

1. 一种超声成像系统,包括:

第一发送孔径,被配置为向兴趣区域中发送第一未聚焦的圆形波前超声信号和第二未聚焦的圆形波前超声信号;

第一接收孔径,被配置为接收所述第一圆形波前超声信号和所述第二圆形波前超声信号的回波;

控制器,被配置为从所述第一圆形波前超声信号的接收的回波形成第一图像层,并且被配置为从所述第二圆形波前超声信号的接收的回波形成第二图像层,

所述控制器还被配置为通过如下方式来确定加权因子的值:

确定从所述第一发送孔径到由至少一个像素代表的点的第一距离;

确定从所述点到所述第一接收孔径的第二距离;

对所述第一距离和所述第二距离进行求和以获得总路径长度;并且

将所述加权因子确定为所述总路径长度的数学函数;

所述控制器还被配置为将所述加权因子应用于所述第一图像层的至少一个像素以获得修改的第一图像层,并且组合所述修改的第一图像层与所述第二图像层以形成组合的图像;以及

显示装置,配置成显示所述组合的图像。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中所述控制器还被配置为将加权因子应用于所述第二图像层的至少一个像素以获得修改的第二图像层,并且组合所述修改的第一图像层与所述修改的第二图像层以形成第二组合的图像,并且其中所述第二组合的图像被显示在所述显示装置上。

3. 根据权利要求1所述的系统,其中所述控制器还被配置为:在应用所述加权因子之前,通过确定在由所述至少一个像素代表的点与所述第一发送孔径之间的角度来确定所述加权因子的值,确定所述角度是否超过门限值,如果所述角度超过所述门限值,则选择用于所述加权因子的第一值,或者如果所述角度未超过所述门限值,则选择用于所述加权因子的第二值。

4. 根据权利要求1所述的系统,其中所述控制器还被配置为:在应用所述加权因子之前,通过确定在由所述至少一个像素代表的点与所述第一接收孔径之间的角度来确定所述加权因子的值,确定所述角度是否超过门限值,如果所述角度超过所述门限值,则选择用于所述加权因子的第一值,或者如果所述角度未超过所述门限值,则选择用于所述加权因子的第二值。

5. 根据权利要求1所述的系统,其中所述控制器还被配置为:在应用所述加权因子之前,确定在由所述至少一个像素代表的点与所述第一接收孔径之间的第一角度,确定在由所述至少一个像素代表的点与所述第一发送孔径之间的第二角度,并且将所述加权因子确定为所述第一角度、所述第二角度、或者所述第一角度和所述第二角度两者的数学函数,其中所述数学函数选自于由单调函数、正态分布、抛物线函数、几何函数和凯萨尔-贝塞尔分布构成的群。

6. 根据权利要求5所述的系统,其中所述单调函数包括线性函数和指数函数中的至少一个。

7. 根据权利要求1所述的系统,其中所述控制器还被配置为:在应用所述加权因子之

前,通过评估所述第一发送孔径和所述第一接收孔径的点展开函数的品质来确定所述加权因子的值,确定使用所述第一发送孔径和所述第一接收孔径而获得的像素图像将提高图像品质,并且向所述加权因子指派非零正值。

8. 一种超声成像系统,包括:

第一发送孔径,被配置为向兴趣区域中发送第一未聚焦的圆形波前超声信号和第二未聚焦的圆形波前超声信号;

第一接收孔径,被配置为接收所述第一圆形波前超声信号和所述第二圆形波前超声信号的回波;

控制器,被配置为从所述第一圆形波前超声信号的接收的回波形成第一图像层,并且被配置为从所述第二圆形波前超声信号的接收的回波形成第二图像层,所述控制器还被配置为将加权因子应用于所述第一图像层的至少一个像素以获得修改的第一图像层;其中应用所述加权因子减少被识别为可能包含大于门限水平的噪声的像素的值,并且所述控制器还被配置为组合所述修改的第一图像层与所述第二图像层以形成组合的图像;以及

显示装置,配置成显示所述组合的图像。

9. 根据权利要求8所述的系统,其中所述控制器还被配置为将加权因子应用于所述第二图像层的至少一个像素以获得修改的第二图像层,并且组合所述修改的第一图像层与所述修改的第二图像层以形成第二组合的图像,并且其中所述第二组合的图像被显示在所述显示装置上。

10. 根据权利要求8所述的系统,其中所述控制器还被配置为:在应用所述加权因子之前,通过确定在由所述至少一个像素代表的点与所述第一发送孔径之间的角度来确定所述加权因子的值,确定所述角度是否超过门限值,如果所述角度超过所述门限值,则选择用于所述加权因子的第一值,或者如果所述角度未超过所述门限值,则选择用于所述加权因子的第二值。

11. 根据权利要求8所述的系统,其中所述控制器还被配置为:在应用所述加权因子之前,通过确定在由所述至少一个像素代表的点与所述第一接收孔径之间的角度来确定所述加权因子的值,确定所述角度是否超过门限值,如果所述角度超过所述门限值,则选择用于所述加权因子的第一值,或者如果所述角度未超过所述门限值,则选择用于所述加权因子的第二值。

12. 根据权利要求8所述的系统,其中所述控制器还被配置为:在应用所述加权因子之前,确定在由所述至少一个像素代表的点与所述第一接收孔径之间的第一角度,确定在由所述至少一个像素代表的点与所述第一发送孔径之间的第二角度,并且将所述加权因子确定为所述第一角度、所述第二角度、或者所述第一角度和所述第二角度两者的数学函数,其中所述数学函数选自于由单调函数、正态分布、抛物线函数、几何函数和凯萨尔-贝塞尔分布构成的群。

13. 根据权利要求12所述的系统,其中所述单调函数包括线性函数和指数函数中的至少一个。

14. 根据权利要求8所述的系统,其中所述控制器还被配置为:在应用所述加权因子之前,通过评估所述第一发送孔径和所述第一接收孔径的点展开函数的品质来确定所述加权因子的值,确定使用所述第一发送孔径和所述第一接收孔径而获得的像素图像将提高图像

品质,并且向所述加权因子指派非零正值。

15. 一种超声成像系统,包括:

第一发送孔径,被配置为以第一频率向兴趣区域中发送第一未聚焦的圆形波前超声信号,并且以第二频率向兴趣区域中发送第二未聚焦的圆形波前超声信号,所述第一频率大于所述第二频率;

第一接收孔径,被配置为接收所述第一圆形波前超声信号和所述第二圆形波前超声信号的回波;

控制器,被配置为从所述第一圆形波前超声信号的接收的回波形成第一图像层,并且被配置为从所述第二圆形波前超声信号的接收的回波形成第二图像层,所述控制器还被配置为将加权因子应用于所述第一图像层的至少一个像素以获得修改的第一图像层,所述加权因子基于在所述第一频率与所述第二频率之间的差值,并且所述控制器被配置为组合所述修改的第一图像层与所述第二图像层以形成组合的图像;以及

显示装置,配置成显示所述组合的图像。

16. 根据权利要求15所述的系统,其中所述控制器还被配置为将加权因子应用于所述第二图像层的至少一个像素以获得修改的第二图像层,并且组合所述修改的第一图像层与所述修改的第二图像层以形成第二组合的图像,并且其中所述第二组合的图像被显示在所述显示装置上。

17. 根据权利要求15所述的系统,其中所述控制器还被配置为:在应用所述加权因子之前,通过确定在由所述至少一个像素代表的点与所述第一发送孔径之间的角度来确定所述加权因子的值,确定所述角度是否超过门限值,如果所述角度超过所述门限值,则选择用于所述加权因子的第一值,或者如果所述角度未超过所述门限值,则选择用于所述加权因子的第二值。

18. 根据权利要求15所述的系统,其中所述控制器还被配置为:在应用所述加权因子之前,通过确定在由所述至少一个像素代表的点与所述第一接收孔径之间的角度来确定所述加权因子的值,确定所述角度是否超过门限值,如果所述角度超过所述门限值,则选择用于所述加权因子的第一值,或者如果所述角度未超过所述门限值,则选择用于所述加权因子的第二值。

19. 根据权利要求15所述的系统,其中所述控制器还被配置为:在应用所述加权因子之前,确定在由所述至少一个像素代表的点与所述第一接收孔径之间的第一角度,确定在由所述至少一个像素代表的点与所述第一发送孔径之间的第二角度,并且将所述加权因子确定为所述第一角度、所述第二角度、或者所述第一角度和所述第二角度两者的数学函数,其中所述数学函数选自于由单调函数、正态分布、抛物线函数、几何函数、和凯萨尔-贝塞尔分布构成的群。

20. 根据权利要求19所述的系统,其中所述单调函数包括线性函数和指数函数中的至少一个。

21. 根据权利要求15所述的系统,其中所述控制器还被配置为:在应用所述加权因子之前,通过评估所述第一发送孔径和所述第一接收孔径的点展开函数的品质来确定所述加权因子的值,确定使用所述第一发送孔径和所述第一接收孔径而获得的像素图像将提高图像品质,并且向所述加权因子指派非零正值。

用于通过应用加权因子来提高超声图像品质的系统和方法

[0001] 有关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求标题为“Systems and Methods for Improving Ultrasound Image Quality by Applying Weighting Factors”、提交于2012年3月26日的第61/615,735号美国临时专利申请的权益,其全部内容通过引用的方式结合在此。

[0003] 本申请与以下专利和专利申请有关:美国专利8,007,439,授权于2011年8月30日并且标题为“Method and Apparatus to Produce Ultrasonic Images Using Multiple Apertures”;美国专利申请13/029,907,公开为2011/0201933并且标题为“Point Source Transmission and Speed-Of-Sound Correction Using Multiple-Aperture Ultrasound Imaging”;美国专利申请12/760,375,提交于2010年4月14日,公开为2010/0262013并且标题为“Universal Multiple Aperture Medical Ultrasound Probe”;以及美国专利申请13/279,110,提交于2011年10月21日,公开为2012/0057428并且标题为“Calibration of Ultrasound Probes”,所有这些文件通过引用的方式结合在此。

[0004] 通过引用而结合

[0005] 除非这里另有指明,在本说明书中提到的所有专利、公开文本和专利申请通过引用而结合于此,达到如同每份独立公开文本或者专利申请被具体地和独立地指示为通过引用而被结合一样的程度。

技术领域

[0006] 本发明大体涉及超声成像并且更具体地涉及用于通过应用加权因子来提高超声成像品质的系统和方法。

背景技术

[0007] 在常规超声成像中,聚焦的超声能量波束被发送到待检查的身体组织中,并且返回的回波被检测和绘图以形成图像。尽管超声已经被广泛地用于诊断目的,但是常规超声已经受扫描深度、斑点噪声、不良横向分辨率、遮挡的组织和其它这样的问题而大受限制。

[0008] 为了声穿透身体组织,超声波束通常被相控的阵列(phased array)或者成形的换能器形成和聚焦。相控的阵列超声是一种导引和聚焦超声波束用于在医学超声波扫描中形成图像的常用方法。相控的阵列探测器具有许多小超声换能器元件,每个超声换能器元件可以被独立地用脉冲控制。通过变化超声脉冲的定时(例如通过沿着行依次逐个用脉冲控制元件),设立构造性干扰图案,该构造性干扰图案产生在选择的角度指引的波束。这称为波束导引。这样的导引的超声波束然后被扫描经过正在检查的组织或者对象。来自多个波束的数据然后被组合以产生示出经过对象的切片的可视图像。

[0009] 在传统上,用于发送超声波束的相同换能器或者阵列被用来检测返回波束。这一设计配置在将超声成像用于医学目的时的最显著限制之一的核心在于不良横向分辨率。在理论上,可以通过增加超声探测器的孔径的宽度来提高横向分辨率,但是横向尺寸增加所涉及到的实际问题已要求保持孔径为小。无疑地,超声成像即使有这一限制仍然已经很有

用,但是它用更好分辨率可以更有效。

[0010] 已经在通过创造多孔径成像的超声成像领域中产生显著改进,在申请人在先专利和以上引用的申请中示出和描述多孔径成像的示例。多孔径成像方法和系统允许从分离孔径既发送又接收超声信号。

发明内容

[0011] 提供一种形成超声图像的方法,该方法包括从第一发送孔径向兴趣区域中发送未聚焦的第一圆形波前超声信号并且在第一接收孔径处接收第一圆形波前超声信号的回波以形成第一图像层;从第二发送孔径向兴趣区域中发送未聚焦的第二圆形波前超声信号并且在第一接收孔径处接收第二圆形波前超声信号的回波以形成第二图像层;将加权因子应用于第一图像层的至少一个像素以获得修改的第一图像层;并且组合修改的第一图像层与第二图像层以形成组合的图像。

[0012] 在一些实施例中,该方法还包括将加权因子应用于第二图像层的至少一个像素以获得修改的第二图像层。

[0013] 在一个实施例中,该方法还包括在应用加权因子之前通过确定在由至少一个像素代表的点与第一发送孔径之间的角度来确定加权因子的值,并且将加权因子的值确定为确定的角度的数学函数。

[0014] 在一个实施例中,该方法还包括在应用加权因子之前通过确定在由至少一个像素代表的点与第一接收孔径之间的角度来确定加权因子的值,并且将加权因子确定为确定的角度的数学函数。

[0015] 在一些实施例中,确定加权因子的值包括确定角度是否超过门限值,如果角度超过门限值则选择用于加权因子的第一值,并且如果角度未超过门限值则选择用于加权因子的第二值。

[0016] 在其它实施例中,确定加权因子的值包括确定角度是否超过门限值,如果角度超过门限值则选择用于加权因子的第一值,并且如果角度未超过门限值则选择用于加权因子的第二值。

[0017] 在一个实施例中,该方法还包括在应用加权因子之前通过以下操作来确定加权因子的值:确定从第一或者第二发送孔径之一到由至少一个像素代表的点的第一距离;确定从点到第一接收孔径的第二距离;对第一距离和第二距离进行求和以获得总路径长度;并且将加权因子确定为总路径长度的数学函数。

[0018] 在一些实施例中,应用加权因子包括将加权因子乘以至少一个像素的像素强度值。

[0019] 在其它实施例中,应用加权因子减少被识别为可能包含大于门限水平的噪声的像素的值。

[0020] 在一个实施例中,该方法还包括以第一频率发送第一圆形波前,并且以第二频率发送第二圆形波前,第一频率大于第二频率,并且基于在第一频率与第二频率之间的差值将加权因子应用于在第二图像中的至少一个像素。

[0021] 在一些实施例中,数学函数选自于由单调函数、线性函数、正态分布、抛物线函数、几何函数、指数函数、高斯分布和凯萨尔-贝塞尔分布构成的群。

[0022] 在另一实施例中,该方法还包括在应用加权因子之前通过评估第一发送孔径和第一接收孔径的点展开函数的品质来确定加权因子的值,确定使用第一发送孔径和第一接收孔径而获得的像素图像将提高图像品质并且向加权因子指派非零正值。

[0023] 在一些实施例中,该方法也包括在应用加权因子之前通过评估第一发送孔径和第一接收孔径的点展开函数的品质来确定加权因子的值,确定使用第一发送孔径和第一接收孔径而获得的像素图像将降低图像品质并且向加权因子指派零值。

[0024] 在另一实施例中,该方法还包括通过缩放或者平移到兴趣区域的不同部分来改变图像窗,基于改变的图像窗确定新加权因子值。

[0025] 也提供一种识别发送元件未被障碍物阻挡的方法,该方法包括从第一发送孔径发送未聚焦的第一圆形波前超声信号并且在第一接收孔径处接收第一圆形波前超声信号的回波;通过识别与接收的回波关联的时间延迟是否超过门限值来确定来自兴趣区域内的深回波返回是否被接收;并且如果深回波返回被接收到,则将第一发送孔径识别为无障碍物阻碍。

[0026] 提供另一种识别换能器元件被障碍物阻挡的方法,该方法包括从第一发送孔径发送未聚焦的第一圆形波前超声信号并且在第一接收孔径处接收第一圆形波前超声信号的回波;通过识别具有大于门限强度的强度值并且具有小于门限时间延迟的时间延迟多个回波返回来确定强的浅回波返回是否被接收;并且如果强的浅回波返回被接收到,则将第一发送孔径识别为被障碍物阻挡。

[0027] 也提供一种超声成像系统,该超声成像系统包括:超声发送器,被配置为向兴趣区域中发送未聚焦的超声信号;超声接收器,被配置为接收在兴趣区域中的反射体返回的超声回波信号;波束形成模块,被配置为确定反射体在兴趣区域内的位置用于在显示器上显示反射体的图像;第一用户可调整控制,被配置为从超声发送器和超声接收器的多个发送孔径和接收孔径选择指定的孔径;以及第二用户可调整控制,被配置为增加或者减少波束成形模块用来确定利用指定的孔径检测到的反射体的位置的声速值。

[0028] 在一个实施例中,指定的孔径是发送孔径。在另一实施例中,指定的孔径是接收孔径。

[0029] 提供另一种超声成像系统,该超声成像系统包括:第一发送孔径,被配置为向兴趣区域中发送第一和第二未聚焦的圆形波前超声信号;第一接收孔径,被配置为接收第一和第二圆形波前超声信号的回波;以及控制器,被配置为从第一圆形波前超声信号的接收的回波形成第一图像层并且配置为从第二圆形波前超声信号的接收的回波形成第二图像层,控制器还被配置为将加权因子应用于第一图像层的至少一个像素以获得修改的第一图像层并且组合修改的第一图像层与第二图像层以形成组合的图像。

[0030] 在一些实施例中,控制器被配置为将加权因子应用于第二图像层的至少一个像素以获得修改的第二图像层。

[0031] 在其它实施例中,控制器被配置为通过确定在由至少一个像素代表的点与第一发送孔径之间的角度来确定加权因子的值,控制器还被配置为将加权因子的值确定为确定的角度的数学函数。

[0032] 在一些实施例中,控制器被配置为通过确定在由至少一个像素代表的点与第一接收孔径之间的角度来确定加权因子的值,控制器还被配置为将加权因子确定为确定的角度

的数学函数。

[0033] 在一个实施例中,确定加权因子的值包括确定角度是否超过门限值,如果角度超过门限值则选择用于加权因子的第一值,并且如果角度未超过门限值则选择用于加权因子的第二值。

[0034] 在另一实施例中,确定加权因子的值包括确定角度是否超过门限值,如果角度超过门限值则选择用于加权因子的第一值,并且如果角度未超过门限值则选择用于加权因子的第二值。

[0035] 在一些实施例中,控制器被配置为通过以下操作来确定加权因子的值:确定从第一或者第二发送孔径之一到由至少一个像素代表的点的第一距离;确定从点到第一接收孔径的第二距离;对第一距离和第二距离进行求和以获得总路径长度;并且将加权因子确定为总路径长度的数学函数。

[0036] 在一个实施例中,应用加权因子包括将加权因子乘以至少一个像素的像素强度值。

[0037] 在另一实施例中,应用加权因子减少被识别为可能包含大于门限水平的噪声的像素的值。

[0038] 在一些实施例中,第一发送孔径被配置为以第一频率发送第一圆形波前并且以第二频率发送第二圆形波前,第一频率大于第二频率,并且控制器被配置为基于在第一频率与第二频率之间的差值将加权因子应用于在第二图像中的至少一个像素。

[0039] 在另一实施例中,数学函数选自于由单调函数、线性函数、正态分布、抛物线函数、几何函数、指数函数、高斯分布和凯萨尔-贝塞尔分布构成的群。

[0040] 在另一实施例中,控制器在应用加权因子之前被配置为通过评估第一发送孔径和第一接收孔径的点展开函数的品质来确定加权因子的值,控制器被配置为确定使用第一发送孔径和第一接收孔径而获得的像素图像将提高图像品质,控制器还被配置为向加权因子指派非零正值。

[0041] 在一些实施例中,控制器被配置为通过评估第一发送孔径和第一接收孔径的点展开函数的品质来确定加权因子的值,控制器被配置为确定使用第一发送孔径和第一接收孔径而获得的像素图像将降低图像品质,控制器还被配置为向加权因子指派零值。

[0042] 在另一实施例中,控制器还被配置为通过缩放或者平移到兴趣区域的不同部分来改变图像窗,控制器还被配置为基于改变的图像窗确定新加权因子值。

附图说明

[0043] 在所附权利要求中具体阐述本发明的新颖特征。将通过参照以下叙述示例性实施例的具体描述获得本发明的特征和优点的更好理解,本发明的原理在这些示例实施例中得以利用,而在附图中:

[0044] 图1A是多孔径超声成像控制系统的一个实施例的透视图图示。

[0045] 图1B是图示可以与这里的系统和方法组合使用的成像系统的一些部件的一个实施例的框图。

[0046] 图2是具有两个换能器阵列的多孔径超声成像探测器和待成像的点/像素网格的示意图示。

[0047] 图3是具有三个换能器阵列的多孔径超声成像探测器和待成像的点/像素网格的示意图示。

[0048] 图4是图示可以用来基于从发送孔径到反射器回到接收孔径的总路径长度确定加权因子的传递函数的若干实施例的图形。

[0049] 图5是图示换能器元件的有效角度的超声换能器阵列的横截面图。

[0050] 图6是图2的探测器的示意图示,该示意图示示出用于选择的点和选择的发送孔径的两个示例发送角度。

[0051] 图7是图2的探测器的示意图示,该示意图示示出用于选择的点和选择的接收孔径的两个示例接收角度。

[0052] 图8是图示可以用来基于孔径发送角度和/或孔径接收角度确定加权因子的传递函数的若干实施例的图形。

[0053] 图9是具有三个换能器阵列的多孔径超声成像探测器和待成像的点/像素网格的示意图示,而障碍物在探测器与图像场之间。

具体实施方式

[0054] 将参照附图具体描述各种实施例。对具体示例和实现方式进行的参照用于示例目的并且未旨在限制本发明或者权利要求的范围。

[0055] 本公开内容提供用于通过向更可能提高组合的图像的总品质的子图像信息指派相对更多权值来提高由多个子图像的组合组成的超声图像的品质的系统和方法。在一些情况下,这可以通过放大更高品质的子图像信息的影响来实现。在其它实施例中,可以通过减少更低品质的子图像信息的影响来实现图像优化。在一些实施例中,可以从具体换能器元件相对于图像的具体区域而言的已知位置确定这样的信息。在一些实施例中,可以通过以向更可能提高图像品质的数据给予更多权值的方式组合接收的回波数据和/或扣减或者忽略更可能降低图像品质的数据(例如通过引入噪声或者通过增加点展开(point spread))来形成任何给定的像素(或者图像的其它离散区域)。这里提供用于实现这样的改进的系统和方法的细节。

[0056] 虽然这里参照各种解剖结构的超声成像描述各种实施例,但是将理解也可以在其他应用、比如对非解剖结构和对象进行成像和评估中使用这里示出和描述的方法和设备中的许多方法和设备。

[0057] 一种多孔径超声系统可以包括控制单元,该控制单元包含用于控制多孔径成像过程的电子装置、硬件、软件 and 用户接口。图1A图示具有控制面板120和显示屏幕130的多孔径超声成像控制系统100的示例。成像控制系统也包含配置为使用多孔径超声成像(MAU1)探测器来发送、接收和处理超声信号 of 的电子硬件和软件。这样的硬件和软件这里通称为MAU1电子装置。在一些实施例中,MAU1控制系统也可以包括校准单元(未示出)。在一些实施例中,校准单元可以被任何有线或者无线通信系统电连接到MAU1电子装置。在更多实施例中,控制校准系统的电子装置(包括在校准期间控制探测器的电子装置)可以完全(物理地和/或电地)独立于用于控制超声成像过程的电子装置。在通过引用而结合于此的美国专利申请13/279,110(公开号2012/0057428)中示出和描述适当校准系统的一些示例。在一些实施例中,MAU1电子装置可以仅包括足以执行成像过程的部分的硬件和软件。例如在一些实施

例中,系统100可以仅包括用于捕获图像数据的控制和电子装置,而用于处理和显示图像的硬件、软件、电子装置和控制可以在系统100外部。

[0058] 如这里所用,术语“超声换能器”和“换能器”可以传达它们的如超声成像技术领域技术人员理解的普通含义并且可以是指而不限于能够将电信号转换成超声信号和/或相反的任何单个部件。例如在一些实施例中,超声换能器可以包括压电器件。在其它实施例中,超声换能器可以包括电容微加工超声换能器(CMUT)或者能够将超声波转换成电信号和从电信号转换超声波的任何其它换能器件。

[0059] 换能器经常多个独立换能器元件的阵列中被配置。如这里所用,术语“换能器阵列”或者“阵列”一般是指装配到共用背板的换能器元件汇集。这样的阵列可以具有一个维度(1D)、两个维度(2D)、1.X个维度(1.XD)或者三个维度(3D)。也可以使用如本领域技术人员理解的其它维度的阵列。也可以使用环形阵列、比如同心圆阵列和椭圆阵列。换能器阵列的元件可以是阵列的最小分立功能部件。例如在压电换能器元件阵列的情况下,每个元件可以是单个压电晶体或者压电晶体的单个加工节段。

[0060] 如这里所用,术语“发送元件”和“接收元件”可以传达它们的如超声成像技术领域技术人员理解的普通含义。术语“发送元件”可以是指而不限于至少瞬时地执行发送功能的超声换能器元件,在该发送功能中,电信号被转换成超声信号。发送的超声信号可以在特定方向上被聚焦或者可以被未聚焦从而在所有方向或者宽范围方向上发送。相似地,术语“接收元件”可以是指而不限于至少瞬时地执行接收功能的超声换能器元件,在该接收功能中,撞击在元件上的超声信号被转换成电信号。向介质中发送超声这里可以称为“声穿透”(insonifying)。反射超声波的对象或者结构可以称为“反射体”(reflector)或者“散射体”(scatterer)。

[0061] 如这里所用,术语“孔径”(aperture)可以是指概念上的“开口”,超声信号可以经过该开口被发送和/或接收。在实际实践中,孔径简单地是单个换能器元件或者被成像控制电子装置共同地管理作为共用组的一组换能器元件。例如在一些实施例中,孔径可以是与相邻孔径的元件物理地分离和不同的元件分组。然而相邻孔径无需必然物理地分离或者不同。相反,单个孔径可以包括两个或者更多物理地分离或者不同换能器阵列的元件。例如,或者为不同换能器元件组(例如“左孔径”可以由左阵列加上物理地不同的中心阵列的左一半构造,而“右孔径”可以由右阵列加上物理地不同的中心阵列的右一半构造)。

[0062] 应当注意术语“接收孔径”、“声穿透孔径”和/或“发送孔径”这里用来意味着从希望的物理视点或者孔径执行发送或者接收功能的独立元件、在阵列内的一组元件或者甚至完整阵列。在一些实施例中,这样的发送和接收孔径可以被创建为具有专用功能的物理地分离部件。在其它实施例中,任何数目的发送和/或接收孔径可以如需要的那样被动态地电定义。在其它实施例中,多孔径超声成像系统可以使用专用功能和动态功能孔径的组合。

[0063] 如这里所用,术语“总孔径”是指所有成像孔径的总累计尺寸。换言之,术语“总孔径”可以是指由在用于特定成像周期的发送和/或接收元件的任何组合的最远换能器元件之间的最大距离定义的一个或者多个尺度。因此,总孔径由被指明作为用于特定周期的发送或者接收孔径的任何数目的子孔径组成。在单孔径成像布置的情况下,总孔径、子孔径、发送孔径和接收孔径可以都具有相同尺度。在多孔径成像布置的情况下,总孔径的尺度包括所有发送和接收孔径的尺度之和。

[0064] 在一些实施例中,两个孔径可以彼此相邻位于连续阵列上。在更多其它实施例中,两个孔径可以在连续阵列上相互重叠,从而至少一个元件用作两个分离孔径的部分。可以用特定应用所需要的任何方式动态地定义元件的位置、功能和数目以及孔径的物理尺寸。对用于特定应用的这些参数的约束将在以下被讨论和/或将为本领域技术人员所清楚。

[0065] 这里描述的元件和阵列也可以是多功能。也就是说,在一个实例中指明换能器元件或者阵列作为发送器未排除它们在下一实例中立即重新指明作为接收器。另外,这里的控制系统的实施例包括如下这种指明的能力,用于基于用户输入、预设扫描或者分辨率标准或者其它动态地确定的标准电地进行指明。

[0066] 如这里所用,术语“点源发送”可以是指从单个空间位置向介质中引入发送的超声能。这可以使用单个超声换能器元件或者一起作为单个发送孔径发送的相邻换能器元件的组合来实现。来自点源发送孔径的单个发送近似于统一球形波前或者在对2D切片进行成像的情况下近似于在2D切片内的统一圆形波前。在一些情况下,来自点源发送孔径的圆形、半圆形、球形或者半球形波前的单个发送这里可以称为“未聚焦的圆形波前超声信号”、“砰声(ping)”或者“点源脉冲”。

[0067] 点源发送在它的空间特性上不同于在特定方向上聚焦来自换能器元件阵列的能量的“相控的阵列发送”。点源脉冲(砰声)可以被发送以便在扫描平面中生成圆形波前。图像然后可以从回波被重构,其中假设从点源发送器发射的波前在兴趣区域中在物理上是圆形。在实际中,波前也可以在与扫描平面正交的维度中具有一些穿透(即一些能量可以实质上“泄漏”到与希望的二维扫描平面垂直的维度中,而减少有效成像范围)。此外,“圆形”波前可以根据换能材料的特有轴外性质而实际上限于半圆或者圆形的在换能器的波前面之前的小于180度的部分。在另一方面,相控的阵列发送依次操控一组换能器元件的发送相位以便加强或者导引声穿透波到具体兴趣区域(在数学上和物理上,这借助沿着多个重叠波前的构造性和破坏性干扰来完成)。相控的阵列发送也遭受与点源发送相同的第三维度能量泄漏(平面外)。短持续时间的相控的阵列发送这里可以被称为“相控的阵列脉冲”。

[0068] 图1B的框图图示可以与如这里描述的系统和方法的各种实施例组合使用的超声成像系统200的部件。图1B的系统200可以包括若干子系统:发送控制子系统204、探测器子系统202、接收子系统210、图像生成子系统230和视频子系统240。在各种实施例中,系统200也可以包括用于获得用于在一个或者多个超声成像步骤期间使用的各种数据的一个或者多个存储器设备。这样的存储器设备可以包括原始回波数据存储器220、加权因子存储器235、校准数据存储器238、图像缓冲器236和/或视频存储器246。在各种实施例中,所有数据(包括用于执行任何其它过程的软件和/或固件代码)可以存储于单个存储器设备上。备选地,分离存储器设备可以用于一个或者多个数据类型。另外,可以使用电子硬件、固件和/或软件的任何适当组合来实施在图2B中代表的模块或者部件中的任何模块或者部件。

[0069] 从探测器202的元件发送超声信号可以由发送控制系统204控制。在一些实施例中,发送控制子系统204可以包括用于控制探测器202的换能器元件以根据希望的成像算法从选择的发送孔径以希望的频率和间隔发送未聚焦的超声砰声的模拟和数字成分的任何组合。在一些实施例中,发送控制系统204可以被配置为在超声频率范围发送超声砰声。在一些(尽管并非所有)实施例中,发送控制子系统也可以被配置为在相控的阵列模式中控制探测器从而发送聚焦(即发送波束形成)的超声扫描线波束。

[0070] 在一些实施例中,发送控制子系统204可以包括发送信号定义模块206和发送元件控制模块208。发送信号定义模块206可以包括配置为定义超声探测器将发送的信号的希望的特性的硬件、固件和/或软件的适当组合。例如发送信号定义模块206可以建立(例如基于用户输入或者预定因子)待发送的超声信号的特性,比如脉冲开始时间、脉冲长度(持续时间)、超声频率、脉冲功率、脉冲形状、脉冲方向(如果有)、脉冲幅度、发送孔径位置或者任何其它特性。

[0071] 发送元件控制模块208然后可以取得关于希望的发送脉冲的信息并且确定将向适当换能器元件发送的适当电信号以便产生指明的超声信号。在各种实施例中,信号定义模块206和发送元件控制模块208可以包括分离电子部件或者可以包括一个或者多个共用部件的部分。

[0072] 在从兴趣区域接收发送信号的回波时,探测器元件可以生成与接收的超声振动对应的随时间变化的电信号。代表接收的回波的信号可以从探测器202被输出并且发送到接收子系统210。在一些实施例中,接收子系统可以包括多个通道,每个通道可以包括模拟前端设备(“AFE”)212和模数转换设备(ADC)214。在一些实施例中,接收子系统210的每个通道也可以包括在ADC 214之后的数字滤波器和数据调控器(未示出)。在一些实施例中,也可以在ADC 214之前提供模拟滤波器。每个ADC 214的输出可以被指引到原始数据存储器设备220中。在一些实施例中,可以对于探测器202的每个接收换能器元件提供接收子系统210的独立通道。在其它实施例中,两个或者更多换能器元件可以共享共用接收通道。

[0073] 在一些实施例中,模拟前端设备212(AFE)可以在向模数转换设备214(ADC)传递信号之前执行某些滤波过程。ADC 214可以被配置为在某个预定采样速率将接收的模拟信号转换成系列数字数据点。不同于多数超声系统,图3的超声成像系统的一些实施例然后在执行任何进一步接收波束形成、滤波、图像层组合或者其它图像处理之前在原始数据存储器设备220中存储数字数据,该数字数据代表每个独立接收元件接收的超声回波信号的定时、相位、量值和/或频率。

[0074] 为了将捕获的数字采样转换成图像,图像生成子系统230可以从原始数据存储器220获取数据。如图所示,图像生成子系统230可以包括波束形成块232和图像层组合(“1LC”)块234。在一些实施例中,波束形成器232可以与包含探测器校准数据的校准存储器238通信。探测器校准数据可以包括关于精确位置、操作品质的信息和/或关于独立探测器换能器元件的其它信息。校准存储器238可以物理地位于探测器内、成像系统内或者在探测器和成像系统二者外部的位。

[0075] 在一些实施例中,在穿过图像生成块230之后,图像数据然后可以存储于图像缓冲器存储器236中,该图像缓冲器存储器可以存储波束形成和(在一些实施例中)层组合的图像帧。在视频子系统240内的视频处理器242然后可以从图像缓冲器获取图像帧并且可以将图像处理成可以在视频显示器244上显示和/或在视频存储器246中存储为数字视频剪辑的视频流,例如如在本领域中所谓的“电影回放”。

[0076] 在一些实施例中,AFE 212可以被配置为在向模数转换设备传递模拟信号之前对接收的模拟信号执行各种放大和滤波过程。例如AFE 212可以包括放大器,比如低噪声放大器(LNA)、可变增益放大器(VGA)、带通滤波器和/或其它放大或者滤波设备。在一些实施例中,AFE设备212可以被配置为在接收触发信号时开始向ADC 214传递模拟信号。在其它实施

例中,AFE设备可以“自由运行”从而向ADC连续地传递模拟信号。

[0077] 在一些实施例中,每个模数转换器214可以一般包括配置为在某个一致、预定采样速率对接收的模拟信号进行采样的任何设备。例如在一些实施例中,模拟转换器可以被配置为以25MHz记录随时间变化的模拟信号的数字采样,该频率是每秒2500万个采样或者每40纳秒一个采样。因此,ADC采样的数据可以简单地包括数据点列表,每个数据点可以对应于在特定时刻的信号值。在一些实施例中,ADC 214可以被配置为在接收触发信号时开始数字地采样模拟信号。在其它实施例中,ADC设备可以“自由运行”,以连续地采样接收的模拟信号。

[0078] 在一些实施例中,原始数据存储设备220可以包括任何适当易失性或者非易失性数字存储器存储设备。在一些实施例中,原始数据存储设备220也可以包括用于通过有线或者无线网络向外部设备发送原始数字超声数据的通信电子装置。在这样的情况下,发送的原始回波数据可以以任何希望的格式存储于外部设备上。在其它实施例中,原始数据存储设备220可以包括易失性存储器、非易失性存储器和通信电子装置的组合。

[0079] 在一些实施例中,原始数据存储设备220可以包括临时(易失性或者非易失性)存储器节段和长期非易失性存储器节段。在这样的实施例的示例中,在波束形成器232可能不能操作快速到注意容纳来自ADC 214的全速率数据的情况下,临时存储器可以充当在ADC 214与波束形成器232之间的缓冲器。在一些实施例中,长期非易失性存储器设备可以被配置为从临时存储器设备或者直接从ADC 214接收数据。这样的长期存储器设备可以被配置为存储一定量的原始回波数据用于后续处理、分析或者向外部设备发送。

[0080] 在一些实施例中,波束形成器232和图像层组合块234可以各自包括配置为执行(例如如以下描述的)指定的过程的任何数字信号处理和/或计算部件。例如在各种实施例中,波束形成器232和图像层组合234可以由在单个GPU上、在多个GPU上、在一个或者多个CPU上、在CPU和GPU的组合上、在单个或者多个加速器卡或者模块上、在分布式处理系统或者群集式处理系统上运行的软件执行。备选地,这些或者其它过程可以由在FPGA架构或者一个或者多个专用ASIC设备上运行的软件执行。

[0081] 在一些实施例中,视频处理器242可以包括可以被配置为将图像帧组装成用于显示和/或存储的视频流的任何视频处理硬件、固件和软件部件。

[0082] 加权因子存储器设备可以包含如下数据,该数据定义将在波束形成、图像层组合、图像处理或者如希望的任何其它图像形成阶段期间应用的加权因子值。以下提供各种类型的加权因子的示例。

[0083] 图2图示多孔径超声成像探测器10和表示为网格的兴趣区域20的一个实施例。示出的探测器10具有左换能器阵列12,该左换能器阵列包括标注为‘n’、‘j’和‘k’的三个发送孔径(这里可以称为简化标示为 L_n 、 L_j 和 L_k)。右换能器阵列14也包括三个发送孔径(这里可以称为简化标示为 R_n 、 R_j 和 R_k)。左换能器阵列12的元件中的一些或者所有元件可以被标示为左接收孔径13。相似地,右换能器阵列14的元件中的一些或者所有元件可以被标示为右接收孔径15。

[0084] 图3图示三阵列多孔径超声成像探测器11的一个实施例。除了两阵列探测器的左和右阵列之外,三阵列探测器还包括中心换能器阵列16,该中心换能器阵列包括标注为‘n’、‘j’和‘k’的三个发送孔径(这里可以称为简化标示为 C_n 、 C_j 和 C_k)。中心换能器阵列16

的元件中的一些或者所有元件也可以被标示为中心接收孔径17。在其它实施例中,任何其它多孔径探测器构造也可以与这里描述的系统和方法使用。例如,申请人的在先申请描述若干备选探测器构造、比如具有四个、五个或者更多阵列的探测器、具有一个或者多个可调整阵列的探测器、具有可以电地细分成任何数目的孔径的一个或者多个大阵列的探测器和单孔径探测器,这些(或者其它)探测器构造都可以与这里描述的系统和方法结合使用。

[0085] 在一些实施例中,接收孔径的宽度可以受平均声速对于从散射体到接收孔径的每个元件的每个路径近似地相同这样的假设限制。假如充分窄的接收孔径,这一简化假设是可接受的。然而随着接收孔径宽度增加,达到倾翻点(这里称为“最大相干孔径宽度”或者“最大相干宽度”),超出该倾翻点,回波返回路径将必然地穿过具有本征地不同声速的不同组织类型。在这一不同造成接收波前相移逼近或者超过180度,超出最大相干接收孔径宽度延伸的附加接收元件将实际地劣化图像而不失改进它。

[0086] 因此,为了实现具有比最大相干孔径宽度远远更大的总孔径宽度的宽探测器的固有益处,全探测器宽度可以被物理地或者逻辑地划分成多个孔径,每个孔径可以限制为小于或者等于最大相干孔径宽度的有效宽度,因此小到足以避免接收的信号相位抵消。最大相干宽度可以对于不同患者和对于在相同患者上的不同探测器位置而不同。在一些实施例中,可以对于给定的探测器系统确定折衷宽度。在其它实施例中,多孔径超声成像控制系统可以被配置用于将在多个孔径中的可用元件细分成如下组的动态算法,这些组小到足以避免显著图像劣化相位抵消。

[0087] 在一些实施例中,可能难以或者不可能在将元件分组成具有比最大相干宽度更小的宽度的孔径时满足附加的设计约束。例如,如果材料在很小区域内太异构,则形成小到足以小于最大相干宽度的孔径可能不切实际。相似地,如果系统被设计为对在实质很深处的很小目标进行成像,则可能需要具有比最大相干宽度更大的宽度的孔径。在这样的情况下,可以通过进行附加调整或者校正以考虑在沿着不同路径的声速的差值来容纳具有比最大相干宽度更大的宽度的接收孔径。这里提供这样的声速调整的一些示例,而在标题为“Universal Multiple Aperture Medical Ultrasound Probe”的美国专利申请公开文本2010/0201933中提供附加示例。在一些实施例中,由于最大相干宽度最终地从患者到患者可变和即使对于单个患者仍然从位置到位置可变,所以可能希望提供配置为允许用户在成像会话期间或者在后处理存储的原始回波数据期间有选择地增加或者减少最大相干宽度的用户接口调整。可以通过对应地增加或者减少将在波束形成期间使用的接收孔径的尺寸(即换能器元件组)来应用调整的最大相干宽度。

[0088] 图像层组合

[0089] 在一些实施例中,使用系列发送砰声的多孔径成像可以通过从第一发送孔径发送点源砰声并且用两个或者更多接收孔径的元件接收回波来操作。可以通过基于在砰声发送与回波接收之间的延迟时间三角测量散射体的位置来形成完整图像。作为结果,控制器或者控制系统可以从在每个接收孔径处从每个发送砰声的回波接收的数据形成完整图像。从砰声和接收孔径的不同特有组合获得的图像这里可以称为图像层。多个图像层可以被组合以提高最终组合图像的总品质。因此,在一些实施例中,生成的图像层的总数可以是接收孔径的数目与发送孔径的数目的乘积(其中“发送孔径”可以是单个发送元件或者一组发送元件)。

[0090] 例如在一些实施例中,可以通过组合由在两个或者更多接收孔径处的来自单个发送砰声的回波形成的图像层来形成单个时域帧。在其它实施例中,可以通过组合由在一个或者多个接收孔径处的来自两个或者更多发送砰声的回波形成的图像层来形成单个时域帧。在一些这样的实施例中,多个发送砰声可以源于不同发送孔径。

[0091] 例如在参照图2的一个实施例中,可以通过从第一发送孔径 L_n 发送第一砰声并且在左接收孔径13接收第一砰声的回波来形成第一图像层(代表在网格20中的所有点或者如果平移/缩放(panning/zooming)到特定兴趣目标30则仅代表网格20的节段)。第二图像层可以由在右接收孔径15接收的第一砰声的回波形成。可以通过从第二发送孔径 L_j 发送第二砰声并且在左接收孔径13和由接收孔径15接收第二砰声的回波来形成第三和第四图像层。在一些实施例中,所有四个图像层然后可以被组合以形成单个时域图像帧。在其它实施例中,可以从在任何数目的接收孔径从任何数目的发送孔径发送的任何数目的砰声接收的回波获得单个时域图像帧。时域图像帧然后可以依次地被显示于显示屏幕上作为连续移动图像。也可以通过使用以上技术中的任何技术组合图像层来形成更多图像。

[0092] 显示屏幕和在它们上显示的图像一般可以被划分成像素网格。在一些情况下,像素是显示屏幕的最小的独立可控区域。在图像像素与显示像素之间的关系在本领域中一般被充分地理解并且这里将未加以描述。出于本说明书的目的,图中所示网格20的方形单元将称为像素。在这里的实施例中的许多实施例中,像素组可以一起视为共用组。因此,使用术语“像素”未旨在于限于任何特定尺寸、但是用作为用于描述图像的离散节段的方便术语。

[0093] 在单色显示器中,每个像素被指派仅一个值:“强度”,该值是定义像素应当显示多少光的标量值。在彩色显示器中,除了强度值之外,每个像素还可以被指派多个色分量值,比如红色、绿色和蓝色;或者青色、品红色、黄色和黑色。以下描述将主要地涉及针对来自多个源的对像素的强度的各种贡献应用加权因子。然而在一些实施例中,一些或者所有颜色值也可以使用相同或者有关技术来加权。

[0094] 利用使用点源发送成像技术的多孔径探测器,可以通过在每接收元件基础上波束形成接收的回波数据、组合来自在多个接收孔径中的每个接收孔径内的多个接收元件中的每个接收元件接收的回波(回波已经从在多个发送孔径中的每个发送孔径内的多个发送器中的每个发送器发送的砰声产生)的信息来组装每个图像像素。在利用点源发送的多孔径成形的一些实施例中,接收波束形成包括通过对在接收换能器元件上的来自正在检查的对象中的散射体的、时间延迟的回波返回进行求和来形成重构的图像的像素。在每个接收器记录的、散射体的回波的时间延迟是与用于经过正在成像的介质的声速的假设值组合的、探测器元件的特有几何性质的函数。重要考虑是该求和是否应当相干(对相位敏感)或者不相干(仅对信号量值进行求和并且忽略相位信息)。在通过引用而结合于此的、申请人的专利申请13/029,907中描述基于砰声的波束形成的更多细节。

[0095] 可以通过相干相加(coherent addition)、不相干相加(incoherent addition)或者二者的组合来实现对从多个发送砰声产生的图像层进行求和或者平均。相干相加(在图像层求和期间并入相位和量值信息二者)往往最大化横向分辨率,而相干相加(仅对量值进行求和而省略相位信息)往往平均掉斑点噪声并且最小化经过成像的介质的声速的少量变化可能引起的图像层对准误差的影响。通过不相干求和来减少斑点噪声,因为每个图像

层将往往发展它自己的斑点图案并且对图案进行不相干地求和具有平均掉这些斑点图案的影响。备选地,如果图案被相干地相加,则它们相互加强并且仅一个强斑点图案产生。不相干相加可以视为与长久已知作为一种用于抑制斑点噪声的手段的瞬时复合成像(instantaneous compound imaging)类似。

[0096] 可以通过不相干相加来容许声速变化如下:对具有仅造成半波长的延迟(例如对于3MHz探测器近似地为0.25mm)的声速变化的两个像素相干地求和造成破坏性相位抵消,该破坏性相位抵消引起显著图像数据丢失;如果像素被相干地相加,则相同或者甚至更大延迟仅引起图像层中的不显著空间失真而无图像数据丢失。这样的图像层的不相干相加可以造成最终图像的一些平滑(在一些实施例中,这样的平滑可以被有意地相加以使图像更可读)。

[0097] 就三个图像层级而言来描述图像层组合,对于该三个图形层级可以确定相干VS不相干求和。这三种情况包括第一级图像层、第二级图像层和第三级图像层。(1) 第一级图像层可以由在单个接收孔径接收的来自单个发送孔径的单个回声产生的回波形成。对于单个回声和单个接收孔径的特有组合,在接收孔径中的由所有接收元件接收的延迟的回波可以被求和以获得第一级图像层。(2) 从在单个接收孔径接收的多个发送回声(来自相同或者不同发送孔径的)的回波产生的多个第一级图像层可以被一起求和以产生第二级图像层。第二级图像层可以被进一步处理以改进对准或者其它图像特性。(3) 可以通过组合用来自多个接收孔径的数据形成的第二级图像层来获得第三级图像。在一些实施例中,第三级图像可以被显示为依次的时域帧以形成移动图像。

[0098] 在所有三个图像层级,如果在希望的精确程度上获悉探测器元件的几何性质并且跨越所有路径的恒定声速的假设有效,则相干相加可以促成多孔径系统的最大横向分辨率。类似地,在所有图像层级,不相干相加促成最好地平均掉斑点噪声和容许经过成像的介质的声速的少量变化。

[0099] 在一些实施例中,相干相加可以用来组合从相位抵消不可能成问题的孔径所产生的图像层,然后对于相位抵消将更可能呈现问题的孔径,可以使用不相干相加,比如在组合从在被超过某个阈值的距离分离的不同接收孔径接收的回波形成的图像时。

[0100] 在一些实施例中,可以通过使用相干相加来形成所有第一级图像,其中假设选择使用的接收孔径具有小于最大相干孔径宽度的宽度。对于第二和第三级图像层,相干和不相干求和的许多组合是可能的。例如在一些实施例中,可以通过对有贡献的第一级图像层相干地求和来形成第二级图像层,而可以通过有贡献的第二级图像层的不相干求和来形成第三级图像层。

[0101] 斑点预设控制

[0102] 在其它实施例中,可能希望使用相干和不相干求和的组合、通过广泛多种算法中的任何算法来组合图像层。在一些实施例中,成像控制系统可以被配置为存储可以被设计用于具体成像应用的多个可选择的预编程的求和算法。在一些实施例中,存储的求和算法可以手动地可选择,比如通过操作手动用户接口控制。备选地,存储的求和算法可以基于可用于控制系统的其它数据或者信息而自动地可选择。

[0103] 例如在一些实施例中,备选算法可以包括通过相干相加来形成所有第二级和第三级图像层。在另一实施例中,可以通过不相干相加来形成所有第二级和/或第三级图像层。

在更多实施例中,可以仅相干地或者不相干地组合选择的第二级图像组合以形成第三级图像。在其它实施例中,可以仅相干地组合选择的第一级图像层组合以形成第二级图像层。

[0104] 在一些实施例中,也可以通过对用于每个接收孔径元件的同相和正交回波信号进行求和(即对被延迟 $1/4$ 回波波长的每个回波进行求和)来形成第一级图像层。在多数实施例中,单个接收孔径的元件接收的回波通常被相干地组合。在一些实施例中,可以改变接收孔径的数目和/或每个接收孔径的尺寸以便最大化图像品质度量(比如横向分辨率、声速变化容差、斑点噪声减少等)的某个希望的组合。在一些实施例中,这样的备选布置可以由用户选择。在其它实施例中,这样的布置可以由图像系统自动地选择或者开发。

[0105] 一旦通过相干求和来形成图像层,丢失用于该图像层的任何相位信息。因此,使用通过不相干求和而形成的图像层的任何后续图像层本身将必然地被不相干地组合。因此,在一些实施例中,只要在图像层组合过程中希望则可以保持相位信息。

[0106] 声速控制

[0107] 如以上讨论的那样,通常在波束形成期间假设声速值以便基于在发送时间与接收时间之间的时间延迟确定ROI点和对应像素的位置。在人类软组织中,通常假设声速约为 1540m/s 。然而已知声速在患者之间和在单个患者内的不同软组织类型之中变化多达 10% 。用于特定散射体路径的假设的声速与实际值之间的变化可以在波束形成期间引起误差,这些误差可能在图像中引起模糊或者空间移位影响。因此,在一些实施例中,多孔径超声成像系统可以被配置为允许自动和/或手动调整用于一些或者所有散射体路径的假设的声速值。

[0108] 在一些实施例中,多孔径成像系统可以包括“粗略”声速调整,该“粗略”声速调整增加或者减少在波束形成中用于所有散射体路径(即用于所有发送孔径和接收孔径组合)的假设的声速值。在一些情况下,也可以对于单孔径超声成像系统提供粗略声速调整。粗略声速调整可以是手动的(例如转盘、滑块或者任何其它物理或者虚拟用户接口设备),以允许声谱仪用户或者其他用户直接增加或者减少假设的声速值直至系统产生用户可接受的结果。在其它实施例中,“粗略”声速调整可以由成像控制系统自动控制。因此,粗略声速调整可以向所有图像层应用单个调整。

[0109] 也可以提供“精细”声速调整的各种实施例。在一些实施例中,精细声速调整可以被配置为调整用于单个接收孔径的假设的声速值。在其它实施例中,精细声速调整可以被配置为调整用于单个发送孔径的假设的声速值。在更多实施例中,精细声速调整可以被配置为调整用于一个或者多个具体发送孔径和接收孔径组合的假设的声速值。因此,精细声速控制可以被配置为向具体第一级或者第二级图像层有效地应用调整。与粗略声速调整一样,精细声速调整可以是手动、自动或者是二者的组合。

[0110] 在一些实施例中,粗略声速调整可以由用户手动地进行,并且精细声速调整可以由超声成像控制系统自动地进行。在其它实施例中,可以自动地控制粗略和精细声速调整二者。在一些实施例中,超声成像控制系统可以被配置为试验不同粗略和/或精细声速值直至所得的一个图像(或者多个图像)的希望图像品质度量(例如边缘或者点的锐度、最大对比度、最大动态范围等)超过门限值为止。备选地,可以应用任何其它“自动聚焦”算法以调整声速值直至提高或者优化图像品质度量。

[0111] 在一些情况下,每个特有一对发送孔径和接收孔径这里可以称为“视图”。在其它

情况下,视图也可以是指单个发送收发器元件和单个接收收发器元件的特有组合。在其中接收孔径包括多个收发器元件的实施例中,可以出于以下描述的目的而总体地对待接收元件组。备选地,即使在接收孔径组的部分时,在一些实施例中可以独立地对待独立接收元件。例如如果多孔径成像系统利用30个发送孔径和三个接收孔径,则每个图像像素潜在地由来自90个不同视图的图像数据的组合形成。备选地,将每个视图视为独立发送元件和独立接收元件的组合并且考虑具有48个发送元件和144个接收元件的探测器,每个像素可以潜在地由来自6,912个不同视图的图像数据的组合形成。可以通过图像层组合来聚合从这样的视图获得的图像(例如如以上描述的那样)以产生更小数目的图像或者图像帧。

[0112] 除非另有指明,图2、3、6、7和9的网格20代表显示像素网格和在正在成像的对象中的兴趣区域(“ROI”)内的对应点的网格两者。术语“ROI”点将这里用来描述在扫描平面(或者3D扫描体积)内在相对于探测器的固定位置的点。如将从以下描述中变得清楚的那样,ROI点将未必总是与像素位置直接相关。例如如果图像被“放大”以代表更小区域30,则显示像素网格20将仅对应于在兴趣区域中的缩放区域30内的点。然而在任何缩放水平,可以用高准确程度确定(相对于探测器)给定的图像像素代表的ROI点的物理位置。

[0113] 在一些实施例中,在波束形成期间使用的声速值可以基于经过多个不同材料的平均声速的计算,每个材料具有已知平均声速。例如在对人类患者进行成像时,超声波可以穿过多个不同组织类型并且从这些组织类型反射。每个组织类型通常具有略微不同的基本声速。通过识别给定的声波在发送收发器元件与反射器之间和在反射器与接收收发器元件之间穿过的所有组织的近似尺度,可以对于完整声波路径计算平均声速。在一些实施例中,可以使用加权平均值,其中每个材料特有声速值被与材料在图像平面中的厚度成比例的加权因子加权。在一些实施例中,执行这样的计算可以提供用于在波束形成过程期间使用的更准确平均声速值,该更准确平均声速值可以相对于使用通用平均声速值而获得的结果提高波束形成结果的品质。

[0114] 在一些实施例中,计算机自动检测技术(例如各种试探模型)可以用来基于信息(比如组织的形状、位置、反射性或者其它特性)自动地识别在患者内的一个或者多个组织类型。备选地,用户可以基于他的或者她的自己的技能和通过使用适当用户接口(例如通过在通过使用假设的声速值的波束形成而获得的超声图像中环绕器官)识别组织。

[0115] 在其它实施例中,可以在非医学成像情景中(比如工业非破坏性测试中)使用这样的技术。在这样的实施例中,待成像的对象的尺度、结构和材料可以基本上已知。因此,可以基于对象的已知结构和换能器相对于对象的已知位置计算平均声速值。

[0116] 引入加权因子

[0117] 在这里描述的各种实施例中的任何实施例中,可以在从接收模拟回波信号起的图像形成期间在任何适当点应用加权因子以通过图像层组合来产生最终图像帧。例如在一些实施例中,可以在模拟回波信号由AFE接收(图1B中的212)时、在A/D转换器(图1B中的214)模数转换回波信号期间、在波束形成模块(图1B中的232)执行的波束形成期间或者在如图像层组合模块(图1B中的234)执行的图像层组合期间将一些加权应用于从一个或者多个换能器元件接收的信号。

[0118] 在一些实施例中,可以在由接收的回波形成每个像素时在波束形成期间通过将独立像素值乘以对应加权因子来应用加权因子。备选地,可以在波束形成期间(比如在加权因

子将被应用于涉及到识别的发送或者接收换能器元件的所有像素时)将单个加权因子应用于在整个图像中的所有像素。在波束形成期间应用加权因子意味着可以使用加权因子来改进在最基本图像层。在一些情况下,在波束形成期间应用加权因子可以比更晚在图像层组合过程中应用它们更计算地透彻,但是这样的低级图像层也可以保持更多原有信息。在一些实施例中,需要平衡计算强度与图像品质以便使用特定系统来最大化结果。

[0119] 在以上描述的三级中的任何级组合图像层之前,可以通过应用一个或者多个加权掩模(mask)来调整任何独立图像层以增加或者减少整个图像层或者图像层的仅部分对最终组合图像的贡献。在一些实施例中,在应用加权掩模之后和/或在组合图像层之后,可以应用规范化步骤以便使最终图像(例如第三级图像)的所有区域具有一致平均强度。

[0120] 对于任何给定的ROI点和对应像素,一些视图将提供更高品质图像数据,而其它视图可以向像素贡献更低品质数据。在一些实施例中,一个或者多个加权因子可以用来增加高品质视图对显示的像素的影响和/或削弱低品质视图对显示的像素的影响。例如在图像处理期间,可以通过将来自每个贡献图像层的像素强度值乘以一个或者多个对应加权因子、然后对乘积进行求和来获得任何给定的像素 I_p 的强度量值。例如 $I_p = \sum w * I_v$ 。其中 w 是加权因子并且 I_v 是特定视图(v)获得的强度。这样的独立加权因子可以被组合成将应用于整个图像层的掩模。

[0121] 在一些实施例中,可以对于像素-视图组合、ROI点-视图组合、发送孔径与像素或者ROI点的组合、或者接收孔径(接收元件)与像素或者ROI点的组合的给定集合预先计算加权因子。这种预先计算的加强因子可以存储用于随后的获取,例如在成像期间通过表查找操作。在其它实施例中,可以在成像期间“在飞行中”(on-the-fly)计算或者以别的方式确定加权因子。在一些实施例中,可以对于每个特有像素-视图对(和/或ROI点-视图对)获得不同加权因子。在一些实施例中,可以在多个因子方面评估视图关于给定的像素/POI点而提供的成像数据的品质,这些因子的两个示例包括信噪(S/N)比和点展开函数(PSF)。

[0122] 基于S/N比的加权因子

[0123] 如这里所用,S/N比是超声信号在它穿过成像的介质时的衰减的函数。因此,在一些实施例中,可以预测信噪比S/N为路径长度的函数。路径长度是指从发送孔径到ROI点并且回到接收孔径的总距离。一般而言,超声信号将对于经过介质行进的每个长度单位以某一恒定的速率衰减。衰减速率为本领域技术人员所充分理解并且可以是成像介质、超声频率、在信号路径与发送和接收元件二者的表面之间的角度以及其它因子的函数。

[0124] 因此,所有其它方面等同,来自接近元件的对象的回波将往往更强并且具有比来自远离元件的对象的回波更好的信噪比。因此,在一些实施例中,可以确定在发送和/或接收孔径和与显示像素对应的ROI点之间的总距离,并且也可以计算加权因子表为这样的总距离的函数。例如图4图示在可以应用于显示的像素的S/N加权因子40(竖轴)与总路径长度42(水平轴)之间的关系的示例。例如在一些实施例中,S/N加权因子40可以作为路径长度42的函数线性地44变化。在其它实施例中,S/N加权因子40可以作为路径长度42指数地46、几何地或者根据任何其它传递函数曲线(比如抛物线函数、正态分布、对数分布、高斯分布、凯萨尔-贝塞尔分布等)而变化。在一些实施例中,可以使用一个或者多个传递函数来预先计算总路径距离与希望的S/N加权因子之间的关系并且存储在查找表中,从而在成像期间,成像系统可以基于确定的路径长度查找加权因子而未执行大量计算。

[0125] 在一些实施例中,可以对于视图和ROI点的每个组合预先计算路径长度。这样的路径长度和/或希望的加权因子然后可以存储于查找表中,该查找表可以被访问以便在成像期间获得加权因子。在其它实施例中,可以使用在正在成像的介质中的假设的声速、基于在发送声波与接收回波之间的时间延迟来估计或者计算路径长度。因此,在一些实施例中,可以基于在波束形成期间确定的时间延迟动态地确定加权因子。

[0126] 基于点展开的加权因子

[0127] 在其它实施例中,加权因子可以用来改进成像系统的总点展开函数(或者冲激响应)。点展开函数(PSF)为超声成像领域技术人员所充分已知。PSF是任何成像系统的广义“冲激响应”、无论是声、光或者其它电磁辐射。换言之,用于任何成像系统的品质因数是检查场中的点“冲激”在分量(图像层)和/或最终图像中被模糊的程度。出于本说明书的目的,点展开是指成像系统对应当表现为点的对象的表示进行“模糊”或者展开的程度。可以确定用于任何给定的ROI点(或者代表的像素)的点展开函数为相对于给定的ROI点的发送角度和/或接收角度的函数。影响点展开的其它因子可以包括ROI点的深度、相干程度、总孔径宽度、独立孔径宽度、超声频率和其它因子。

[0128] 超声换能器元件一般在与元件的表面垂直的方向上(即沿着图5中的线50)对发送和接收超声信号最有效。换能器元件的灵敏度往往随着发送或者接收角度 Θ 增加而减少。在某个角度 Θ ,从元件获得的图像数据可能具有太小信号强度而无法有用和/或太多噪声或者点展开而无法提供有价值图像数据。这对于发送角度和接收角度二者成立。(发送角度和接收角度这里可以通称为“视角”)。作为结果,在一些实施例中,可以确定对于给定的像素,来自特定发送孔径、特定接收孔径或者特定视图(即特定发送孔径和接收孔径组合)的数据可以在形成像素的图像时有用,但是这样少于来自可以对像素的图像有贡献的其它孔径或者视图的数据。在这样的情况下,分数加权因子可以被应用于这样的更低品质图像数据以便减少它对图像或者对图像的一个或者多个像素的总贡献。在其它实施例中,也可以使用整数加权因子。

[0129] 在一些情况下,理想的发送和/或接收角度范围可以依赖于因子,比如换能器阵列的材料、换能器元件的尺寸或者形状、制造方法、元件切割形状、阵列的年龄、待发送的超声频率、在超声信号发送期间应用的电压或者功率,或者其它因子。在一些情况下,可以基于发送角度或者接收角度是否超过特定门限值来应用加权因子。例如在一些实施例中,在大于某个门限的角度 Θ 发送或者接收超声角度时,信号功率可以显著地降至这样的点使得信号即使对于从发送器向ROI点并且往回向接收器行进的相对小的总距离仍然被随机噪声淹没。在这样的情况下,即使由于路径长度衰减所致的s/n比可以很高,由于发送器在超过门限的发送或者接收角度的贡献所致的/s/n比仍然可以很低。在一些实施例中,这样的门限角度的值可以对于特定换能器类型通过试验来确定。在其它实施例中,可以至少部分基于一个或者多个操作参数(比如发送频率、发送功率、发送的脉冲形状或者其它因子)选择门限角度的值。在一些实施例中,一些换能器可以具有约为60°、75°或者80°的门限角度。其它换能器可以具有更大或者更小品质门限角度。

[0130] 在一些实施例中,可以基于用于给定的ROI点的发送角度或者接收角度是否超过门限值来以二进制方式应用加权因子。例如在一些实施例中,加权因子“1”可以用于角度 Θ (TX或者RX)小于或者等于门限角度的所有ROI点和换能器元件组合,并且加权因子“0”可以

用于角度 Θ 超过门限的任何组合。在其它实施例中,这样的影响可以使用与角度 Θ 成比例的加权因子来抵消。在其它实施例中,可以使用这样的方式的任何组合、比如通过使用如以下更具体描述的传递函数。

[0131] 图6图示相对于像素‘A’的两个发送角度。在所示示例中,在发送孔径Lj与点‘A’之间示出第一发送角度 Θ_{T1} 。在发送孔径Lj与点‘A’之间示出第二发送角度 Θ_{T2} 。如图所示,第一发送角度 Θ_{T1} 明显地大于第二发送角度 Θ_{T2} 。作为这一发送角度差值的结果,来自发送孔径Ln的砰声形成的点‘A’的图像的品质将高于来自发送孔径Lj的砰声形成的点‘A’的图像,因为发送角度 Θ_{T2} 小于发送角度 Θ_{T1} 。因此,在使用这一示例的一些实施例中,来自发送孔径Ln的砰声形成的图像层可以具有比来自孔径Lj的砰声形成的图像层更大的用于点‘A’的更大加权因子。在一些实施例中,可以基于传递函数(以下描述该传递函数的示例)确定这样的加权因子的实际和相对值为相关发送角度的函数。在一些实施例中,可以相对于发送孔径的中心测量发送角度。

[0132] 以相似方式,多孔径成像系统的一些实施例可以基于接收角度应用加权因子。图7图示反射体在点‘A’的接收回波的两个不同接收角度。在左换能器阵列12的元件与点‘A’之间示出第一接收角度 Θ_{R1} ,并且在点‘A’与在中心换能器阵列17上的元件之间示出第二接收角度 Θ_{R2} 。如图所示,第一接收角度 Θ_{R1} 明显地小于第二接收角度 Θ_{R2} 。作为这一接收角度差异的结果,在左接收孔径13接收的回波形成的点‘A’的图像的品质将高于在中心接收孔径17接收的回波形成的点‘A’的图像,因为接收角度 Θ_{R1} 小于接收角度 Θ_{R2} 。

[0133] 在所示实施例中,每个接收孔径具有包括多个接收元件的大量宽度。因此例如在点‘A’与在中心接收孔径17的远左边缘的接收元件之间的接收角度将小于在点‘A’与在相同中心接收孔径17的远右边缘的接收元件之间的接收角度。因此,在一些实施例中,在基于接收角度确定加权因子时,可以定义接收角度为在给定的ROI点与接收孔径的中心之间的角度。在其它实施例中,可以定义接收角度为在孔径中的一组换能器元件经历的最大接收角度。相似地,这些方法中的任何方法也可以用于为包括多于一个发送换能器元件的发送孔径选择发送角度。

[0134] 在其它实施例中,加权因子可以用来校正发送和接收孔径组合(即“视图”)。可以用若干方式减轻贡献欠佳的视图的影响。在一些情况下,可以通过忽略从特定视图接收的回波数据、比如通过使用加权因子零来完全地消除贡献欠佳的视图。例如在一些实施例中,对于发送孔径Ck和右接收孔径15定义的视图(例如如图3中所示)可以简单地通过未使用右接收孔径15从Ck发送孔径发送的砰声接收的回波数据来忽略。备选地,如果确定应当忽略涉及到发送孔径Ck的所有视图,则系统可以在循环遍历发送孔径之时简单地略过发送孔径Ck。备选地,从孔径Ck发送的砰声接收的所有回波数据可以接收加权因子零(或者接近零)。

[0135] 在一些实施例中,可以对于每个ROI点预先确定发送和/或接收角度,并且可以在存储器设备中存储这样的查找角度。在选择缩放水平时,成像系统可以识别与图像像素对应的ROI点、然后识别对应发送或者接收角度。一旦对于在特定第一级图像层中的给定的ROI点已知发送或者接收角度,可以确定加权因子为发送和接收角度之一或者二者的函数以便增加或者减少给定的视图对最终像素值的影响。

[0136] 图8图示可以用于对于任何给定的视图和ROI点组合基于特定视角62(即发送角度、接收角度或者二者中的最大值)确定加权因子60(竖轴)的传递函数的示例。在视角62与

加权因子60之间的关系可以遵循广范围图案中的任何图案。在一些实施例中,可以使用一个或者多个阶跃式函数(例如在门限角度具有权值阶跃增加或者减少的函数)。例如如图8的曲线64中所示,加权因子可以是单调视角函数,其中具有大于门限角度(例如在所示示例中约为 60° 或者 $\pi/3$ 弧度)的至少一个视角的任何像素-视图对可以被给予加权值零,而具有小于门限角度的两个视角的所有像素-视图对可以具有权值一。在其它实施例中,加权因子60可以是随着绝对视角62增加而从零到一变化的线性视角函数66。在其它实施例中,如曲线65中所示,传递函数可以对于小于或者等于门限角度(例如在所示示例中为 60°)的所有视角指派加权因子一,并且加权因子可以对于大于门限角度的视角从一到零线性地变化。在更多实施例中,加权因子可以指数地、几何地或者根据包括但不限于抛物线函数、正态分布(例如如曲线68所示)、对数分布、高斯分布、凯萨尔-贝塞尔分布等的任何其它传递函数曲线变化。在一些实施例中,超声成像控制系统可以被配置为包括加权因子传递函数,用户可以手动地选择或者成像系统可以自动地选择的多个可选择视角加权因子传递函数。

[0137] 在一些实施例中,可以用查找表实施这样的传递函数。例如可以使用选择的传递函数来构造查找表,并且可以对于相关输入变量(例如TX角度、RX角度、路径长度或者时间延迟)的若干可能离散值计算加权因子。然后在成像期间,成像控制系统可以简单地确定输入变量数量并且基于在查找表中的最近(或者插值)结果查找加权因子值。

[0138] 在一些其它实施例中,取代从发送和/或接收角度确定加权因子,可以通过建模来预测或者使用想象凭经验确定用于按照每个视图与图像像素对应的任何给定的ROI点的点展开。在一些实施例中,可以对于给定的像素测试每个视图以确定每个视图是否提高图像品质或者使它更差。为每个视图和为每个像素位置重复这一过程,可以组装加权因子表。例如参照图3,可以通过从发送孔径 L_n 发送第一回声并且在中心接收孔径 L_7 上接收回波、然后从发送孔径 L_j 发送第二回声并且在中心接收孔径 L_7 上接收回波来测试像素‘A’。然后比较两个视图的结果以确定哪个视图提供用于形成像素A的更高品质数据。在一些实施例中,可以通过对给定的成像系统和给定的多孔径探测器的条件进行建模来自动地执行这样的测试方法。

[0139] 在一些实施例中,可以组装查找表以代表为每个像素测试每个视图的结果。例如查找表可以包括用于每个特有像素和视图组合(这里称为像素-视图对)的加权值。在一些实施例中,这样的加权值可以是二进制,从而来自每个视图的数据对像素有贡献或者被忽略。在其它实施例中,加权值可以是分数值,从而每个视图与加权因子成比例地对像素有贡献(例如为每个视图获取的数据的0%到100%可以对给定的像素的显示值有贡献)。在一些实施例中,可以基于与预计的点展开的程度有关的任何适当变量、通过使用传递函数来确定这样的分数加权因子。

[0140] 维护用于每个像素-视图对的加权值查找表的一个挑战是像素-视图关系随着图像被“缩放”或者“平移”以显示声穿透的区域的不同部分而改变。例如如果假设像素网格20为完整的声穿透的区域并且用户“放大”声穿透的区域的特定区域30,则在缩放的区域30内的信息将被放大以占据整个显示像素网格20。在该情况下,与显示的像素对应的ROI点与完全缩小的图像比较将相对于探测器的发送和接收孔径而明显地不同。作为结果,每个视图对每个新像素的贡献可以与在原有“未缩放”的图像中明显地不同。例如如果选择的缩放的区域足够小并且从探测器充分地远,则加权掩模的每个值可以简单地是一。

[0141] 在一些实施例中,可以通过计算和存储用于多个离散缩放水平或者平移位置的像素-视图加权值来解决这一挑战。在这样的实施例中,将对于每个预先计算的缩放水平需要分立加权值表。在一些实施例中,可以对用于在预先计算的缩放水平之间的缩放水平的加权值进行插值,或者可以使用最靠近的表。在其它实施例中,可以使用传递函数来在飞行中确定加权因子以基于可测量或者可检测的变量数量(比如如以上描述的发送角度或者接收角度)识别加权因子。

[0142] 组合加权因子

[0143] 在一些实施例中,S/N加权因子可以与点展开加权因子、视角门限加权因子、发送频率加权因子和/或任何其它类型的加权因子组合。在一些实施例中,可以通过简单算术求平均来组合多个不同加权因子。在其它实施例中,加权算术求平均可以用来增加或者减少一个加权因子类型相对于一个或者多个其它类型的相对影响。如以上讨论的那样,可以按照下式获得任何给定的像素 I_p 的强度量值: $I_p = \sum w * I_v$ 。其中 w 是加权因子并且 I_v 是特定视图(v)获得的强度。因此,在一些实施例中,可以按照下式确定加权因子' w ': $w = Aw_1 + Bw_2$,其中 A 和 B 是加权平均系数,并且 w_1 和 w_2 是不同类型的加权因子。例如如果系数 A 和 B 均为0.5,则将向加权因子 w_1 和 w_2 给予相等加权因子。在另一方面,如果 A 为0.75并且 B 为0.25,则将向 w_1 给予 w_2 的权值的三倍。在更多实施例中,可以基于因子(比如加权因子类型)、像素位置或者其它因子的通过更复杂正则算法可以组合多个类型的加权因子。也可以使用任何其它组合或者正则算法。用于组合加权因子的以上方式中的任何方式可以适用于加权因子、阵列特有表或者标量加权因子的像素特有表。

[0144] 在其它实施例中,共用加权因子可以应用于一个或者多个第一级图像层的所有或者任何部分。例如如果确定给定的发送孔径正在提供低品质成像数据,则所有像素可以对于包含从该发送孔径获得的数据的所有视图或者图像层具有加权因子零。

[0145] 在一些实施例中,超声成像系统可以包括配置为允许按照孔径手动或者自动调整加权因子的手动或者自动控制。例如在一些实施例中,超声成像系统可以包括滑块(或者其它物理或者虚拟控制设备)阵列而一个滑块用于每个相应发送孔径。调整这样的滑块可以对于所有视图增加或者减少用于特定发送孔径的加权因子。相似地,可以对于每个接收孔径提供这样的控制。例如在对兴趣区域进行成像之时,用户可以调整给定的孔径控制以便增加或者减少该孔径对显示的图像的贡献直至用户确定已经获得充足或者最优图像。

[0146] 在更多实施例中,多孔径成像系统可以被配置为自动地增加或者减少用于独立发送和/或接收孔径或者元件的加权因子直至优化希望的图像品质度量。在一些实施例中,可以通过调整加权因子而优化的图像品质度量可以包括图像锐度、对比度、动态范围、点展开或者其它度量。在一些实施例中,优化可以包括识别使选择的图像品质变量最大化的一组加权因子。在其它实施例中,优化可以包括识别使选择的图像品质变量最小化的一组加权因子。在更多其它实施例中,优化可以包括最大化或者最小化一组图像品质变量而又保持在附加约束内。在各种实施例中,在将加权因子应用于换能器元件(或者孔径)汇集时,可以存储并且向所有相关像素应用单个标量而不是存储和应用加权因子表。

[0147] 发送多个碎声频率

[0148] 在其它实施例中,可以发展加权因子以规范化其它因素的影响,这些其它因素否则可能使某个发送或者接收元件对最终图像具有失真影响。例如在一些情况下,超声探测

器可以包括配置为发送与其它发送(和/或接收)换能器元件比较具有不同功率水平、不同基频、不同脉冲形状和/或不同脉冲长度的超声信号的一个或者多个发送换能器元件。在这样的情况下,可能希望增加或者减少来自这样的换能器元件的回波对最终组合图像的相对贡献。与先前实施例一样,这样的发送和/或接收元件可以根据手动控制或者自动算法被独立地或者按组加权。这样的附加加权因子也可以与如以上描述的其它类型的加权因子组合。

[0149] 例如如本领域技术人员一般理解的那样,高频脉冲可以产生更高品质图像、但是不能渗透深入身体中。在另一方面,更低频率脉冲可以深入渗透并且因此可以产生更深组织的更高品质图像、但是将往往产生浅组织的与更高频率脉冲比较更低品质图像。因此,在一些实施例中,超声成像系统可以被配置为发送和接收低频脉冲以对图像帧的深区域进行成像。相同系统也可以被配置为发送和接收高频脉冲以对图像帧的相对浅区域进行成像。在这样的系统中,低频图像层可以与高频图像层组合以提高组合的图像的所有区域的品质。在一些实施例中,加权因子可以用来增加低频图像层的深区域的贡献,以增加高频图像层的浅区域的贡献并且平滑在深与浅区域之间的转变。

[0150] 以相似方式,更多实施例可以被配置为调整发送信号(例如通过调整发送脉冲频率、形状、时间长度等)以优化图像帧的一个或者多个选择的区域,并且所得按区域优化的图像层可以与可以在不同区域中优化的其它图像层组合。在其它示例中,按区域优化的图像层可以与未按区域优化的图像层组合。在一些实施例中,加权因子可以用来平滑转变或者以别的方式提高组合的图像的品质。例如加权因子可以用来增加在图像的优化的区域中的像素的贡献而减少非优化的图像区域的贡献。在更多实施例中,加权因子可以用来平滑在一个图像层的优化的区域与其它图像层的相邻区域之间的转变。

[0151] 在一些实施例中,在应用任何加权掩模之后和/或在组合图像层之后,可以应用规范化阶跃以便使最终图像(例如第三级图像)的所有区域具有一致平均强度。例如在未规范化像素强度时,最终图像的横向和/或拐角区域可能由于应用加权因子而比图像的中心区域明显地更不亮。因此,为了提供更一致图像,可以规范化用于在整个图像中的所有像素的强度水平以落在希望的范围内。在一些实施例中,可以通过与标准超声成像系统的横向增益控制运用的技术相似的技术来实现这样的规范化,该横向增益控制增加在图像的横向边缘的否则相对“暗淡”像素的亮度。

[0152] 用于避免障碍物的加权因子

[0153] 图9图示其中多孔径探测器11的一些发送换能器被障碍物70部分地或者完整地遮挡的超声成像场景。在一些实施例中,障碍物70可以是在人类或者动物主体中的肋骨或者其它骨骼。在其它实施例中,障碍物可以是相对于正在成像的包围材料具有很高或者更低固有声速的材料。例如骨骼相对于组织具有高的固有声速,并且空气填充的器官(比如肺部)将通常具有比包围组织低得多的声速。备选地,可以将干扰希望的图像的任何其它结构解释为障碍物。多孔径超声成像系统可以在图9的场景中使用未修改的多孔径成像技术来产生图像,但是障碍物将通常引起在近场中的亮“晕圈”影响和超出障碍物的阴影,因为硬质障碍物将基本上回响朝着它发送的所有超声能量。对照而言,利用单孔径(和尤其是相控的阵列)成像系统,任何障碍物将往往完全地遮蔽超出障碍物的图像数据大量节段,而产生用于遮蔽的区域的空图像数据集。因此,在一些实施例中,可能希望忽略或者减少来自被障

碍物完全或者部分遮挡的发送孔径的发送砰声的影响。在一些实施例中,可以确定障碍物阻挡程度,并且可以选择加权因子为遮挡程度的函数。

[0154] 作为示例,在试图对在障碍物后面的组织(比如肋骨)进行成像时,使用砰声技术的成像系统可以被配置为利用从深组织返回的信号并且可以在很大程度上忽略阻挡的信号。然而在波束形成器并入在阻挡的发送之后接收的信号时,通常向图像中添加通道噪声。出于这一原因,希望检测阻挡的发送器而未使用主要是噪声的对应接收信号。

[0155] 在一些实施例中,试错过程可以用来识别未被障碍物遮挡的孔径。在一些实施例中,给定的发送孔径可以通过从该发送孔径发送砰声并且监听在一个或者多个接收孔径的返回回波来测试。在相对长时间延迟之后出现的具有大于某个具体门限值的量值的接收回波可以指示超声信号正在穿透到在兴趣区域内的实质深度,并且测试发送孔径因此可以合格作为实质上无阻碍物。在一些实施例中,可以将完全未返回深度回波的发送孔径解释为被障碍物完全地遮挡。然而这是一种有缺陷的方法,因为缺乏深度回波也可以指示在解剖上和声学上很均匀的材料或者某个其它材料,该其它材料全然不含在测试深度的任何显著反射体。

[0156] 在其它实施例中,可以优选直接识别阻挡的发送孔径而不是尝试识别未阻挡的发送孔径。在一些实施例中,可以通过发送砰声并且例如使用时间门控或者窗口机制(temporal gating or window mechanism)以消除由于在皮肤表面或者恰在皮肤表面以上出现的预期的强回波所致的潜在错误阳性结果在近场中评估返回回波来针对阻挡测试发送孔径。这可能对于排除可能从换能器-透镜界面、透镜-胶体界面和胶体-皮肤表面接收的强回波被不正确地解释为阻挡障碍物是重要的。因而可以通过为待检查的返回回波建立时间“起始点”来限制测试深度,并且在窗开始之前到达的采样可能是可以被安全地忽略的界面回波。相似地,可以建立用于强返回回波的时间“结束点”以排除在兴趣区域以下的深结构被分类为阻挡障碍物;也可以忽略检测到的任何这样的回波。如果从测试砰声接收的回波是具有在适当地定义的门或者窗内出现的时间延迟的明显地强的回波,则硬质阻挡障碍物可能存在于探测器与兴趣区域之间,并且测试发送孔径可以被分类为潜在地被这一障碍物阻挡。如果测试砰声未在适当地定义的测试深度内返回任何明显地强的回波,则可以假设该发送孔径无阻障碍物。在一些实施例中,可以通过分析在多个接收孔径出现的强的浅回波和更深回波的图案来评估阻挡程度或者范围。

[0157] 在一些实施例中,障碍物被预期的测试深度可以基于在检查的身体或者对象的可变性而不同。例如在肋骨之上的脂肪层的厚度从一个患者到另一患者的大量变化可以引起如下测试深度的变化,成像系统可以在该测试深度评估回波以识别障碍物。在一些实施例中,可以提供可变窗/深度控制以允许手动或者自动调整用于识别障碍物的评估深度。例如在一些实施例中,测试深度控制可以被设置为评估在探测器以下的1mm与1cm(或者更多)之间的深度的回波。这样的控制可以被调整成评估在各种深度的回波以便对返回如下强回波的深度范围进行定位,这些强回波指示存在障碍物。在一些实施例中,可以在寻找在各种深度的回波时保持这样的测试窗的宽度恒定。在一些实施例中,可以自动地确定系统可以搜寻障碍物的深度范围。在这样的实施例中,探测器可以被放置于已知(或者预计)障碍物上,并且可以启动如下过程,在该过程中,成像控制系统发送砰声并且“监听”在特定深度范围内的强回波。

[0158] 在一些实施例中,加权因子可以基于每个发送孔径被障碍物遮挡的程度而应用于发送孔径。例如被障碍物完全地遮挡的发送孔径可以接收加权因子零(或者基本上接近零的值)。完全地无阻(即完全未被任何障碍物遮挡)的发送孔径可以具有加权因子一(或者基本上接近一)。在一些实施例中,部分地或者完全地阻挡的发送孔径可以具有关于所有接收孔径而应用的加权因子。在其它实施例中,部分地或者完全地阻挡的发送孔径可以具有仅关于一些接收孔径而应用的加权因子。在更多其它实施例中,可以基于ROI点位置应用加权因子、比如对于在阻挡障碍物以上的浅ROI区域应用相对于在障碍物以下(即被障碍物阻挡)的区域而言的不同权值。例如在障碍物以上的ROI点可以接收约为一的加权因子,而在障碍物以下的ROI点可以接收约为零的权值。

[0159] 在一些实施例中,仅被部分地遮挡的发送孔径可以具有与阻挡程度成比例的在零与一之间的加权因子。参照图9,可以将发送孔径Lj解释为被障碍物70完全地阻挡,因为孔径Lj发送的接近所有能量将被障碍物70反射。然而孔径Lk仅被障碍物70部分地阻挡,并且孔径Lk发送的一些大量能量将穿过兴趣区域并且将被反射到至少中心17和右15接收孔径。发送孔径Ln被障碍物70部分地阻挡,因为一些超声能量仍然将穿过在障碍物70周围的兴趣区域。在一些实施例中,加权因子可以独立应用于发送孔径以便提高在检测到的障碍物的区域中的图像品质。例如在图9中所示情形中,用于所有图像像素的加权因子可以与以下加权因子类似:

[0160] 表1:用于阻挡的TX孔径的加权因子

[0161]

	RX 左
TX Ln	0.3
TX Lj	0
TX Lk	.5
TX Cn	1
TX Cj	1
TX Ck	1
TX Rn	1
TX Rj	1
TX Rk	1

[0162] 在其它实施例中,独立发送元件和独立接收元件二者可以被加权以对检测到的障碍物进行寻址。例如在图9中所示情形中(并且假设元件Ln、Lj、Lk、Cn、Cj、Ck、Rn、Rj和Rk也可以用作接收元件),用于所有图像像素的加权因子表可以与以下加权因子表类似:

[0163] 表2:用于阻挡的TX孔径的TX和RX加权因子

[0164]

	RX Ln	RX Lj	RX Lk	RX Cn	RX Cj	RX Ck	RX Rn	RX Rj	RX Rk
TX Ln	0.3	0.0	0.4	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5
TX Lj	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
TX Lk	0.4	0.0	0.5	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7
TX Cn	0.5	0.0	0.7	1	1	1	1	1	1
TX Cj	0.5	0.0	0.7	1	1	1	1	1	1
TX Ck	0.5	0.0	0.7	1	1	1	1	1	1
TX Rn	0.5	0.0	0.7	1	1	1	1	1	1
TX Rj	0.5	0.0	0.7	1	1	1	1	1	1
TX Rk	0.5	0.0	0.7	1	1	1	1	1	1

[0165] 在一些实施例中,可以基于特定障碍物类型预计几何性质应用一般平滑函数。例如如果已知预计障碍物是肋骨,则可以关于检测到的障碍物的几何性质、比如预期的肋骨尺寸范围、在肋骨之间的间距、肋骨可以被发现的深度范围等进行某些假设。在一些实施例中,这样的信息可以用来校正测量错误。例如表面上未阻挡的发送孔径被定位于两个或者更多接近地间隔的阻挡的孔径之间的指示可以被安全地解释为错误。作为结果,表面上未阻挡的发送孔径可以被忽略并且可以视为“被阻挡”。相似地,如果假设在肋骨之间的间距落入在已知范围内,则阻挡的发送孔径被定位于两个或者更多接近地间隔的无阻孔径之间的阻挡的发送孔径的指示也可以被解释为错误。

[0166] 在其它实施例中,关于在兴趣区域内的障碍物的几何形状的已知或者假设的信息可以用来平滑在“阻挡”与“未阻挡”的发送孔径之间的转变。例如在B模式成像期间,在障碍物的边缘定位的发送孔径可以在一些情况下经历超声信号的折射和/或衍射。因此,在一些实施例中,与检测到的障碍物的边缘相邻的发送孔径可以被指派从零(用于阻挡的孔径)到一(用于完全地无阻孔径)阶跃增加的加权因子、由此最小化可能仍然与障碍物相邻(和/或被障碍物部分地阻挡)的发送孔径的影响。在其它实施例中,可以忽略仅被部分地阻挡或者被确定为与检测到的障碍物太近的发送孔径。

[0167] 在一些实施例中,除了提高B模超声图像的品质之外,识别“无阻”发送孔径可以有益于用多孔径探测器执行多普勒成像或者弹性成像(Elastography)。多普勒成像或者弹性成像的一些实施例利用单个发送孔径用于在极高帧速率(例如每秒数以百计或者数以千计的帧)获得多个图像。在这样的实施例中,以上方法可以用来识别充分地无任何检测到的障碍物阻碍的一个或者多个适当发送孔径。例如如果识别两个相邻障碍物(比如两个相邻内

鬼),则成像控制系统可以选择在两个障碍物之间的发送孔径。在一些实施例中,这样的选择的发送孔径可以从两个检测到的障碍物等距。

[0168] 前述实施例中的任何实施例可以与任何希望的构造的多孔径成像探测器组合使用。在申请人的在先专利申请中提供多孔径超声成像探测器的示例,这些在先专利申请包括以下美国专利申请:美国专利申请11/865,501,提交于2007年10月1日并且标题为“Method And Apparatus To Produce Ultrasonic Images Using Multiple Apertures”,现在专利号为8,007,439;美国专利申请12/760,375,提交于2010年4月14日,公开为2010/0262013并且标题为“Universal Multiple Aperture Medical Ultrasound Probe”;美国专利申请12/760,327,提交于2010年4月14日,公开为2010/0268503并且标题为“Multiple Aperture Ultrasound Array Alignment Fixture”;美国专利申请13/279,110,提交于2011年10月21日,公开为2012/0057428并且标题为“Calibration of Ultrasound Probes”;美国专利申请13/272,098,提交于2011年10月12日,公开为2012/0095347并且标题为“Multiple Aperture Probe Internal Apparatus and Cable Assemblies”;美国专利申请13/272,105,提交于2011年10月12日,公开为2012/0095343并且标题为“Concave Ultrasound Transducers and 3D Arrays”;美国专利申请13/029,907,提交于2011年2月17日,公开为2011/0201933并且标题为“Point Source Transmission And Speed-Of-Sound Correction Using Multi-Aperture Ultrasound Imaging”。这些专利和专利申请中的每一个的全部内容通过引用而结合于此。

[0169] 以上描述的系统和方法的实施例也可以有益地应用于利用聚焦、相控的阵列发送脉冲而不是点源发送脉冲(砰声)的多孔径超声成像系统。相似地,以上描述的系统和方法的实施例也可以有益地应用于使用多个子孔径用于砰声发送的单孔径成像系统。在更多其它实施例中,以上描述的方法也可以应用于常规超声系统,这些常规超声系统使用来自单孔径探测器的相控的阵列发送。

[0170] 虽然已经在某些优选实施例和示例的上下文中公开本发明,但是本领域技术人员将理解本发明超具体地公开的实施例延伸至本发明的其它备选实施例和/或使用及其明显修改和等效实施例。对以上实施例的各种修改间容易为本领域技术人员所清楚,并且这里定义的通用原理可以应用于其它实施例而未脱离本发明的精神实质或者范围。因此,旨在于这里公开的本发明的范围不应受以上描述的公开的具体实施例限制、但是应当仅取决于所附权利要求的合理解读。

[0171] 具体而言,可以如在相关领域技术人员的水平内运用材料和制造技术。另外,引用单数项目包括有多个相同项目存在的可能性。更具体而言,如这里和在所附权利要求中所用,单数形式“一个/一种”、“所述”和“该”除非上下文清楚地另有明示则包括复数所指。如这里所用,除非另有明示,措词“或者”包括所有呈现的备选并且与常用短语“和/或”实质上相同含义。还注意权利要求可以被撰写为排除任何可选要素。这样,这一陈述旨在于用作为用于结合权利要求要素的记载结合使用比如“唯一地”、“仅”等这样的排他术语或者使用“否定”限制的在前基础。除非这里另有定义,这里使用的所有技术和科学术语具有与本发明属于的本领域普通技术人员普遍地理解的含义相同的含义。

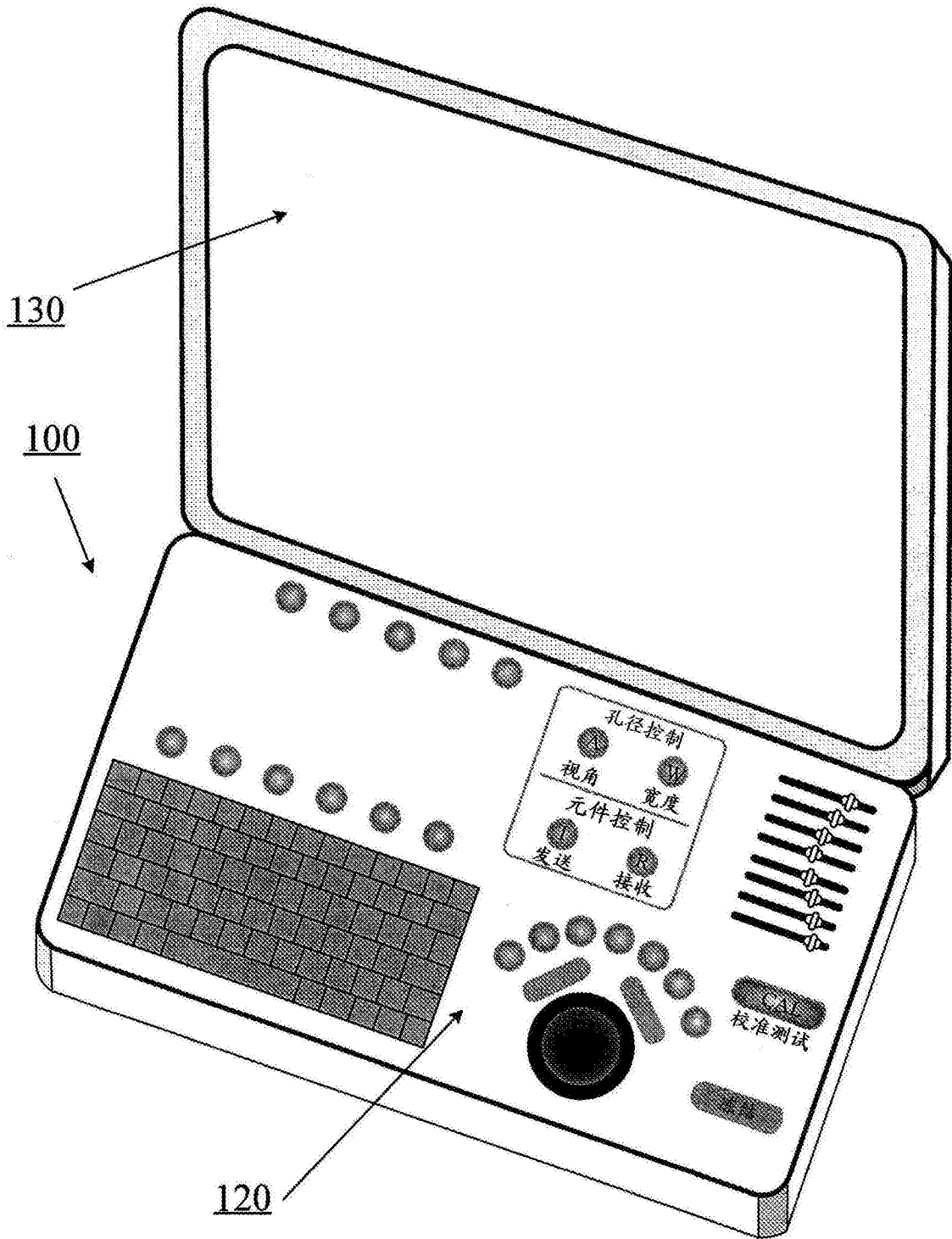


图1A

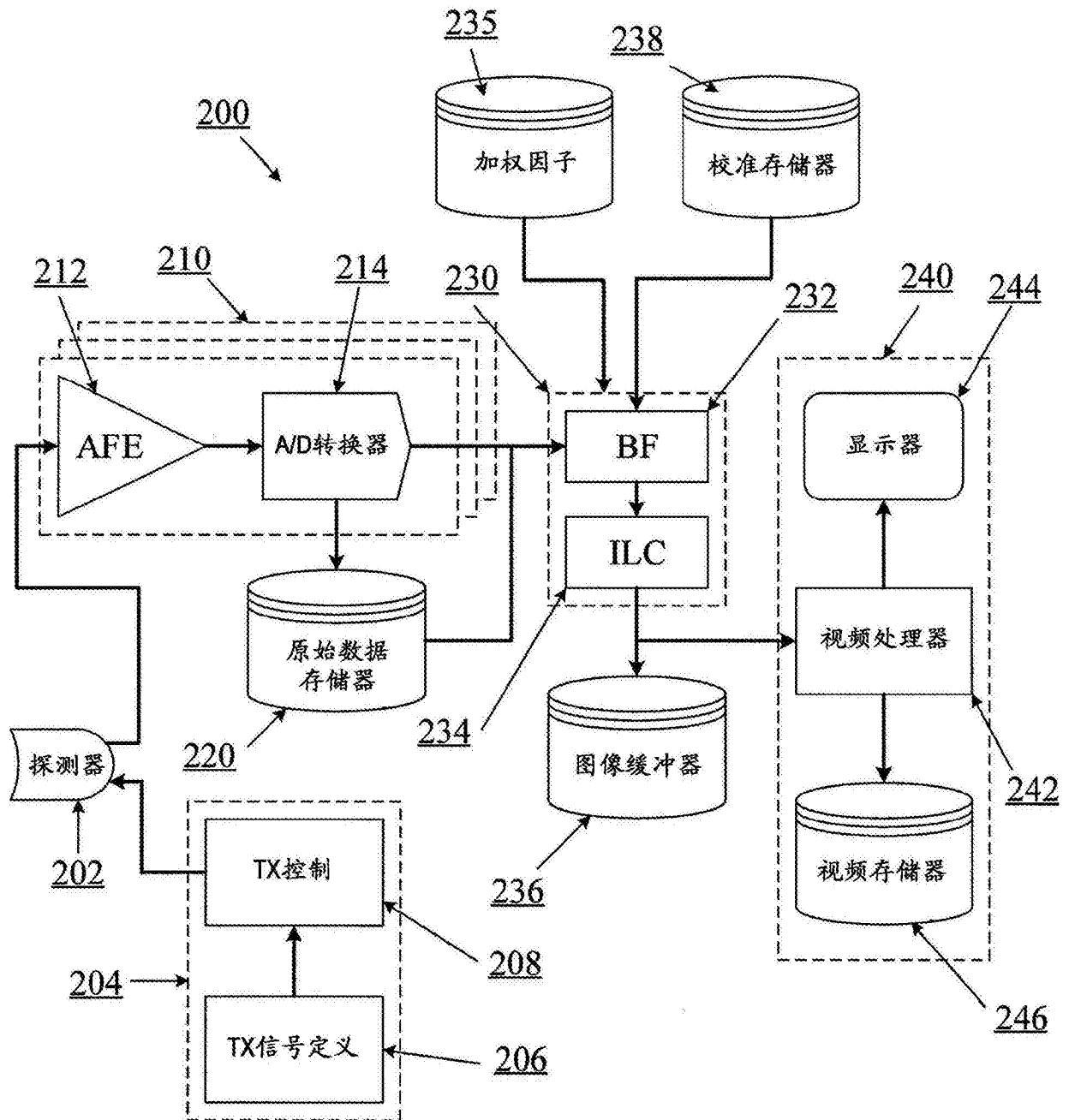


图1B

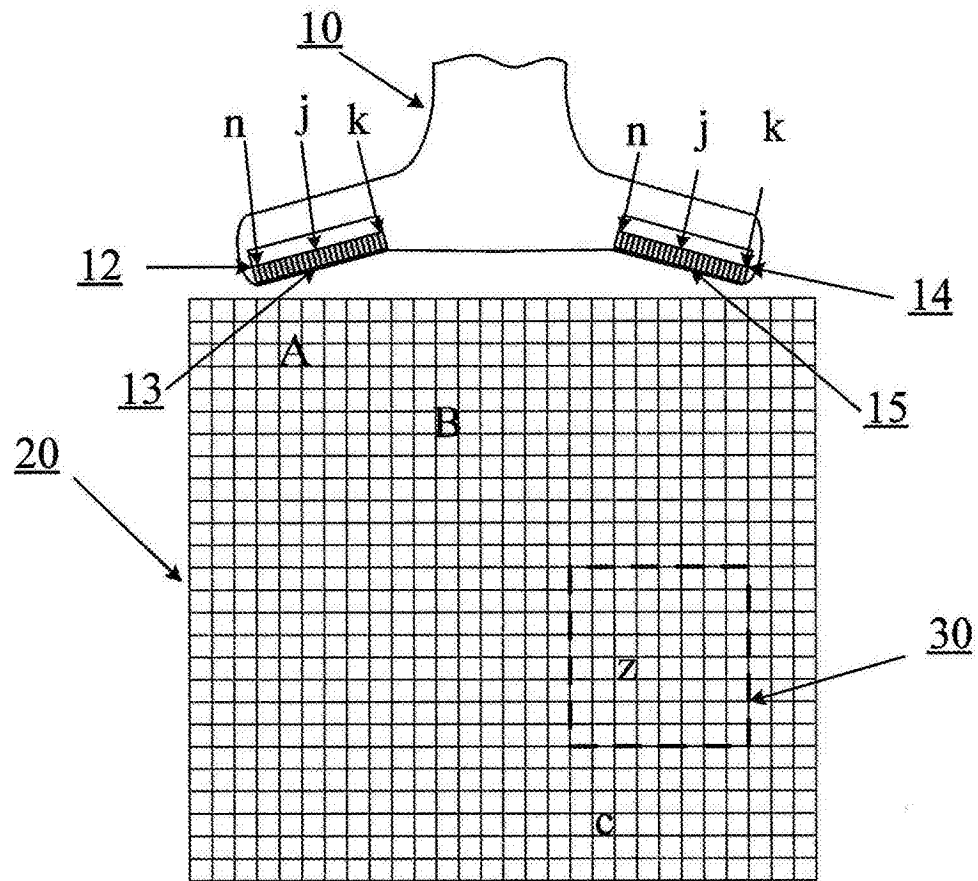


图2

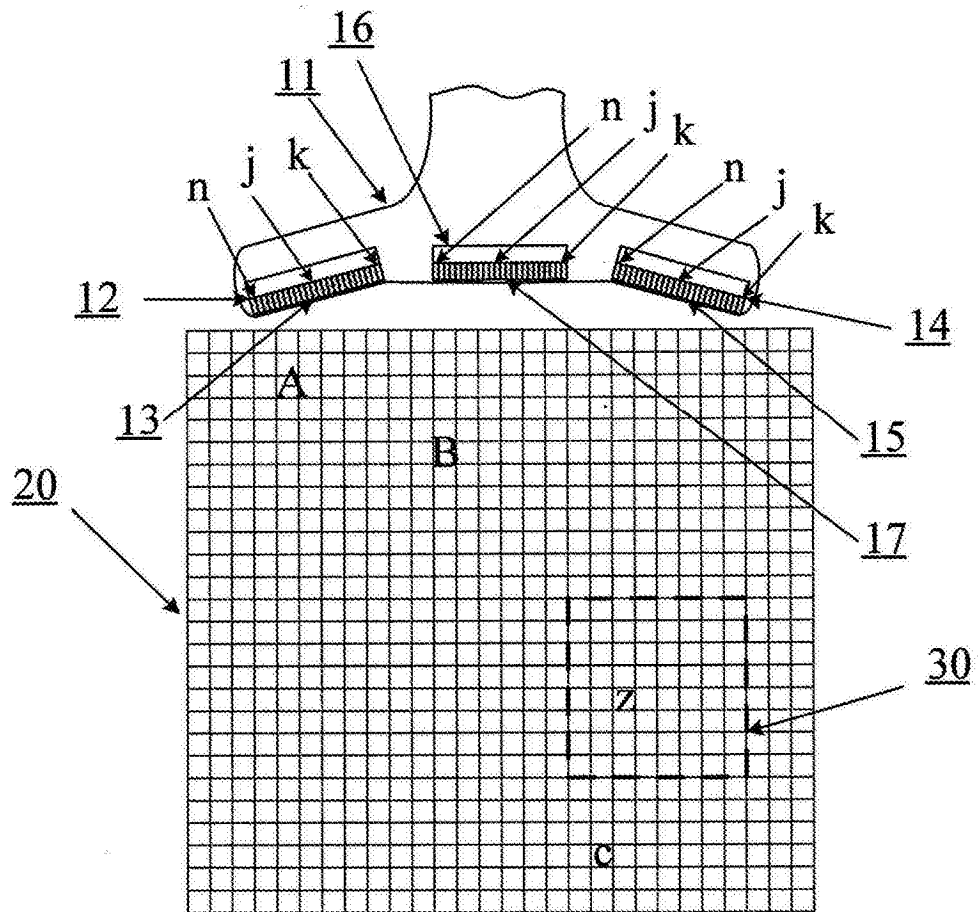


图3

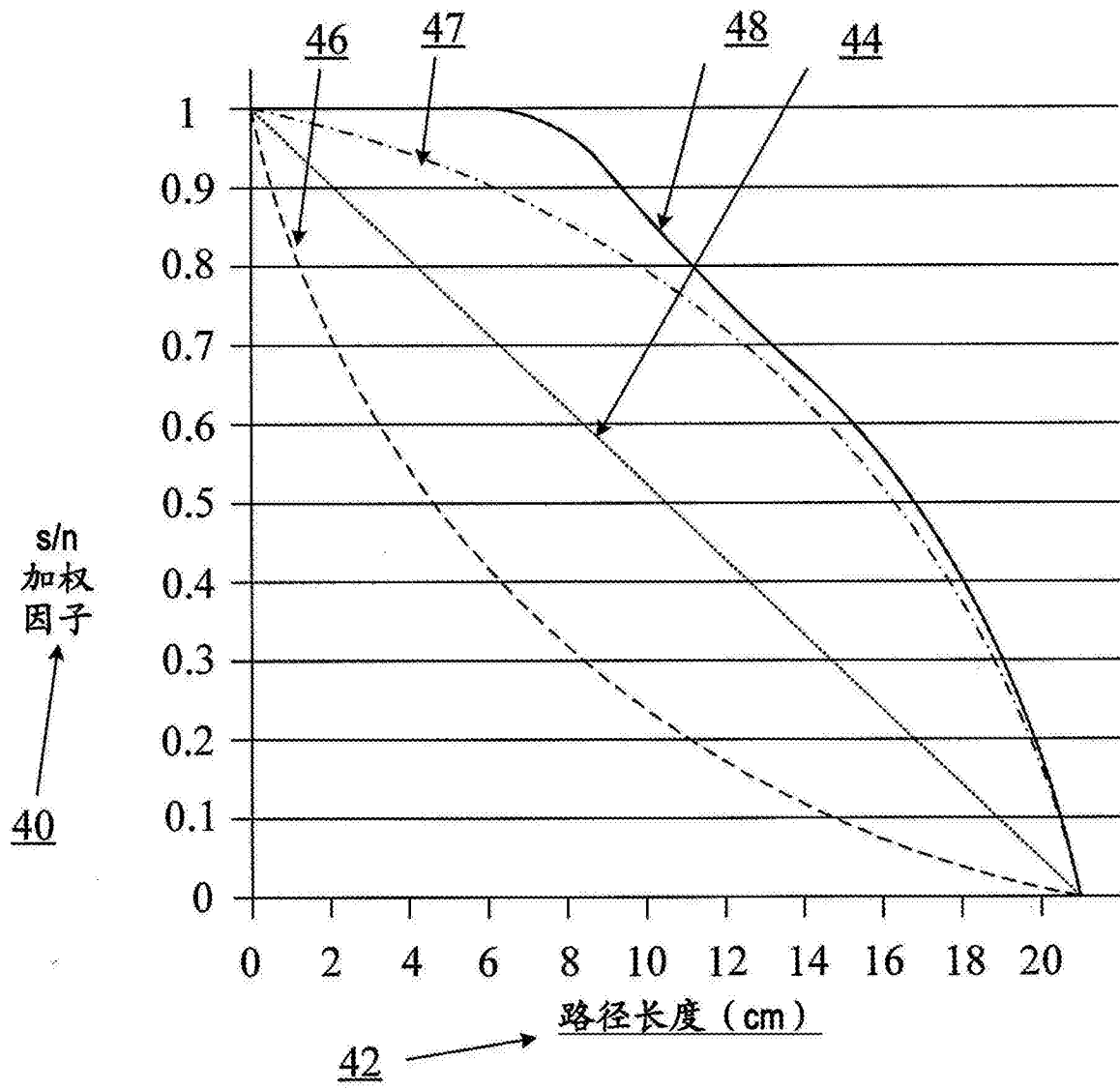


图4

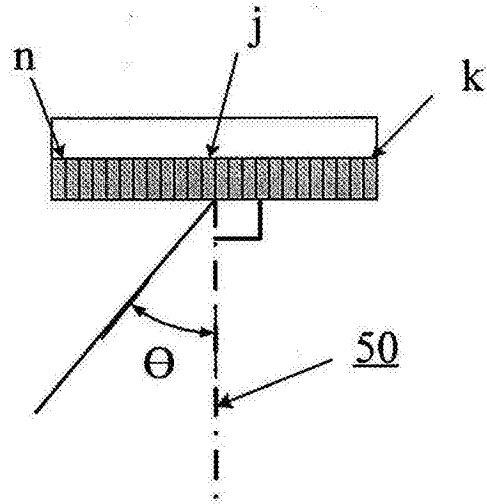


图5

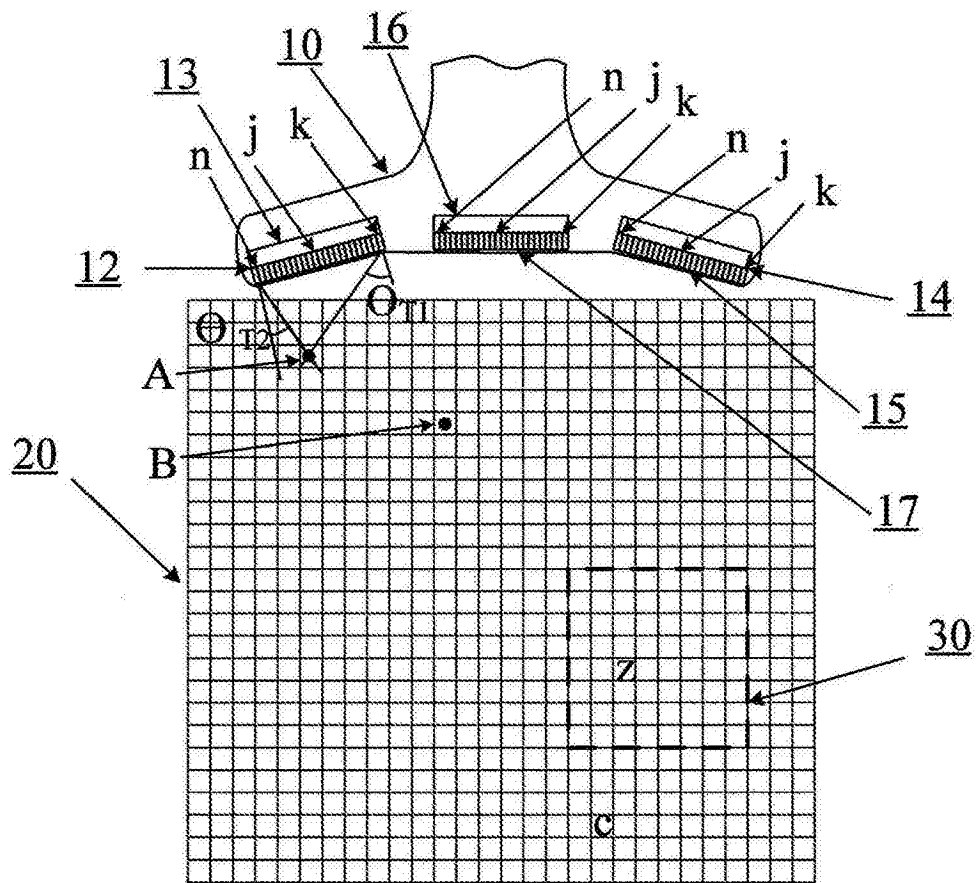


图6

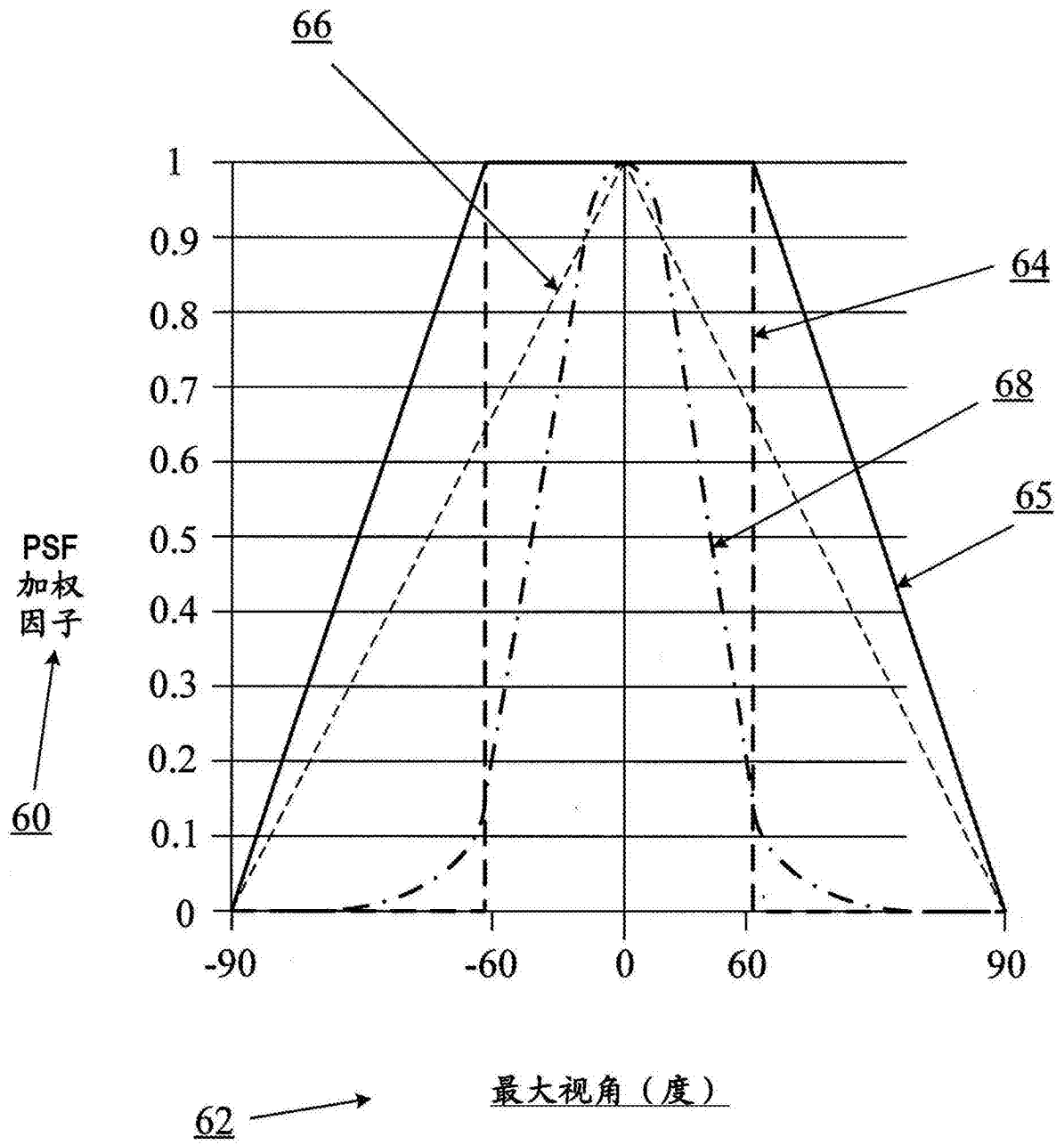


图8

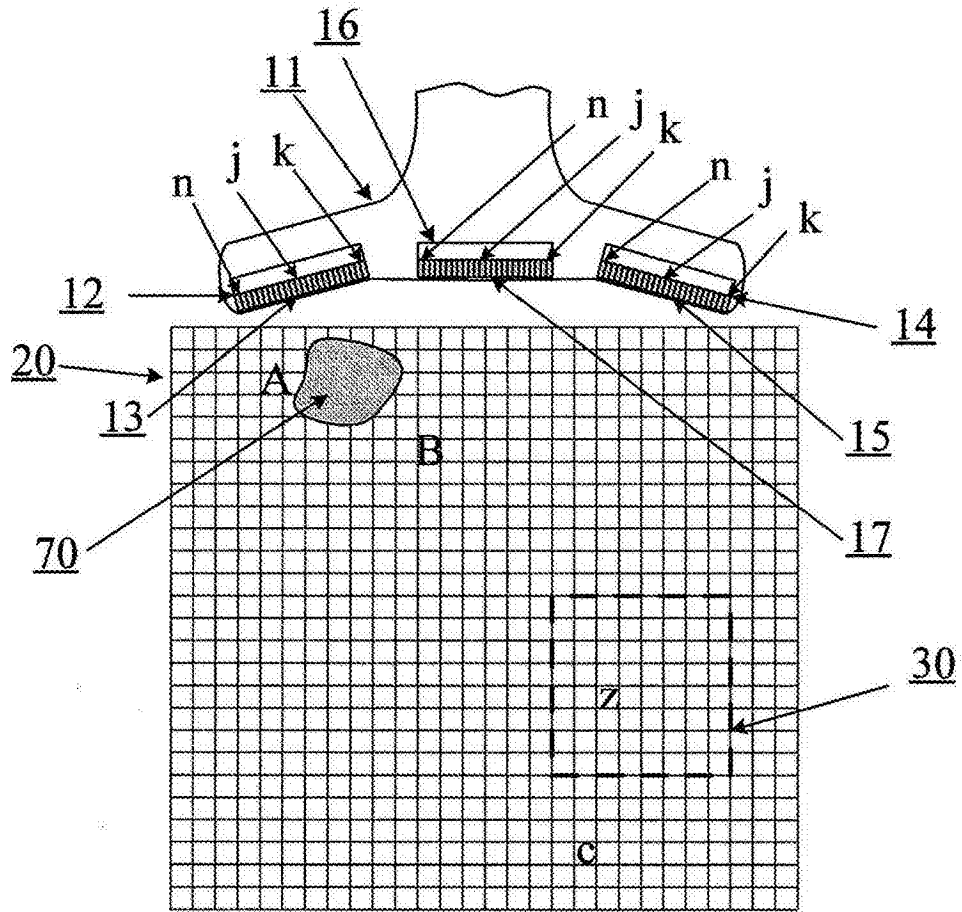


图9

