

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.  
G01S 7/52 (2006.01)



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 03807648.9

[45] 授权公告日 2009 年 4 月 22 日

[11] 授权公告号 CN 100480729C

[22] 申请日 2003.4.1 [21] 申请号 03807648.9  
[30] 优先权  
[32] 2002. 4. 1 [33] US [31] 10/114,727  
[86] 国际申请 PCT/IB2003/001291 2003.4.1  
[87] 国际公布 WO2003/083506 英 2003.10.9  
[85] 进入国家阶段日期 2004.9.30  
[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 G·吴 B·H·史密斯  
[56] 参考文献  
US4662380A 1987.5.5  
US5482045A 1996.1.9  
US4408492A 1983.10.11  
US4852576A 1989.8.1  
审查员 王 萌

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司  
代理人 刘 红 张志醒

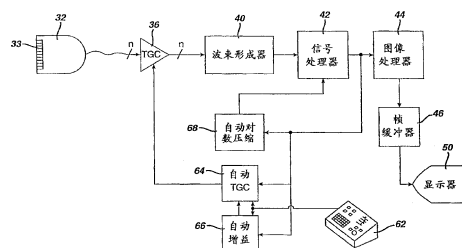
权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 6 页

## [54] 发明名称

具有自动受控对比度和亮度的超声波诊断成像系统

## [57] 摘要

一种超声波成像系统包括在启动诊断程序时自动选择或计算的预定 TGC 特性。自动 TGC 电路在被临床医师启动时分析当前图像数据,以计算对预定 TGC 特性的调节。超声波系统产生显示的 TGC 曲线,这表示利用自动调节修改的预定 TGC 特性和由临床医师完成的任何人工微调。在一个优选实施例中,自动 TGC 修改伴随着自动总体增益和动态范围调节,以便自动地优化图像质量。



1. 一种用于优化超声波诊断成像系统的时间增益补偿 TGC 特性的方法，所述超声波诊断成像系统使用成像过程的一个系统预定的 TGC 特性，该方法包括步骤：

自动优化用于处理所接收的回波数据的 TGC 特性；以及

自动优化用于处理所接收的回波数据的动态范围；

其中所述自动优化包括：

获得响应于系统预定 TGC 特性而产生的超声波图像；

分析超声波图像数据，以便相对于利用系统预定 TGC 特性所提供的产生对 TGC 特性的调节；和

响应于利用 TGC 特性调节修改的系统预定 TGC 特性而产生超声波图像；

其特征在于自动优化所述增益还包括将当前图像的压缩曲线的变化同一个参考图像压缩曲线进行比较。

2. 按照权利要求 1 的方法，其中分析超声波图像数据的步骤进一步包括将表示所述 TGC 特性直线段与接近回波幅度随深度变化的斜率相拟合。

3. 按照权利要求 1 的方法，还包括显示 TGC 特性，所述 TGC 特性是系统预定 TGC 特性与利用分析步骤产生的 TGC 特性的组合。

4. 按照权利要求 3 的方法，还包括人工调节所显示的 TGC 特性。

5. 按照权利要求 1 的方法，还包括从超声波系统的数据存储设备中获得系统预定 TGC 特性。

6. 按照权利要求 1 的方法，还包括通过使用成像过程参数计算来获得系统预定 TGC 特性。

7. 按照权利要求 1 的方法，其中自动优化的步骤包括响应于用户启动的命令而自动优化。

8. 一种超声波诊断成像系统，包括：

用于使用存储在超声波系统上的数据产生 TGC 特性的装置；

图像存储设备，存储利用系统产生的 TGC 特性产生的图像；

自动 TGC 处理器，分析利用系统产生的 TGC 特性产生的图像，以产生 TGC 特性调节；和

增益控制电路，响应利用 TGC 特性调节修改的系统产生的 TGC 特

性，利用作为深度的函数控制的增益产生回波数据；

其特征在于所述系统还包括一个自动对数压缩处理器，用于通过将当前图像的压缩曲线的变化同参考图像压缩曲线进行比较来提供针对系统产生的 TGC 特性而自动确定的对数压缩函数。

9. 按照权利要求 8 的超声波诊断成像系统，其中 TGC 特性产生装置包括存储 TGC 特性的参数的存储设备。

10. 按照权利要求 8 的超声波诊断成像系统，其中 TGC 特性产生装置包括处理器，响应于成像过程参数而产生 TGC 特性。

11. 按照权利要求 8 的超声波诊断成像系统，还包括显示器，显示利用由自动 TGC 处理器产生的 TGC 特性调节修改的系统产生的 TGC 特性。

12. 按照权利要求 11 的超声波诊断成像系统，还包括人工 TGC 特性控制器，其中显示器显示系统产生的 TGC 特性，利用通过人工 TGC 特性调节修改的分析软件所产生的 TGC 特性调节来修改系统产生的 TGC 特性。

## 具有自动受控对比度和亮度的超声波诊断成像系统

本发明涉及超声波诊断成像系统，并且具体涉及其中自动控制图像亮度和对比度的超声波诊断成像系统。

在对抱怨不明原因腹部疼痛的病人的诊断中经常使用超声波成像。为了诊断这种症状，临床医师将为腹部的大多数或全部的主要器官成像。这将产生二十、三十或更多的不同深度上并且来自身体的不同声学窗口的不同器官的图像。结果，通过这种扫描获得的超声波回波将在超声波束和回波经过身体的不同路径时经历不断改变的衰减能级。不断改变的回波能级将导致不同亮度的图像。当临床医师注意到这些不断变化图像外观时，第一本能是调节超声波系统控制来消除这些现象。例如，如果一个图像的最深部位太暗，临床医师将调节时间增益补偿(TGC)设置，以便在较大的深度上在图像中提供更多的增益。如果此图像的总亮度太亮或太暗，临床医师将调节总体增益控制刻度盘(dial)。如果图像有噪声，特别在充满流体的区域例如胆囊中，临床医师将调节信号路径或图像处理器的动态范围。希望通过提供一种超声波系统来减轻此不断调节的任务，该超声波系统将识别这些图像变化并且自动提供所需的补偿，使得在研究期间获得的各种图像将呈现可比的图像外观。

按照本发明的原理，提供一种超声波诊断成像系统，该超声波诊断成像系统自动补偿亮度或对比度的变化。按照本发明的一方面，通过计算对标称 TGC 曲线的偏移，这将补偿深度相关衰减，然后对后续图像的 TGC 曲线应用这些偏移，补偿亮度的变化。按照本发明的另一方面，将新近图像的测量与一个参考图像的可比测量进行比较，然后按照明显的差别调节图像处理路径的动态范围，分析图像动态范围。按照本发明的再一方面，用于缩小新近图像的动态范围的压缩功能与参考图像之间的差别被用于自动调节总体系统增益，使得该超声波系统产生基本上均匀的图像。

在附图中：

图 1 表示一种超声波图像显示，具有显示的 TGC 特性；

图 2 表示超声波系统的用户控制，用于改变 TGC 特性和总体系统

增益;

图 3 以方框图形式表示按照本发明的原理构成的一种超声波成像系统;

图 4a-4c 是表示按照本发明的原理用于自动调节超声波系统的 TGC 特性、增益和动态范围的一种方法的流程图;

图 5 是表示用于自动调节 TGC 特性的一种方法的曲线;

图 6 表示计算的 TGC 滑动点偏移;

图 7 表示按照本发明的原理用于调节增益和动态范围的压缩曲线的使用。

首先参见图 1, 表示出一个超声波图像显示 10。在显示的中央是超声波图像 12, 它显示正在受检查的病人的组织结构或流动状态。在显示的左上角, 显示有关病人的字母数字信息和/或正在执行的检查的其它特性。超声波图像 12 的右侧是与该图像对准的深度刻度 14, 表示该图像延伸至人体的深度。深度刻度上的标记通常是按厘米单位深度进行校准的。

深度刻度 14 的右侧是 TGC 特性的图形表示 16。TGC 特性显示为利用显示上的点连接的一系列线段。每个线段的相对斜率指示由该段所覆盖的深度上施加到接收的回波信号上的增益的变化。如图 2 所示, 设置个别 TGC 开关 (switch) 将改变相应线段的斜率。每个线段及其开关可以具有其有效的预定的固定深度, 或可以相对于特定图像的最大深度来定标线段。增益控制器 26 进行的初始增益调节用于偏移整个 TGC 特性的增益, 并使得显示的特性 16 左、右移动, 如箭头 18 所示。

利用图 2 中所示的 TGC 开关 20 之一设置 TGC 特性的每个段的斜率。TGC 开关通常是滑动开关, 例如利用沿着槽 24 水平滑动的第一开关 22 所示的。可以有少至四个的滑动开关 (用于四个 TGC 曲线段) 或多至十六或更多的开关 (用于十六个曲线段)。开关 22 控制利用 TGC 特性 16 的第一段 17 所示的图像的初始深度部分上的增益。将滑动开关 22 向右移动会迅速增加此初始深度上的增益, 并将使显示的第一段 17 更快地向右倾斜。调谐增益控制调节 26 将使整个深度上的增益改变, 并使 TGC 特性向左或向右移动, 如箭头 18 所示。当所有 TGC 开关 20 如图 2 中所示沿中心线 28 被垂直对准, 该图像深度上的增益不会变化, 并且 TGC 特性 16 将在整个深度上显示为笔直的垂直线。如果逐步

地将各个 TGC 开关 20 向右移,将得到如图 1 所示的逐渐倾斜的 TGC 特性 16。

在现有技术的完全手动 TGC 系统中,临床医师将针对正在诊断的解剖类型和遇到的衰减特性人工设置这些开关。每当观察一个新的解剖部位或选择图像的不同深度时,可能希望改变 TGC 开关设置,以产生更多诊断图像。利用在美国专利 US5,482,045 中所述的装置改善对 TGC 控制的这一纯粹手动方案,其中超声波系统在开始检查时自动调用一种预定的优化 TGC 特性。在开始检查时在超声波系统中存储或由超声波系统计算 TGC 特性,并且自动调用和显示 TGC 特性作为 TGC 曲线 16。可以考虑任何可应用的诊断参数例如图像深度或所使用的探针来优化 TGC 特性。在一个优选实施例中,对于正在执行的检查的类型,优化 TGC 特性。一条曲线用于诊断肝脏,另一条用于诊断胎儿,并且可以调用第三条用于心脏检查。在临床医师操纵超声波系统控制以选择正在执行的检查的类型时,该系统分配适当的 TGC 特性。这种能力被称为“组织特定”成像。

在超声波系统分配一个最佳开始 TGC 特性时,滑动开关的任何人工调节一般是最少的。对于特定检查的病人状况的一般范围设置组织特定的特性,并且一般仅仅需要临床医师利用滑动开关 20 提供某一细微的调谐调节。因而,滑动开关在调节之后的位置一般将只是稍微偏离其标称的中心位置。在滑动开关 20 如图 2 所示都在中心时,超声波系统使用预定 TGC 曲线而不改变。开关的偏移位置因而代表对预定 TGC 曲线所进行的调节。这不同于纯人工系统,其中开关的位置代表整个 TGC 曲线;当开关都在中心时,没有 TGC,对接收的回波信号不施加深度相关的增益。无论何种情况,显示的 TGC 曲线 16 都表示对接收回波信号施加的全 TGC 特性。

如果需要开关 20 的物理位置固定指示 TGC 曲线 16 的位置而并非如上所述距预置 TGC 特性的变化,可以利用图 2 中所示的电动机 30 来电动控制这些开关。在用户选择给定程序并且超声波系统为选定程序设置优选 TGC 特性时,命令电动机 30 将开关 20 自动移动到对应于 TGC 特性 16 的线段斜率的物理位置。开关 20 将在电动控制下从其先前的对准移动到代表 TGC 特性的对准位置。此后,用户将人工调节这些开关,以便为具体病人的解剖结构的声学状态定制预置 TGC 特性,如上

所述,并且显示的 TGC 曲线 16 和这些开关的物理对准将恒定地指示整个 TGC 特性。

按照本发明的优选实施例,增益控制器 26 是结合为正在执行的具体检查预定的标称增益设置自动操作的。在选择检查的类型(或探针类型或图像深度或其它诊断变量),超声波系统自动调用预定等级的总体增益。然后,一般仅需要增益控制器 26 的调节来微调到预定增益等级。

图 3 中以方框图形式表示按照本发明原理构造的一种超声波系统。具有阵列换能器 33 的一个探针 32 在波束形成器 40 的控制下发射超声波作为扫描正在诊断的人体区域的被导向和被聚焦的波束。从发射波束返回的回波利用换能器元件接收并通过电缆的  $n$  个导体被耦合到  $n$  个 TGC 放大器 36 的输入,在图中表示了其中一个。放大的回波被数字化并且在  $n$  个导体上被耦合到波束形成器 40 的接收通道。来自接收窗孔的有源元件的回波被延迟并且在波束形成器中被组合,以形成相干回波信号的接收扫描线。波束形成的回波在信号处理器 42 内进行处理,这可以包括诸如滤波、谐波分离、正交解调、对数压缩、检测的处理或 Doppler 处理。经过处理的回波信号随后被耦合到一个图像处理器 44,其中这些信号被排列成希望的图像格式。图像处理器可以包括扫描变换器,将在  $R-\theta$  空间定向中接收的扇面扫描线处理为笛卡尔(Cartesian)坐标。图像处理器还可以覆盖或组合组织和流动图像部位或产生正在被扫描的人体的测定体积区域的三维再现图像。至少将经过处理的图像暂存在帧缓冲器 46 内,从帧缓冲器 46 中获取图像,以便显示在图像显示器 50 上。

按照本发明的原理,超声波系统包括自动 TGC 处理器 64,如下所述,用于自动控制施加到接收扫描线信号的深度相关增益。如下所述,提供自动增益电路 66 来自动地设置随深度固定的增益。在所示的实施例中,自动增益电路的增益通过单一 TGC 放大器 36 作为固定偏移施加到 TGC 增益,尽管独立的增益控制电路可以用于这两种功能。自动 TGC 处理器和自动增益电路接收来自用户操作的控制面板 62 的输入,用户可以通过该面板选择一种诊断程序,从而自动选择最佳的预定 TGC 特性和总体增益设置,并且用户还可以通过该面板对超声波系统自动设置的 TGC 曲线和增益进行细微调谐和调节。自动对数压缩处理器 68 为信号处理器 42 的信号路径中的对数压缩电路提供自动确定的对数压缩

功能，下面更全面描述其操作。

图 4a-4c 是表示按照本发明的原理用于自动调节超声波系统的 TGC 特性、增益和动态范围的一种方法的流程图。可以建立这种自动控制，以便连续操作或仅仅按照命令操作。例如，用户可能在观看显示太暗、太亮或呈现宽对比度变化性的图像 12。在这种情况下，用户可以按下控制面板 62 上的控制器，以使自动 TGC、增益或动态范围功能自动调节(如果缓存的)当前图像或(在实时操作中)对后续图像提供自动调节。在最佳实施例中，用户按下控制面板上或显示屏幕上的控制器以启动自动 TGC、增益和压缩曲线优化的一个循环。由此计算的特性用于处理图像，直至再次按下控制器，此时计算一组新的更新的特性，并且随后用于处理后续图像。利用此自动优化设置的特性可以被重新设置，在此种情况下，系统被复位为仅利用预先编程的 TGC、增益和压缩特性来处理后续图像。增益、TGC 和压缩控制还可以被恢复到其在自动优化之前的原始状态。

在本发明的最佳实施例中，超声波系统存储为不同的诊断检查专门设计的 TGC 特性(或从中可以确定 TGC 特性的 TGC 特性参数)。在用户开始一项具体检查时，超声波系统将调用用于该检查类型的优选 TGC 特性 16 作为初始 TGC 函数。用户随后可以对于由正在接受检查的具体病人所显现的声学状态调节或微调这一初始特性。

在自动或利用用户命令调用本发明的处理时，人工设置 TGC 控制和增益值被重新设置到其标称值(步骤 102)。如果如上所述电动控制 TGC 滑动点 20，这些滑动点将被电动驱动到对应于系统预定 TGC 特性的位置。在这一点上，超声波系统产生刚好是优化的预定 TGC 特性和预定初始增益级别的函数的图像。

利用施加到成像信号路径上的系统选定 TGC 和增益，获得图像帧(步骤 104)。该图像帧在它仍然是 R- $\theta$  格式时最好在扫描变换处理之前被获得。这允许自动 TGC 功能对接收的回波数据操作，而不影响诸如内插像素值等等的图像处理。

在 R- $\theta$  图像上执行自动 TGC 功能，这通过分析每条扫描线下的信号幅度开始(步骤 106)。在没有人工 TGC 改变的情况下，信号幅度可以呈现随深度的大致下倾，如图 5 的幅度曲线 70 所示的。接下来，抛弃呈现不良耦合或低信号电平的扫描线(步骤 108)。例如，利用弯曲的



阵列探针获取的一个图像的侧向边缘上的扫描线可能会由于换能器阵列边缘上与病人身体的不良耦合而出现噪声或模糊。由于这样的线一般不整体代表图像，所以在自动处理中不使用。另外，每条扫描线内具有低信号电平的采样也可以被抛弃。接下来，对保留的数据执行线性斜率拟合 (fit) (步骤 110)。图 5 表示被拟合到扫描线 70 的幅度数据的一般斜率上的虚线 72 的一个例子。虽然可以在扫描线经过信号处理之后对其应用线性斜率拟合，但最好在对数压缩之前或利用对数压缩取消来执行，因此利用线性变化动态范围对数据进行处理。可选择地，有可能如美国专利 US4,852,576 中所述使一系列线段拟合到幅度数据的变化斜率。然而，已发现在与优化的预定 TGC 特性组合时，单个线拟合将提供理想的自动优化级别，因为预定的特性一般将呈现线段到线段的变化。

在线性斜率与图像帧中的每条扫描线的深度相关衰减特性达到拟合时，将这些斜率组合成单个斜率值用于该图像。组合个别扫描线值的一种最佳途径是计算衰减估计的加权平均值 (步骤 112)。完成此的一种方法是将每条线的幅度值相加，然后按每条扫描线之和与所有扫描线之总和的关系成比例地加权每条扫描线的贡献。这将有效地使具有良好回波信号内容的图像区域对最终结果的贡献要大于具有较少或没有信号内容的区域。因而，为图像产生单个线性斜率值  $\alpha$ 。

在下一步骤中，计算加权平均斜率的反曲线 (步骤 114)。例如，如果用虚线 72 代表线性斜率  $\alpha$ ，其反曲线就是点划线 74，其斜率相对于虚线 72 的朝下斜率反相向上。在下一步骤中，从反曲线中识别出 TGC 偏移值 (步骤 116)。例如，图 6 表示具有向上斜率  $-\alpha$  的反曲线 76 (其中  $\alpha$  相对于水平而言)，其具有随深度 (cm) 增加而增加的增益 (dB)。在对应于 TGC 滑动点深度增量的深度增量上沿曲线 76 定位的是表示为圆圈 81, 82, ... 84 的离散的增益值。这些识别的增益值被施加到优化的预定 TGC 特性 16 的相应段 (步骤 118)。优选地，这些值被施加给由超声波系统为该检查初始选择的预置 TGC 特性。这通过给其提供计算的线性倾斜将有效地调节系统提供的 TGC 特性。新的深度相关 TGC 值被提供给 TGC 放大器 36，并且利用这个自动校正的 TGC 特性来产生后续图像。

在某些应用中，可能希望对斜率系数  $\alpha$  增加预定的偏置，以说明

某些用户喜好或在某些应用中图像如何显现。最终斜率系数则具有  $(-\alpha + \text{bias})$  的形式。优选地根据每一种应用或 2D 成像设置来调节 bias (偏置), 以解决对于该应用是独特的幅度随深度的变化, 并且适应在远场声信号稍被衰减时得到视觉均匀图像的情况。

根据需要修改显示的 TGC 曲线 16, 以对应于全 TGC 特性, 即, 利用计算的线性倾斜调节修改的初始系统提供的特性。在具有非电动机驱动的滑动点 20 的系统中, 滑动在其当前位置上的物理位置始终代表对显示的 TGC 特性没有人工改变。可以由临床医师根据需要调节人工滑动点, 以便对利用自动 TGC 电路自动计算出的 TGC 特性提供附加的调节, 并且显示的 TGC 特性 16 将对应着任何调节而移动。

然后, 超声波系统执行自动增益和对数压缩确定。这一处理过程首先是获取已利用上述(步骤 120)自动确定的 TGC 功能处理的一个图像帧。或者, 不利用自动确定的 TGC 特性获取新的图像帧, 而可以通过对帧中的每个扫描线施加新的 TGC 增益值来处理自动 TGC 处理中使用的帧。接下来, 消除该图像中具有差信号内容的区域, 例如, 其中存在流体的区域或其中耦合不良的区域。例如, 考虑灰度像素值从 0 (最暗) 扩展到 255 (最亮) 的范围。例如, 通过排除对 0-20 或 0-50 范围内所有值的处理可以消除差信号内容的区域。随着不良信号电平被除去, 取消图像的对数压缩(如果存在的话)(步骤 124)。这可以利用一个查询表来完成, 这是用于对数压缩图像数据的还原。

现在对照着参考数据来处理选定图像的数据。优选的参考数据源是用户感觉是理想图像的一个图像, 在本文中将其称为训练图像。可以选择地给超声波系统提供此训练图像, 并且优选地为正在执行的检查类型选择训练图像。然后, 通过计算图像中像素值的平均值和中间值, 处理训练图像(无论其源是什么)而不影响对数压缩(步骤 126)。这将产生平均的未压缩像素值和中间的未压缩像素值。在工厂通过给超声波系统提供预先计算的平均和中间训练像素值来完成这种处理。

现在对选定的图像执行相同的处理。现在灰度像素值是线性格式, 计算选定图像的像素值的平均和中间值(步骤 128)。这将为选定的图像产生平均的未压缩像素值和中间的未压缩像素值。将选定图像的平均和中间值与训练图像的平均和中间值相比较(步骤 130), 而且此比较用于查找新的压缩曲线, 从中推导出新的增益和压缩参数(步骤

132, 134)。将这些新值提供给 TGC 放大器 36 作为增益调节, 并且提供给信号处理器 42 作为调节的对数压缩函数。

通过考虑以下的例子可以理解这一处理过程。超声回波数据一般利用 16-18 位精度被数字化, 这能给出的数据范围超过 100dB。为了显示目的, 该数据被映射到 8 位灰度等级值, 其对应着 50dB 以下的动态范围。该数据最终被显示在图像显示器 50 上并且利用人类视觉系统进行观察, 而人类视觉系统对 100dB 范围中的灰度等级具有非常差的区分能力。为了将 18 位回波数据映射到 8 位值, 此数据被对数压缩。压缩处理过程通过以下公式将输出值映射成输入值

$$\text{output} = a \bullet (\log_{10}(\text{input}) - b)$$

输出值被四舍五入成一个 8 位值, 并且被切到 0 到 255 范围内。压缩映射可以以两个切点 (clip point) CL 和 CH 为特征, 其表征将被切的最大和最小输入值。在以对数线性格式作为输入值的函数绘制输出值时, 得到图 7 中用函数 90 代表的分段 (piecewise) 线性函数。通过以下关系可以从切点 CL 和 CH 中计算出压缩转移函数的参数 a 和 b

$$a = \frac{255}{\log_{10}\left(\frac{CH}{CL}\right)}$$

$$b = \log_{10}(CL)$$

也可以从图像数据本身计算出训练图像 i 的切点 CH<sub>i</sub> 和 CL<sub>i</sub> 的估算。这通过计算训练图像 i 的未压缩平均和中间像素值以及将这些平均和中间值与这些切点相关的各个加权系数 w<sub>1</sub>, w<sub>2</sub> 和 w<sub>3</sub> 来完成。通过利用一组 n 个训练图像上的切点 CH<sup>0</sup><sub>i</sub> 和 CL<sup>0</sup><sub>i</sub> 最小化在估算的切点 CH<sub>i</sub> 和 CL<sub>i</sub> 与理想压缩函数之间的均方差, 计算这些加权系数。从训练图像中计算出的这些加权系数此后与选定图像的未压缩平均值和未压缩中间值一起用于为选定图像建立新的压缩函数。在图 7 中用虚线 92 代表这一新的压缩函数。对选定图像应用根据参数 w<sub>1</sub>, w<sub>2</sub> 和 w<sub>3</sub> 计算出的压缩函数导致分布图像幅度电平, 以使这些电平更加接近地与已经利用以切点 CH<sup>0</sup><sub>i</sub> 和 CL<sup>0</sup><sub>i</sub> 为特征的函数被对数压缩的图像相匹配。CH 和 CL

切点表示在 94 和 96 上。两个函数 90, 92 的水平(线性)差提供增益调节：将选定图像函数向左移，以对准训练图像函数，这是增益的增加，而将函数向右移对准需要增益的减小。同样，为了将一个函数对准另一函数所需的切点之间斜率的变化代表动态范围的变化。通过自动 TGC 处理器对 TGC 放大器施加增益调节，并且对信号处理器的对数压缩电路施加动态范围调节。

和 TGC 控制的情况一样，在一个最佳实施例中，提供给放大器的增益值是利用自动确定的增益调节修改的系统预定标称增益值的组合，而使用的动态范围特性是利用自动确定的动态范围调节修改的系统预定标称动态范围特性的组合。如果用户在已经完成这些自动调节之后对图像仍不满意，用户可以人工调节超声波系统上的 TGC 控制 20、增益控制 26 或动态范围控制(未表示出)，以便对图像进行进一步改进。增益和动态范围都可以根据需要被重新设置到标称值。

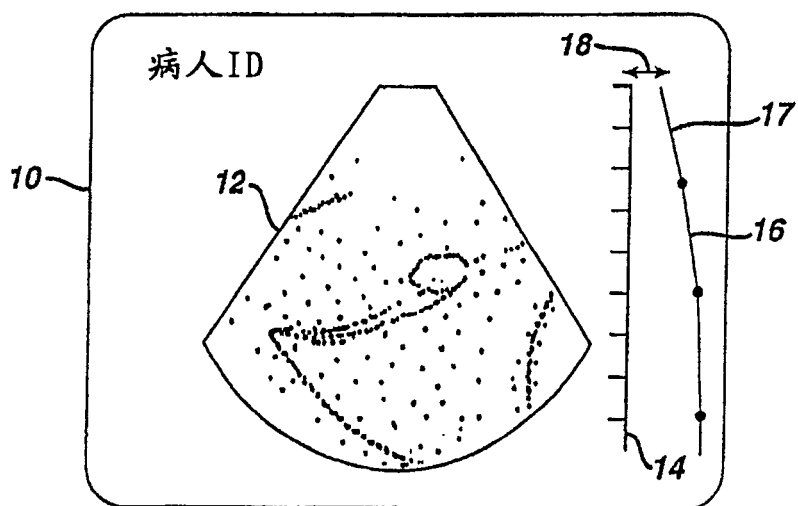


图 1

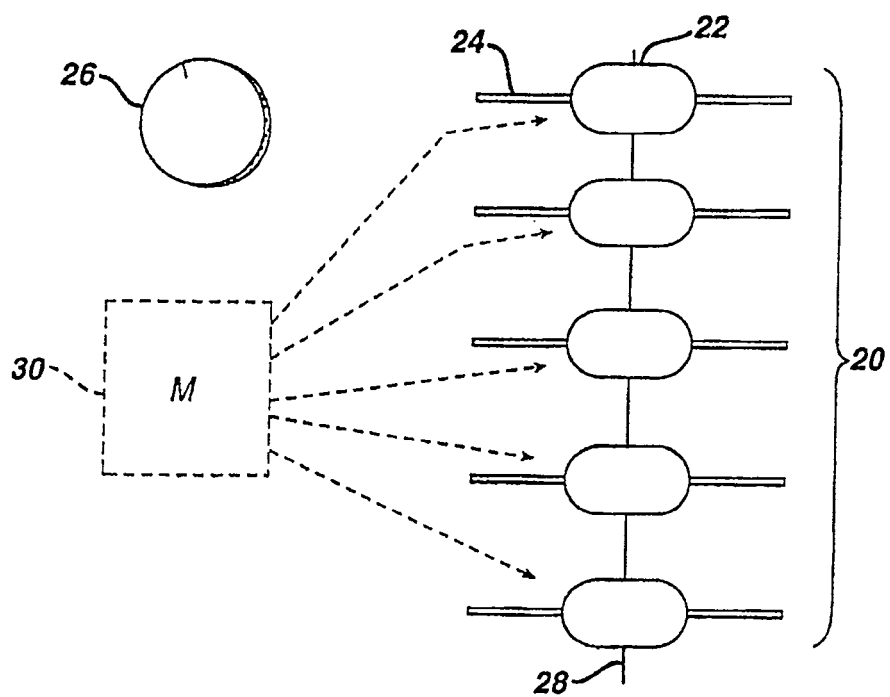


图 2

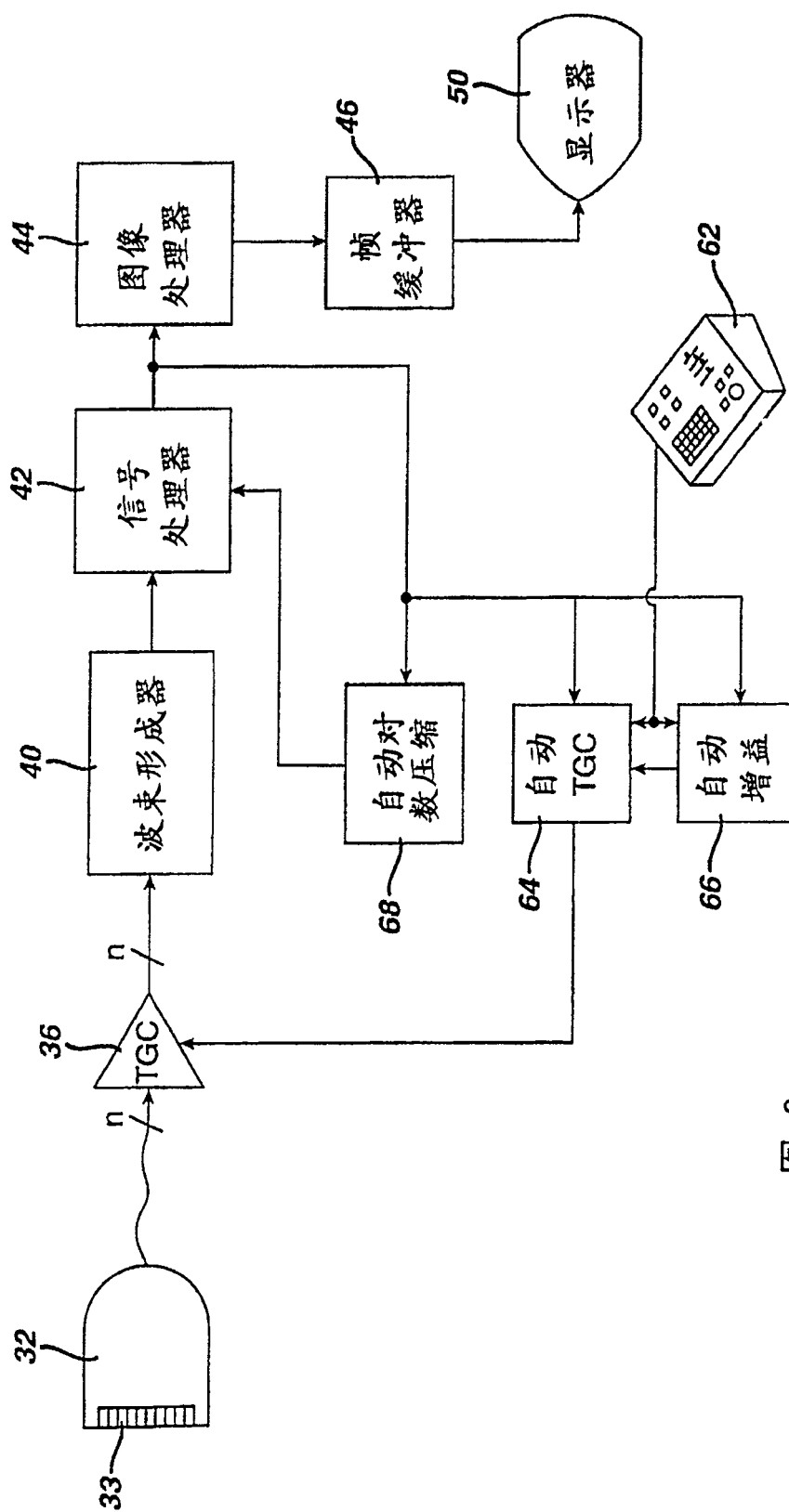


图 3

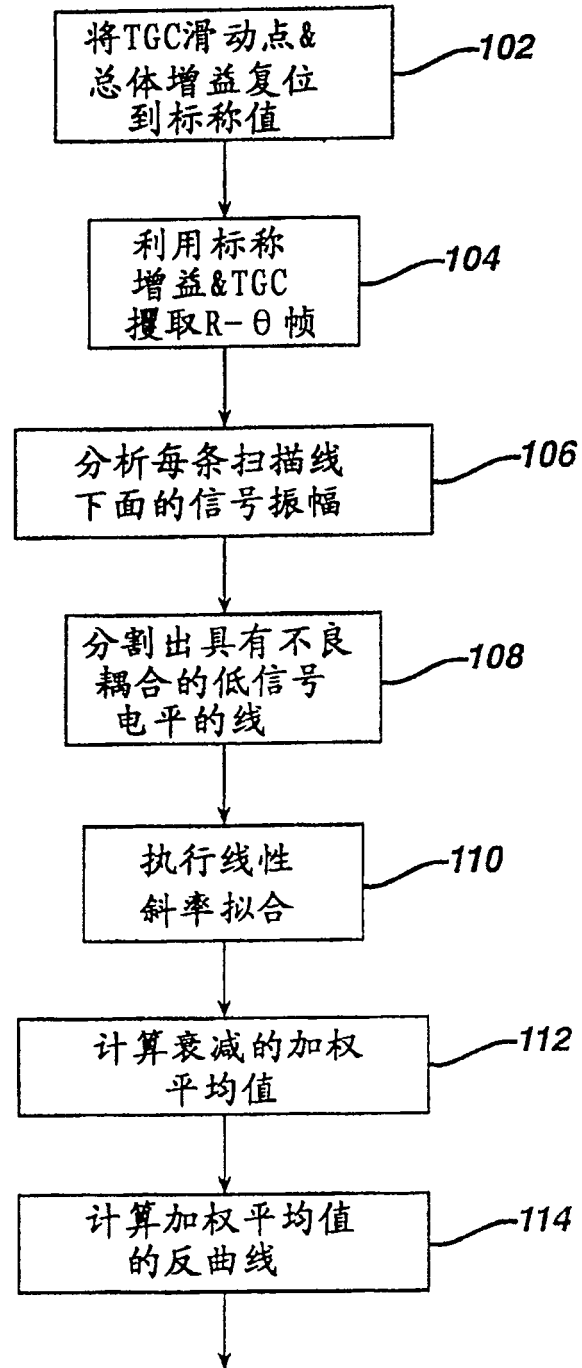


图 4a

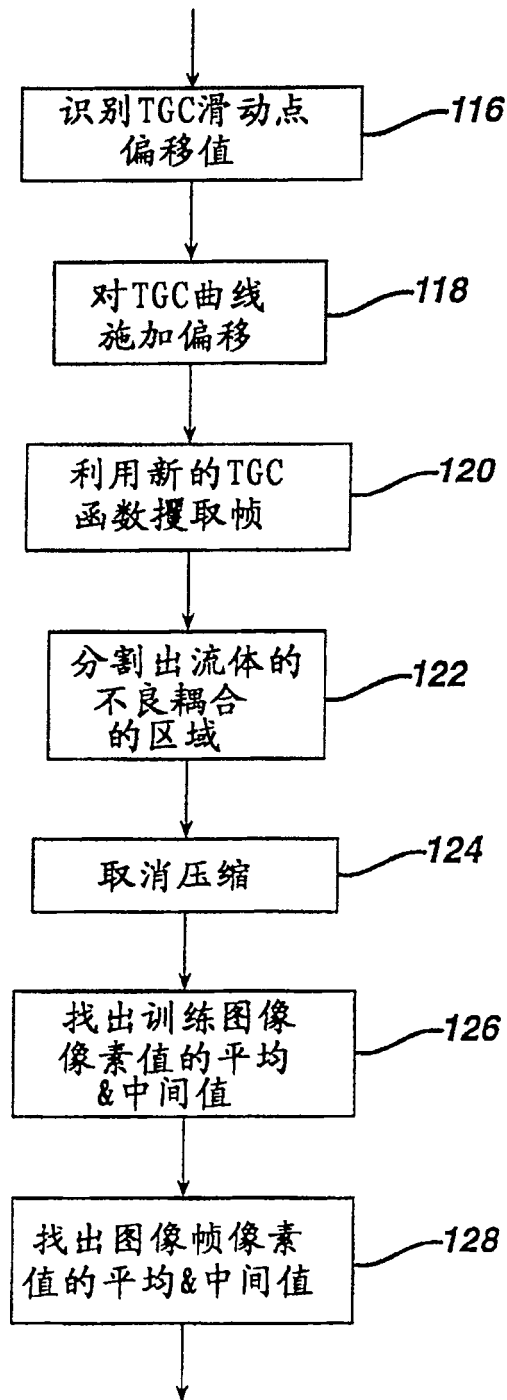


图 4b



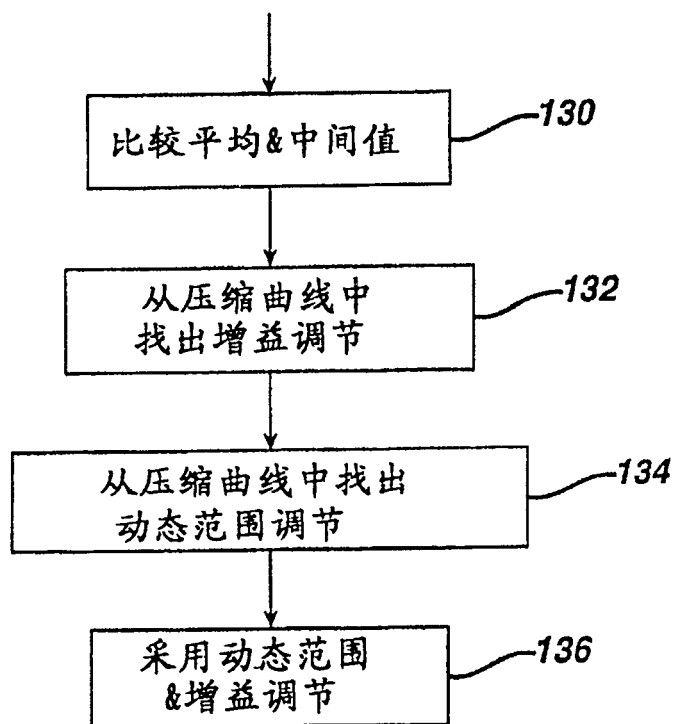


图 4c

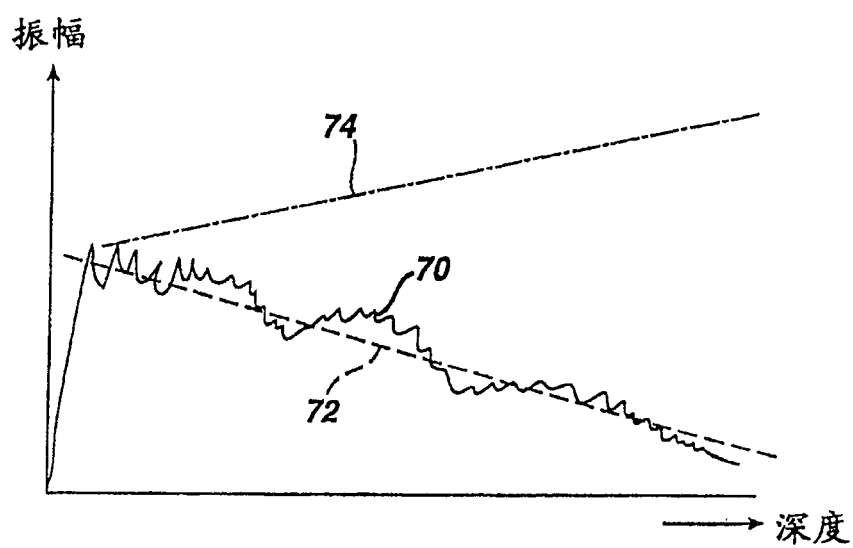


图 5

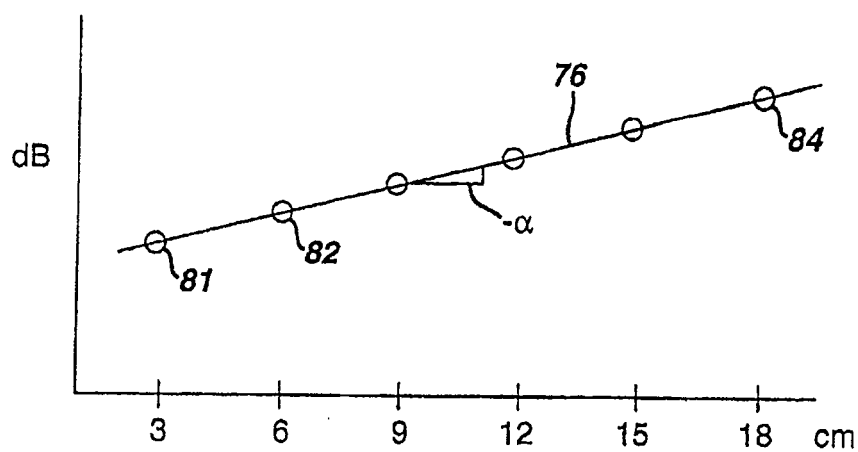


图 6

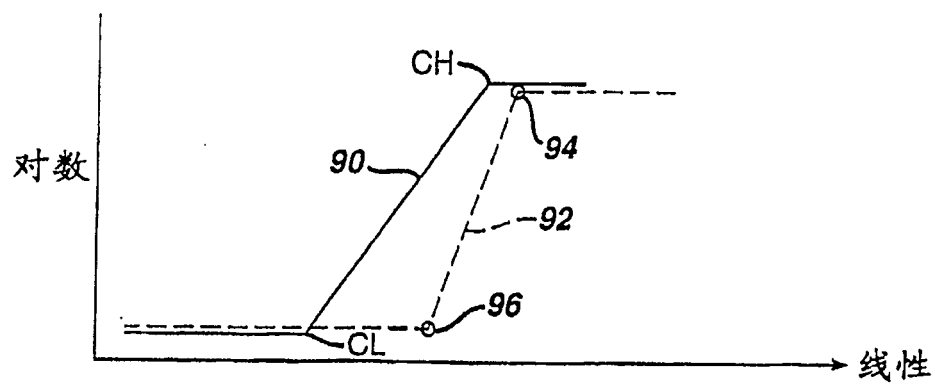


图 7

专利名称(译)	具有自动受控对比度和亮度的超声波诊断成像系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN100480729C</a>	公开(公告)日	2009-04-22
申请号	CN03807648.9	申请日	2003-04-01
[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	G·吴 B·H·史密斯		
发明人	G·吴 B·H·史密斯		
IPC分类号	G01S7/52 A61B8/00 G01S15/89		
CPC分类号	G01S7/52063 A61B8/467 G01S7/52033 A61B8/461		
代理人(译)	刘红		
审查员(译)	王萌		
优先权	10/114727 2002-04-01 US		
其他公开文献	CN1646934A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

# 摘要(译)

一种超声波成像系统包括在启动诊断程序时自动选择或计算的预定TGC特性。自动TGC电路在被临床医师启动时分析当前图像数据，以计算对预定TGC特性的调节。超声波系统产生显示的TGC曲线，这表示利用自动调节修改的预定TGC特性和由临床医师完成的任何人工微调。在一个优选实施例中，自动TGC修改伴随着自动总体增益和动态范围调节，以便自动地优化图像质量。

