



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200580010820.8

[45] 授权公告日 2009 年 4 月 29 日

[11] 授权公告号 CN 100482174C

[22] 申请日 2005.3.22

CN1422599A 2003.6.11

[21] 申请号 200580010820.8

US5090414A 1992.2.25

[30] 优先权

DE4420220A1 1995.12.21

[32] 2004.4.2 [33] US [31] 60/559,321

审查员 马 薇

[86] 国际申请 PCT/IB2005/050984 2005.3.22

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

[87] 国际公布 WO2005/094689 英 2005.10.13

代理人 原绍辉 黄力行

[85] 进入国家阶段日期 2006.9.30

[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 D·贝克 T·弗雷 J·哈特

[56] 参考文献

JP2003-230568A 2003.8.19

权利要求书 2 页 说明书 4 页 附图 3 页

CN87207131U 1988.2.3

US5740804A 1998.4.21

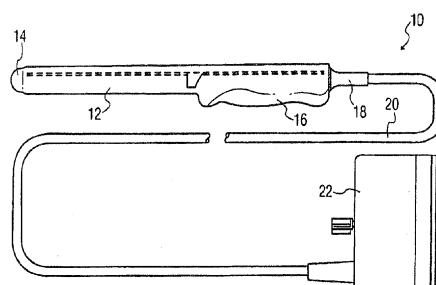
US6592520B1 2003.7.15

[54] 发明名称

用于 3D 成像的腔内超声探测头

[57] 摘要

一种腔内超声探测头，包括枢转安装的阵列换能器，后者被振荡以从人体内部扫描立体区域。该换能器由位于探测头手柄中的电机进行振荡。该阵列换能器浸没在液体中，该液体在换能器元件与人体之间声学耦合超声能量。该声学耦合液体位于探测头轴的末端中，那里仅需要 6cm³ 的液体。少量的液体减轻了探测头轴的重量从而探测头的重心位于手柄中，使得探测头舒适并易于操作。探测头轴的大部分零件由铝或其他低密度材料制成，保持探测头的总重大约为 250 克。



1. 一种用于从身体内扫描立体区域的腔内超声探测头，包括：
在探测头使用期间被握持的手柄部；以及
在探测头使用期间被插入体腔中的具有末端的轴部；
位于该轴部末端的枢转安装阵列换能器；
位于该手柄部中的电机；
耦连于电机和阵列换能器并用于在扫描期间移动该阵列换能器的驱动机构；以及
位于该轴末端的液槽，其一部分在扫描期间位于阵列换能器和该轴末端之间，
其中该探测头的重心位于该手柄部中。
2. 根据权利要求1的腔内超声探测头，其中所述腔内超声探测头还包括位于该轴部末端中的换能器座组件，并且该阵列换能器被枢转安装于该换能器座组件上，
其中该液槽位于该换能器座组件内部。
3. 根据权利要求2的腔内超声探测头，其中该换能器座组件具有在该轴部末端76.2 mm之内的接近终端，
其中该液槽中液体总量的75%包含在换能器座组件中。
4. 根据权利要求3的腔内超声探测头，其中换能器座组件具有在该轴部末端的38.1 mm之内的接近终端。
5. 根据权利要求4的腔内超声探测头，其中液槽中液体总量的90%包含在换能器座组件中。
6. 根据权利要求1的腔内超声探测头，其中该液槽具有小于25cm³体积的液体。
7. 根据权利要求6的腔内超声探测头，其中该液槽具有小于10cm³体积的液体。
8. 根据权利要求7的腔内超声探测头，其中该液槽具有6cm³体积的液体。
9. 根据权利要求1的腔内超声探测头，其中该液槽中液体总量的90%位于占该轴部长度25%的大部分末梢内。
10. 根据权利要求9的腔内超声探测头，其中该液槽具有小于10cm³体积的液体。

11. 根据权利要求1的腔内超声探测头，还包括具有主体并位于该轴部末端中的换能器座组件，该阵列换能器被枢转安装于该换能器座组件上，该换能器座组件的主体由轻于不锈钢的材料形成。

12. 根据权利要求11的腔内超声探测头，其中该阵列换能器通过换能器支架枢转安装于该换能器座组件，

其中该换能器支架由轻于不锈钢的材料制成。

13. 根据权利要求12的腔内超声探测头，其中该换能器支架包括位于该阵列换能器后面的固体，它取代换能器座组件中否则将被液体占据的空间。

14. 根据权利要求12的腔内超声探测头，其中该换能器支架是锥形的从而更容易穿过液槽。

15. 根据权利要求11的腔内超声探测头，其中该换能器座组件包括由不锈钢制成的磨损面。

16. 根据权利要求15的腔内超声探测头，其中该磨损面是驱动机构的一部分。

17. 根据权利要求11的腔内超声探测头，其中该探测头的重量小于400克。

18. 根据权利要求17的腔内超声探测头，其中该探测头的重量小于300克。

19. 根据权利要求18的腔内超声探测头，其中该探测头的重量250克。

20. 根据权利要求18的腔内超声探测头，其中该轴中由至少等于不锈钢密度的材料制成的仅有元件是驱动机构的元件。

用于3D成像的腔内超声探测头

技术领域

本发明涉及医学诊断成像系统，尤其是涉及用于三维成像的超声诊断成像系统中的腔内探测头。

背景技术

腔内超声探测头用于从人体内部进行人体成像已经许多年了。从人体内脏内部成像可更为直接地成像而无需将超声波传送穿过中间组织和人体结构。例如，贯穿食道的探测头可从食道或胃为心脏和腹部器官成像，而免除穿过或绕过肋骨发送和接收超声波的需要。本发明涉及插入在阴道（IVT探测头）或直肠（ICT探测头）的腔内探测头以对宫颈、子宫或前列腺成像。

过去，IVT和ICT探测头已经可以从人体内部扫描二维图像区域。这可以用阵列换能器或振荡单晶换能器来实现，其将扫描出人体的扇形区域。通过使阵列换能器元件弯曲从而完全围绕探测头的末端，可以扫描出近似180°的扇形。典型的IVT腔内探测头10显示在图1中。这种探测头包括长度约为6.6英寸（约16.7厘米）且直径约为一英寸（2.54 cm）的插入体腔中的轴部12。超声换能器位于该轴的末端14。该探测头在使用中通过手柄16被握持和操作。该手柄的端部是用于电缆20的电缆冒口18，该电缆延伸大约3-7英尺并终止于连接器22，该连接器将探测头耦连于超声系统。典型的IVT探测头可具有长12英寸（30.48 cm）且包括电缆20和连接器22在内约重48盎司（150克）的轴与手柄。

近年来，超声系统已被提出具有三维（3D）成像能力并且腔内探测头已被用于执行3D成像。通常这通过将静态附着于末端的阵列换能器更换为可在竖直方向内快速振荡的阵列换能器来实现。这种振荡将使被扫描的图像平面掠过立体区域，获得能够被还原为三维立体图像的多个相邻平面图像。然而，在采用早期的振荡单晶或环形阵列换能器的情况下，3D探测头的振荡阵列换能器必须被包含在液体中，换能器可穿过该液体振荡并且该液体非常能传送超声波。通常这种液体将是水或例如矿物油的油基溶液。该液体最好为生物相容的，从而在泄漏的情况下不会使病人的组织损坏或发炎。

这些机械振荡3D阵列探测头将用于振荡驱动的电机整体容纳在探测头的手柄中，从而使其保持在病人体外。然后这种电机位置要求用于振荡机构和换能器的液体隔间，该液体隔间延伸穿过探测头的轴与末端的大部分或全部。该位于探测头轴内的液体将包括探测头重量的大部分，导致探测头的重心位于手柄前方并且位于探测头的轴内。这种不平衡使得腔内探测头笨拙并难于轻松操作。期望减少探测头的前方重量和平衡，从而3D腔内探测头将在诊断过程中易于操作。

发明内容

根据本发明的原理，3D腔内探测头包括末端中的阵列换能器，该末端扫掠以扫描立体区域。阵列换能器由位于探测头手柄中的电机进行扫掠。该阵列换能器容纳在位于探测头末端的液体腔中并需要小于10cm³的液体。其结果是，轴与手柄的重心位于手柄而非轴，使得探测头在使用中更易于并更适于握持和操作。

根据本发明的另一方面，阵列换能器安装在由低质量材料制成的阵列座上并取代否则将充满液体的腔室空间，从而减少腔室的液体体积。除了阵列驱动机构的关键磨损面之外，轴和轴元件也由例如塑料和铝的低质量材料制成。因此，探测头的重量小于现有技术中3D腔内探测头重量的三分之二。

根据本发明的一个方面，换能器座组件具有在轴部末端76.2 mm之内的接近终端，其中该液槽中液体总量的75%包含在换能器座组件中。

根据本发明的另一个方面，换能器座组件具有在轴部末端的38.1 mm之内的接近终端。

附图说明

附图中：

图1描述了现有技术的典型腔内超声探测头。

图2描述了本发明的用于三维成像的腔内探测头的侧视图。

图3是本发明的3D腔内探测头的横截侧视图。

图4是本发明的3D腔内探测头的末端组件的透视图。

具体实施方式

现在参见图2，本发明的腔内超声探测头30被示出。探测头30包括手柄部36，借助于该手柄部使用者在使用过程中握持手柄进行操作。

手柄的后部是用于探测头电缆（未示出）的电缆冒口18。从手柄36的前端延伸的是探测头的轴32，该轴终止于末端的圆顶状声学窗口34，成像期间超声波穿过该窗口传送或接收。包含在轴的末端中的是换能器座组件40，该组件还显示在图3中轴的横截面图中以及图4中的无盖视图中。凸面弯曲的阵列换能器46附接于组件40末端的换能器支架48。该换能器支架48通过其枢转轴线49枢转安装以在探测头的末端来回摇摆，从而使图像平面掠过探测头前方的立体区域。换能器支架48由振荡驱动主轴50摇摆，该驱动主轴从电机以及手柄36中的位置传感器60延伸至换能器座组件40。驱动主轴50延伸穿过轴中的隔离管52，其用于使可动驱动主轴隔离于电导体和位于轴中最接近换能器座组件40之处的体积补偿气球44。驱动主轴50借助于两个啮合的锥齿轮54来摇摆该支架，一个齿轮位于驱动主轴50的端部而另一个位于换能器支架48上。电机交替地在一个旋转方向内而后在另一方向内驱动驱动主轴50，该驱动主轴交替地在一个方向内而后在另一方向内摇摆该换能器支架48，该支架使换能器阵列46的图像平面来回掠过探测头末端前方的立体区域。换能器阵列46获得的回波信号是柱状的，由超声系统检测和还原形成由探测头进行扫描的立体区域的三维图像。

由于超声波能量不能有效地穿过空气，该阵列换能器46由液体围绕，该液体能传送超声波并且接近地匹配于与水近似的人体声学阻抗。水基、油基和合成聚合物液体均可采用。在构造的实施例中采用了硅油。根据本发明的原理，轴32中仅需要少量液体，因为液体的重量会显著影响轴的总重。在一些现有技术的探测头中整个轴充满液体，为轴增加了物质重量并且导致手柄与轴的重心位于轴中。另一些现有技术的探测头已经采用相当大的液体弹性袋作为换能器阵列的液槽。这些实施例也使探测头的重心落在轴中，这使得探测头笨拙且难于轻松操作。用在这种实施例中的液体可达到 50cm^3 ，例如在末端将其重量增加至探测头轴。

根据本发明的原理，用于换能器阵列的大部分液槽包含在换能器座组件40中。位于换能器座组件40（见图2）的背面42后部的仅有的液体是少量体积补偿气球44。在构造的实施例中，探测头轴中的液体总量是 6.3cm^3 ，其95%包含在换能器座组件40中。仅 0.3cm^3 的液体包含在体积补偿气球44中，由于液体的总体积低，该气球能够保持为具有小

的液体体积。在构造的实施例中，轴32的长度从手柄到末端是7.5英寸（19.05 cm）（图2中的尺寸A）。换能器座组件40包含在长度为1.5英寸（3.81 cm）（图2中的尺寸B）的末稍中。从而，探测头轴32的前一半中仅存在6cm³的液体，并且在整个轴中仅有6.3cm³的液体。液体的百分之九十五紧邻换能器阵列，就这样位于探测头轴末梢20%内。由于轴内这么少的液体和探测头轴前一半中这么少的液体，以及位于手柄中的电机，探测头手柄与轴的重心62位于手柄中手柄/轴界面向后足有1英寸（2.54 cm）（图2中的尺寸C）之处。由于重心位于手柄中，探测头在使用期间更容易且更舒适于操作。

除了轴的前部所必需的少量液体之外，图3和4的实施例使用附加的手段来减少液体量和探测头轴32的重量。仅仅例如驱动主轴50、齿轮54以及换能器支架的枢转点的轴32中的关键磨损面由不锈钢制成。选用的紧固件和配件也由不锈钢制成。该轴中的其它元件均由密度轻于不锈钢的轻质材料制成。换能器支架48由三块铝制成并且侧面成锥形，在该支架穿过液体时该侧面为导引边。每一侧上的锥形使得支架以更小的阻力更容易地移动穿过液体。换能器阵列后方的空间和背部不是空的而是被填满，从而取代否则会被液体充满的体积，进一步减少探测头末端中所需的液体。换能器座组件40的主体也由铝制成，隔离管52同样如此。体积补偿气球44由薄塑料制成。该换能器及其背部由通常用于那些目的的例如压电陶瓷和环氧的材料制成。这种轻质材料的采用使得本发明的构造实施例包括探测头轴和手柄在内仅重250克，与现有技术的探测头400克的重量形成对比。

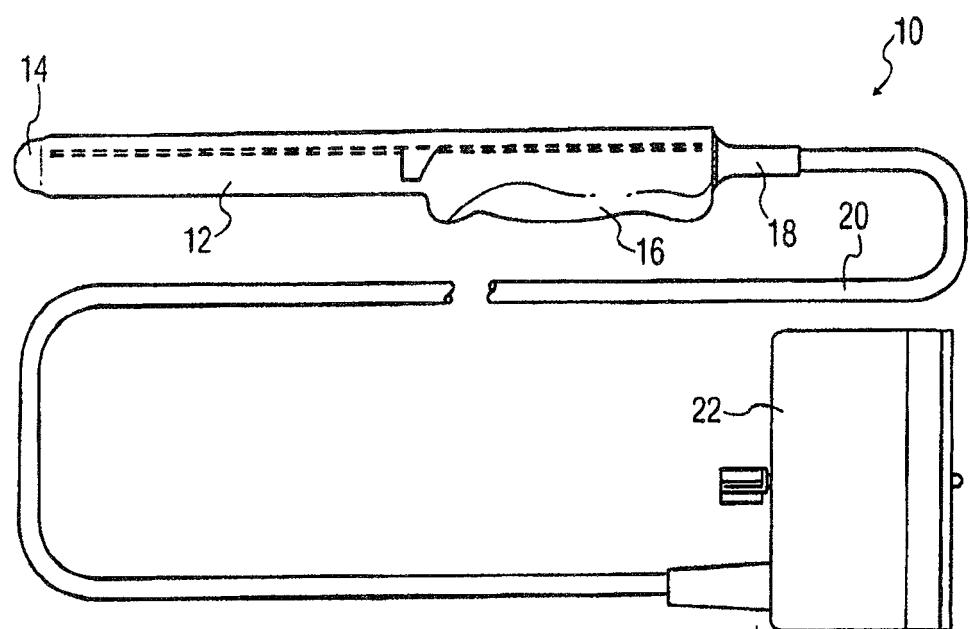


图 1

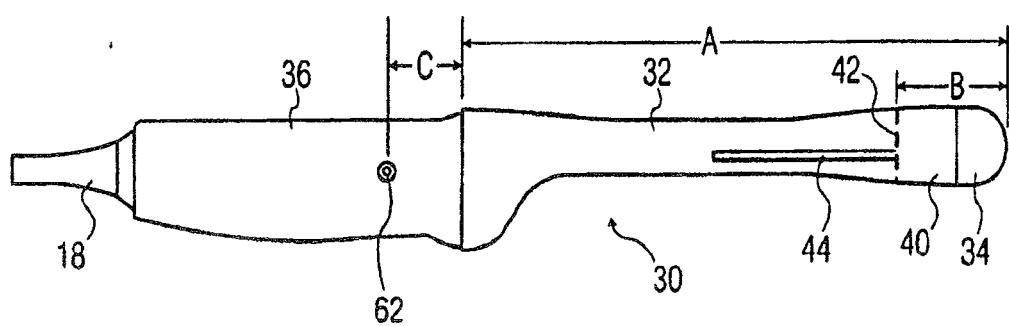


图 2

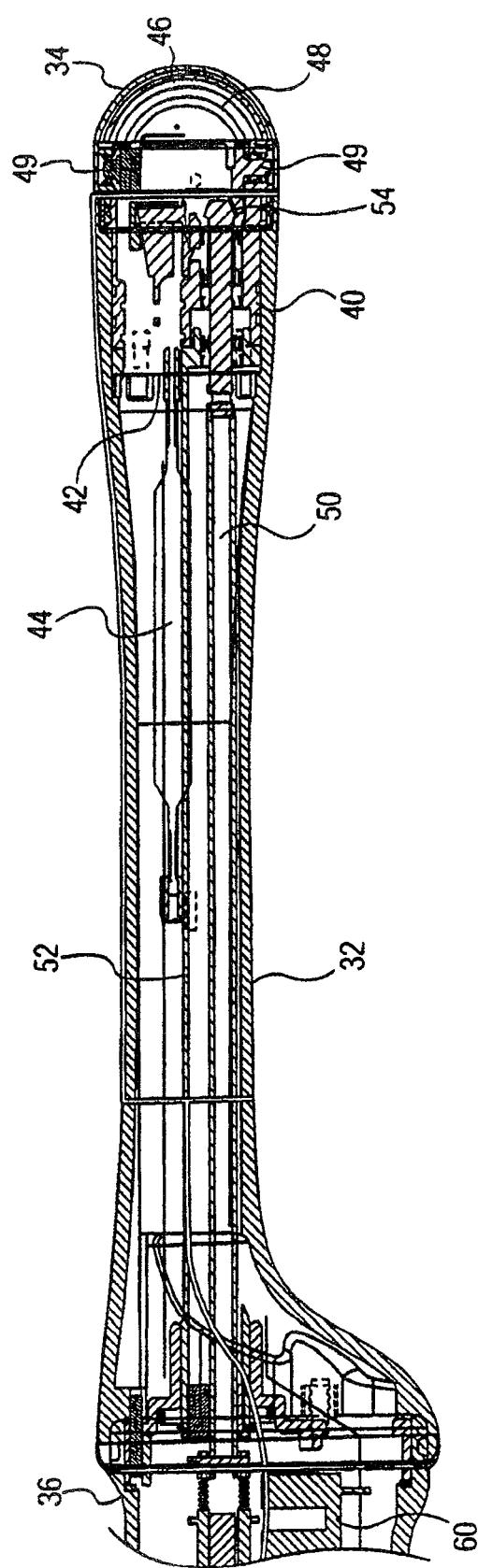


图 3

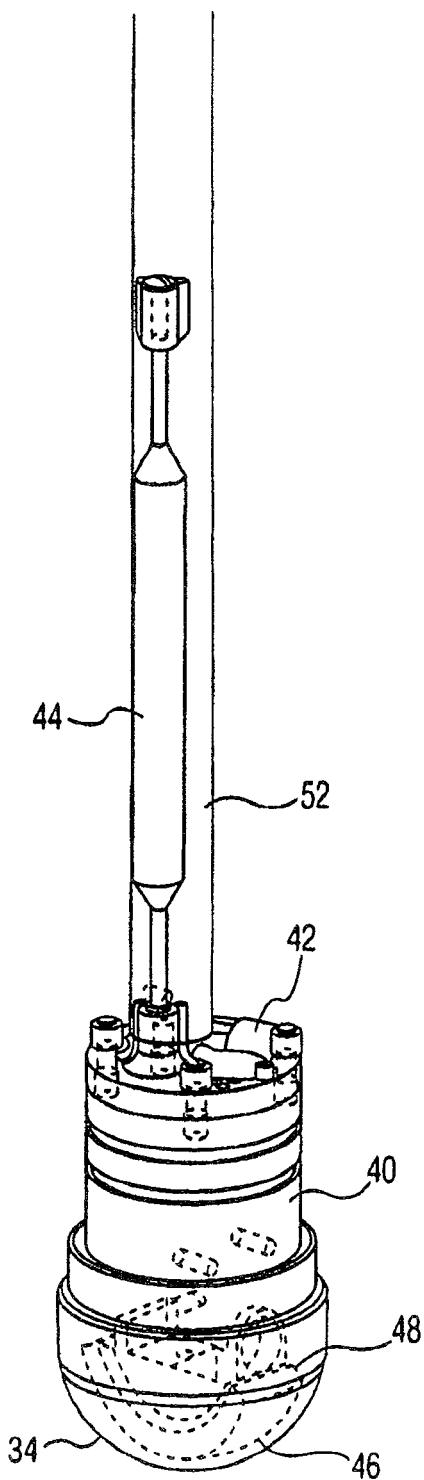


图 4

专利名称(译)	用于3D成像的腔内超声探测头		
公开(公告)号	CN100482174C	公开(公告)日	2009-04-29
申请号	CN200580010820.8	申请日	2005-03-22
[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	D·贝克 T·弗雷 J·哈特		
发明人	D·贝克 T·弗雷 J·哈特		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/4461 A61B8/483 A61B8/4281 A61B8/12 A61B8/445		
代理人(译)	黄力行		
审查员(译)	马薇		
优先权	60/559321 2004-04-02 US		
其他公开文献	CN1937963A		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

一种腔内超声探测头，包括枢转安装的阵列换能器，后者被振荡以从人体内部扫描立体区域。该换能器由位于探测头手柄中的电机进行振荡。该阵列换能器浸没在液体中，该液体在换能器元件与人体之间声学耦合超声能量。该声学耦合液体位于探测头轴的末端中，那里仅需要6cm³的液体。少量的液体减轻了探测头轴的重量从而探测头的重心位于手柄中，使得探测头舒适并易于操作。探测头轴的大部分零件由铝或其他低密度材料制成，保持探测头的总重大约为250克。

