

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl<sup>7</sup>

G01S 7/52

G01S 15/89



# [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02816964.6

[43] 公开日 2004 年 11 月 24 日

[11] 公开号 CN 1549933A

[22] 申请日 2002.8.26 [21] 申请号 02816964.6

[30] 优先权

[32] 2001.8.28 [33] US [31] 09/941,348

[86] 国际申请 PCT/IB2002/003539 2002.8.26

[87] 国际公布 WO2003/019227 英 2003.3.6

[85] 进入国家阶段日期 2004.2.27

[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 D·克里斯托赫 M·T·罗宾森

H·F·劳斯 C·西蒙

A·莫斯伊 K·W·约翰逊

P·R·佩斯奎

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

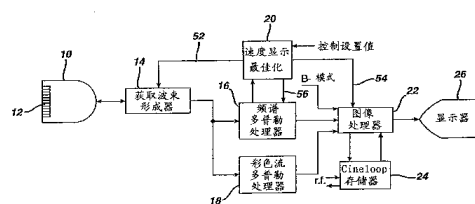
代理人 程天正 王忠忠

权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 9 页

[54] 发明名称 多普勒显示参量的自动最佳化

[57] 摘要

在超声诊断成像系统中, 管理多普勒信息显示  
的参量被自动地最佳化, 以便更好地利用显示范围  
或区域。 频谱多普勒信息可被使用来使得频谱显  
示或彩色流显示最佳化, 以及彩色流多普勒信息可  
被使用来使得频谱显示或彩色流显示最佳化。 最  
佳化可以通过用户人工控制而被调用, 它使得一个  
或多个显示参量最佳化。 自动最佳化只在被用户  
调用时、或在一个时间间隔后(给定数目的心跳周  
期)周期地、或在用户对于显示或成像模式作出改  
变时, 才可被调用。 优选地, 最佳化处理器在背  
景中连续运行, 以使得最佳化的参量在调用时是立  
即可提供的。 最佳化处理器可以利用已被获取、  
但不使用于显示用途的“隐藏的”多普勒数据。



1. 一种使得多普勒超声信息的显示最佳化的方法，包括：  
接收多普勒信号信息；  
处理多普勒信号信息，以供在显示区域中显示；以及
- 5       分析频谱多普勒信号信息，以产生用于在显示区域中显示被处理的多普勒信号信息的最佳化的显示参量。
2. 权利要求1的方法，其中所述处理还包括处理用于频谱显示的多普勒信号信息。
3. 权利要求2的方法，其中所述分析还包括分析频谱多普勒信号
- 10       信息，以使得参量PRF、频谱多普勒显示区域、显示极性、和多普勒基线位置中的至少一个最佳化。
4. 权利要求1的方法，其中所述处理还包括处理用于解剖学上的多普勒显示的多普勒信号信息。
5. 权利要求4的方法，其中所述处理还包括处理用于彩色流多普
- 15       勒显示、速度多普勒显示、多普勒M模式显示、和功率多普勒显示中至少一项的多普勒信号信息。
6. 权利要求4或5的方法，其中所述分析还包括分析彩色流多普勒信号信息、频谱多普勒信号信息、功率多普勒信号信息、和多普勒M模式信号信息中的至少一项。
- 20       7. 权利要求5或6的方法，其中所述分析还包括分析多普勒信号信息，以使得参量PRF、彩色像素值的范围、彩色基线位置、和彩色范围极性中的至少一个最佳化。
8. 权利要求1或4的方法，还包括：  
人工启动控制，以使得自动最佳化的显示参量被使用于多普勒显
- 25       示。
9. 权利要求1或4的方法，其中所述分析多普勒信号信息以产生至少一个最佳化的显示参量是在以下情况下发生的：在显示器使用最佳化的参量来显示的一个预定的时间间隔之后周期性地发生；或在一个或多个心跳周期后周期地发生；或响应于由用户对于多普勒设置值的修正而发生；或响应于人工启动控制以使得自动地最佳化显示参量
- 30       被使用于多普勒显示而发生。
10. 权利要求1或4的方法，其中所述分析多普勒信号信息以产

生最佳化的显示参量是在显示被最佳化的多普勒显示的期间基本上连续地发生的。

11. 权利要求 10 的方法，其中所述分析还包括在显示被最佳化的多普勒显示之前分析多普勒信号信息以产生最佳化的显示参量。

5        12. 权利要求 11 的方法，其中所述分析包括分析在背景中的多普勒信号信息以产生最佳化的显示参量。

13. 权利要求 1 或 4 的方法，还包括：

把一系列被处理的多普勒图象存储在存储器中；以及

10        其中所述分析包括分析多普勒信号信息，以产生用于显示存储的多普勒图象的最佳化的显示参量。

14. 权利要求 13 的方法，其中所述分析包括分析被存储在存储器中的多个图象的多普勒信号信息。

15. 权利要求 1 的方法，其中所述分析还包括至少分析某些不被使用来产生显示的图象的多普勒信号信息。

15

## 多普勒显示参量的自动最佳化

5 本发明涉及超声诊断成像系统，具体地涉及其中多普勒显示参量被自动最佳化的超声诊断成像系统。

当临床医生想要获得有关病人的血流或活动组织的信息时，要进行多普勒成像。流动或活动速度的显示可以借助于频谱多普勒显示（其中速度以图形被显示），或通过彩色多普勒显示（其中速度以彩色的深浅或色调被显示）来完成。在这两种情形下，所显示的速度的范围  
10 通过由连续波(cw)多普勒采样速率、或脉冲波(pw)脉冲重复频率(PRF)设置的图形的或彩色的极限来界定。在许多情形下，血液或组织的速度的范围在实验开始之前无法精确地预测，因此，临床医生在实验开始和进行过程中必须进行多次调节，以使得在不同的速度的显示和分辨率方面的多普勒频率的范围最大化，以及使得混淆最小化。通常，  
15 临床医生必须调节两个或三个控制器，以便在系统的显示区域中得到最佳显示。因此，希望使得这个调节过程自动化，这样，只需要一点或不需要人工调节就能够产生最佳显示，使得临床医生能够在实验开始和进行过程中收集到最佳化的数据。

按照本发明的原理，提供一种超声诊断成像系统，其中多普勒设置值（例如多普勒 PRF 和显示基线（位置和极性））由超声系统自动地最佳化。临床医生可决定是否使得一个、几个、或全部多普勒显示参量自动地最佳化，以及最佳化被更新的周期性。频谱多普勒 PRF 和基线偏移与倒置可以通过使用在频谱轨迹(trace)内的数据或相应的彩色 M 模式轨迹或彩色多普勒图象的彩色数据而被自动地最佳化。彩色多普勒图象 PRF 和基线可以通过使用它本身的彩色多普勒估值数据  
25 或在相应的频谱多普勒轨迹或彩色 M 模式显示内的数据而被自动地最佳化。彩色 M 模式 PRF 和基线可以通过使用它本身的多普勒估值数据或在相应的频谱多普勒轨迹或彩色多普勒显示内的数据而被自动地最佳化。

30 这种最佳化可以在实况的、实时显示器上或在存储数据（诸如 Doppler Cineloop®信息）的显示器上执行。最佳化计算可以通过只使用显示的数据，或从用户处得到的和“隐藏的”数据来完成。

这些最佳化技术可被应用到所有相关的多普勒目标，诸如血流、活动组织、和对比媒介物（contrast agents），以及可被应用于所有的彩色多普勒模式，诸如速度彩色流、彩色功率成像、组织多普勒成像、和功率活动成像，以及所有的频谱多普勒模式，诸如连续波、脉冲波、单角度、和矢量多普勒。

本发明的实施方案：

按照本发明的方法允许得到最佳化的显示参量，这些参量变换所处理的多普勒信号信息，以便更扩大使用显示区域或更扩大使用彩色的范围或显示的多普勒信息的强度。最佳化的显示参量也可用来减小显示图象上的混淆。

被分析的多普勒信号信息可包括峰值频谱多普勒信息的轨迹和/或描述多普勒和非多普勒信息的二进制图（binary map）。

由于本发明，有可能得到多普勒图象的显示，它与先前显示的多普勒图象相比来说，利用多个不同的最佳化的显示参量。

在附图中：

图 1 以方框图形式显示按照本发明的原理构建的一个 35 超声系统，其中频谱多普勒数据被使用来使得频谱多普勒显示自动最佳化；

图 2 显示被使用来使得多普勒显示最佳化的频谱多普勒变量；

图 3 和 4 显示描述用于显示最佳化的频谱多普勒数据的不同的方式；

图 5 显示按照本发明的混淆的检测和减小；

图 6 显示多普勒波形的自动倒置；

图 7 和 9 显示使得频谱多普勒显示最佳化的彩色流数据的使用；

图 8 以方框图形式显示其中彩色流数据被使用来使得频谱多普勒显示最佳化的本发明的另一个实施例；

图 10 以方框图形式显示其中彩色流数据被使用来使得彩色流多普勒显示最佳化的本发明的另一个实施例；

图 11 以方框图形式显示其中频谱多普勒数据被使用来使得彩色流多普勒显示最佳化的本发明的另一个实施例；以及

图 12 以方框图形式显示其中被存储在 Cineloop 存储器中的多普勒数据按照本发明的原理被最佳化的本发明的另一个实施例。

首先参照图 1，图上以方框图形式显示按照本发明的原理构建的超

声系统。在这个实施例中，频谱数据被使用来使得频谱多普勒显示的  
pw PRF、基线位置、或基线倒置自动最佳化。具有超声换能器 12 的扫  
描头 10 发送超声波和接收超声回波信号。接收的回波信号可以具有与  
发送频率相同的频率，或是发送频率的较高的或较低的谐波。换能器  
5 发送的控制和接收的回波信号的处理是由获取波束形成器 14 提供的。  
相干的回波信号可以为 B 模式显示而被检测和处理，可被耦合到多普  
勒处理器 16 和 18 以用于频谱和/或彩色流显示，或可被使用于 B 模式  
与多普勒显示，正如美国专利 6,139,501 中描述的。处理的 B 模式和  
多普勒信号被耦合到图象处理器 22，在其中它们被处理以便以想要的  
10 图象格式来显示，然后被显示在图象显示器 26 上。实时图象的序列可  
以被获取以及以 r.f.、估计的、原始的、或复合的显示形式被存储在  
Cineloop 存储器 24，由此它们可被重放，以便更详细地分析，或如下  
面描述地被重新处理。

按照本发明的原理，速度显示最佳化器 20 分析频谱多普勒数据和  
15 使用分析的结果来自动调节频谱多普勒显示的参量，诸如速度范围  
(PRF)、多普勒基线位置、和基线倒置。在所显示的实施例中，速度  
显示最佳化器接收来自频谱多普勒处理器 16 的频谱数据，以及返回用  
于频谱多普勒显示的显示参量。速度显示最佳化器通过线 52 发送控制  
参量(诸如用于 PRF、样本体尺寸和跟踪、以及发送操纵与 D 线位置的  
20 控制参量)到超声系统的获取部分。在通过线 56 提供到频谱多普勒处  
理器的参量之中，有壁滤波器、样本体深度、和滚动速度。在通过线  
54 提供到图象处理器的参量之中，有诸如基线定位、倒置、彩色图、  
多普勒角度校正、和样本体跟踪那样的参量。在优选实施例中，速度  
显示最佳化器 20 调节由用户设置的控制设置值规定的那些参量。例  
25 如，用户可以具有可用来接通或关断特定参量的自动调节的单独的硬  
的或软键。用户可以例如从“自动 PRF”按钮、“自动基线”按钮、和  
/或“自动倒置”按钮中进行选择。这些控制按钮之一的设定支配超声  
系统自动地设置该特定的参量。用户也能够选择“自动多普勒”按钮  
来调用用于所有的多普勒参量的自动调节。自动调节可以随时间推移  
30 而周期地出现，或响应于诸如模式改变那样的运行事件、和 ECG 触发  
信号，或在预定的心率时间间隔后出现。让该按钮处于“关断”后，  
需要用户人工地以传统的方式设置多普勒参量。

图 2 上显示频谱多普勒显示。这个图显示以零速度基线 32 为基准的频谱波形 30。基线是以两个速度极限 +V 和 -V（无混淆地表示的、相对方向的最大速度）的中间为中心的。速度极限由连续波多普勒采样速率或 pw PRF 直接设定，两个极限等于奈奎斯特采样速率极限，+PRF/2 和 -PRF/2。传统上，用户将设置 PRF，以及显示器将使用 PRF 设置值来建立显示的 +V 和 -V 极限，而基线是以这二者的中间为中心的，如图 2 所示。但因多普勒波形事先不能预测，故频谱波形可能偏重出现在显示器的一部分上。在图 2 上，频谱波形 30 主要是在显示器的上半部，因为它偏重在基线的上方，显示器的下半部是无用的。用户通常可人工调节显示参量，以便更好地利用显示区域，但希望超声系统能自动地做到这一点，正如本发明提供的。速度显示最佳化器 20 获知 PRF 和使用频谱数据来测量图上显示的数值 A 和 B，其中 A 是在最大的正的频谱偏移与显示器上限之间的范围，以及 B 是在最大的负的频谱偏移与显示器下限之间的范围。速度显示最佳化器计算新的范围 A' 和 B'，其中

$$A' = B' = (A+B) / 2$$

速度显示最佳化器把这些 A' 和 B' 数值提供给频谱多普勒处理器 16 或图象处理器 22，以及频谱显示被重新变换成使用这些数值的显示，这把频谱波形 30 中心定在显示器的中心。波形的这种中心确定借助一个增量 (B-B') 来重新定位基线 32，以及重新设置显示极限值 +V 和 -V，对于非对称波形（诸如波形 30），所述显示极限值 +V 和 -V 在显示中的大小可能不再相等。如果想要的话，A' 和 B' 数值可被减小，以使得频谱显示被重新变换成放大的显示，它更好地利用全部显示器高度。频谱波形可被显示成显示器的全部高度，但优选地保留一个保护范围 A'' 和 B''，以便允许以后的最大的偏移超过先前的最大的正的和负的偏移。优选地，不通过重新变换来简单地放大频谱波形，而是速度显示最佳化器从如下的多普勒公式计算新的 PRF 值：

$$PRF' \propto V + (A' + B')$$

其中 V 是在频谱波形的最大正的和负的偏移之间的速度范围，如图所示，以及 A' 和 B'（或 A'' 和 B''）按如上所述地确定。如果频谱波形的偏移范围太小，则减小 PRF，以便更好地利用显示窗口。新的 PRF' 值被加到如图 1 所示的获取波束形成器 14，使得活动或流动以更有效的、

用于显示的采样速率被采样。由于上述调节，频谱显示通过 PRF 改变量被重新缩放，以及频谱波形被变换，以便更有效地重新变换到频谱显示区域。

这个调节处理过程利用频谱波形的其他处理方法。例如，美国专利 5,287,753 和 5,634,465 描述用于跟踪频谱多普勒波形的平均值和峰值的技术。这些分析技术可被用户调用，在这种情形下，速度显示最佳化器 20 可容易地直接从波形的最大的正的和负的偏移的轨迹 34 和 36 得到频谱波形的峰值最大和最小偏移，如图 3 所示。如果用户没有调用自动跟踪任选项，则可以通过速度显示最佳化器完成波形跟踪，而不用把轨迹 34 或 36 显示给用户，以及可以从未显示的（“隐藏的”）轨迹取得峰值最大和最小偏移。

确定要作出的调节的另一个分析方法是要认识到：对于这些计算，不需要实际的频谱数据；相反，它是在显示空间中频谱数据的轨迹，这是重要的。因此，频谱数据可被重新变换成二进制表示法，其中正确的频谱数据的位置被编码为“1”，以及其他的显示区域被编码为“0”。然后从这样的二进制变换计算调节量。二进制变换也可以从如图 4 所示的波形轨迹 34 和 36 产生。在这个图上，在波形 34 与 36 之间的区域 38 被编码为“1”，以及其余的显示区域被编码为“0”。然后计算显示参量，使得由在轨迹之间的区域 38 对于显示区域的使用最大化。

本发明的图象处理技术也可被使用来解决混淆问题。在图 5 上，活动被 PRF 下采样，从而导致混淆。作为具有两个不用的区域 A 和 B 与一个单个峰到峰区域 V 的替代，显示具有被单个不用的区域 A 分开的、由在显示器的顶部和底部处的  $V_1$  和  $V_2$  描述的两个波形区域。 $V_1$  和  $V_2$  偏移充分地扩展到 +V 和 -V 奈奎斯特极限。这个条件很容易被认识到，以及速度显示最佳化器通过增加获取波束形成器 14 的 PRF 来应答。优选地，在调节 PRF 之前调节基线。在 PRF 中可以进行加增量的改变，直至混淆条件不再存在为止。

频谱显示的一个表现形式是，其中由于如图 6 所示的多普勒处理器的极性检测，大的负偏移占优势。在这种情形下。许多临床医生想要把波形 30 倒置成它的更熟悉的取向，这是通过改变多普勒显示信号的极性而完成的。当频谱波形 30 的峰-峰偏移范围 V 偏重在基线 32 的

下面时，这个条件是容易看到的。当很大百分数的偏移  $V$  低于基线时，速度显示最佳化器 20 用改变多普勒显示信号的极性作为应答，由此倒置显示的波形，该调节常常被称为“基线倒置”。

5 彩色流数据也可被使用来自动调节相应的频谱多普勒显示的参量，如图 7 和 8 所示。图 7 显示彩色流多普勒图象 40，它被使用来成像在彩色块 42 内的血管 50 的部分的血流速度。诸如图 2 上那样的、频谱分析从定位在血管 50 的中心处的样本体 52 开始。流动方向图标 54 被设置为与血流方向对准，用于角度校正。优选地，流动方向图标设置和角度校正被自动执行，正如在美国专利[申请序列号 09/721,301, 10 2000 年 11 月 21 日提交]中描述的。在显示器屏幕上与彩色流图象 40 相邻的是彩色条 60，它显示彩色流的彩色到一系列速度值的变换。在这个图上，正的速度在彩色上从绿色 (G) 扩展到黄色 (Y)，以及负的速度从浅蓝色 (LB) 扩展到深蓝色 (DB)，其中在绿色与黄色之间的零速度点是彩色基线。

15 图象 40 的彩色流数据通过图 8 所示的、本发明的实施例被分析。在本实施例中，速度显示最佳化器 20 从彩色流多普勒处理器 18 接收数据，以及分析这个数据来自动调节频谱多普勒显示的参量。用于 PRF、样本体尺寸、发送角度、D 线位置、和样本体跟踪的参量是在通过线 72 被耦合到超声系统的获取部分的那些参量中间。基线位移、倒置、灰度变换和角度校正参量是在通过线 74 引导到的那些参量中间。壁滤波器和样本体深度是在通过线 76 引导到的那些参量中间。速度显示最佳化器 20 查看在彩色流显示中彩色象素的数值的范围，或优选地，查看在由用户选择的样本体周围的区域中彩色象素的范围。在血管 50 的中心处的彩色值，如图标 54 描述的，被提取作为峰值速度值。 20 如果与在彩色条 60 中使用的彩色值的范围相比较，彩色值占有窄的范围，例如，象素实际上都是相同的彩色，则 PRF 太高，以及速度显示最佳化器通过发送较低的 PRF 设置值到获取波束形成器 14 作为应答。速度显示最佳化器也分析相邻的象素的彩色差。如果存在混淆，在图 7 的例子中，则这是相邻的象素从深蓝色到黄色的突然的过渡，如图 9 所示的，PRF 被速度显示最佳化器加增量。替换地，基线移位可被使用 30 来纠正混淆。A 和 B 数值是从在图象 40 的彩色流象素的彩色范围的极限和彩色条 60 的 +V 与 -V 之间的差值被计算的，以及被使用来移位频

谱基线和如上所述地最有效地使用频谱显示区域。因此，频谱显示参量通过使用彩色流数据被最佳化。

在图 10 所示的、本发明的实施例中，彩色流数据被使用来使得彩色流显示最佳化。速度显示最佳化器 20 从彩色流多普勒处理器 18 接收彩色象素值。为了找出彩色条 60 的、从+V 彩色到-V 彩色的突然的彩色过渡，相邻的象素比较，在这种情形下，在线 82 上的 PRF 参量由速度显示最佳化器改变，以便增加 PRF 和减小混淆。象素的彩色值的范围被分析，以及如果它太小，则减小 PRF。峰值彩色值被检测，以便检测在它们与+V 和-V 彩色条极限之间的范围，并如上所述地被使用来确定 A、B 和 V。这些数值被使用来重新变换 PRF 极限、彩色基线、和象素彩色的范围，以得到用于彩色流图象 40 的最好的彩色范围。用于基线和彩色变换的参量通过线 84 被加到图象处理器 22。

图 11 显示本发明的另一个实施例，其中频谱数据被使用来使得彩色流显示的参量最佳化。速度显示最佳化器从频谱多普勒处理器 16 得到频谱数据，以及优选地从如上所述的、自动计算的轨迹来确定频谱波形的最大和最小偏移。从这些偏移值以及频谱显示的+V 和-V 极限，如上所述地计算 A、B、和 V 值。这些数值然后如上所述地被使用来（如果必要的话，通过线 92）复位 PRF，以减小混淆或扩展波形，从而扩展彩色流显示的彩色范围。A'和 B'被计算，用来定位彩色条的彩色流基线（零值），以及彩色的显示范围被变换，用于基线和彩色变换的参量通过线 94 被加到图象处理器 22。这种处理可以在获取彩色流图象后发生，以及它也可以通过使用具有被定位在血管上的频谱数据的样本体的 B 模式图象而发生。上述的调节被计算，然后通过使用显示的最佳化数值，在 B 模式图象上开始进行彩色显示。

图 12 显示本发明的另一个实施例，其中多普勒显示参量的调节是根据被存储在 Cineloop 存储器中的数据执行的。在所构建的实施例中，用户按压“冻结”按钮，以停止实时获取，和把最近获取的图象保存在 Cineloop 存储器 24 中。在序列或“环路”中保存的图象的数目取决于 Cineloop 存储器的尺寸，它可保持 100 帧以上。被存储在存储器 24 中的图象被耦合到速度显示最佳化器 20，在其中图象的多普勒数据被使用来通过使用上述的一个或多个最佳化技术，使得被存储在 Cineloop 存储器中的彩色流或频谱图象的显示参量（或上述二者）最

佳化。图象数据和用于基线、显示倒置、和/或彩色变换的新的显示参量然后通过线 64 被加到图象处理器 22, 在其中图象按照新的显示缩放尺度或变换被显示。在压下冻结按钮以便保存图象后, 可以调用自动最佳化。最佳化可以是根据在显示屏幕上显示的图象的多普勒数据、  
5 根据环路的图象的规定的感兴趣的区域的多卜勒数据、或使用整个环路的全部多普勒数据。后两个实施方案例如通过阻止环路的所有的图象中的混淆而使得所有的环路图象最佳化。Cineloop 的图象也可以以系统的最大 PRF 被获取, 然后被最佳化, 以便缩放多普勒数据适合于显示区域, 用于最佳地呈现无混淆的图象。

10 有各种各样的调用自动最佳化的方法。一个方法是只在用户根据一个或几个心跳周期的多普勒数据(诸如, 在频谱显示上显示的、呈现的心跳周期的数据)选择自动最佳化按钮时才使得图象最佳化。自动最佳化可以周期地每几个心跳周期、或每几秒被调用, 以保持最佳化。初始地, 如果在获取足够的数量数据和这些数据量对于最佳化计算  
15 是可提供的之前只获取到数目不够的心跳周期, 则自动最佳化可能被延缓。每次用户移动样本或每次彩色块 42 被调节或被复位时, 可以自动调用最佳化。每次图象模式被改变, 例如, 当从 B 模式改变到彩色时或当开始频谱数据获取时, 可以自动调用最佳化。优选地, 在多普勒获取期间, 甚至当自动最佳化还没有由用户调用时, 速度显示最佳化器在产生最佳化参量的背景中连续运行。通过做到这一点, 无论  
20 何时用户选择自动最佳化多普勒显示时, 最佳化的参量是立即可提供的。

当自动最佳化被调用用于滚动显示时, 诸如频谱多普勒或彩色 M 模式显示, 最好不是简单地把最佳化的参量加到以后获取的多普勒信息。  
25 相反, 最好把最佳化的参量加到屏幕上的所有的多普勒信息, 这样, 用户可以在以最佳化的参量显示的显示区域上看到所有的多普勒数据。

按照本发明的原理, 其他获取或显示参量也可以自动最佳化。例如, 当出现强的对比的媒介体信号时, 可以自动调节信号增益, 以减小由于过大的对比度信号饱和而造成的图象的模糊。可被自动调节的  
30 其他参量是动态范围、噪声基数、彩色块、发送角、和音量。本发明的技术可被利用来使得 2D 和 3D 超声图象的显示、以及 1D 图象的显示

(诸如彩色 M 模式显示)最佳化。

将会看到,本发明的给定的实施例不需要使得如上所述的、所有的显示参量最佳化,而可以让某些参量仅仅进行人工调节。例如,可以自动地调用显示区域或显示彩色的范围的自动重新变换,而 PRF 仍可只通过用户控制进行调节。

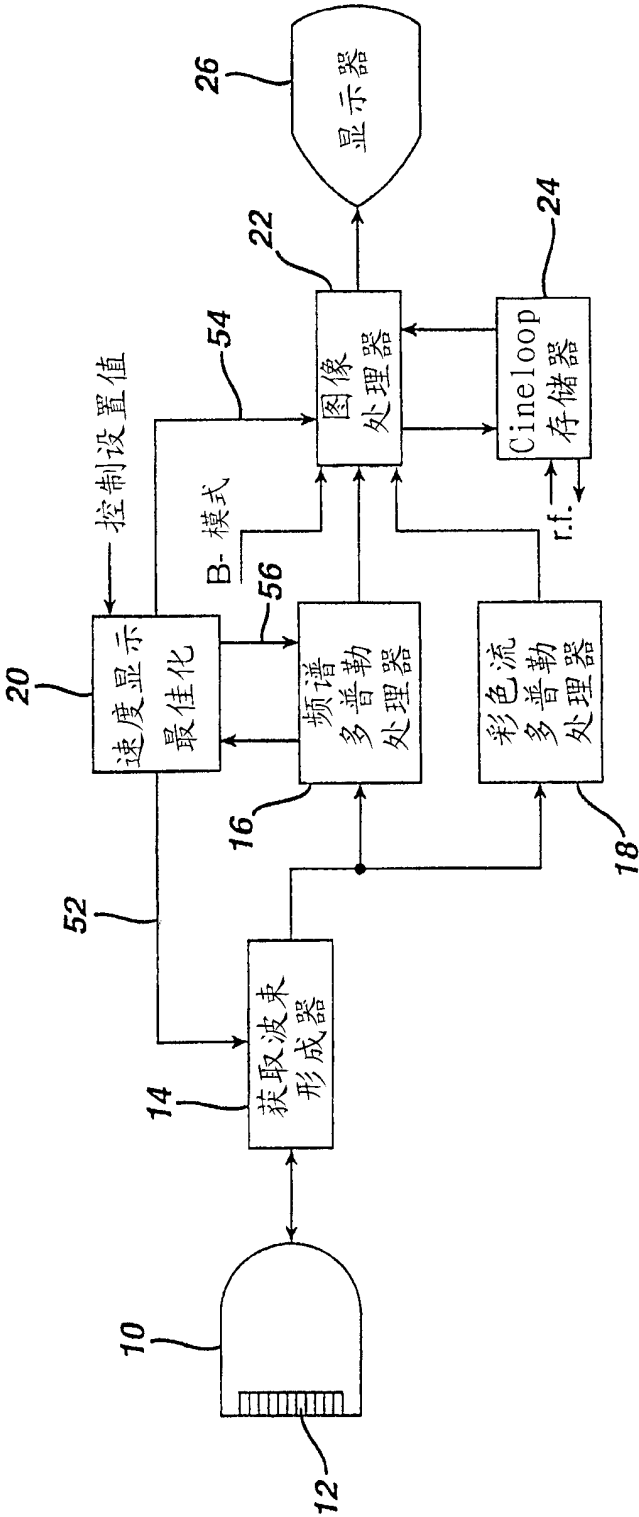


图 1

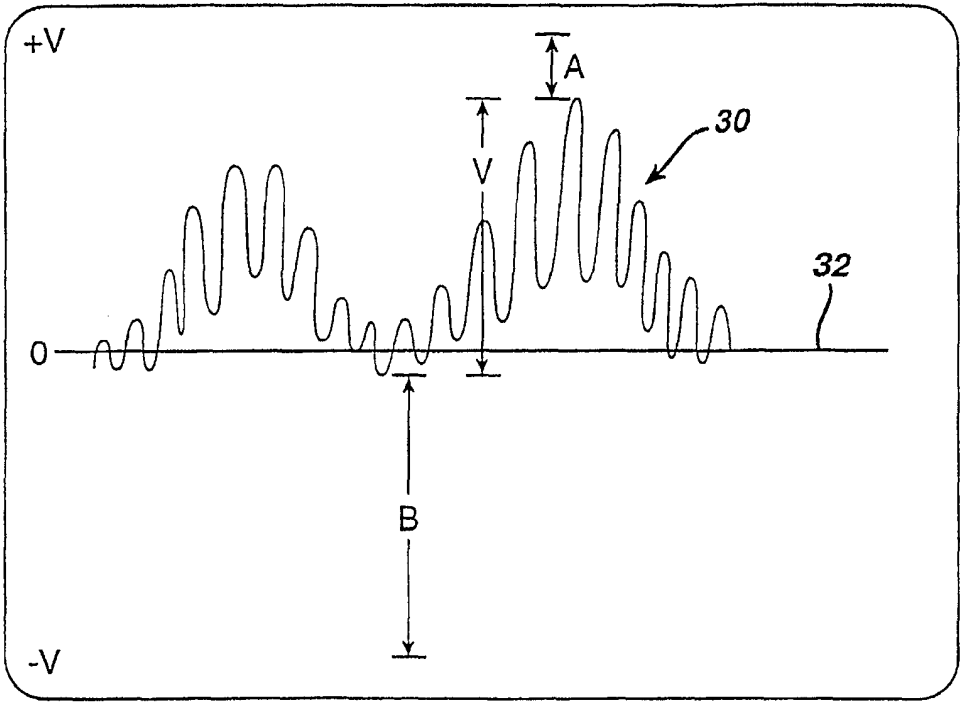


图 2

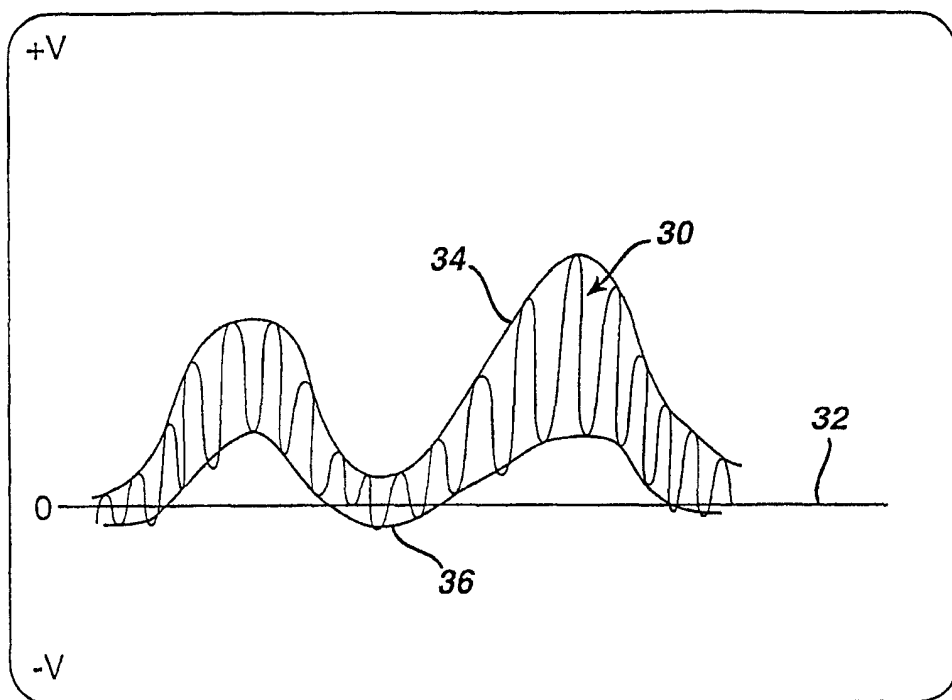


图 3

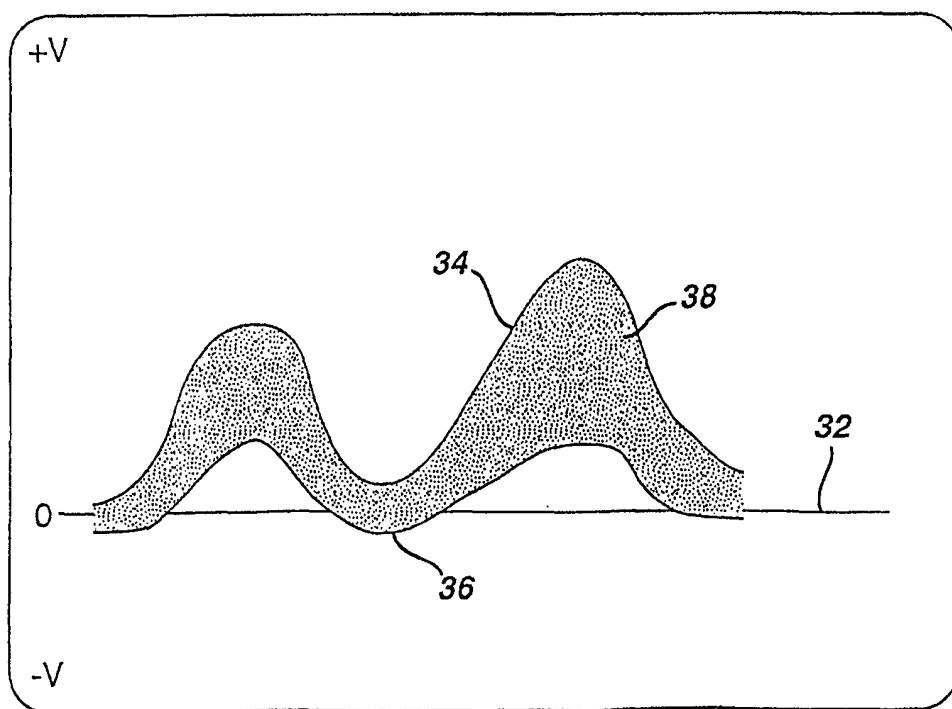


图 4

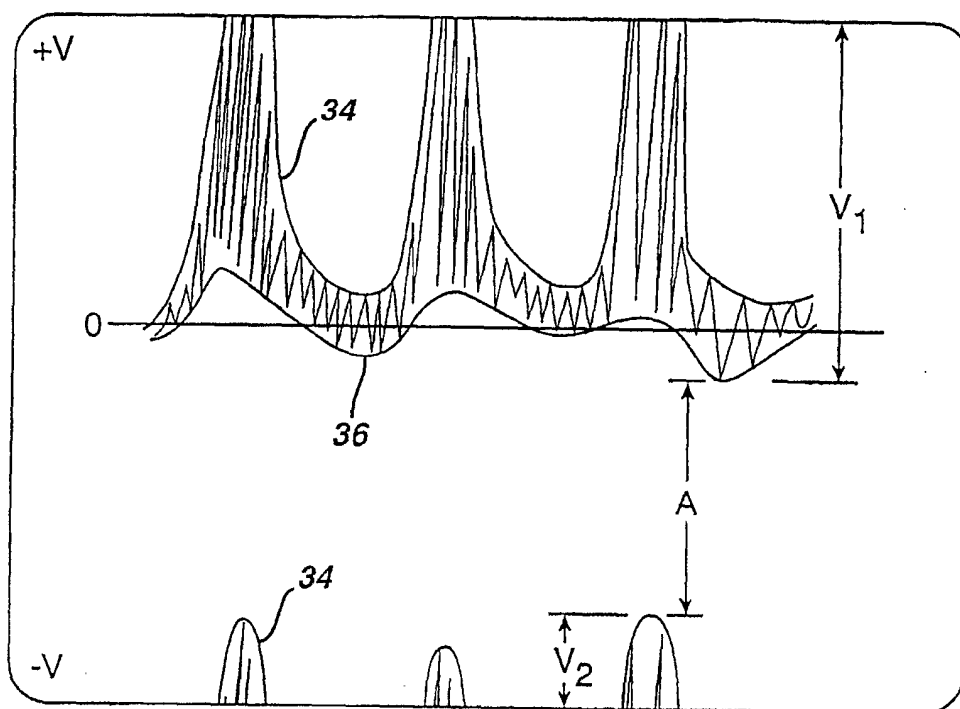


图 5

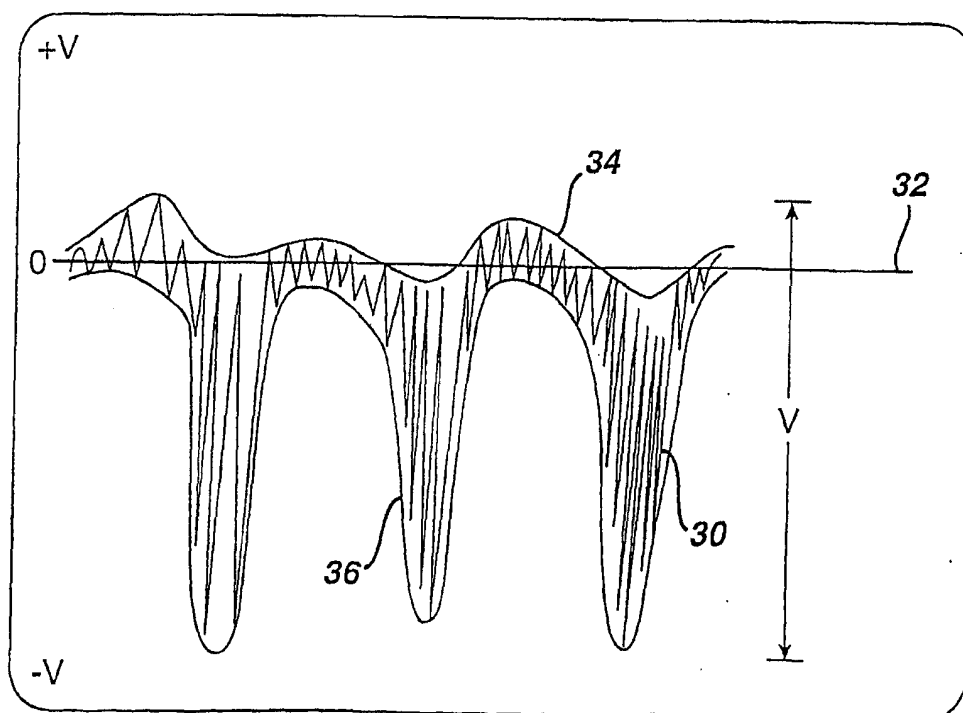


图 6

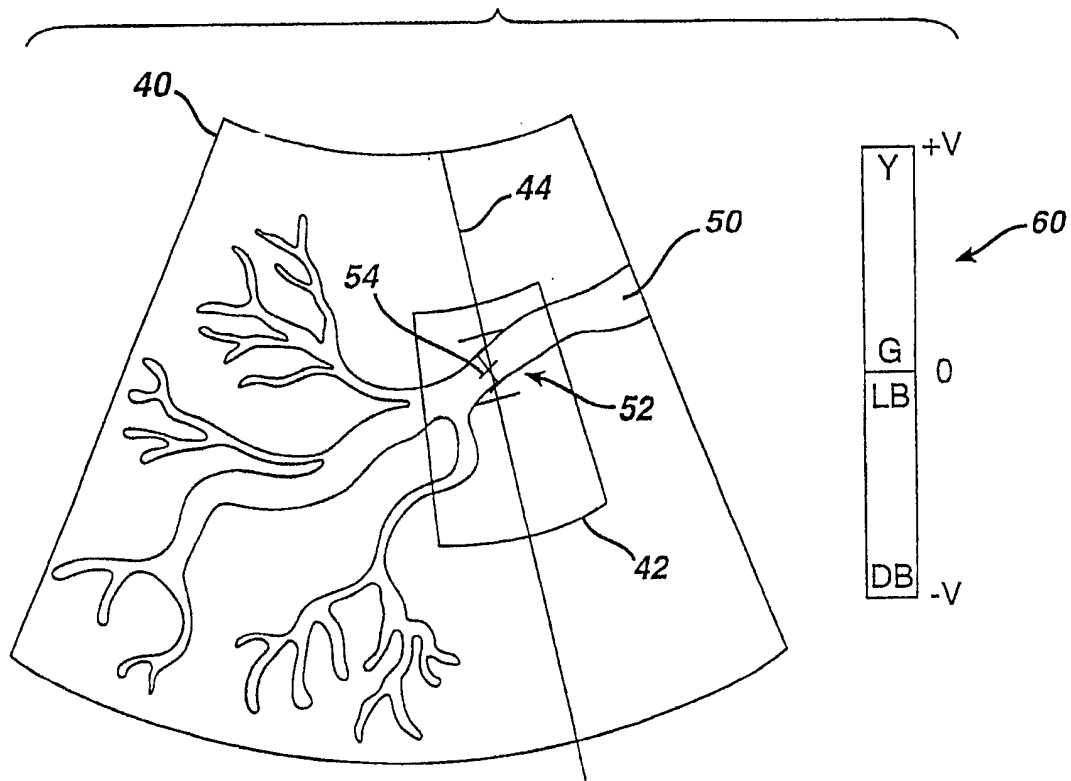


图 7

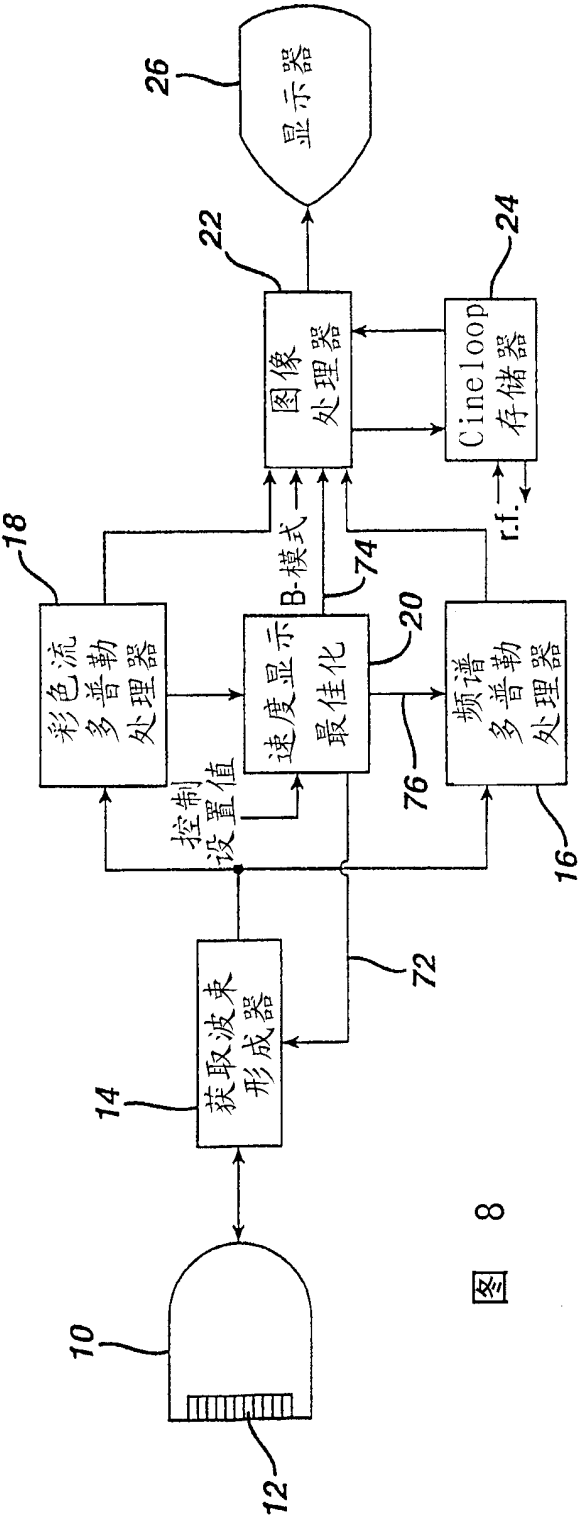


图 8

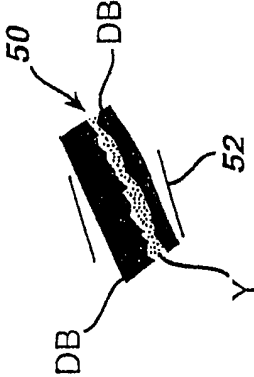


图 9

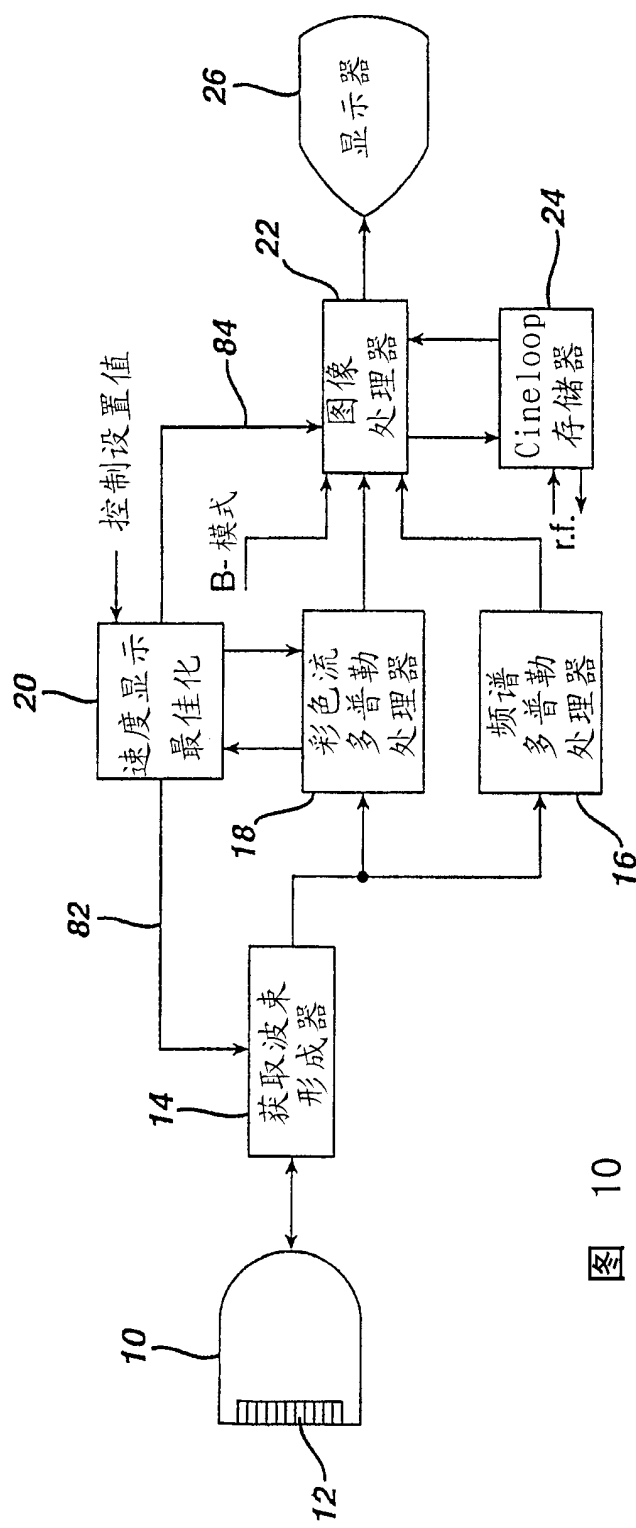


图 10

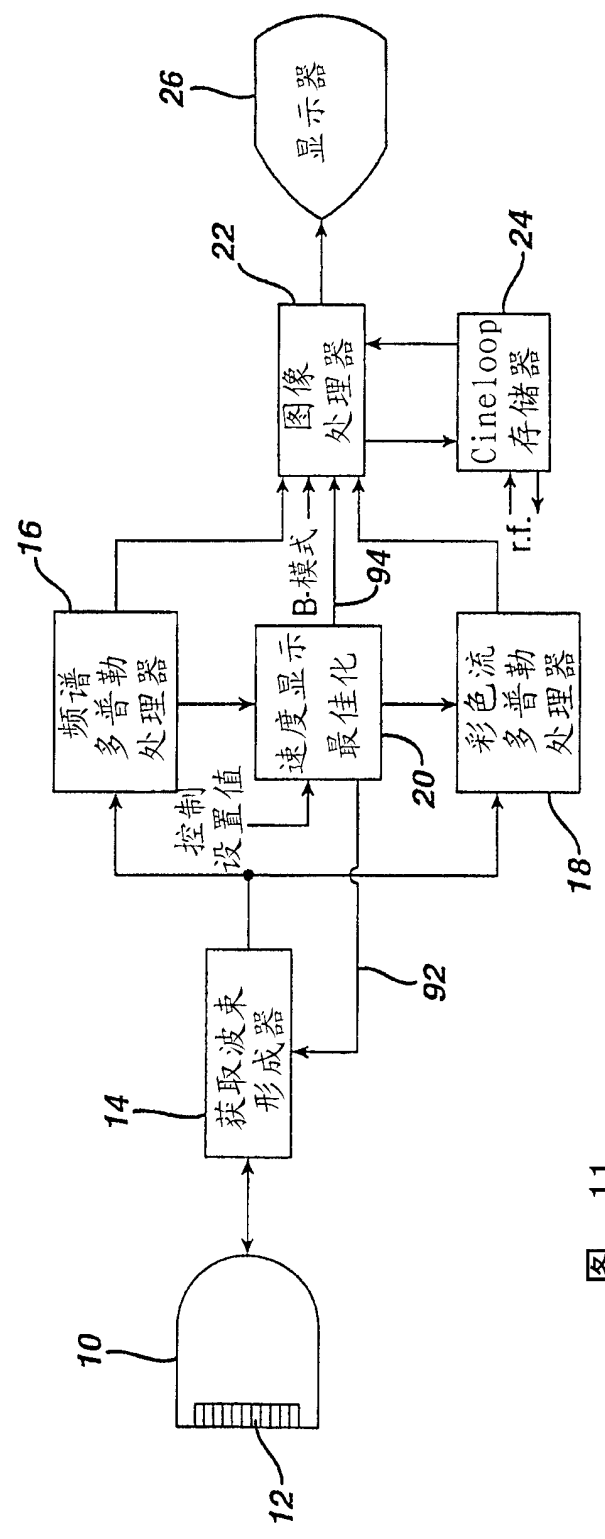


图 11

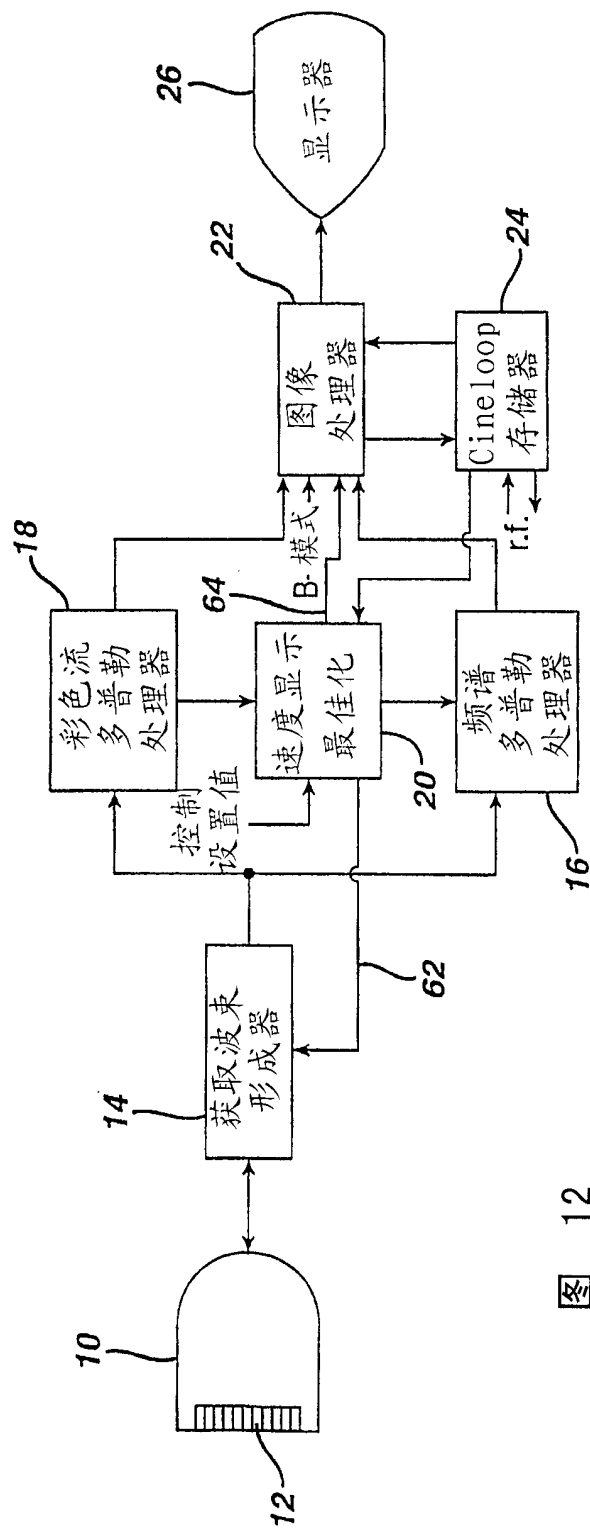


图 12