



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1890579 B

(45) 授权公告日 2012. 10. 03

(21) 申请号 200480035959. 3

A61B 8/06 (2006. 01)

(22) 申请日 2004. 11. 22

A61B 8/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

60/526, 535 2003. 12. 03 US

(56) 对比文件

US 5720291 A, 1998. 02. 24, 说明书第 2 栏第 9 行至第 7 栏第 5 行及附图 1 - 5.

(85) PCT 申请进入国家阶段日

2006. 06. 02

US 6171246 B1, 2001. 01. 09, 说明书第 1 栏第 9 行至第 7 栏第 37 行及附图 1.

(86) PCT 申请的申请数据

PCT/IB2004/052505 2004. 11. 22

审查员 陈萌

(87) PCT 申请的公布数据

W02005/054898 EN 2005. 06. 16

(73) 专利权人 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 R·加格 D·多利米尔 D·斯克巴

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 程天正 陈景峻

(51) Int. Cl.

G01S 15/89 (2006. 01)

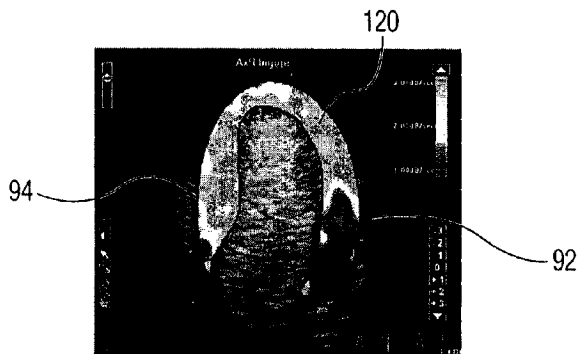
权利要求书 1 页 说明书 7 页 附图 18 页

(54) 发明名称

用于同时显示血液流动和灌注参数的超声成像系统

(57) 摘要

描述了一种用于以与包含血流的组织的解剖学超声图像配准的方式显示表明组织灌注的超声参数化图像的方法和系统。参数化图像和解剖学图像的相对不透明度可以变化,使得医生能够同时或快速地接连地观看灌注参数和血流。在所显示的实施例中,可以单独地或以与不同的或相等的或不透明度的解剖学配准的方式观看解剖学图像或参数化图像。相对不透明度可以以平滑地连续的或逐级的方式改变。



1. 一种用于以与物体的感兴趣区域的解剖学图像的解剖学上配准的形式来显示参数化图像的诊断成像系统,包括:

物体的感兴趣区域的诊断图像的源;

物体的所述感兴趣区域中的组织的血流灌注的参数化图像的源;

被耦合到诊断图像的源和参数化图像的源的显示器,该显示器以解剖学上配准的方式显示诊断图像和相应的参数化图像;

被耦合到显示器的显示处理器,它用来设置所配准的诊断图像与参数化图像的相对不透明度;以及

被耦合到显示处理器的用户控制器,用户可以通过它设置所配准的诊断图像与参数化图像的相对不透明度。

2. 权利要求 1 的诊断成像系统,其中诊断图像的源包括一个含有血流的感兴趣区域的诊断图像的源;以及其中参数化图像的源包括在感兴趣区域中的血流的特性的至少一个参数化图像的源。

3. 权利要求 1 的诊断成像系统,其中显示处理器还包括不透明度处理器,该处理器用来在一个范围内设置所配准的诊断图像和参数化图像的相对不透明度,该范围在从一个不透明的解剖学图像和一个透明的参数化图像变化到一个与不透明的参数化图像重叠的不透明的解剖学图像;到透明的解剖学图像和不透明的参数化图像。

4. 权利要求 1 的诊断成像系统,其中用户控制器包括一个被耦合到显示处理器的用户控制器,用户可通过它在连续的相对不透明度设置值范围内设置所配准的诊断图像和参数化图像的相对不透明度。

5. 权利要求 1 的诊断成像系统,其中用户控制器包括一个被耦合到显示处理器的用户控制器,用户可通过它把所配准的诊断图像和参数化图像的相对不透明度设置为相对不透明度设置值的一个不连续数。

6. 权利要求 1 的诊断成像系统,其中用户控制器包括一个被耦合到显示处理器的用户控制器,用户可以通过它把所配准的诊断图像和参数化图像的相对不透明度设置成一个设置值,在该值下显示器显示一个与基本上不透明的诊断图像配准的半透明的参数化图像。

7. 权利要求 1 的诊断成像系统,其中显示器还包括以在解剖学上配准的方式实时显示一个诊断图像序列和一个相应的参数化图像的显示器。

8. 权利要求 1 的诊断成像系统,其中用户控制器包括一个被耦合到显示处理器的用户控制器,用户可通过它把配准的诊断图像和参数化图像的相对不透明度设置成一个值,在该值下显示器以一个与基本上不透明的参数化图像配准的方式显示半透明的诊断图像。

9. 权利要求 1 的诊断成像系统,其中用户控制器还包括多个分开的用户控制器,用户可通过它们设置参数化图像的不透明度和所配准的诊断图像的不透明度。

用于同时显示血液流动和灌注参数的 超声成像系统

[0001] 这是 2001 年 12 月 18 日提交的美国专利申请序列号 10/025, 200 的部分申请的继续部分。

[0002] 本发明涉及诊断超声成像, 更具体地, 涉及同时显示血液流动和组织灌注(perfusion) 参数的系统和方法。

[0003] 超声诊断成像系统能够以完全不侵入的方式对身体内的生理机能进行成像和测量。超声波从皮肤表面传送到身体内, 并且从身体内的组织和细胞反射。反射的回波由超声换能器接收, 并被处理后产生血流的图像或测量值。由此, 有可能不侵入病人的身体而进行诊断。

[0004] 被称为超声反差试剂(contrast agent) 的材料可以被引入身体内, 以增强超声诊断。反差试剂是强烈反射超声波的物质, 反射的回波可以与由血液和组织反射的回波明显地区分开。被发现作为超声反差试剂特别有用的一类物质是具有被称为微气泡的细小气泡形式的气体。微气泡强烈地反向散射身体内的超声, 由此允许通过专门的超声处理容易检测包含微气泡的组织 and 血液。微气泡反差试剂可用于对身体中有血管分布的组织诸如心脏壁成像, 因为反差试剂可以注入到血流中, 随着血液供应传送到静脉、动脉和毛细血管, 直至从肺、肾脏和肝中的血流中被过滤掉为止。

[0005] 通过反差试剂得到很大帮助的诊断过程是观看和测量组织灌注, 诸如供氧的血液流到心肌的灌注。在身体内指定点的灌注成像和灌注的测量例如是在美国专利 5, 833, 613 中描述的。母申请序列号 10, 025, 200 描述了用于造成和显示大的组织区域而不是仅仅特定的样本体积位置的灌注测量的结果的方法和设备。这样的能力能够快速诊断诸如心肌那樣的大的组织区域的灌注速率, 使得医生能够快速识别其中由于局部缺血或其它血流条件而造成的、灌注有问题的小的组织区域。

[0006] 正如母申请中描述的, 身体的二维或三维区域的组织灌注可被显示为与被诊断的解剖学的参数化重叠。在该母申请中给出彩色或亮度的重叠的例子, 代表在心肌上所显示的灌注的不同定量值。彩色重叠的各种彩色表示基础组织的灌注, 每种彩色相应于不同的灌注率或灌注水平。这样的灌注图像在概念上类似于彩色流图像, 其中血液速度的彩色重叠被显示为在器官或血管中被测量的血流速度。像彩色流图像一样, 灌注重叠不显示血液本身, 而是血流的参数, 在本例中, 是基础组织的灌注。

[0007] 然而, 在这样的灌注图像中, 灌注重叠遮蔽血流的下面的图像。医生可能希望观看组织中的灌注参数和血流, 但通常这仅仅在分开地观看组织和血流图像或参数化的灌注图像时才能达到; 医生仅仅能选择观看一个图像或另一个图像。因此, 希望能够同时观看血流和灌注参数。还希望以配准的方式(in registration) 显示同时发生的图像, 这样, 医生可以立即看见和了解在感兴趣的某个区域中的灌注和在该区域中的血流。

[0008] 按照本发明的原理, 一种方法和系统以解剖学配准的方式显示组织灌注的参数化图像和在组织中的血流。不透明度控制使得用户能够改变血流图像和参数化图像的相对不透明度。在显示的实施例中, 两个图像的不透明度可以连续地变化, 使得医生能够同时观看在感兴趣的区域中的灌注参数和在该区域中的血流。不透明度可以在仅仅显示血流图像到

仅仅显示参数化图像以及它们的中间的视图之间变化。相对不透明度可以连续地或以离散的水平逐级变化。

[0009] 在图上：

[0010] 图 1 是按照本发明的一个实施例的超声成像系统的框图。

[0011] 图 2 是显示使用图 1 的系统得到的心肌的 B 模式图像的示意图。

[0012] 图 3 显示用于参数化成像的一系列实时图像帧的获取。

[0013] 图 4 显示用于参数化成像的一系列帧的选通（触发）的获取。

[0014] 图 5 显示在几个心跳周期上的一系列实时图像。

[0015] 图 6a, 6b, 和 6c 显示从图 5 的图像序列组合的、在独特的心跳周期阶段的图像序列。

[0016] 图 7a-7d 显示使用辅助的边界检测在图像上感兴趣的区域的轮廓图。

[0017] 图 8a 和 8b 显示对感兴趣的区域的掩盖。

[0018] 图 9a 和 9b 显示在感兴趣的区域中用于量化像素值的优选的技术。

[0019] 图 10 显示从多个图像选择像素值以确定该像素位置的灌注曲线。

[0020] 图 11 显示根据图像数据画出灌注曲线。

[0021] 图 12 显示用平滑曲线拟合图 11 的灌注曲线。

[0022] 图 13a 和 13b 显示从灌注参数到色标和二维图像的映射。

[0023] 图 14 显示相应于心跳周期的不同阶段的参数化灌注图像的实时显示。

[0024] 图 15a-15e 显示参数化灌注图像和解剖学功率多卜勒图像, 这两个图像的可变的不透明度是配准的。

[0025] 图 16 是按照本发明的实施例的与灌注成像有关的超声成像系统的一部分的框图。

[0026] 图 17a-17c 是按照本发明的原理工作的超声系统显示的屏幕照片。

[0027] 按照本发明的原理构建的超声诊断成像系统 10 示于图 1。超声探头 12 包括发射和接收超声脉冲的超声换能器阵列 14。该阵列可以是用于二维成像的一维直线或曲线阵列, 或可以是用于三维电子波束操纵的换能器单元的二维矩阵。阵列 14 中超声换能器发送超声能量和接收响应这个发送而返回的回波。发送频率控制电路 20 通过一个被耦合到阵列 14 中的超声换能器的发送 / 接收 (“T/R”) 开关 22 控制在预定的频率或频段上超声能量的发送。换能器阵列被驱动而发送信号的时间可与内部系统时钟 (未示出) 同步, 或可与身体的功能, 诸如心跳周期同步, 在该心跳周期内由 ECG 设备 26 提供心跳周期波形。当心跳处在由 ECG 设备 26 所提供的波形所确定的它的周期的预定阶段时, 就命令探头获取超声图像。由探头 12 发送的超声能量可以是相对较高的 (高的机械指数或 MI), 这时它破坏或干扰图像场中的反差试剂; 或它可以是相对较低的能量, 这时它能够从反差试剂返回回波而基本上不干扰反差试剂。由发射频率控制电路 20 生成的超声能量的频率和带宽由中央控制器 28 生成的控制信号 f_{tr} 所控制。

[0028] 来自发送的超声能量的回波由阵列 14 中的换能器接收, 它生成回波信号, 后者被耦合到 TR 开关 22, 并且当系统使用数字波束形成器时, 由模拟 - 数字 (“A/D”) 转换器 30 进行数字化。也可以使用模拟波束形成器。A/D 转换器 30 以由中央控制器 28 生成的信号 f_s 所控制的采样频率对接收的回波信号采样。由采样理论阐述的想要的采样速率至少是接

收的带宽的最高频率的两倍,它可以是至少 30-40MHz 的量级。

[0029] 高于最小要求的采样速率也是有益的。

[0030] 来自阵列 14 中各个换能器的回波信号样本被波束形成器 32 延时和相加,以形成相干回波信号。然后数字相干回波信号被数字滤波器 34 滤波。在本实施例中,发送频率和接收频率被单独地控制,以使得波束形成器 32 可以自由接收不同于发送频段的频率的一个频段。数字滤波器 34 对信号进行带通滤波,也可把频段移动到较低的或基带频率范围。数字滤波器可以是在美国专利 No. 5, 833, 613 中公开的那种滤波器。

[0031] 来自组织的经滤波的回波信号从数字滤波器 34 被耦合到 B 模式处理器 36,以进行常规的 B 模式处理。B 模式图像也可以由响应于非破坏性超声成像脉冲而返回的微气泡回波来创建。如上所讨论的,低幅度、高频率、和短突发持续时间的脉冲通常不破坏微气泡。

[0032] 诸如微气泡的反差试剂的已滤波的回波信号被耦合到反差信号处理器 38。反差信号处理器 38 优选地通过脉冲倒相 (pulse inversion) 技术区分开从谐调的反差试剂返回的回波,其中由于多个脉冲发送到图像位置造成的回波被组合,以抵销基波信号分量和增强谐波分量。优选的脉冲倒相技术例如在美国专利 No. 6, 186, 950 中所描述,该专利在此引用以供参考。在低的 MI 中反差信号的检测和成像在美国专利 No. 6, 171, 246 中描述的,该专利的内容也在此引用以供参考。

[0033] 来自数字滤波器 34 的经滤波的回波信号也被耦合到多卜勒处理器 40,以进行常规的多卜勒处理而产生速度和功率多卜勒信号。这些处理器的输出可被显示为平面图像,并且也可以被耦合到 3D 图像呈现处理器 42,用于呈现被存储在 3D 图像存储器 44 的三维图像。三维呈现可以如在美国专利 No. 5, 720, 291 和在美国专利 No. 5, 474, 073 和 No. 5, 485, 842 中描述的那样被执行,这些专利的内容也在此引用以供参考。

[0034] 来自反差信号处理器 38、处理器 36 和 40 的信号以及来自 3D 图像存储器 44 的三维图像信号被耦合到 CineLoop[®] 存储器 48,该存储器存储大量超声图像中每一个的图像数据。图像数据优选地按组存储在 CineLoop 存储器 48 中,每个图像数据组相应于在相应时间得到的图像。对于在多个心跳中每个心跳期间在相同的时间得到的图像的图像数据组优选地以相同的方式被存储在 CineLoop 存储器 48。在一个组中的图像数据可用来显示参数化图像,表示在心跳期间的相应时间的组织灌注。被存储在 CineLoop 存储器 48 中的图像数据组被耦合到视频处理器 50,它生成用于在显示器 52 上呈现的相应的视频信号。视频处理器 50 优选地包括余辉处理,由此检测的反差试剂的瞬时强度峰值可被保持在图像中,诸如在美国专利 No. 5, 215, 094 中描述的,该专利也在此引用以供参考。

[0035] 现在说明在参数化图像中显示灌注的方式,从参照图 2 开始。从感兴趣的区域得到图像 60,这优选地借助于微气泡用作为反差试剂,如图 2 所示。图 2 所示的解剖组织是心脏的左心室 62,然而将会看到,感兴趣的区域可包括其它组织和器官。左心室 62 被心肌 64 包围,心肌 64 分别具有内部边界和外部边界 66,68,它们规定了该灌注的心肌 64 作为感兴趣的区域。心肌可以通过使用传统的或此后开发的技术人工地或自动地分段从而进行区分以便用于分析,如下面描述的那样。

[0036] 图 3 显示通过在心脏中存在的反差试剂得到的心肌的实时图像序列 70。该序列中的图像帧被编号为 F:1, F:2, F:3 等等。序列以相应于心跳周期的 ECG 波形 72 的时间被显示。将会看到,在心跳周期期间,可以得到 10, 20, 30, 40 个或更多的图像,这取决于心跳速

率和超声系统帧速率。在本发明的一个实施例中,得到的图像序列 70 被存储在 Cine loop 存储器 48 中。在这个实施例中,在图像的一个时间间隔 74 期间用高的 MI 脉冲来得到图像。这典型地是 1-10 图像帧的时间间隔。高强度发送脉冲的使用显著地破坏或破裂图像平面或体积中的微气泡。在本讨论中,这些高的 MI 帧被称为“快闪”帧。在这个时间间隔 74 的末尾,用低 MI 脉冲在由时间间隔 76 规定的若干个心脏周期内对以后的图像帧成像,因为反差试剂重新灌注心脏。图像序列显示在许多心跳周期内的心脏周期的动态情形以及对比度的再度加强。

[0037] 可以从实时序列中选择产图像或在心脏周期中的特定的时间获取图像而不必得到连续的实时图像序列。图 4 显示这种触发性质的获取,其中箭头 78 表示从在心跳周期的特定的阶段获得图像的 ECG 波形 72 触发的时间。箭头 80 表示当一个或多个快闪帧被发送时的时间,后面接着是得到低 MI 图像的期间的的时间间隔 76。在本例中,在每个心脏周期期间仅仅得到一个图像并存储在 Cine loop 存储器中。用户设置触发定时来确定心脏周期的哪个阶段获取触发的图像。当这些图像从 Cine loop 存储器被实时地重放时,它们不显示心脏周期的动态情形,因为在每个图像期间心跳处在心脏周期的相同的阶段。序列在低 MI 时间间隔 76 期间得到的触发的图像确实显示对比度的再加强。从图像到图像,观察者可以看到在心脏组织中血液的聚集,因为每次心跳发送更多的带有微气泡的血液到心脏组织。从紧接在快闪帧后面的时间,可以看见再灌注,因为心肌通过由每次心跳注入的更多的微气泡变得更亮。没有快速地变亮的组织或比起相邻组织其最后亮度水平较小的组织,可以表示病态条件的可能性,诸如动脉阻塞或其它疾病。

[0038] 图 5 和 6a, 6b, 6c 显示来自实时连续获取序列的多个单阶段序列的组合。图 5 显示以前在图 3 上显示的连续实时序列。虚线 82 代表在各个不同的心跳周期期间的划分。所显示的图像是低 MI 图像,它的前面是一个或多个快闪帧(未示出)。圆圈 84a 表示由 ECG 波形 72 触发的获取的时间;在这个圆圈中的图像被看作为与 QRS 波形 86 一致。这些触发的图像被组合成在这个心跳阶段的图像序列,正如图 6a 的图像序列 84a 表示的。类似地,从实时序列选择在心跳周期的其它阶段触发的图像,如圆圈 84b 和 84c 所示。这些触发的图像被组合成它们的各个心跳阶段的其它的图像序列,如图 6b 和 6c 所示。这个触发可以实时地完成,或在后处理操作中完成,其中图 5 的实时序列被获取到 Cine loop 存储器中,以及图 6a, 6b, 6c 的触发的序列随后从存储的实时序列被组合。

[0039] 图像中感兴趣区域,在本例中是心肌,可以任选地通过辅助的边界检测被分界,如图 7a-7d 所示。图 7a 显示对比度图像序列 90,它可以是实时序列 70 或触发的序列 80。从图像序列 90,用户选择图像 92,它显示轮廓相当分明的心内的和心外的边界。这个图像 92 被放大地显示于图 7b。选择的图像然后用辅助边界检测来处理,正如在题目为“Automated Border Detection in Ultrasonic Diagnostic Images(超声诊断图像中的自动边界检测)”的美国专利 6,491,636 中描述的,该专利的内容在此引用以供参考。自动的或辅助的边界检测以边界 94 给心肌分界,如图 7c 和 8a 所示。然后用选择的图像上的边界轮廓 94 来自动画出在序列 90 的其它图像上的边界,如在‘636 专利上说明的和在图 5d 上显示的。替换的,在序列的其它图像上可以通过用自动边界检测算法个别地处理边界而画出边界。一个在其中要参数化地表示灌注的感兴趣的区域现在被清晰地规定以供以后处理。如果想要的话,感兴趣的区域可以进一步用掩膜 96 规定,如图 8b 所示,其中在边界线以内的区

域被遮蔽。在本例中,在掩膜下的所有的像素都是要处理的,而在掩膜外的像素不进行参数化处理。辅助边界检测技术在题目为“Ultrasonic Diagnostic Imaging System With Assisted Border Tracing(带有辅助边界跟踪的超声诊断成像系统)”的同时提交的专利申请序列号[代理人档案号 ATL-349]中被描述,该专利申请的内容在此引用以供参考。

[0040] 图 9a 和 9b 显示用于处理感兴趣的区域内的像素的优选的技术,在本例中该感兴趣的区域是图 8a 上由边界轨踪 94 分界的心肌。如图 9a 和 9b 所示,对于感兴趣的区域内的每个像素,计算对于一个像素和它周围的相邻的 8 个像素的平均图像强度值。在本例中对于心肌 98 中每个像素,这样地计算像素值,以及该处理过程对于在序列中的每个图像对于在相同的位置的每个像素重复进行,如对于图 10 的图像 102,104,106 所示的。共同位置的像素值,至少在概念上,作为时间的函数和如图 11 所示的平均强度用图形画出,这表示由图 10 的箭头 100 相交的共同位置像素值的图。共同位置的各像素然后用来形成灌注参数,以用于显示感兴趣的区域的二维或三维图像。在优选实施例中,通过把画出的值来拟合以下形式的曲线而产生参数:

$$[0041] \quad I(t) = A(1 - \exp^{-B*t}) + C$$

[0042] 其中 A 是最后的曲线强度,B 是正比于曲线的初始的斜率,以及 C 是浮动常数。这种形式的画出的曲线 110 被显示于图 12。然后通过使用 A, B 和它们的组合(A*B, A/B 等等)而形成参数,如下面所示。

[0043] 图 13a-13b 显示通过使用上述的曲线特性根据形式为 A*B 的参数值创建参数化的图像。在图 13a 的表中,前面两列表示二维图像中像素的位置坐标。对于三维图像,要使用第三个坐标。对于每个像素位置的 A*B 参数值在第三列中给出。然后由在图 13a 与 13b 之间的标度从 0 到 255 的彩色条 112 表示的参数值范围用来把每个参数值编码(映射)成彩色、亮度、或其它显示特性。然后彩色被显示在二维或三维 参数化图像 120 的它们的各相应位置上,如图 13b 所示,其中参数化地显示所选择的心肌的灌注。

[0044] 本发明的技术可用来产生单个静止的图像 120,如图 13b 所示,或它们可用来产生参数化图像序列,它们可以序列地或实时地显示。例如,图 14 显示来自心跳周期不同阶段的参数化灌注图像序列,如根据序列 130 上各个图像的 ECG 波形 72 上不同的点画出的箭头所表示的。在参数化图像序列 130 中每个参数化图像可以由例如在图 6a,6b,和 6c 中不同阶段序列中的一个不同序列来形成。图 6a 的图像用来产生参数化图像 130a,图 6b 的图像用来产生参数化图像 130b,以及图 6c 的图像被使用来产生参数化图像 130c。当序列 130 完全或局部实时地被重现时,将会看到在心跳周期的不同阶段期间在心肌中不同位置的改变着的灌注。这个图像序列因此显示心肌灌注信息和在同一个诊断图像序列中的心内的壁的运动动态情形。

[0045] 与作为参数化图像的基础的解剖学相组合地显示参数化图像的方法显示于图 15a-15e。图 15a 显示含有反差试剂的左心室的超声功率多卜勒图像 92 的超声图像显示。图像的较亮的中心是含有大量反差试剂的左心室的空腔,其中较暗的周围的区域是刚开始用含有反差试剂的血液灌注的心肌。在显示图的左上角处是矩形的方块 160,在该方块的顶部包含白色游标。在本实施例中,当方块 160 中的游标处在顶部时,解剖学图像 92 是完全不透明的以及相应的参数化图像重叠是完全透明的。在图 15b 上,方块 160 的白色游标通过用户操纵诸如鼠标或跟踪球那样的指向装置而被移动到方块 160 的稍微低的位置。在

这种游标位置中,结构图像 92 仍旧是不透明的,但在对于其显示灌注的心肌上,参数化图像重叠 120 现在是半透明的。在心肌组织周围的边界踪迹 94 在这个图像显示中也是可看见的。在图 15c 上,游标被移动到接近方块 160 的中心,使得参数化图像重叠 120 在结构图像 92 的心肌上是完全不透明的。心肌的组织 and 血流现在完全被参数化图像重叠 120 遮蔽。在构建的实施例中,参数化图像的灌注的参数值通过被称为“交通指示灯 (stoplight)”映像的映射被映射为在显示图的右上角所显示的彩色条的彩色。在交通灯指示映像中,呈现正常的或满意的血流灌注的心肌区域被显示为绿色,它在图 15c 上被显示为灰色阴影。呈现有问题的或有疑问的心肌区域被显示为黄色,它在图 15c 的参数化图像上呈现为最浅的阴影,而呈现差的或没有灌注的心肌区域被显示为红色,它在参数化图像上呈现为最暗的阴影。按照用户的喜爱,也可以使用其它彩色映像,诸如单个彩色的不同的阴影或亮度。

[0046] 在图 15d 上,游标被移动到方块 160 的下部位置,造成结构图像 92 成为稍微透明的或半透明的。最后,当游标移动到方块 160 的底部时,结构图像变为完全透明的,只留下不透明的参数化图像 120。因此通过操纵游标,医生只要移动游标 160 和变化结构图像 92 和参数化图像 120 的相对不透明度就能够容易地看见心肌组织的灌注、血流本身、或同时看见二者。两个图像保持解剖学配准,这样,医生总是能够把灌注和身体上存在灌注的和进行测量的该点相联系。

[0047] 能够进行不透明度控制的超声系统的部分显示于图 16。回波信号由谐波信号检测器 138 接收,它从组织和 / 或血流中的反差试剂返回的回波信号中分离和检测谐波信号分量。谐波信号分离可以由带通滤波器或通过脉冲倒相来实现,正如在美国专利 5,706,819 (Hwang), 5,951,478 (Hwang 等), 和 6,193,662 (Hwang) 中描述的。谐波信号通过幅度检测或多卜勒处理 (见美国专利 6,095,980) 被检测,以及被存储在图像数据存储单元 140 中。图像所使用的图像数据被转发到扫描变换器 142,它产生所要求的图像格式的图像数据,例如扇形、矩形、虚拟顶点、或弯曲的线性。扫描变换的图像数据被存储在图像数据存储单元中,由辅助的边界检测器 144 和灌注参数处理器从该存储器进行存取。辅助的边界检测器 144 响应于来自用户控制板 150 上的跟踪球指向装置的输入,参考图像数据来找到控制点并相对于图像数据来定位和伸缩边界样板,正如在同时提交的专利申请序列号 [代理人档案 ATL-349] 中更详细地讨论的。样板数据由边界样板贮存装置 146 提供。由于控制点和边界被画出和定位在图像上,由辅助边界检测器 144 产生的控制点和边界数据被加到图形处理器 148,它产生要用图像数据来显示的控制点和边界的图形重叠。已被分界的边界也被提供到灌注参数处理器 156,它计算和彩色映射在由边界分界的区域或体积中的灌注参数,正如以上结合图 8-13 说明的。对于感兴趣的区域的灌注彩色值也被耦合到图形处理器 148,它组合灌注参数与边界,以形成参数化的图像 148,如图 15b-15e 所示,并且还附加上游标 160 的图形。相应于 (以及因而在解剖学上配准) 参数化图像的图像数据被耦合到图像数据处理器 154。来自用于移动游标 160 的用户控制板上的指向装置的信号同时被耦合到图像数据处理器 154 和图形处理器 148,其中该信号被使用来适当地调节图像数据处理器的结构图像和图形处理器的参数化图像的相对不透明度。游标与参数化图像和结构图像数据的图形重叠被存储在显示器存储器 152,由视频处理器 50 从该存储器访问它们以用于显示。

[0048] 图 17a-17c 是超声显示的重现,它显示参数化图像、图像序列、灌注的图形图像和

按照本发明的原理的组与灌注图像。在显示器的中心是各图像的 Cine loop 的顺序图像的水平带条,它们被用来计算灌注参数。带条的开头三个图像帧显示快闪帧,在该快闪帧期间反差试剂在灌注测量之前被破坏或破裂。在带条中心由明亮的轮廓突显的图像帧以放大的形式被显示为在显示器的左上方的结构图像 92。在左心室的大的结构图像的右面是由不同参数显示的灌注的四个参数化图像。左上方参数化图像显示在心肌中得到的最后的灌注水平,表示稳态的最大灌注。这例如将是图 12 的曲线 110 的最后的平稳段或幅度。右上方参数化图像显示灌注曲线或灌注速率的时间常数。这例如将是曲线 110 的时间常数(斜率)。左下方参数化图像显示 $A \times B$ 灌注,正如以上参照曲线 110 的方程而说明的。这个参数化图像由明亮的轮廓突显出,表示这个参数化图像 120 与被显示在左面的结构图像 92 配准。右下方参数化图像显示曲线与图像序列的灌注数据相拟合的质量,它提供用于灌注分析而得到的数据的可靠度的指示。

[0049] 可以看到大的结构图像 92 具有在心肌上的两个白色标记,并表示为“1”和“2”。在显示图的底部显示用于产生突显的参数化图像 120 的相同的处理过程所计算的对于心肌的这两个点的灌注曲线。一个或多个灌注曲线可以同时被显示在显示器的这个区域。每个灌注曲线以两种方式显示:作为由线段连接的灌注数据点,诸如图 11 所示的,以及作为拟合于这些数据点的曲线,诸如图 12 的曲线 110 所示的。用户可以点击图像 92 的解剖的任何点,并立即看见对于身体内的指定的点的灌注数据和曲线。

[0050] 在图 17a 的显示图上,可以看到方块 160 的游标被定位在方块的顶部,使得结构图像完全是不透明的而参数化图像是完全透明的。当用户移动在方块 160 的下部的游标时,如图 17b 所示,在与结构图像配准的参数化图像开始出现。在这个图上,不透明的参数化图像 120 被显示在心脏的不透明的解剖学图像 92 上。在图 17c,游标被移动到方块 160 的底部,以及解剖学图像 92 成为完全透明的,而参数化图像保持为完全不透明的。图 17a-17c 的实施例向医生提供各种各样的诊断图像和数据显示,用于心脏和其它条件的快速而精确的诊断。

[0051] 将会看到,无论何时一个描绘解剖学参数化的图像被显示为与根据其计算参数的解剖学图像相配准时,可变的不透明度控制可以找到用处。例如,诸如彩色流图像的解剖学多卜勒图像就是用诸如在血管或器官中血流的速度解剖学参数的彩色重叠来显示心脏或血管的解剖。本发明的可变的不透明度控制可用于这些图像,以便以解剖学配准方式同时显示流动的血液和它的速度,这里血液或速度参数是完全不透明的、透明的或半透明的。

[0052] 还将看到,虽然在以前的实施例中显示连续可变的游标,但也可以采用增量步进的控制,其中解剖的和参数化的图像的相对不透明度可从一个离散的相对不透明度设置调整到另一个设置。

[0053] 本领域熟练技术人员将会容易地看到,不透明度控制功能可以在两个或多个分开的游标之间被划分而不使用单个游标来同时控制参数化的和 B 模式的图像的不透明度。例如,一个游标可用于控制解剖的显示的不透明度,而第二个游标用来控制参数化重叠的不透明度。还将会看到,在解剖的和灌注的图像作为实时图像序列被重现时,两个显示的相对重叠可被动态地调节。

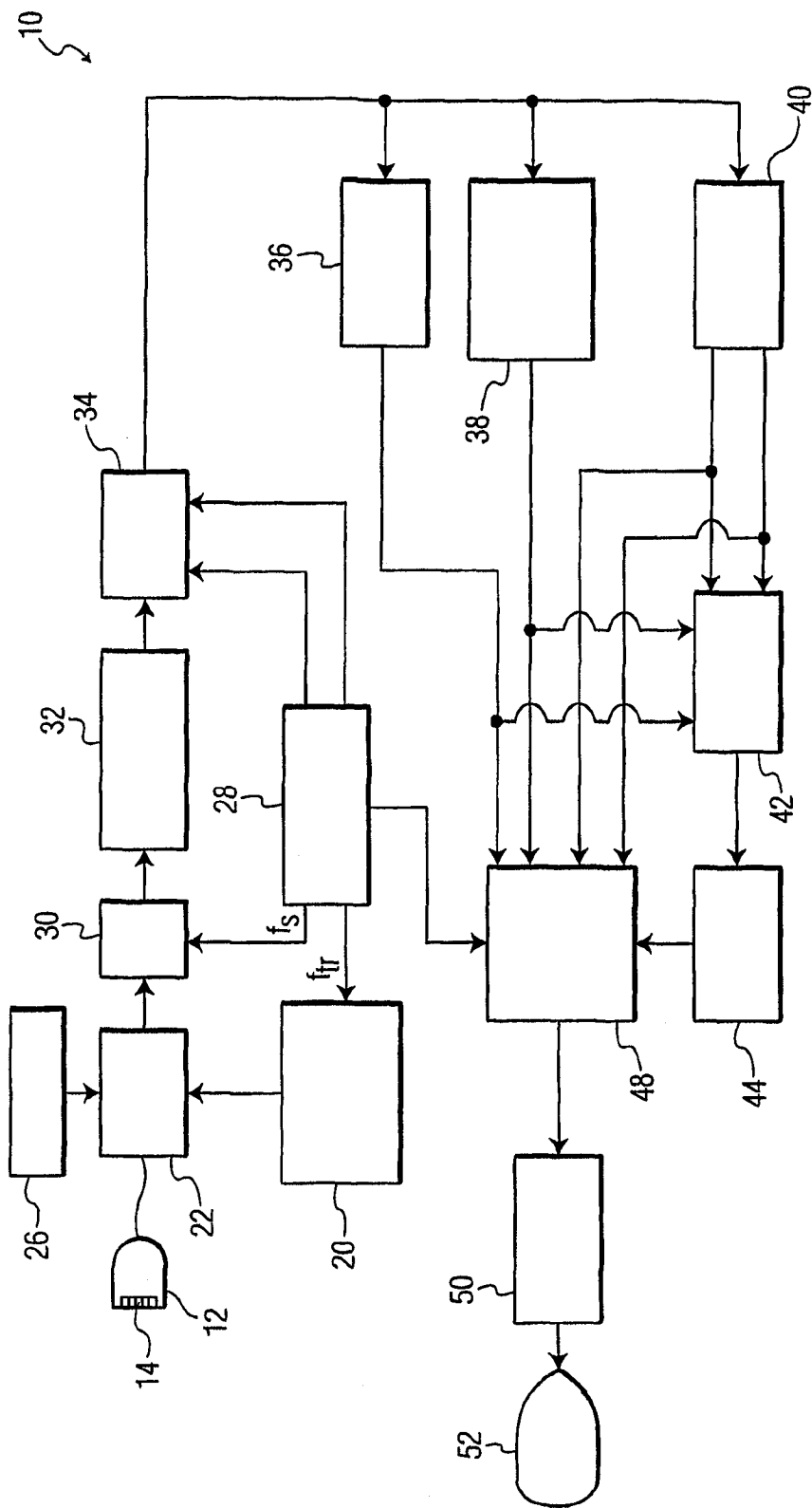


图 1

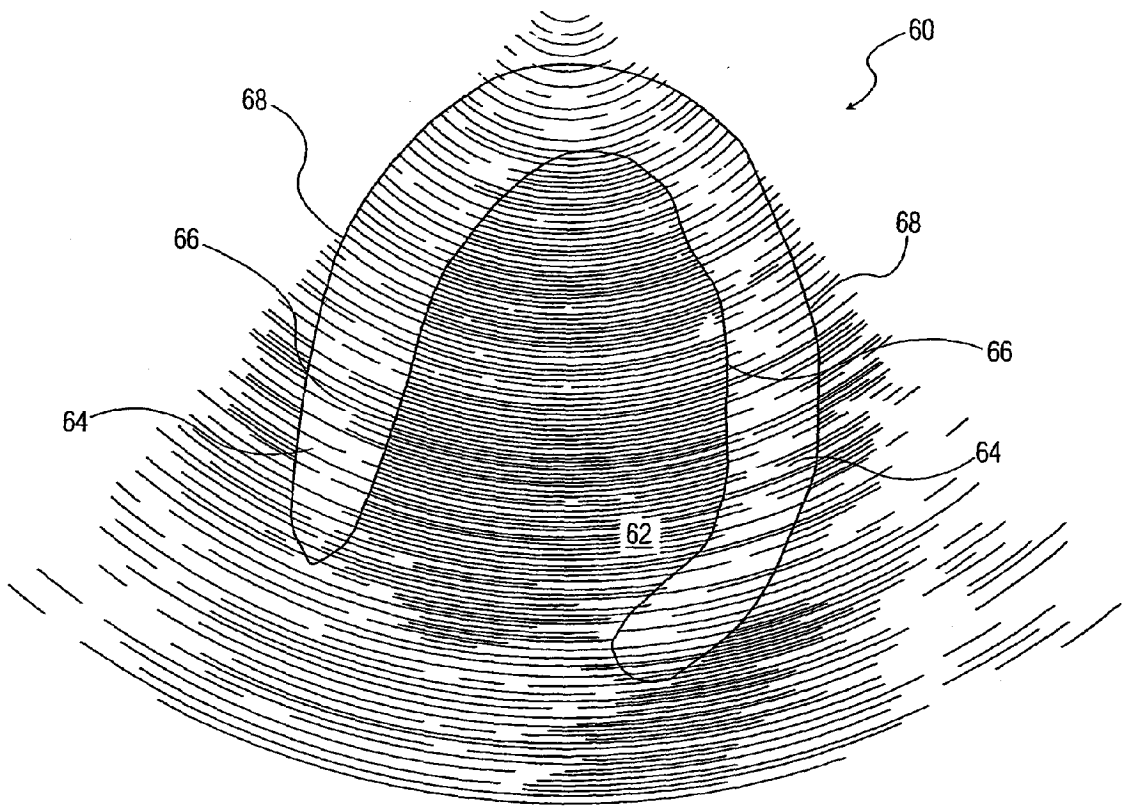


图 2

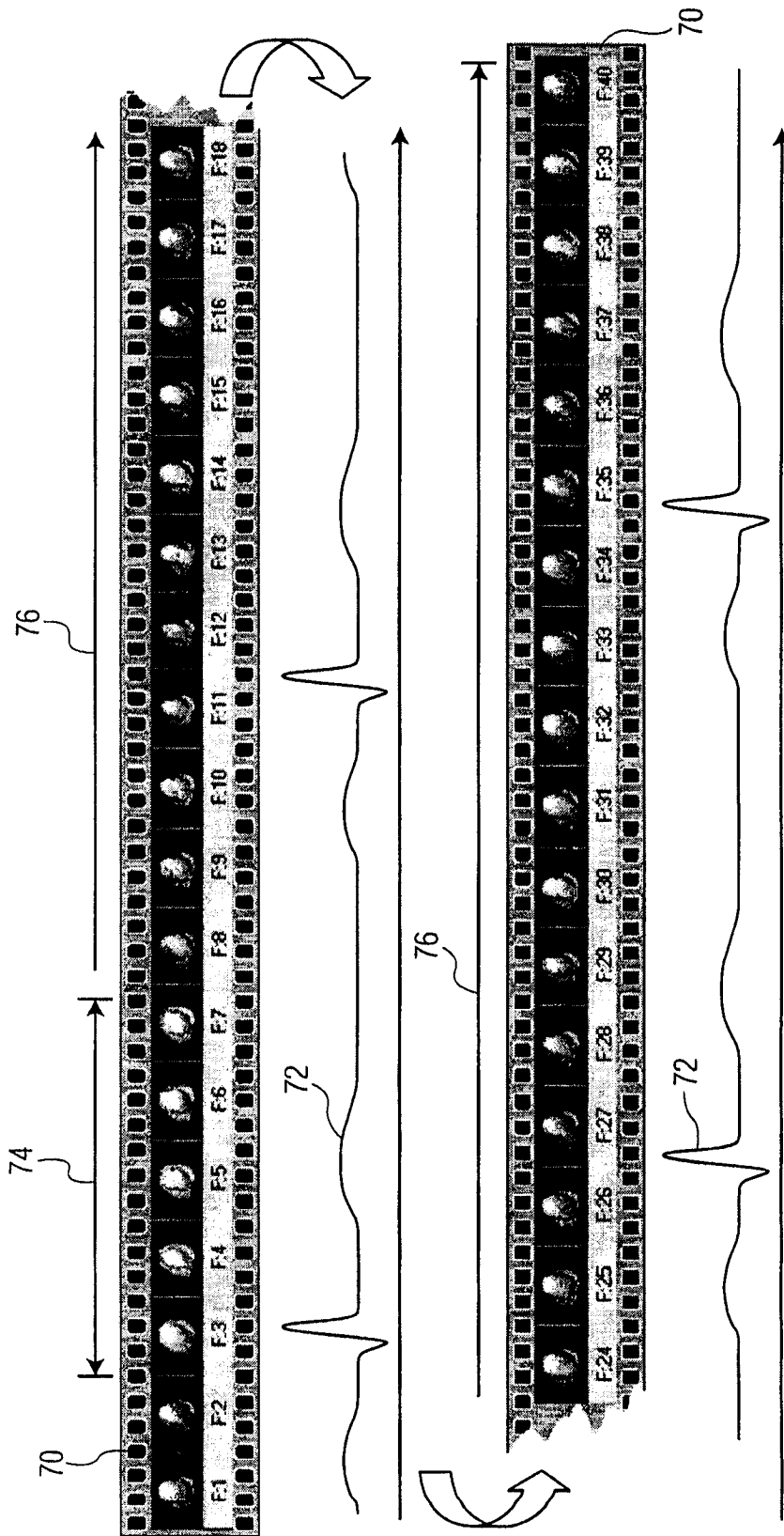


图 3

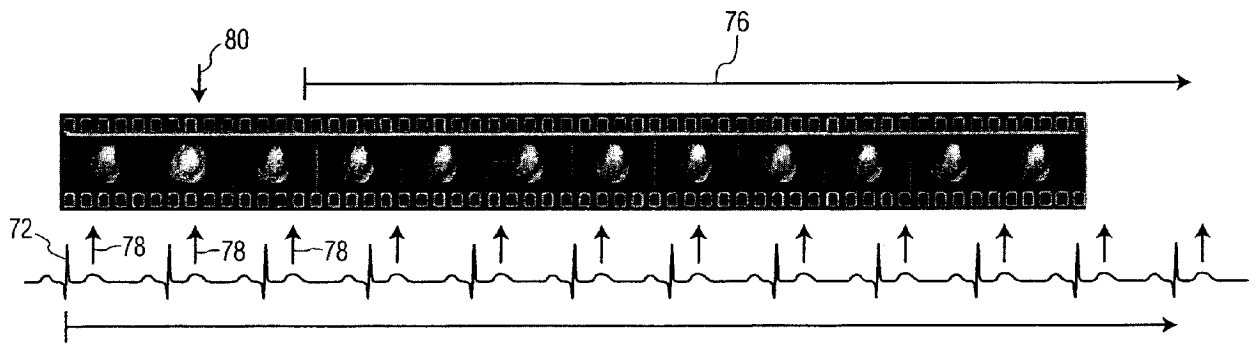


图 4

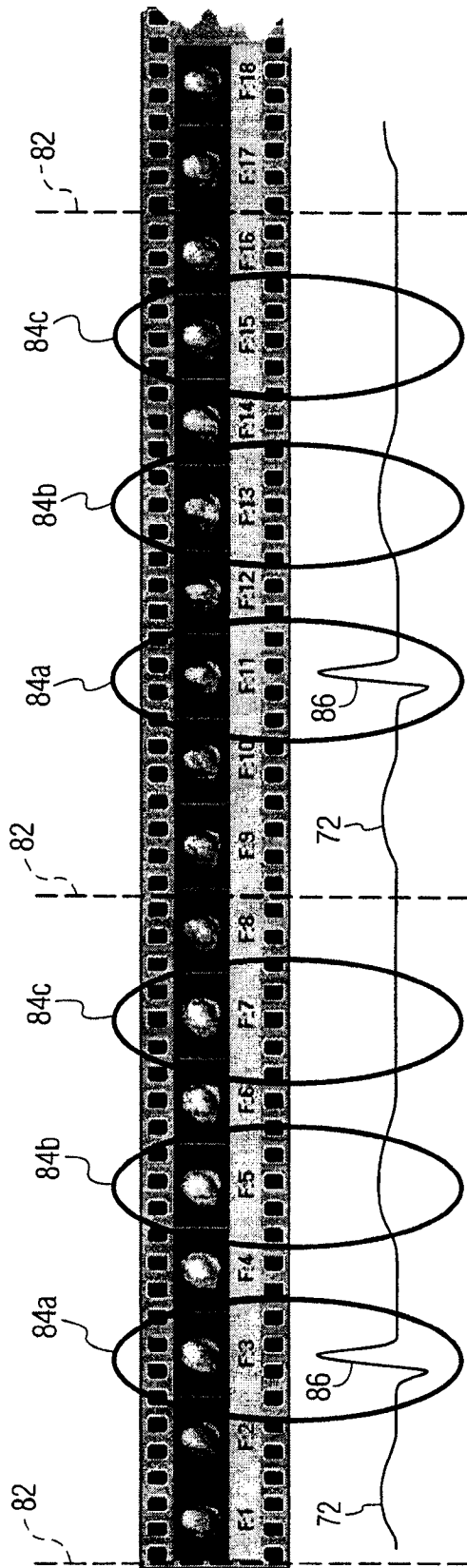


图 5



图 6A



84b

图 6B



84c

图 6C

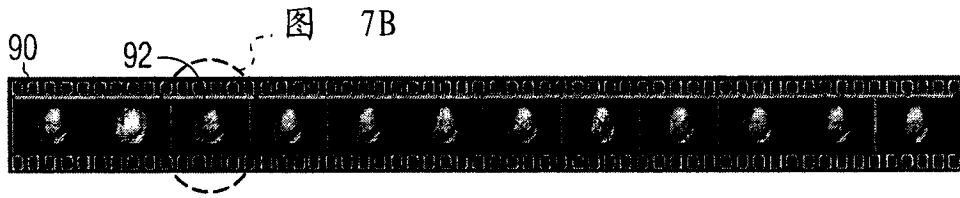


图 7A



图 7B

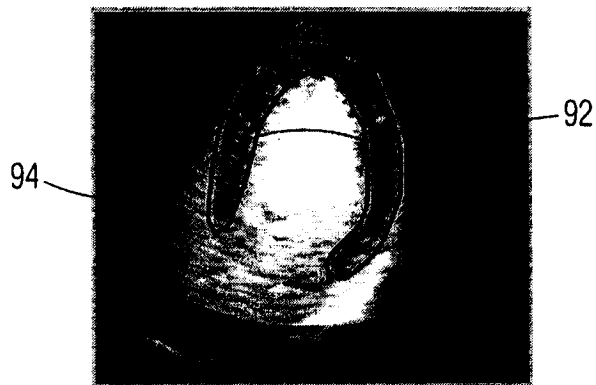


图 7C

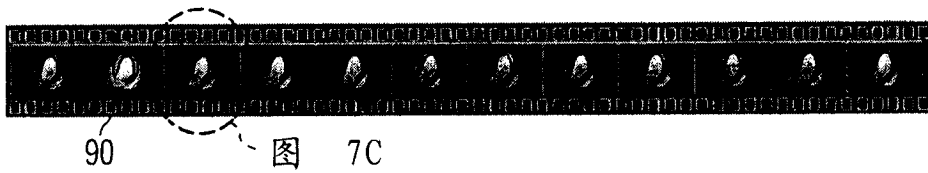


图 7D

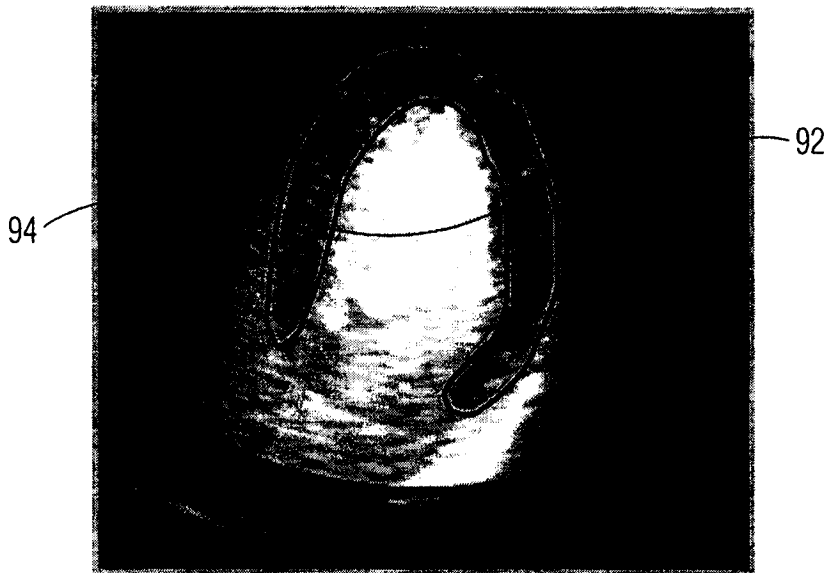


图 8A

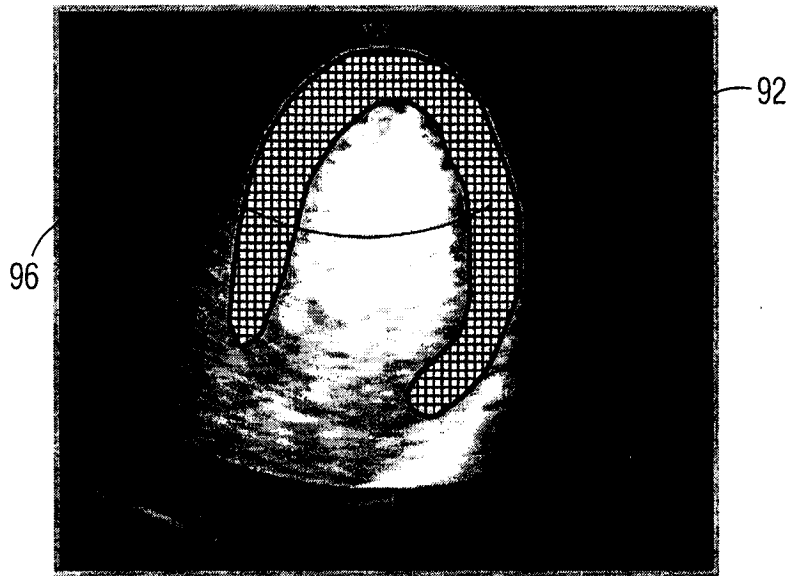


图 8B

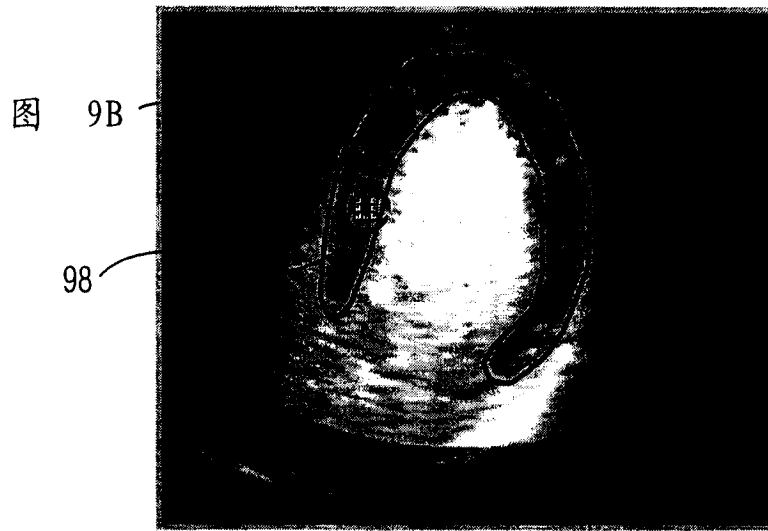


图 9A

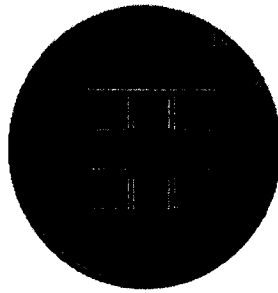


图 9B

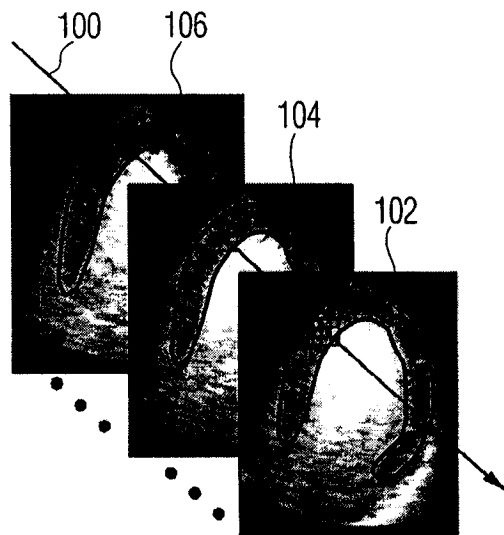


图 10

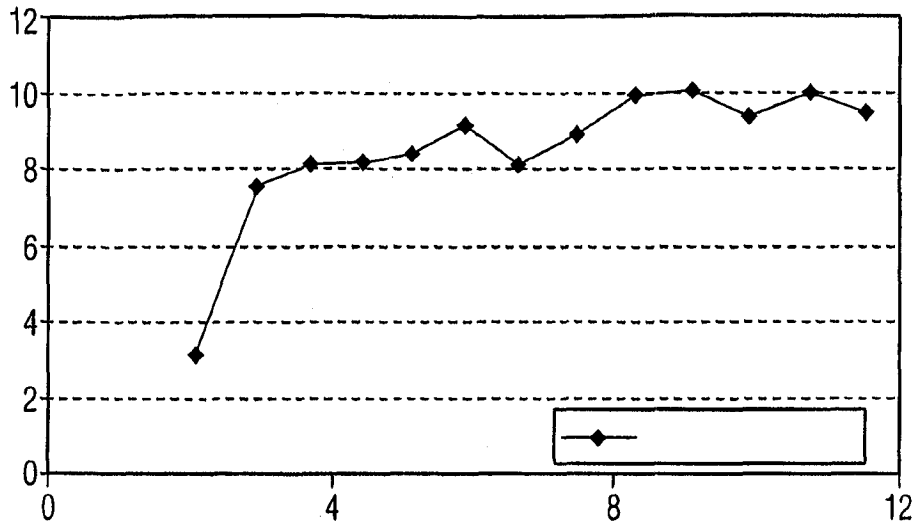


图 11

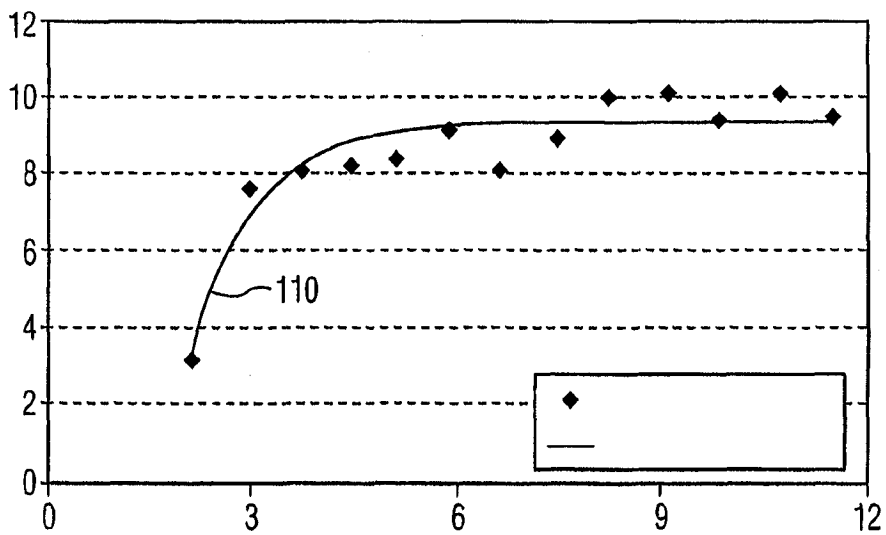


图 12

100	100	19.7	200
100	101	21.0	210
100	102	19.7	200
...
175	157	1.3	10
175	158	1.7	17
...
203	50	2.3	19
203	51	2.7	21
...

图 13A

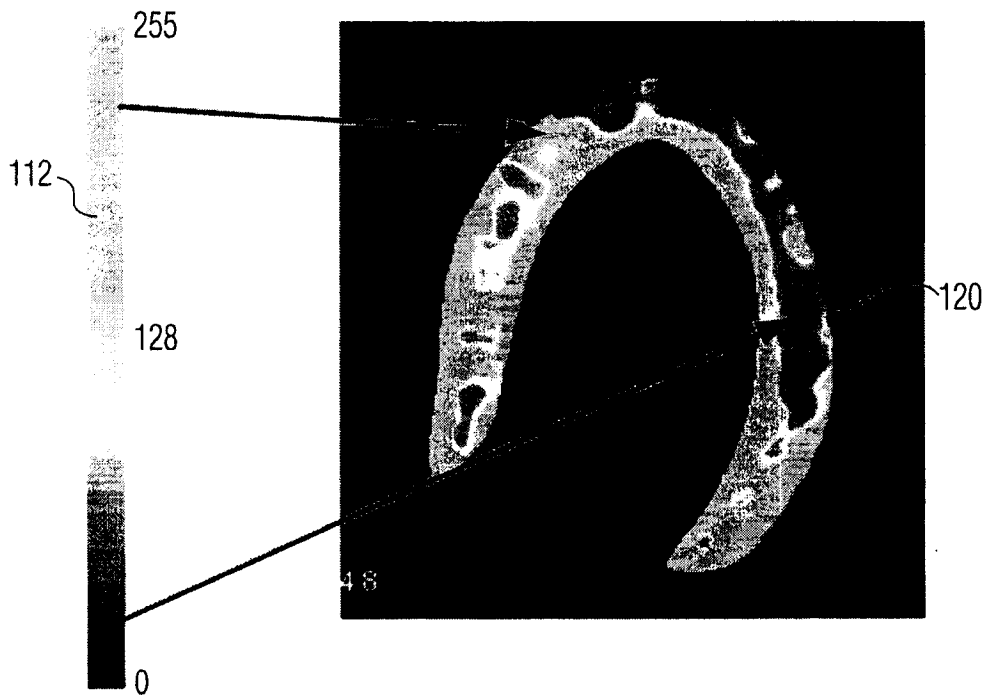


图 13B

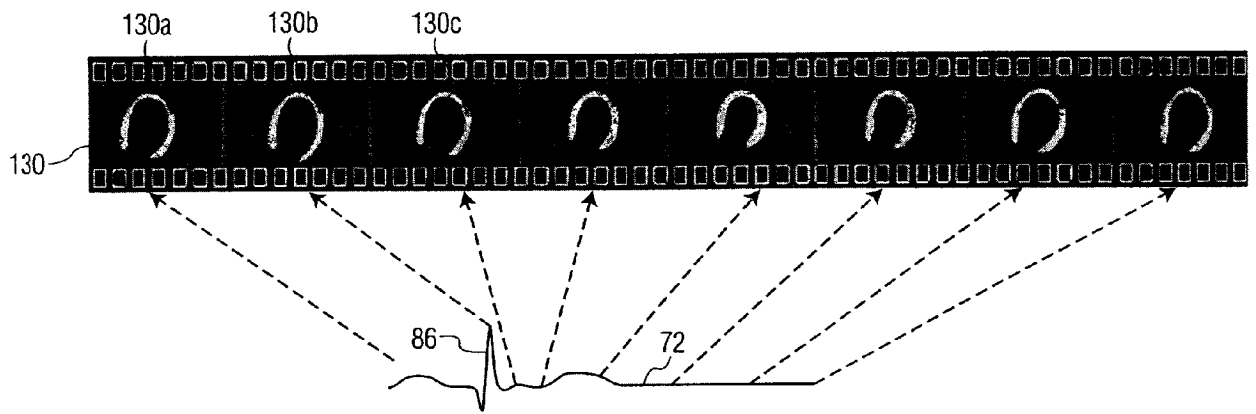


图 14

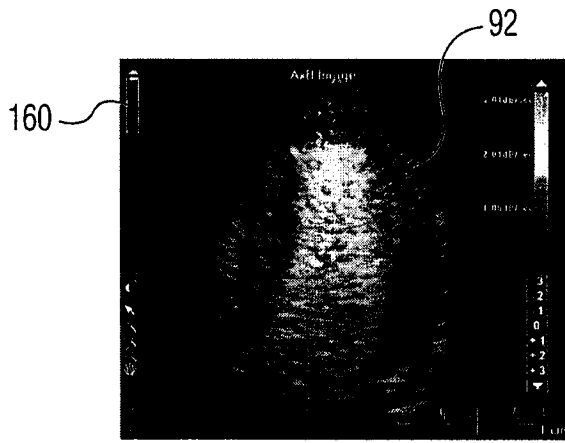


图 15A

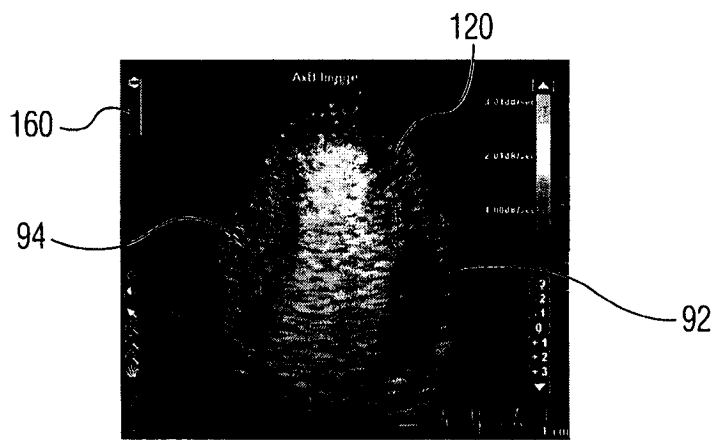


图 15B

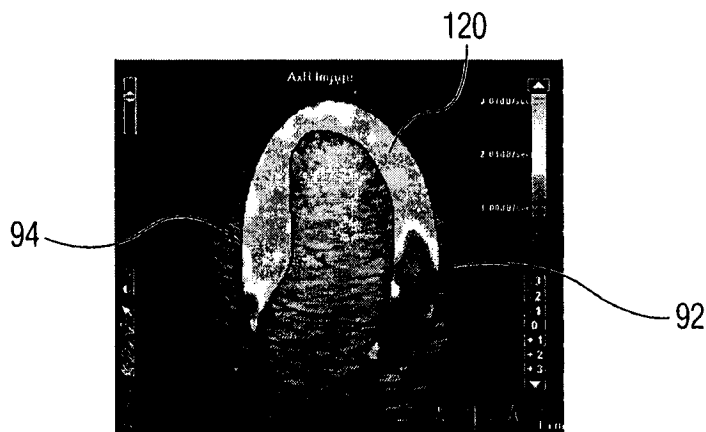


图 15C

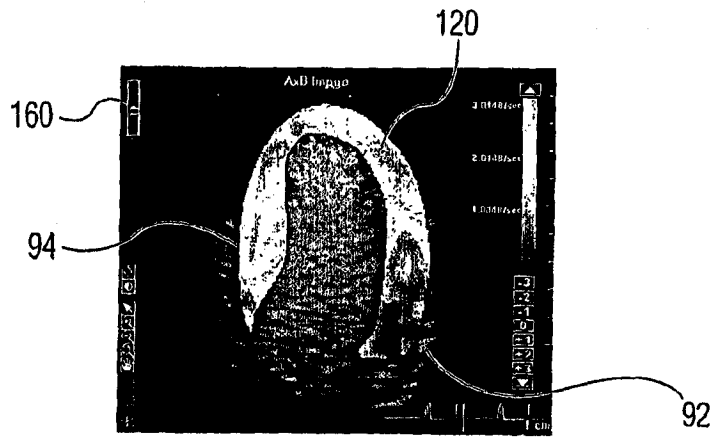


图 15D

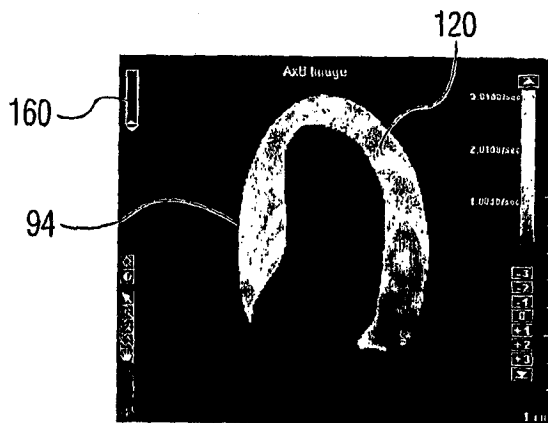


图 15E

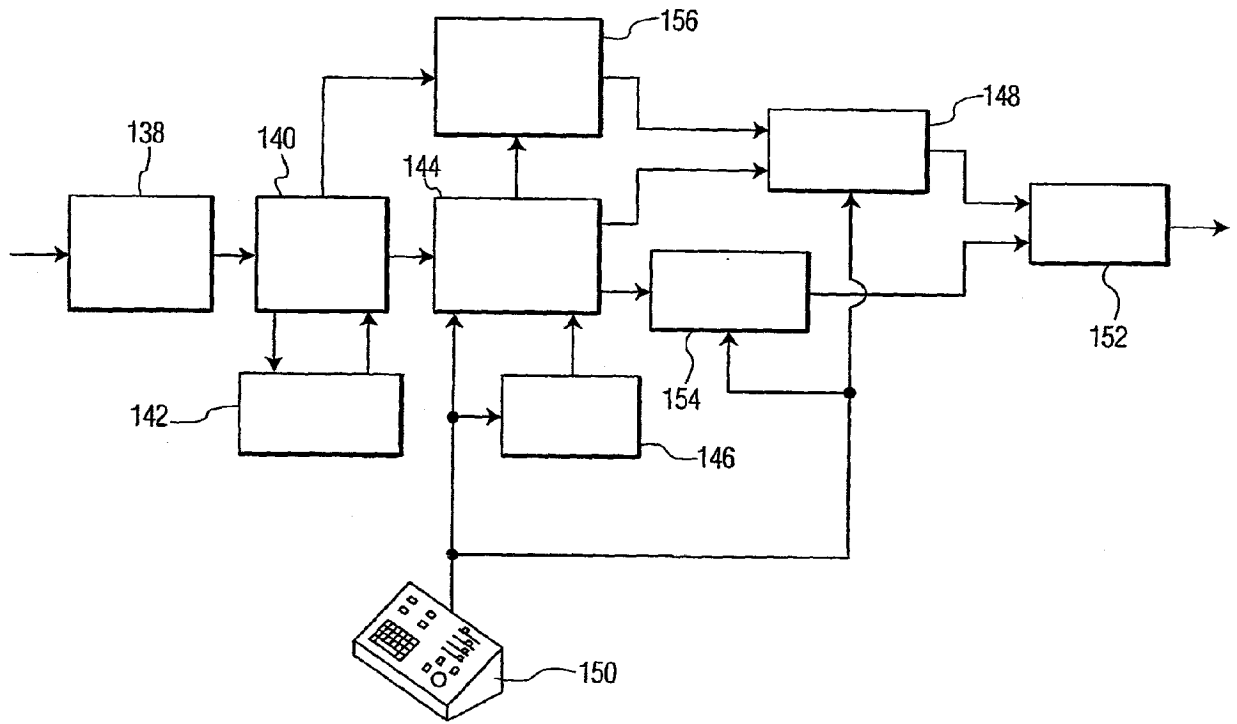


图 16

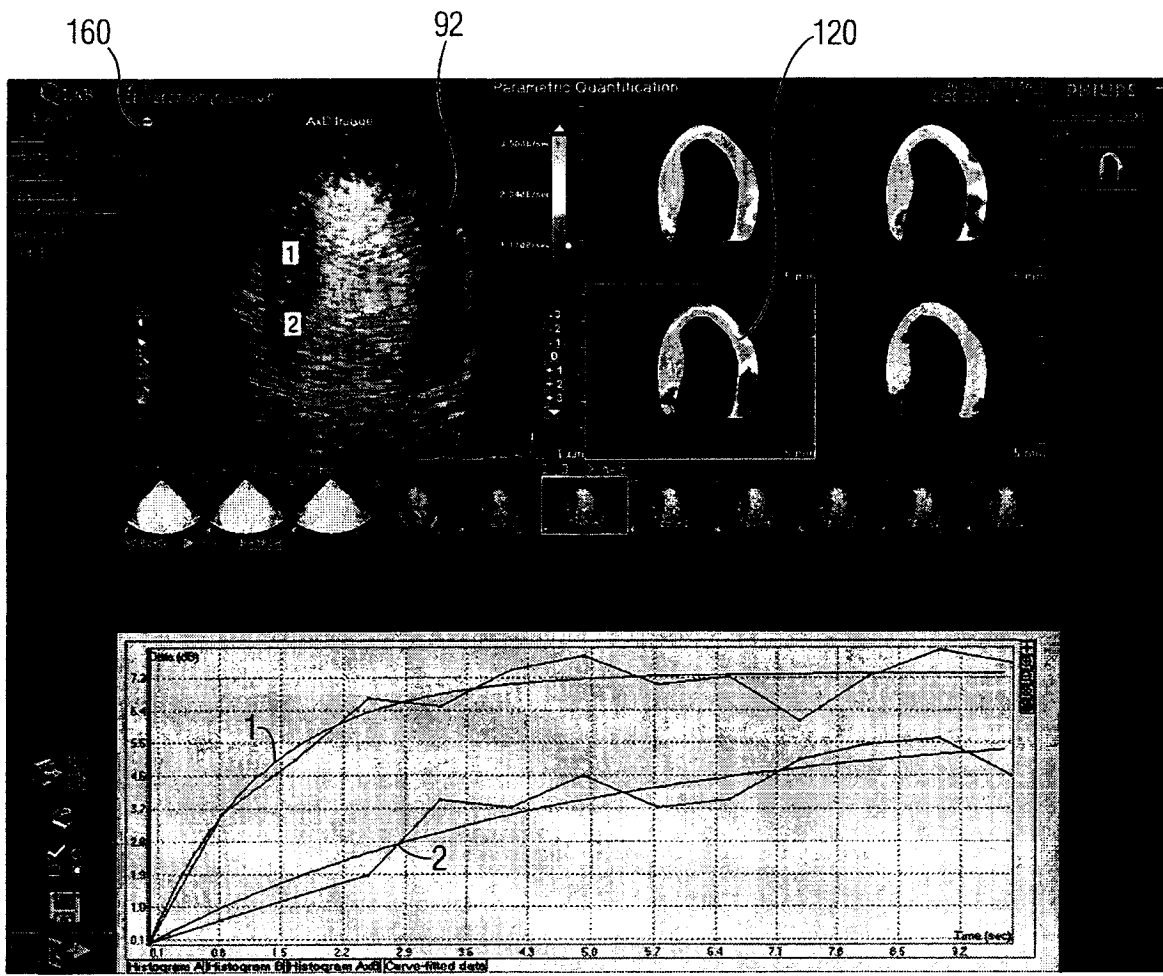


图 17A

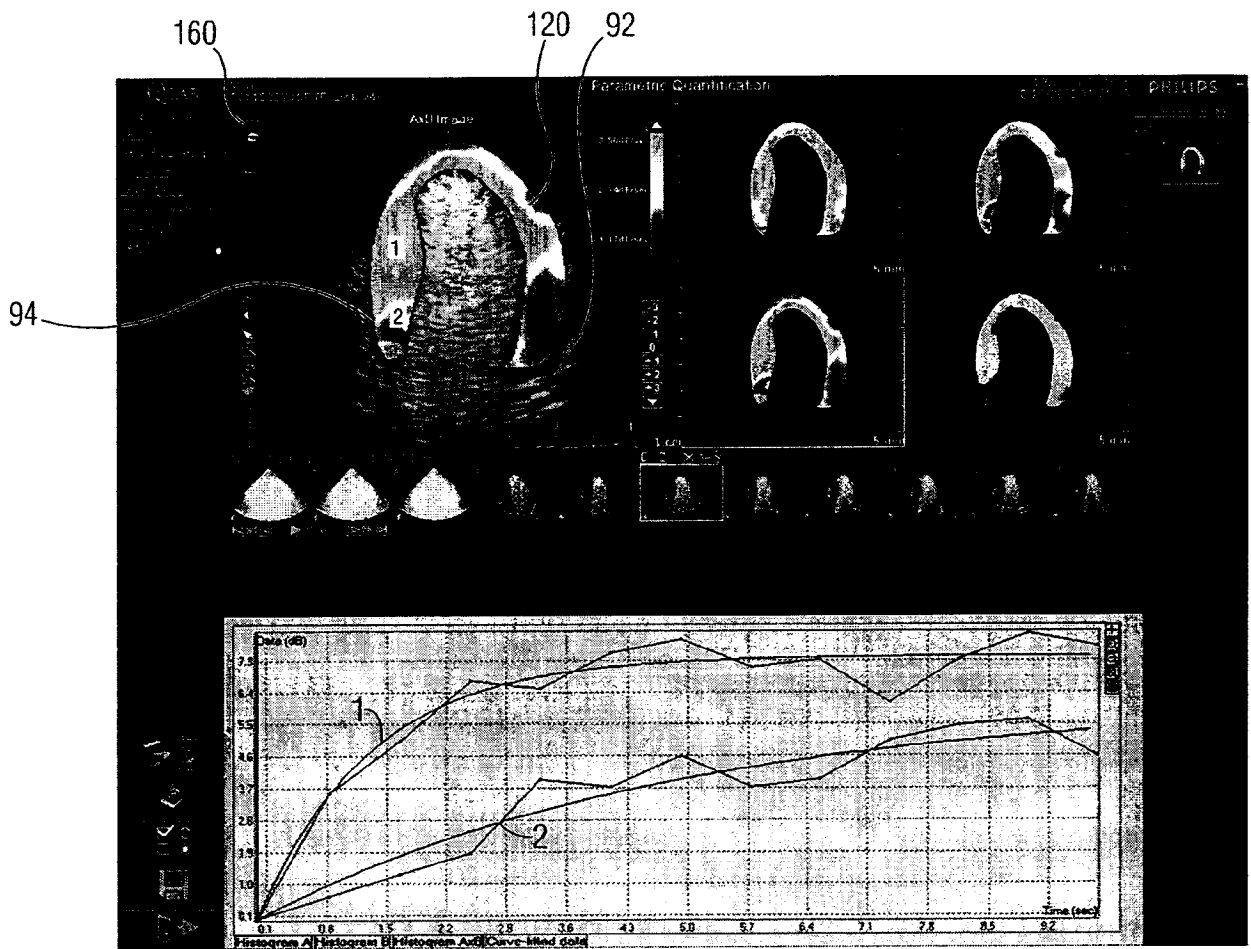


图 17B

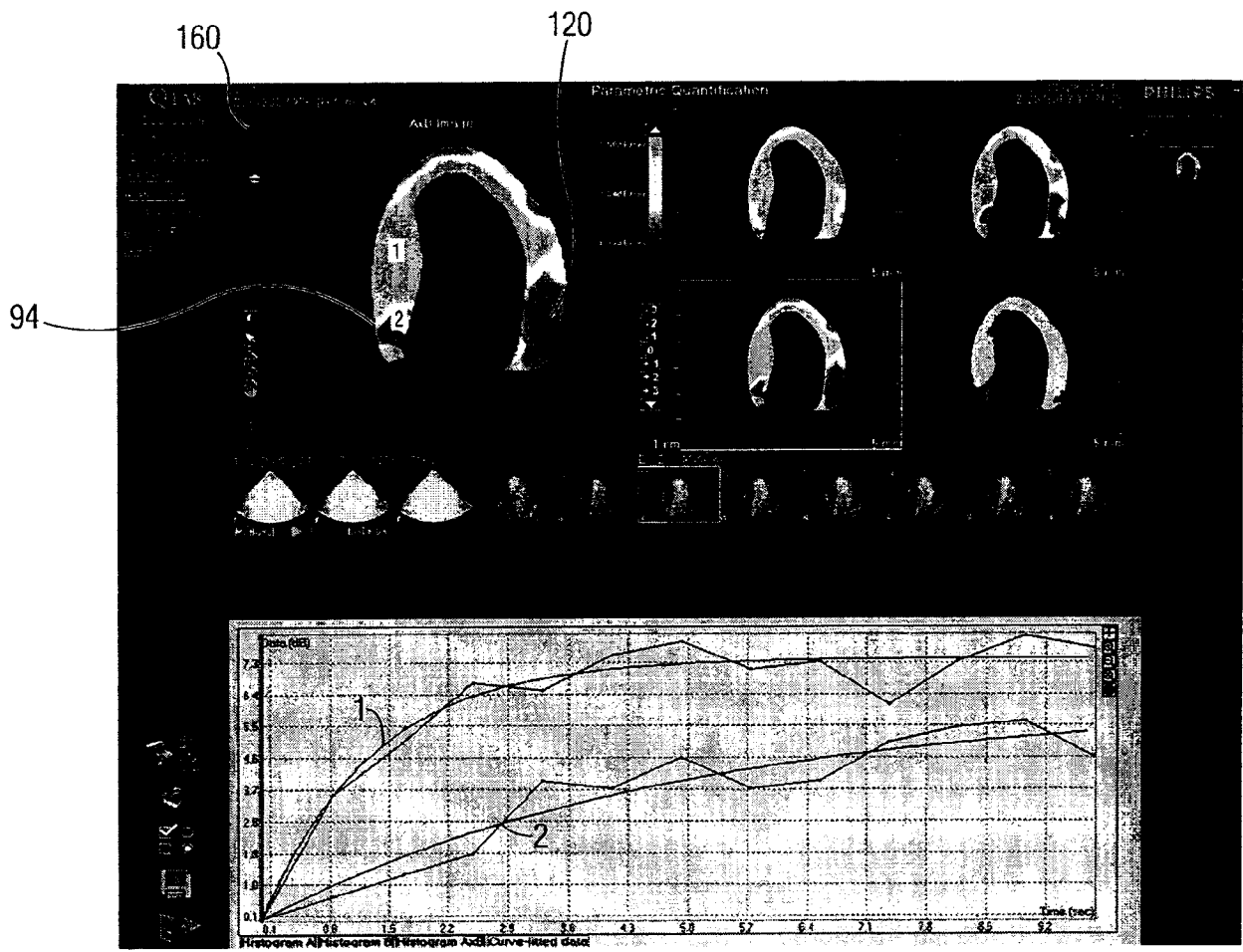


图 17C