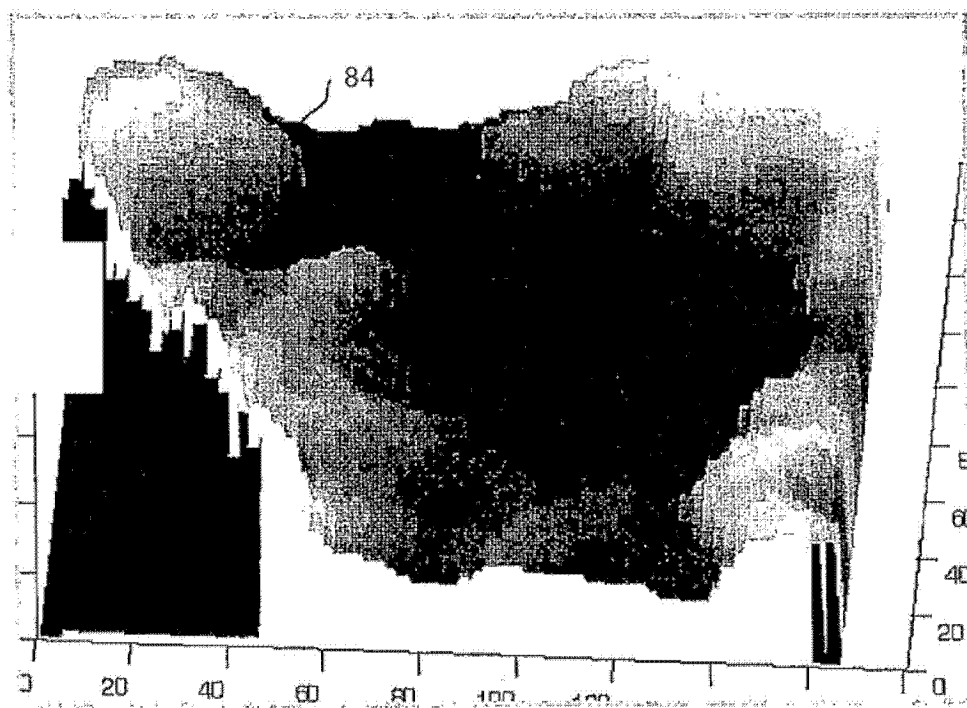


图 6



图 7

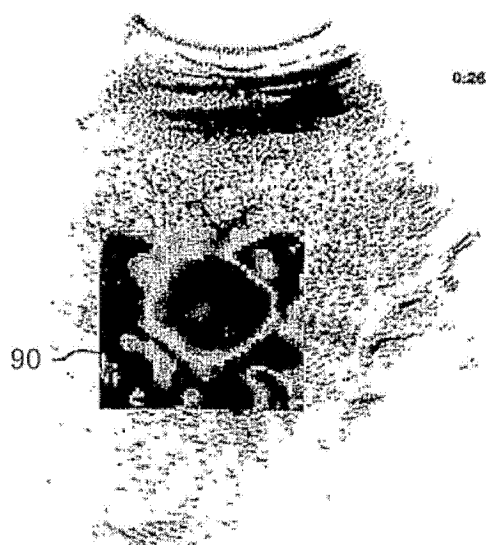


图 8a

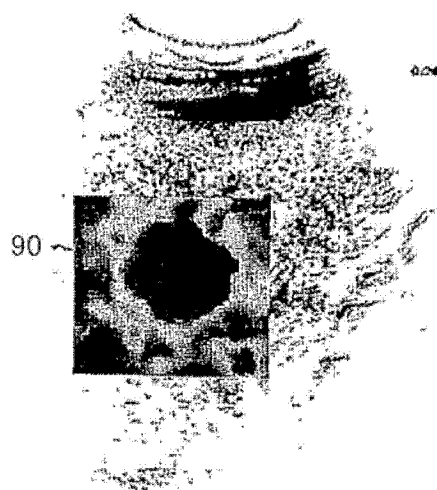


图 8b

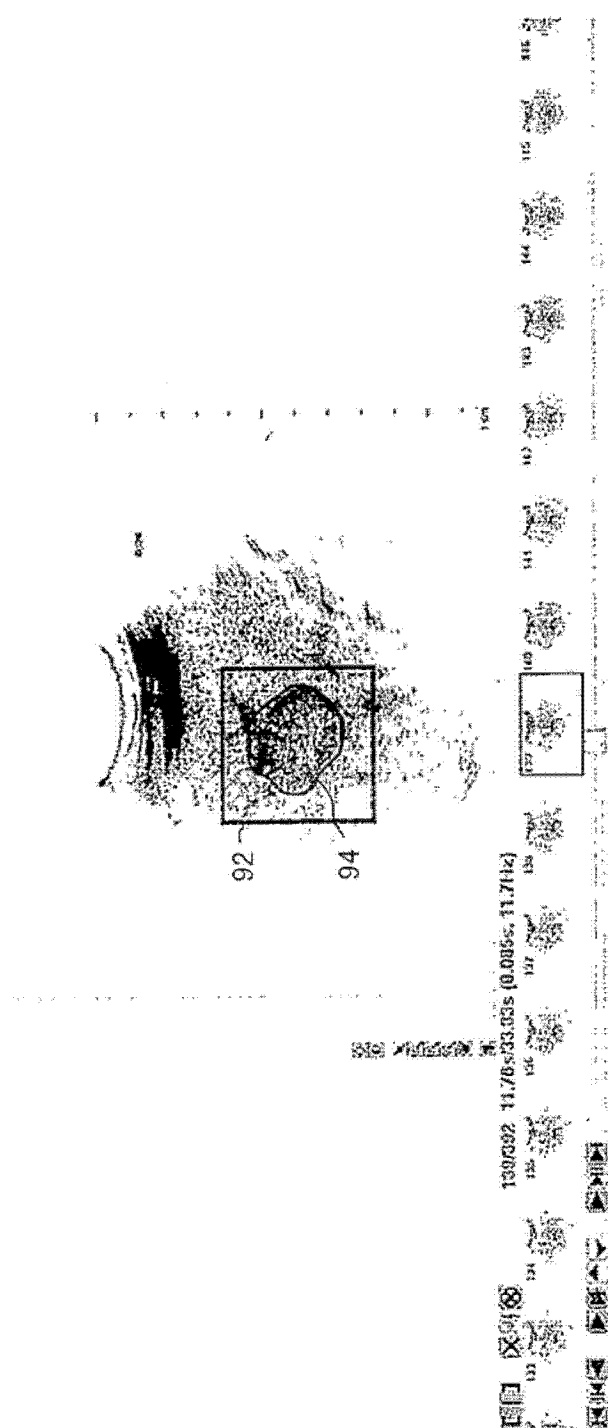


图 9

专利名称(译)	利用时间参数造影图像的超声病变识别		
公开(公告)号	CN102209495A	公开(公告)日	2011-10-05
申请号	CN200980144911.9	申请日	2009-10-27
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	J·长		
发明人	J·长		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	G06T2207/10132 A61B8/469 G06T7/0016 G06T2207/20104 G06T2200/04 A61B8/461 G06T7/20 A61B8/481 A61B8/0833 G06T2207/30068		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	61/113270 2008-11-11 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声诊断成像系统随着造影剂团冲入和冲出可能包含病变的感兴趣区域(ROI)来采集图像数据序列。造影强度的图像数据被用于计算ROI中每一点处的时间-强度曲线。设置时间-强度曲线的水平以定义当造影剂灌注ROI时的上升时间段、当在ROI中维持最大量的造影剂时的增强时间段以及当造影剂冲出ROI时的下降时间段。针对ROI中各点的时间段参数中的一个或多个被用于形成参数造影图像，其被用于识别ROI中的病变及其边界。

