

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.  
G01S 7/52 (2006.01)  
A61B 8/08 (2006.01)



## [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200480037373.0

[43] 公开日 2007 年 1 月 10 日

[11] 公开号 CN 1894594A

[22] 申请日 2004.12.7

[21] 申请号 200480037373.0

[30] 优先权

[32] 2003.12.16 [33] US [31] 60/529,782

[86] 国际申请 PCT/IB2004/052697 2004.12.7

[87] 国际公布 WO2005/059586 英 2005.6.30

[85] 进入国家阶段日期 2006.6.15

[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. - M. 雍

[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

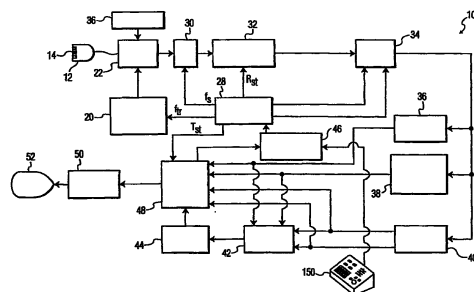
权利要求书 3 页 说明书 8 页 附图 4 页

### [54] 发明名称

具有自动控制穿透度、分辨率和帧速率的超声  
诊断成像系统

### [57] 摘要

给出了一种超声诊断成像系统和方法，其中在图像分辨率与帧速率 (Res/Speed) 之间的平衡和在图像分辨率与穿透度 (Pen/Gen/Res) 之间的平衡是根据图像内容而自动调节的。运动检测器分析接连的图像之间的相对运动。如果运动内容是相对较高的，则图像参数被改变为有利于相对较大的帧速率和减小的分辨率。低的运动内容引起相反的调节。在接连的图像之间的电子噪声也通过在远端区域的相对较高的噪声内容 (低的相关性) 而被计算，导致通过降低发送频率以调节穿透度。相对较低的噪声内容造成有利于增加分辨率的调节。



1. 一种用于自动调节超声系统的图像分辨率 (Res) 与实时帧速率 (Speed) 之间的关系的的方法, 包括:

获取在时间上的多个超声图像;

感测在时间上不同的超声图像之间的相对运动; 以及

响应于感测的相对较小的运动而增加图像分辨率与减小帧速率, 或响应于感测的相对较大的运动而减小图像分辨率与增加帧速率。

2. 权利要求1的方法, 其中感测包括计算在时间上不同的超声图像的像素内容的相关值,

其中相对较高的相关值相应于相对较小的运动而相对较低的相关值相应于较大的运动。

3. 权利要求1的方法, 其中感测包括利用探头运动传感装置感测相对运动。

4. 权利要求1的方法, 其中感测包括通过分析接连的超声图像的图像内容而感测相对运动。

5. 权利要求1的方法, 其中超声系统包括在图像分辨率与帧速率之间的关系的 Res/Speed 显示; 还包括与对于图像分辨率和/或帧速率所作出的改变一致地自动调节 Res/Speed 显示。

6. 权利要求5的方法, 其中 Res/Speed 显示包括用户可调节的设置, 它使得用户能够人工平衡在超声系统的图像分辨率与帧速率之间的关系。

7. 权利要求6的方法, 其中 Res/Speed 显示的人工调节用于调节为了图像分辨率与帧速率之间的平衡而要在随后进行的自动调节的方式。

8. 权利要求1的方法, 其中帧速率是通过改变发送波束密度、多行命令、聚焦区域的数目、或发送脉冲的数目中的至少一项而改变的。

9. 权利要求8的方法, 其中图像分辨率是通过图像场的空间采样而改变的。

10. 一种用于自动调节超声系统的图像分辨率 (Res) 与穿透深度 (Pen) 之间的关系的的方法, 包括:

获取在时间上的多个超声图像;

计算在时间上不同的超声图像之间的电子噪声; 以及

响应于相对较小的电子噪声而提高图像分辨率，或响应于相对较大的电子噪声而提高穿透度。

11. 权利要求 10 的方法，其中计算电子噪声包括计算在接连的获取的图像的区域之间的电子噪声的去相关值。

12. 权利要求 11 的方法，其中计算电子噪声还包括对图像中远端区域信号的相关值与其它地方的信号相关值进行比较。

13. 权利要求 12 的方法，其中当比较结果显示在远端区域中相对较低的相关值和其它地方的相对较高的相关值时，超声系统的工作频率被自动减小，以及当比较结果显示在远端区域和其它地方中相对较高的相关值时，超声系统的工作频率被自动增加。

14. 权利要求 10 的方法，其中增加图像分辨率包括增加超声系统的发送频率或接收频率中的至少一项，以及其中增加穿透度包括减小超声系统的发送频率或接收频率中的至少一项。

15. 权利要求 10 的方法，还包括在计算电子噪声之前对准时间上不同的超声图像。

16. 权利要求 10 的方法，其中超声系统包括在图像分辨率与穿透的深度之间的关系 Pen/Gen/Res 显示；还包括与对于在分辨率和穿透度之间的平衡所作出的改变一致地自动调节 Pen/Gen/Res 显示。

17. 权利要求 16 的方法，其中增加图像分辨率包括增加超声系统的工作频率；其中增加穿透度包括减小超声系统的工作频率；以及其中自动调节 Pen/Gen/Res 显示包括当工作频率减小时向 Pen 方向调节显示和当工作频率增加时向 Res 方向调节显示。

18. 权利要求 17 的方法，其中自动调节 Pen/Gen/Res 显示包括当执行基波频率操作时向 Pen 方向调节显示和当执行谐波操作时向 Res 方向调节显示。

19. 权利要求 17 的方法，其中工作频率包括发送频率或接收频率中的至少一项。

20. 权利要求 16 的方法，还包括人工调节 Pen/Gen/Res 显示，以便调节为了分辨率与穿透度之间的平衡而将要进行的自动调节的方式。

21. 一种超声诊断成像系统，包括：  
一个包括阵列换能器的探头；

被耦合来用于把驱动信号加到阵列换能器的发射机；  
被耦合来处理由阵列换能器接收的信号接收机；  
被耦合到接收机的显示器，它显示接收的超声图像；  
被耦合到探头的传感器，它感测在图像区域中的相对运动；  
响应于传感器的 Res/Speed 显示器，该传感器在该显示器上被显示成用于描述在图像分辨率与帧速率之间的相对平衡，  
其中发射机响应于传感器以便调节超声图像的帧速率。

22. 一种超声诊断成像系统，包括：  
一个包括阵列换能器的探头；  
被耦合来把驱动信号加到阵列换能器的发射机；  
被耦合来处理由阵列换能器接收的信号接收机；  
被耦合到接收机的显示器，它显示接收的超声图像；  
被耦合到探头的传感器，它感测在图像区域中的电子噪声；  
响应于传感器的 Pen/Gen/Res 显示器，该传感器在该显示器上被显示成用于描述在图像分辨率与穿透度之间的相对平衡，  
其中发射机响应于传感器以便调节发送的驱动信号的穿透度。

## 具有自动控制穿透度、分辨率和帧速率的 超声诊断成像系统

本发明涉及医学诊断成像系统，具体地，涉及自动控制最佳组织穿透度、成像帧速率、和图像分辨率的超声成像的诊断成像系统。

超声诊断成像应用在所遇到的成像条件方面可以有很大的不同。当例如为胎儿心脏成像时，需要高的显示器帧速率，以便精确地为快速跳动的心脏的细部成像。在诸如诊断肝脏中的肿瘤的其它应用中，高的帧速率是不必要的，但通常宁愿要高的图像质量（分辨率）。在某些情形下，被诊断的病灶可能在病人身体内很深的地方。在其它情形下，病灶可能仅仅在皮肤下面。这些相差很大的条件意味着，声谱显示仪人员必须经常改变超声系统的各种各样设置值，以便对于给定的检查获取最好的图像。使为设置新的检查的系统所需要操纵的超声系统设置值的数目最小化是所希望的。具体地，希望在可能时使得超声系统的许多人工设置自动化，以使得超声系统根据执行的检查自动地把系统的工作设置最优化。

按照本发明的原理，描述了一种超声诊断系统，它使得以下两个最经常使用的用户设置自动化：分辨率/速度（Res/Speed）控制与穿透度/分辨率（Pen/Gen/Res）控制。Res/Speed 控制通过改变诸如图像行密度、多行命令和聚焦区域数目的成像参数而调节图像质量（分辨率）与帧速率（速度）之间的折衷。Pen/Gen/Res 控制通过控制诸如发送和接收频率的成像参数而调节在图像分辨率与超声的穿透深度之间的折衷。在所显示的实施例中，这些控制的设置通过感测在成像的解剖学中的运动量和/或噪声而被自动化。根据感测的图像运动和或噪声，相关的图像参数被自动改变，以便得到作为这些矛盾因素的合理平衡的图像。

在图上：

图 1 以框图的形式显示按照本发明的原理而构建的超声诊断成像系统。

图 2 显示超声系统的 Res/Speed 控制的和超声系统的 Pen/Gen/Res

控制的实施方案。

图 3 显示为运动分析而划分成各图像子区域的超声扇区图像。

图 4 显示在接连的超声图像中分析运动的方法。

图 5 显示在接连的超声图像中的信息类型的相关性。

首先参照图 1, 图上以框图的形式显示按照本发明的原理构建的超声诊断成像系统。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于这个发送而返回的回波。发送频率控制电路 20 通过被耦合到阵列 14 中的超声换能器的发送/接收 (“T/R”) 开关来控制想要的时间和在想要的频率或频段上超声能量的发送。换能器阵列被驱动以发送信号的时间可以和内部系统时钟 (未示出) 同步, 或可以和身体的功能 (诸如心跳周期, 在该心跳周期内由 ECG 设备 26 提供心跳周期波形) 同步。当心跳处在如由 ECG 设备 26 所提供的波形确定的它的周期中想要的阶段时, 就命令探头去获取超声图像。由探头 12 发送的超声能量可以是相对较高的能量 (高的机械指数或 MI), 它会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, 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被控制信号  $f_{tr}$  所控制, 以及在阵列中各个单元被驱动来操纵和聚焦在想要的方向上的超声波束的时间则由控制信号  $T_{st}$  所控制。这两个控制信号都由中央控制器 28 生成。

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, 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进行采样。由采样理论确定的想要的采样速率至少是接收的带宽的最高频率的两倍, 它可能至少是 30-40MHz 的量级。高于最小要求的采样速率也是希望的。

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, 以便在由控制信号  $R_{st}$  规定的想要的波束操纵方向上形成相干

回波信号。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 可以随意接收不同于发送频段的接收频段。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。

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 以便进行传统的 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返回的微气泡回波而创建。

诸如微气泡这样的反差试剂的经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 优选地通过脉冲颠倒(pulse inversion)技术区分从谐波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。优选的脉冲颠倒技术例如在美国专利 No.6,186,950 中有描述。在低的 MI 中反差信号的检测和成像在美国专利 No.6,171,246 中有描述。

来自数字滤波器 34 的滤波的回波信号也被耦合到多卜勒处理器 40，用于传统的多卜勒处理，以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。

来自反差信号处理器 38、B 模式处理器 36 和多卜勒处理器 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，每个图像数据组相应于在各个时间得到的图像。在多个心跳期间的各次心跳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表示在心跳期间的各个时间的组织灌注的参数化图像。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。

按照本发明的原理,运动/噪声处理器 46 被提供来检测在图像场中物体的运动和或噪声。在所显示的实施例中,这是通过诸如 Pearson 相关那样的相关处理而完成的,这将在下面更详细地讨论。用以对相关处理过程的结果进行比较的准则通过由用户在用户接口 150 上调节 Res/Speed 控制或 Pen/Gen/Res 控制的设置或同时调节二者而被确定,这将在下面讨论。在图像场中物体的运动和/或噪声的检测结果被用来自动调节 Res/Speed 控制或 Pen/Gen/Res 控制的设置或这二者。通过响应于运动和/或噪声的检测的输出而去调节成像参数,这些调节使得超声系统的运行最佳化,以提供更清晰的、更好的分辨率的图像。

Res/Speed 控制和 Pen/Gen/Res 控制的例子显示于图 2。虽然这些控制可以是硬件旋钮或在控制板上的游标,但在本实施例中,这些控制是在超声显示器 52 的屏幕上由软件生成的显示器控制。这些控制可被显示为刻度盘或测量仪表或以各种各样形状和彩色显示的其它图形,以及可以具有定性或定量的设置。在本实施例中,这两个控制都是定性的条状显示 60。Res/Speed 控制 62 在“Res”(最大分辨率)和“Speed”(最大帧速率)以及在这些最大设置值之间的各个份额之间是可变的。Pen/Gen/Res 控制 64 在“Pen”(最大穿透)和“Res”(最大图像分辨率)以及以标称的总体设置值“Gen”为中心的这些最大设置之间的各个份额之间是可变的。每个控制的当前的设置值的效果由在条带中的标记 66 所显示,该标记是按照当前被加到超声图像的有效设置值而定位的。箭头 68 可以由诸如在控制板 150 上跟踪球或按键或鼠标这样的用户指向装置调节,以便人工设置控制设置值。

Res/Speed 控制和 Pen/Gen/Res 控制可以为人工控制或自动控制独立地设置。当为人工控制设置控制时,它的设置值仅仅能够通过用户的人工操纵来调节。当控制被设置用于人工控制时,它的标记 66 变暗,并在用户通过调节箭头来改变控制设置值时,连同着恒定地对准的箭头 68 一起移动。当控制被设置用于自动运行时,它的标记 66 被明亮地显示,而箭头 68 和标记可独立地移动。当用户在自动模式下人工地调节箭头 68 时,图像可响应于人工改变而变化,以及标记 66 与箭头的最后设置值对齐。一旦箭头的人工控制被释放,自动操作就开始。当图像场的运动和/或噪声特性被检测和被用来确定 Res/Speed 控制和 Pen/Gen/Res 控制的适当的自动设置值时,标记 66 将自动移动,以便



表示由自动控制导致的当前的设置值。用户可以一眼见到自动设置值如何从他或她的最后的人工设置值改变，并可以看见控制设置值对在图像场中检测的运动和噪声的响应。

如果用户不满意控制的自动操作的响应，则用户可以重新设置控制的箭头 68 的位置。通过在自动操作期间把箭头重新设置，将能重新设置这种控制的各个性能因素的平衡，以及也将调节下面所讨论的自动调节的进行方式。例如，如果用户期向更高的分辨率 (Res) 重新设置箭头，则以后的自动调节能更多地偏向更大的 Res 设置值方向改变。重新设置该控制的人工调节箭头因此会调节自动系统对分辨率、帧速率与穿透深度的等矛盾的效果进行平衡的程度。

在各种各样用途的超声系统中常常会发现运动检测的能力。各种传感器被使用来检测超声探头的运动，诸如在美国专利 5,529,070 (Augustine 等) 和美国专利 5,538,004 (Bamber) 中描述的那些。运动也可以通过比较接连的实时图像被感测，诸如在美国专利 6,299,579 (Peterson 等); 6,238,345 (Wissler 等); 6,117,081 (Jago 等); 5,782,766 (Weng 等); 5,575,286 (Weng 等); 5,566,674 (Weng); 5,899,861 (Freimel 等); 5,910,114 (Nock 等); 和 WO 00/24316 (Hossack 等) 中描述的那些。在这些专利中描述的运动感测或图像对准技术用于诸如对准各个图像的用途，以创建全景图像或从图像去除运动失真。这些技术中的任一项技术可被使用于本发明的自动系统。在本发明的实施例中，运动或对准信息被用来调节 Res/Speed 设置。当运动是较低时，采用较高的图像质量和较低的帧速率设置值，当运动是较高时，采用较低的图像质量和较高的帧速率设置值。

本发明的自动控制的实施例可以从诸如图 3 的图像 70 的超声图像序列开始。每个图像按分析划分成多个具有预定的像素尺寸的块 72，诸如 8 像素 × 8 像素或 16 像素 × 16 像素。对于矩形的图像，方块可以取长方形网格图案。对于诸如图 3 的图像 70 的扇区图像，方块可以按照扇区的弯曲被排列成曲线-直线形状。然后计算在接连的图像的相应的方块之间的运动，如图 4 所示。在本图中，在一个时间点获取的 Img 1 中像素方块 82 与在不同的时间点获取的图像 Img 2 中相应的相邻方块 84 相比较。接着的运动计算使用 Img 2 中的方块 84 和在另一个时间点获取的图像 Img 3 中的相应的方块 86。对于每个方块，可以通过找

出在两个像素图案之间的最大 Pearson 相关值而得出运动向量。这个计算的公式是：

$$\rho = \frac{\sum_{x,y} (I_{t1}(x,y) - \bar{I}_{t1}) (I_{t2}(x+d_x, y+d_y) - \bar{I}_{t2})}{\sqrt{\sum_{x,y} (I_{t1}(x,y) - \bar{I}_{t1})^2} \sqrt{\sum_{x,y} (I_{t2}(x+d_x, y+d_y) - \bar{I}_{t2})^2}}$$

其中  $I(x,y)$  是在坐标  $(x,y)$  处的像素强度，下标  $t1$  和  $t2$  表示在不同的时间点的图像帧， $\bar{I}$  是在像素块中的平均强度，以及  $(d_x, d_y)$  是在两个图像帧之间的幅度（距离）和局部运动的方向。相关值  $\rho$  表示运动向量  $(d_x, d_y)$  的可靠度。

然后，检查多个方块的运动向量和/或相关系数。可以检查所有的方块的运动向量和/或相关系数，或可以只使用选择的组的方块，诸如在图像 70 的中心的方块。如果对于大多数方块，运动向量的幅度是大的，或对于大多数方块，相关值  $\rho$  是低的，则通过增加从 Res 到 Speed 的 Res/Speed 控制的设置值而增加帧速率。从运动噪声处理器 46 到中央处理器 28 的最终得到的命令使得中央控制器以增加帧速率的方式来改变给探头 12 的命令。做到这一点的一个方法是通过改变波束操纵参数  $T_{st}$  而增加在相邻的波束之间的波束操纵的角度或间隔。通过具有更宽的间隔的波束，在被探头扫描的区域或体积中将发送较少的波束，这使得帧速率增加。也就是，通过发送和接收较少波束来获取帧或体积，可以以较少的时间扫描图像区域。波束间隔的增加减小了对图像区域或体积的空间采样，造成图像分辨率的相应的降低。做到这一点的另一个方法是增加多行命令：替代响应于发送波束而接收一个或两个接收波束，点扩散功能可被改变成响应于较小数目的发送波束中的每个发送波束而接收两个或四个接收波束。还有一个可能性是减小图像的聚焦区域的数目。例如，每一对接连的聚焦区域可被组合成一个聚焦区域，其焦点被设置在两个原先的区域的边界上。因此，Res/Speed 设置已被调节成一个趋向于增加帧速率(Speed)但却具有减小的图像分辨率(Res)的方向。

相应地，如果对于大多数方块，运动向量的幅度是小的，或对于大多数方块，相关值  $\rho$  是高的，表明图像之间运动很小，则通过改变从

Speed 到 Res 的设置值而提高图像质量。从运动噪声处理器 46 到中央处理器 28 的命令这时通过改变波束操纵参数  $T_{st}$  以发送更大数目的更紧密间隔的发送波束而实施波束密度的增加, 这些波束通过改变接收波束参数  $R_{st}$  而被适当地接收。例如, 对于更大的数目的发送波束, 多行命令也可以从四个减小到两个, 或从两个减小到一个。聚焦区域的数目还可以通过把一个或多个当前的聚焦区域分割成两个而增加。这些改变都将影响 Res/Speed 设置在趋于增加图像分辨率(Res)而同时减小帧速率(Speed)的方向上的调节。

当进行这些调节时, 标记 66 的位置随之在 Res/Speed 条带 62 上被改变。这通常是通过改变标记的数值而完成的, 该数值从运动/噪声处理器 46 发送到图形处理器(未示出), 后者处理对于显示器的 Res/Speed 控制与超声图像的图形重叠。

类似的方法可被用来自动调节 Pen/Gen/Res 控制 64 设置值作为图像信号/噪声的函数。图 5 显示具有运动的纯斑纹图像的去相关。这个图是当一个平面成像探头沿垂直方向行进时的相关值的改变造成的。当这样做以及图像平面沿垂直方向移动时, 斑纹信息开始在整个图像上去相关。在图 5 上, X 轴是探头行进的距离, 以 mm 计, 以及 Y 轴是图像之间的相关值。不同的曲线代表在由方块 94 中的图例显示的不同图像深度处的相关值的改变。可以看到, 相关值以取决于图像深度的不同的速率而改变。对于以 90 表示的邻近的和中等区域深度的实线曲线显示当图像平面行进时相关值的平滑倾斜, 其随距离增加而逐渐减小。然而, 对于远端区域(较大的深度)的、以 92 表示的虚线曲线被显示为在小的距离改变时有急剧的下降, 随后是逐渐地减小。相关值的这种初始的急剧下降据信是由于在远端区域中电子噪声(信号/噪声)的去相关造成的, 并直接涉及到成像穿透度。对于相关值的急剧的下降的响应是对 Pen/Gen/Res 设置的调节趋向于增加穿透度(Pen), 例如, 藉助减小发送频率或从谐波频率接收切换到基波频率接收。作为比较, 请参阅美国专利 6,458,083(Jago 等)和美国专利 6,283,919(Roundhill 等)。藉助于通过运动补偿而对准接连的图像帧以及计算图像去相关值, 可以对于 Pen/Gen/Res 控制作出适当的调节以呈现具有最佳成像穿透度的最好的图像分辨率。这个特性在医生在扫描期间经常改变成像深度时是特别有用的。

再次转到图 3 和 4, 对于接连的图像的多个像素块 72, 计算相关值。在远端区域中的相关值与在近端和/或中间区域中的相关值或对于整个图像的相关值进行比较。如果在远端区域中的相关值是相对较低的和在其它地方的相关值是相对较高的, 则通过调节 Pen/Gen/Res 控制从 Res 或 Gen 趋向 Pen 而增加穿透度。这影响从运动/噪声处理器 46 到中央处理器 28 的命令, 它使得中央处理器命令改变工作频率。这可以通过改变发送频率参数  $f_{tr}$  到较低的发送频率、减小数字滤波器 34 的通带或二者的组合而被实施。如果在远端区域中使用混合的基波/谐波信息, 则两种类型信号的混合比可被调节为有利于更多的基波信号频率内容。替换地, 可以在每个波束方向发送更多的脉冲和采用更大的信号平均。相应地, Pen/Gen/Res 控制条带 64 的标记 66 被调节成在显示的图形上趋向控制的 Pen 端。

类似地, 如果在全部图像上相关值是相对较高的, 也就是, 在远端区域不是特别低, 则可以提高工作频率以便提高分辨率, 并且 Pen/Gen/Res 控制被调节为从 Pen 或 Gen 趋向 Res。运动处理器命令中央控制器 28 通过增加发送频率参数值  $f_{tr}$ 、增加数字滤波器 34 的通带或同时增加这二者而增加工作频率。如果在远端区域使用混合的基波/谐波信息, 则两种类型的信号内容的混合比可被调节成有利于有更多的谐波信号频率内容。对被显示在 Pen/Gen/Res 控制 64 的标记 66 进行趋向 Res 的相应的调节。

在本发明的实施例中, 可以通过使用较少的像素块 72 和绝对差值之和 (SAD) 的算法而得到更有效的计算。参阅美国专利 6,442,298 (Olsson 等)。可以对接连的图像的相应的像素块进行比较, 以计算在两个图像之间在时间间隔上逐块的运动 (位移) 向量。然后, 通过使用这个向量, 图像之一可根据局部或全局原则而利用另一个图像来翘曲 (对准)。参阅美国专利 5,566,674 (Weng)。这种对准减小了图像之间由于探头或组织运动造成的去相关值, 留下作为去相关影响的信号/噪声 (电子噪声) 因子。如果希望的话, 在对准计算中使用的像素块的数目可能小于在以后的相关分析中使用的数目, 以便减小计算时间。然后如上所述地计算对准的或翘曲的图像的相关值, 以便自动调节 Pen/Gen/Res 控制设置值。

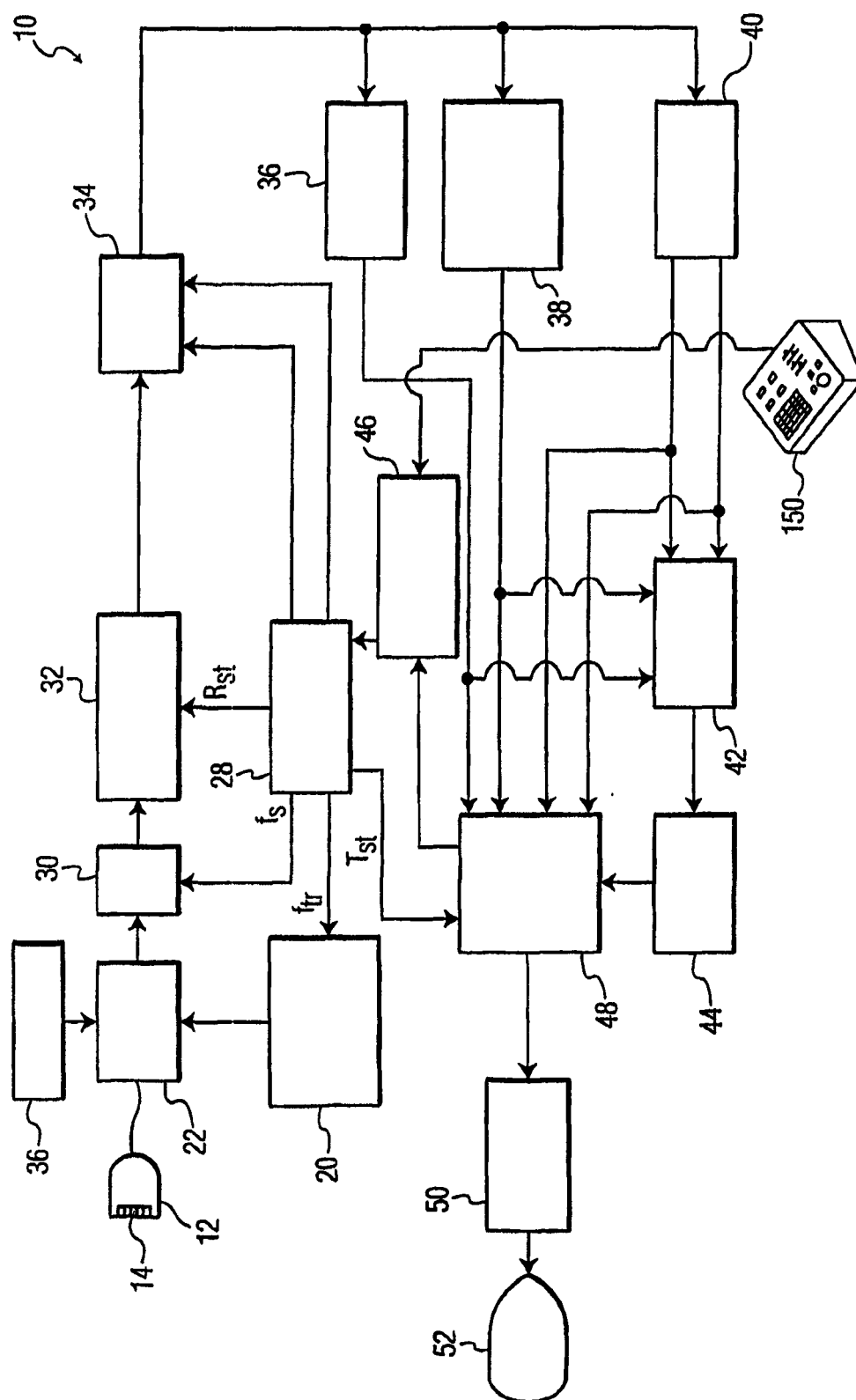


图 1

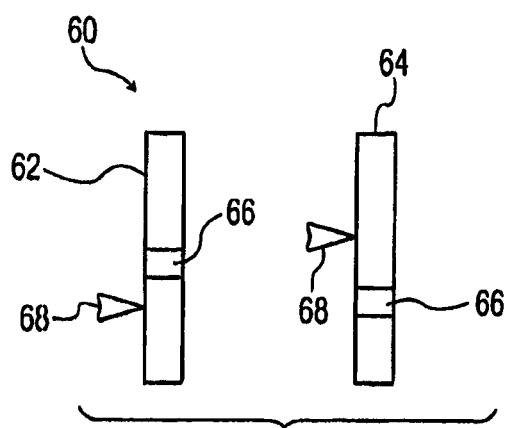


图 2

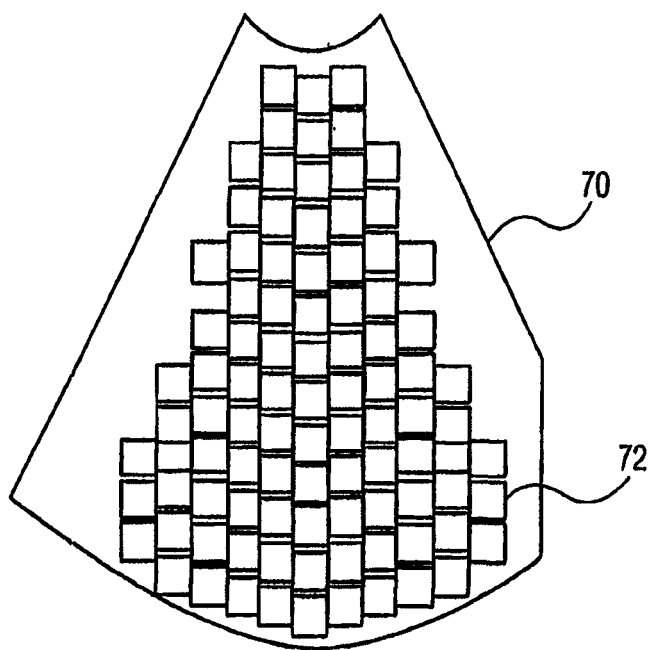


图 3

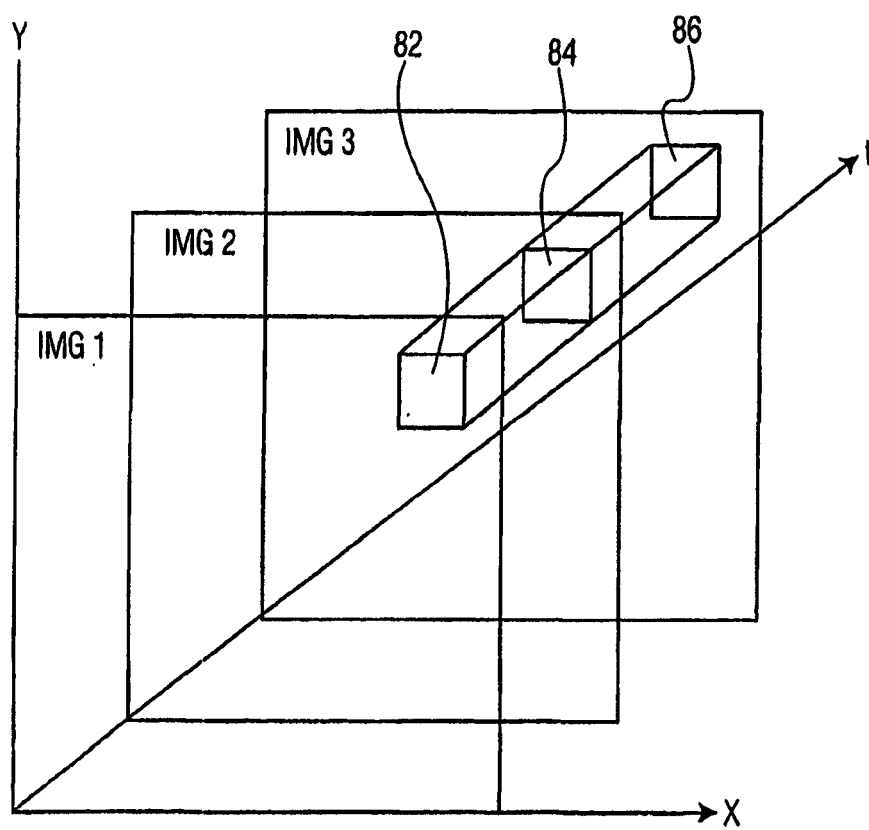


图 4

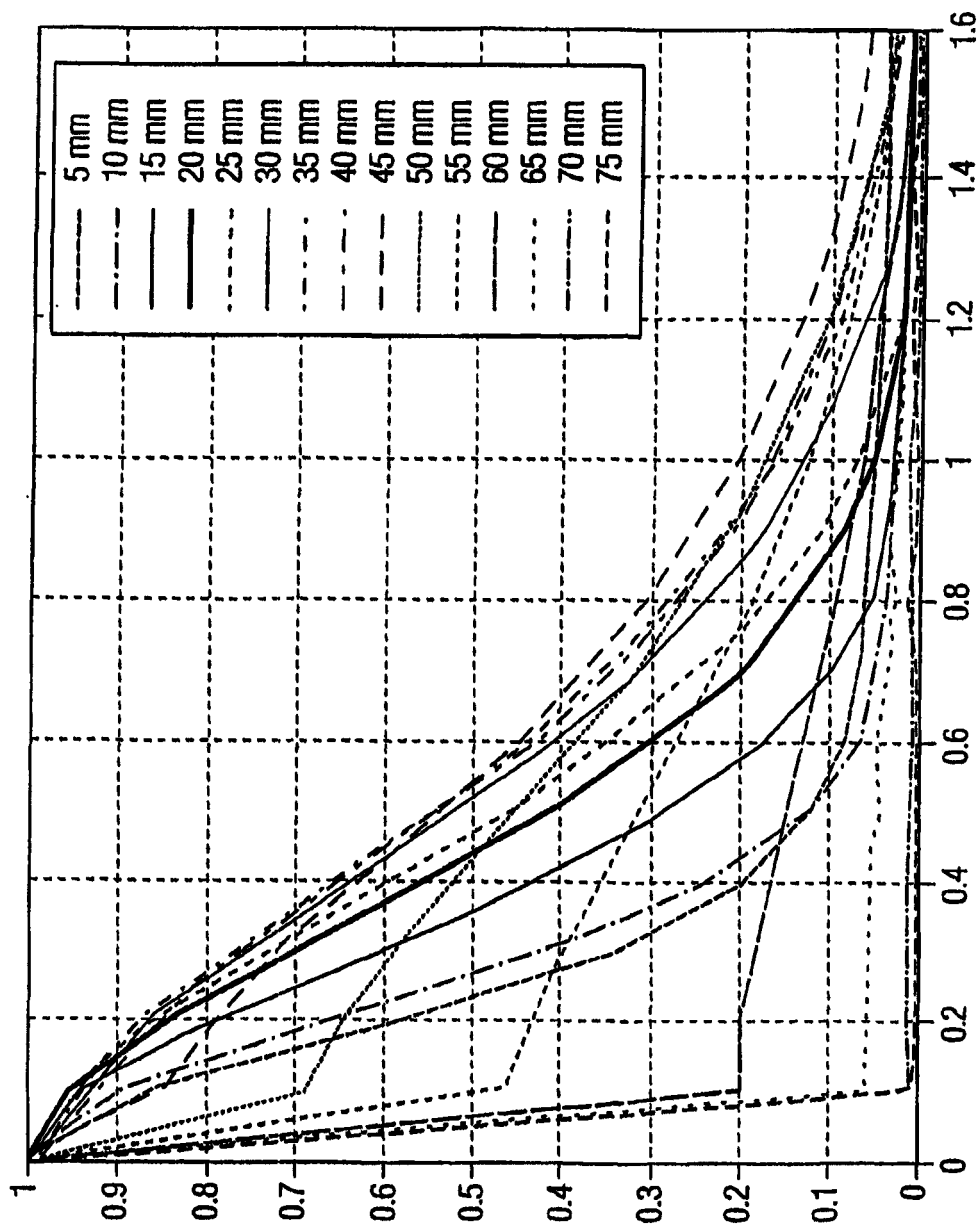


图 5



给出了一种超声诊断成像系统和方法, 其中在图像分辨率与帧速率(Res/Speed)之间的平衡和在图像分辨率与穿透度(Pen/Gen/Res)之间的平衡是根据图像内容而自动调节的。运动检测器分析接连的图像之间的相对运动。如果运动内容是相对较高的, 则图像参数被改变为有利于相对较大的帧速率和减小的分辨率。低的运动内容引起相反的调节。在接连的图像之间的电子噪声也通过在远端区域的相对较高的噪声内容(低的相关性)而被计算, 导致通过降低发送频率以调节穿透度。相对较低的噪声内容造成有利于增加分辨率的调节。

