



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107260213 A

(43)申请公布日 2017. 10. 20

(21)申请号 201710538593.0

(22)申请日 2017.07.04

(71)申请人 中国科学院苏州生物医学工程技术
研究所

地址 215163 江苏省苏州市高新区科技城
科灵路88号

(72)发明人 邵维维 沈军 崔峭峭 李培洋
韩志乐

(74)专利代理机构 北京三聚阳光知识产权代理
有限公司 11250

代理人 陈博旻

(51)Int. Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 34/20(2016.01)

A61B 8/08(2006.01)

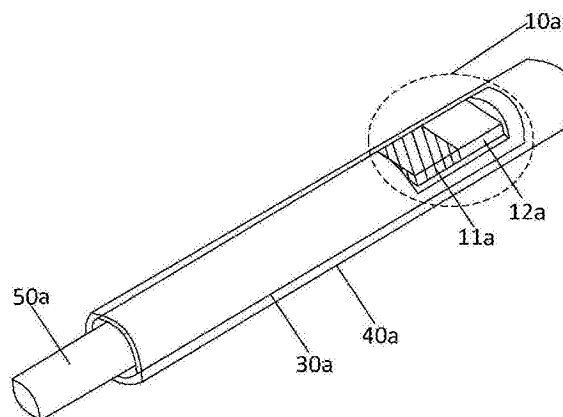
权利要求书1页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

超声探针及应用其的超声成像系统

(57)摘要

本发明提供的超声探针,包括有基座,以及固定设置在基座外表面且沿其轴向分布的至少一个探头;探头包括至少一个第一换能器和至少一个第二换能器;第一换能器的频率高于第二换能器的频率。在超声探针中设置频率不同的第一换能器和第二换能器,其中,第二换能器的频率低,有助于超声穿透介质,增加扫描深度,用于指导及调整方向;第一换能器的频率高,对近区域介质分辨率高,可用于判断狭小通道、周壁、区域是否完整、是否病变,可弥补第二换能器由于近场盲区不能准确探测的缺点。本发明建立包含两种频率换能器的超声探针,在保证一定穿透深度的同时兼顾骨科或其他腔体内部超声图像质量,确保手术过程中通道安全建立、组织病变的有效判断。



1. 一种超声探针,其特征在于,包括有基座,以及固定设置在所述基座外表面且沿其轴向分布的至少一个探头;

所述探头包括至少一个第一换能器和至少一个第二换能器;

所述第一换能器的频率高于所述第二换能器的频率。

2. 根据权利要求1所述的探针,其特征在于,所述第一换能器和所述第二换能器为条状,沿所述基座的轴向设置。

3. 根据权利要求1所述的探针,其特征在于,所述第一换能器和所述第二换能器为环状,套设在所述基座的外表面。

4. 根据权利要求1-3中任一项所述的探针,其特征在于,所述第一换能器与所述第二换能器一体设置。

5. 根据权利要求4所述的探针,其特征在于,所述第一换能器与所述第二换能器并列设置;在沿所述探针测量的方向上,所述第二换能器设置在所述第一换能器的前端。

6. 根据权利要求4所述的探针,其特征在于,所述第二换能器设置有通孔,所述第一换能器填充所述通孔;所述第一换能器的横向截面积小于所述第二换能器的横向截面积。

7. 根据权利要求1-6中任一项所述的探针,其特征在于,所述第一换能器的频率范围为21MHz-80MHz,所述第二换能器的频率范围为1MHz-10MHz。

8. 根据权利要求1-7中任一项所述的探针,其特征在于,所述探针的径向尺寸为2mm-6mm,轴向尺寸为300mm-600mm。

9. 根据权利要求1-8中任一项所述的探针,其特征在于,所有所述探头沿所述探针轴向的分布尺寸之和小于或等于10mm。

10. 根据权利要求1-9中任一项所述的探针,其特征在于,所述探针包括有传动组件,用于驱动所述基座旋转。

11. 根据权利要求1-10中任一项所述的探针,其特征在于,所述探针还包括有套设在所述基座外侧的鞘管。

12. 根据权利要求11所述的探针,其特征在于,所述鞘管采用生物相容性材料。

13. 根据权利要求1所述的探针,其特征在于,所述探针在靠近所述探头的端部还设置有开孔装置,所述开孔装置的径向尺寸小于或等于所述探针的径向尺寸。

14. 根据权利要求13所述的探针,其特征在于,所述开孔装置为圆锥形或棱锥形。

15. 一种超声成像系统,其特征在于,包括:

权利要求1-14中任一项所述的探针;

超声发生模块,用于向探头提供超声信号;

数据处理模块,用于对所述探针根据所述超声信号采集的反射信号进行处理。

超声探针及应用其的超声成像系统

技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像技术领域,具体涉及一种超声探针及应用其的超声成像系统。

背景技术

[0002] 临床上,由于一些病因,医生需要在病人的骨质上用骨钻进行打孔,但是由于骨钻与骨质不是一体的,很容易在打孔的时候讲位置打偏,或者钻孔较深,从而导致一些不良的后果。因此,在打孔时需要辅以超声导航装置进行成像,进而保证打孔的精度。

[0003] 目前,超声导航装置在临床上广泛应用于创伤、退变、肿瘤及畸形等骨科疾病的治疗导航。主要由徒手,X光透视、CT成像导航、计算机辅助手术导航系统(Computer Assisted Surgery,简称为CAS)逐渐应用到脊柱椎弓根内固定手术中。目前主要包括基于术前术中C型臂透视导航、术中三维C形臂(Iso-C 3D)导航。然而,上述超声导航装置主要存在如下缺点:体位的变化容易产生注册误差;透视效果不佳,精确度较差;利用磁场作为空间定位系统的电磁导航在手术室大量金属物体存在的环境下限制了其应用范围。

[0004] 基于上述导航系统存在的缺陷,许多学者试图研究出更为简单便携并且能够连续、实时监测的导航方式。超声具有无电离辐射、无电磁干扰、费用低廉且便于携带的优点,但是其分辨率较CT低,且分辨率和穿透力成反比,因而并不适合在骨组织中应用。

发明内容

[0005] 本发明要解决的是现有技术中的骨科或其他腔体内的超声导航装置的成像精确度不佳的缺陷。

[0006] 有鉴于此,根据第一方面,本发明实施例提供一种超声探针,包括有基座,以及固定设置在所述基座外表面且沿其轴向分布的至少一个探头;

[0007] 所述探头包括至少一个第一换能器和至少一个第二换能器;

[0008] 所述第一换能器的频率高于所述第二换能器的频率。

[0009] 可选地,所述第一换能器和所述第二换能器为条状,沿所述基座的轴向设置。

[0010] 可选地,所述第一换能器和所述第二换能器为环状,套设在所述基座的外表面。

[0011] 可选地,所述第一换能器与所述第二换能器一体设置。

[0012] 可选地,所述第一换能器与所述第二换能器并列设置;在沿所述探针测量的方向上,所述第二换能器设置在所述第一换能器的前端。

[0013] 可选地,所述第二换能器设置有通孔,所述第一换能器填充所述通孔;所述第一换能器的横向截面积小于所述第二换能器的横向截面积。

[0014] 可选地,所述第一换能器的频率为21-80MHz,所述第二换能器的频率范围为1-10MHz。

[0015] 可选地,所述探针的径向尺寸为2mm-6mm,轴向尺寸为300mm-600mm。

[0016] 可选地,所有所述探头沿所述探针轴向的分布尺寸之和小于或等于10mm。

- [0017] 可选地,所述探针包括有传动组件,用于驱动所述基座旋转。
- [0018] 可选地,所述探针还包括有套设在所述基座外侧的鞘管。
- [0019] 可选地,所述鞘管采用生物相容性材料。
- [0020] 可选地,所述探针在靠近所述探头的端部还设置有开孔装置,所述开孔装置的径向尺寸小于或等于所述探针的径向尺寸。
- [0021] 可选地,所述开孔装置为圆锥形或棱锥形。
- [0022] 根据第二方面,本发明实施例还提供一种超声成像系统,包括:
- [0023] 本发明第一方面任一项所述的探针;
- [0024] 超声发生模块,用于向探头提供超声信号;
- [0025] 数据处理模块,用于对所述探针根据所述超声信号采集的反射信号进行处理。
- [0026] 本发明技术方案,具有如下优点:
- [0027] 1. 本发明提供的超声探针,包括有基座,以及固定设置在基座外表面且沿其轴向分布的至少一个探头;探头包括至少一个第一换能器和至少一个第二换能器;第一换能器的频率高于第二换能器的频率。在超声探针中设置频率不同的第一换能器和第二换能器,其中,第二换能器的频率低,有助于超声穿透介质,增加扫描深度,用于指导及调整方向;第一换能器的频率高,对近区域介质分辨率高,可用于判断狭小通道、周壁、区域是否完整、是否病变,可弥补第二换能器由于近场盲区不能准确探测的缺点。本发明建立包含两种频率换能器的超声探针,在保证一定穿透深度的同时兼顾骨科或其他腔体内部超声图像质量,确保手术过程中通道安全建立、组织病变的有效判断。
- [0028] 2. 本发明提供的超声探针,第一换能器和所述第二换能器为条状,沿基座的轴向设置。通过在基座360°的外表面设置第一换能器与第二换能器,能够保证各束扫面之间无盲区,从而能够得到完整且分辨率较高的图像。
- [0029] 3. 本发明提供的超声探针,通过一体设置的第一换能器与第二换能器,首先能够保证该探针的结构简单;其次,第一换能器与第二换能器作为一个整体,能够较好地结合第一换能器的成像深度与第二换能器的成像精度,进而能够保证该探针的成像效果。
- [0030] 4. 本发明提供的超声探针,还包括有用于驱动基座旋转传动组件,从而能够保证该探针在360°上各个方向上的成像效果。
- [0031] 5. 本发明提供的超声探针,在靠近探头的端部还设置有开孔装置,该开孔装置的径向尺寸小于或等于所述探针的径向尺寸。通过设置开孔装置,使得该超声探针进行骨科或其他腔内组织成像的同时能够进行开孔操作,其成像的图像为开孔提供了导航,从而提高了开孔的精准度。
- [0032] 6. 本发明提供的超声成像系统,包括上述的超声探针;超声发生模块,用于向探头提供超声信号;数据处理模块,用于对所述探针根据所述超声信号采集的反射信号进行处理。由于该超声成像系统包含两种频率换能器的超声探针,在保证一定穿透深度的同时兼顾骨科或其他腔体内部超声图像质量,确保手术过程中通道安全建立、组织病变的有效判断;此外,该系统对超声探针所采集的超声信号的反射信号进行实时处理,提供超声成像的效率。

附图说明

[0033] 为了更清楚地说明本发明具体实施方式或现有技术中的技术方案,下面将对具体实施方式或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图是本发明的一些实施方式,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0034] 图1为本发明实施例中超声探针的一个具体示例的结构示意图;

[0035] 图2为本发明实施例中探头的一个具体示例的结构示意图;

[0036] 图3为本发明实施例中探头的一个具体示例的结构示意图;

[0037] 图4为本发明实施例中探头的一个具体示例的结构示意图;

[0038] 图5为本发明实施例中第一换能器与第二换能器的一个具体示例的结构示意图;

[0039] 图6为本发明实施例中第一换能器与第二换能器的另一个具体示例的结构示意图;

[0040] 图7为本发明实施例中超声探针的另一个具体示例的结构示意图;

[0041] 图8为本发明实施例中超声成像系统的一个具体示例的结构示意图。

具体实施方式

[0042] 下面将结合附图对本发明的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0043] 在本发明的描述中,需要说明的是,术语“第一”、“第二”、“第三”仅用于描述目的,而不能理解为指示或暗示相对重要性。

[0044] 本领域技术人员应当理解的是,本发明中的超声探针可以应用于骨科及其他需要成像的腔体内。本发明实施例中,以超声探针的骨科应用为例,进行详细描述。

[0045] 此外,下面所描述的本发明不同实施方式中所涉及的技术特征只要彼此之间未构成冲突就可以相互结合。

[0046] 实施例1

[0047] 本实施例提供一种超声探针,如图1所示,包括有基座(图中未示出),以及固定设置在基座外表面且沿其轴向分布的一个探头10a;该探头10a包括一个第一换能器11a和一个第二换能器12a;其中,第一换能器11a的频率高于第二换能器12a的频率。探头10a沿该超声探针轴向向上的尺寸小于10mm,使得超声探针能够在各种狭小的腔体内成像,应用范围较广。本实施例中的超声探针在使用过程中,操作人员可以根据实际使用环境实时手动调整该超声探针的位置,从而实现腔体内的完整成像。

[0048] 本实施例的超声探针中设置频率不同的第一换能器11a和第二换能器12a,其中,第二换能器12a的频率范围为1MHz-10MHz,有助于超声穿透介质,增加扫描深度,用于指导及调整方向;第一换能器11a的频率范围为21MHz-80MHz,对近区域介质分辨率高,可用于判断狭小通道、周壁、区域是否完整、是否病变,可弥补第二换能器12a由于近场盲区不能准确探测的缺点。本发明实施例中建立包含两种频率换能器的超声探针,在保证一定穿透深度的同时兼顾骨科或其他腔体内部超声图像质量,确保手术过程中通道安全建立、组织病变的有效判断。

[0049] 本实施例中的超声探针的径向尺寸为2mm-6mm,轴向尺寸为300mm-600mm,该尺寸

可对应于临床上使用的钉道的尺寸进行设置。一般,钉道的直径尺寸为2.5mm(颈椎)-6.5mm(腰骶椎),超声探针的尺寸可对应于该尺寸进行设置。通过设置不同尺寸的超声探针,能够满足不同钉道的续期,从而能够提高该超声探针的使用范围。

[0050] 如图1所示,本实施例中超声探针还包括有套设在基座外侧的鞘管40a,该鞘管40a外表面光滑,从而能够避免超声探针在骨质内的移动对骨组织的损伤。此外,该鞘管40a的端部为封闭的圆滑尖端结构,以便于该超声探针在骨组织内的移动。并且,该鞘管40a采用生物相容性材料,其血液相容性、柔软性和润滑性等均满足医用介入导管性能指标,从而该鞘管40a在保护超声探针本身的同时,也能保护骨组织不受损伤,降低生物体的排斥反应等,进而减少介入式超声探针对于生物体的损害。

[0051] 如图1所示,本实施例中超声探针还包括有设置在基座内部,用于对探头10a进行信号传输的电缆线50a,其中,换能器电缆线50a一一对应设置,从而能够避免由于信号串扰对超声成像的影响。

[0052] 作为本实施例的一种可选实施方式,如图1所示,该超声探针还可以包括有传动组件30a,用于驱动基座旋转,进而带动探头10a旋转。本实施例中,传动组件30a驱动基座以600-1800转/分钟的转速转动,即探头10a在基座的带动下以600-1800转/分钟的转速在超声探针内转动,从而能够保证第一换能器11a和第二换能器12a发射/接收信号以 1° 递增,使得第一换能器11a和第二换能器12a产生脉冲的不同延迟时间和振幅可以为每幅图像产生256个独立的径向扫描线,进而可以提高该超声探针的成像速度与成像精度。

[0053] 作为本实施例的另一种可选实施方式,如图5所示,第一换能器11a与第二换能器12a一体并列设置,在沿该超声探针测量的方向上,第二换能器12a设置在第一换能器11a的前端。由于第二换能器12a的频率低,能够保证一定的扫描深度,便于及时发现定位钉道的完整性,确保早一步发现破损,从而能够用于指导及调整方向。其中,第一换能器11a的横向截面积可以小于第二换能器12a的横向截面积,由于同种传输介质,频率高,对应的波长小,超声需要的面积和体积小,即传输介质的面积和体积越小,对应的超声频率越高,从而能够保证第一换能器11a的频率达到超声探针的频率需求。例如,本实施例中,第一换能器11a的面积为 0.3mm^2 - 10mm^2 ,其对应的频率范围为21MHz-80MHz;第二换能器12a的面积为 1mm^2 - 20mm^2 ,其对应的频率范围为1MHz-10MHz。

[0054] 作为本实施例的另一种可选实施方式,如图6所示,第一换能器11a嵌入设置在第二换能器12a内,即第二换能器12a设置有通孔,第一换能器11a填充该通孔,并且第一换能器11a的横向截面积小于第二换能器12a的横向截面积。由于第一换能器11a的体积小,因此,能够保证其频率能够达到较高;由于第一换能器11a与第二换能器12a同心设置,即第一换能器11a与第二换能器12a的中心点相同,从而能够保证第一换能器11a与第二换能器12a针对同一测量点进行不同频率的测量,进而能够提高测量的精度。

[0055] 本实施例中的超声探针,通过第一换能器11a与第二换能器12a的配合使用,达到较好的成像深度和精度。具体地,第二换能器12a的频率低,能够保证较好的成像深度,即可以在骨组织的一定深度范围内粗略成像;第一换能器11a的频率较高,能够保证较好的成像精度,即可以在第二换能器12a成像的基础上,提高成像精度。

[0056] 实施例2

[0057] 本实施例提供一种超声探针,具体结构同实施例1,唯一不同的是,探头的具体结

构。如图2所示,该探头包括固定在基座20b外表面的若干第一换能器11b和第二换能器12b。第一换能器11b和第二换能器12b为条状,沿基座20b的轴向设置。

[0058] 如图2所示,第一换能器11b和第二换能器12b沿基座20b端部360°设置,能够对同一位置进行360°的成像,从而能够提供扫描区域的立体图像,进而能够保证骨组织内成像的精确性。

[0059] 作为本实施例的一种可选实施方式,如图3所示,第一换能器11c和第二换能器12c沿基座20c的轴向呈阵列设置,该阵列的每个阵列单元包括沿基座20b的轴向设置的条状的第一换能器11c和第二换能器12c。通过设置阵列式的探头,能够保证该超声探针能够同时对多个位置进行360°的成像,从而能够提高成像扫描速度,以及成像精度。

[0060] 实施例3

[0061] 本实施例提供一种超声探针,具体结构同实施例1,唯一不同的是,探头的具体结构。如图4所示,第一换能器11d和第二换能器12d为环状,套设在基座的外表面。该结构的探针能够对第一换能器11d和第二换能器12d所在平面进行精确成像,同时能够得出第一换能器11d和第二换能器12d相对于超声探针端部的位置信息。具体地,当第一换能器11d和第二换能器12d在超声成像过程中,扫描到定位钉道的破损,通过该环状设置的第一换能器11d和第二换能器12d就能精确定位到定位钉道与超声探针端部的相对位置,便于实现定位。

[0062] 作为本实施例的一种可选实施方式,如图4所示,第一换能器11d与第二换能器12d间隔设置且数量相等,即一个第一换能器11d对应于一个第二换能器12d,成对配合使用的第一换能器11d和第二换能器12d,能够避免传输信号之间的相互干扰,从而能够保证成像效果。

[0063] 作为本实施例的另一种可选实施方式,如图4所示,在该超声探针的测量方向上,第二换能器12d设置于第一换能器11d的前端。由于第二换能器12d的频率低,能够保证一定的扫描深度,便于及时发现定位钉道的完整性,确保早一步发现破损,从而能够用于指导及调整方向。

[0064] 实施例4

[0065] 本实施例提供一种超声探针,具体结构同实施例1,唯一不同的是,如图7所示,该超声探针在靠近探头10g的端部还设置有开孔装置60g,该开孔装置60g的径向尺寸小于或等于超声探针的径向尺寸。通过设置开孔装置60g,使得该超声探针进行骨科或其他腔内组织成像的同时能够进行开孔操作,其中,超声探针实时监测开孔的路径,其成像的图像为开孔提供了导航,实时导航报警矫正,从而提高了开孔的精准度。

[0066] 本实施例中的开孔装置60g可以是圆锥形、也可以是棱锥形,但是本发明的保护范围并不限于此,所有能够实现本发明的便于开孔的结构均属于本发明的保护范围。本实施例中的超声实时监测钻孔的路径,实时导航报警矫正。

[0067] 作为本实施例的一种可选实施方式,本实施中开孔装置60g的外表面开设有排屑槽,在开孔过程中,该排屑槽用于收集开孔产生的骨碎,便于对病人的骨质进行检测,从而能够保证手术质量,提高工作效率。

[0068] 实施例5

[0069] 本实施例提供一种超声成像系统,如图8所示,包括超声探头,用于向超声探头提供超声信号的超声发生模块,以及用于对超声探针根据超声信号采集的反射信号进行处理

的数据处理模块。

[0070] 本实施例中的超声成像系统在工作时,超声信号发生模块80根据成像需求,产生不同频率的超声波,传送给超声探针81,对骨组织或其他腔体进行超声成像;不同频率的超声波经过骨组织或其他腔体反射后,传送给数据处理模块82;超声处理模块82对接收到的反射超声信号进行处理后,得出超声探针81所采集的图像信息。

[0071] 本实施例中未详细描述超声探针81的具体结构细节,请参照实施例1-实施例4,在此不再赘述。

[0072] 由于该超声成像系统包含两种频率换能器的超声探针,在保证一定穿透深度的同时兼顾骨科或其他腔体内部超声图像质量,确保手术过程中通道安全建立、组织病变的有效判断;此外,该系统对超声探针所采集的超声信号的反射信号进行实时处理,提供超声成像的效率。

[0073] 显然,上述实施例仅仅是为清楚地说明所作的举例,而并非对实施方式的限定。对于所属领域的普通技术人员来说,在上述说明的基础上还可以做出其它不同形式的变化或变动。这里无需也无法对所有的实施方式予以穷举。而由此所引伸出的显而易见的变化或变动仍处于本发明创造的保护范围之内。

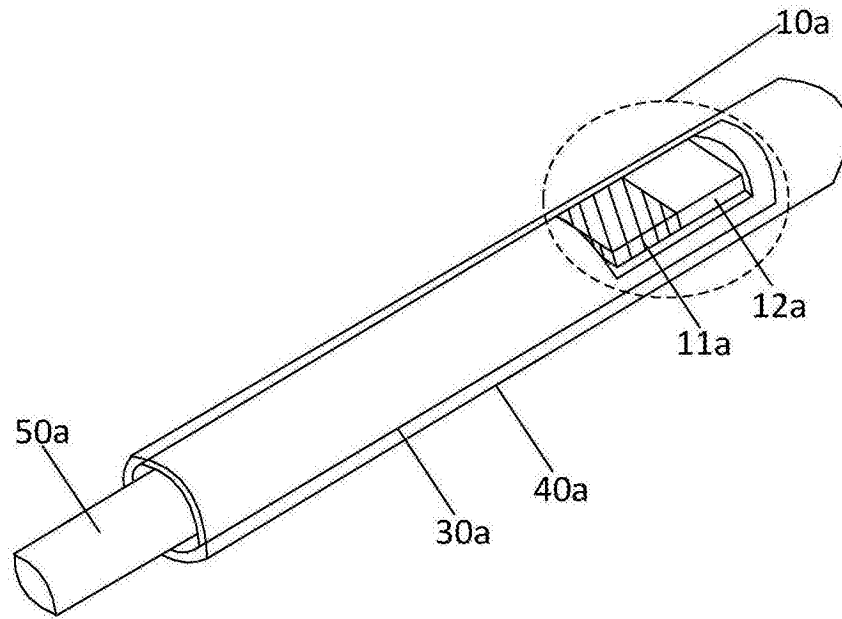


图1

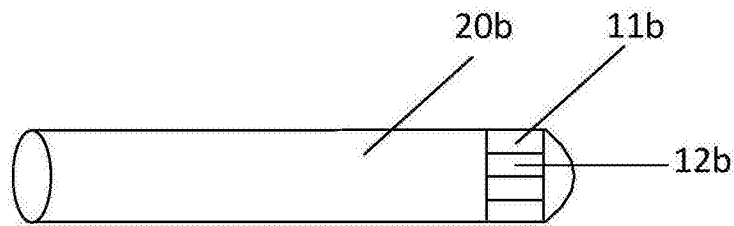


图2

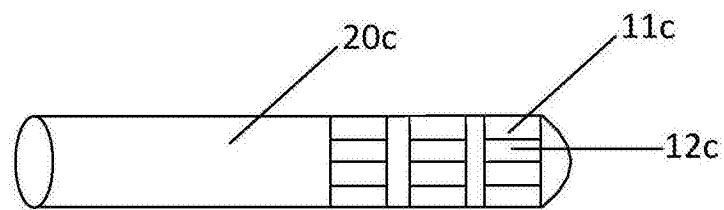


图3

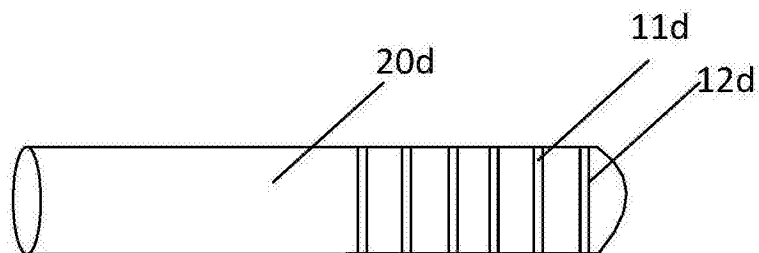


图4

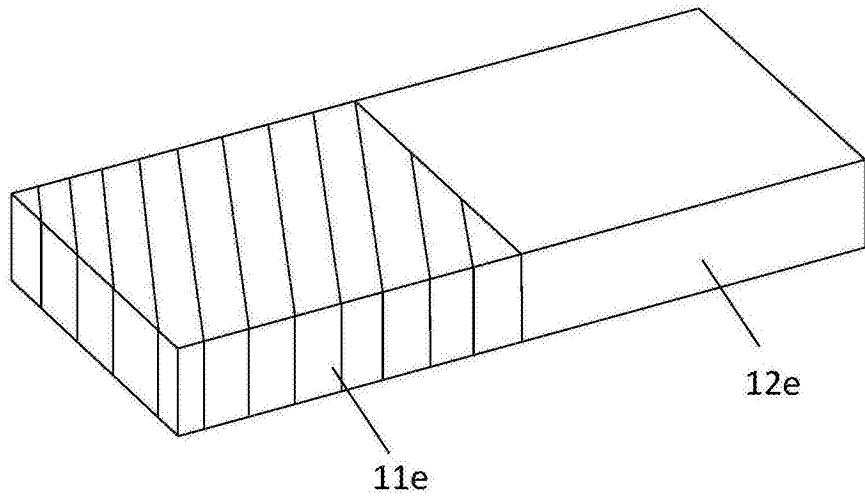


图5

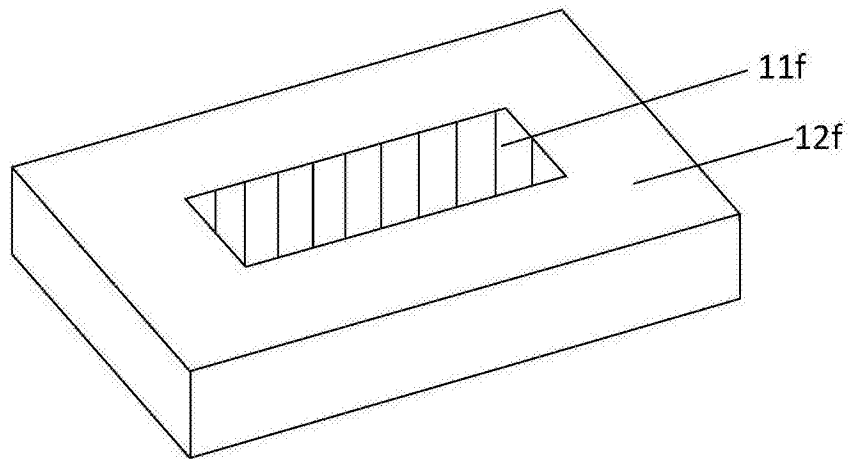


图6

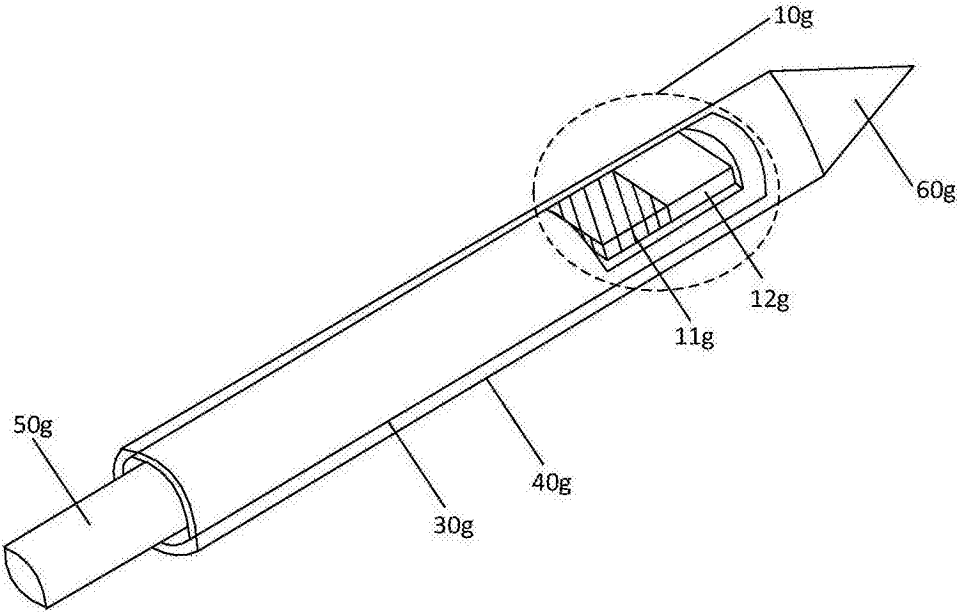


图7

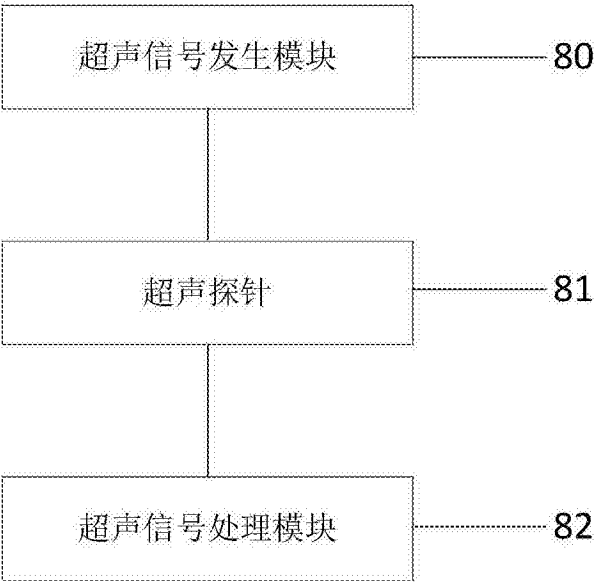


图8

专利名称(译)	超声探针及应用其的超声成像系统		
公开(公告)号	CN107260213A	公开(公告)日	2017-10-20
申请号	CN2017110538593.0	申请日	2017-07-04
[标]申请(专利权)人(译)	中国科学院苏州生物医学工程技术研究所		
申请(专利权)人(译)	中国科学院苏州生物医学工程技术研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院苏州生物医学工程技术研究所		
[标]发明人	邵维维 沈军 崔峭峭 李培洋 韩志乐		
发明人	邵维维 沈军 崔峭峭 李培洋 韩志乐		
IPC分类号	A61B8/00 A61B34/20 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/0875 A61B8/4455 A61B8/4477 A61B34/20 A61B2034/2063		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供的超声探针，包括有基座，以及固定设置在基座外表面且沿其轴向分布的至少一个探头；探头包括至少一个第一换能器和至少一个第二换能器；第一换能器的频率高于第二换能器的频率。在超声探针中设置频率不同的第一换能器和第二换能器，其中，第二换能器的频率低，有助于超声穿透介质，增加扫描深度，用于指导及调整方向；第一换能器的频率高，对近区域介质分辨率高，可用于判断狭小通道、周壁、区域是否完整、是否病变，可弥补第二换能器由于近场盲区不能准确探测的缺点。本发明建立包含两种频率换能器的超声探针，在保证一定穿透深度的同时兼顾骨科或其他腔体内部超声图像质量，确保手术过程中通道安全建立、组织病变的有效判断。

