



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110167448 A

(43)申请公布日 2019.08.23

(21)申请号 201880005903.5

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

(22)申请日 2018.01.02

代理人 孟杰雄

(66)本国优先权数据

PCT/CN2017/070119 2017.01.04 CN

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.07.04

A61B 8/08(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/050030 2018.01.02

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/127476 EN 2018.07.12

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 谷晓林 邓寅晖 李小敏

V·T·沙姆达莎尼

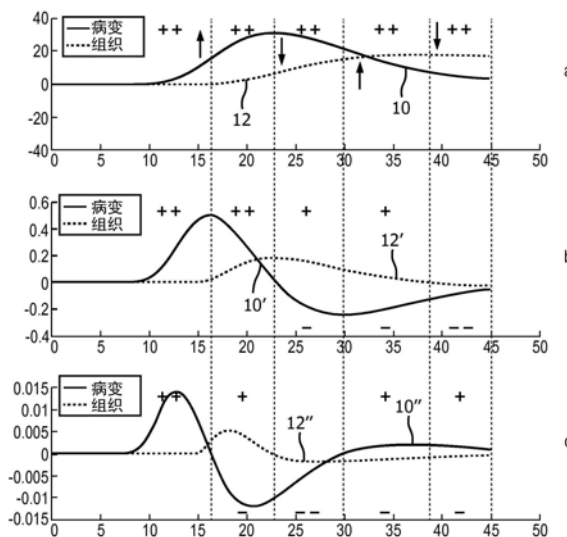
权利要求书2页 说明书8页 附图5页

(54)发明名称

基于时间的参数对比增强超声成像系统和  
方法

(57)摘要

一种超声诊断成像系统和方法在对比剂团洗入和洗出肝脏时采集图像数据的序列。对比强度的图像数据用于计算针对超声图像中的点的对比流的时间-强度曲线。根据时间-强度曲线的数据计算时间相关数据,在所描述的实施方式中,所述数据包括时间-强度曲线的一阶导数和二阶导数。颜色图由时间相关数据或数据的极性形成,并且在参数图像中显示为肝脏的对比图像的颜色叠加。



1. 一种用于分析肝脏灌注的特性的超声成像系统,包括:
  - 在存在对比剂流的情况下采集的超声回波信号的源;
  - 非线性信号分离器 (32),其被耦合以接收在存在所述对比剂流的情况下采集的所述超声回波信号,并且被配置为根据所述对比剂流来产生回波信号数据;
  - 时间-强度曲线处理器 (50),其对来自所述对比剂流的所述回波信号数据做出响应,所述时间-强度曲线处理器被配置为产生感兴趣区域中的所述对比剂流的时间-强度曲线;
  - 时间-强度曲线变化估计器 (54),其对所述时间-强度曲线做出响应,所述时间-强度曲线变化估计器被配置为产生所述时间-强度曲线的多个时间相关参数;
  - 颜色图处理器 (56),其对所述多个时间相关参数做出响应,所述颜色图处理器被配置为产生颜色图;以及
  - 图像处理器 (40),其对所述颜色图做出响应,所述图像处理器被配置为产生参数图像,所述参数图像是所述多个时间相关参数的函数。
2. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述时间-强度曲线变化估计器 (54) 还被配置为计算所述时间-强度曲线的时间导数。
3. 根据权利要求2所述的超声成像系统,其中,所述时间-强度曲线变化估计器 (54) 还被配置为计算关于所述时间-强度曲线的时间的一阶导数和二阶导数。
4. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述超声回波信号的源还包括超声换能器或图像存储器。
5. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述非线性信号分离器 (32) 还被配置为通过滤波或脉冲反转根据所述对比剂流来产生谐波回波信号数据。
6. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述时间-强度曲线处理器 (50) 还被配置为针对肝脏图像中的多个像素位置产生多个时间-强度曲线。
7. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述颜色图处理器 (56) 还被配置为产生所述多个时间相关参数的极性的二元颜色图。
8. 根据权利要求7所述的超声成像系统,其中,所述颜色图处理器 (56) 还包括颜色查找表。
9. 一种用于以超声方式显示肝脏灌注参数的方法,包括:
  - 在洗入、洗出循环期间采集 (80) 来自对比剂的回波数据;
  - 形成 (82) 针对肝脏图像中的点的所述回波数据的时间-强度曲线;
  - 计算 (84) 所述时间-强度曲线的数据值的时间相关参数;
  - 相对于所述时间相关参数对图像像素进行着色 (86);以及
  - 显示 (88) 所述时间相关参数的解剖参数图像。
10. 根据权利要求9所述的方法,其中,计算所述时间-强度曲线的数据值的时间相关参数还包括计算所述时间-强度曲线的所述数据值的时间导数。
11. 根据权利要求10所述的方法,其中,计算所述时间-强度曲线的数据值的时间导数还包括计算以下中的至少一项:所述时间-强度曲线的数据值的一阶导数和二阶导数。
12. 根据权利要求10所述的方法,其中,计算所述时间-强度曲线的数据值的时间导数还包括计算以下中的至少一项:所述时间-强度曲线的变化的速率和所述时间-强度曲线的所述变化的加速度。

13. 根据权利要求9所述的方法, 其中, 相对于所述时间相关参数对图像像素进行着色还包括根据所述时间相关参数的极性对图像像素进行着色。

14. 根据权利要求9所述的方法, 还包括:

使用所采集的来自所述对比剂的回波数据来形成解剖对比图像; 以及  
与对所述解剖参数图像的显示一起显示所述解剖对比图像。

15. 根据权利要求14所述的方法, 其中, 相对于所述时间相关参数对图像像素进行着色还包括将所述解剖对比图像与所述时间相关参数的颜色图叠加。

## 基于时间的参数对比增强超声成像系统和方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医学超声成像系统,并且尤其涉及基于时间的参数的参数对比增强成像。

### 背景技术

[0002] 已发现乙型肝炎和丙型肝炎患者处于形成原发性肝癌、肝细胞癌(HCC)的增加了的风险中。由于在20世纪80年代早期发现患者通过输血获得丙型肝炎,仍然存在需要针对HCC的发病进行定期检查的显著数量的丙型肝炎患者,因为病变最好在其早期阶段进行处置。该疾病的通常进展是从肝炎到肝硬化到HCC。一种用于肝病进展的易于使用的监测技术将广泛应用于协助早期检测该严重疾病。

[0003] 由于肝脏病变(类似其他癌症)在早期检测到时被最有效处置,因此应该针对这些疾病的迹象频繁监测高危患者。但是在其早期阶段,肝脏病变由于其小尺寸而常常难以通过常规诊断成像来检测。因此,临床医师常常实行其诊断以寻找病变正在形成的其他迹象。这些迹象之一是去往肝脏的血流的变化。肝脏有独特的血液供应网络。肝脏的新鲜血液的主要来源是从肝动脉的动脉流入。但肝脏有次级血液供应,腹部中的门静脉。作为动脉和静脉两者,供应的这些来源不同地起作用。与其他动脉血管一样,来自肝动脉的脉动血流在心脏收缩后立刻发生。来自门静脉的血液的流入在心脏周期中较后发生。已经发现,形成以向病变供血的血管网络通常是动脉的,而供应到正常实质的血液通常是静脉的。因此,如果可以分离地区分来自这两个源的血液的相对定时和量,则所述相对定时和量可以实现有效的病变诊断。可以区分血液的这些不同流的一种技术是使用微泡对比剂的超声对比成像。在典型的流程中,对象被注入对比剂的团注或者药剂的连续注入。在团注后,肝脏中的肿瘤将“点亮”,因为其被注入来自肝动脉血液供应的对比剂的到达。当对比剂团通过门静脉进入肝脏时,肝脏中的正常组织会在稍后时间点亮。在该稍后时间,肿瘤将表现为与周围正常组织相似或与其相比更不明亮。可以通过在连续输注中迅速破坏微泡,然后观察来自动脉和静脉源的肝脏对比剂的再灌注,来获得相同的效果。

[0004] 但是超声肝脏中的这些时间变化能够是细微的并且难以清楚地辨别。部分地,这是因为来自两个血液供应的对比剂的洗入和洗出在时间上交叠。为了更好地辨别不同的效果,已经采用参数成像,其中,解剖图像根据肝脏图像中发生灌注的点处的洗入和洗出的时间-强度曲线的一个或多个参数来着色。由于对比剂在洗入期间在组织中累积并且在洗出期间减少,因此连续检测和记录贯穿图像场的药剂的强度。使用多个已知的曲线拟合方程或平滑技术中的任何一种由记录的对比强度数据形成曲线。得到的曲线方程的参数,诸如曲线的峰值强度、到峰值强度的时间、曲线上升的平均斜率、完全洗入、洗出时间等,然后被颜色编码并显示为解剖图像的叠加。时间参数图像可以展示该诊断过程的不同阶段的灌注的差异。

## 发明内容

[0005] 尽管已经发现参数对比成像有助于肝肿瘤诊断,但是其是受限的,因为对比图像是静态的,其表示完整曲线的参数或在再灌注过程中的选定的时间处发生。这样的静态参数能够使得难以分离在时间上交叠的两个过程,例如肝脏中的动脉流和静脉流。因此,期望能够产生肝脏中血流的特性的参数图像,其能够更好地区分来自这两个源的流,使得可以更有效地将肿瘤组织与正常组织区分开。

[0006] 根据本发明的原理,描述了用于在参数对比增强肝脏成像中区分肿瘤组织和健康组织的系统和方法。当对比剂洗入和洗出肝脏时采集超声对比图像数据,并且对于发生灌注的图像场中的点产生时间-强度曲线。计算每条曲线的强度的变化的时间相关参数。在优选实施方式中,通过计算沿时间-强度曲线的点处的一阶导数和二阶导数来执行该计算。然后使用时间相关参数产生参数图像。在下面描述的实施方式中,通过基于时间的参数的极性的参数图像而不是参数量级范围的图像更锐利地区分从不同源到肝脏的血流。这些参数图像可以在采集对比回波数据之后形成以用于完全洗入、洗出循环,或者在采集回波数据时实时形成。

## 附图说明

[0007] 在图中:

[0008] 图1是肝脏的图示,其示出肝动脉入口和门静脉血流进入器官的底部。

[0009] 图2图示了病变和正常组织的时间-强度曲线,以及由此产生的基于时间的参数曲线。

[0010] 图3图示了曲线的正和负基于时间的参数的计算。

[0011] 图4以框图形式图示了根据本发明的原理构造的超声诊断成像系统。

[0012] 图5图示了通过线性回归根据采集的数据值产生曲线。

[0013] 图6图示了根据本发明的用于产生对比强度图像和参数对比图像的方法。

[0014] 图7图示了根据图6的方法产生的对比强度图像和参数对比图像。

## 具体实施方式

[0015] 图1是肝脏及其流的网络的图示。肝脏包含用于三个流来源的血管树:用于肝脏胆汁流的胆管树、提供来自腹部的营养血流的门静脉14、以及作为动脉血流源的肝动脉16。这些网络的毛细结构贯穿实质交织在一起,使得肝脏组织被来自动脉和静脉源的血液灌注。肝动脉16和门静脉14可以分别进入,它们在肝脏底部进入器官,如图所示。如上所述,肝脏病变从肝动脉获得其营养血流的大部分,而正常组织从门静脉接收其主要血流。本发明的一个目的是区分实质中的位置是否正在主要从肝动脉或门静脉接收血流。

[0016] 图2示出了由对比强度回波数据产生的时间-强度曲线,其图示了如何根据本发明实现该目的。该图图示了在洗入洗出循环期间产生的时间-强度曲线的三个时间对齐的曲线图。水平时间轴延伸到五十秒,并且被示出为由虚线垂直线划分为连续的时间段。垂直轴是幅度标度。顶部区a中的两条曲线是使用来自病变的对比回波数据产生的时间-强度曲线10,以及使用来自正常组织的对比回波数据产生的时间-强度曲线12。对病变的对比流的时间-强度曲线10在十秒标记处开始上升,如由曲线上方的向上箭头所指示的。在二十三秒标

记处,对比剂在病变处的流达到峰值,并且此后在洗出期间下降,如由曲线下方的向下箭头所指示的。来自门静脉的正常组织中的对比流的时间-强度曲线12在十七秒标记处开始到达并且在洗入期间上升,如由曲线下方的向上箭头所指示的。对比流在三十八秒点周围达到峰值,并且此后在洗出期间下降,如由曲线上方的向下箭头所指示的。应看到,存在这些曲线的相当大的交叠,当对比剂刚刚开始到达正常组织时,病变中的对比流已经在下降。

[0017] 根据本发明的原理,参数曲线10'和12'在图2的区b中示出。曲线10'是曲线10的连续变化的速率的曲线图,其是通过计算时间-强度曲线10的一阶导数(时间相关导数 $dI/dt$ )来产生的。该计算被图示在图3中,图3示出了曲线70,其在强度(幅度)方面并且随时间都变化。通过取曲线上的两个点(例如点A和点B)来计算变化的幅度的一阶导数,其中每个点具有唯一的幅度 $y$ 和时间值 $t$ 。使用这两个点的变化的幅度被计算为 $\frac{\Delta y}{\Delta t}$ ,其中, $\Delta y$ 是从点A到点B的幅度差(对比强度 $I$ ),并且 $\Delta t$ 是两个点之间的时间差。使用沿曲线的连续点来计算图2a的时间-强度曲线10的一阶导数,以计算图2b中的曲线10'的连续点。利用曲线12的点使用相同的过程来计算曲线12',曲线12的强度的变化的速率。应看出,曲线10'和12'彼此之间的差异远大于原始曲线10和12之间的差异。因此,贯穿图像区的时间-强度曲线的一阶导数的参数图像将比原始时间-强度曲线的参数的参数图像更锐利地区分正常组织和病变。

[0018] 图2的区c示出了通过第二次重复导数计算导出的曲线,其是通过计算原始时间-强度曲线10和12的二阶导数形成的曲线10''和12''。该计算也由图3图示,其中,在这种情况下,曲线70表示图2b的一阶导数曲线之一。沿着一阶导数曲线 $\Delta y$ 的连续点的幅度差是针对连续点之间的时间间隔 $\Delta t$ 计算的,以形成相对于一阶导数曲线的 $\frac{\Delta y}{\Delta t}$ ,其是原始时间-强度曲线的二阶导数。图2c的曲线10''和12''是原始时间-强度曲线10和12的强度的变化的加速度。应看出,曲线10''和12''甚至比一阶导数曲线10'和12'更加锐利地不同,并且使用参数图像中的每个点处的时间-强度曲线的二阶导数的功能图像将更大程度地区分参数图像中的正常组织与病变。

[0019] 图2图示了能够如何从导数计算中形成更加锐利区分的参数图像,所述导数计算是形成仅曲线极性的二元参数图像。在图2a中应看出,两个时间-强度曲线相对于零幅度水平总是正的。这通过在以下中的每个间隔中的极性“+”符号指示绘图的五个时间间隔中的每个:零到十六秒;十六到二十三秒;二十三到三十秒;三十到三十九秒;三十九到四十五秒。每个时间间隔中的两个“+”符号指示每个时间-强度曲线在相应的时间间隔期间是正的。

[0020] 图2b产生不同的结果。一阶导数曲线10'贯穿前两个间隔具有正号,直到在第二间隔结束时的二十三秒标记。此后,曲线10'具有负号,即下降的变化的速率,如由最后三个时间间隔中曲线10'下方的“-”符号指示的。因此,在洗入、洗出循环的二十三秒之后的任何时间点所采取的极性的参数图像将示出针对肿瘤和正常组织的不同值。这在图3中被图示,其中,使用点C和D的一阶导数被计算为 $\frac{-\Delta y_2}{\Delta t_2}$ ,其与 $\frac{+\Delta y_1}{\Delta t_1}$ 的使用点A和B的一阶导数进行比较。利用图2c的二阶导数曲线出现类似的结果。曲线10''和12''在十六秒标记之前的第一间隔中两者都是正的,并且在从二十三到三十秒的第三时间间隔中两者都是负的,原始时间-强度曲线的负加速度。在每个其他时间间隔中,曲线呈现不同的极性。因此,仅使用一阶或二阶导

数计算的符号形成的二元参数图像将极大地区分参数图像中的正常组织与肿瘤。可以通过对不同极性使用区分颜色来突出显示差异。例如,具有一个极性的图像中的点可以在参数图像中着色为绿色,而另一极性的点可以着色为红色。通过检查在洗入、洗出循环中的不同点处计算的导数极性的这样的二元参数图像,可以快速发现并进一步诊断疑似肿瘤的区域。

[0021] 现在参考图4,以框图形式示出了根据本发明的原理构造的超声系统。超声探头100包括发射和接收超声脉冲的超声换能器元件的阵列102。阵列可以是用于二维成像的一维线性或弯曲阵列,或者可以是用于电子束转向和二维或三维聚焦的换能器元件的二维矩阵。阵列102中的超声换能器元件通过由波束形成器30进行的定时致动来发射超声能量波束,并且接收响应于该发射而返回的回波。发射/接收(“T/R”)开关22被耦合到阵列102中的超声换能器,以在操作的接收阶段期间将来自换能器元件的信号选择性地耦合到波束形成器30中的A/D转换器。可以将换能器阵列被致动以发射信号的时间与内部系统时钟(未示出)同步,或者可以将换能器阵列被致动以发射信号的时间与诸如心动周期的身体功能同步,对此,心动周期波形通常由被耦合到超声系统的ECG波形传感器来提供。当心跳处于由ECG传感器提供的波形所确定的周期的期望相位时,系统控制器命令探头采集超声图像。

[0022] 来自发射的超声能量的回波由阵列102的换能器元件接收,其生成回波信号,当系统使用数字波束形成器时,该回波信号通过T/R开关22进行耦合并由模数转换器进行数字化。备选地,可以使用模拟波束形成器。A/D转换器以由系统控制器28生成的信号 $f_s$ 所控制的采样频率对接收到的回波信号进行采样。由采样理论规定的所需采样率至少是接收通带的最高频率的两倍,并且可能在30-40MHz的量级上。高于最低要求的采样率也是可取的。通过用户操纵用户控制面板20的控件来实现对超声系统的控制和对用于成像的各种控制设置(例如,探头选择和ROI(感兴趣区域)描绘)的控制,用户控制面板20通过系统控制器28被耦合到其控件并应用其控件,诸如按键、按钮、轨迹球或计算机鼠标。

[0023] 来自阵列14的个体换能器的回波信号样本被波束形成器30延迟和求和,以沿着扫描线方向形成图像的相干回波信号。然后通过数字滤波器对数字相干回波信号进行滤波,并且通过空间或频率复合进行降噪。数字滤波器还能够将频带移位到较低或基带频率范围。数字滤波器能够是例如美国专利US 5833613(Averkiou等人)中公开的类型滤波器。当如同多普勒处理的情况一样需要相位信息时,也可以对回波信号执行正交(I和Q)解调。在该实施方式中,发射频率 $f_e$ 和接收器频率被单独控制,使得波束形成器30能够自由地接收与发射频带的频率不同的频率的频带,例如,频率 $2f_e$ 周围的谐波频带。

[0024] 波束形成相干回波信号被耦合到非线性信号分离器32。非线性信号分离器32可以利用高通滤波器分离二次谐波回波信号,但是优选地,其通过脉冲反转技术来分离从谐波对比剂返回的谐波频率回波,其中,将多个不同相位(反转)脉冲发射到图像位置所产生的回波信号被相加地组合以消除基波信号分量并增强谐波分量,由此在谐波频带 $2f_e$ 中产生回波信号。相同的回波信号被相减地组合以产生基波频带 $f_e$ 中的回波信号。例如,在美国专利US 6186950(Averkiou等人)和美国专利US 5706819(Hwang等人)中描述了优选的脉冲反转技术。

[0025] 来自对比剂(例如,微泡)的谐波回波信号被耦合到对比图像处理器38。对比剂通常用于更清楚地描绘血管或者执行对组织的微脉管系统的灌注研究,如美国专利US

6692438 (Skyba等人) 中所描述的,通过引用将其并入本文。在图4所示的实施方式中,来自对比剂的回波用于产生如图7所示的对比图像和来自图像场中的选定的ROI (个体像素位置或像素组) 的时间-强度曲线。对于如本文所述的参数图像,3乘3像素组对于ROI尺寸是优选的,根据其形成时间-强度曲线。对比图像处理器通过来自图像场中的每个点的谐波频率回波的幅度(或包络)检测来产生解剖对比图像。当回波被正交解调时这样做的一种方式是以  $(I^2+Q^2)^{1/2}$  的形式计算每个像素位置处的信号幅度。通过扫描转换将这些对比强度信号映射为期望的显示格式,所述扫描转换将样本从R- $\theta$ 坐标转换为笛卡尔坐标(x,y),以显示空间定义的图像,如图7所示。

[0026] 基频回波信号被耦合到B模式处理器36,B模式处理器36产生标准B模式组织图像。B模式处理器以与对比度图像处理器相同的方式来执行操作,但是在基频回波上执行操作。回波信号是检测到的幅度(包络)并且回波信号被扫描转换以产生图像场中的空间描绘的组织图像。对比度图像和B模式图像被耦合到图像处理器40,图像处理器40进行在图像显示器42上显示图像所需的图像处理。这可以包括同时并排显示两幅图像,如图7所示。其还可以包括在对比图像上叠加参数颜色,使得相对于组织结构示出灌注参数,其中,实现参数的计算的对比剂被定位。

[0027] 根据本发明的原理,谐波回波信号被耦合到TIC处理器50。TIC处理器处理随时间从感兴趣区域(ROI)接收的对比剂的回波信号,以产生时间-强度曲线,例如,图2a中所示的那些时间-强度曲线。如上所述,该处理涉及随着时间从洗入和洗出组织(例如肝实质)中的感兴趣区域的血管和毛细血管的对比剂采集回波信号并且将该回波数据拟合到平滑曲线。由于对比剂能够以团注来应用并且还能够通过相对强烈的超声而被破坏,所述相对强烈的超声会破坏或扩散微泡,然后微泡被允许再灌注ROI,因此对比剂的到达和离开的时间特性能够被测量并被用于支持诊断。常见的量度是对比剂的到达和离开的时间-强度曲线,如美国专利US 5833613 (Averkiou等人) 中所描述的。能够针对灌注组织的图像中的每个点计算时间-强度曲线,并且能够以灰度阴影或颜色编码的方式来显示针对每幅图像点的每条曲线的一个或多个参数,以形成灌注的参数映射图像,如美国专利US 6692438 (Skyba等人) 中所描述的。这些参数包括曲线的峰值和到峰值的时间和上升的平均斜率,每个指示组织灌注的不同特性。

[0028] 通常通过测量当对比剂流入和流出血管和组织的微脉管系统时从对比剂返回的信号强度来计算时间-强度曲线。然后将对比剂的量的上升和下降的这些测量结果拟合到诸如由  $\gamma$ -变量曲线模型定义的曲线。

[0029]  $A * (x - t_0) * \exp(-k * (x - t_0)) + C,$

[0030] 其中,A是曲线峰值, $t_0$ 是对比剂增加的开始时间, $k$ 是曲线上升的斜率,并且x是ROI处的对比剂的量的瞬时测量结果。这些时间和强度表示向经训练的临床医师提供灌注组织的方式的指示。

[0031] 在本发明的实施方式中,时间-强度曲线由在肝实质上的ROI的连续场的每个ROI处的对比洗入和洗出形成。这提供了计算肝脏的图像中的每个点处的时间-强度曲线参数的能力。当对比剂开始流入肝脏时,肝脏的对比图像中的点随着对比累积到最大强度而开始变亮,然后随着对比剂流出肝脏而变暗。每个ROI处的对比强度的该增加和减少由ROI的时间-强度曲线表示。检测到的亮度变化不会跟随平滑的曲线,而是将被检测为多个点,所

述点通常跟随增加和减少的曲线。检测到的强度的该变异性是曲线拟合的原因,使得平滑曲线可以用于参数而不是具有很大变异性的数据。

[0032] 时间-强度曲线可以以两种方式形成。一种是在整个洗入、洗出循环上累积每个ROI的信号数据,然后在循环的结束处将曲线拟合到完整数据集。这可以根据实时数据采集来完成,其中,回波信号的源是超声换能器,或者这可以使用来自较早采集的存储在Cineloop®存储器24中的对比图像来完成,在这种情况下,回波信号的源是图像存储器。

另一种方式是在接收到回波信号数据时实时形成时间-强度曲线。这可以通过将部分曲线拟合或估计到最新近接收的信号数据来完成,例如最新近的10-15个回波。另一种方式是如通过利用双移动平均滤波器对其进行滤波来平滑回波数据。又一种方式是估计最新近接收的数据的线性回归系数。这在图5中图示,其中,在72处指示的点表示接收到的数据点。应看出,点不定义连续曲线,而是通常跟随平均曲线,例如图中的线74,其是根据数据点72的线性回归分析计算的。当以矢量形式表示时,可以用于对数据(回波信号)值的矩阵进行操作的线性回归模型的标准形式是

[0033]  $y = X\beta + \epsilon$ 。

[0034] 在接收数据时形成时间-强度曲线的另一种方式是外推曲线的进一步扩展以预测形状,然后利用随后接收的滤波数据验证或改变外推。在这些方式中,当在洗入、洗出循环上接收对比回波信号数据时计算针对ROI的时间-强度曲线,并且参数图像针对循环中的一个或多个时间点形成,或者在接收到数据时形成为随时间不断变化图像。

[0035] 由TIC处理器50针对肝脏的对比图像中的每个点(ROI)形成的时间-强度曲线存储在时间-强度曲线存储器52中。然后,如结合图2所描述的,由TIC变化估计器54处理曲线,以产生新的时变参数曲线。优选参数是一阶导数和二阶导数,其如结合图2和3所解释的被计算。通过用户对用户控件20上的控件的操纵来选择期望的变量,以选择一个或多个期望的导数,例如,一阶导数、二阶导数或两者。数值导数值被应用于颜色映射查找表(LUT) 56,其中,它们被转换成对应的颜色值。颜色可以是如针对彩色流成像实现的颜色范围的颜色,并且通常针对原始时间-强度曲线的参数的参数图像实现,或者当期望极性的二元参数图像时可以为两种颜色,如上所述。由用户借助于用户控件选择期望的颜色图。然后将得到的一个或多个颜色参数图叠加在来自对比图像处理器的解剖学上对应的对比图像上,其产生最终的参数图像。图像耦合到图像处理器40,图像处理器40单独或与来自B模式处理器的对比图像或B模式图像并排地将参数图像显示在图像显示器42上。

[0036] 图6中示出了根据本发明的示范性方法的步骤。在步骤80中,当在洗入、洗出循环期间利用对比剂灌注肝脏时,从肝脏采集对比回波信号数据。这可以在实况成像期间实时完成,或者通过使用从存储器中的存储设备检索的洗入、洗出循环的先前采集的对比图像来完成。对比回波信号数据用于在步骤90中在循环上形成对比强度图像。在步骤82中,通常通过曲线拟合到如上所述的曲线模型来计算肝脏图像中的点(像素)处的对比强度的增加和减少的时间-强度曲线。在步骤84中,根据时间-强度曲线计算一个或多个时间相关参数(例如,导数值或曲线),并且在步骤86中,将时间相关参数转换为颜色并映射到它们在解剖图像叠加中的位置。参数颜色叠加与解剖学上对应的对比图像组合并在步骤88中显示。如果期望,可以在步骤92中与参数图像同时显示对比强度图像,例如在并排显示中。

[0037] 在图7中并排示出了在步骤92和88之后产生的超声图像以及从减少到本发明的实

践获得的超声图像。左边是图7a的肝脏的对比强度图像92'，其是在对比剂的洗入、洗出循环的27.4秒标记处采集的。可以看出，由于对比剂的较大浓度，在图像的左侧和图像的下部中心，图像的一些区域比其他区域更亮。这些可能是可能存在病变的可疑区域。在图7b中的对比强度图像92'的右侧是在流程中同时采集的相同肝脏的时间相关参数图像88'。参数图像88'是时间-强度曲线(图2b)的一阶导数参数的极性的图像，其也是在该流程的相同27.4秒标记处产生的。应看出该图像突出显示图像的左侧和底部中心上的肝脏的相同区。还应看出，突出显示图像中心上方的大致三角形区68，其在对比图像92'中实际上是不可见的。应看出，时间相关参数图像，尤其是参数的极性的图像，突出显示了在对比图像中几乎不可区分的解剖结构的可疑区域。图像88'在原始中甚至更加引人注目，其中，图像中的正常组织被着色为红色并且诸如68的可疑区被着色为绿色。

[0038] 本领域技术人员将容易想到其他变化和修改。例如，为了甚至更好地突出显示可能病变的区，可以将时间-强度曲线归一化为正常组织数据。当临床医师正在查看其中确定地示出正常组织区域的参数或对比图像时，临床医师可以将光标定位在图像的正常组织上并点击以选择该ROI。该ROI选择命令控制图4中的波束形成器30，以描绘如由正常组织产生的来自选定的ROI的对比数据。然后将来自ROI的得到的时间-强度曲线采取为正常组织的时间-强度曲线，并从存储在TIC存储器52中的其他时间-强度曲线中减去。相减将基本上抵消从正常组织返回的时间-强度曲线，而相减对从病变区域产生的时间-强度曲线仅具有很小或可忽略的效果。在存在正常组织的情况下，得到的参数图像将具有很少内容或没有内容(例如，将是黑色)，并且在存在肿瘤组织的情况下，将具有至少小且通常显著的强度。

[0039] 应当注意，超声系统从肝脏中的灌注采集对比回波信号数据并对其进行处理以形成时间相关参数的参数图像，如图4和图6的方法中所示的，并且尤其是图4的超声系统的部件结构可以以硬件、软件或其组合来实施。超声系统的各种实施例和/或部件(例如，模块或其中的部件和控制器)也可以被实施为一个或多个计算机或微处理器的部分。计算机或处理器可以包括计算设备、输入设备、显示单元以及接口(例如，用于访问互联网的接口)。计算机或处理器可以包括微处理器。微处理器可以被连接到通信总线以例如访问存储先前采集的对比图像的PACS系统。计算机或处理器还可以包括存储器。诸如A线存储器24的存储器设备可以包括随机存取存储器(RAM)和只读存储器(ROM)。计算机或处理器还可以包括存储设备，存储设备可以是硬盘驱动器或可移动存储驱动器，例如，软盘驱动器、光盘驱动器、固态拇指驱动器等。存储设备还可以是用于将计算机程序或其他指令加载到计算机或处理器中的其他类似单元。

[0040] 本文使用的术语“计算机”或“模块”或“处理器”可以包括任何基于处理器或基于微处理器的系统，包括使用微控制器、精简指令集计算机(RISC)、ASIC、逻辑电路以及能够执行本文描述的功能的任何其他电路或处理器的系统。以上示例仅是示例性的，因此并不旨在以任何方式限制这些术语的定义和/或含义。

[0041] 计算机或处理器执行被存储在一个或多个存储元件中的指令集，以便处理输入数据。存储元件还可以根据需要而存储数据或其他信息。存储元件可以是处理机器内的信息来源或物理存储元件的形式。

[0042] 包括上述对对比剂数据的采集和对时间-强度曲线和参数的计算的超声系统的指令集可以包括各种命令，所述各种命令指示计算机或处理器作为处理机器以执行诸如本发

明的各种实施例的方法和过程的特定操作。所述指令集可以是软件程序的形式。所述软件可以是各种形式(例如,系统软件或应用软件)并且可以被实施为有形和非瞬态计算机可读介质。另外,所述软件可以是单独程序或模块的集合,较大程序内的程序模块或程序模块的部分的形式。例如,由图4的时间-强度数据处理器计算的曲线拟合公式、由时间-强度变化估计器计算的导数、以及由颜色图查找表计算的颜色值可以由计算该公式的软件模块来执行。所述软件还可以包括面向对象编程形式的模块化编程。处理机器对输入数据的处理可以对操作者命令做出响应,或者对先前处理的结果做出响应,或者对另一处理机器做出的请求做出响应。例如,在图4的成像和时间-强度曲线计算部分中,通常采用软件指令来计算上面给出的公式。

[0043] 此外,权利要求的限制不是以功能模块的形式写出的,且并不旨在基于35 U.S.C 112的第六段来解释。除非此类权利要求限制明确使用短语“用于……的单元”来陈述没有进一步结构的功能时才会如此。

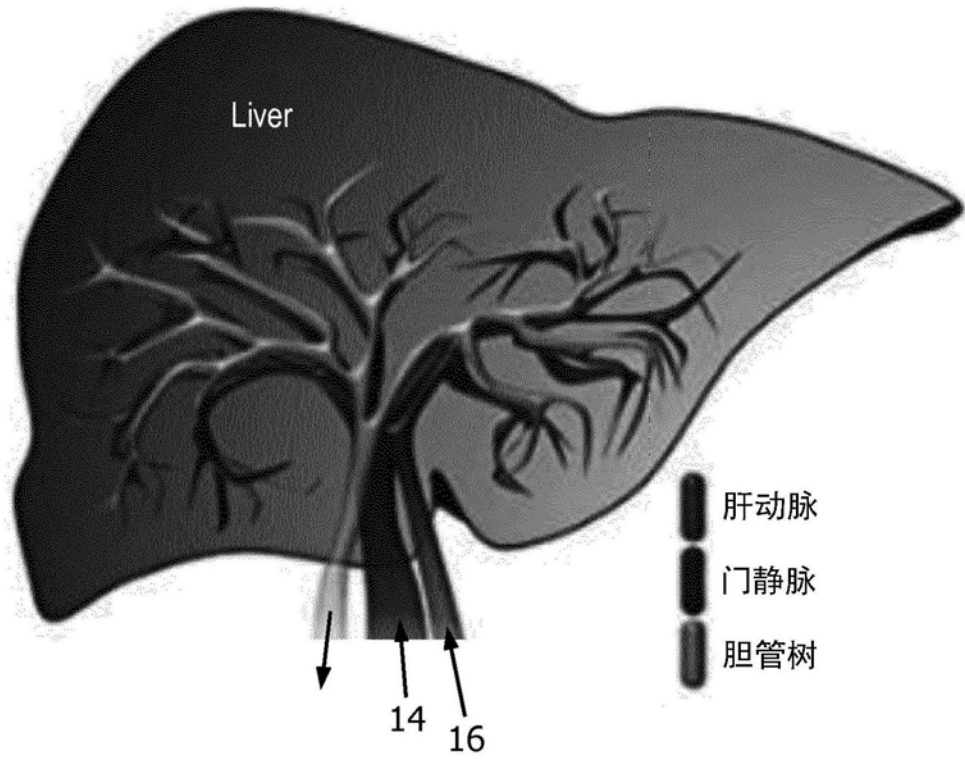


图1

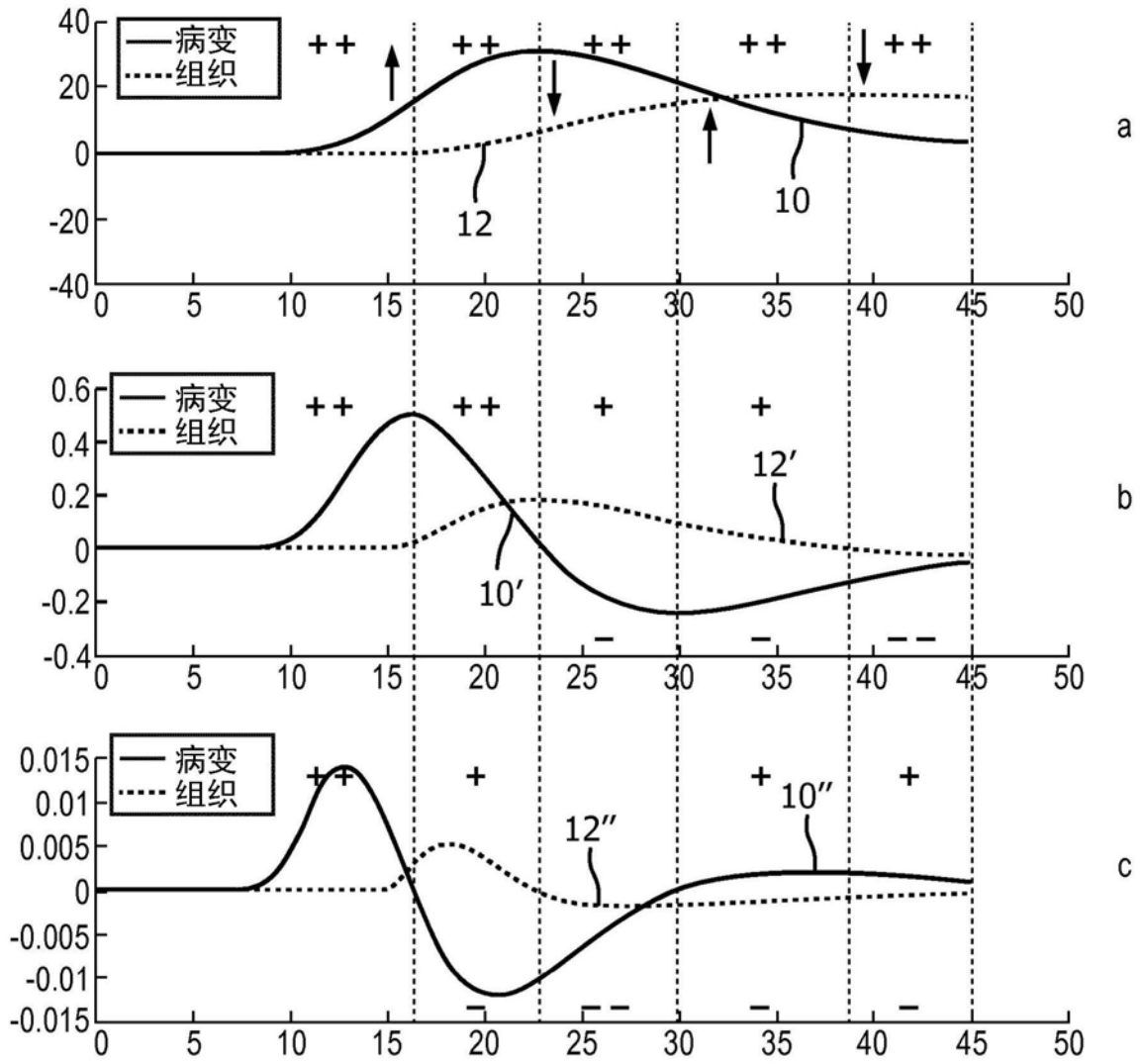


图2

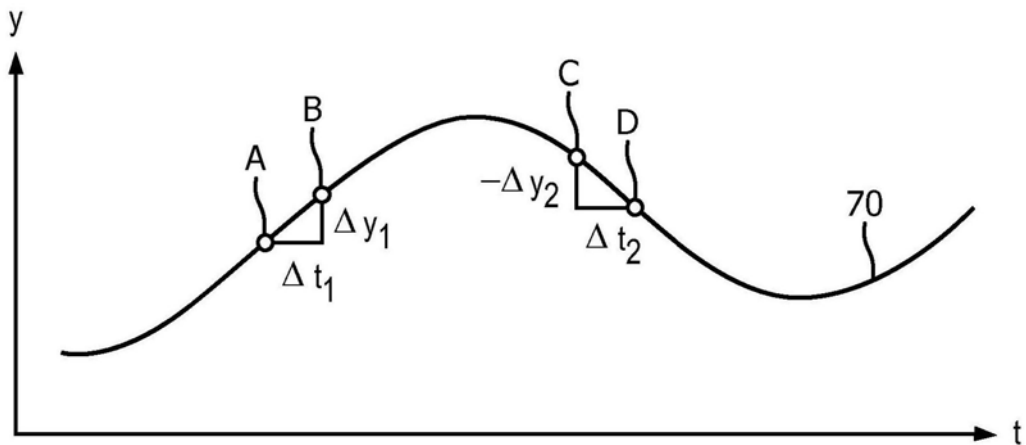


图3

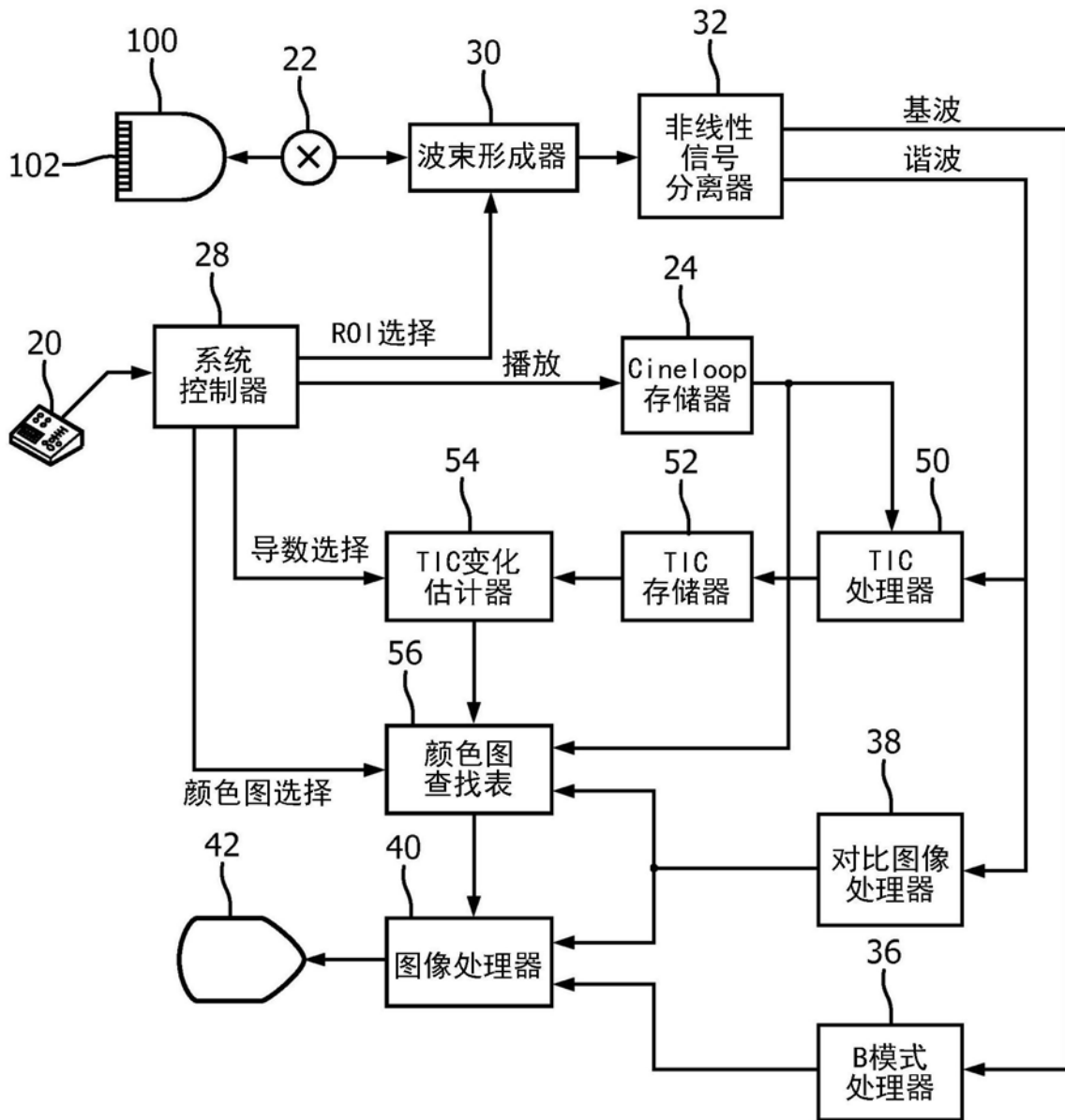


图4

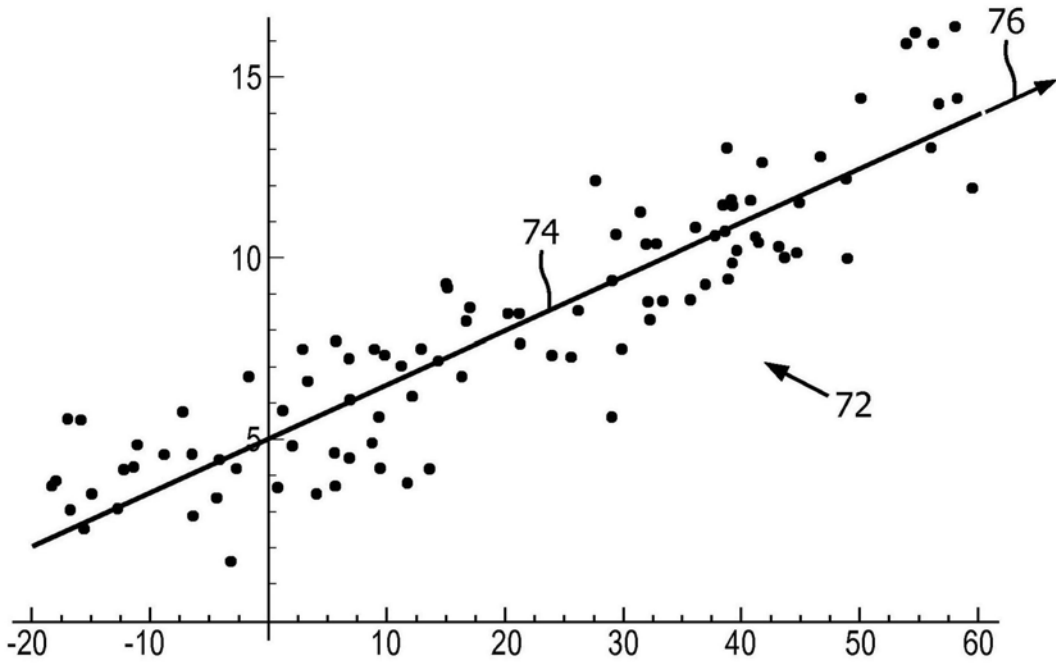


图5

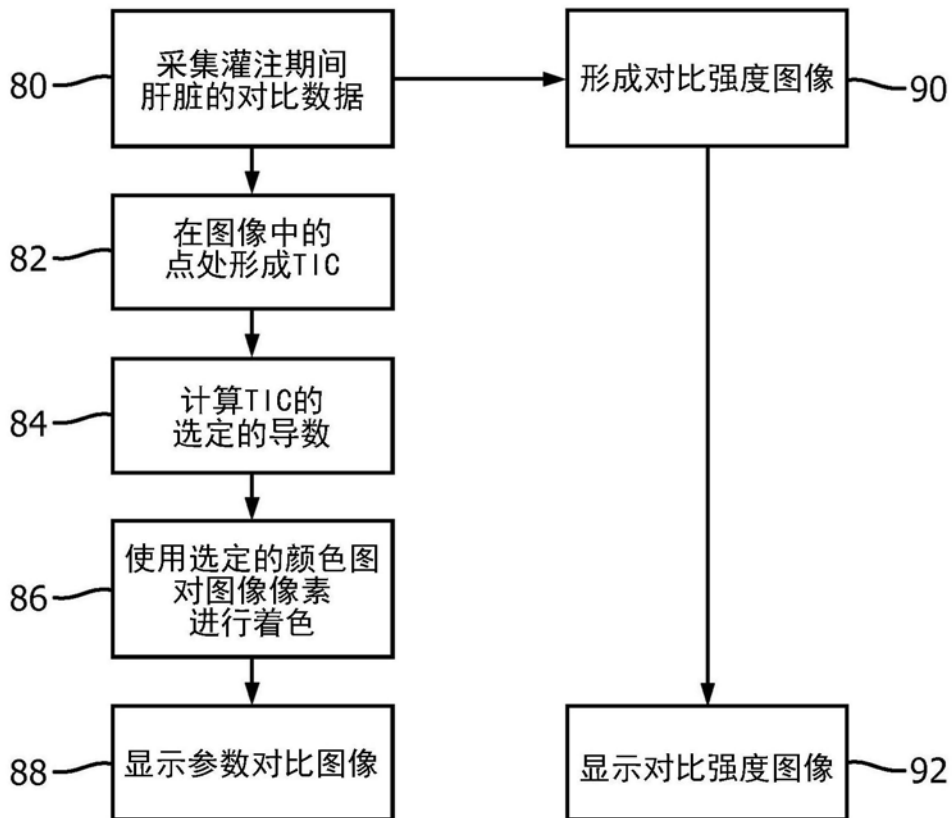


图6

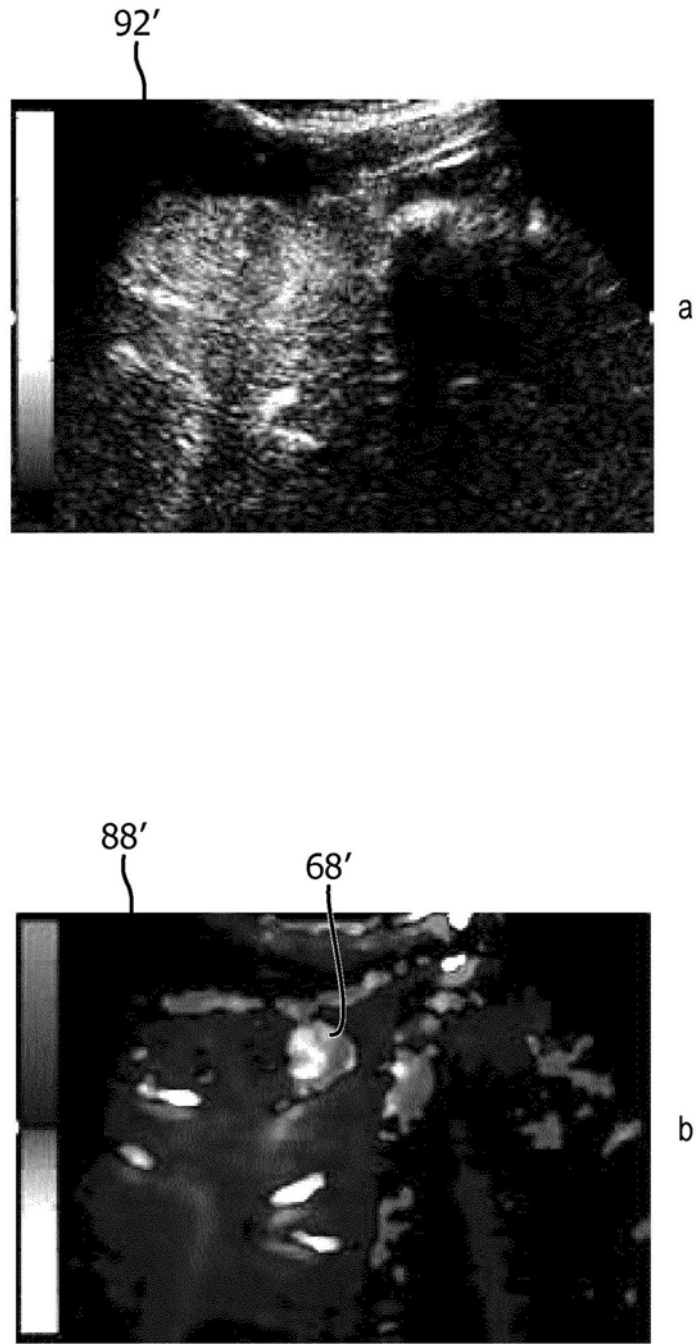


图7

专利名称(译)	基于时间的参数对比增强超声成像系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN110167448A</a>	公开(公告)日	2019-08-23
申请号	CN201880005903.5	申请日	2018-01-02
[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)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	谷晓林 邓寅晖 李小敏 VT沙姆达莎尼		
发明人	谷晓林 邓寅晖 李小敏 V·T·沙姆达莎尼		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/085 A61B8/481 A61B8/08 A61B8/14 A61B8/5207 G06T11/001 G06T11/206 G06T11/60 G06T2210/41		
优先权	PCT/CN2017/070119 2017-01-04 WO		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种超声诊断成像系统和方法在对比剂团洗入和洗出肝脏时采集图像数据的序列。对比强度的图像数据用于计算针对超声图像中的点的对比流的时间-强度曲线。根据时间-强度曲线的数据计算时间相关数据，在所描述的实施方式中，所述数据包括时间-强度曲线的一阶导数和二阶导数。颜色图由时间相关数据或数据的极性形成，并且在参数图像中显示为肝脏的对比图像的颜色叠加。

