



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 209574732 U

(45)授权公告日 2019. 11. 05

(21)申请号 201821263581.8

(22)申请日 2018.08.07

(73)专利权人 泽朴医疗技术(苏州)有限公司
地址 215300 江苏省苏州市昆山市玉山镇
元丰路168号8号房中试楼2层

(72)发明人 郝晓辉

(74)专利代理机构 江苏瑞途律师事务所 32346
代理人 蒋海军

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 17/34(2006.01)

A61B 10/02(2006.01)

A61B 34/20(2016.01)

(ESM)同样的发明创造已同日申请发明专利

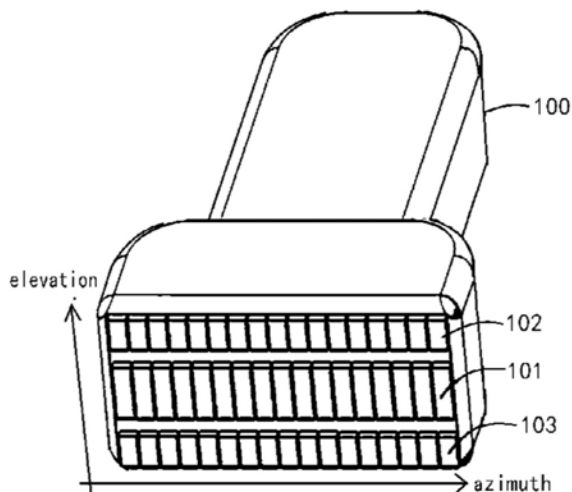
权利要求书2页 说明书11页 附图7页

(54)实用新型名称

活检探针可视化增强超声探头及超声成像系统

(57)摘要

本实用新型公开了一种活检探针可视化增强超声探头及超声成像系统,属于超声诊断和检测领域。本实用新型在常规线阵探头中心阵元阵列垂直方向即侧向增加了新的阵元阵列,并允许临床医生自主或者由系统通过智能判断的两种方案来控制侧向阵元阵列的开通和关闭,从而在寻找针体的工作模式下大幅度增加了超声声场的有效范围,使针体更容易被发现和捕捉并显示在图像中,解决了临床医生因缺乏经验找不到针体的问题,找到针体后对侧向阵列的关闭又使系统能够恢复高分辨率的常规工作模式继续保持良好的图像质量,适于临床使用。



1. 一种活检探针可视化增强超声探头,其特征在于,包括:
壳体;
中心阵元阵列,用于产生超声声场,安装在壳体内部;
侧边阵元阵列,其并列设置在中心阵元阵列的侧部,所产生的超声声场与中心阵元阵列的超声声场相叠加而获得侧向更厚的超声声场。
2. 根据权利要求1所述的活检探针可视化增强超声探头,其特征在于:所述中心阵元阵列的阵元晶片材料为压电陶瓷材料、压电陶瓷复合材料、电容式微机电超声传感器芯片或压电陶瓷式微机电超声传感器芯片中的一种;所述侧边阵元阵列的阵元晶片材料为压电陶瓷材料、压电陶瓷复合材料、压电陶瓷单晶材料或电容式微机电超声传感器芯片或压电陶瓷式微机电超声传感器芯片中的一种。
3. 根据权利要求1所述的活检探针可视化增强超声探头,其特征在于:该探头为高频线阵探头或凸阵探头。
4. 根据权利要求1~3任一项所述的活检探针可视化增强超声探头,其特征在于:所述中心阵元阵列的两侧至少各设置一个侧边阵元阵列。
5. 根据权利要求4所述的活检探针可视化增强超声探头,其特征在于:所述侧边阵元阵列的阵元数量与中心阵元阵列的阵元数量相同;且/或:侧边阵元阵列的阵元间距与中心阵元阵列的阵元间距相同。
6. 根据权利要求4所述的活检探针可视化增强超声探头,其特征在于:所述侧边阵元阵列中阵元的高度不大于中心阵元阵列中阵元高度。
7. 根据权利要求4所述的活检探针可视化增强超声探头,其特征在于:所述侧边阵元阵列配置有独立的控制电路,可通过手动或电信号控制侧边阵元阵列的工作状态。
8. 根据权利要求7所述的活检探针可视化增强超声探头,其特征在于:所述壳体上设置有控制开关,用于执行侧边阵元阵列工作状态的手动控制。
9. 根据权利要求1所述的活检探针可视化增强超声探头,其特征在于:只有所述中心阵元阵列端部被声透镜覆盖;或:中心阵元阵列和侧边阵元阵列端部均被声透镜覆盖。
10. 根据权利要求1所述的活检探针可视化增强超声探头,其特征在于:所述侧边阵元阵列相对于中心阵元阵列倾斜设置,形成一向外的张角。
11. 一种超声成像系统,其特征在于,包括:
超声发射模块,用于产生发射脉冲;
超声探头,为权利要求1-10任一项所述超声探头,包括中心阵元阵列和侧边阵元阵列,用于把超声发射模块产生的发射脉冲以声波信号发送,并接收返回的声波信号,将其转变为相应的电信号;
超声接收模块,用于接收超声探头返回的电信号,并进行信号处理后进行成像显示;
用户界面,用于控制系统控制单元执行相应操作。
12. 根据权利要求11所述的超声成像系统,其特征在于:所述超声发射模块包括发射波形生成器,其将产生的波形发给发射波束成型单元进行相应聚焦延迟,然后发送给脉冲生成器,经过发射/接收T/R单元把发射脉冲送到中心阵元阵列和侧边阵元阵列。
13. 根据权利要求11所述的超声成像系统,其特征在于:所述超声接收模块包括接收前端,其将由声波信号转变而来的电信号放大并经过A/D转换器形成数字信号,在接收波束成

形单元进行动态聚焦形成接收波束,然后依次通过中间处理单元、图像后处理单元,形成超声图像在显示器上显示。

14.根据权利要求11所述的超声成像系统,其特征在于:所述侧边阵元阵列配置有独立的控制电路,并由侧向控制单元产生的电信号控制侧边阵元阵列的工作状态,侧向控制单元通过用户界面或控制开关操控。

15.根据权利要求14所述的超声成像系统,其特征在于:所述超声发射模块、超声接收模块与超声探头之间通过发射/接收T/R单元进行信号发射和信号接收;所述侧向控制单元产生的电信号通过接通或断开侧边阵元阵列与发射/接收T/R单元的连接控制侧边阵元阵列工作状态。

16.根据权利要求12~15任一项所述的超声成像系统,其特征在于:该系统还包括图像分析单元,其从超声接收模块中的后处理单元获取实时图像,识别图像中是否有针体,若无针体,则向系统控制单元发送信号,经由侧向控制单元把侧边阵元阵列调成工作状态。

17.根据权利要求16所述的超声成像系统,其特征在于:当所述图像分析单元判断图像有针体时,进一步判定该针体是否在中心阵元阵列声场中,若判断为真,则由系统控制单元向侧向控制单元发送信号,断开侧边阵元阵列工作。

18.根据权利要求17所述的超声成像系统,其特征在于:所述图像分析单元通过超声图像中的灰度等级和物体细长比判断是否有针体出现。

活检探针可视化增强超声探头及超声成像系统

技术领域

[0001] 本发明涉及超声诊断和检测技术领域,更具体地说,涉及一种活检探针可视化增强超声探头及超声成像系统。

背景技术

[0002] 在人体器官组织穿刺活检和介入式微创手术中,超声高频线阵探头或低频凸阵探头通常用于活检探针和介入针头的引导。在中国和美国,许多临床医生不使用安装在超声探头上的穿刺支架进行探针穿刺活检的引导或介入式针头的引导,而是根据医生的使用经验进行操作。当针尖在人体组织内部时候,他们通过针尖在人体内行程遇到的阻力所产生并传递的微妙感觉以及超声设备显示的图像来进行判断。

[0003] 在进行操作时,医生通常一只手掌握换能器,将换能器置于活检或介入手术位置上方的皮肤表面,然后用另一只手在超声设备的实时监测下控制和操纵针头。这项操作是如此困难,以至于通常都是超声科室中最有经验的超声医生才能执行此项操作。之所以采用这种操作方法,主要原因在于操作医师在实际操作中,在超声图像中经常找不到穿刺或介入针的针体和针头,导致只能依据经验进行操作。

[0004] 从采用的设备而言,面临该问题的一个主要原因在于:常用的高频线阵探头通常工作在一个较高的中心频率,如10-12MHz,它在垂直于探头阵元排列方向生成的有效声场较薄,形成一个沿探头阵元排列方向较长,垂直阵元排列方向较薄的薄壁型的声场。由于组织穿刺活检和介入手术中超声成像监控大部分时候是希望穿刺针与探头阵元排列方向平行并落入探头成像的薄壁型声场中,较薄的声场往往使得超声有效声场范围和穿刺针擦肩而过,医生因此很难用声场捕捉到穿刺针,也就对医生的经验和手法有非常高的要求。

[0005] 经过检索,现有技术公开了一种穿刺增强方法(申请号:201510888869.9),包括:在本轮超声探头发射大偏转角超声波进行扫描以增强显示穿刺针图像时,发射若干不同发射角度的特定波形超声波进行扫描;根据若干不同发射角度下所述特定波形超声波所对应的扫描图像帧数据,识别穿刺针的插入取向;根据所识别的穿刺针的插入取向调整下一轮超声探头发射大偏转角超声波时所对应的大偏转角度,在所述大偏转角度下,超声波的发射方向与所识别的穿刺针的插入取向垂直或近似垂直。

[0006] 该方案所公开的穿刺增强系统,仍然采用超声探头转角调整的方法来增加探针的图像获取效果,实质上仍然需要医生在操作时不断的寻找探针,并没有解决目前超声探头所存在的问题。

发明内容

[0007] 1.发明要解决的技术问题

[0008] 本发明的目的在于克服现有技术中超声图像中经常找不到穿刺或介入针的针体和针头的不足,提供了一种活检探针可视化增强超声探头、超声成像系统及其使用方法。本发明的超声探头增加的侧向探头阵列元件扩展了换能器阵元排列方向的垂直方向厚度,从

而在成像时产生了侧向加厚的有效壁型超声声场,增强超声实时监控下活检针的可视性。

[0009] 2.技术方案

[0010] 为达到上述目的,本发明提供的技术方案为:

[0011] 本发明的一种活检探针可视化增强超声探头,包括:

[0012] 壳体;

[0013] 中心阵元阵列,用于产生超声声场,安装在壳体内部;

[0014] 侧边阵元阵列,其并列设置在中心阵元阵列的侧部,所产生的超声声场与中心阵元阵列的超声声场相叠加而获得更厚的超声声场。

[0015] 作为本发明更进一步的改进,所述中心阵元阵列的阵元晶片材料为压电陶瓷材料、压电陶瓷复合材料、电容式微机电超声传感器芯片或压电陶瓷式微机电超声传感器芯片中的一种;所述侧边阵元阵列的阵元晶片材料为压电陶瓷材料、压电陶瓷复合材料、压电陶瓷单晶材料、电容式微机电超声传感器芯片或压电陶瓷式微机电超声传感器芯片中的一种。在一中情况下,中心阵元阵列和侧边阵元阵列均为电容式微机电超声传感器(CMUT)。在有一种情形下,所述中心阵元阵列和侧边阵元阵列均为压电陶瓷式微机电超声传感器(PMUT)。

[0016] 作为本发明更进一步的改进,该探头为高频线阵探头或凸阵探头。

[0017] 作为本发明更进一步的改进,所述中心阵元阵列的两侧至少各设置一个侧边阵元阵列。

[0018] 作为本发明更进一步的改进,所述侧边阵元阵列的阵元数量与中心阵元阵列的阵元数量相同;且/或:侧边阵元阵列的阵元间距与中心阵元阵列的阵元间距相同。

[0019] 作为本发明更进一步的改进,所述侧边阵元阵列中阵元的高度不大于中心阵元阵列中阵元高度。

[0020] 作为本发明更进一步的改进,所述侧边阵元阵列配置有独立的控制电路,可通过手动或电信号控制侧边阵元阵列的工作状态。

[0021] 作为本发明更进一步的改进,所述壳体上设置有控制开关,用于执行侧边阵元阵列工作状态的手动控制。

[0022] 作为本发明更进一步的改进,只有所述中心阵元阵列端部被声透镜覆盖;或:中心阵元阵列和侧边阵元阵列端部均被声透镜覆盖。

[0023] 作为本发明的更进一步改进,所述侧边阵元阵列的声头相对于中心阵元阵列倾斜设置,形成一向外的张角,使边阵元阵列向外张开。

[0024] 本发明的一种超声成像系统,包括:

[0025] 超声发射模块,用于产生发射脉冲;

[0026] 超声探头,包括中心阵元阵列和侧边阵元阵列,用于把超声发射模块产生的发射脉冲以声波信号发送,并接收返回的声波信号,将其转变为相应的电信号;

[0027] 超声接收模块,用于接收超声探头返回的电波信号,并对其做信号处理后进行成像显示;在一定条件下,超声接收模块和超声探头为直接相连的集成电路芯片,也可以直接用超声接收模块接收返回的声波信号。

[0028] 用户界面,用于控制系统控制单元执行相应操作。

[0029] 作为本发明更进一步的改进,所述超声发射模块包括发射波形生成器,其将产生

的波形发给发射波束成型单元进行相应聚焦延迟,然后发送给脉冲生成器,经过发射/接收T/R单元把发射脉冲送到中心阵元阵列和侧边阵元阵列。

[0030] 作为本发明更进一步的改进,所述超声接收模块包括接收前端,其将由声波信号转变而来的电信号放大并经过A/D转换器形成数字信号,在接收波束成型单元进行动态聚焦形成接收波束,然后依次通过中间处理单元、图像后处理单元,形成超声图像在显示器上显示。

[0031] 作为本发明更进一步的改进,所述侧边阵元阵列配置有独立的控制电路,并由侧向控制单元产生的电信号控制侧边阵元阵列的工作状态,侧向控制单元通过用户界面或控制开关操控。

[0032] 作为本发明更进一步的改进,所述超声发射模块、超声接收模块与超声探头之间通过发射/接收T/R单元进行信号发射和信号接收;所述侧向控制单元产生的电信号通过接通或断开侧边阵元阵列与发射/接收T/R单元的连接控制侧边阵元阵列工作状态。

[0033] 作为本发明更进一步的改进,该系统还包括图像分析单元,其从超声接收模块中的后处理单元获取实时图像,识别图像中是否有针体,若无针体,则向系统控制单元发送信号,经由侧向控制单元把侧边阵元阵列调成工作状态。

[0034] 作为本发明更进一步的改进,当所述图像分析单元判断图像有针体时,进一步判定该针体是否在中心阵元阵列声场中,若判断为真,则由系统控制单元向侧向控制单元发送信号,断开侧边阵元阵列工作。

[0035] 作为本发明更进一步的改进,所述图像分析单元通过超声图像中的灰度等级和物体细长比判断是否有针体出现。

[0036] 本发明的一种超声成像系统的使用方法,其具体过程为:

[0037] S01、只打开中心阵元阵列在正常模式下扫描目标客体,获取清晰的超声图像;

[0038] S02、通过实时扫描找到要进行组织穿刺活检或进行介入手术的目标区域;

[0039] S03、将手术探针插入到人体组织的目标区域;

[0040] S04、打开侧边阵元阵列,进入垂直阵列方向有效声场厚度增加的针体捕捉模式,以便能快速找到并捕获探针针体;

[0041] S05、操纵探头和针体,进行针体捕获;

[0042] S06、判断是否找到针体,若没有找到,则继续S05的操作;若找到针体,移动超声探头,使针体向中心阵元阵列产生的声场移动,完成针体目标捕获。

[0043] 作为本发明更进一步的改进,所述步骤S04至步骤S06通过人工观测并配合使用控制开关完成,或者在图像分析单元参与下自动完成。

[0044] 作为本发明更进一步的改进,所述步骤S06之后还包括获取清晰图像的步骤:

[0045] S07、关闭侧边阵元阵列使其停止工作,恢复仅有中心阵元阵列工作模式,观察超声图像;

[0046] S08、判断图像中是否失去针体,若失去针体,则返回步骤S04;若针体存在,则进入进入下一步;

[0047] S09、当针体存在时,继续扫描成像,并同时执行步骤S8的判断。

[0048] 作为本发明更进一步的改进,所述步骤S04至步骤S09通过人工观测并配合使用控制开关完成,或者在图像分析单元参与下自动完成。

[0049] 作为本发明更进一步的改进,步骤S04之后采用图像分析单元判断针体是否出现的过程为:

[0050] S1、通过人工判断或深度学习预先确定的图像灰度阈值对图像进行二值化;

[0051] S2、对二值化的超声图像做目标分离;

[0052] S3、对分离的目标进行分析,寻找长细比和笔直度超过设定值的目标;

[0053] S4、把符合S3中特征的目标送往模式识别或人工智能网络进行分析,以判断是否为目标针体;

[0054] S5、根据S4中的结果,向控制系统单元发出发现针体或未发现针体的对应信号。

[0055] 本发明中,除了一般探头拥有的中心阵元阵列,两个或更多的超声探头的阵元阵列在与探头阵元排列方向垂直的方向即探头侧向被添加到探头上。这些增加的侧边探头阵元阵列元件扩展了换能器阵元排列方向的垂直方向即侧向,从而在成像时产生了侧向加厚的有效壁型超声声场。此壁型超声声场是在探头阵元排列方向由多个中心点在阵元上的超声声束从探头一端排列到另一端形成的。声场的垂直于阵元排列方向的界面是一个双曲面。增加了的侧向探头阵列增加了双曲面的厚度,从而增大了超声声场的有效范围,使得实际操作中平行或近似平行于超声探头阵元排列方向的穿刺针可以更容易地被捕捉到。两边超声探头的侧边阵元阵列与中心阵元阵列分开控制,可以通过换能器手柄上的控制按钮来打开或关闭。因此,可以选择使用打开两侧阵列的加强的探针搜索功能,或者不使用此功能,此选择可以在使用探针的过程中进行切换。

[0056] 3. 有益效果

[0057] 采用本发明提供的技术方案,与现有技术相比,具有如下有益效果:

[0058] 本发明的超声探头在中心阵元阵列的侧部设置多个侧边阵元阵列,增加的侧边阵元阵列元件扩展了换能器阵元排列方向的垂直方向宽度,从而在成像时产生了侧向加厚的有效壁型超声声场,使得穿刺针针体可以更容易地被捕捉到。

附图说明

[0059] 图1为高频线阵超声探头监控穿刺探针示例图;

[0060] 图2为增强活检探针可视化的具有多行阵元阵列的线阵探头示例图;

[0061] 图3为多排阵元阵列下针体在超声有效声场中可视化增强示例;

[0062] 图4为超声探头中心阵元阵列及侧边阵元阵列的阵元产生声场垂直截面示意图;

[0063] 图5为侧边阵元阵列的阵元与中心阵元高度相等时产生的声场截面示意图;

[0064] 图6为超声探头上声透镜布置示意图;

[0065] 图7为侧边阵元阵列与中心阵列间有夹角的阵列排布方式;

[0066] 图8为侧边阵元阵列和中心阵元阵列间有夹角时产生的声场截面上示意图;

[0067] 图9为带有侧边阵元阵列控制开关的超声探头示意图;

[0068] 图10为含侧边阵元阵列单独控制的超声成像系统示意图;

[0069] 图11为含侧边阵元阵列智能控制的超声成像系统示意图;

[0070] 图12为寻找穿刺或介入针针体的临床操作流程示意图;

[0071] 图13为寻找穿刺或介入针针体的图像分析算法流程图;

[0072] 图14为带有侧边阵元阵列的凸阵探头示意图。

[0073] 示意图中的标号说明:100、换能器探头;101、中心阵元阵列;102/103、侧边阵元阵列;104、发射/接收T/R单元;105、脉冲生成器;106、发射波束成形单元;107、波形生成器;108、接收前端;109、A/D转换器;110、接收波束成形单元;111、中间处理单元;112、图像后处理单元;113、系统控制单元;114、用户界面;115、显示器;116、图像分析单元;117、侧向控制单元;200、有效声场域;201/202/203、有效声场;300、壁形超声声场;400、针体;401/402/403、声场区域;500、探针平面;600、控制开关;601/602、电路开关;700、声透镜;800、超声图像;900、凸阵探头;901、中心阵元阵列;902/903、侧边阵元阵列;

[0074] 904、控制按钮。

具体实施方式

[0075] 为进一步了解本发明的内容,结合附图和实施例对本发明作详细描述。

[0076] 本说明书附图所绘示的结构、比例、大小等,均仅用以配合说明书所揭示的内容,以供熟悉此技术的人士了解与阅读,并非用以限定本发明可实施的限定条件,故不具技术上的实质意义,任何结构的修饰、比例关系的改变或大小的调整,在不影响本发明所能产生的功效及所能达成的目的下,均应仍落在本实用新型所揭示的技术内容得能涵盖的范围内。同时,本说明书中所引用的如“上”、“下”、“左”、“右”、“中间”等用语,亦仅为便于叙述的明了,而非用以限定可实施的范围,其相对关系的改变或调整,在无实质变更技术内容下,当亦视为本发明可实施的范畴。

[0077] 图1给出了一个高频线阵探头对穿刺探针的针体进行实时监控但却未能找到针体的实例。在成像过程中,此高频线阵探头的换能器探头100对下面的组织从左到右发射多个超声波束,形成垂直于换能器探头100长度方向侧壁方向界面为双曲面的壁型超声声场300,其有效声场域200定义为最大声强度以下-30分贝的声场有效范围。此有效声场范围内的物体将可以在超声图像中清楚显示。

[0078] 如果穿刺探针针体400完全或部分地落在此有效声场域200中,它将在实时图像中显示出来。在实际的组织穿刺活检或介入手术过程中,穿刺针通常平行于探头阵元排列方向,探头阵元沿换能器探头100长度方向侧壁排列,因而针体400平行于侧壁的延伸方向。当针体400落在有效声场域200范围之外时,例如,针体400在探针平面500上,但在有效声场域200的外侧,则无法被有效声场所捕获,从而在形成的超声图像中不可见。

[0079] 实施例

[0080] 结合图2,本实施例的一种活检探针可视化增强超声探头,其基本结构与现有探头相同,包括外部的壳体,以及设置在壳体内的阵元,多个阵元平行排列形成中心阵元阵列101。此外,在壳体内还设置侧边阵元阵列,其并列设置在中心阵元阵列101的侧部,侧边阵元阵列所产生的超声声场与中心阵元阵列101的超声声场相叠加而获得更厚的超声声场。

[0081] 超声声场相叠加是指在垂直于阵元排列方向上声场的累积,使其空间厚度增加,实现了超声声场对与声场主体方向平行的穿刺探针的针体400的更好的可视化效果。

[0082] 作为一种实施方式,可以是在中心阵元阵列101的单侧只设置一个侧边阵元阵列,对超声声场的加厚具有一定的作用。

[0083] 作为优选,可以在中心阵元阵列101的每侧至少各设置一个侧边阵元阵列,以增强穿刺探针可视化。

[0084] 图2给出了增强穿刺探针可视化的多行线阵探头的一种实施方式,包括设置在中心阵元阵列101上侧的侧边阵元阵列102和位于其下侧的侧边阵元阵列103。位于中心阵元阵列101 两侧的侧边阵元阵列与中心阵元阵列101可以具有相同数量的阵元元件,同时可具有不同或相同的阵元间距,优选为相同的阵元间距。

[0085] 图2中的坐标系中azimuth方向为阵列中阵元排列方向,elevation方向垂直阵元排列方向,同时也是指垂直于探头侧壁的方向,多个阵元阵列沿elevation方向分布。

[0086] 侧边阵元阵列102和侧边阵元阵列103中每个阵元的高度h可以与中心阵元阵列101相同或者更短,所指的高度是指在垂直于换能器探头100侧壁方向或阵元排列方向的长度。另外,超声换能器探头侧边阵元阵列可以和中心阵元阵列采用同样材料制造,如采用压电陶瓷材料或压电陶瓷复合材料或压电陶瓷单晶材料中的一种。也可以是和中心阵元阵列101不同的材料,例如中心阵元阵列101采用压电陶瓷单晶材料,而两排侧边阵元阵列采用压电陶瓷材料或压电陶瓷复合材料等。或者在另一实施例中,中心阵元阵列和侧边阵元阵列均为电容式微机电超声传感器(CMUT)或压电陶瓷式微机电超声传感器(PMUT)。

[0087] 图3展示了本发明多排阵元阵列下针体在超声有效声场中可视化增强示例。有效声场包括其中额外的两排超声波换能器侧边阵元阵列102和侧边阵元阵列103产生的声场。当超声探头处于成像状态时,除了中心阵元阵列101产生的有效超声声场201之外,如果侧边阵元阵列都打开处于成像状态,侧边阵元阵列102将产生额外的有效超声声场202,侧边阵元阵列103将产生额外的有效超声声场203,形成超声声场的叠加效果。

[0088] 如图3所示,这些额外的超声有效声场202和203,与中心阵元阵列101产生的有效声场201结合,将形成一个组合有效声场,此组合有效声场在垂直方向即与阵元排列方向垂直的侧向上比单独中心阵元阵列所产生的有效声场201具有更大的厚度,具体侧向声场在垂直方向增加的声场厚度可根据各阵元阵列中阵元高度计算出来。

[0089] 图4给出了在没有声透镜额外聚焦情况下图2中超声换能器探头三排阵列的阵元产生的 3dB声场垂直方向截面。在图4中,中心阵元阵列101的阵元高度为 h_0 ,侧边阵元阵列102 和103的阵元高度为 h_1 ,中心阵元阵列101和侧向阵元阵列间距为 m_0 。三个阵列的阵元生成的3dB声场垂直界面分别显示为声场区域401、402和403。

[0090] 其中,中心阵元阵列的阵元为中心阵元,中心阵元生成的3dB声场近场区域深度为:

[0091] $D_0 = h_0^2 / (4 * \text{wavelength})$,在近场区域内,中心阵元产生的3dB声场宽度即高度为 h_0 ,之后声场开始发散,发散张角为: $\alpha_0 = \arcsin(0.61 * 2 * \text{wavelength} / h_0)$ 。这里,wavelength是声波波长。相应的,侧边阵元阵列的阵元产生的3dB声场近场深度: $D_1 = D_2 = h_1^2 / (4 * \text{wavelength})$,其后声场发散张角: $\alpha_1 = \arcsin(0.61 * 2 * \text{wavelength} / h_1)$ 。

[0092] 假定探头发射波形中心频率为8MHz,因而波长wavelength=0.2毫米,探头中心阵元阵列的阵元高度 $h_0 = 4$ 毫米,两侧边阵列的阵元高度 $h_1 = 3$ 毫米,则中间阵元阵列101的阵元的 3dB近场深度为2厘米,发散张角 $\alpha_0 = 3.5$ 度。两侧边阵元阵列的阵元的3dB近场深度为1.13 厘米,发散角 $\alpha_1 = 4.7$ 度。

[0093] 可以得出,两排侧边阵元阵列的阵元的增加快速增大了组合有效声场在垂直方向的3dB 声场厚度:在 D_1 深度内,从 h_0 增加到 $h_0 + 2 * h_1 + 2 * m_0$,通常, m_0 较小,可以忽略不计。大于 D_1 深度下任意深度D的3dB声场厚度为 $H = (D - D_1) * \tan(\alpha_1) + 2 * h_1 + h_0$ 。以示例中探头为

例,图4中,在3厘米深度,3dB声场垂直方向厚度 h_3 为1.15厘米。而在仅只有中心阵元阵列情况下,此深度下3dB声场垂直方向厚度 h_{03} 仅为4.6毫米,仅为叠加声场厚度的三分之一。

[0094] 如上所述,在组织穿刺活检或介入手术中,通常穿刺或手术针的针体400与超声换能器的阵元排列方向成平行放置,以获得更好地观察角度,在此情形下,较宽的侧向厚度将有助于超声有效声场在活检穿刺引导过程中更容易地捕获针体。如果操作得当,这将极大地提高在超声探头实时成像监控下实施组织穿刺活检或者介入手术针头引导时,超声探头发现穿刺探针的针体400的灵敏度。

[0095] 在图3中,穿刺探针的针体400出现在侧边阵元阵列102新产生的有效声场202中,而不是由中心阵元阵列101所产生的中心有效声场201内。新增加的侧边阵元阵列102的生成的新声场增加了穿刺探针被捕获和显示在超声波图像中的几率。

[0096] 图5给出了侧边阵元阵列的阵元与中心阵元高度相等时产生的声场截面示意图。把中心阵元阵列的阵元作为中心阵元,侧边阵元阵列的阵元作为侧边阵元,当侧边阵元的高度等于中心阵元高度,即 $h_0=h_1$ 时,近场区域长度 $D_1=D_0$,侧边阵元在3dB声场垂直方向厚度同样为 h_{03} ,其与中心阵元阵列声场叠加后增加的声场厚度 h_{31} 小于侧边阵元阵列高度小于中心阵元阵列高度即 $h_1<h_0$ 的情况下增加的厚度即图4中所示的 h_3 。最终所有声场叠加所产生的厚度 $h_{03}+h_{31}+h_{31}$ 相对于采用高度更小的侧边阵元有所缩减,但仍然增加了侧向声场厚度。

[0097] 同理,当采用的侧边阵元阵列的阵元高度大于中心阵元阵列中阵元高度时,在一定范围内也能够增加声场厚度,能够提高刺探针被捕获和显示在超声波图像中的几率。

[0098] 在该实施例中,还可以使侧边阵元阵列中阵元数量少于中心阵元阵列中阵元的数量。作为另一实施例,还可以同时控制侧边阵元阵列的阵元间距大于中心阵元阵列的阵元间距。当侧边阵元阵列的长度与中心阵元阵列的长度相等时,较少的阵元数量排布,必然会使阵元间的间距增加。如果侧边阵元阵列的长度与中心阵元阵列的长度并不相同,则当侧边阵元阵列中阵元较少时,也存在阵元间隙较小的可能。本实施例主要在于利用侧边阵元阵列产生的声场更快的找到探针针体,当针体被捕获后,还可以移动探头利用中心阵元阵列来获得较清晰的图像信息,因而只要侧边阵元阵列的声场能够产生声波信号用于快速发现探针,对于其阵元数量以及间距没有特别限制。

[0099] 如图6所示,具体实施中,两侧的侧边阵元阵列可以不使用声透镜,从而在垂直方向上产生更厚的声场厚度。在图6中,中心阵元阵列101有一个声透镜700,而旁边两行侧边阵元阵列则没有透镜。

[0100] 当然,另一种实现方式中,中心阵元阵列101和两侧侧边阵元阵列102和103都可以在声透镜覆盖区域内。

[0101] 在又一种实现方式中,为了进一步增加侧向声场厚度,两侧侧边阵元阵列表面和中心阵元阵列表面间有一向外倾斜的夹角,如图7所示,侧边阵元阵列102的表面与中心阵元阵列101之间有一夹角 b_1 ,使得两侧侧边阵元阵列102产生的声场向偏离中心阵元阵列101声场的方向偏转。如图8所示,图中,两个侧边阵元阵列102产生的声场402和403主轴相比中心阵元阵列101产生的声场向两边张开 b_1 的夹角,从而扩大了侧向声场的厚度。具体实现中,侧边阵元阵列102的声头在安装时只需向外侧偏转 b_1 角度即可。

[0102] 通常,较宽的垂直于超声探头阵列的阵元排列方向的声场往往会导致图像的空间

分辨率较低,图像不清晰。这是因为特定深度和横向位置下超声回波信号之和产生了超声图像在该深度和横向位置下生成所依赖的信号,而较厚的壁型超声声场使该特定深度和横向位置下纵向即垂直于超声平面方向,或elevation方向包含的人体组织更多,更多的人体组织的超声回波信号参与图像在该位置的生成导致该处的组织纵向上无法分辨,更加模糊,因此产生的对比度较差。

[0103] 为了避免图像对比度分辨率的降低,本实施例将对侧边阵元阵列增加一个单独的控制,即侧边阵元阵列配置有独立的控制电路,只有在需要时,才会打开中心阵元阵列之外的两排侧边阵元阵列,形成阵元排列垂直方向(即elevation方向)较厚的有效声场。

[0104] 图9给出了一种手动控制侧边阵元阵列的工作状态的实施例。在换能器探头100的壳体所形成的手柄上安装了一个控制开关600,该控制开关600可以为按钮式或者为旋钮式。以按钮式为例,当用户需要打开两侧的侧边阵元阵列时,就可以按下此按钮,系统将接通这两排阵列,形成加厚的壁型超声有效声场。不需要时,只需再次按下此按钮,系统将关闭侧向阵列。

[0105] 在另一种实现方式中,探头侧边阵元阵列102和103的打开与关闭是通过电信号控制的,由系统控制单元发送信号控制侧边阵元阵列是否工作。

[0106] 图10给出了采用含侧边阵元阵列单独控制的超声探头的超声成像系统,超声成像系统包括超声发射模块,用于产生发射脉冲;超声探头,包括中心阵元阵列和侧边阵元阵列,用于把超声发射模块产生的发射脉冲以声波信号发送,并接收返回的声波信号将其转变为相应的电信号;超声接收模块,用于接收超声探头返回的电信号,并将信号处理后进行成像显示;用户界面,用于控制系统控制单元执行相应操作。

[0107] 如图10所示,超声发射模块包括波形生成器107,此单元生成发射波形,其将产生的波形发给发射波束成形单元106进行发射时间延迟,然后发送给脉冲生成器105,其中脉冲生成器105、发射波束成形单元106、波形生成器107的具体操作和波形传输都有由系统控制单元113控制。生成的各通道发射脉冲被送给发射/接收T/R单元,即发射接收转换开关单元, T/R单元104再将各通道的发射脉冲送到各阵元阵列,包括中心阵元阵列101和两个侧边阵元阵列。

[0108] 其中,通向侧边阵元阵列102的阵元电路上设置有电路开关602,通向侧边阵元阵列103的阵元电路上设置有电路开关601,电路开关601和602由控制开关600同时控制,它控制开关11和12。当控制开关600的按钮被操作医生按下时,侧边阵元阵列102和103将被接通。这时,从T/R单元104发来的发射脉冲将同时送往中心阵元阵列和侧边阵元阵列中的相应阵元,而中心阵元阵列和侧边阵元阵列中的阵元收到的组织反射回波信号转变为相应电信号后将在T/R单元104汇合,其自然综合后的信号将通过T/R单元104发往模拟信号的接收前端108。此时系统处于针体寻找成像工作模式,所产生的侧向较厚的壁型超声声场有利于捕捉针体。

[0109] 如果控制开关600没有被按下,则发射脉冲将只被送往中心阵元阵列101,相应的,只有中心阵元阵列101收到的组织回波信号转变而来的电信号将被送往T/R单元104,发往模拟信号的接收前端108,进行信号放大。在模拟信号接收前端108,回波信号将被放大、滤波处理,然后送往A/D转换器109转换成数字信号。此种情况下,系统工作在正常超声成像模式,图像清晰度和对比度较高。

[0110] 鉴于芯片技术的发展,模拟信号前端108和A/D转换器109通常集成在一个芯片单元中。转换后的数字信号将在接收波束成形单元110实现动态聚焦,形成接收波束。接收波束将通过后续的中间处理单元111、图像后处理单元112,最终形成显示图像在显示器115上显示。

[0111] 需要说明的是,从接收波束成形单元110开始的单元,以及系统控制单元113既可以在大规模可编程逻辑门阵列FPGA和信号处理芯片DSP上实现;也可以在PC机上实现,或者在嵌入式系统中实现;或者一部分在FPGA和DSP上实现,另一部分在PC或嵌入式系统上实现。在此系统中,打开和关闭侧边阵元阵列是通过控制开关600完成的。通常,对控制开关600对应的按钮操作一次将会接通侧边阵元阵列和T/R单元,再次操作此按钮将关闭T/R单元和侧边阵元阵列的连接。

[0112] 此外,还可以用侧向控制单元117发送电信号控制电路开关601和602,而对应的控制开关600用于使侧向控制单元117产生对应的电信号。

[0113] 在另一种系统实现方式中,探头侧边阵元阵列102和103的打开与关闭是由系统控制单元通过对图像的分析自动完成的。

[0114] 图11给出了该超声系统实现实例。在此系统中,用户通过用户界面114操控系统控制单元113使系统进入临床组织活检穿刺或介入手术针头引导工作模式。此模式下,系统控制单元就会打开图像分析单元116,并将实时超声图像从图像后处理单元112送往图像分析单元116,此单元中可基于人工智能或图像模式识别的图像分析将识别图像中是否有穿刺针出现。

[0115] 如果穿刺针针体400没有出现在实时超声图像中,图像分析单元116将反馈给系统控制单元113,系统控制单元113将发送指令给侧向控制单元117通知其打开侧向阵列,生成加厚的壁型有效超声声场,让系统处于针体寻找成像模式,以便更好的找到穿刺针体。当穿刺针针体被探头超声声场捕捉到,并在超声图像中形成较强回声时,图像分析单元116会根据预先设定的阈值判断是否针体已在中心阵元阵列101的阵元形成的有效声场中。通常,如果针体在中心阵元阵列声场范围内,则产生的回波信号较强,具体强弱可通过经验值判断。如判断为真,系统认为即使关闭侧向阵列也能捕捉到穿刺探针的针体400,图像分析单元116将发送结果给系统控制单元113,系统控制单元113将发信号给侧向控制单元117,令其关闭侧边阵列102和103,使图像处于高清晰度的正常工作模式下。

[0116] 在图11给出的侧边阵元阵列超声探头的超声成像系统中,对穿刺针体的具体识别主要是判断在超声图像中是否有强回声区域的细长物体出现。其中物体在超声图像中以灰度等级表示的回声强度及物体本身的细长比都将被用于判断图像中是否有穿刺针体出现。

[0117] 图12给出了实际临床操作使用中,此多侧边阵列超声探头及成像系统的实时使用操作流程图。针对上所述的超声成像系统,其具体的使用方法为:

[0118] S01、只打开中心阵元阵列101在正常模式下扫描目标客体,获取清晰的超声图像;

[0119] 在实时使用中,临床操作医生可以首先只打开中心阵元阵列101的阵元在正常高分辨率模式下扫描目标客体,以得到对比度更好的超声图像。

[0120] S02、通过实时扫描找到要进行组织穿刺活检或进行介入手术的目标区域;

[0121] S03、将手术探针插入到人体组织的目标区域;

[0122] S04、打开侧边阵元阵列,进入垂直阵列方向有效声场厚度增加的针体捕捉模式,

以便能快速找到并捕获探针针体；

[0123] 如前所述,此模式下在阵元排列的垂直方向,超声探头声场的视野极大扩展,从而能更好地观察与超声探头壁型声场主方向,即阵元排列方向基本平行方向进入的穿刺或介入探针针体,使捕捉探针的针体更加容易。

[0124] S05、操纵探头和针体,进行针体捕获；

[0125] S06、判断是否找到针体,若没有找到,则继续S05的操作;若找到针体,移动超声探头,使针体向中心阵元阵列产生的声场移动,完成针体目标捕获。

[0126] 在步骤S05和S06中,医生将在此模式下寻找探针,医生操纵探头和针体使针体被捕获并且显示在图像中后,医生可以移动超声探头,使针体向探头中心阵元阵列产生的声场移动,从而更加显而易见。

[0127] 在步骤S04至S06中,医生通过手动操作控制开关600来完成侧边阵元阵列的打开与关闭,并通过显示器观测是否捕获针体。还可以通过用户界面操作控制侧边阵元阵列的打开与关闭,并通过显示器观测是否捕获针体。

[0128] 此外,如果希望得到更好的实时图像用于穿刺或介入手术监控,步骤S06之后还可进行以下操作:

[0129] S07、再次按下控制开关关闭侧边阵元阵列使其停止工作,恢复仅有中心阵元阵列工作模式,观察超声图像;

[0130] S08、判断图像中是否失去针体,若失去针体,则返回步骤S04;若针体存在,则进入进入下一步;

[0131] S09、当针体存在时,继续扫描成像,并同时执行步骤S8的判断。

[0132] 侧行关闭后,如果在步骤S08的实时扫描中无法找到探针,医生可以回到步骤S04,再次打开侧行按钮,以便更好地显示针体,并再次捕获针体。如果针体在视野范围内,医生就可以继续移动针体并且在仅仅打开中心阵元阵列的情况下进行穿刺或介入手术监测。

[0133] 如果在步骤S08中针体明显,医生可以在步骤609中继续仅使用中心阵列阵元进行组织活检或介入手术的针体实时引导,完成手术。

[0134] 值得说明的是,尽管本例中从步骤S04到步骤S09中对超声探头中心阵元阵列及侧边阵元阵列的控制是由医生主体手动完成的,但依据图9给出的示例,从步骤S04到步骤S09都可以由系统在图像分析单元的参与下自动完成,从而让医生能够专注于穿刺或介入的针体实时导引。

[0135] 针对图像分析单元如何通过图像模式识别的图像分析将识别图像中是否有穿刺针针体出现,本发明提供了一种寻找针体的图像分析方法。

[0136] 图13给出了图像分析单元中图像分析的算法实现流程,其中,超声图像800是一副穿刺监控的真实超声图像,其中白色长条即为捕捉到的穿刺针体。

[0137] 图13中图像分析单元判断针体是否出现的过程为:

[0138] S1、通过人工判断或深度学习预先确定的图像灰度阈值对图像进行二值化;

[0139] S2、对二值化的超声图像做目标分离;

[0140] 目标分离可能包括多步图像处理,如图像滤波,特征提取,图像分割等,以将图像中的物体进行聚类整合,其结果将是多个分离的目标。

[0141] S3、对分离的目标进行分析,寻找长细比和笔直度超过设定值的目标;

[0142] 其中:长细比=长度/平均宽度;笔直度=1-最大宽度变化/长度。

[0143] S4、把符合S3中特征的目标送往模式识别或人工智能网络进行分析,以判断是否为目标针体;

[0144] S5、根据S4中的结果,向控制系统单元发出发现针体或未发现针体的对应信号。

[0145] 如果找到了针体,图像分析单元116将会给系统控制单元113发送发现针体信号,反之将通知系统控制单元113针体未找到。

[0146] 其中,步骤S1将根据依据经验或深度学习预先确定的图像灰度阈值对图像进行二值化,符合此类特征的目标将在步骤S4中被送往模式识别或人工智能网络进行分析,以判断是否为穿刺或介入用针体。结果将送往判断器S5。如果找到了针体,图像分析单元116将会给系统控制单元113发送发现针体信号,反之将通知系统控制单元113针体未找到。

[0147] 对于上述的模式识别和人工智能网络在进行判定时只是进行特征分析,或者对符合条件的目标进行判断,该技术通过现有程序可以实现,不再赘述。

[0148] 本发明以上介绍均以高频线阵探头为例,工程实际中,此发明也可方便用于凸阵探头,以便在肝脏/肾脏组织穿刺活检或腹部介入手术中更好的找到穿刺或介入针体。

[0149] 图14给出了一个采用本发明的多侧边阵元阵列的凸阵探头900,它有3行阵元阵列,包括中心阵元阵列901,阵元排列垂直方向即侧边阵元阵列902和侧边阵元阵列903,以及一个控制按钮904。其中,侧边阵元阵列902和903拥有和中心阵元阵列901同样多的阵元数,它们的阵元高度 h_1 与中心阵元阵列901的阵元高度 h_0 可能相同或更短,或者在某些实现方式下,更大。此凸阵探头900的成像及成像控制方式和上面所述的多侧边阵列高频线阵探头的成像控制方式基本一致。

[0150] 需要注意的是,尽管在本发明中只提到了在侧向增加两排阵元阵列,但实际中,根据需要,可以扩展到更多行的阵元阵列,如5行、7行等。为了进一步改善超声探头对穿刺及介入手术探针的可视效果,在其他的实现中,侧向阵列元件也可以有不同的中心频率,因此不同的阵元间距甚至不同数量的阵元,从而尽可能的增加探头产生的壁型超声声场的有效厚度,使其更容易捕捉到与声场主要方向平行的穿刺针体。

[0151] 以上示意性的对本发明及其实施方式进行了描述,该描述没有限制性,附图中所示的也只是本发明的实施方式之一,实际的结构并不局限于此。所以,如果本领域的普通技术人员受其启示,在不脱离本发明创造宗旨的情况下,不经创造性的设计出与该技术方案相似的结构方式及实施例,均应属于本发明的保护范围。

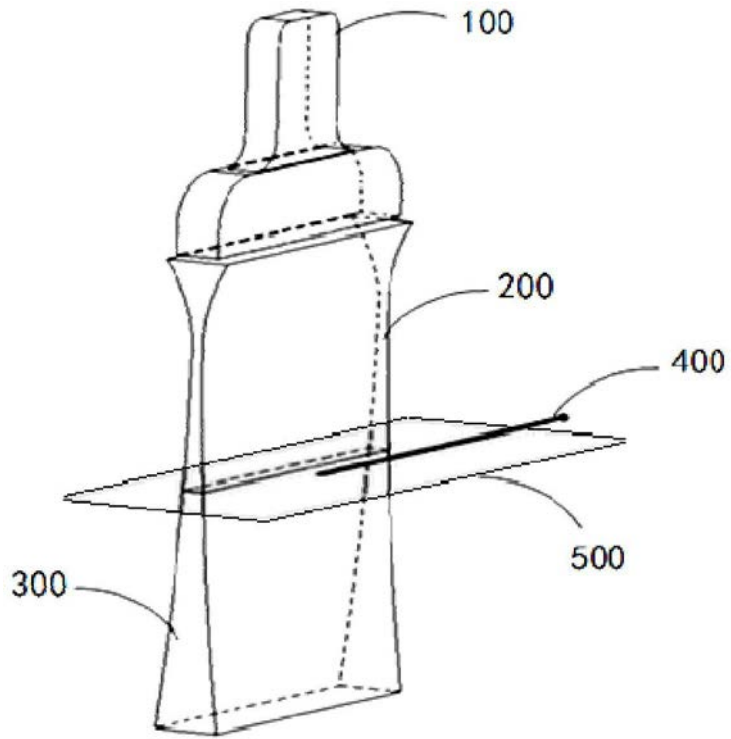


图1

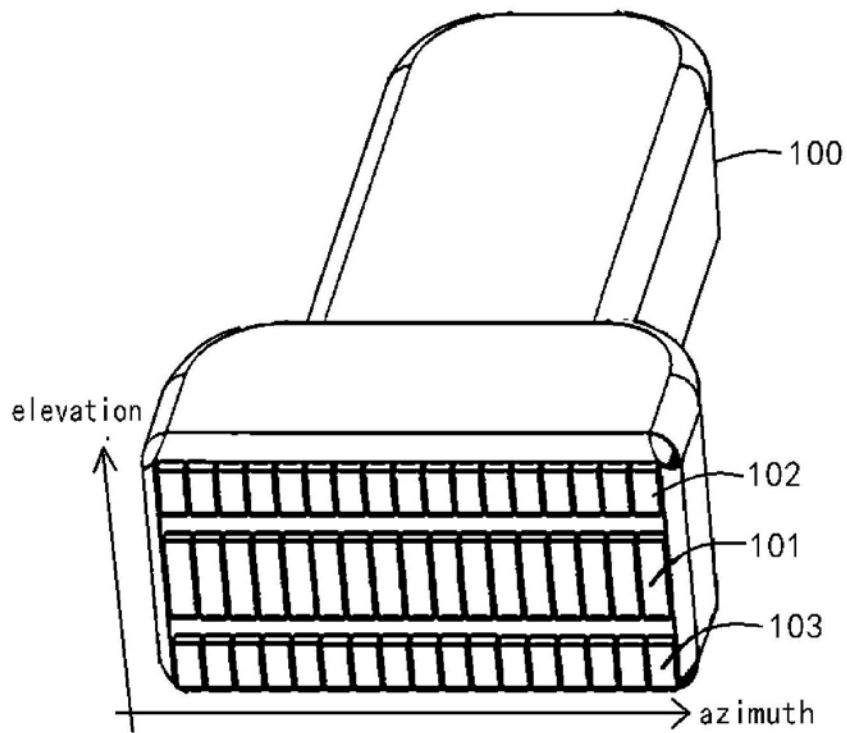


图2

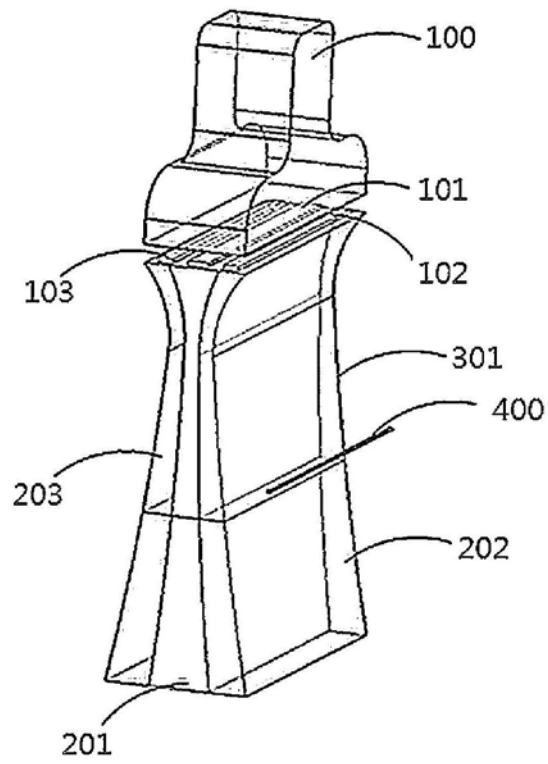


图3

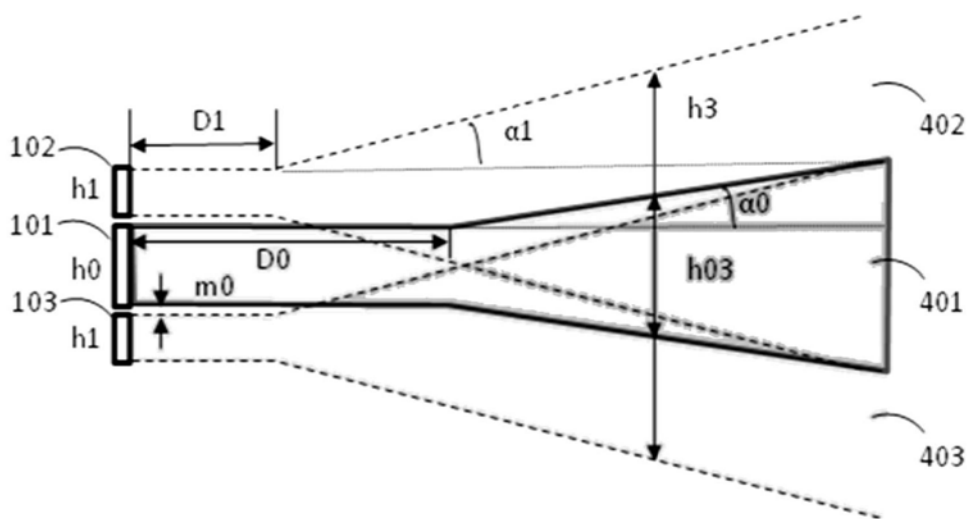


图4

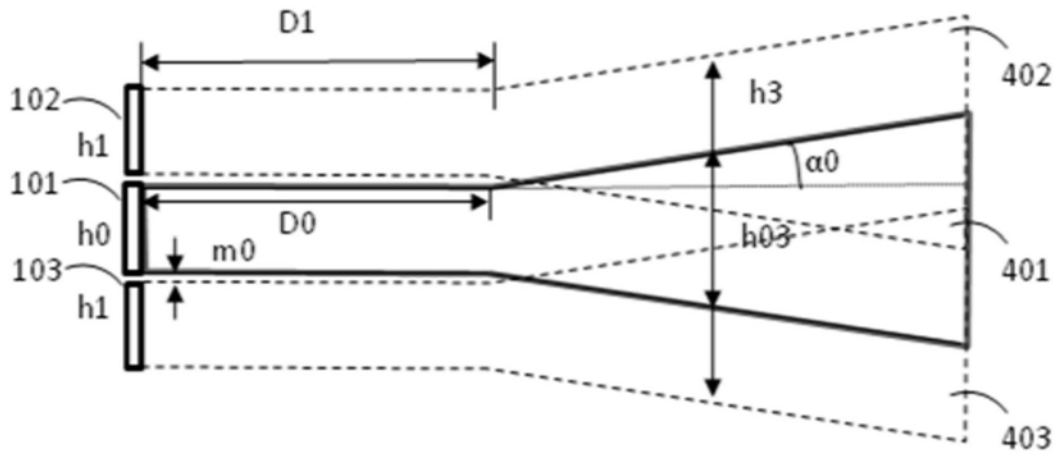


图5

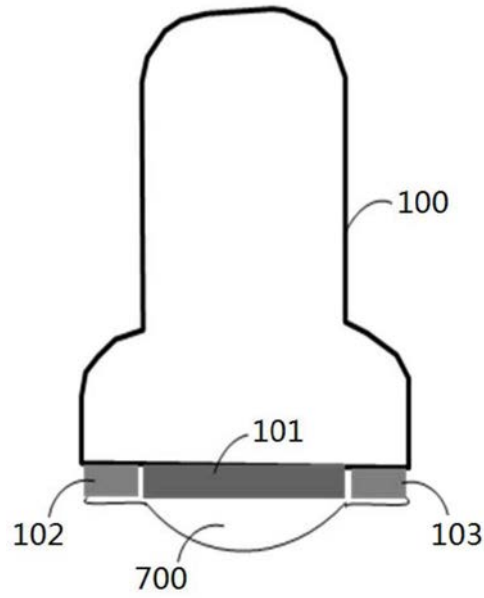


图6

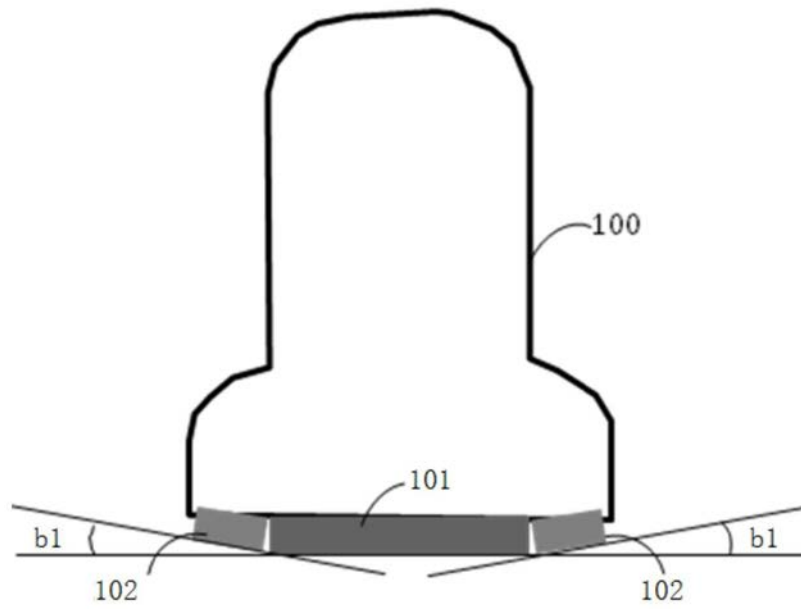


图7

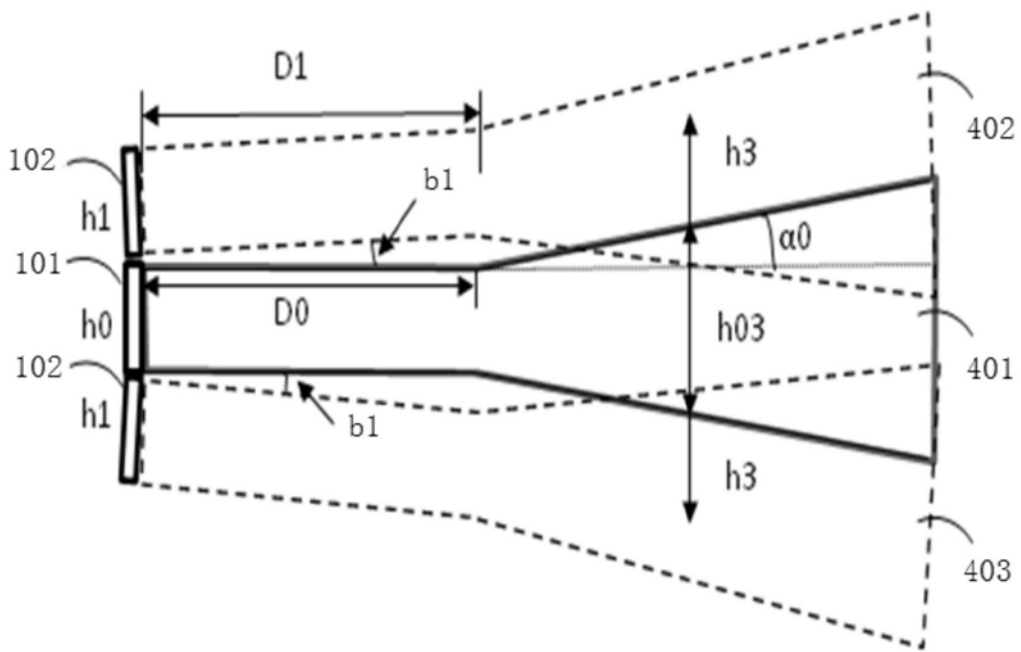


图8

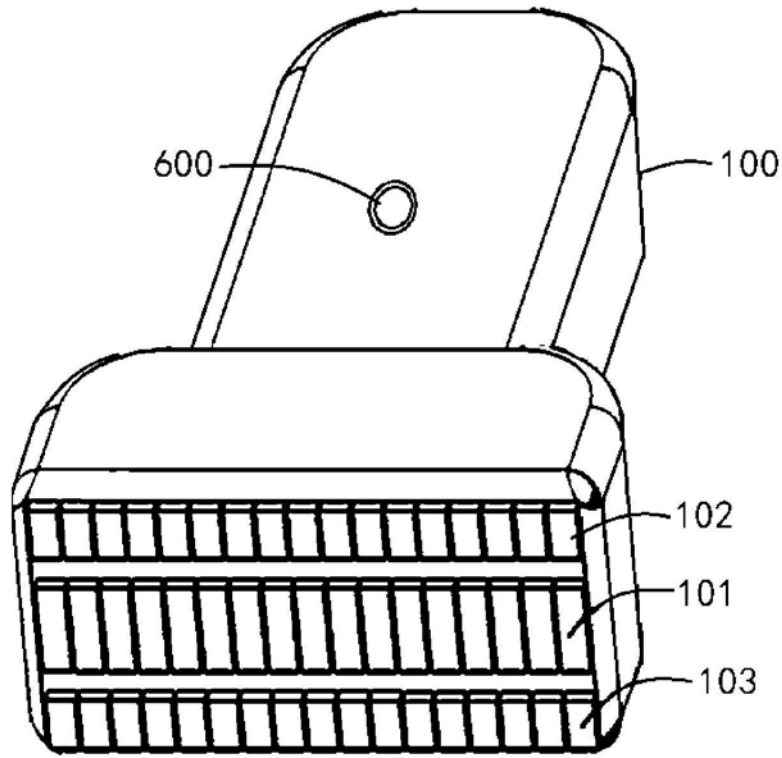


图9

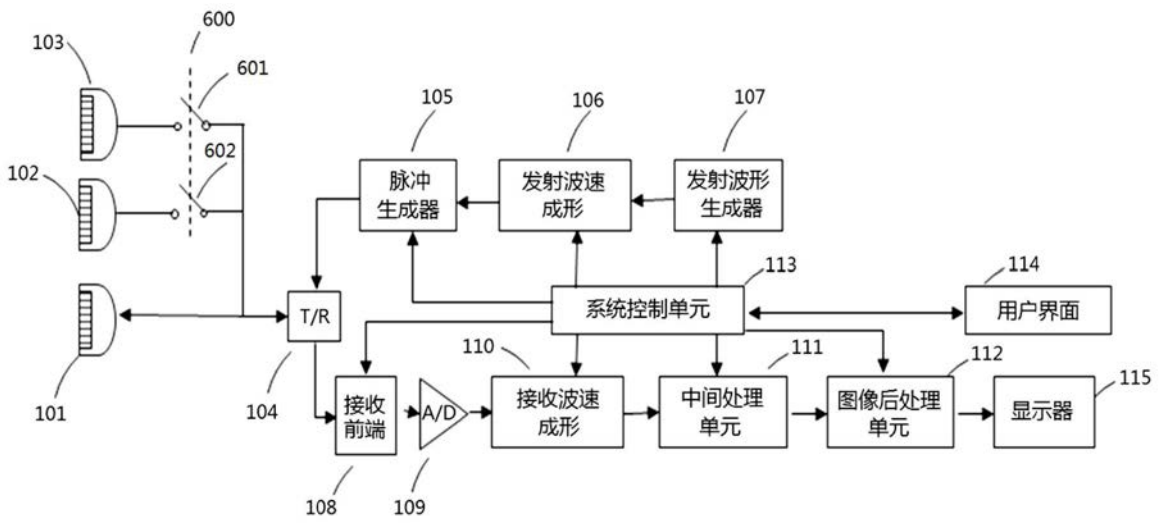


图10

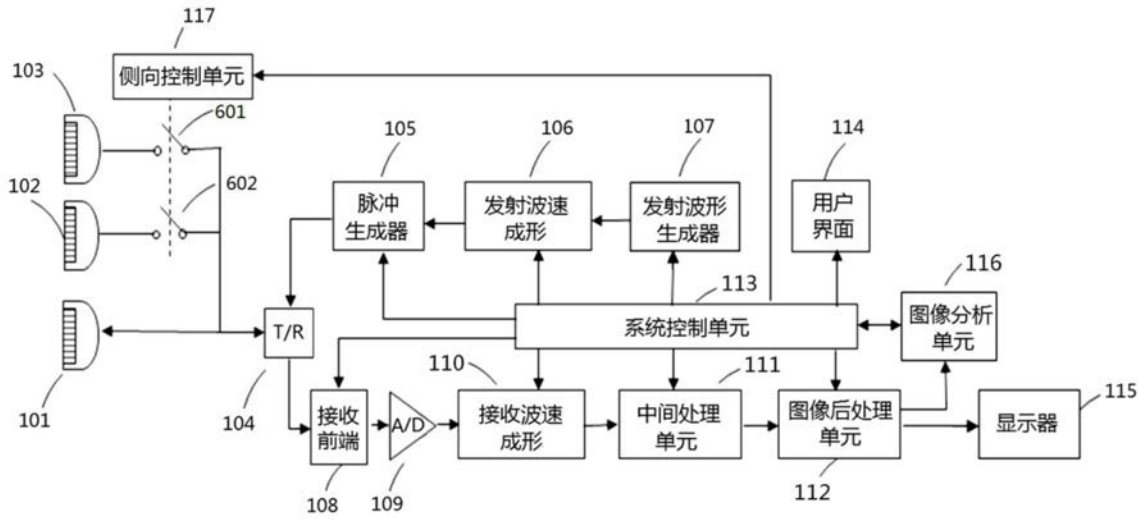


图11

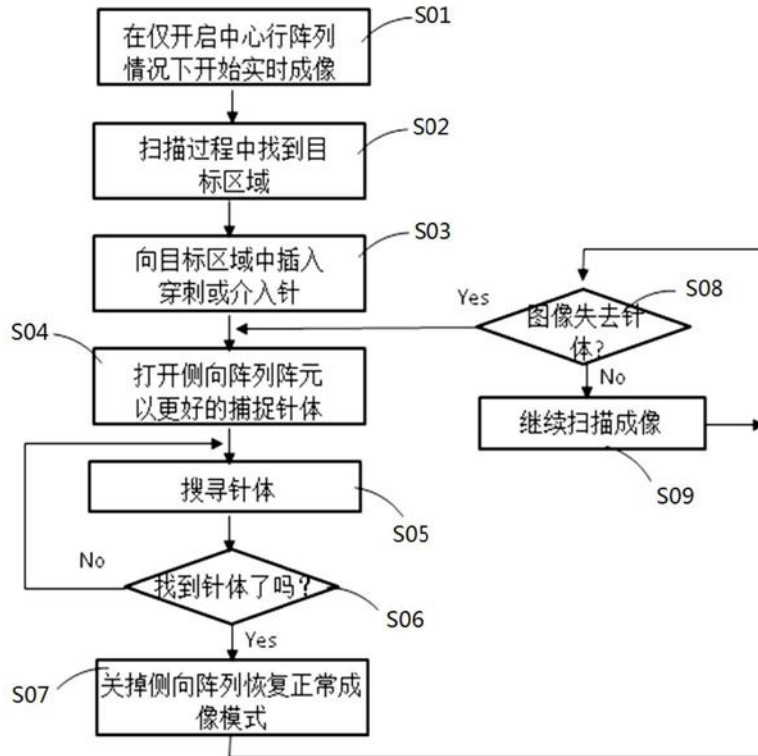


图12

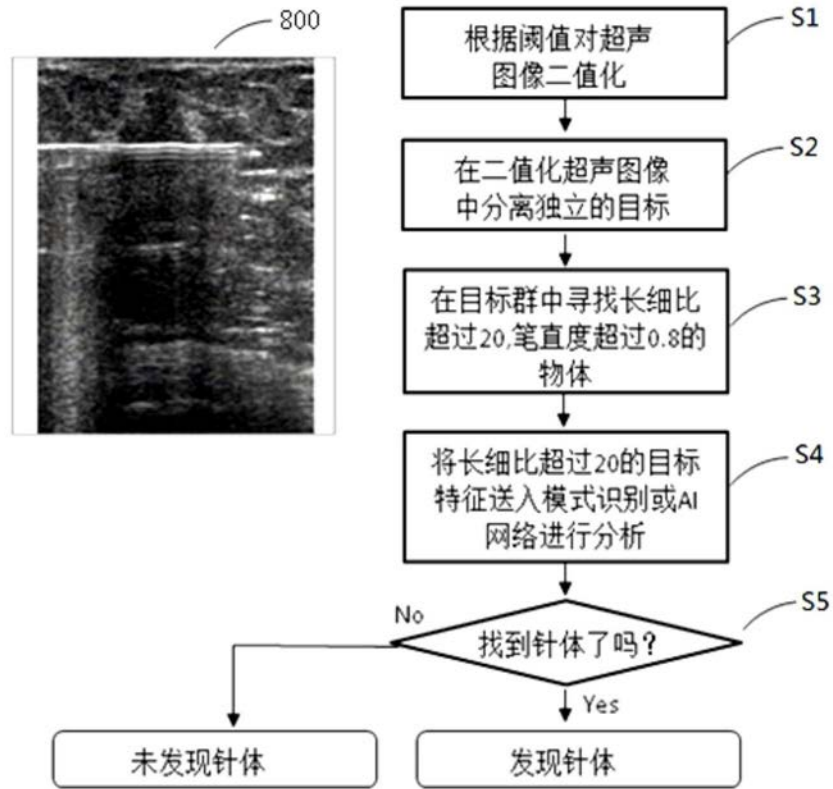


图13

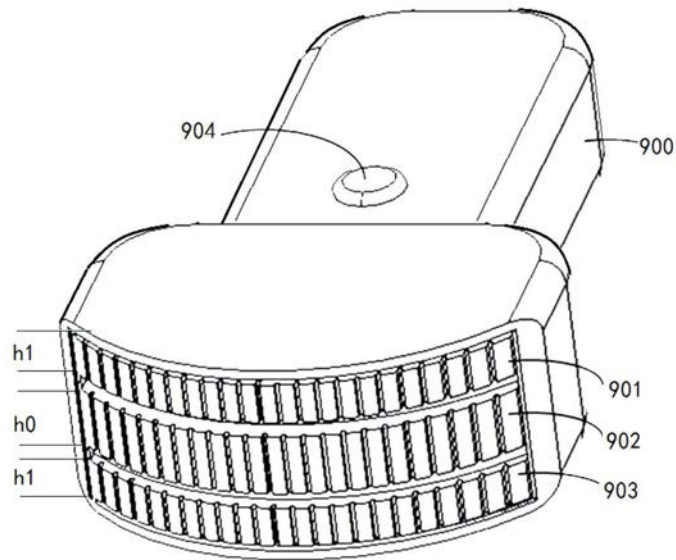


图14

专利名称(译)	活检探针可视化增强超声探头及超声成像系统		
公开(公告)号	CN209574732U	公开(公告)日	2019-11-05
申请号	CN201821263581.8	申请日	2018-08-07
[标]发明人	郝晓辉		
发明人	郝晓辉		
IPC分类号	A61B8/00 A61B17/34 A61B10/02 A61B34/20		
代理人(译)	蒋海军		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本实用新型公开了一种活检探针可视化增强超声探头及超声成像系统，属于超声诊断和检测领域。本实用新型在常规线阵探头中心阵元阵列垂直方向即侧向增加了新的阵元阵列，并允许临床医生自主或者由系统通过智能判断的两种方案来控制侧向阵元阵列的开通和关闭，从而在寻找针体的工作模式下大幅度增加了超声声场的有效范围，使针体更容易被发现和捕捉并显示在图像中，解决了临床医生因缺乏经验找不到针体的问题，找到针体后对侧向阵列的关闭又使系统能够恢复高分辨率的常规工作模式继续保持良好的图像质量，适于临床使用。

