



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109009225 A

(43)申请公布日 2018.12.18

(21)申请号 201810825760.4

(22)申请日 2018.07.25

(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 江挺益 焦阳 邵维维 李培洋 崔峻峤

(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 马永芬

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

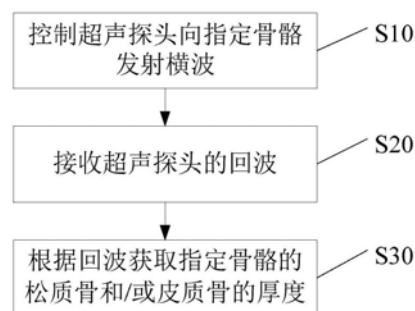
权利要求书1页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称

骨骼检测方法、装置及骨密度仪

(57)摘要

本发明公开了一种骨骼检测方法、装置、骨密度仪及可读存储介质,其中方法包括:控制超声探头向指定骨骼发射横波;接收超声探头的回波;根据回波获取指定骨骼的松质骨和/或皮质骨的厚度。超声探头发出的横波在入射到骨内时,不会发生波形转换导致的严重能量损耗,这就意味着会有更多能量的横波可以入射到骨内,回波的信噪比得到提高,对骨骼的测量结果更精确。另外,横波在骨内的传播速度要低于纵波,约为纵波的二分之一,那么对于相同频率的纵波和横波来说,横波的回波信号波长更短,也就是说横波的回波分辨率更高,对骨内界面的判断也就更加准确。综上,采用横波进行骨骼检测能够有效保证骨骼密度测量结果的准确性及稳定性。



1. 一种骨骼检测方法,其特征在于,包括:
控制超声探头向指定骨骼发射横波;
接收所述超声探头的回波;
根据所述回波获取所述指定骨骼的松质骨和/或皮质骨的厚度。
2. 根据权利要求1所述的骨骼检测方法,其特征在于,控制超声探头向指定骨骼发射横波之前,还包括:
获取弹簧片的压力值;其中,所述超声探头设置于所述弹簧片的第一面,所述弹簧片的第二面设置有应变片;
确定所述压力值大于预设压力值。
3. 一种骨骼检测装置,其特征在于,包括:发射模块,用于控制超声探头向指定骨骼发射横波;
接收模块,用于接收所述超声探头的回波;
第一获取模块,用于根据所述回波获取所述指定骨骼的松质骨和/或皮质骨的厚度。
4. 根据权利要求3所述的骨骼检测装置,其特征在于,所述装置还包括:
第二获取模块,用于获取弹簧片的压力值;其中,所述超声探头设置于所述弹簧片的第一面,所述弹簧片的第二面设置有应变片;
确定模块,用于确定所述压力值大于预设压力值。
5. 一种骨密度仪,其特征在于,包括:至少一个处理器;以及与所述至少一个处理器通信连接的存储器;其中,所述存储器存储有可被所述一个处理器执行的指令,所述指令被所述至少一个处理器执行,以使所述至少一个处理器执行上述权利要求1-2中任一所述的骨骼检测方法。
6. 根据权利要求5所述的骨密度仪,其特征在于,还包括:
所述处理器与超声探头通过导线连接,用于控制所述超声探头向指定骨骼发射横波;
弹簧片,其中,所述超声探头设置于所述弹簧片的第一面;
应变片,设置于所述弹簧片的第二面,与所述处理器连接。
7. 根据权利要求5所述的骨密度仪,其特征在于,还包括:
外壳,所述处理器设置于所述外壳的手持部分内部;
所述弹簧片设置于所述外壳的伸出部分。
8. 根据权利要求5所述的骨密度仪,其特征在于,还包括:
指示灯,与所述处理器连接,设置于所述外壳的表面,用于发出指示所述压力值大于所述预设压力值的指示信号;和/或,
显示屏,与所述处理器连接,用于显示所述获取模块获取的所述指定骨骼的松质骨和/或皮质骨的厚度。
9. 一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机指令,其特征在于,该指令被所述处理器执行时实现上述权利要求1-2中任一所述的骨骼检测方法。

骨骼检测方法、装置及骨密度仪

技术领域

[0001] 本发明涉及骨科手术医疗器械技术领域,具体涉及一种骨骼检测方法、装置、骨密度仪及可读存储介质。

背景技术

[0002] 超声具有无损、实时、廉价、无电离辐射以及便携的优点,因而在骨质诊断方面极具潜力。目前市场上已经出现的超声骨密度仪,原理是通过测量声速和宽带超声衰减这两个参数,来测量骨密度。目前商用的超声骨密度仪基本都是基于超声透射法来实现,如图1所示,这种测量装置需要一发一收两个探头,且要求骨头位于两个探头之间。而在椎弓根螺钉置入时,需要将探头伸入如图2所示的狭窄(内径3-7mm)的钉道内进行探测,超声透射法的构造在椎弓根的狭窄钉道内难以实现,因此基于超声背散射法的检测方式被尝试用于椎弓根内部辅助导航。

[0003] 第一方面,有使用2.5MHz前视和侧视超声探头,分别置入绵羊脊椎的椎弓根钉道的研究,初步得出了探头接近和穿透椎弓根内侧和椎体前方皮质骨的回波幅值特性,具有很高的参考意义;第二方面,也有对0.5-3.5MHz之间不同频率的超声换能器在椎体内的声波波速、声衰减、散射等方面的差异的研究,在距离皮质骨0.6cm处可以观测到明显的预警信号。以上研究结果表明可以使用低频纵波超声对椎弓根螺钉内固定手术进行导航。但是,基于纵波的微型超声探头对椎弓根进行检测时存在一些问题。首先,微型超声探头产生的纵波入射骨头时发生波形转换,导致纵波能量损耗严重。当纵波从液体斜入射到固体中时,会在固体中发生波形转换,得到纵波和横波。图3显示了纵波入射水-骨交界面时发生的波形转换。当入射角 $<21.85^\circ$ 时,入射到骨内的纵波能量随着角度的增加而急剧减少。当入射角 $=21.85^\circ$ 时,纵波的能量被全反射了。当 $21.85^\circ < \text{入射角} < 64.64^\circ$ 时,绝大部分纵波能量以横波的形式入射到骨内。由于椎弓根钉道内表面不平整,入射角偏大的情况必然发生,那么由于波形转换的问题,会导致入射的纵波能量损失严重,最终导致回波信号信噪比很低,从而影响了测量结果的准确性及稳定性。

发明内容

[0004] 有鉴于此,本发明实施例提供了一种骨骼检测方法、装置、骨密度仪及可读存储介质,以解决现有技术中用超声纵波检测骨骼密度的测量结果不稳定的问题。

[0005] 根据第一方面,本发明实施例提供了一种骨骼检测方法,包括:控制超声探头向指定骨骼发射横波;接收超声探头的回波;根据回波获取指定骨骼的松质骨和/或皮质骨的厚度。

[0006] 可选地,控制超声探头向指定骨骼发射横波之前,还包括:获取弹簧片的压力值;其中,超声探头设置于弹簧片的第一面,弹簧片的第二面设置有应变片;确定压力值大于预设压力值。

[0007] 根据第二方面,本发明实施例提供了一种骨骼检测装置,包括:发射模块,用于控

制超声探头向指定骨骼发射横波;接收模块,用于接收超声探头的回波;第一获取模块,用于根据回波获取指定骨骼的松质骨和/或皮质骨的厚度。

[0008] 可选地,装置还包括:第二获取模块,用于获取弹簧片的压力值;其中,超声探头设置于弹簧片的第一面,弹簧片的第二面设置有应变片;确定模块,用于确定压力值大于预设压力值。

[0009] 根据第三方面,本发明实施例提供了一种骨密度仪,包括:至少一个处理器;以及与至少一个处理器通信连接的存储器;其中,存储器存储有可被一个处理器执行的指令,指令被至少一个处理器执行,以使至少一个处理器执行第一方面或者第一方面的任意一种实施方式中的骨骼检测方法。

[0010] 可选地,还包括:处理器与超声探头通过导线连接,用于控制超声探头向指定骨骼发射横波;弹簧片,其中,超声探头设置于弹簧片的第一面;应变片,设置于弹簧片的第二面,与处理器连接。

[0011] 可选地,还包括:外壳,处理器设置于外壳的手持部分内部;弹簧片设置于外壳的伸出部分。

[0012] 可选地,还包括:指示灯,与处理器连接,设置于外壳的表面,用于发出指示压力值大于预设压力值的指示信号;和/或,显示屏,与处理器连接,设置于外壳的表面,用于显示获取模块获取的指定骨骼的松质骨和/或皮质骨的厚度。

[0013] 根据第四方面,本发明实施例提供了一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质存储计算机指令,所述计算机指令用于使所述计算机执行第一方面或者第一方面的任意一种实施方式中所述的骨骼检测方法。

[0014] 本发明实施例技术方案,具有如下优点:

[0015] 1.本发明实施例提供了一种骨骼检测方法、装置、骨密度仪及可读存储介质,其中,该方法包括:控制超声探头向指定骨骼发射横波;接收超声探头的回波;根据回波获取指定骨骼的松质骨和/或皮质骨的厚度。采用发射横波的超声探头,对指定骨骼发射横波并接收回波,根据回波计算获取该骨骼的松质骨和/或皮质骨的厚度。与纵波不同,横波在入射到骨内时,不会发生波形转换导致的严重能量损耗,这就意味着会有更多能量的横波可以入射到骨内,回波的信噪比得到提高,对骨骼的测量结果更精确。另外,横波在骨内的传播速度要低于纵波,约为纵波的二分之一,那么对于相同频率的纵波和横波来说,横波的回波信号波长更短,也就是说横波的回波分辨率更高,对骨内界面的判断也就更加准确。综上,采用横波进行骨骼检测能够有效保证骨骼密度测量结果的准确性及稳定性。

[0016] 2.本发明实施例提供了另一种骨骼检测方法及装置,其中方法包括:控制超声探头向指定骨骼发射横波之前,还包括:获取弹簧片的压力值;其中,超声探头设置于弹簧片的第一面,弹簧片的第二面设置有应变片;确定压力值大于预设压力值。通过监测超声探头和骨骼之间的压力大小,能够确保超声探头在横波收发过程中与骨骼表面是良好贴合的,避免了超声探头发出的横波在骨表面就发生反射产生回波,影响测量结果,提高测量结果的稳定性。

附图说明

[0017] 通过参考附图会更加清楚的理解本发明的特征和优点,附图是示意性的而不应该

解为对本发明进行任何限制,在附图中:

- [0018] 图1为超声透射法测量骨密度的装置示意图;
- [0019] 图2为椎弓根钉道CT图;
- [0020] 图3为纵波斜射入骨头发生波形转换时各部分的能量占比变化图;
- [0021] 图4为纵波斜入射经固体时发生波形转换的示意图;
- [0022] 图5为本发明实施例中一种骨骼检测方法的流程图;
- [0023] 图6为本发明实施例中一种骨密度仪的结构示意图;
- [0024] 图7为本发明实施例中一种骨骼检测装置的结构示意图;
- [0025] 图8为本发明实施例中一种骨密度仪的另一种结构示意图。

具体实施方式

[0026] 为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中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,本领域技术人员在没有作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。

[0027] 目前常用的超声波探头,是使纵波斜入射到界面上,通过波形转换来实现横波探伤的,如图4所示,当入射角在第一、第二临界角之间时,纵波全反射,第二介质中只有折射横波。

[0028] 根据第一方面,如图5所示,本发明实施例提供了一种骨骼检测方法,包括:

[0029] 步骤S10,控制超声探头向指定骨骼发射横波。

[0030] 步骤S20,接收超声探头的回波。

[0031] 步骤S30,根据回波获取指定骨骼的松质骨和/或皮质骨的厚度。

[0032] 在本实施例中,如图6所示,采用发射横波的超声探头1对指定的骨骼进行超声波发射,再接收横波在指定骨骼中产生的回波,由于骨骼中松质骨和皮质骨的密度不同,二者的声阻抗差异也很大,可以根据在骨骼内的声波波速、声衰减、散射等方面的差异,确定骨骼松质骨和/或皮质骨的厚度。

[0033] 在具体实施方式中,例如对图2中的椎弓根钉道进行测量:可以通过搜索已有的数据库,也可以预先对需要检测的椎弓根骨骼进行测量,以获得该椎弓根钉道内的横波波速。具体地,首先获得指定骨骼区域内已知厚度的骨头样本,利用回波法,根据回波的传播时间,计算得到横波在骨骼样本中的波速,然后基于这个数据,再利用回波法去计算得到被测骨骼的厚度。在对该椎弓根进行打孔时,每隔一定的深度即采用微型超声探头进行横波的收发,获取从A点至G点的各个位置至该方向底部的距离。

[0034] 如图2椎弓根钉道内的厚度测量,需要将超声探头在钉道内贴合骨骼表面对其进行超声波的收发,若采用纵波超声探头,由于发射纵波能量大小与超声探头的体积有关,而纵波在入射骨头时还会发生波形转换,导致纵波能量损耗严重,在纵波产生回波的信噪比不够好的情况下,微型的超声探头也就无法提供更高能量的纵波来改善信噪比。

[0035] 首先,横波在入射到骨内时,不会发生波形转换导致的严重能量损耗,这就意味着与同样能量的纵波相比,横波有更多的能量可以入射到骨内,收到回波的信噪比因此得到提高,骨骼厚度的测量结果也就更精确。其次,横波在骨内的传播速度要低于纵波,约为纵

波的二分之一,那么对于相同频率的纵波和横波来说,横波的回波信号波长更短,也就是说横波的回波分辨率更高,对骨内界面的判断也就更加准确。因此,本发明实施例中提供的骨骼检测方法,采用发射横波的超声探头,对指定骨骼发射横波并接收回波,根据回波计算获取该骨骼的松质骨和/或皮质骨的厚度,采用横波进行骨骼检测能够有效保证骨骼密度测量结果的准确性及稳定性。

[0036] 作为可选的实施方式,在步骤S10之前,还包括:

[0037] 步骤S01,获取弹簧片的压力值。其中,超声探头设置于弹簧片的第一面,弹簧片的第二面设置有应变片。

[0038] 步骤S02,确定压力值大于预设压力值。

[0039] 在本实施例中,如图6所示,弹簧片2为记忆合金弹簧片,用于放置微型超声探头1,并在探测时提供一定的压力。微型超声探头1贴合在弹簧片2的正面,同时在弹簧片2的背面贴有应变片3,应变片3的工作原理是导体或半导体材料在外界力的作用下产生机械变形时,其电阻值相应的发生变化,因此可以用来实时监测超声探头1和骨骼之间的压力值。当压力值达到预设压力值的大小时,启动超声探头1开始横波的收发过程。由于超声横波只能在固体中传播,无法在气体和液体中传播,若超声探头与骨骼表面未紧密贴合,那么超声探头将无法收到回波,也就无法完成探测。通过监测超声探头和骨骼之间的压力大小,能够确保超声探头在横波收发过程中与骨骼表面是良好贴合的,从而提高测量结果的稳定性。

[0040] 如图7所示,本发明实施例提供了一种骨骼检测装置,包括:发射模块71,接收模块72和第一获取模块73,其中:

[0041] 发射模块71用于控制超声探头向指定骨骼发射横波;接收模块72用于接收超声探头的回波;第一获取模块73用于根据回波获取指定骨骼的松质骨和/或皮质骨的厚度。

[0042] 作为可选的实施方式,装置还包括:

[0043] 第二获取模块74,用于获取弹簧片的压力值;其中,超声探头设置于弹簧片的第一面,弹簧片的第二面设置有应变片;确定模块75,用于确定压力值大于预设压力值。

[0044] 上述各个模块的更进一步的功能描述与上述对应实施例相同,在此不再赘述。

[0045] 本发明实施例还提供了一种骨密度仪,如图8所示,该骨密度仪可以包括处理器81和存储器82,其中处理器81和存储器82可以通过总线或者其他方式连接,图7中以通过总线连接为例。

[0046] 处理器81可以为中央处理器(Central Processing Unit,CPU)。处理器81还可以为其他通用处理器、数字信号处理器(Digital Signal Processor,DSP)、专用集成电路(Application Specific Integrated Circuit,ASIC)、现场可编程门阵列(Field-Programmable Gate Array,FPGA)或者其他可编程逻辑器件、分立门或者晶体管逻辑器件、分立硬件组件等芯片,或者上述各类芯片的组合。

[0047] 存储器82作为一种非暂态计算机可读存储介质,可用于存储非暂态软件程序、非暂态计算机可执行程序以及模块。处理器81通过运行存储在存储器82中的非暂态软件程序、指令以及模块,从而执行处理器的各种功能应用以及数据处理,即实现上述方法实施例中的骨骼检测方法。

[0048] 存储器82可以包括存储程序区和存储数据区,其中,存储程序区可存储操作系统、至少一个功能所需要的应用程序;存储数据区可存储处理器81所创建的数据等。此外,存储

器82可以包括高速随机存取存储器,还可以包括非暂态存储器,例如至少一个磁盘存储器件、闪存器件、或其他非暂态固态存储器件。在一些实施例中,存储器82可选包括相对于处理器81远程设置的存储器,这些远程存储器可以通过网络连接至处理器81。上述网络的实例包括但不限于互联网、企业内部网、局域网、移动通信网及其组合。

[0049] 所述一个或者多个模块存储在所述存储器82中,当被所述处理器81执行时,执行如图4所示实施例中的骨骼检测方法。

[0050] 作为可选的实施方式,处理器与超声探头通过导线连接,用于控制超声探头向指定骨骼发射横波;弹簧片,其中,超声探头设置于弹簧片的第一面;应变片,设置于弹簧片的第二面,与控制器连接。

[0051] 作为可选的实施方式,骨密度仪还包括:外壳,处理器设置于外壳的手持部分内部;弹簧片设置于外壳的伸出部分。

[0052] 作为可选的实施方式,骨密度仪还包括:指示灯,与控制器连接,设置于外壳的表面,用于发出指示压力值大于预设压力值的指示信号;和/或,显示屏,与处理器连接,设置于外壳的表面,用于显示获取模块获取的指定骨骼的松质骨和/或皮质骨的厚度。

[0053] 在本实施例中,指示灯是两脚双色发光二极管或三脚双色发光二极管。当压力值大于预设压力值时,例如采用的是两脚双色LED,此时绿色LED的P极与电源正极连接,N极与电源负极连接,发绿色光;而压力值小于等于预设压力值时,红色LED的P极与电源正极连接,N极与电源负极连接,发红色光。具体地由处理器4内部的电路逻辑来实现LED引脚的高低电平输入。和/或,显示屏直接显示处理器4计算得出的指定骨骼的松质骨和/或皮质骨的厚度。

[0054] 作为可选的实施方式,装置还包括:

[0055] 外壳5,处理器4位于外壳5的手持部分内部;超声探头1位于外壳5与指定骨骼接触的部分;

[0056] 其中,处理器4与超声探头1通过导线6连接。

[0057] 在本实施例中,如图6所示,处理器4可以是一个单片机芯片,该单片机芯片实现的功能有:控制超声探头的开启或关闭;接收并简单处理超声探头收到回波数据,计算出骨骼松质骨和皮质骨的厚度;控制LED发光等。外壳5如图6中所示,上端为手持部分,下端为可以伸入如图2所示狭窄钉道内的细长管道,管道内部为导线。弹簧片2接在图示管道下,超声探头1设置在弹簧片正面顶端,应变片设置在弹簧片背面。

[0058] 上述骨密度仪具体细节可以对应参阅图4至图6所示的实施例中对应的相关描述和效果进行理解,此处不再赘述。

[0059] 本领域技术人员可以理解,实现上述实施例装置中的全部或部分流程,是可以通过计算机程序来指令相关的硬件来完成,所述的程序可存储于一计算机可读取存储介质中,该程序在执行时,可包括如上述各装置的实施例的流程。其中,所述存储介质可为磁碟、光盘、只读存储记忆体(Read-Only Memory,ROM)、随机存储记忆体(Random Access Memory,RAM)、快闪存储器(Flash Memory)、硬盘(Hard Disk Drive,缩写:HDD)或固态硬盘(Solid-State Drive,SSD)等;所述存储介质还可以包括上述种类的存储器的组合。

[0060] 虽然结合附图描述了本发明的实施例,但是本领域技术人员可以在不脱离本发明的精神和范围的情况下作出各种修改和变型,这样的修改和变型均落入由所附权利要求所

限定的范围之内。

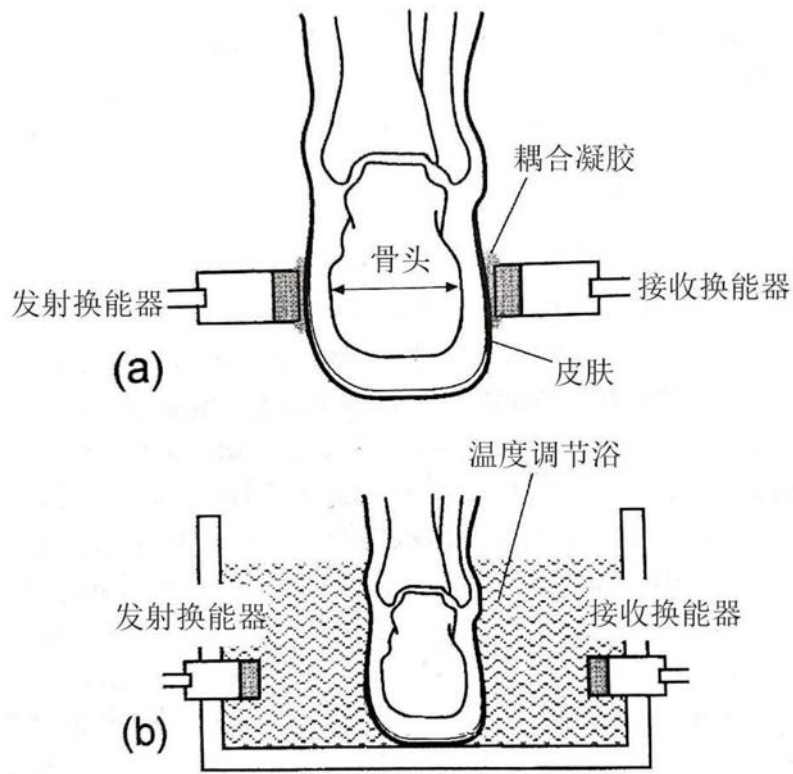


图1

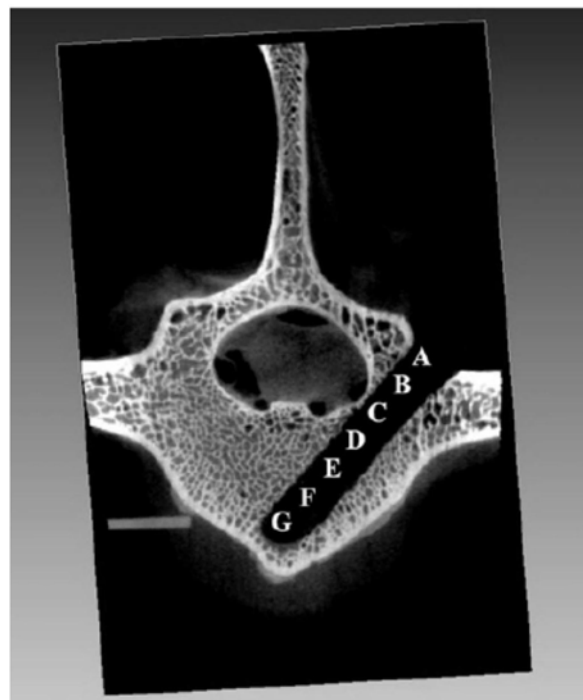


图2

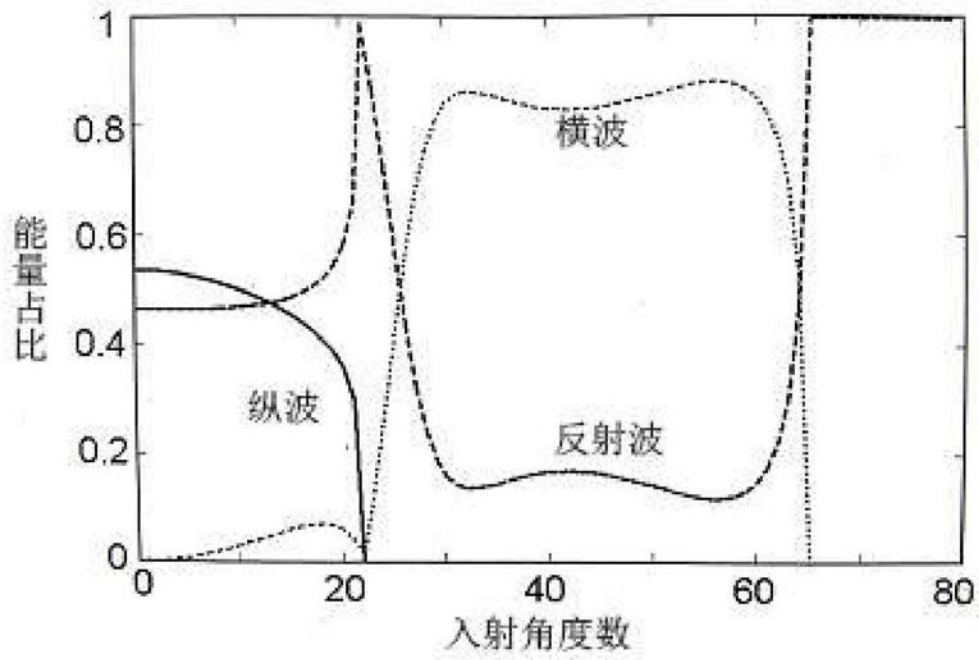


图3

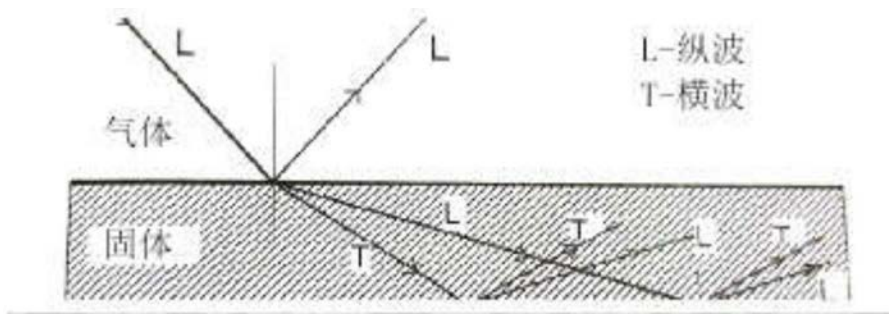


图4

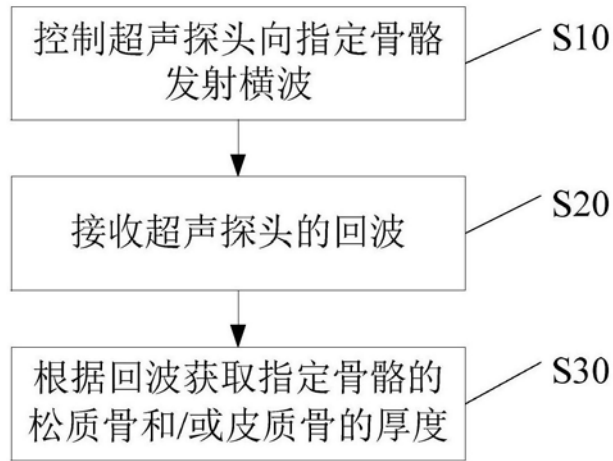


图5

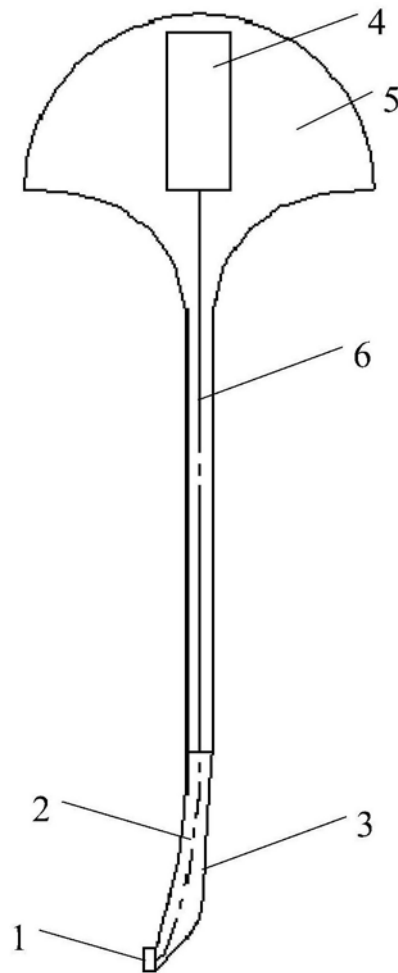


图6

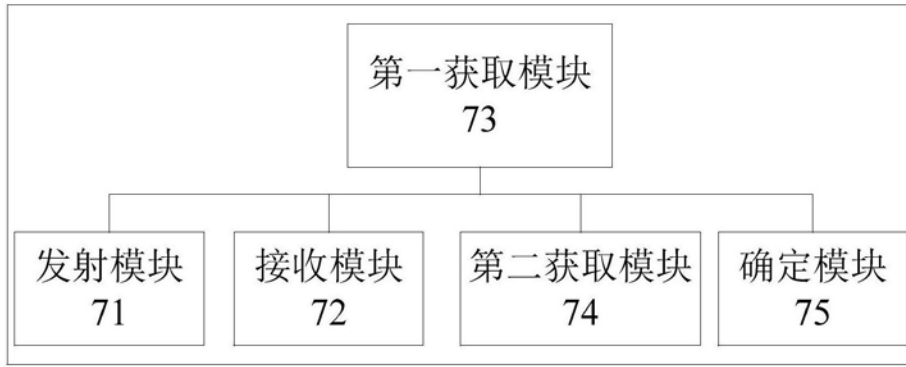


图7

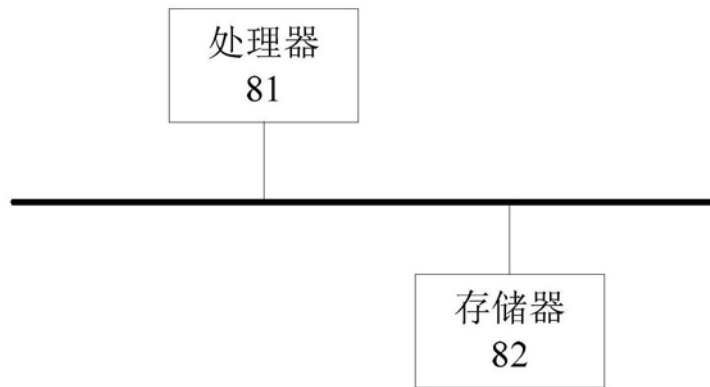


图8

专利名称(译)	骨骼检测方法、装置及骨密度仪		
公开(公告)号	CN109009225A	公开(公告)日	2018-12-18
申请号	CN201810825760.4	申请日	2018-07-25
[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	江挺益 焦阳 邵维维 李培洋 崔嵘峒		
发明人	江挺益 焦阳 邵维维 李培洋 崔嵘峒		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0875 A61B8/4444 A61B8/48		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种骨骼检测方法、装置、骨密度仪及可读存储介质，其中方法包括：控制超声探头向指定骨骼发射横波；接收超声探头的回波；根据回波获取指定骨骼的松质骨和/或皮质骨的厚度。超声探头发出的横波在入射到骨内时，不会发生波形转换导致的严重能量损耗，这就意味着会有更多能量的横波可以入射到骨内，回波的信噪比得到提高，对骨骼的测量结果更精确。另外，横波在骨内的传播速度要低于纵波，约为纵波的二分之一，那么对于相同频率的纵波和横波来说，横波的回波信号波长更短，也就是说横波的回波分辨率更高，对骨内界面的判断也就更加准确。综上，采用横波进行骨骼检测能够有效保证骨骼密度测量结果的准确性及稳定性。

