



[45] 授权公告日 2009 年 2 月 4 日

[11] 授权公告号 CN 100457048C

[22] 申请日 2004. 9. 21

[21] 申请号 200480029337. X

[30] 优先权

[32] 2003. 10. 8 [33] US [31] 60/509,629

[86] 国际申请 PCT/IB2004/051817 2004. 9. 21

[87] 国际公布 WO2005/034760 英 2005. 4. 21

[85] 进入国家阶段日期 2006. 4. 7

[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 · 施沃茨

[56] 参考文献

US6494838B2 2002. 12. 17

US5278757A 1994. 1. 11

US6374674B1 2002. 4. 23

US6282963B1 2001. 9. 4

US6629929B1 2003. 10. 7

审查员 王 锐

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 吴立明 张志醒

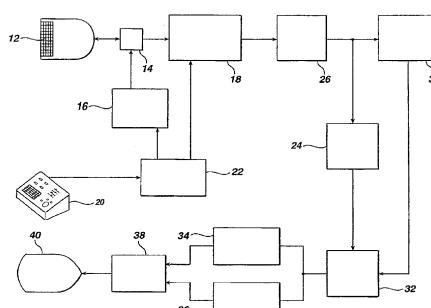
权利要求书 3 页 说明书 10 页 附图 18 页

[54] 发明名称

通过协调声学采样分辨率、体积线密度和体积成像速率而改进的超声体积成像

[57] 摘要

在扫描体积区域的超声诊断成像系统中，采样带宽或空间分辨率与通过孔径尺寸和波长及期望的输出带宽或体积成像速率确定的可用换能器分辨率匹配。在一个所示的实施例中，这是通过控制用于扫描体积区域的射束的空间点扩展函数以在声频采样分辨率、期望的输出线密度和体积成像速率之间提供更加理想的关系实现的。该最佳化的益处是可通过采集不比所能利用高的分辨率就能够使信息内容和信息移动效率最大化，和使用限制空间带宽的孔径函数来提供更加理想的采样函数。



1. 一种用于三维扫描的超声诊断成像系统，包括：
具有多个换能器元件的阵列换能器；
与阵列换能器耦接的射束形成器，其促使所述阵列换能器使用多个发射束来扫描一个体积区域并响应于发射束来接收回声信息，所述射束形成器控制由射束形成器发射和/或接收的射束的点扩展函数；
与射束形成器耦接的图像处理器，其响应于回声信息来产生图像信号；和
与图像处理器耦接的显示器；
其中当用第一线密度扫描所述体积区域时，由射束形成器产生的射束呈现出第一点扩展函数，而当用第二线密度扫描所述体积区域时，由射束形成器产生的射束呈现出第二点扩展函数，以及所述第一和第二点扩展函数导致对所述体积区域的空间采样的空间分辨率分别与第一和第二线密度相匹配。
2. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统，其中所述点扩展函数是指在所述体积区域的脉冲-回声空间采样的聚焦区域处的双向空间响应。
3. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统，其中当用第一线密度扫描所述体积区域时，所述发射束会在焦点处呈现出相对较窄的束剖面图，而当用比所述第一线密度小的第二线密度扫描体积区域时，所述发射束会在焦点处呈现出相对较宽的束剖面图。
4. 根据权利要求3所述的超声诊断成像系统，其中当用第一和第二线密度扫描所述体积区域时，相邻射束在相同的强度等级处重叠。
5. 根据权利要求4所述的超声诊断成像系统，其中所述发射束满足用于对体积区域进行相同程度的空间采样的奈奎斯特标准。
6. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统，其中所述点扩展函数满足用于对体积区域进行相同程度的空间采样的奈奎斯特标准。
7. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统，其中所述点扩展函数不但呈现方位角维度而且还呈现出仰角维度；
其中点扩展函数在方位角和仰角维度上是对称的。
8. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统，其中所述点扩展函数不但呈现方位角维度而且还呈现出仰角维度；

其中点扩展函数在方位角和仰角维度上是不对称的。

9. 一种用于三维扫描的超声诊断成像系统，包括：

具有多个换能器元件的阵列换能器；

与阵列换能器耦接的射束形成器，其促使所述阵列换能器使用多个发射束来扫描一个体积区域并响应于发射束来接收回声信息，所述射束形成器通过控制阵列换能器的孔径函数来控制由射束形成器发射和/或接收的射束的点扩展函数；

与射束形成器耦接的图像处理器，其响应于回声信息来产生图像信号；和

与图像处理器耦接的显示器；

其中当用第一线密度扫描所述体积区域时，所述射束形成器利用第一孔径函数，而当用第二线密度扫描所述体积区域时，所述射束形成器利用第二孔径函数，以及所述第一和第二孔径函数导致对所述体积区域的空间采样的空间分辨率分别与第一和第二线密度相匹配。

10. 根据权利要求9所述的超声诊断成像系统，其中所述孔径函数包括在阵列换能器的有效孔径中使用的元件和所述有效孔径的元件的变迹函数的组合。

11. 根据权利要求10所述的超声诊断成像系统，其中当用第一和第二线密度扫描所述体积区域时，控制所述变迹函数以使点扩展函数与线间隔相匹配。

12. 根据权利要求11所述的超声诊断成像系统，其中第一线密度比第二线密度大；并且

其中当用第二线密度扫描所述体积区域时，控制所述变迹函数以扫描增加的场深度。

13. 根据权利要求10所述的超声诊断成像系统，其中所述变迹函数包括在发射或接收事件期间有效孔径的各个元件的信号的相对加权。

14. 根据权利要求9所述的超声诊断成像系统，其中所述第一和第二孔径函数满足用于对体积区域进行相同程度的空间采样的奈奎斯特标准。

15. 根据权利要求14所述的超声诊断成像系统，其中所述第一和第二孔径函数都确切地满足用于对体积区域进行空间采样的奈奎斯

特标准。

16. 根据权利要求10所述的超声诊断成像系统，其中所述发射束呈现出恒定的角采样密度；并且

其中变迹函数作为射束角的函数而变化以补偿换能器接受角效应。

17. 在用于体扫描并包括用户接口的超声诊断成像系统中，一种用于确定对一个体积区域进行空间采样的点扩展函数的方法，包括：

确定将要扫描的体积区域的期望尺寸；

确定期望的体积采集速率；

计算用于在期望的体积采集速率下扫描所述期望尺寸的体积区域的线密度；和

计算将在所述线密度下对体积区域进行空间采样的点扩展函数。

18. 根据权利要求17所述的方法，其中所述计算点扩展函数还包括计算满足用于对体积区域进行期望程度的空间采样的奈奎斯特标准的点扩展函数。

19. 根据权利要求17所述的方法，还包括：

确定提供所计算的点扩展函数的孔径函数。

20. 根据权利要求19所述的方法，其中确定孔径函数包括确定用于提供所计算的点扩展函数的有效孔径的变迹函数。

21. 根据权利要求17所述的方法，其中确定期望的体积采集速率包括确定显示器的体积帧速率。

22. 根据权利要求17所述的方法，其中计算点扩展函数包括确定与期望的点扩展函数近似成反比的孔径函数。

通过协调声学采样分辨率、
体积线密度和体积成像速率而改进的超声体积成像

技术领域

本发明涉及超声诊断成像，更加具体地说，涉及在超声体积成像系统中控制声采样分辨率、期望的输出线密度和体积成像速率的关系。

背景技术

超声诊断成像系统现在能够扫描人体的体积区域以产生所述体积区域的三维图像。因为比二维图像的平面区域需要更多的射束，所以扫描体积区域所需的时间可能大得多，从而会使产生立体图像的速度相对较低。维持可接受的图像速度的一种方法是对于给定过程（例如心脏成像）预先确定恒定数量的发射束，这些发射束将被用于扫描标定体区域。随着用户调节象场的深度以包含比标定体大的深度，帧速率将降低，因为需要更多的时间来从较大的深度接收回声。如果用户调节标定体的横向尺寸使得更宽的体积区域被扫描，则发射束被更宽地展开以扫描更宽的标定体，并且射束密度衰落。射束密度的这种衰落随着射束密度降低可能会导致体积区域的采样过疏。对于一些应用，图像体的最小空间采样过疏可能几乎不会注意到。然而，对于其它应用来说，将会出现有害的图像假象。平面或体积区域的空间采样过疏将会在图像中引发闪光效应，并且它看起来就像是通过格栅（grate）或屏幕正在观看的图像。在某些诊断应用中，例如搜索肝脏损伤，通常通过在图像中辨别肝脏组织的微妙变化来诊断病理。超声图像的斑点图案可能会在该诊断中起着关键作用，因为临床医生会在肝脏图像的斑点图案中查找微妙变化。这种微小差别可能被空间采样过疏的闪烁或闪光假象所掩盖。因此期望的是，防止或者至少控制空间采样假象以使得这种诊断将不会被阻止。

发明内容

根据本发明的原理，披露了一种超声体积成像系统，其中通过控

制声学成像点扩展函数来控制空间采样。在所示的实施例中，使体积区域的线密度与声学成像点扩展函数协调，以对体积区域产生期望的空间采样。通过这种控制，可将空间采样假象维持在一个可接受的水平，因为体积区域的尺寸和形状被改变了。根据本发明的另一个实施例，可通过在可接受等级的声学输出范围内控制所述点扩展函数来提供更大深度的扫描。

附图说明

在附图中：

图1说明在一维中的理想射束强度；

图2说明提供适当空间采样的两个射束的理想射束强度；

图3说明提供不能满足奈奎斯特标准的空间采样的两个分隔更开的射束的理想射束强度；

图4说明提供满足奈奎斯特标准的空间采样的两个分隔更开的射束的理想射束强度；

图5说明一超声射束的典型波瓣图案；

图6说明提供满足奈奎斯特标准的空间采样的两个超声射束的典型波瓣图案；

图7说明提供满足奈奎斯特标准的空间采样的两个分隔更开的超声射束的典型波瓣图案；

图8说明提供在一个受控程度上不满足奈奎斯特标准的空间采样的两个超声射束的典型波瓣图案；

图9说明典型的空间采样频谱；

图10说明将要根据本发明的原理进行有效扫描的金字塔形体积区域的方位角和仰角维度；

图11说明根据本发明的原理而构造的立体超声诊断成像系统；

图12a-12j说明各种射束聚焦状态下的点扩展函数随孔径和变迹函数的不同组合的变化；

图13a和13b说明具有根据本发明的原理来控制的点扩展函数在二维中相对较窄的超声孔径的典型波瓣图案；

图13c和13d说明具有根据本发明的原理来控制的点扩展函数在二维中相对较宽的超声孔径的典型波瓣图案。

具体实施方式

首先参照图1，其示出了一个理想的超声射束强度截面50。强度截面50是理想化的，因为其被显示为方形函数，其具有处于恒定最大强度的强度（幅度）并且在所述射束的任一侧都降为零强度。所述射束图的横坐标示出，在本示例中，射束在成像场的聚焦区域中的方位角方向上扩展半毫米的距离（横向距离）（在本实施例中为从25.5mm到26.0mm）。

为了对成像场进行充分空间采样，必须要发射多个间隔开的射束以便满足奈奎斯特（Nyquist）标准。图2说明除了图1的射束之外被发射的用于对成像场进行充分空间采样的第二射束。第二射束具有由虚线表示的超声射束强度截面52。在本示例中看到，第二射束强度截面从25.75mm延伸到26.25mm。因为第二束剖面图与第一射束的束剖面图重叠50%，所以成像场被空间采样以便在此点上满足奈奎斯特标准，这就要求以空间信息的两倍频率进行采样。这种跨过成像场的整个角距离的连续射束将会对整个成像场进行充分采样。

图3示出两个射束的射束强度截面50和54，其中这些射束被分隔得更开。所述射束强度截面具有与先前示例相同的维度，每个射束强度截面在方位角上延伸0.5mm。然而，在本示例中，射束的中心到中心的间距是1mm距离，而非先前示例的0.25mm间距。分隔较开的两个射束将不会满足用于空间采样的奈奎斯特标准，并且这种射束采样图案可能会导致空间采样过疏的闪烁或闪光假象特性。

根据本发明的原理，当扫描束被分隔更开时，射束的空间点扩展函数被调节以解决射束的较大中心到中心间距（降低的输出线密度）。如此处所使用的，所述点扩展函数指的是脉冲回波序列的双向空间响应，即用于空间采样的发射束及其所接收射束的射束图案。点扩展函数由所使用的传感器孔径的尺寸和在所述孔径处所使用的切址（apodization）（加权或强度）函数来确定。此处用于说明点扩展函数的附图一般地示出孔径和在射束焦点处的点扩展函数之间的单向（发射）关系。可在用于定义点扩展函数的孔径控制上面对射束聚焦进行分层，这通常是通过机械透镜或电子延迟完成的。图4示出用于具有1mm的中心到中心间距的两个射束的两个射束强度截面56和

58，所述中心到中心间距与图3的射束相同，但具有产生更宽的射束强度截面（在本示例中为2mm）的孔径函数。能够看出两个射束强度截面56和58如图2中那样重叠50%，从而满足用于通过间隔更宽的射束对成像区域进行空间采样的奈奎斯特标准。

由振列传感器发射的在焦平面处的超声射束的射束强度截面不象在前面的附图中那样是方形的，而在形状上更加正弦，并且由于孔径的有限尺寸，所述射束强度截面通常将具有由旁瓣包围的主瓣，如由图5的射束强度截面60所示的。虽然先前附图的射束强度截面范围通过在方形剖面图的侧部瞬间降至零被清楚地描绘，但从其中心峰值逐渐衰减（roll off）的例如剖面图60的实际束剖面图具有由系统设计者的标准确定的空间范围。用于射束强度截面的有效范围的一个通常强度等级是这样的点：在该点处强度从强度峰值已经衰减了3dB，如通过在图5中的主瓣的任一侧上的点62和64所示。通过本示例中使用的3dB点，可以注意到用于空间采样的有效射束维度延伸过从D1到D2的距离。对于适当的奈奎斯特空间采样，相邻的、类似维度的射束66的3dB点将落在射束60的3dB点62和64之间，如图6所示。然而，如果将射束分隔得更开，也就是，正被扫描的区域的宽度增加或射束密度降低，则改变射束的点扩展函数使得射束70和76的3dB点72、78、74充分延展以满足用于空间采样的奈奎斯特标准，如图7所示。

提供更宽主瓣发射束的点扩展函数将声穿透束剖面图中心周围更宽的区域。这能够响应于每个发射束而接收更大数量的接收多线。随着发射束被扩宽，每个多线剖面图和发射束剖面图的乘积为每个发射接受组合提供一个改进的点扩展函数。该情况下，点扩展函数受每个接收多线的较窄束剖面图支配。参见美国专利6,494,838，其披露了通过多线接收和扫描线内插来增加体积线密度的系统。

与完全满足用于空间采样的奈奎斯特标准相反，对于某些应用也可以决定维持空间采样射束弥散，该空间采样射束弥散不满足奈奎斯特标准但仍会产生满足给定过程的图像。例如，产科医生可能正在对胎儿成像以测量胎儿的骨骼，以此来计算妊娠期。在这种检查中，组织结构可能是不重要的，但较高的帧速率可以呈现正在可以被满意测量的子宫中移动的胎儿的图像。如果解剖部件的组织处于正确的位置，产科医生通常将是满意的，在该情况下较低的空间频率将足以。

图8说明两个相邻的束剖面图80、82，该两个束剖面图在它们的3dB点84（距离轴上的位置 D_2 ）处重叠。虽然从这种射束扩展可能会产生一些空间采样假象，但它们可能不会处于充分阻止对胎儿骨骼进行测量的等级。如果增大正被成像的体积，则可调节发射束的孔径以扩宽束剖面图并因此扩宽正被探寻的空间信息的范围。图9说明空间采样频率和由以图解方式进行的空间采样过疏产生的假象之间的关系。可以空间采样频率 f_s 对正被成像的区域或体积进行采样，所述空间采样频率 f_s 是空间截止频率 f_c 的两倍。正被采样的解剖信息具有空间频率86的频带，所述空间频率86会衰减至较高的频率 f_h 。因此，高于 f_c 的空间频率将混叠回至较低的频率 f_c-f_h ，如虚线88所示。在特定的应用中，这种混叠是可接受的；换句话说，如果例如斑点图案的构造对于诊断是有用的，则这种混叠是不可接受的并且应该在较高的空间频率下进行空间采样 f_s 。

在有效数据采集设计中，采样带宽或空间分辨率被与可获得的换能器分辨率（其特征可在于孔径大小和声学波长）和期望的输出带宽或体积成像速率相匹配。换能器几何尺寸、输出线密度和体积成像速率的不同组合会导致有效设计使用可变化的采集分辨率。在具有可编程射束形成器的超声系统中，可调节空间点扩展函数以使空间分辨率最佳匹配于期望的输出线密度，期望的输出线密度将确定二维或三维图像的帧速率。在要求最大体积成像速率的3D扫描应用中，可通过调节发射孔径或接收孔径或二者的切址来改变点扩展函数以使采样分辨率匹配于线密度。如何进行这种调节的简单示例参见图10所示。假设临床医生想要对胎儿心脏进行3D成像。进一步假设3D换能器探测器具有能够扫描金字塔形体积90的阵列换能器，如图10所示。阵列换能器处于体积90的顶点92处或正好在其上面。还假设临床医生发现在方位角方向上测量 30° 和在仰角方向上测量 30° 并扩展至7cm的深度的体积中可捕捉到整个胎儿心脏，如图所示。在本例中，假设声音到达7cm深度并返回所需的往返时间是100微秒。这意味着用于一个扫描线的采集时间是100微秒。进一步假设临床医生期望30个体积每秒的帧速率。从30vol/sec（体积/每秒）的期望帧速率和100微秒/线的线时间，可以看出在所分配的时间中能够使用333线来扫描体积90以满足体积帧速率要求。这些线将被分布在整个体积90上。虽然在方位角

和仰角方向上可使用不同的线密度，但在本例中将假设在两个方向上将使用一致的线密度。可对分配的线数量进行分布使得在方位角方向上具有十八条线而在仰角方向上具有十八条线，如由沿体积90的底部的小描绘线所示。30°乘30°的测量体积扇区，这意味着各线近似处于1.6°的中心到中心间距上。为了满足有50%重叠的奈奎斯特标准，应在仰角和方位角方向上使用1.6°的点扩展函数来满足奈奎斯特标准。在对角方向上，将会对体积略微在空间上进行过疏采样，如果期望，这可通过略微扩宽束剖面图或增大线密度来克服。用二维阵列换能器对三维中的点扩展函数进行定形的能力还能够形成点扩展函数的有利形状。例如，可对点扩展函数进行定形以对体积中集结的更加有效的射束产生六角形近似。例如参见美国专利6,384,516、6,497,663和申请序列号09/908,294，这些文献披露了六角形阵列换能器和射束扫描的制造和应用。

因此看出为体积区域设计扫描标准的方法是通过确定期望输出体积尺寸（在上面的例子中为30°乘30°乘7cm的体积尺寸）和期望体积采集速率（在本示例中为30体积/秒）开始的。计算能够通过期望的体积尺寸和体积采集速率（在本例中为333线/体积）支持的线密度。线密度在所有方向上可以是不对称的或对称的。然后计算在方位角和方位角（在本例中为1.6°）上对线密度进行采样所需的点扩展函数。然后为发射束并且优选的为发射束和接收束选择在方位角和仰角中提供计算的点扩展函数的切址函数。在图11中示出了用于执行该根据本发明原理的方法的超声系统。能够进行三维成像的超声探测器10包括二维阵列换能器12，其在三维体积上发射射束并响应于每个发射束而接收单个或多个接收束。在美国专利申请序列号09/663,357和美国专利6,468,216中披露有适当的二维阵列。通过射束发射器16来控制所述阵列的发射束特性，射束发射器16促使所述阵列的变迹孔径元件在通过所述主体的体积区域的期望方向上发射期望宽度的会聚射束。借助发射/接收开关14从射束发射器16向所述阵列的元件传送发射脉冲。由所述阵列元件响应发射束接收的回声信号被耦接到射束形成器18，在那里由所述阵列换能器的元件接收的回声信号被处理以响应发射束形成单个或多个接收射束。在美国专利申请序列号09/746,165中披露有用于此目的的适当射束形成器。与在系统射束形

成器18中容纳所有射束形成器电路相反，如美国专利6,468,216中所述，可将射束形成器电路布置在探测器10和所述系统之间。

由射束形成器18形成的接收束被耦接到执行类似过滤和正交解调的函数的信号处理器。所述经处理的接收束被耦接到多普勒处理器30和/或B模式处理器24。多普勒处理器30将回声信息处理成多普勒功率或速度信息。三维多普勒信息被存储在3D数据存储器32中，由此可以各种格式显示三维多普勒信息，例如在美国专利Re. 36564中所披露的3D功率多普勒显示器。对于B模式成像，通过B模式处理器34对接收束进行包络检测并将信号以对数的方式压缩成适当的动态范围，然后将其存储在3D数据存储器32中。3D数据存储器可包括任何存储装置或具有三个地址参数的存储装置组。可以若干种方式对存储在3D数据存储器32中的三维图像数据进行处理以进行显示。一种方法是产生体积的多个2D平面。这在美国专利6,443,896中有所披露。通过多平面重新格式器34来产生体积区域的这种平面图像。也可通过体积再现装置36来再现三维图像数据以形成3D显示。如美国专利5,720,291中所述的可以是B模式、多普勒或二者的最终图像被耦接到图像处理器38，由此在图像显示器40上对它们进行显示。

根据本发明的原理，图11的超声系统包括射束形成控制器22，其控制射束发射器16和接收射束形成器18。射束形成控制器22可对用户接口20进行响应，由此临床医生可为射束形成控制器设置成像参数。例如，临床医生可输入立体扫描区域的方位角和仰角宽度、扫描区域的深度和所需的帧速率的值。超声系统（例如可从Philips Ultrasound Inc. 得到的那些超声系统）能够响应于临床医生对检查类型、称为“特定组织成像”的特征的选择来自动选择初始参数设置。从这些参数，射束形成控制器可如上所述的计算能够用于扫描体积区域的线数量和线密度，和那个线密度所需的点扩展函数。因为聚焦平面点扩展函数是孔径函数的傅立叶变换，所以射束形成控制器22可执行所述点扩展函数的反向傅立叶变换以计算需要的阵列孔径。可选择的，可预先计算所期望的点扩展函数的参数并将其存储在所述系统上以便与编程的聚焦参数一起执行。也可足以通过选择适当的孔径来“自由（on the fly）”确定点扩展函数，因为点扩展函数与孔径函数近似成反比。因为到达或来自所述孔径的换能器元件的信号被屏蔽

(不同加权或变迹), 所以点扩展函数将扩宽以适应更大的线间隔(较小的线密度)。用另一种方式来阐明, 射束宽度与孔径宽度成反比。通过改变换能器元件的数量和其用于发射和/或接收的有效孔径的位置, 和到达或来自那些元件的信号的加权(其也会影响旁瓣特性), 可使声频射束的主瓣的宽度适用于期望的点扩展函数。参见由Eugene Hecht (Addison-Wesley Pub. Co.) 发表的“Optics Second Edition”(第11章)和由J. W. Goodman (McGraw-Hill Book Co.) 发表的Introduction To Fourier Optics(第4章), 其中这些原理是在光学领域说明的。

图12a-12j说明对于根据本发明原理的体积成像点扩展函数根据随不同孔径和变迹组合的变化。在这些图的每一幅中, 坐标格网处的数字是指仰角和方位角方向上的尺寸量度。对于在仰角和方位角中均匀形成大小和间隔开的换能器元件阵列, 这些图的坐标格网将对应于64个元件乘以64个元件换能器阵列的元件。网格(元件)上的每个点上面的射束图案的高度与在那个特定点(阵列元件)处的相对变迹函数相应。因此, 在每个射束图案下面的网格区域的形状表示有效孔径的元件, 而在那些元件上面的射束图案的形状示出在焦点处产生点扩展函数的变迹函数。在图12a中, 有效孔径包括由在方位角中的十六个元件和在仰角中的十六个元件组成的对称中心区域。汉宁(Hanning)窗被用于在仰角和方位角方向上进行变迹, 如图由形状100所示。该孔径函数将产生如图12b所示的在聚焦状态下的点扩展函数或射束图案102, 其在中心处具有最大强度(最大加权), 并且从中心在仰角和方位角方向上平滑且均匀的下降。汉宁窗变迹会导致相对低的旁瓣电平。

图12c说明由方位角中的十六个元件和在仰角中的三十二个元件组成的不对称1:2孔径产生的孔径函数110。汉宁窗用于在从换能器的中心中的共同中心点的每个维度中对孔径进行平滑变迹。该孔径函数产生如图12d所示的点扩展函数或射束图案112。可以看出在仰角维度中较宽的孔径函数会在焦点处产生在仰角维度中较窄的点扩展函数112。当在彼此相对的一个维度中期望更大的空间分辨率或不同数量的多线时, 可使用如图12d所示的点扩展函数。

图12e说明图12c的孔径函数的反向形式。在该情况下, 孔径函数

120在方位角维度中具有较大的宽度，从而会产生在方位角维度中较窄的射束图案或点扩展函数122，如图12f所示。当在方位角维度中期望较大的横向分辨率或在仰角维度中期望较高的多线量级时，可使用该点扩展函数。

图12g说明具有未变化（矩形）变迹的1: 2孔径的孔径函数130。缺少平滑的变迹函数在焦点处会产生射束图案或点扩展函数，其在仰角和方位角维度中呈现主瓣132和旁瓣134。如果在由图12i中的孔径函数140所示的仰角维度中对于变迹函数使用了平滑变化的汉宁窗，则最终得到的点扩展函数142在方位角维度中将具有有效的旁瓣144，但在仰角维度中不具有，如图12j所示。

图13a-13d说明通过射束形成控制器设置孔径和变迹函数如何改变孔径函数以产生提供期望空间采样频率的较宽或较窄的点扩展函数。图13a示出不对称三维孔径函数150和在仰角和方位角中进行的汉宁窗变迹，所述函数150具有由八个元件乘十六个元件的有效孔径。该孔径函数产生如图13b所示的处于聚焦状态下的点扩展函数152。点扩展函数152在仰角维度中相对较窄，而在方位角维度中相对较宽，并且具有相对低的旁瓣电平。如果用该性质的射束扫描的体积将以更高的帧速率进行扫描，则可使用如图13c所示的孔径函数。如图13c所示，新的孔径函数只会占据五个元件乘八个元件的孔径，并用汉宁窗进行变迹。该孔径函数将产生如图13d所示的处于聚焦状态的宽许多的点扩展函数162。能够看出，与图13b的射束图案的射束相比，将需要图13d的射束图案的较少射束来扫描给定尺寸的体积，因此能够使将要扫描的体积处于较高的体积显示速率。

如果需要，随着点扩展函数改变，本发明的一个实施例可有利的提供增加的扫描深度。在大多数国家中通过最大可允许等级的峰值声频压力和平均或长期热能来调整医学超声换能器的声频输出。在美国，通过限制声频传输的机械瞄准标线和 I_{SPTA} 来控制这些参数。图13b说明相对较窄的点扩展函数的束剖面图，其中大部分发射束的能量被集中在相对较窄的中心波瓣152上，所述中心波瓣152通过所述阵列的相对较窄的中心区域延伸并因此相对集中在主体中。为了避免超过峰值声频压力限制，必须要将中心波瓣152的相对紧密包含的区域中的能量限制为相对低的等级并且所述束剖面图窄的横向范围限制由射

束提供的全部能量。另一方面，图13d说明一相对更宽的点扩展函数的束剖面图，当临床医生要求更高的体积帧速率或更宽的体积区域时，可使用该相对更宽的点扩展函数。在这种情况下，为满足奈奎斯特相关标准的降低射束密度使用更宽的点扩展函数。对于该射束，来自阵列换能器的能量被分布在主体的较大区域上，即较宽射束图案162的区域。可通过较少的换能器传送较多的能量，因为点扩展函数呈现该较宽的波瓣。因此，发射束包含更多的能量并且能穿透到主体的最大深度，因此可从更大的深度返回临床可用的回声信息而不会违背声学输出限制。因此，与点扩展函数的变化相呼应，通过改变总的声频输出功率，点扩展函数的变化可有利的用于增加声学穿透性和临床有用的图像深度。

因为点扩展函数被放松（放宽），所以射束的有效聚焦范围可在更宽的深度范围上延伸。延伸的聚焦深度意味着可对增加的场深度进行成像并保持聚焦。增加的场深度可减少对多聚焦区的需要，从而增加了体积帧速率。对多聚焦区需要的降低在三维成像中是非常重要的，因为由多发射聚焦区引起的体积帧速率降低可能是严重的。

其它考虑因素也可影响变迹函数的设计。例如，以角度方式操纵的相控阵列将在阵列各侧以不同的方式执行，其中急剧升降操控的射束会产生换能器接受角效应。当在整个体积中角采样密度都要保持恒定时，变迹函数可随射束角变化以补偿换能器接受角效应，否则换能器接受角效应会在图像区域的不同部分导致可变的点扩展函数。

其它变化对于本领域技术人员来说将是显而易见的。例如，对点扩展函数进行定形的能力允许射束密度和射束宽度贯穿图像场而变化。由于在体积的横向末端使用了放松的点扩展函数和较低的射束密度，所以在体积的中心可利用较高的射束密度。从正被扫描的体积的中心到各边可连续改变射束密度。

可按照需要使用本发明的实施例以通过不采集比能够使用的更大分辨率来改进回声信息的信息内容和信息移动效率。还能够通过使用孔径函数限制三维成像的空间（方位角和仰角）带宽来提供更加优化的采样函数。

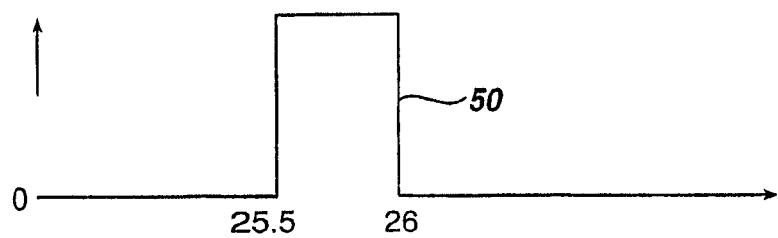


图 1

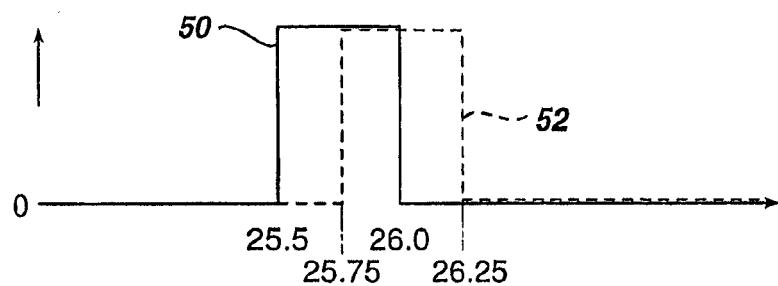


图 2

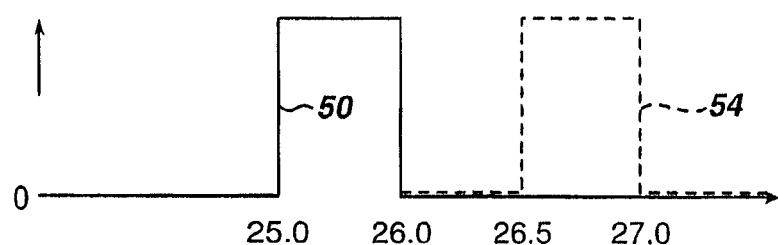


图 3

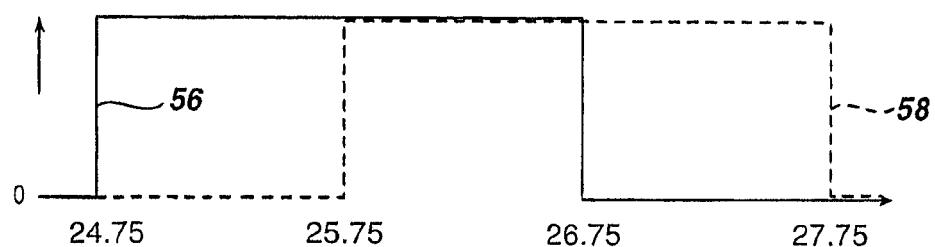


图 4

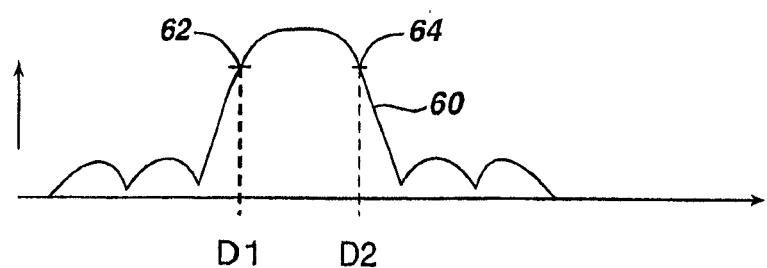


图 5

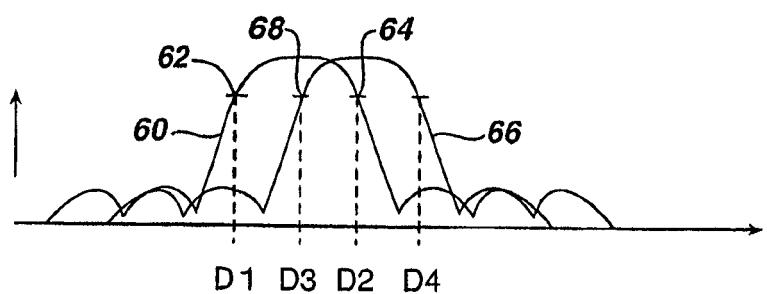


图 6

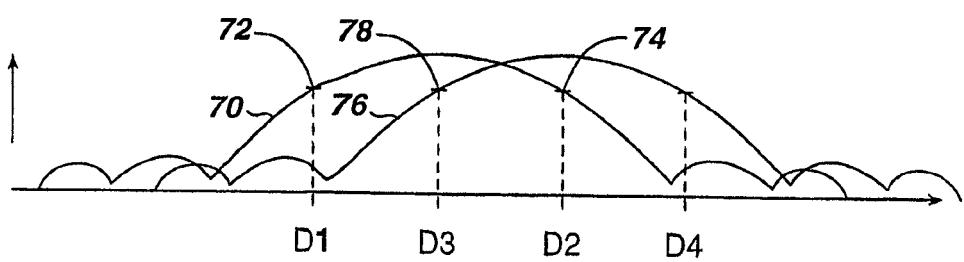


图 7

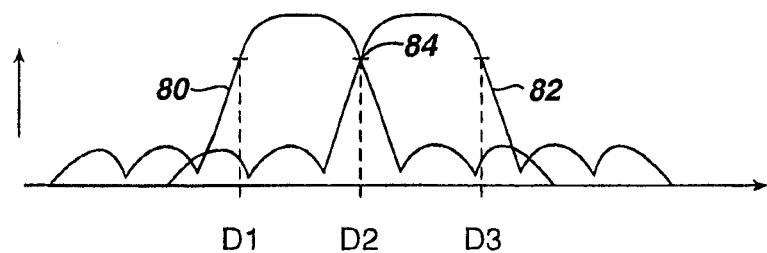


图 8

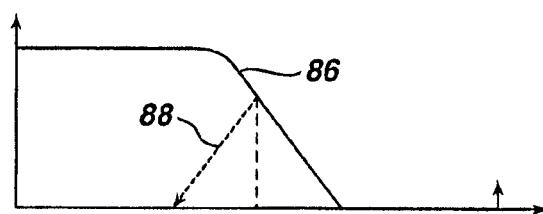


图 9

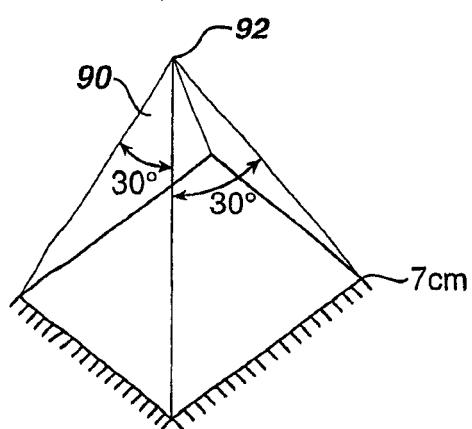


图 10

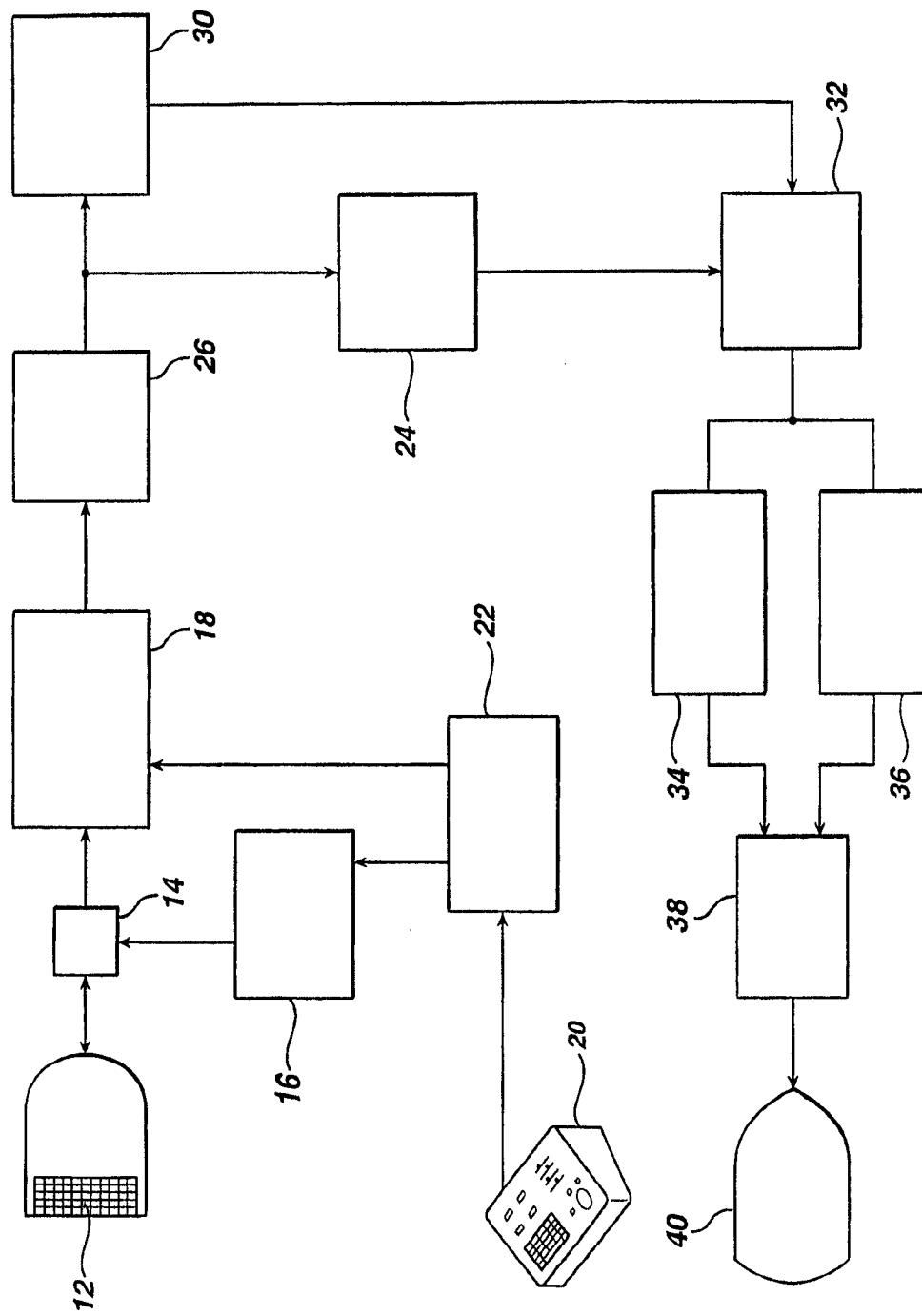


图 11

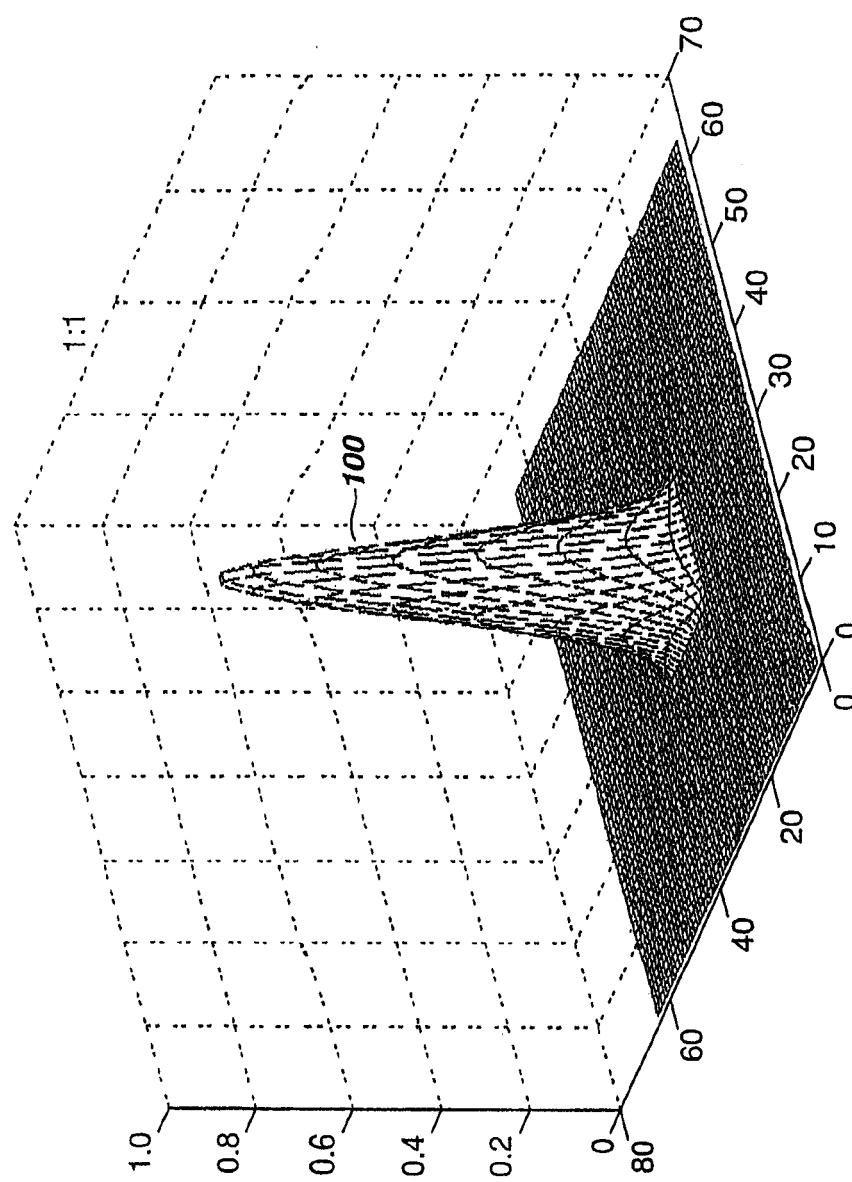


图 12a

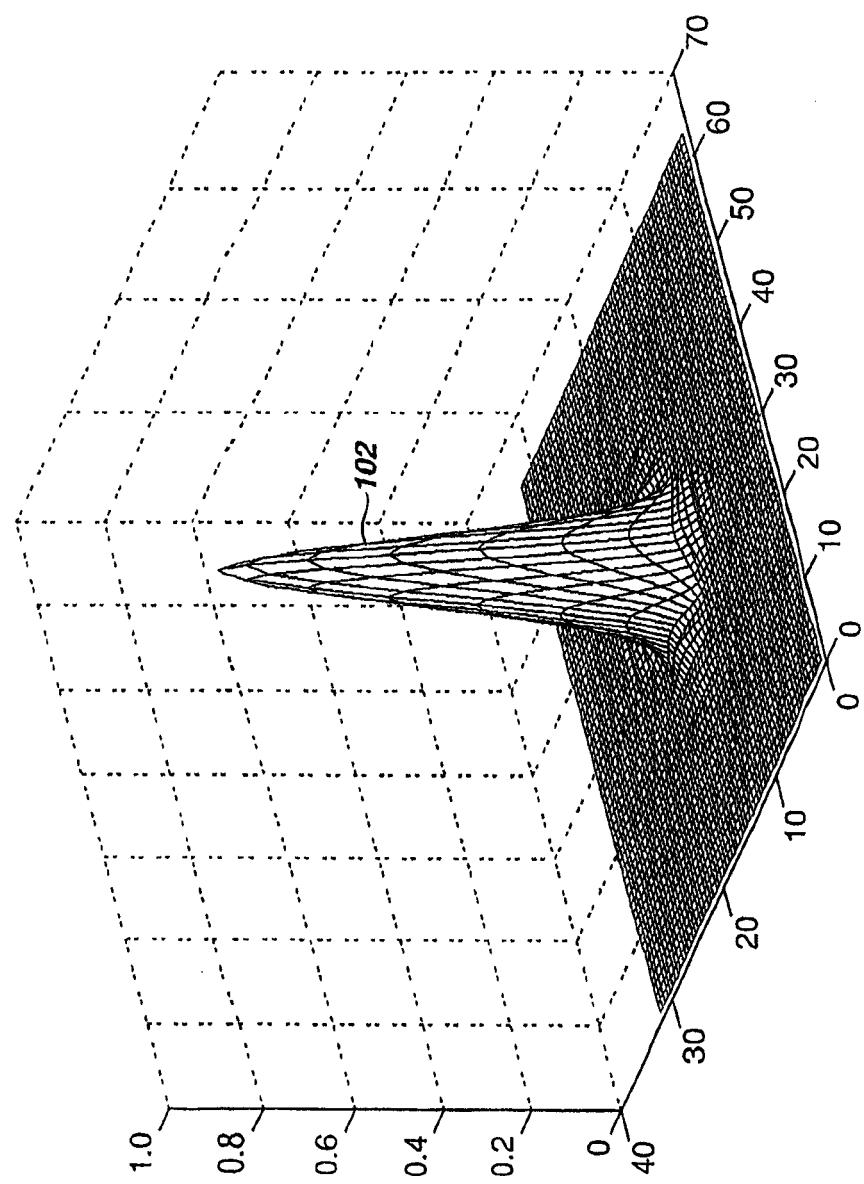


图 12b

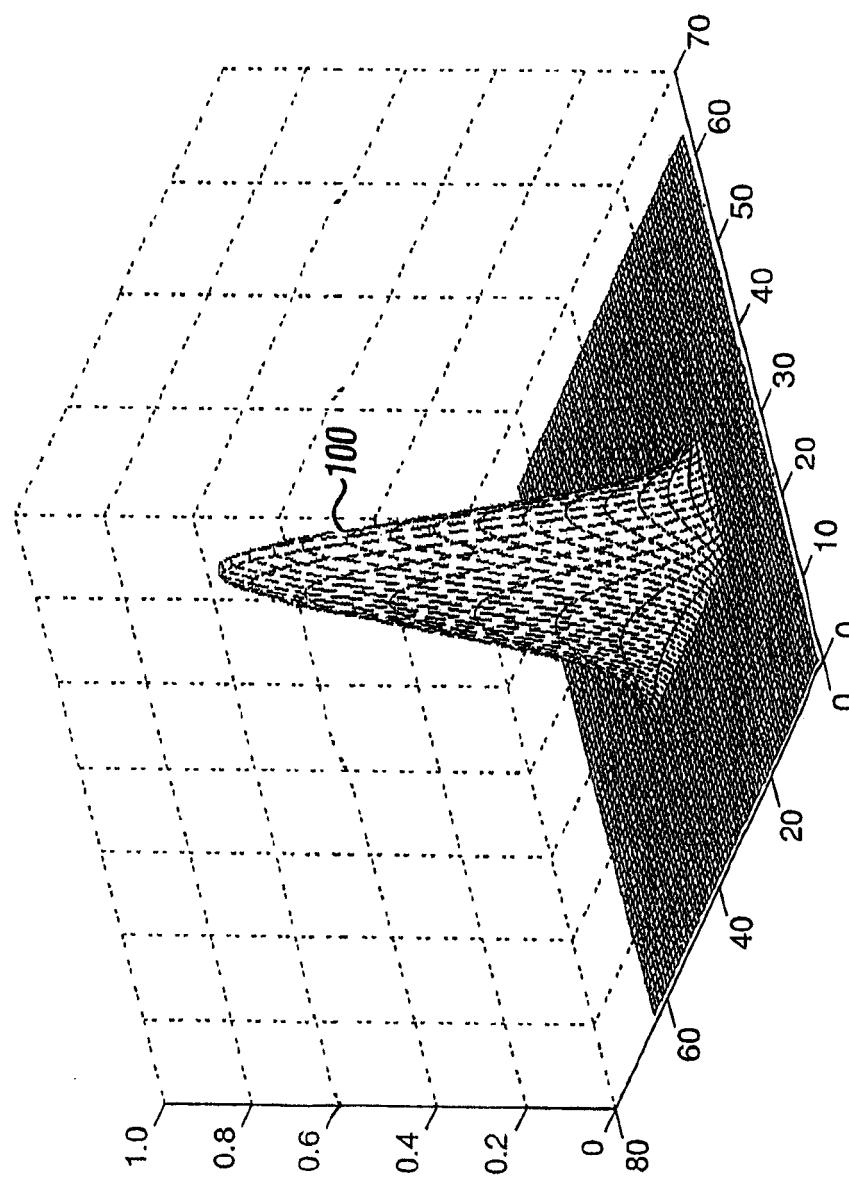


图 12c

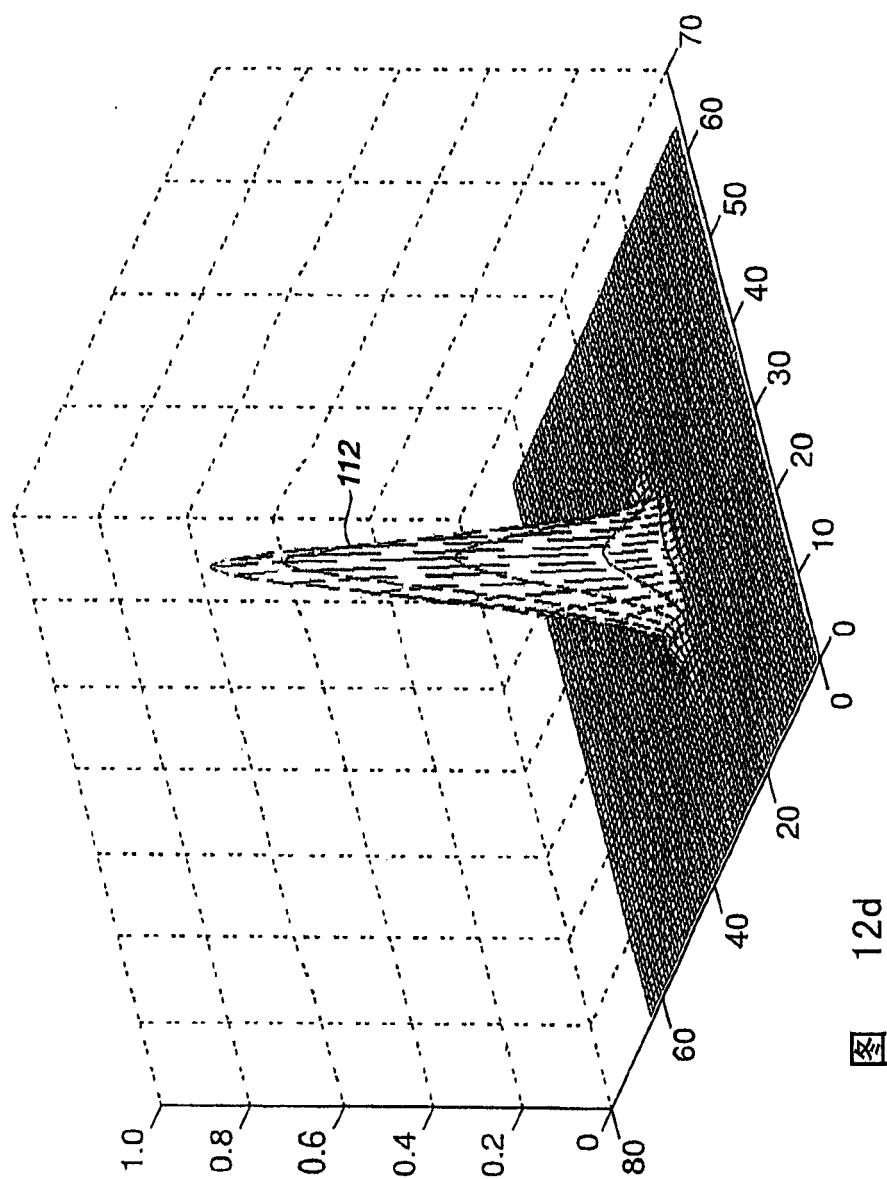


图 12d

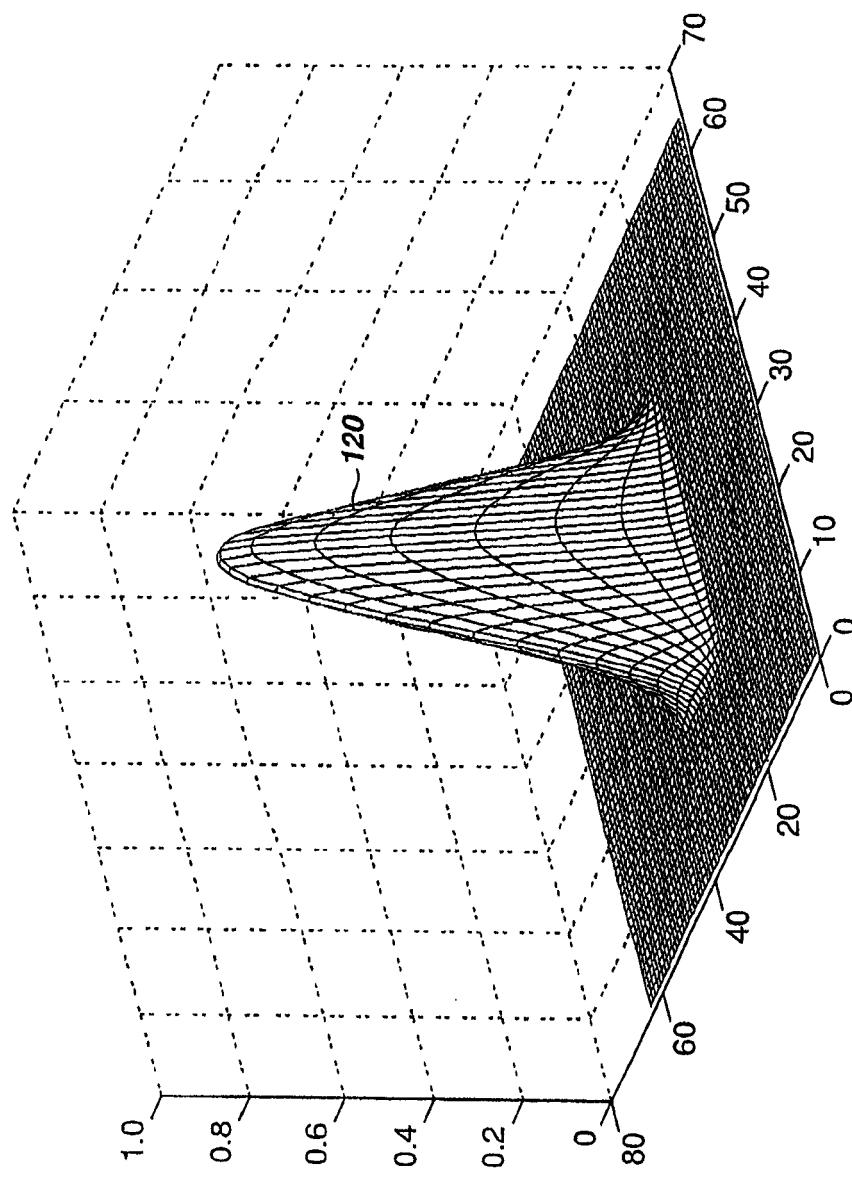


图 12e

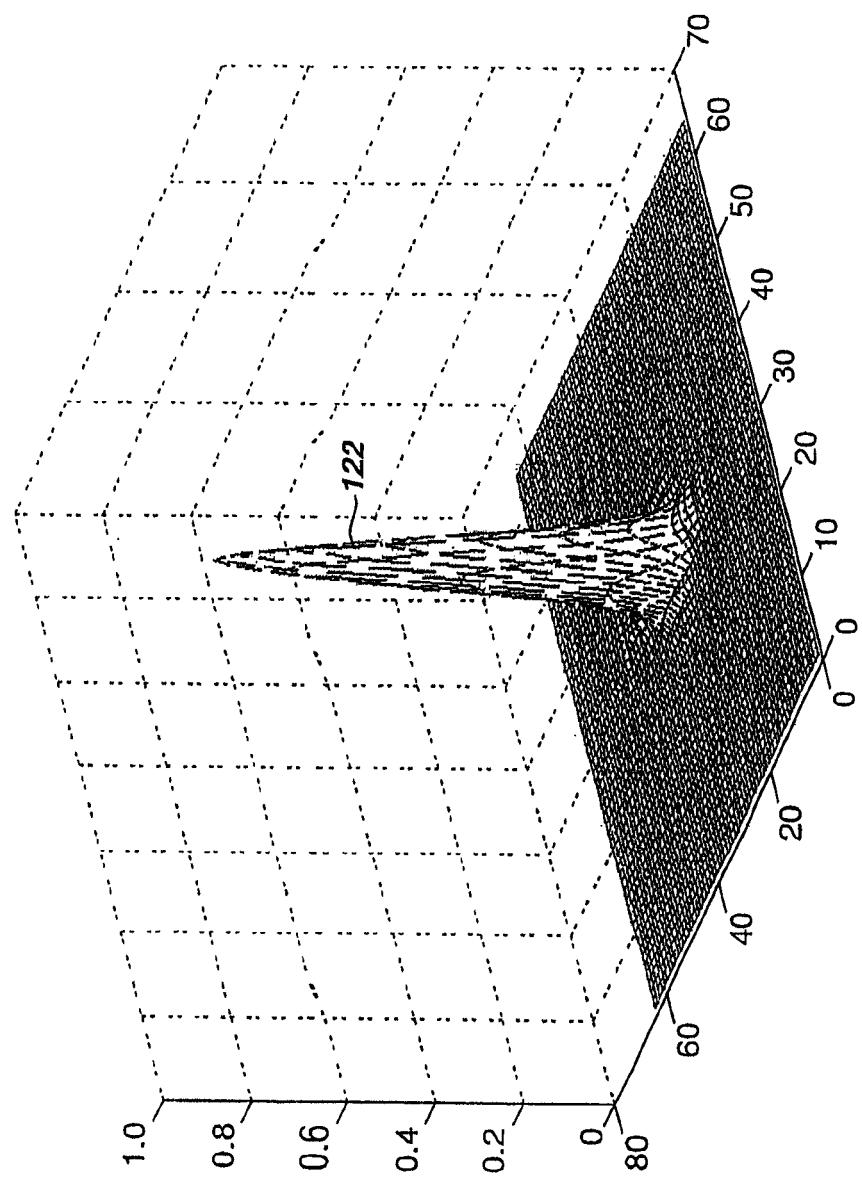
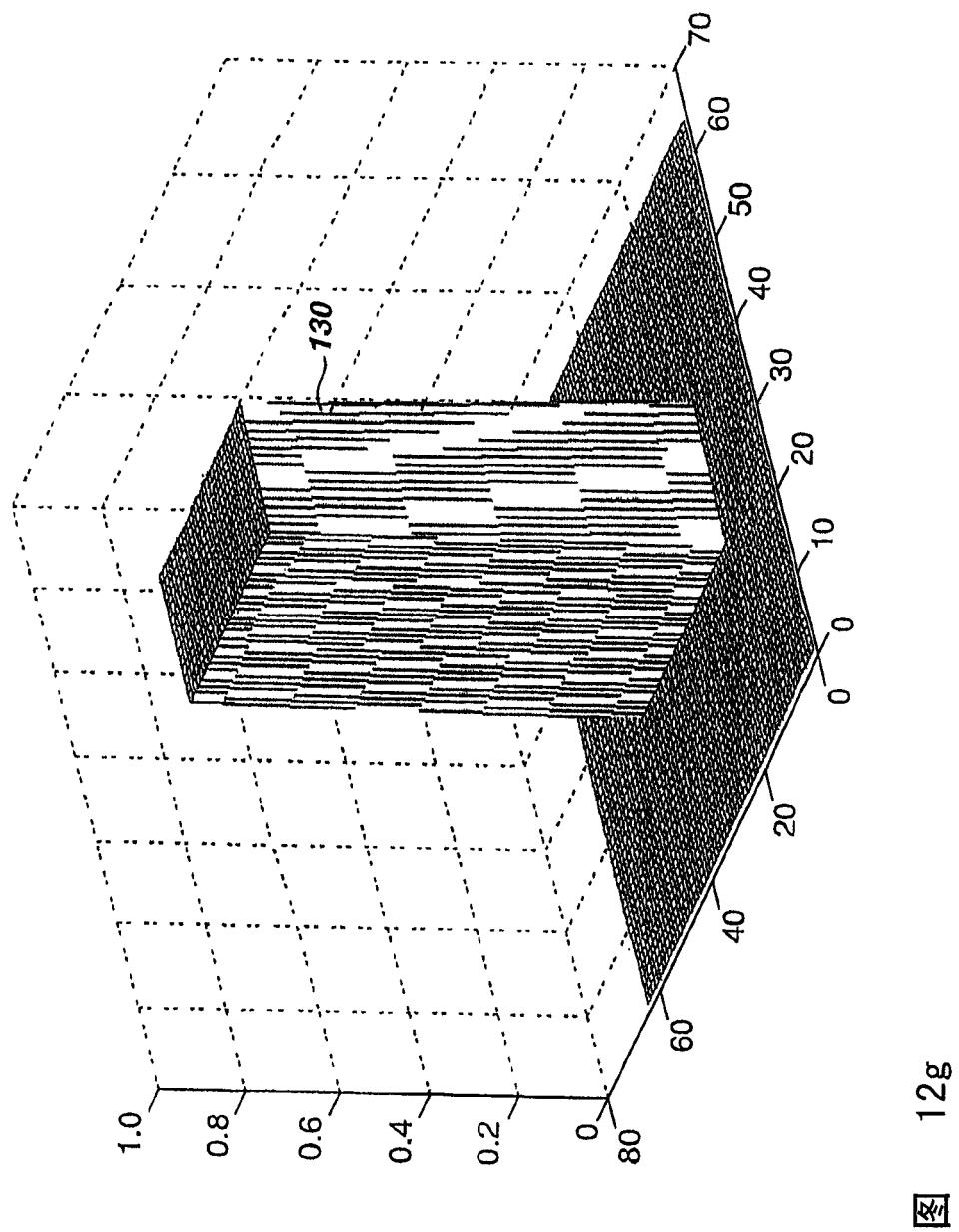


图 12f



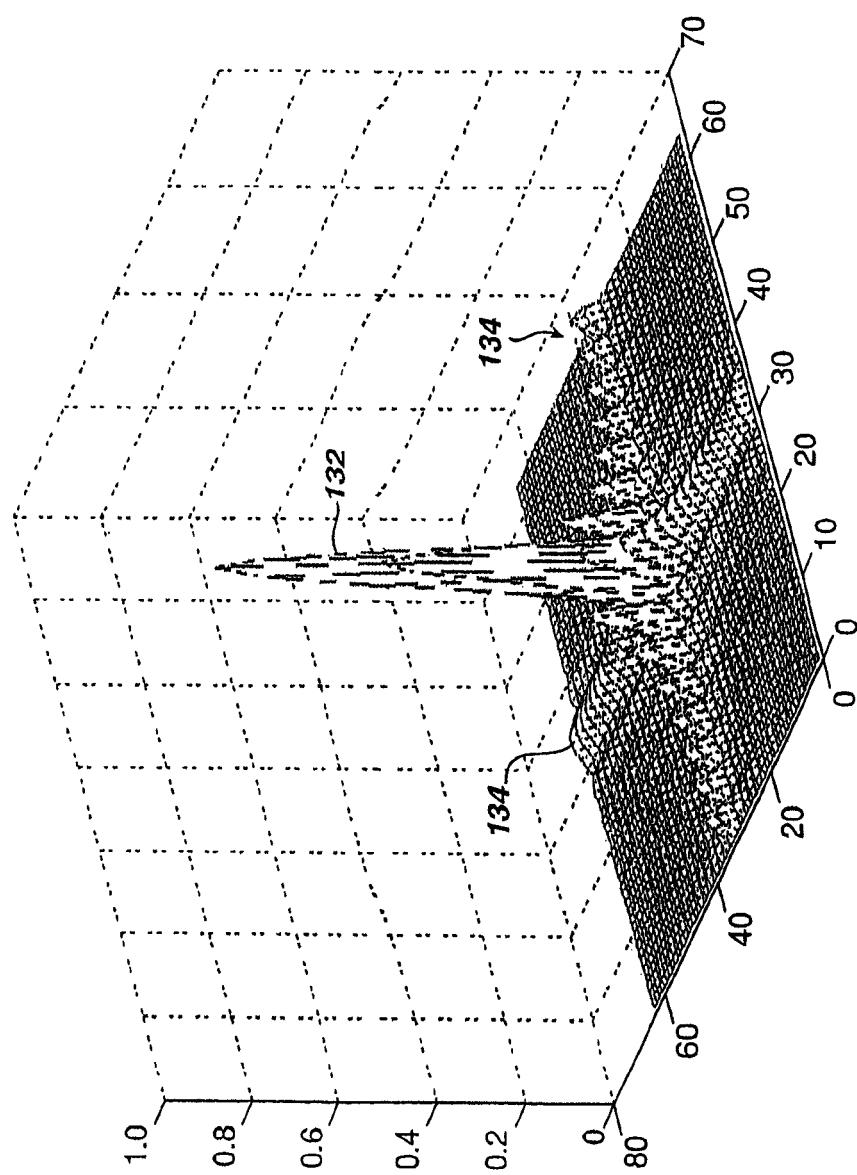


图 12h

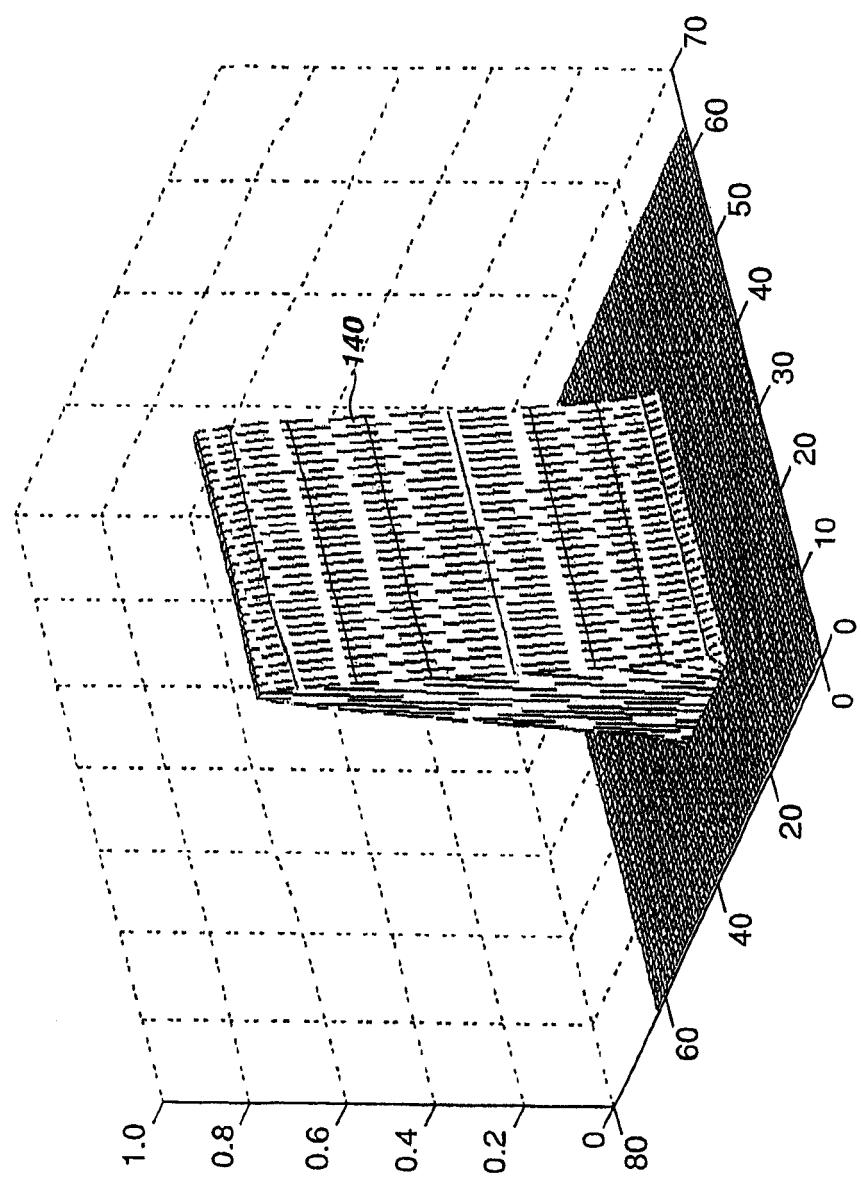


图 12i

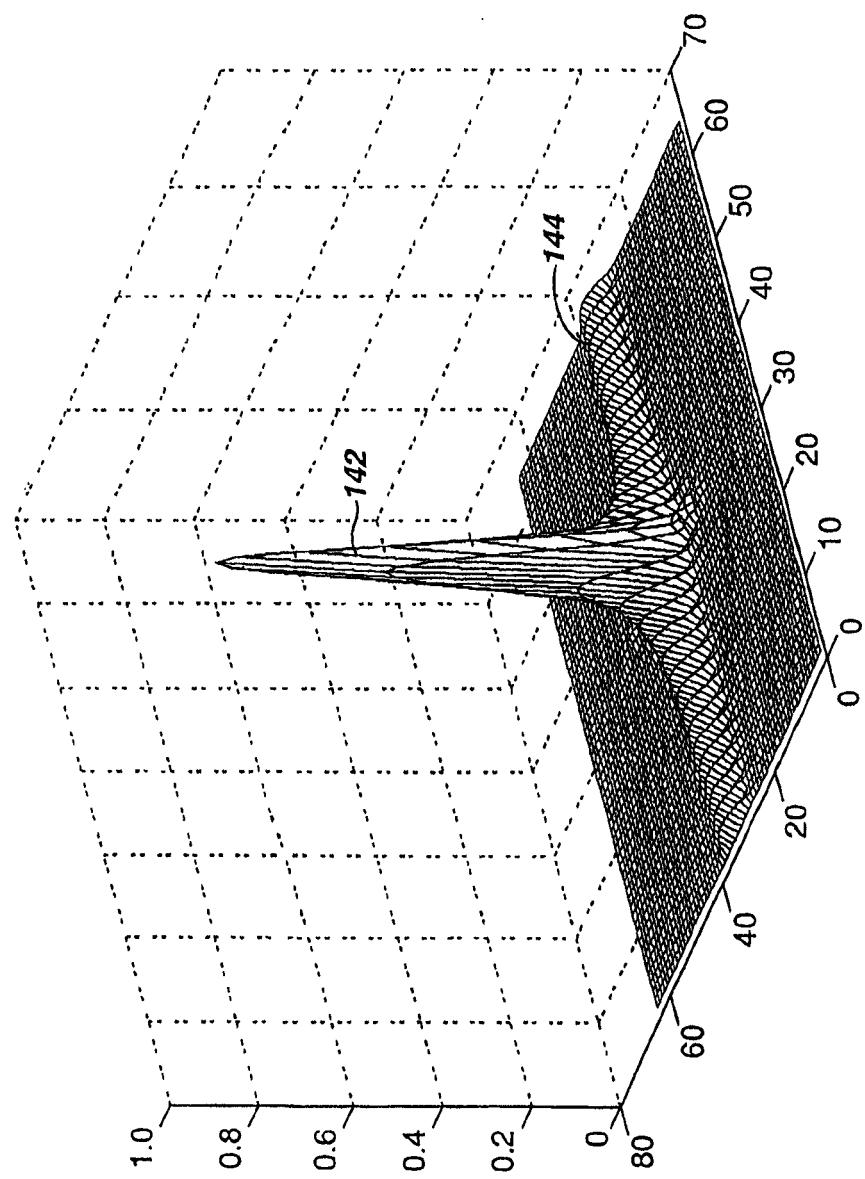


图 12j

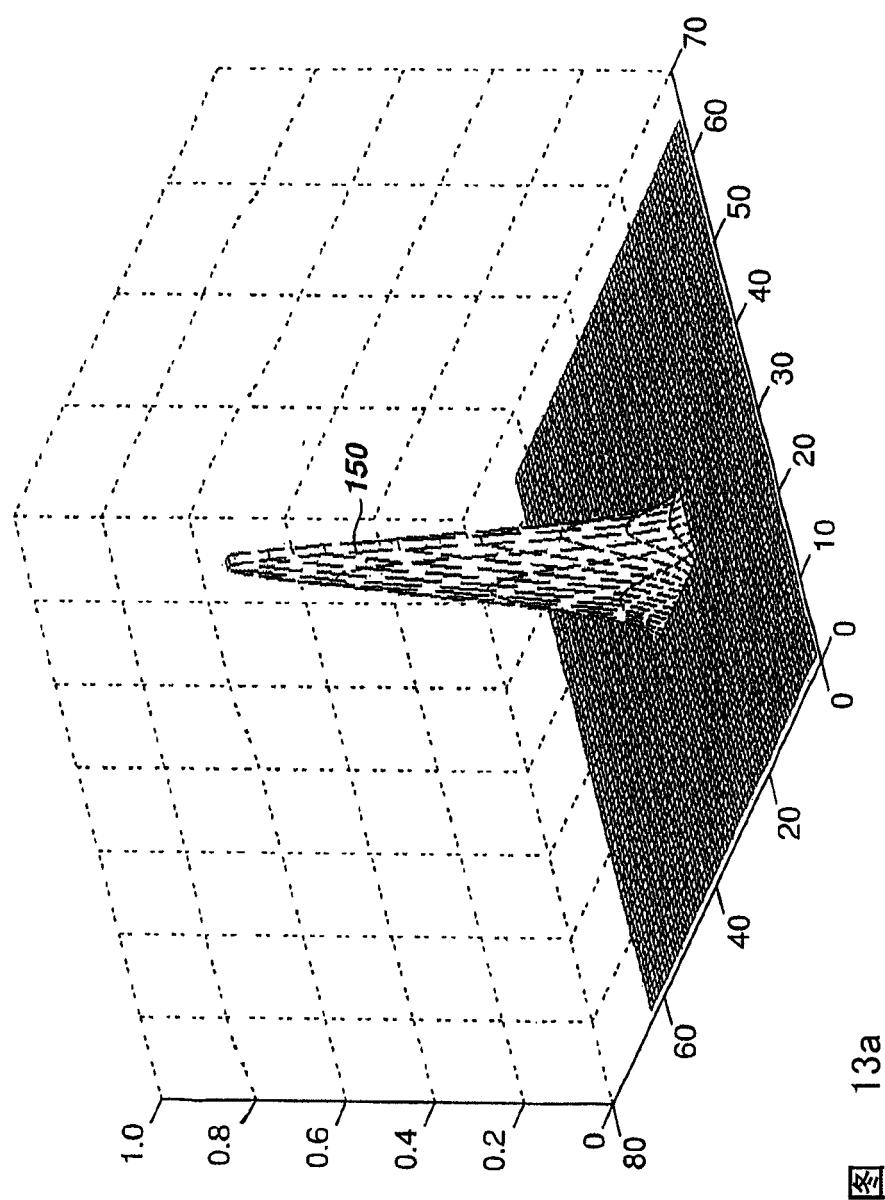


图 13a

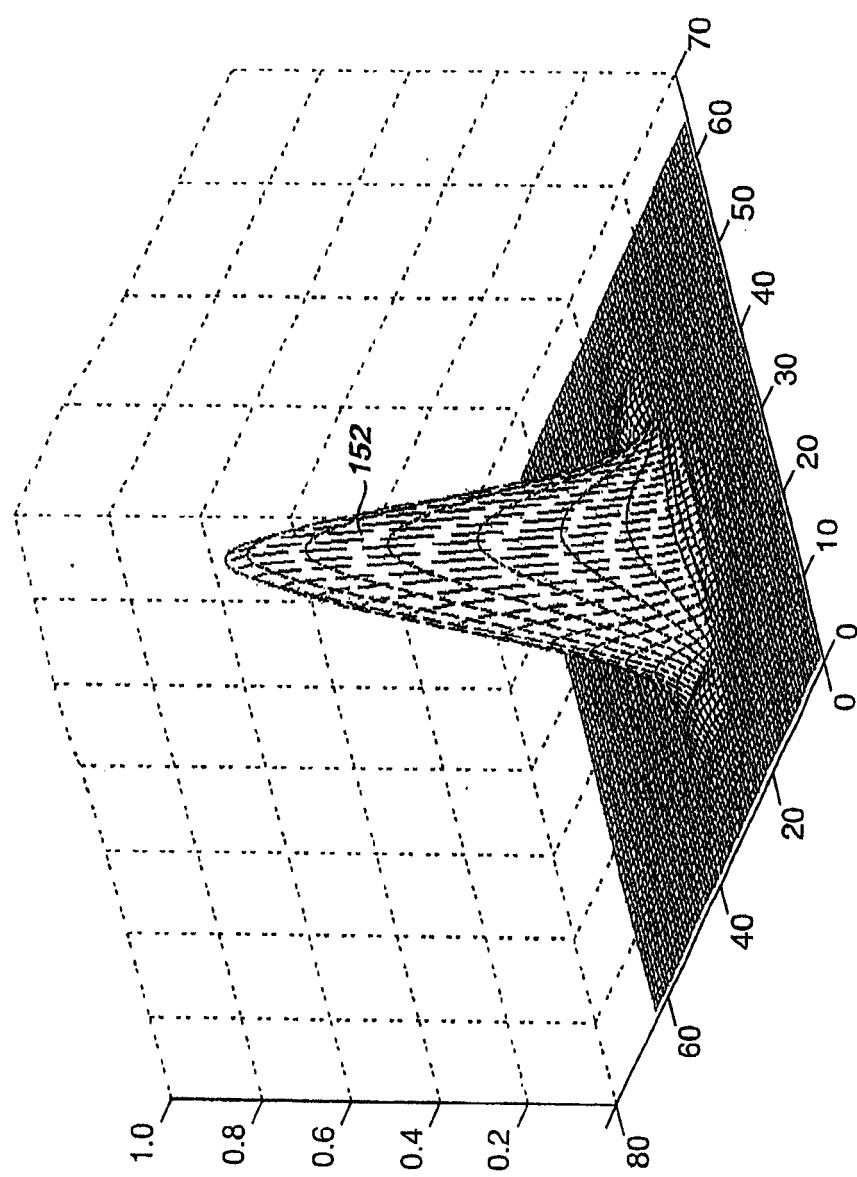


图 13b

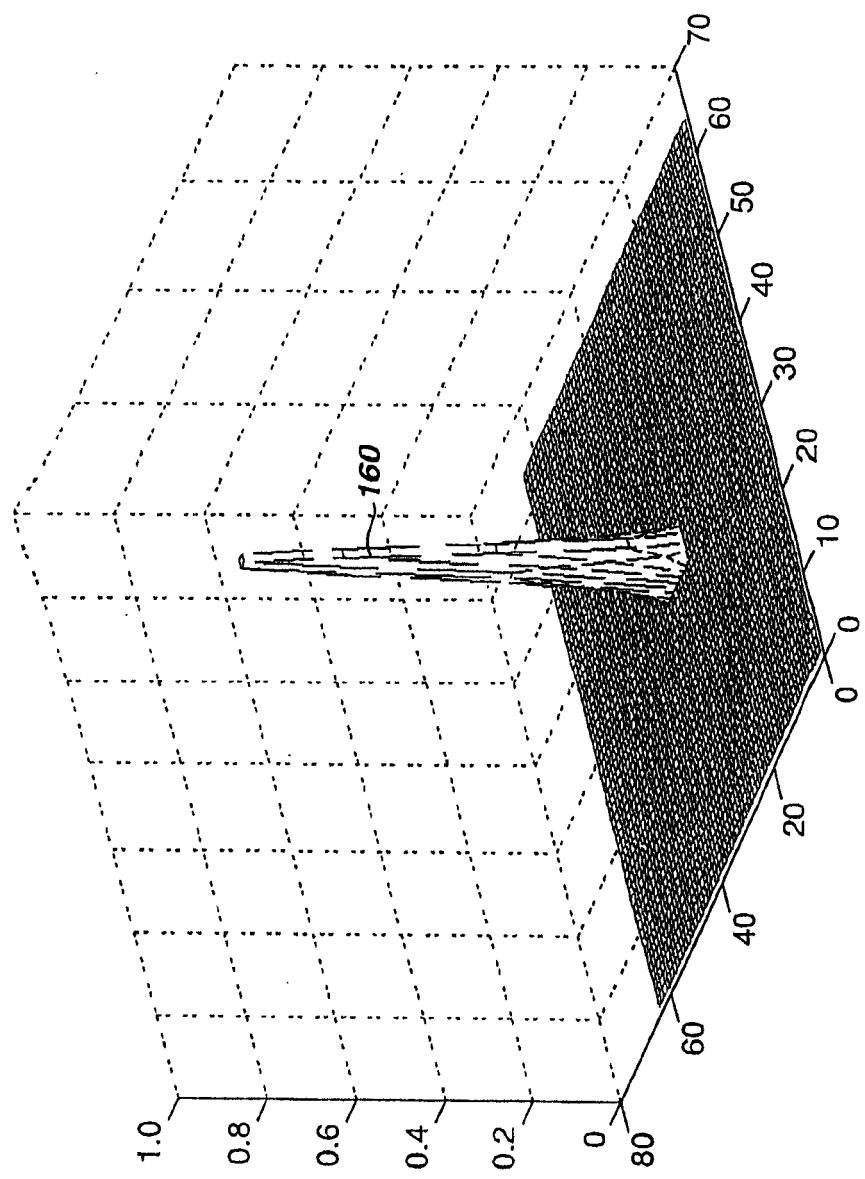


图 13c

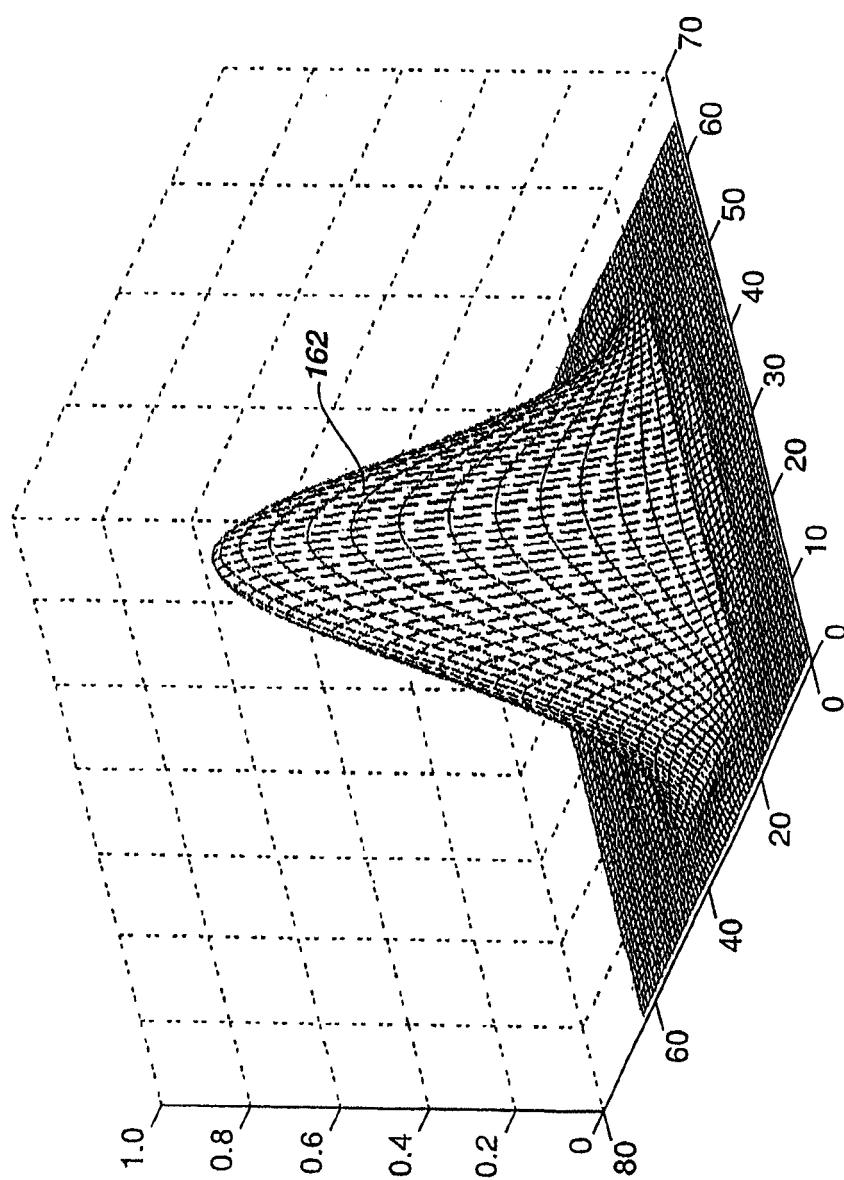


图 13d

专利名称(译)	通过协调声学采样分辨率、体积线密度和体积成像速率而改进的超声体积成像		
公开(公告)号	CN100457048C	公开(公告)日	2009-02-04
申请号	CN200480029337.X	申请日	2004-09-21
[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施沃茨		
发明人	G·施沃茨		
IPC分类号	A61B8/14 G10K11/34 G01S15/89 G01H3/00 G01S7/52		
CPC分类号	G01H3/00 A61B8/14 G01S15/8993 G10K11/34 A61B8/483 G01S7/52046 G01S7/52085 G10K11/346		
代理人(译)	吴立明		
审查员(译)	王锐		
优先权	60/509629 2003-10-08 US		
其他公开文献	CN1863486A		
外部链接	Espacenet	SIPO	

摘要(译)

在扫描体积区域的超声诊断成像系统中，采样带宽或空间分辨率与通过孔径尺寸和波长及期望的输出带宽或体积成像速率确定的可用换能器分辨率匹配。在一个所示的实施例中，这是通过控制用于扫描体积区域的射束的空间点扩展函数以在声频采样分辨率、期望的输出线密度和体积成像速率之间提供更加理想的关系实现的。该最佳化的益处是可通过采集不比所能利用高的分辨率就能够使信息内容和信息移动效率最大化，和使用限制空间带宽的孔径函数来提供更加理想的采样函数。

