

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 00813433.2

[45] 授权公告日 2008 年 8 月 6 日

[11] 授权公告号 CN 100407997C

[22] 申请日 2000.8.16 [21] 申请号 00813433.2

[30] 优先权

[32] 1999. 8. 20 [33] US [31] 09/378,175

[86] 国际申请 PCT/US2000/022485 2000. 8. 16

[87] 国际公布 WO2001/013796 英 2001. 3. 1

[85] 进入国家阶段日期 2002. 3. 27

[73] 专利权人 诺瓦索尼克斯公司

地址 美国加利福尼亚

[72] 发明人 米尔·A·伊姆兰

格伦·W·麦克劳克林

威廉·D·利普斯

詹姆斯·M·布伦南

[56] 参考文献

US5295485A 1994. 3. 22

US5483963A 1996. 1. 16

US5829442A 1998. 11. 24

US5817024A 1998. 10. 6

审查员 刘明霞

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利
商标事务所

代理人 王宪模

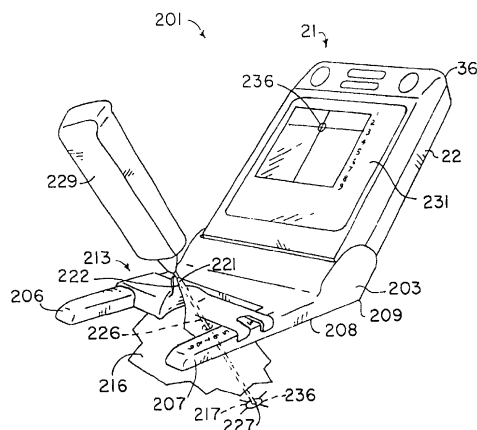
权利要求书 4 页 说明书 17 页 附图 7 页

[54] 发明名称

小型超声仪器和方法

[57] 摘要

本发明提供了一种超声仪器，用于检查人体有关区域内的组织区，它具有：带观察口的壳体；由超声元件阵列组成的超声换能器，该超声元件阵列设置在观察口内，并具有固有的分辨率；能透过超声波的装置，它设置在壳体上，形成覆盖超声元件阵列的阻抗匹配透镜，并具有可以与人体接触的表面；用于将发射的电脉冲供给到用于实现单次激励的换能器的装置，以将超声信号引入人体由有关区域内的组织区反射，上述换能器可以转换由人体内反射的超声信号而提供所述组织区的原始数据电信号；用于数字化和存储所述电信号的装置；以及用于处理所述数字化电信号而从单个组织区的原始数据形成一个图像帧并利用一系列图像帧产生视频图像的装置。



1.检查人体有关区域内的组织的超声仪器，它具有：带观察口的壳体；至少一个由超声元件阵列组成的超声换能器，该阵列设置在观察口内，具有固有的分辨率；能透过超声波的装置，它设置在壳体上，组成覆盖所述阵列的阻抗匹配透镜，并具有可以与人体接触的表面；用以供给发射的电脉冲至用于实现单个换能器激励的上述至少一个但少于六个的所述换能器的装置，以将超声信号引入人体，以便由有关区域内的组织反射，上述换能器可以转换由人体内反射的超声信号，以提供电信号；用于根据时间对电信号提供增益校正的装置；混频装置，用于提供经过增益校正的电信号的同相和异相分量；用于电信号的同相和异相分量的数字化的装置；用于从数目少于 33 个的换能器激励收集形成人体有关区域内的组织的单帧图像的数字化电信号的装置；存储装置，用于通过存储每个接收到的数字化电信号的大小、相位角度和接收时间来存储所述单帧图像的数字化电信号，以提供预处理的数据；显示装置，用于使用所述预处理的数据；以及用于将存储装置连接至显示装置，以提供人体有关区域内的组织的可视图像的装置。

2.如权利要求 1 所述的仪器，它还具有用于将可视图像的可视分辨率提高到换能器的固有分辨率的装置。

3.权利要求 1 所述的仪器，用于与远程显示装置一起使用，还具有用于将所述预处理的数据输出至远程显示装置的装置。

4.权利要求 1 所述的仪器，它还具有用于在收集用于图像构造的数字化电信号之前平均一组帧的数字化电信号的装置，以改善可视图像的分辨率。

5.权利要求 1 所述的仪器，其特征在于所述阵列是直线的阵列。

6.权利要求 1 所述的仪器，其特征在于所述阵列是相控的阵列。

7.权利要求 1 所述的仪器，其特征在于所述阵列是曲线阵列。

8.权利要求 1 的仪器，其特征在于上述显示装置设置在与壳体分

离的单独的显示器模块中。

9.权利要求 1 的仪器，其特征在于上述显示装置是阴极射线管。

10.权利要求 1 的仪器，其特征在于上述显示装置是液晶显示器。

11.权利要求 1 的仪器，其特征在于上述壳体是由第一和第二部分组成，上述第二部分可从上述第一部分拆卸下来，上述第二部分具有所述观察口，所述超声换能器阵列设置在该观察口内以及所述阻抗匹配透镜覆盖该超声换能器阵列。

12.权利要求 11 的仪器，其特征在于设置一组第二部分，而每个第二部分具有适合特定的成像目标物的不同频率范围。

13.权利要求 12 的仪器，它还具有协作装置，包括第二部分携带的非易失性存储器，用于向第一部分告知第二部分的频率范围，从而使观察可以在有关区域进行。

14.权利要求 1 的仪器，其特征在于上述显示装置集成在上述壳体中。

15.权利要求 1 的仪器，其特征在于，它还具有分离的显示器模块，上述显示装置设置在该显示器模块内，电路装置将壳体与显示器模块互联。

16.权利要求 15 的仪器，其特征在于所述电路装置包括连接电缆。

17.权利要求 15 的仪器，其特征在于上述壳体具有主模块，而上述主模块和所述显示器模块形成匹配的蛤壳式结构。

18.权利要求 1 的仪器，还具有支承平台，后者适合于被放置在人体表面上，成形为可以接纳所述壳体，用于壳体定位，以便于壳体相对于支承结构和人体移动，该仪器还有一托架，成形为可以接纳一探针，并滑动地安装在所述支承平台上。

19.权利要求 18 的仪器，它还具有：位于支承平台上的刻度，用于探知托架在支承平台上的移动；以及上述显示装置携带的刻度，它与支承平台上的刻度相应，从而，探针和人体有关区域之间的相对定位可以借助观察显示装置来探知。

20.权利要求 1 的仪器，其特征在于上述壳体具有用于接纳可取下

的存储卡的装置。

21.权利要求 20 的仪器，其特征在于上述存储卡是工业标准的调制解调卡。

22.权利要求 1 的仪器，它还具有用于记录有关区域的在间隔的位置的多个图像的装置。

23.权利要求 22 的仪器，其特征在于上述位置是顺序的并具有相等的间隔。

24.权利要求 21 的仪器，它还具有用于在显示装置上显示上述多个图像，以产生有关区域的动态图像的装置。

25.权利要求 22 的仪器，其特征在于上述用于记录间隔位置的多个图像的装置具有支承装置，用于支承所述壳体并适合于被放置在人体表面上，上述支承装置具有允许壳体相对于支承装置移动的装置，从而可以获取有关区域的不同视图。

26.权利要求 25 的仪器，其特征在于上述允许壳体相对于支承装置移动的装置允许转动。

27.权利要求 25 的仪器，其特征在于上述用于支承壳体和允许壳体相对于支承装置移动的装置制造成允许直线移动。

28.权利要求 25 的仪器，它还具有可被壳体相对于支承装置的移动起动，以便在此移动产生时获取连续的图像的装置。

29.权利要求 28 的仪器，其特征在于上述装置包括一个触发机构。

30.权利要求 29 的仪器，其特征在于上述触发机构是光学阅读器。

31.权利要求 1 的仪器，其特征在于用于收集数字化电信号的装置具有：用于在具有一中心的空间中选择一个电信号波包的装置；用于在该具有坐标 x 和 y 的波包中选择一个点 (x, y) 的装置；用于计算从绕该点 (x, y) 的波包的中心至换能器的选定元件的距离的装置；用于将距离转换为时间以选择取样点的装置；用于在最近的取样点和待计算点之间内插相位和大小，以确定待计算点的校正相位和大小的装置；用于对换能器的每个超声元件重复相同步骤序列的装置；以及用于累加已校正相位和大小的已计算点的装置。

32.权利要求 31 的仪器，它还具有用于增加 (x, y) 的坐标 x 和 y 之一以获得下一波包的中心，用于计算另外的图像点的装置。

33.一种使用超声换能器检查人体有关区域内的组织的方法，该超声换能器由超声元件阵列组成，其中换能器被接收到的超声信号激励以提供电信号，此方法包括以下步骤：接收来自换能器的电信号和提供所述电信号的同相和异相分量；使所述电信号数字化，从数目少于 33 个的换能器激励一次性收集用于组成人体有关区域的组织的单帧图像的数字化电信号；通过存储每个电信号的大小、相位角度和接收时间来存储收集的所述单帧图像的数字化电信号；以及，显示存储的单帧的数字化电信号，成为人体有关区域内的组织的可视图像。

34.权利要求 33 的方法，与电子装置和控制电子装置的微处理器一起使用，它还包括下列步骤：使用微处理器将至少部分电子装置在它们完成自己的功能后置于睡眠模式以节省功率。

35.权利要求 33 的方法，它还具有下列步骤：在收集构造图像用的数字化电信号之前平均一组图像帧的数字化的电信号，以改善可视图像的分辨率。

36.权利要求 33 的方法，其特征在于收集数字化电信号的步骤还包括以下步骤：在具有一中心的空间内选择一个电信号波包，在该具有坐标 x 和 y 的波包中选择一个点 (x, y) ；计算绕该点 (x, y) 的波包的中心至换能器的选定元件的距离；在波包中的最近相邻点之间内插相位和大小，以确定被计算的点的校正相位和大小；对换能器的每个超声元件重复相同的步骤；以及累加已校正的相位和大小的已计算点以提供一个图像。

37.权利要求 36 的方法，它还包括增加点 (x, y) 的坐标 x 和 y 之一，以获得下一个波包的中心，用于计算另外的图像点。

小型超声仪器和方法

技术领域

本发明涉及小型超声仪器和方法。

背景技术

现在，各种超声仪器已使用于工业和医学领域，特别是医学诊断领域。然而，这种仪器经常是大型的和较昂贵的。而且它们的使用也较复杂。迫切地需要这样的仪器，它制造得较紧凑和较便宜，以及使用极为简便。

发明内容

一般来说，本发明的目的是提供一种小型超声仪器和方法，而这种仪器可以大大减小尺寸和降低成本。

本发明的另一目的是提供一种上述特性的仪器，它是便携式的。

本发明的另一目的是提供一种上述特性的仪器，它能够被封装在袖珍手持装置内。

本发明的另一目的是提供一种上述特性的仪器和方法，它的电源管理可以降低所需功率。

本发明的另一目的是提供一种上述特性的仪器和方法，它使用可拆卸的扫描头来选择预见的特定用途所需的频率。

本发明的另一目的是提供一种上述特性的仪器和方法，其中使用了特别新颖的成像方法，用于从少于 33 个的换能器激励一次收集用于组成一帧图像的全部数据，从而减少所需的电子装置和大大减少功率的消耗。

本发明的另一目的是提供一种上述特性的仪器和方法，其中，每次超声换能器激励都可产生单帧图像。

本发明的另一目的是提供一种上述特性的仪器和方法，用它可以获得恒定的像素密度。

本发明的另一目的是提供一种上述特性的仪器和方法，用它可以图像建立以前对预处理数据进行平均，以增强信-噪比。

本发明的另一目的是提供一种上述特性的仪器和方法，它具有极低的占空度。

本发明的另一目的是提供一种上述特性的仪器和方法，它可以使用直线的、曲线的和相控的阵列。

本发明的另一目的是提供一种上述特性的仪器和方法，其中提供了一种图像放大功能可放大至换能器阵列的固有分辨率。

本发明的另一目的是提供一种上述特性的仪器和方法，在扫描头内使用非易失性存储装置，使得相关的电子装置能够知晓扫描头的频率范围。

本发明的另一目的是提供一种上述特性的仪器和方法，它特别适合引导探头，例如探针至希望的位置。

本发明的另一目的是提供一种上述特性的仪器和方法，用它可提供人体的有关区域内彼此间隔开的位置的多个图像。

本发明的另一目的是提供一种上述特性的仪器和方法，用它可获得彼此间隔希望距离的多个图像。

本发明的另一目的是提供一种上述特性的仪器和方法，用它可获得彼此按角度间隔的多个图像。

本发明的另一目的是提供一种上述特性的仪器和方法，同它可获得彼此间隔的位置的按比例间隔的多个图像。

本发明的另一目的是提供一种上述特性的仪器和方法，它的彼此间隔的图像是顺序显示的，以便在人体的有关区域产生动态的图像。

本发明的另一目的是提供一种上述特性的仪器和方法，它的多个图像是借助相对于人体移动换能器阵列而获得的。

本发明的另一目的是提供一种上述特性的仪器和方法，它能够使用于各种医学诊断方法。

附图说明

本发明的其它目的和特点可以通过下列最佳实施例的说明结合附

图而明确表示出来，其中：

图 1 是结合有本发明的可拆卸的扫描头的小型超声仪器的等轴图，其中，某些部分被切去。

图 2 是组成图 1 所示仪器一部分的可拆卸的扫描头的等轴图，它使用具有一个阵列的超声换能器。

图 3 是与图 1 所示仪器一起使用的另一种可拆卸的扫描头的等轴图，它使用具有相控阵列的超声换能器。

图 4 是图 1 所示仪器使用的电子装置的方框图。

图 5 是流程图，示出本发明仪器和方法中用于超声图像建立的步骤。

图 6 是结合有本发明的超声仪器的另一实施例的等轴图，它用于引导探针或探头。

图 7 是结合有本发明的超声仪器的等轴图，在其中设置了一个主模块或者说基本模块以及一个显示模块。

图 8 是图 7 所示主模块或基本模块和显示模块以蛤壳型式连到一起的等轴图。

图 9 是本发明的超声仪器的另一实施例的等轴图，它使用线性空间成像。

图 10 是本发明的超声仪器的等轴图，它使用扇形扫描获得动态成像。

图 11 是本发明的超声仪器的另一实施例的等轴图，它结合使用一个探头。

具体实施方式

一般来说，本发明的超声仪器用于检查人体的有关区域，并具有带观察口的壳体。在观察口内设置一个换能器阵列。壳体上有对超声波基本透明的装置，该装置形成覆盖换能器阵列的阻抗匹配透镜，并具有一个表面能够与人体接触。超声换能器阵列能够转换由人体反射至换能器阵列的超声波能量以提供电信号。还设置装置以随时间对电信号进行增益校正。设置混频装置以提供电信号的同相和异相分量。

设置装置用于电信号的同相和异相分量的数字化。设置装置用于一次性收集从人体有关区域的少于 33 帧形成一幅图像的数字化电信号。设置存储装置用于借助存储每个接收到的电信号的大小和相位角在存储装置内存储单帧图像。设置显示装置。设置装置用于使单帧图像与显示装置匹配，以便提供人体有关区域的可视图像。

更具体地说，图 1 所示本发明的超声仪器 21 具有壳体 22，它制成可以用手握的形状。壳体 22 配置可拆卸的扫描头 23。壳体 22 的外形为平行六面体具有平行间隔的前和后壁 26 和 27，以及彼此间隔的基本上平行的侧壁 28 和 29。还设置顶壁 31。底壁是由可拆卸的扫描头 23 组成的。壳体 22 和扫描头 23 可以由适当的材料制成，例如塑料。

前壁上设置适当的显示器，例如液晶显示器 36。在前壁 26 的显示器 36 的上面设置一组控制按钮 37、38、39 和 41，能用于提供各种功能，详见下述。

壳体 22 和可拆卸的扫描头 23 内包容了图 3 所示的电子装置。可拆卸的扫描头 23 是一组可与壳体 22 结合使用的一组扫描头之一。如下面所述，扫描头对于不同的用途使用不同的频率。

每个可拆卸的扫描头 23 具有换能器 52，它是由一组压电换能元件 53 组成的换能器阵列。换能元件 53 的数目可以是 32 个或其倍数例如 64，128 和 256 个。这些元件可以由普通的超声换能材料制成，例如压电跃变材料（PZT）。换能器元件 53 可以排列成特殊的阵列，例如图 1 所示的直线阵列，以提供宽的覆盖区，它特别适用于胎儿的监控或周边血管的诊断。在希望较小覆盖区的地方可以使用相控阵列，例如，当需要透过人体的彼此间隔的肋骨进行检查时。此外在某些用途中可以使用曲线阵列，如下文所述。

如图 1 和 2 所示，可拆卸的扫描头 23 带有矩形的窗口 51，其尺寸可以放置直线换能器阵列，比如宽度可以是 25 至 30mm，长度可以是约 100mm，在其中设置换能器 52，它是由一组超声换能器元件 53 组成的希望形状的阵列，该阵列在窗口 51 的长度和宽度上延伸。换能元件 53 的阵列按普通的方式排列，并列在吸声衬垫层 54 的上面。换

能器元件 53 借助导体 56 用普通的方式连接至在扫描头 23 内安装的印刷电路板 57。普通的半导体开关装置 58 安装在印刷电路板 57 上和连接至在扫描头 23 内安装的普通的高密度低受力阴性连接器 61。一个适当型号的非易失性存储装置 59（例如 EEPROM）也安装在印刷电路板 57 上。非易失性存储装置 59 中有针对选定的换能器的程序信息和/或对壳体内的电子装置编程的应用配置，从而使它适合于与选定的扫描头内设置的特定换能器阵列一起工作。

由适当的对超声能量透明的塑料形成的阻抗匹配层和透镜 66 组合安装在窗口 51 内，覆盖换能器 52。它具有表面 67，适合与要用超声仪器检查的人体有关区域的组织的表面配合，详见下述。匹配层和透镜 66 具有对应于阵列的长度的 y 维以及对应于阵列的宽度或前后尺寸的 x 维。匹配层和透镜 66 提供固定的焦距，它一般具有接近远场的焦距，或者换句话说，焦距接近或超出当沿正交平面扫描时用超声信号获得组织图像的最大深度。

设置协作装置用于连接可拆卸的扫描头 23 至壳体 22，它由第一和第二向上和向外延伸的弹簧式插销臂 71 组成，插销臂 71 设置在扫描头 23 的相对两端。插销臂 71 在其最外端带有钩子 73，可以与壳体 22 的侧壁 28 和 29 上设置的凸耳 74 弹性卡接。凸缘按钮 76 安装在壳体 22 的侧壁 28 和 29 上，用以推动插销臂 71 的钩子 73 离开凸耳 74 以释放扫描头 23。

当扫描头 23 推入壳体 22 时，可拆卸扫描头 23 的阴性连接器 61 和壳体 22 内设置的相应的阳性连接器 81 之间实现连接。阳性连接器 81 以普通的方式连接到壳体 22 内的电子装置。扫描头 23 可以借助向内推动插销臂 71 和 72 使钩子 73 离开孔 76，同时使阳性连接器 81 离开阴连接器 61 而分离，从而允许扫描头被拆卸下来，根据使用者的愿望连接上不同的扫描头 23，详见下文。

另一种可拆卸的扫描头示于图 3，其标号为 23a，它的构造与前面所述的扫描头 23 类似，而其不同之处在于它设置的窗口 51a 的长度比窗口 51 小，该窗口一般可以制成大致方形，孔口尺寸为约

25mm×25mm，用以接纳相控阵列，而不是直线阵列。类似的结构可以用于曲线阵列。

超声仪器中使用的电子装置示于图 4，它的换能器阵列 52 与一个成像目标 101 接触，例如，该成像目标可以是人体内的组织，或者比如人体外表面上露出的组织。换能器阵列 52 借助一定数目的信道，连接至发射和接收开关 102（如果有的话）信道的数目与阵列中元件的数目相对应，所述开关 102 一般具有一组二极管，以偏压使二极管开和关，以实现换能器元件 53 在发射和接收模式之间的转换，在发射模式时，由组件 106 向驱动模型组件（drive profile block）107 提供生成的驱动模型（drive profile generation），该驱动模型组件控制功率放大器 108，以便通过发射和接收开关 102 供给能量至换能器阵列 52 的换能元件，从而使驱动信号形式的超声能被供给至人体有关区域内的组织。由人体有关区域内的组织反射的反射信号形式的超声能被换能器阵列的换能器元件 53 拾取。举例来说，使用扫描头 23 阵列内的 64 个换能器元件 53，驱动信号可以传输至 64 个换能器中的 16 个换能器，有将超声能聚焦到人体有关区域的组织的时滞。反射的超声信号被全部 64 个换能器元件拾取。

在接收模式中，来自换能器元件 53 的反射电信号被供给至发射和接收开关 102。反射的信号被供给至时间增益校正组件 111，该组件 111 用于当穿透组织较深时补偿超声能的散射/衰减。因此，来自人体组织远场的信号可以按照时间放大以补偿这些损失。时间增益校正组件 111 是可调节的，并处于组件 106 提供并由数模（D/A）转换器 112 馈给的时间增益控制斜坡模型（ramp profile）的用户控制之下。这样就建立了一个数字合成的模拟斜坡，用于控制时间增益校正组件 111。由数字信号处理器 106 提供的该时间增益控制斜坡模型处于一个微处理器 116 的控制下，该微处理器有一个图形用户界面。一般，当希望穿透人体较深时，增益增加。穿透的深度当然取决于为此程序选择的可拆卸的扫描头。

接收的反射信号经时间增益校正后，供给至直角混频器 121，它

接收来自组件 6 中本机振荡器的本机振荡器信号，该本机振荡器产生高于反射信号频率的频率。混频器 121 传输两个外差低频率信号，其频率是反射信号的频率与本机振荡器的频率之间的差，所述两信号分别用信号 I 和 Q 表示，信号 I 具有零相偏移，信号 Q 具有 90° （直角）相偏移。来自混频器 121 的两个信号供给至模数（A/D）转换器 123，其中一个转换器用于同相信号 I，另一个转换器用于直角相移信号 Q。转换的模数信号随后供给至一个可现场编程的门阵列 106。一种适当的门阵列可以是由 Xilinx 公司供应的选自 Virtex 系列的门阵列。如组件 106 所示，此可编程门阵列具有许多功能，例如它具有内置存储器和信号处理能力。它还具有产生驱动模型以及产生时间增益校正斜坡模型的能力。设置的存储器具有在一定时间期限内存储输入信号的能力，该段时间至少足以收集一帧图像用的数据，并且收集时间与超声能在成像目标 101 内的穿透深度成正比。当需要时，门阵列 106 可以用于收集来自模数转换器 123 的额外原始数据，例如，用于收集例如 2 帧和 4 帧，但一般少于 6 帧的额外图像帧的原始数据，随后平均所述原始数据以提供一帧图像用的提高了信 - 噪比的数据。平均后的原始数据随后可以存储在相同的存储位置。因此，使用者可以选择所需的帧数来进行平均。

因此，门阵列 106 作为数据缓冲器，存储原始数据，直到需要用于图像构造时。图像构造是在图像构造模块 131 中使用数字信号处理（DSP）芯片实现的。一种令人满意的这种芯片是 Texas Instruments（德州仪器）公司制造的 Model No.320TMS6203。借助 DSP 芯片进行图像构造是通过分析接收到的声学信号的幅度来提供灰度级而进行的。数字信号处理芯片 131 的工作可以参见图 5 所示流程图得到最好的说明，图 5 描述了按照本发明进行超声图像重构的方法，详见下文。图像构造仅是 DSP 芯片 131 的功能之一。在微处理器 116 的控制下，通过 DSP 芯片 131 可以实现图像放大功能，多普勒处理和颜色变化（color-flow）。技术熟练人员都知道，在多普勒处理时要分析接收信号和发射信号之间的频率偏移。

微处理器 116 提供了用户界面和用户输入功能。它还具有控制装置用于进行帧平均。该微处理器还连接至可编程门阵列 106, 使用户具有帧平均能力。如图 4 所示, 用户输入设备 137 包括开关(ON/OFF), 时间增益校正(TGC)、放大以及多普勒功能, 利用这些功能, 用户能进行人机通讯。

处于微处理器 116 控制下的帧平均与门阵列 106 有关的帧平均不同, 后者是使用原始数据实现的。借助微处理器 116 的帧平均是在图像构造之后平均视频帧而实现的, 其目的是平滑各帧之间的过渡。

设置一个帧存储器 141, 它连接至微处理器 116, 用于存储一组帧, 例如 4 至 8 帧图像, 以便可以调用所述帧。因此, 举例来说, 可在存储器中存储最新的 5 至 8 帧用于调用。

电子装置用的电源如图 4 所示, 如图所示, 它由适当型号的电池组成, 例如 9V 直流电池, 它供给输出至调压器 147, 以便对图 4 所示系统中的全部电子装置提供稳压电源。电源还具有电源管理组件 148, 它的设置用于控制由电池 146 供给的功率, 以大大节省电池的功率使用。这样就使得有可能使用小尺寸和/或长寿命的电池。这样之所以可能, 是因为电子装置中使用的全部或基本全部半导体芯片设有另一个端子, 它可以称为低功率或睡眠模式端子。微处理器 116 通过功率管理组件 148 作用, 判定特定装置即部分电子装置何时完成它们的功能, 然后将它们置到睡眠模式, 直至需要消耗功率时。例如, 当已向成像目标发射了一个门控超声能脉冲后, 功率放大器 108 和驱动模型组件 107 以及相关的电子装置可以置于睡眠模式以降低功率消耗, 直至向成像目标发射另一门控脉冲时。与此类似, 时间增益校正组件 111, 混频器 121 和模数转换器 123 在它们收集完数据和将数据供给至门阵列 106 后, 也可以置于睡眠模式。仅仅是微处理器 116 是连续地运转, 因为它进行功率管理。换句话说, 在显示器 36 上构造图像时, 全部模拟信号处理电路的低功率运行时间超过超声仪器工作时间的约 90%。微处理器 116 将数字信号处理器 131 产生的图像供给至显示器 36, 它可以是上述的如图 1 所示的液晶显示器。可以设置一个编码器(图中

未示出)，它可以连接至微处理器 116，用于对显示器 36 上的图像进行编码。

电子装置提供的辅助功能示于图 4 的虚线矩形框 152 内。在方框 153 内，数字信号处理器 131 的图像构造，多普勒处理和颜色变化功能被复制和供给至外部显示器适配器 154，它处于微处理器 116 的控制下。外部显示器适配器 154 供给数据至外部显示器 156，例如，它可以是大型的液晶显示器或普通的阴极射线管监视器。数据也可以供给至数据存储器 157，它可用于提供硬拷贝，或者存储数据或供给数据至录相机或 Polaroid®照相机。

本发明小型超声仪器的工作和使用以及本发明的方法可以结合图 5 所示的流程图说明。假设希望在医生的诊室内对患者进行超声诊断检查，例如，探测作为成像目标 101 的腹部区组织。医生可以取图 1 所示的超声仪器 21，用一只手握住并用该手的手指压下开关按钮 37 以接通电子装置的电源。选择所需的可拆卸扫描头 23 连接至壳体 22。设置在可拆卸的扫描头 23 内的非易失性存储装置 59 对所需的壳体 22 中的电子装置进行编程，以便在一个加电期间内对扫描头 23 供电。

可拆卸扫描头 23 的表面 67 随后与患者的皮肤接触，并覆盖腹部区以便观察形成成像目标 101 的有关区域的组织。在液晶显示器 36 上出现的图像描述被观察的有关区域的组织。医生手持超声仪器 21 沿希望的方向在人体皮肤上移动会引起在液晶显示器 36 上出现多处的图像，从而可以根据可拆卸的扫描头 23 的位置，供给医生患者成像目标的各种图像。

在电子装置工作时，由门阵列 106 产生的驱动模型向驱动模型组件 107 供给一个门控脉冲，该脉冲是选定的扫描头 23 的频率的至少一个周期，最好是 3 至 5 个周期，但一般少于 6 个周期，驱动模型组件 107 作为缓冲器和供给功率放大器 108，后者供给放大的门控周期脉冲至发射和接收开关 102，从而至换能器 52 以提供相应的换能器激励，从便产生向成像目标 101 内有关区域组织发射的超声脉冲。为了改善仪器的性能，达到高分辨率的图像，可以借助普通的射线束成形技术

使进入人体的超声能聚焦，这样来改进信-噪比。一般，这是通过插入适当的时间延迟，从而选择性地声穿透成像目标 101 内的组织的相继的部分。这样，选择的有关区域可以按希望的顺序透声。

由人体有关区域组织反射的超声信号返回至换能器 52，在这里它们转换成电信号，通过发射和接收开关 102。应该理解，如果希望，可以使用单独的换能器用于发射，以及使用另一个换能器用于接收，而不是使用单个换能器，例如换能器 52 兼顾与发射和接收开关 102 有关的发射和接收。

来自上述发射和接收开关 102 的电信号通过时间增益校正放大器 111，通过混频器 121，提供模拟形式的电信号的同相和异相分量 I 和 Q。这些模拟信号在模数转换器 123 内数字化，供给至门阵列 106 的存储器，在这里它们被收集以形成人体组织的单帧图像，它来自单个换能器激励，或者在希望时，来自少于 6 个的多个换能器激励。该存储器存储单帧图像的电信号，将每个接收的电信号的大小，相位角和接收时间存储起来。

在数字信号处理器 131 内进行的图像构造是进行图 5 所示的步骤。因此，如步骤 161 所示，在存储电信号空间中选择一个波包，其取样点以待计算的选定点 (x、y) 为中心。此后如步骤 162 所示，计算由超声换能器 52 内选定的超声元件至以 (x、y) 为中心的波包的距离 (i)。由于 $d=rt$ 和 $t=d/r$ (式中 d—距离，r—运动速率，以及 t—运动时间)，至被研究的组织取样点的运动时间可以根据已知的运动距离除以运动速率来确定。距离可以根据已知的超声能在组织中的运动速率乘以时间来确定。因此，如步骤 163 所示，可将距离转换为时间以选择取样点在此之后为步骤 164，它是在最近的取样点和待计算点之间内插相位和大小，以确定该被计算点的校正相位和大小。在此之后，如反馈回路 166 所示，对换能器阵列中每个超声元件进行同样的步骤。在所有点已计算后，这些点累加，如步骤 167 所示，并考虑代表计算点的每个矢量的方向和大小，以提供图像值。

在此之后，在步骤 164、166 和 167 进行后，x 和 y 按反馈回路 168

所示增加,一般是依次地一次增一,以获得下一待计算的波包的中心,直至全部的 x 和 y 点按上述方式完成计算。选择 x 和 y 参数以获得最佳图像。例如,它们可以为方形、矩形或椭圆形,以达到最佳图像。例如,使用 64 个元件的换能器,对每个元件可以选择 5 个不同的点,以提供总共 320 点,以便产生希望的计算点。这种程序继续用于观察场内的每一点,以获得完整构造的图像。

在这些步骤完成后,可以进行图 5 所示的后期处理步骤。因此如步骤 171 所示,可以进行用户灰度级校正以达到希望的对比度。此外,可以使用图像过滤以提供边缘增强,如果希望这样做。还可以进行普通的后期处理步骤,它包括多普勒处理和颜色变化。再如图 5 所示,在步骤 172 内图像数据可以供给至显示器驱动程序或处理器。

按照本发明可以看出,是从单个换能器激励收集数字化的电子信号来用于形成人体有关区域组织的单帧图像,这使图像具有确定性。如前面解释的那样,如果希望,可以对另外的少于 33 个换能器激励进行平均来用于单帧图像,就有可能在极短的时间内以极高的速率构造图像,这是因为事实上仅需要收集最少数量的数据,即由单个换能器激励或最多由少于 6 个激励即可以构造图像。因为全部信息都在此单帧中,所以可以将图像放大,直至换能器阵列的分辨率。本发明的仪器和方法可以提供一种帧速率,它大大高于普通的帧速率 32-35 帧/秒,例如为 3000 至 7000 帧/秒。

使用本发明的方式构造图像,一般仅收集来自单个换能器激励的数字化数据来构造图像,这样对患者的超声能剂量减少。使用可拆卸的扫描头有可能迅速地选择工作频率,以及由直线阵列改变为相控阵列或曲线阵列,而同时保持相同的壳体和电子装置。因此,在仪器 21 内形成模块装置,它具有各种超声图像诊断能力,可以产生各种图像。

实现本发明超声仪器的另一实施例为图 6 所示仪器 201 的超声引导探头的放置。仪器具有探头导架 202,它由适当的材料如塑料制成。探头导架 202 由架身 203 组成,它设置彼此间隔的平行的向前伸出的第一和第二脚柱 206 和 207,它们与架身 203 整体制成。架身 203 和

相邻的脚柱 206 和 207 带有连续的下平表面 208, 它适合放置在患者的皮肤上接触和可在患者的皮肤上移动。架身 203 设置长条的横向延伸的缺口 211, 它可接纳上述超声仪器 21 的扫描头 23 以及将其保持在倾斜的位置, 例如, 相对于平表面 208 呈 45° 角。缺口 211 直通至底平面 208 从而使扫描头 23 可以与皮肤 209 表面接触, 覆盖人体有关区域的组织。

托架 213 滑动地安装在脚柱 206 和 207 上, 以及可以沿脚柱的长度移动。托架 213 通常是平板元件 214 的形式, 跨过间隙 216, 在平板元件 214 相对的两端设置一对彼此间隔的悬垂的凸缘 217, 并与脚柱 206 和 207 的外表面接合。在平板元件 214 上设置开口 218, 覆盖脚柱 206 和 207 的上表面, 并使得能够看见脚柱上表面上设置的有间隔的刻度标记 219。设置在上表面的刻度标记 219 提供了逐渐增一的刻度读数, 例如, 在由架身 203 至脚柱 206 和 207 最前端延伸方向上每个脚柱上的数字为由 1 至 9。探头引导元件 221 与平板元件 214 制成整体, 以及向上和向前伸出适当的角度, 例如 45° 。探头引导元件 221 设置纵向延伸的缺口 222, 它的横剖面为大致的半圆形。缺口 222 的尺寸适合接纳各种尺寸的探头, 例如带有锐尖 227 的皮下探针 226, 它安装有注射器 229。注射器 229 可以用于手操作抽血。

显示器 36 也配置刻度 231, 它相当于标记 219 形成的刻度, 读数也是逐渐增一, 例如, 由屏幕的顶部至底部为由 1 至 9。在显示器上绘有在显示器 36 的两侧边之间的中央垂直延伸的直线 233, 它与探头引导元件 221 的缺口 222 对准。

假设希望使用图 6 所示的仪器 201 由脉管, 例如, 由患者皮肤下的静脉抽血, 在仪器 201 上移动的探头导架 202 在患者的皮肤 209 上移动, 直至在屏幕 36 上出现希望的图像。探头导架 202 这样定位, 使图像与直线 233 对准和以直线 233 为中心。随后观察刻度 231 和图像相对于刻度的位置。托架 213 也移动至刻度 219 上相同的数字位置。探针或探头 226 可以随后放置到缺口 222 内, 或者探头 226 也可以预先放置到缺口 222 内。探针 226 可以按探头引导元件 221 确定的角度

通过皮肤 209 插入，从而进入目标组织 236，插入目标组织的运动可以在显示器 36 上观察。一旦到达目标组织，即可进行计划的操作，例如，抽血、取活组织或其它程序，这时使用借助探头引导元件 221 定位的探头进行。一旦程序完成，探头或探针 226 可以拔出，在此之后探头导架 202 可以撤去和放置到不同的位置，如果希望这样做。

实现本发明的超声仪器的另一实施例示于图 7 和 8。在图中所示的超声仪器 251 是与上述图 1、2 和 3 所示超声仪器很相似的仪器，它的原理不同之处是仪器分离成为两个组件，其中一个是主模块 252，另一个是显示器模块 253。这些模块分别具有壳体 256 和 257，它的尺寸通常与人手配合。主模块 252 设置可拆卸的扫描头 258，它与上述的可拆卸的扫描头 23 类似。主模块 252 还设置带有换能器 261 的窗口 259，它的型号如前述，并覆盖有如前述的匹配层和透镜 262。

显示器模块 253 的壳体 257 设置窗口 266，在其中设置液晶显示器 267，它与前述的液晶显示器 36 相似。壳体 257 还具有狭缝 268 用于接纳印刷电路板，例如工业标准的 PCMCIA 电路板。连接器 269 安装在壳体 257 上作为打印机的接口，当希望时可以连接至打印硬拷贝的打印机。电路板狭缝 268 也可用于接纳存储器电路板，以便存储图像供个人电脑或笔记本电脑随后使用。

在主模块 252 和显示器模块 253 之间设置建立联系的装置，它是由操纵缆 271 组成。操纵缆 271 可以是任何适当型号的软线。为了提供增加的灵活性，希望使用光纤软线用于两个模块之间的联系。然而，应该理解，也可以使用其它型号的操纵缆，例如使用多导体电缆。代替的方案是，为了获得更大的灵活性，可以在两个模块之间设置射频或红外线连接，从而使显示器模块 253 与主模块实质上分离。这样一来，主模块 252 可以与壁挂式显示器匹配或连接至普通的阴极射线管监视器。

主模块和显示器模块 252 和 253 如图 8 所示可以可拆卸地以蛤壳式固定到一起，例如在每个壳体 256 和 257 的背面设置 Velcro® 条带，这样它们接合到一起和作为一个组合件携带，在使用时容易彼此分离

开。

在图 7 和 8 所示仪器的使用时，主模块 252 可以被医生的一手握住在患者身体上移动，而显示器模块 253 被另一手握住。这样就使医生感到很方便，因为显示器组件可以放在医生的面前，当主模块在患者身体上移动时便于观察，如果显示器是放置在主模块上，医生观察显示器就很困难。

在超声仪器 251 中使用的电子装置与上述仪器 21 中使用的电子装置相似。其电子装置主要设置在主模块 253 内，但是它们用操纵缆 271 互联至任何设置在显示器模块内的电子装置。提供用户接口的控制器 272 一般设置在主模块 252 上。然而，应该理解，如果希望，至少部分控制器可以按希望设置在显示器模块上。

在本发明的超声仪器的某些用途中，可能希望获得目标组织的多个图像以便能产生动态显示，来帮助医生作出诊断。为此目的使用的超声仪器 301 示于图 9。如图所示，超声仪器 301 具有上述型号的壳体 302，它适合手握和设置可拆卸的扫描头 303。壳体 302 和扫描头 303 通常可以是与上述壳体 22 和可拆卸的扫描头 23 相同的型号。然而，它设置触发机构 306 因此仅在发生触发事件时才会获得一个图像，而不是连续地获得图像，例如 20 帧/秒。触发机构 306 用于以记录在存储器内的不同空间间隔产生图像，因此这些图像可以按照无限循环的形式回放，以提供被观察组织的动态图像。因此，举例来说，如果人体内的肿瘤成像，可以用不同的空间间隔在不同的时间获取图像，这样就有可能判断肿瘤是长大或收缩。如图 9 所示，触发机构 306 可以由设置在扫描头 303 一端的附件 307 组成，如图所示它形成扫描头的整体部分。附件 307 具有 T 形脚柱 309，它滑动地安装在设置在长条支承元件 312 内的 T 形狭槽 311 内，它作为扫描头 303 和与其连接的壳体 302 的支承的引导件。支承元件 312 具有下表面 313，它适合放置在被研究的人体皮肤上，覆盖组织。当这样定位后，附件 307 和扫描头及壳体 303 和 302 可以在 T 形狭槽内沿箭头 316 所示的两个方向中任一方向纵向移动。

触发机构 306 还具有装置用于以不同的空间间隔顺序地触发设置在壳体 302 和扫描头 303 内的电子装置。这些触发装置可以是任何适当型号的,例如在扫描头内携带的光学扫描器 321,它邻接附件 307,观测一个外部的、平坦的、总体上垂直的表面 322,该表面沿支承元件 312 的长度延伸,其上设置刻度 323,刻度呈一组等间距的垂直标记形式,例如,可以是黑色的或其它暗色的,以便明显地区别于刻度 323 的背景,以提供对比度便于使用者观察。借助在支承元件 312 上设置刻度 323,支承元件也可以作为尺子。因此,如果希望,可以设置带有刻度 323 的其它支承元件 312,它具有以不同方式彼此间隔的标记。例如,尺子可以具有间隔更小的标记,用于在较小的人体组织,如小器官获取多个图像。或者,其它尺子可以具有间隔更大的标记,用于在较大体积上获得顺序的图像。

超声仪器 301 的操作和使用简述如下。假设希望获得患者一个器官的图像,例如在下腹部区。医生仅需用手握住壳体 302 和随后放置支承元件 312 到患者的皮肤上以及同时使扫描头 303 接触患者的皮肤。可以随后获得顺序的图像并存储在存储器中,其方法是移动壳体 302 和扫描头 303 携带的附件 307 (扫描头 303 在支承元件 312 的纵向移动,支承元件 312 具有刻度 323) 以获得患者皮肤下面被分析器官或组织的顺序的图像。由于图像的触发是处于刻度 323 上的条带或标记的控制下,图像是以器官不同的空间间距获得的,具有相等的距离,与扫描头 303 相对于支承元件 312 的刻度 323 的移动速度无关。这样获得的图像可以存储在前述的壳体 302 携带的随机存取存储卡内。这些图像也可以存储在超声仪器的电子装置的存储器中,随后可以回放以便在壳体 302 携带的显示器 326 上显示动态图像。或者,非易失性随机存取存储卡可以取下和插入笔记本电脑或其它装置中,以显现连续的图像来获得研究的器官的动态图像。

如前所述,根据器官的尺寸,可以选择取决于器官尺寸的不同的空间间距,仅需改变使用的支承元件 312。带有希望间距的支承元件 312 可以彼此替换,以获得希望的动态图像。

按照本发明应该理解, 可以使用各种型号的触发机构, 例如, 可以使用机械轮与壳体一起运动, 以触发图像获取。磁力触发也可顺利地用于这种机构。

能获取动态图像的本发明的另一实施例示于图 10。所示的超声仪器 331 具有壳体 332, 它带有上述型号的可拆卸的扫描头 333。超声仪器 331 的本实施例的触发机构 336 具有第一和第二对彼此间隔的三角形脚柱 337 和 338, 设置在扫描头 333 相对的两端。脚柱 337 和 338 用销钉 339 铰接在扫描头 333 上。脚柱 337 和 338 具有下平面 341, 它们彼此间间隔并相互平行, 通常对准扫描头 333 的下末端。在扫描头 333 的一端携带光学阅读器 346, 它适合于观察在脚柱 338 的内表面上按角度间隔的标记 348 形式的可以被光学阅读器 346 看到的弧形刻度 347。标记 348 按角度间隔, 因此, 当壳体的扫描头 332 和 333 相对于脚柱 337 和 338 携带的销钉 339 摆动时, 光学阅读器将顺序地观察这些标记以引起电子装置的触发和获取顺序的图像, 图像的间距在组织的扇形扫描区内径向大致相等。可以进行径向间距更小或更大的扫描, 方法是以具有不同刻度的可以被光学阅读器 346 扫描的其它脚柱代替脚柱 338。如前所述, 这些图像可以存储在电子装置的存储器内, 或者存储在插入壳体 332 内的单独的非易失性存储卡中, 这样, 以后可以在独立的装置如笔记本电脑上在其他位置查看。在由于空间的限制而很难进行直线成像的情况下, 这种扇形动态图像可能是非常希望的。例如, 对于颈动脉管的成像, 扇形动态图像可能非常适合。

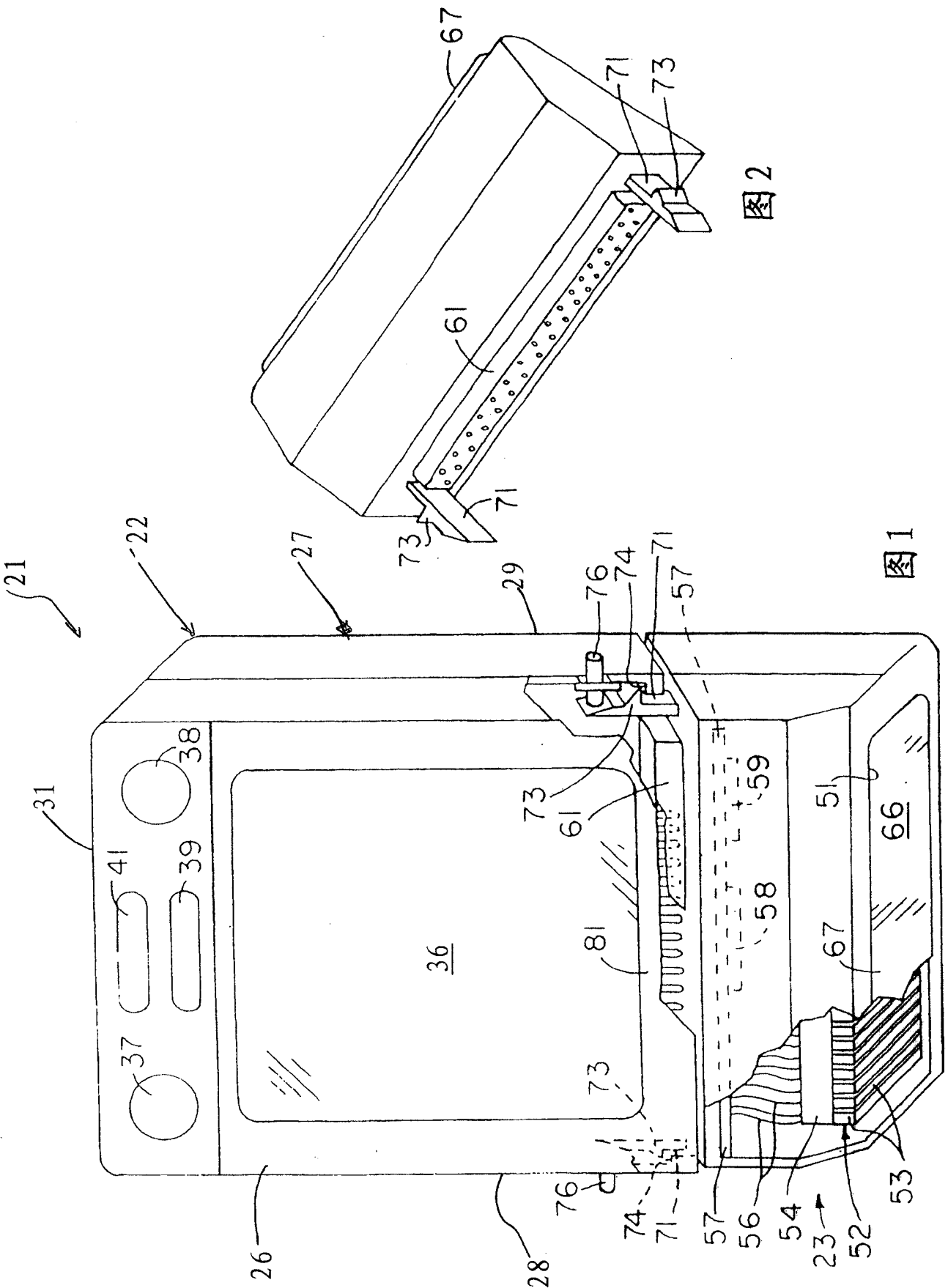
动态成像用作一种使用二维图像逼近三维空间的方法, 这种方法是借助沿器官的长度以相等的间距获得一系列被检查器官的图像。得到的图像顺序地回放从而提供所选择位置的三维图的感觉。借助目标组织与超声显示图像的对准, 可以将套管和探头精确地引导进入适当的穿透深度。本发明的仪器和方法特别适合于急救医学。它还非常适合于产科和妇科, 软组织活检, 血管进入和心脏病学。

实现本发明的另一种超声仪器是示于图 11 的超声仪器 351。超声仪器 351 也具有上述种类的手握壳体 352, 它也包容上述的电子装置。

超声换能器不是设置在连接至壳体的可拆卸的扫描头内，而是设置在借助电缆 356 连接至壳体的探针 353 内。探针 353 由手柄 361 组成，它的长度和尺寸适合与手掌配合。手柄 361 设置滑杆 362 沿手柄的纵向滑动地安装以及具有向上伸出的按钮 363，按钮通过设置在手柄 361 顶面的长条狭槽 364 伸出，可以用握住手柄 361 的手的拇指接触而在狭槽 364 内移动按钮 363。刚性轴 366 固定在滑杆 362 上，可与滑杆 362 一起滑动，并携带有探针头 367，该探针头具有一个锥形尖 368。在探针头 367 内设置换能器（图中未示出），它可以是普通型号的，它可以是直线换能器，或者扇形扫描换能器。

柔性的电缆 369 由换能器伸出和连接至电缆 356。上述型号的触发机构 371 设置在手柄 361 内，以及如图所示，它可以是光学阅读器 372，借助导体 373 连接至壳体 352 内的电子装置。光学阅读器用于扫描在滑杆 362 下面的刻度 374，它具有一组在滑杆 362 下面的纵向有间距的标记。因此，当滑杆被按钮 363 的操作移动时引起探头 367 的纵向移动，从而以隔开的间距获取图像。与前面的实施例相同，这些图像在被检查的组织内以希望的距离彼此间隔，与处于按钮 363 控制下的滑杆 362 的移动速度无关。与以前的实施例相同，这些图像可以回放以提供动态图像，或者代之以取下非易失性存储卡例如用便携式电脑在另外的地方观察。图 11 提供的超声仪器 351 可以用于一系列的医学领域。例如过直肠或过阴道成像，以及一系列泌尿科的其它用途，例如检查前列腺或检查消化道的局部肿瘤。

从上述可以明确了解，提供的超声仪器是小型化的，它非常紧凑和操作简单，形成一帧图像的方法是从数目少于 33 个的，最好是仅从一个换能器激励收集组成一帧图像的全部数据大大减少了功率消耗。所述的电子装置可能以将可获得的目视分辨率提高到换能器阵列的固有分辨率。所述的电子装置还可以输出预处理数据用于以最佳方式进行处理，以在较高或较低分辨率的显示装置上显示。



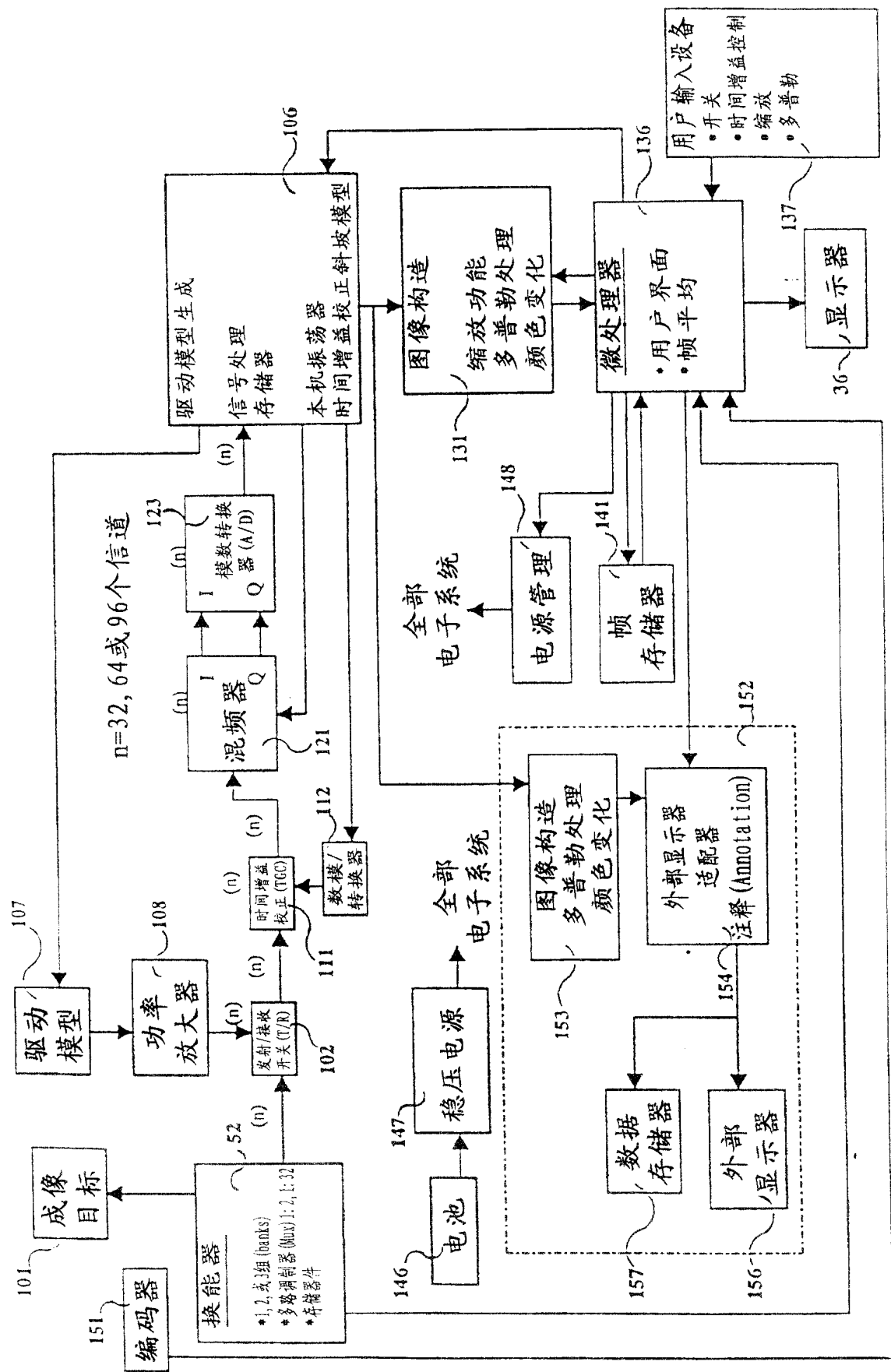


图4

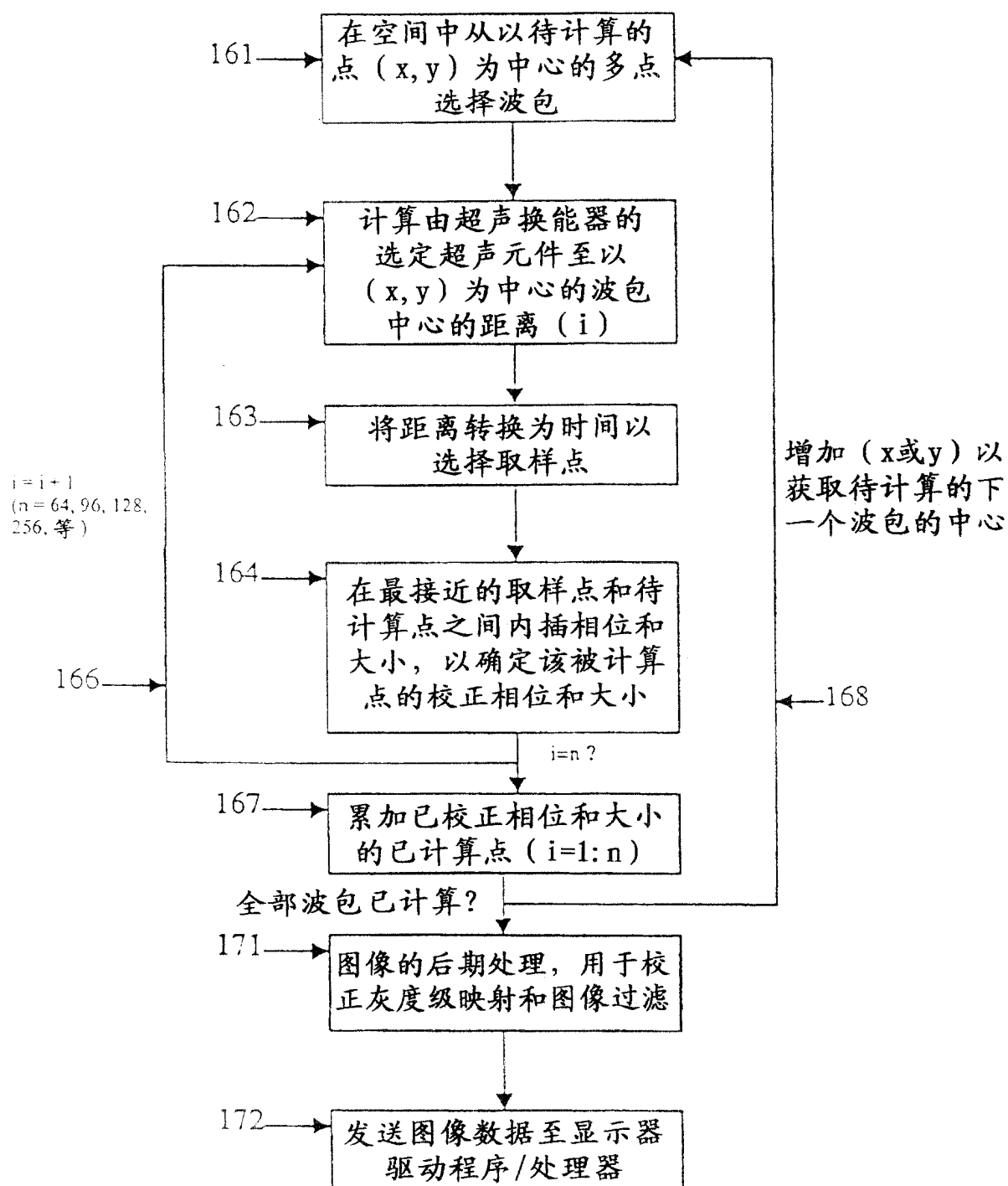
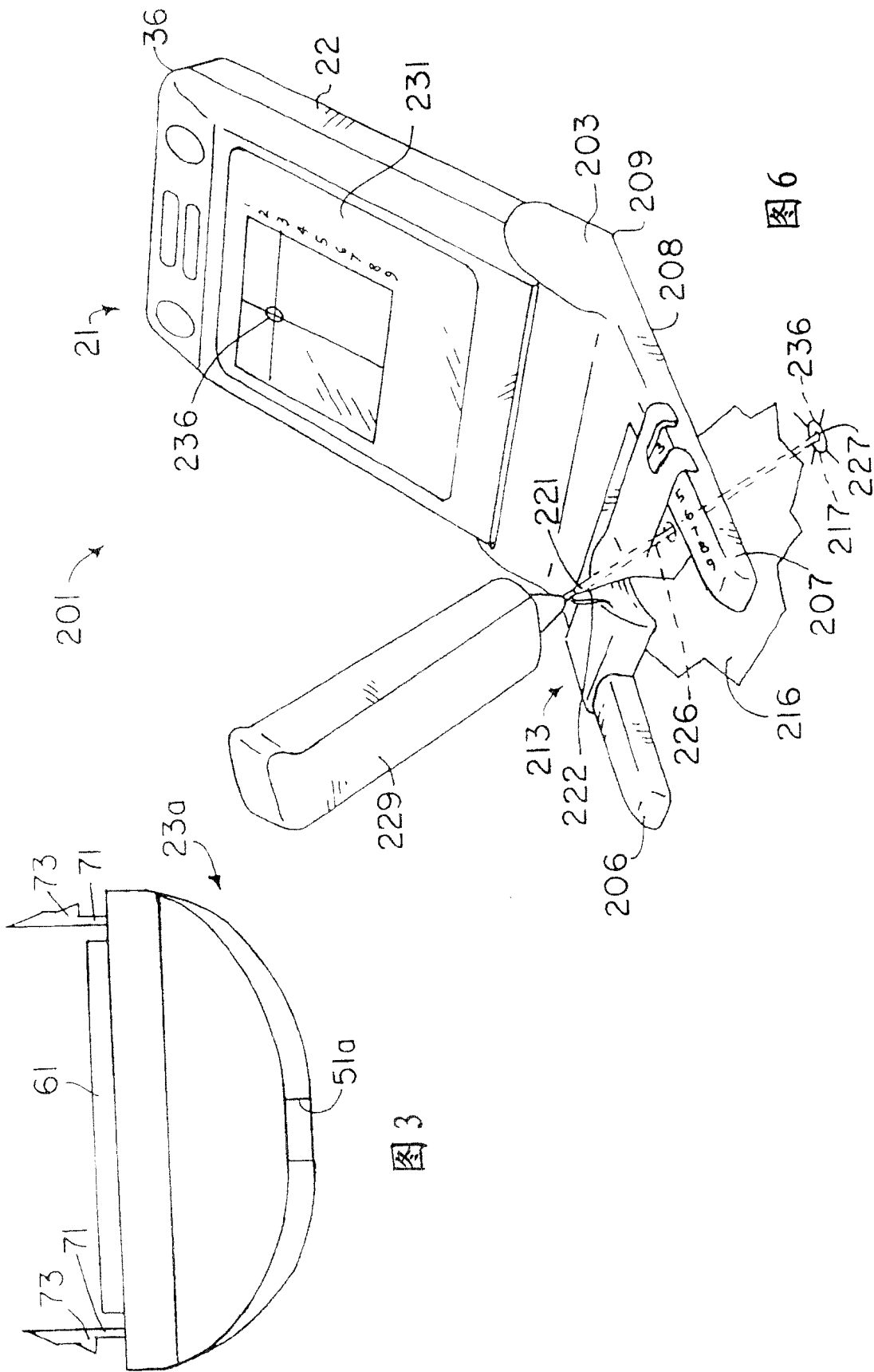
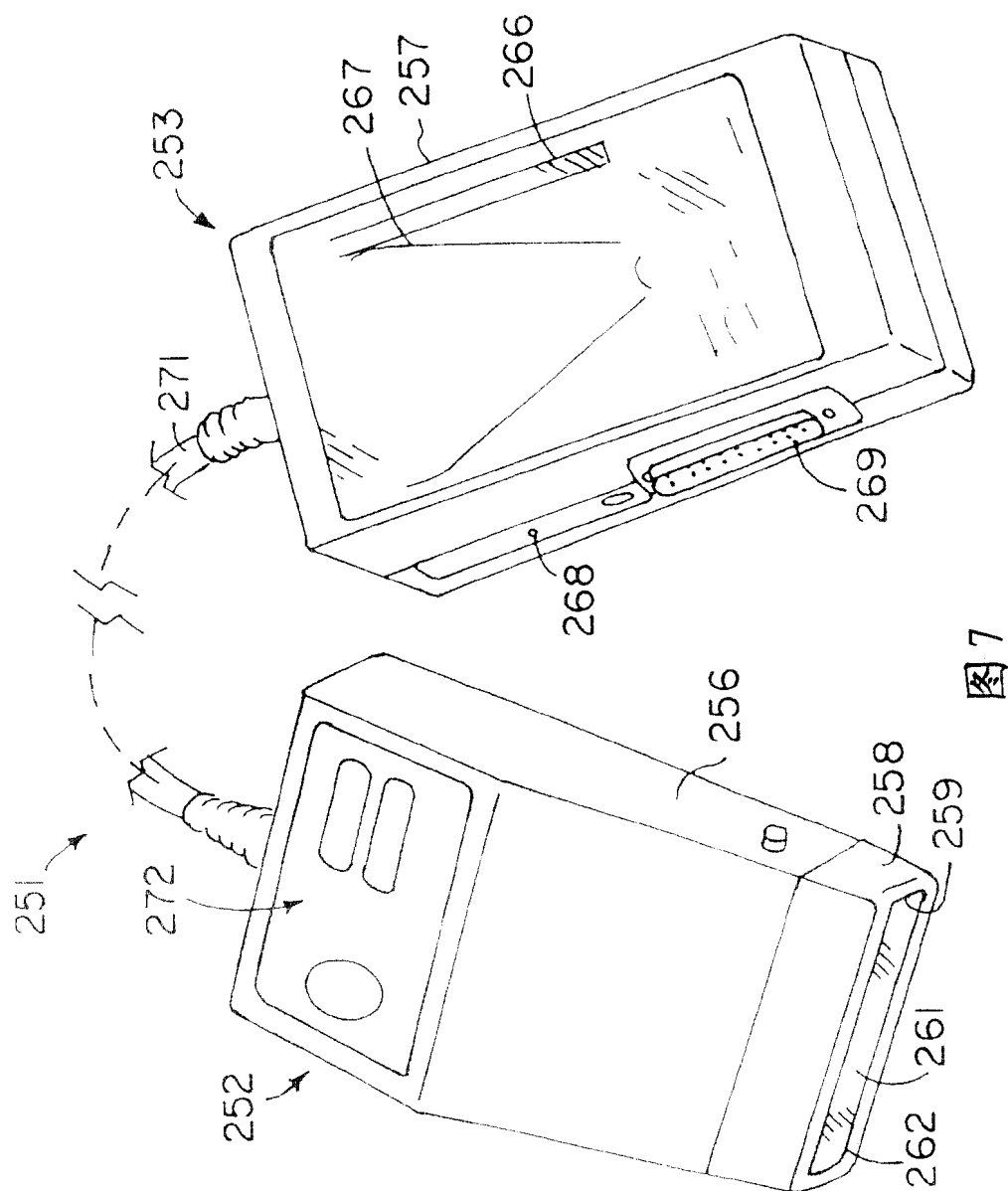
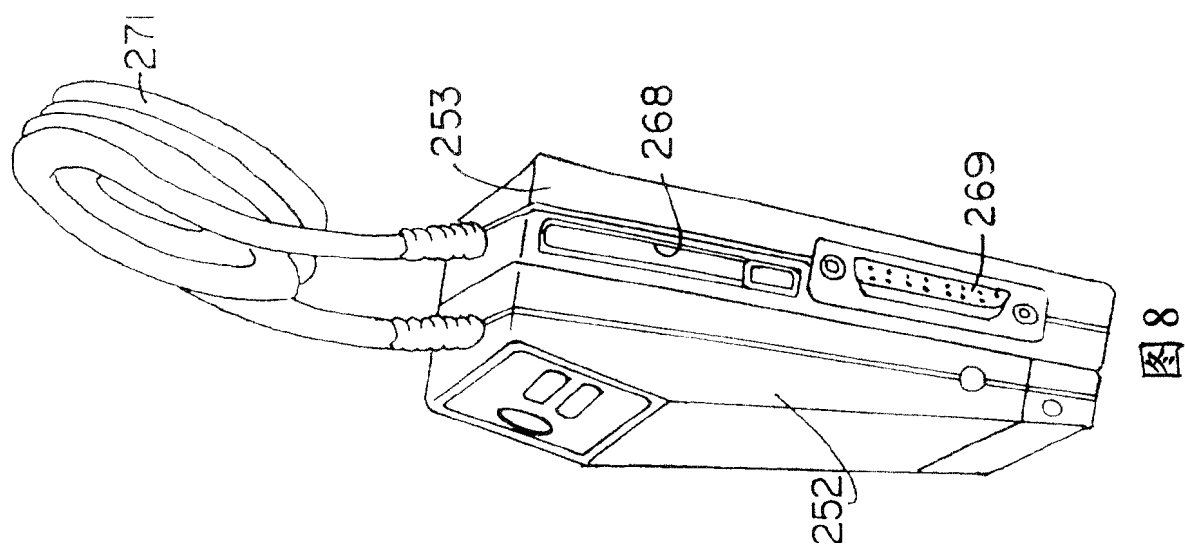


图 5





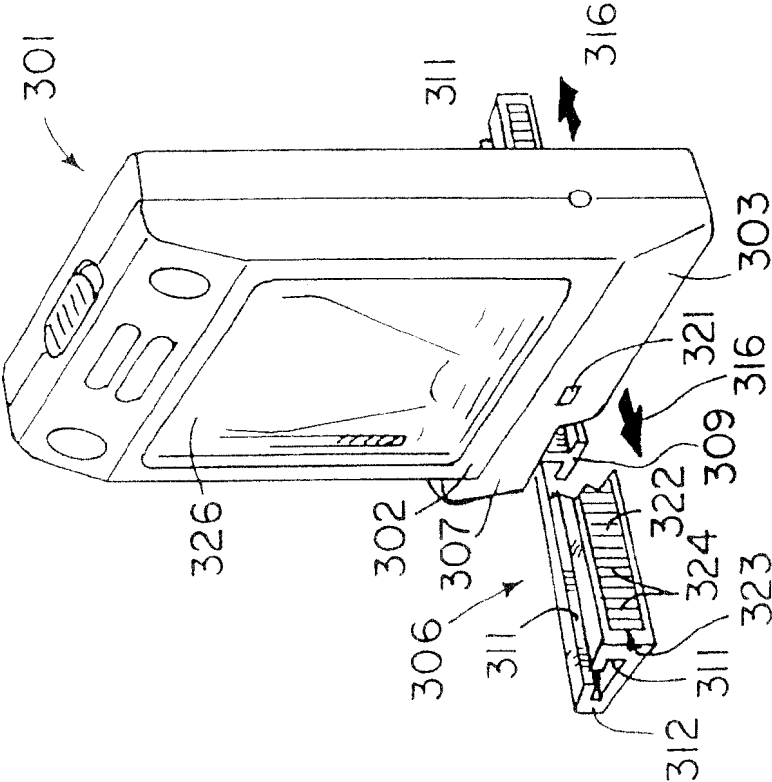


图 9

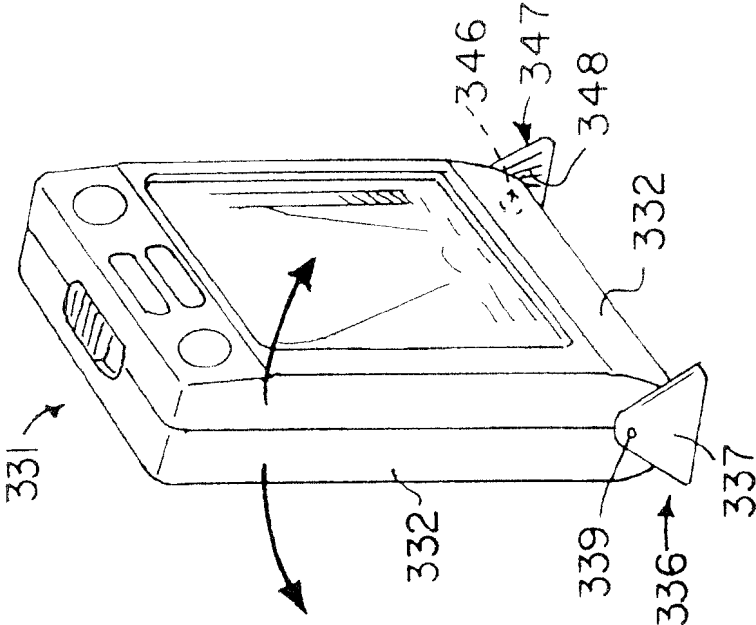


图 10

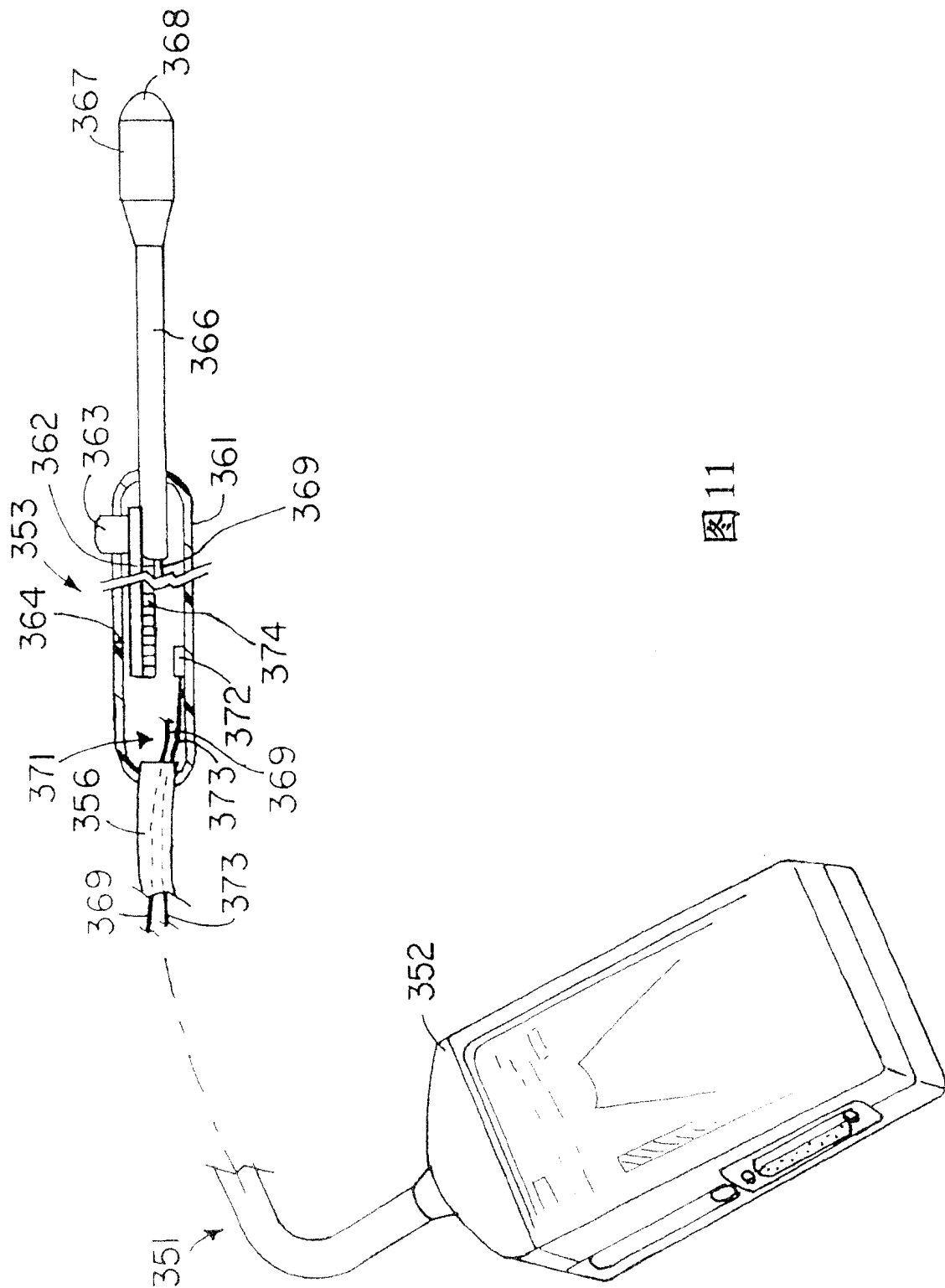


图11

专利名称(译)	小型超声仪器和方法		
公开(公告)号	CN100407997C	公开(公告)日	2008-08-06
申请号	CN00813433.2	申请日	2000-08-16
[标]申请(专利权)人(译)	诺瓦索尼克斯公司		
申请(专利权)人(译)	诺瓦索尼克斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	诺瓦索尼克斯公司		
[标]发明人	米尔A伊姆兰 格伦W麦克劳克林 威廉D利普斯 詹姆斯M布伦南		
发明人	米尔·A·伊姆兰 格伦·W·麦克劳克林 威廉·D·利普斯 詹姆斯·M·布伦南		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06 A61B8/08 G01S15/89		
CPC分类号	G01S15/8979 A61B8/468 A61B8/465 G01S7/5208 A61B8/08 A61B8/463 A61B8/4455 G01S7/52082 A61B8/0866 A61B8/467 A61B8/462 A61B8/0833 A61B8/06 G01S15/8981 A61B8/4438 A61B8/13 G01S7/52084 A61B8/488 G01S7/52034 G01S7/52096 G01S7/52079 A61B8/4209 A61B8/4427 A61B8/469 A61B8/56		
审查员(译)	刘明霞		
优先权	09/378175 1999-08-20 US		
其他公开文献	CN1376040A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种超声仪器，用于检查人体有关区域内的组织区，它具有：带观察口的壳体；由超声元件阵列组成的超声换能器，该超声元件阵列设置在观察口内，并具有固有的分辨率；能透过超声波的装置，它设置在壳体上，形成覆盖超声元件阵列的阻抗匹配透镜，并具有可以与人体接触的表面；用于将发射的电脉冲供给到用于实现单次激励的换能器的装置，以将超声信号引入人体由有关区域内的组织区反射，上述换能器可以转换由人体内反射的超声信号而提供所述组织区的原始数据电信号；用于数字化和存储所述电信号的装置；以及用于处理所述数字化电信号而从单个组织区的原始数据形成一个图像帧并利用一系列图像帧产生视频图像的装置。

