



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105193454 A

(43) 申请公布日 2015. 12. 30

(21) 申请号 201510680267. 4

(22) 申请日 2015. 10. 19

(71) 申请人 北京悦琦创通科技有限公司

地址 100176 北京市大兴区经济技术开发区
经海二路 25 号三层 C002 室

(72) 发明人 齐敏超 马忠伟 陈敬华 徐亮禹
胡鹏

(74) 专利代理机构 北京睿邦知识产权代理事务
所(普通合伙) 11481

代理人 徐丁峰 张玮

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

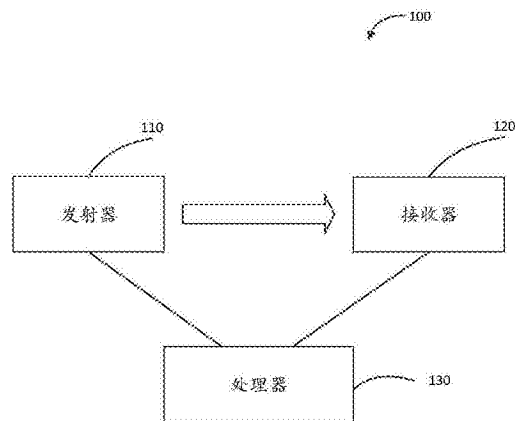
权利要求书3页 说明书11页 附图3页

(54) 发明名称

骨检测设备和骨检测方法

(57) 摘要

本发明提供一种骨检测设备和骨检测方法。该骨检测设备包括发射器、接收器和处理器。发射器用于向骨区域发射超声波信号。接收器用于接收经由骨区域传播的超声波信号。处理器用于至少基于超声波信号从发射器到接收器的传播时间计算与发射器和接收器相关联的检测表面与骨区域的骨表面之间的夹角 θ 。根据本发明提供的骨检测设备和骨检测方法,可以实时计算并提供检测表面与骨表面之间的夹角,使得骨检测设备的操作者及时获知该夹角并根据该夹角对检测表面进行调整成为可能,从而有助于提高骨密度检测的效率和准确性。



1. 一种骨检测设备,包括:

发射器,用于向骨区域发射超声波信号;以及

接收器,用于接收经由所述骨区域传播的所述超声波信号;以及

处理器,用于至少基于所述超声波信号从所述发射器到所述接收器的传播时间计算与所述发射器和所述接收器相关联的检测表面与所述骨区域的骨表面之间的夹角 φ 。

2. 根据权利要求1所述的骨检测设备,其特征在于,所述发射器包括第一发射器和第二发射器,所述接收器包括第一接收器和第二接收器,所述第一发射器和所述第一接收器关于所述检测表面的、过所述检测表面的中心点的垂线对称安置,所述第二发射器和所述第二接收器关于所述垂线对称安置,所述第一发射器与所述第一接收器之间的距离大于所述第二发射器和所述第二接收器之间的距离,

所述处理器利用以下公式计算所述夹角 φ :

$$\sin\varphi = \frac{T_{BD} - T_{AC}}{L_{AD} - L_{BC}} \times \frac{(L_{AD} - L_{BC}) \times V_s}{(T_{AD} - T_{BC}) \times \sqrt{\left(\frac{L_{AD} - L_{BC}}{T_{AD} - T_{BC}}\right)^2 - V_s^2}},$$

其中, T_{AC} 是所述超声波信号从所述第一发射器到所述第二接收器的传播时间, T_{BD} 是所述超声波信号从所述第二发射器到所述第一接收器的传播时间, T_{AD} 是所述超声波信号从所述第一发射器到所述第一接收器的传播时间, T_{BC} 是所述超声波信号从所述第二发射器到所述第二接收器的传播时间, L_{AD} 是所述第一发射器与所述第一接收器之间的距离, L_{BC} 是所述第二发射器与所述第二接收器之间的距离, V_s 是软组织声速。

3. 根据权利要求1所述的骨检测设备,其特征在于,所述骨检测设备进一步包括报告装置,

所述处理器进一步用于基于所述夹角 φ 生成报告信息;

所述报告装置用于将所述报告信息发送给所述骨检测设备的操作者。

4. 根据权利要求3所述的骨检测设备,其特征在于,所述处理器通过以下方式生成所述报告信息:

判断所述夹角 φ 是否满足第一预定条件;以及

如果所述夹角 φ 满足所述第一预定条件,则生成包括角度正常信息的报告信息,

如果所述夹角 φ 不满足所述第一预定条件,则生成包括角度非正常信息的报告信息。

5. 根据权利要求3所述的骨检测设备,其特征在于,所述报告信息包括所述检测表面的倾斜方向信息,所述骨检测设备进一步包括运动传感器,用于检测所述检测表面的实际运动方向,

所述处理器进一步用于基于所述夹角 φ 在特定时段内的变化确定所述检测表面的理论运动方向,判断所述理论运动方向与所述实际运动方向是否一致,以及如果所述理论运动方向与所述实际运动方向不一致,则对所述倾斜方向信息进行修正。

6. 根据权利要求1所述的骨检测设备,其特征在于,所述处理器进一步用于判断所述夹角 φ 是否满足第二预定条件,以及如果所述夹角 φ 满足所述第二预定条件,则确定所述骨区域的骨声速 V_b 并基于所述骨声速 V_b 计算骨密度。

7. 根据权利要求 6 所述的骨检测设备,其特征在于,所述发射器包括第一发射器和第二发射器,所述接收器包括第一接收器和第二接收器,所述第一发射器和所述第一接收器关于所述检测表面的、过所述检测表面的中心点的垂线对称安置,所述第二发射器和所述第二接收器关于所述垂线对称安置,所述第一发射器与所述第一接收器之间的距离大于所述第二发射器和所述第二接收器之间的距离,

所述处理器根据以下公式确定所述骨声速 V_b :

$$V_b = \frac{L_{AD} - L_{BC}}{T_{AD} - T_{BC}} \times \cos \varphi,$$

其中, T_{AD} 是所述超声波信号从所述第一发射器到所述第一接收器的传播时间, T_{BC} 是所述超声波信号从所述第二发射器到所述第二接收器的传播时间, L_{AD} 是所述第一发射器与所述第一接收器之间的距离, L_{BC} 是所述第二发射器与所述第二接收器之间的距离。

8. 一种骨检测方法,应用于骨检测设备,所述骨检测方法包括:

由发射器向骨区域发射超声波信号;

由接收器接收经由所述骨区域传播的所述超声波信号;以及

至少基于所述超声波信号从所述发射器到所述接收器的传播时间计算与所述发射器和所述接收器相关联的检测表面与所述骨区域的骨表面之间的夹角 φ 。

9. 根据权利要求 8 所述的骨检测方法,其特征在于,所述发射器包括第一发射器和第二发射器,所述接收器包括第一接收器和第二接收器,所述第一发射器和所述第一接收器关于所述检测表面的、过所述检测表面的中心点的垂线对称安置,所述第二发射器和所述第二接收器关于所述垂线对称安置,所述第一发射器与所述第一接收器之间的距离大于所述第二发射器和所述第二接收器之间的距离,

所述夹角 φ 利用以下公式计算:

$$\sin \varphi = \frac{T_{BD} - T_{AC}}{L_{AD} - L_{BC}} \times \frac{(L_{AD} - L_{BC}) \times V_s}{(T_{AD} - T_{BC}) \times \sqrt{\left(\frac{L_{AD} - L_{BC}}{T_{AD} - T_{BC}}\right)^2 - V_s^2}},$$

其中, T_{AC} 是所述超声波信号从所述第一发射器到所述第二接收器的传播时间, T_{BD} 是所述超声波信号从所述第二发射器到所述第一接收器的传播时间, T_{AD} 是所述超声波信号从所述第一发射器到所述第一接收器的传播时间, T_{BC} 是所述超声波信号从所述第二发射器到所述第二接收器的传播时间, L_{AD} 是所述第一发射器与所述第一接收器之间的距离, L_{BC} 是所述第二发射器与所述第二接收器之间的距离, V_s 是软组织声速。

10. 根据权利要求 8 所述的骨检测方法,其特征在于,在所述计算与所述发射器和所述接收器相关联的检测表面与所述骨区域的骨表面之间的夹角 φ 之后,所述骨检测方法进一步包括:

基于所述夹角 φ 生成报告信息;以及

将所述报告信息发送给所述骨检测设备的操作者。

11. 根据权利要求 10 所述的骨检测方法,其特征在于,所述生成报告信息包括:

判断所述夹角 φ 是否满足第一预定条件;以及

如果所述夹角 φ 满足所述第一预定条件,则生成包括角度正常信息的报告信息,

如果所述夹角 φ 不满足所述第一预定条件,则生成包括角度非正常信息的报告信息。

12. 根据权利要求 10 所述的骨检测方法,其特征在于,所述报告信息包括所述检测表面的倾斜方向信息,所述骨检测方法进一步包括:

基于所述夹角 φ 在特定时段内的变化确定所述检测表面的理论运动方向;

检测所述检测表面的实际运动方向;

判断所述理论运动方向与所述实际运动方向是否一致;以及

如果所述理论运动方向与所述实际运动方向不一致,则对所述倾斜方向信息进行修正。

13. 根据权利要求 8 所述的骨检测方法,其特征在于,在所述计算与所述发射器和所述接收器相关联的检测表面与所述骨区域的骨表面之间的夹角 φ 之后,所述骨检测方法进一步包括:

判断所述夹角 φ 是否满足第二预定条件;以及

如果所述夹角 φ 满足所述第二预定条件,则确定所述骨区域的骨声速 V_b 并基于所述骨声速 V_b 计算骨密度。

14. 根据权利要求 13 所述的骨检测方法,其特征在于,所述发射器包括第一发射器和第二发射器,所述接收器包括第一接收器和第二接收器,所述第一发射器和所述第一接收器关于所述检测表面的、过所述检测表面的中心点的垂线对称安置,所述第二发射器和所述第二接收器关于所述垂线对称安置,所述第一发射器与所述第一接收器之间的距离大于所述第二发射器和所述第二接收器之间的距离,

所述骨声速 V_b 根据以下公式确定:

$$V_b = \frac{L_{AD} - L_{BC}}{T_{AD} - T_{BC}} \times \cos \varphi,$$

其中, T_{AD} 是所述超声波信号从所述第一发射器到所述第一接收器的传播时间, T_{BC} 是所述超声波信号从所述第二发射器到所述第二接收器的传播时间, L_{AD} 是所述第一发射器与所述第一接收器之间的距离, L_{BC} 是所述第二发射器与所述第二接收器之间的距离。

骨检测设备和骨检测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械领域,具体地,涉及一种骨检测设备和骨检测方法。

背景技术

[0002] 骨骼强度是评价人类健康状况的一个重要指标,临床上通常用骨骼矿物质密度(简称为“骨密度”)表征骨骼的健康程度。超声波骨密度检测技术,由于其无辐射和对诊断骨折敏感而引起了人们的广泛关注。研究表明,超声波在骨骼中的传播速度与骨密度正相关,通过检测超声波在骨骼中的传播速度,可以获知骨密度的情况。

[0003] 基于超声波轴向传导技术的骨密度检测,通常选择桡骨、胫骨等长骨作为检测对象。骨密度探头通常包括多个超声波发射器(简称为“发射器”)和多个超声波接收器(简称为“接收器”)。当骨密度探头放置在皮肤表面时,超声波会在各个发射器和接收器之间形成不同的传播路径,通过比较各个传播路径的差异,可以推算出超声波在骨头表面(下文称为“骨表面”)的传播速度,进而获知骨密度的情况。

[0004] 但是,骨骼周围软组织的存在通常会对检测结果造成影响。为减少软组织的干扰,某些技术提出在骨密度检测过程中,在软组织外表面轻微移动骨密度探头,调整骨密度探头的探头表面,使其与骨表面平行,然后再开始检测。但是,在实际检测过程中,由于有软组织的遮盖,操作者无法直观了解探头表面与骨表面之间的夹角,因此调整探头表面的角度的过程会比较耗时。而且,由于软组织本身比较柔软,很难长时间保持平行的状态,也会导致检测时间拉长。

[0005] 因此,需要提供一种骨检测技术,以至少部分地解决现有技术中存在的上述问题。

发明内容

[0006] 为了至少部分地解决现有技术中存在的问题,根据本发明的一个方面,提供一种骨检测设备。该骨检测设备包括发射器、接收器和处理器。发射器用于向骨区域发射超声波信号。接收器用于接收经由骨区域传播的超声波信号。处理器用于至少基于超声波信号从发射器到接收器的传播时间计算与发射器和接收器相关联的检测表面与骨区域的骨表面之间的夹角 φ 。

[0007] 根据本发明的另一方面,提供一种骨检测方法,其应用于骨检测设备。该骨检测方法包括:由发射器向骨区域发射超声波信号;由接收器接收经由骨区域传播的超声波信号;以及至少基于超声波信号从发射器到接收器的传播时间计算与发射器和接收器相关联的检测表面与骨区域的骨表面之间的夹角 φ 。

[0008] 根据本发明提供的骨检测设备和骨检测方法,可以实时计算并提供检测表面与骨表面之间的夹角,使得骨检测设备的操作者及时获知该夹角并根据该夹角对检测表面进行调整成为可能,从而有助于提高骨密度检测的效率和准确性。

[0009] 在发明内容中引入了一系列简化的概念,这些概念将在具体实施方式部分中进一步详细说明。本发明内容部分并不意味着要试图限定所要求保护的技术方案的关键特征和

必要技术特征,更不意味着试图确定所要求保护的技术方案的保护范围。

[0010] 以下结合附图,详细说明本发明的优点和特征。

附图说明

[0011] 本发明的下列附图在此作为本发明的一部分用于理解本发明。附图中示出了本发明的实施方式及其描述,用来解释本发明的原理。在附图中,

[0012] 图 1 示出根据本发明一个实施例的骨检测设备的示意性框图;

[0013] 图 2 示出根据本发明一个实施例的超声波信号的传播路径的示意图;

[0014] 图 3 示出根据本发明一个实施例的报告信息的示意图;

[0015] 图 4 示出根据本发明一个实施例的调整骨密度探头与骨区域的相对位置关系的示意图;以及

[0016] 图 5 示出根据本发明一个实施例的骨检测方法的流程图。

具体实施方式

[0017] 在下文的描述中,提供了大量的细节以便能够彻底地理解本发明。然而,本领域技术人员可以了解,如下描述仅涉及本发明的较佳实施例,本发明可以无需一个或多个这样的细节而得以实施。此外,为了避免与本发明发生混淆,对于本领域公知的一些技术特征未进行描述。

[0018] 根据本发明一个方面,提供一种骨检测设备。图 1 示出根据本发明一个实施例的骨检测设备 100 的示意性框图。如图 1 所示,骨检测设备 100 包括发射器 110、接收器 120 和处理器 130。发射器 110 用于向骨区域发射超声波信号。接收器 120 用于接收经由骨区域传播的超声波信号。处理器 130 用于至少基于超声波信号从发射器到接收器的传播时间计算与发射器和接收器相关联的检测表面与骨区域的骨表面之间的夹角 φ 。

[0019] 发射器 110 和接收器 120 可以是上文所述的骨密度探头中的发射器和接收器。本文所述的检测表面是指由发射器 110 和接收器 120 所限定的表面。例如,发射器 110 的朝向骨区域的表面和接收器 120 的朝向骨区域的表面通常是平行或大致平行的,检测表面可以是与发射器 110 的朝向骨区域的表面或接收器 120 的朝向骨区域的表面平行或大致平行的表面。检测表面具有一定的面积,其边界能够包围发射器 110 和接收器 120。检测表面的一个示例是上文所述的探头表面。

[0020] 骨区域是待测的含骨区域。可以选择待测者的、表面相对平整的骨骼部位作为骨区域,以获得较准确的骨检测结果。例如,骨区域可以是位于桡骨远心端三分之一处、胫骨中段处等的骨骼部位。由于在这些部位的骨骼表面较为平整,因此可以将其骨骼表面视为一个平面,即本文所述的骨区域的骨表面。

[0021] 发射器 110 发出的超声波信号在骨区域传播之后最终由接收器 120 接收。在超声波传播过程中,其会逐渐衰减,如下文所述。从发射器 110 发射出超声波信号到接收器 120 接收到源自该发射器 110 的、衰减后的超声波信号所经历的时间即为上述传播时间。该传播时间可以用于确定检测表面与骨表面之间的夹角 φ 。

[0022] 根据本发明提供的骨检测设备,可以实时计算并提供检测表面与骨表面之间的夹角,使得骨检测设备的操作者及时获知该夹角并根据该夹角对检测表面进行调整成为可

能,从而有助于提高骨密度检测的效率和准确性。

[0023] 可选地,发射器 110 可以包括第一发射器和第二发射器,接收器 120 可以包括第一接收器和第二接收器。第一发射器和第一接收器关于检测表面的、过检测表面的中心点的垂线对称安置,第二发射器和第二接收器关于该垂线对称安置。第一发射器与第一接收器之间的距离大于第二发射器和第二接收器之间的距离。

[0024] 处理器 130 可以利用以下公式计算夹角 φ :

[0025]

$$\sin\varphi = \frac{T_{BD} - T_{AC}}{L_{AD} - L_{BC}} \times \frac{(L_{AD} - L_{BC}) \times V_s}{(T_{AD} - T_{BC}) \times \sqrt{\left(\frac{L_{AD} - L_{BC}}{T_{AD} - T_{BC}}\right)^2 - V_s^2}},$$

[0026] 其中, T_{AC} 是超声波信号从第一发射器到第二接收器的传播时间, T_{BD} 是超声波信号从第二发射器到第一接收器的传播时间, T_{AD} 是超声波信号从第一发射器到第一接收器的传播时间, T_{BC} 是超声波信号从第二发射器到第二接收器的传播时间, L_{AD} 是第一发射器与第一接收器之间的距离, L_{BC} 是第二发射器与第二接收器之间的距离, V_s 是软组织声速。

[0027] 下面以骨密度探头为例详细描述夹角 φ 的计算公式的推导过程。

[0028] 为准确表示探头表面(即本文所述的检测表面)的倾斜方向,在本示例中,将发射器 110 一端定义为 T(transmit) 端,将接收器 120 一端定义为 R(receive) 端。将由 R 端指向 T 端的方向定义为 T 方向,将由 T 端指向 R 端的方向定义为 R 方向。假设骨密度探头的 T 方向朝向远心端,骨密度探头的 R 方向朝向近心端。根据本发明的实施例,在骨密度检测过程中,可准确检测出骨密度探头是向 T 端倾斜(即 T 端比 R 端距离骨表面更近)还是向 R 端倾斜(即 R 端比 T 端距离骨表面更近),以及其倾斜的角度。另外,骨密度探头上有方向标志,即在骨密度探头外壳的发射阵元方向上有方形凸起,操作者可以据此识别骨密度探头的方向。

[0029] 图 2 示出根据本发明一个实施例的超声波信号的传播路径的示意图。图 2 示出了多条线段,在本文中用 L 表示某线段的长度,用 T 表示超声波信号沿某线段传播所经过的传播时间,L 和 T 的下标是线段的名称。如图 2 所示,骨密度探头包括两个发射器和两个接收器,其中 A 和 B 分别为第一发射器和第二发射器, D 和 C 分别为第一接收器和第二接收器。可以理解的是,第一发射器 A、第二发射器 B、第二接收器 C 和第一接收器 D 基本在一条直线上。O 是探头表面 230 的中心点。发射器和对应的接收器关于探头表面 230 的、过 O 点的垂线对称分布,即 $L_{AO} = L_{DO}$, $L_{BO} = L_{CO}$ 。将 φ 定义为探头表面 230 与骨表面 210 之间的夹角,将 h 定义为探头表面 230 到骨表面 210 的平均距离,即软组织 220 的平均厚度。

[0030] 超声波信号从第一发射器 A 发射出去后,会在软组织 220 的表面与骨表面 210 发生大量反射和折射。超声波信号可能以多种角度到达骨表面 210,其中,按照临界角 α 入射到骨表面 210 的超声波信号的折射角为 90 度,即平行于骨表面 210,因而其能够沿着骨表面 210 继续传播。在超声波信号沿着骨表面 210 传播的过程中,在每一个位置处,都会有一部分能量发生反射、折射、吸收,剩余部分则继续向前传播。其中,传播到 D_2 位置处的超声波信号发生折射的绝大部分能量会按照临界角 α 折射回软组织 220,并到达第一接收器 D 表面,被第一接收器 D 所接收。

[0031] 应该注意的是,当所检测的骨表面 210 的声速,即骨声速 V_b 不同时,临界角 α 会不同,这会引引起图 2 中 D_2 的位置发生变化。当第一接收器 D 的位置变化时,也影响 D_2 的位置。上述变化会影响超声波信号的传播路径,但不影响本发明实施例中的夹角 φ 的计算公式的成立。

[0032] 利用软组织声速 V_s 和骨声速 V_b 的比值定义临界角 α :

$$[0033] \quad \sin \alpha = \frac{V_s}{V_b} \quad (1)$$

[0034] 从第一发射器 A 到第一接收器 D,完整的超声波信号的传播路径包括 AA_2 、 A_2D_2 和 D_2D 。各传播路径的长度分别如下式表示 :

[0035]

$$L_{AA_2} = \frac{L_{AA_1}}{\cos \alpha} = \frac{h - L_{AO} \times \sin \varphi}{\cos \alpha} \quad (2)$$

[0036]

$$\begin{aligned} L_{A_2D_2} &= L_{A_1D_1} - L_{AA_1} - L_{D_1D} \\ &= L_{AD} \times \cos \varphi - L_{AA_1} \times \tan \alpha - L_{D_1D} \times \tan \alpha \\ &= L_{AD} \times \cos \varphi - (L_{AA_1} + L_{D_1D}) \times \tan \alpha \\ &= L_{AD} \times \cos \varphi - 2h \times \tan \alpha \end{aligned} \quad (3)$$

[0037]

$$L_{D_2D} = \frac{L_{D_1D}}{\cos \alpha} = \frac{h + L_{DO} \times \sin \varphi}{\cos \alpha} \quad (4)$$

[0038] 其中, A_1 是过第一发射器 A 做骨表面 210 的垂线之后,该垂线与骨表面 210 的交点,即垂足。同样地, D_1 是过第一接收器 D 做骨表面 210 的垂线之后,该垂线与骨表面 210 的交点,即垂足。

[0039] 超声波信号从第一发射器 A 到第一接收器 D 的总的传播时间为 :

$$[0040] \quad T_{AD} = T_{AA_2} + T_{A_2D_2} + T_{D_2D} = \frac{L_{AA_2}}{V_s} + \frac{L_{A_2D_2}}{V_b} + \frac{L_{D_2D}}{V_s} \quad (5)$$

[0041] 综合式 (1) ~ (5), 可得 :

[0042]

$$\begin{aligned}
T_{AD} &= \frac{L_{A_1A_2}}{V_S} + \frac{L_{A_2D_2}}{Vb} + \frac{L_{D_2D}}{V_S} \\
&= \frac{h - L_{AD} \times \sin \varphi}{V_S \times \cos \alpha} + \frac{L_{AD} \times \cos \varphi - 2h \times \tan \alpha}{Vb} + \frac{h + L_{DD} \times \sin \varphi}{V_S \times \cos \alpha} \\
&= \frac{L_{AD} \times \cos \varphi}{Vb} + \frac{2h}{V_S \times \cos \alpha} - \frac{2h \times \tan \alpha}{Vb} \\
&= \frac{L_{AD} \times \cos \varphi}{Vb} + 2h \times \left(\frac{1}{Vb \times \sin \alpha \times \cos \alpha} - \frac{\sin \alpha}{Vb \times \cos \alpha} \right) \\
&= \frac{L_{AD} \times \cos \varphi}{Vb} + \frac{2h}{Vb \times \tan \alpha} \tag{6}
\end{aligned}$$

[0043] 类似地,超声波信号从第二发射器 B 到第二接收器 C 的总的传播时间为:

[0044]

$$T_{BC} = \frac{L_{BC} \times \cos \varphi}{Vb} + \frac{2h}{Vb \times \tan \alpha} \tag{7}$$

[0045] 超声波信号从第一发射器 A 到第二接收器 C 的总的传播时间为:

[0046]

$$T_{AC} = \frac{L_{AC} \times \cos \varphi}{Vb} + \frac{2h - (L_{AD} - L_{CD}) \times \sin \varphi}{Vb \times \tan \alpha} \tag{8}$$

[0047] 超声波信号从第二发射器 B 到第一接收器 D 的总的传播时间为:

[0048]

$$T_{BD} = \frac{L_{BD} \times \cos \varphi}{Vb} + \frac{2h + (L_{DD} - L_{BD}) \times \sin \varphi}{Vb \times \tan \alpha} \tag{9}$$

[0049] 将 (6)、(7) 两式相减,即可得到:

[0050]

$$Vb = \frac{L_{AD} - L_{BC}}{T_{AD} - T_{BC}} \times \cos \varphi \tag{10}$$

[0051] 当探头表面 230 与骨表面 210 之间的夹角 φ 较小,例如接近于 0 度的时候,骨声速 Vb 可以近似地用下式表示:

$$Vb = \frac{L_{AD} - L_{BC}}{T_{AD} - T_{BC}} \tag{11}$$

[0053] 相应地,将 (8)、(9) 两式相减可得到:

[0054]

$$\begin{aligned}
\sin \varphi &= \frac{T_{BD} - T_{AC}}{L_{AD} - L_{BC}} \times Vb \times \tan \alpha \\
&= \frac{T_{BD} - T_{AC}}{L_{AD} - L_{BC}} \times \frac{Vb \times V_S}{\sqrt{V_b^2 - V_s^2}} \tag{12}
\end{aligned}$$

[0055] 将式 (11) 代入式 (12) 可得到:

[0056]

$$\sin\varphi = \frac{T_{BD} - T_{AC}}{L_{AD} - L_{BC}} \times \frac{(L_{AD} - L_{BC}) \times V_s}{(T_{AD} - T_{BC}) \times \sqrt{\left(\frac{L_{AD} - L_{BC}}{T_{AD} - T_{BC}}\right)^2 - V_s^2}} \quad (13)$$

[0057] 软组织声速 V_s 可以取经验值,例如,可以假设软组织声速 $V_s = 1540\text{m/s}$ 。各发射器、接收器之间的距离以及它们与中心点 O 之间的距离可以是已知的,或者预先测量。超声波信号从某发射器到某接收器的传播时间也可以测量,其可以利用常规技术来实现,本文不对此进行赘述。根据式 (13) 进行计算,即可得到探头表面 230 与骨表面 210 之间的夹角 φ 。

[0058] 发射器和接收器的总数目可以是四个或多于四个。多于四个会形成超定方程,求解最小二乘解即可。本发明的较佳实施例是发射器和对应的接收器对称安置,不对称安置时给出实际阵元间距即可,其求解方程会稍复杂。另外,应当注意,从式 (13) 可以看出,夹角 φ 的值是有正负之分的。骨密度探头的 T 端离骨表面更近时,定义夹角 φ 的值为正,骨密度探头的 R 端离骨表面更近时,定义夹角 φ 的值为负。

[0059] 通过上述方式,可以快速准确地计算夹角 φ 。

[0060] 可选地,骨检测设备 100 可以进一步包括报告装置(未示出)。处理器 130 可以进一步用于基于夹角 φ 生成报告信息。报告装置用于将报告信息发送给骨检测设备 100 的操作者。报告信息可以包括夹角 φ 的值。图 3 示出根据本发明一个实施例的报告信息的示意图。如图 3 所示,以图像方式显示报告信息。相应地,报告装置可以是显示器,其可以与处理器 130 直接或间接地连接。其中,图像 310、320、330、340 和 350 是在不同情况下的报告信息的几个示例。

[0061] 应当注意的是,骨密度探头可以通过超声波信号等方式检测探头表面是否与皮肤表面接触上,这可以利用常规技术实现,本发明不对此进行赘述。如果骨密度探头检测到探头表面尚未与皮肤表面接触,则处理器 130 可以生成图像 310,进而通过显示器进行显示。

[0062] 当探头表面与皮肤表面接触上时,可以检测到探头表面与骨表面之间的夹角 φ 。然后,可以在图像中显示该夹角 φ ,如图像 320、330、340 和 350 所示。如上文所述,夹角 φ 的值有正负之分,因此所显示的夹角 φ 也是有正有负的。根据显示的夹角 φ ,操作者可以根据经验值或理论值判断该夹角 φ 是否达到要求,如果未达到要求,操作者可以对骨密度探头的倾斜角度进行调整,以改变该夹角 φ 的值。另外,根据获得的探头表面与骨表面之间的夹角 φ ,还可将骨密度探头与骨区域的相对位置关系实时显示出来,并指导操作者进行有针对性的调整,这可以极大地节省调整骨密度探头的时间。

[0063] 可以理解的是,报告信息也可以以任何其他合适的方式发送给操作者,例如通过语音方式发送、通过电信号显示方式发送等。报告装置可以是例如扬声器、发光二极管等,本发明不对此进行限制。

[0064] 将报告信息发送给操作者,使得操作者可以及时了解骨密度探头的放置情况,判

断其是否符合要求,并进一步有针对性地对骨密度探头做出调整,从而有利于节省操作者的检测时间。

[0065] 可选地,处理器 130 可以通过以下方式生成报告信息:判断夹角 φ 是否满足第一预定条件;以及如果夹角 φ 满足第一预定条件,则生成包括角度正常信息的报告信息,如果夹角 φ 不满足第一预定条件,则生成包括角度非正常信息的报告信息。

[0066] 继续参考图 3,图像 320、330、340 和 350 中示出了“请调整角度”或“探头角度正常”这样的字符信息,其中“请调整角度”字符即角度非正常信息,“探头角度正常”字符即角度正常信息。上述字符仅是示例,也可以采用任何其他合适的信号,例如字符、图标、音频信号、信号灯(例如,用红灯表示角度非正常信息,绿灯表示角度正常信息)等来表示角度正常信息和角度非正常信息。

[0067] 在生成报告信息之前,处理器 130 可以首先对夹角 φ 进行判断,确定其是否满足第一预定条件。上述第一预定条件可以是,例如,夹角 φ 的绝对值小于或等于第一角度阈值。该第一角度阈值可以根据经验或理论设定为任何合适的值,例如 3 度、4 度或 5 度等,在此不一一列举。下面以第一角度阈值为 5 度进行说明。如图 3 所示,当夹角 φ 为 15 度(即 15°)或 -14 度(即 -14°)时,夹角 φ 是不满足第一预定条件的,此时生成的报告信息中包括角度非正常信息,即图像 320 和图像 330 中所显示的“请调整角度”字符。当夹角 φ 为 5 度(即 5°)或 -3 度(即 -3°)时,夹角 φ 满足第一预定条件,此时生成的报告信息中包括角度正常信息,即图像 340 和图像 350 中所显示的“探头角度正常”字符。

[0068] 对夹角 φ 进行主动判断并根据判断结果生成不同的报告信息,可以及时反馈关于骨密度探头的放置情况是否符合要求的信息,以指导操作者及时对骨密度探头进行调整。

[0069] 可选地,报告信息可以包括检测表面的倾斜方向信息。骨检测设备 100 可以进一步包括运动传感器(未示出),用于检测检测表面的实际运动方向。处理器 130 可以进一步用于基于夹角 φ 在特定时段内的变化确定检测表面的理论运动方向,判断理论运动方向与实际运动方向是否一致,以及如果理论运动方向与实际运动方向不一致,则对倾斜方向信息进行修正。

[0070] 倾斜方向信息可以是指示骨密度探头向哪个方向倾斜以及其倾斜角度的信息。例如,在图 3 所示的图像 320、330、340 和 350 中,均显示了示意性的骨密度探头,其中,基于所计算出的夹角 φ 示出了骨密度探头向不同方向的倾斜。在图 3 所示的图像 310、320、330、340 和 350 中,以面向图像的观察者的视角来看,骨密度探头的左侧定义为骨密度探头的 T 端,骨密度探头的右侧定义为骨密度探头的 R 端。图像 320 和图像 340 中的夹角 φ 均是正的,因此所显示的骨密度探头均向 T 端倾斜,并且 15 度的夹角 φ 对应的骨密度探头的倾斜角度(如图像 320 所示)大于 5 度的夹角 φ 对应的骨密度探头的倾斜角度(如图像 340 所示)。同理,图像 330 和图像 350 中的夹角 φ 均是负的,因此所显示的骨密度探头均向 R 端倾斜,并且 -14 度的夹角 φ 对应的骨密度探头的倾斜角度(如图像 330 所示)大于 -3 度的夹角 φ 对应的骨密度探头的倾斜角度(如图像 350 所示)。

[0071] 运动传感器可以是能够检测探头表面的运动（即骨密度探头的运动）的器件，例如陀螺仪或角加速度传感器等。该运动传感器可以安置在骨密度探头中。当骨密度探头运动时，其可以通过加速度等的变化检测到这种运动，并可以判断运动方向。

[0072] 可以理解，骨密度探头的放置方向通常都是平行于骨骼部位的长轴方向的，因此当放置骨密度探头时，通常只存在两种可能，要么 T 方向朝向远心端，要么 R 方向朝向远心端。图 4 示出根据本发明一个实施例的调整骨密度探头与骨区域的相对位置关系的示意图。当骨密度探头如图 4 中左侧所示的方式放置时，T 端离骨表面更近，夹角 φ 为正。当骨密度探头放反时，R 端离骨表面更近，夹角 φ 为负。假设骨密度探头是按照 T 方向朝向远心端，R 方向朝向近心端的方式放置的。如果夹角 φ 的值为正，则如图 4 所示，当骨密度探头向右侧（朝向近心端）转动，即顺时针转动时，T 端会逐渐远离骨表面，夹角 φ 的值将变小，例如由 3 度变成 0 度；当骨密度探头向左侧（朝向远心端）转动，即逆时针转动时，T 端会更接近骨表面，夹角 φ 的值将变大，例如由 3 度变成 5 度。当操作者将骨密度探头的方向放反时，即骨密度探头是按照 T 方向朝向近心端，R 方向朝向远心端的方式放置时，如果夹角 φ 的值为正，则当骨密度探头向右侧（朝向近心端）转动，即顺时针转动时，T 端会更接近骨表面，夹角 φ 的值将变大，例如由 3 度变成 5 度；当骨密度探头向左侧（朝向远心端）转动，即逆时针转动时，T 端会逐渐远离骨表面，夹角 φ 的值将变小，例如由 3 度变成 0 度。这两种情况的夹角 φ 的变化过程是相反的。此外，可以理解的是，如果初始骨密度探头的 R 端比 T 端更接近骨表面，则当骨密度探头转动时，夹角 φ 的值的规律与 T 端比 R 端更接近骨表面的情况类似。即如果骨密度探头按照 T 方向朝向远心端，R 方向朝向近心端的方式放置，则当骨密度探头向右侧（朝向近心端）转动时，夹角 φ 的值将变小，例如由 -3 度变成 -5 度；当骨密度探头向左侧（朝向远心端）转动时，夹角 φ 的值将变大，例如由 -3 度变成 0 度。相反，如果骨密度探头按照 T 方向朝向近心端，R 方向朝向远心端的方式放置，则当骨密度探头向右侧（朝向近心端）转动时，夹角 φ 的值将变大，例如由 -3 度变成 0 度；当骨密度探头向左侧（朝向远心端）转动时，夹角 φ 的值将变小，例如由 -3 度变成 -5 度。总之，当操作者将骨密度探头的方向放反时，即实际的骨密度探头方向与假设的骨密度探头方向相反时，操作者实际转动骨密度探头的方向将与检测到的探头表面与骨表面之间的夹角 φ 变化的方向不一致。

[0073] 由于处理器 130 在生成如图 3 所示的倾斜方向信息时，是按照夹角 φ 生成的，然而夹角 φ 是基于骨密度探头按照 T 方向朝向远心端，R 方向朝向近心端的方式放置的假设确定的，因此依靠夹角 φ 可能会生成与实际情况相反的倾斜方向信息。当操作者转动骨密度探头时，可以实时计算夹角 φ 在特定时段内的变化，并据此确定探头表面的理论运动方向。同时，利用运动传感器检测其实际运动方向。如果理论运动方向和实际运动方向一致，则不需要对所显示的倾斜方向信息进行修正。反之，需要对倾斜方向信息进行修正，即将如图 3 所示的骨密度探头左右对调，随后将经修正的倾斜方向信息显示出来。通过这样的自动修正方式，可以保证将正确的报告信息反馈给操作者，以避免浪费操作者的时间和精力。

[0074] 可选地,处理器 130 可以进一步用于判断夹角 φ 是否满足第二预定条件,以及如果夹角 φ 满足第二预定条件,则确定骨区域的骨声速 V_b 并基于骨声速 V_b 计算骨密度。根据本发明的实施例,在针对骨密度进行检测的过程中,可以在探头表面与骨表面之间的夹角 φ 小于或等于所期望的特定角度时,才开始计算并记录骨声速 V_b ,这样可以保证检测结果的准确性。因此,可以将第二预定条件设定为夹角 φ 的绝对值小于或等于第二角度阈值。该第二角度阈值可以根据经验或理论设定为任何合适的值,例如 3 度、4 度或 5 度等,在此不一一列举。上文所述的第一预定条件和第二预定条件可以相同或不同。可以理解的是,当第一预定条件和第二预定条件相同时,处理器 130 可以同时针对二者进行判断,即仅需判断一次即可。确定骨声速 V_b 的方式可以采用常规技术实现,也可以采用下文所述的方式实现。

[0075] 可选地,发射器包括第一发射器和第二发射器,接收器包括第一接收器和第二接收器。第一发射器和第一接收器关于检测表面的、过检测表面的中心点的垂线对称安置,第二发射器和第二接收器关于垂线对称安置。第一发射器与第一接收器之间的距离大于第二发射器和第二接收器之间的距离。

[0076] 处理器 130 可以根据以下公式确定骨声速 V_b :

[0077]

$$V_b = \frac{L_{AD} - L_{BC}}{T_{AD} - T_{BC}} \times \cos \varphi,$$

[0078] 其中, T_{AD} 是超声波信号从第一发射器到第一接收器的传播时间, T_{BC} 是超声波信号从第二发射器到第二接收器的传播时间, L_{AD} 是第一发射器与第一接收器之间的距离, L_{BC} 是第二发射器与第二接收器之间的距离。

[0079] 对骨声速 V_b 的计算可以根据式 (10) 进行。也就是说,可以将式 (13) 计算出的夹角 φ 代入到式 (10) 中,经过多次迭代,可以得到更精确的骨声速 V_b 。可以理解,由于式 (10) 到式 (11) 进行了近似计算,因此会造成骨声速 V_b 的计算误差。当夹角 φ 小于 5 度时,由于式 (11) 的近似结果而造成的对骨声速 V_b 的计算误差可以小于 0.4%。

[0080] 根据本发明另一方面,提供一种骨检测方法,其应用于骨检测设备。图 5 示出根据本发明一个实施例的骨检测方法 500 的流程图。骨检测方法 500 包括:步骤 S510,由发射器向骨区域发射超声波信号;步骤 S520,由接收器接收经由骨区域传播的超声波信号;以及,步骤 S530,至少基于超声波信号从发射器到接收器的传播时间计算与发射器和接收器相关联的检测表面与骨区域的骨表面之间的夹角 φ 。

[0081] 可选地,发射器包括第一发射器和第二发射器,接收器包括第一接收器和第二接收器。第一发射器和第一接收器关于检测表面的、过检测表面的中心点的垂线对称安置,第二发射器和第二接收器关于垂线对称安置。第一发射器与第一接收器之间的距离大于第二发射器和第二接收器之间的距离。

[0082] 夹角 φ 可以利用以下公式计算:

[0083]

$$\sin\varphi = \frac{T_{BD} - T_{AC}}{L_{AD} - L_{BC}} \times \frac{(L_{AD} - L_{BC}) \times V_s}{(T_{AD} - T_{BC}) \times \sqrt{\left(\frac{L_{AD} - L_{BC}}{T_{AD} - T_{BC}}\right)^2 - V_s^2}},$$

[0084] 其中, T_{AC} 是超声波信号从第一发射器到第二接收器的传播时间, T_{BD} 是超声波信号从第二发射器到第一接收器的传播时间, T_{AD} 是超声波信号从第一发射器到第一接收器的传播时间, T_{BC} 是超声波信号从第二发射器到第二接收器的传播时间, L_{AD} 是第一发射器与第一接收器之间的距离, L_{BC} 是第二发射器与第二接收器之间的距离, V_s 是软组织声速。

[0085] 可选地, 在步骤 S530 之后, 骨检测方法 500 可以进一步包括: 基于夹角 φ 生成报告信息; 以及将报告信息发送给骨检测设备的操作者。

[0086] 可选地, 生成报告信息可以包括: 判断夹角 φ 是否满足第一预定条件; 以及如果夹角 φ 满足第一预定条件, 则生成包括角度正常信息的报告信息, 如果夹角 φ 不满足第一预定条件, 则生成包括角度非正常信息的报告信息。

[0087] 可选地, 报告信息可以包括检测表面的倾斜方向信息。骨检测方法 500 可以进一步包括: 基于夹角 φ 在特定时段内的变化确定检测表面的理论运动方向; 检测检测表面的实际运动方向; 判断理论运动方向与实际运动方向是否一致; 以及如果理论运动方向与实际运动方向不一致, 则对倾斜方向信息进行修正。

[0088] 可选地, 在步骤 S530 之后, 骨检测方法 500 可以进一步包括: 判断夹角 φ 是否满足第二预定条件; 以及如果夹角 φ 满足第二预定条件, 则确定骨区域的骨声速 V_b 并基于骨声速 V_b 计算骨密度。

[0089] 可选地, 发射器包括第一发射器和第二发射器, 接收器包括第一接收器和第二接收器。第一发射器和第一接收器关于检测表面的、过检测表面的中心点的垂线对称安置, 第二发射器和第二接收器关于垂线对称安置。第一发射器与第一接收器之间的距离大于第二发射器和第二接收器之间的距离。

[0090] 骨声速 V_b 可以根据以下公式确定:

[0091]

$$V_b = \frac{L_{AD} - L_{BC}}{T_{AD} - T_{BC}} \times \cos\varphi,$$

[0092] 其中, T_{AD} 是超声波信号从第一发射器到第一接收器的传播时间, T_{BC} 是超声波信号从第二发射器到第二接收器的传播时间, L_{AD} 是第一发射器与第一接收器之间的距离, L_{BC} 是第二发射器与第二接收器之间的距离。

[0093] 在以上关于骨检测设备的描述中, 已经描述了发射器、接收器和处理器的特征、运行方式和优点, 本领域技术人员结合以上关于图 1 至图 4 的描述能够理解骨检测方法 500 中的各步骤的实施方式及其优点等, 为了简洁, 本文不对此进行赘述。

[0094] 可以理解的是, 本文所述的骨检测设备可以是骨密度探头, 处理器可以作为单独的芯片集成在骨密度探头内。骨检测设备也可以包括骨密度探头和处理器, 将处理器作为独立的器件与骨密度探头分开实现, 处理器与骨密度探头可以通过任何合适的通信方式, 例如有线或无线地, 进行通信。同样地, 上文所述的报告装置也可以与骨密度探头和处理器

中的任何一者或两者集成在一起,或者作为独立的器件实现。

[0095] 本发明公开了一种可以实时检测诸如探头表面的检测表面与骨表面之间的夹角的技术。当将该技术应用于骨密度检测时,其可以帮助指导操作者精细调整骨密度探头的位置,并可以实时反馈调整的结果,极大地节省了操作者的检测时间。另外,探头表面与骨表面之间的夹角 ϕ 可以实时显示,使得操作者能够在整个检测过程中,保持探头表面与骨表面的基本平行,因此可以提高骨密度检测的准确性。

[0096] 在本发明的描述中,需要理解的是,术语“上”、“下”、“左”、“右”、“顶”、“底”、“内”、“外”等指示的方位或位置关系为基于正常使用时的方位或位置关系,仅是为了便于描述本发明和简化描述,而不是指示或暗示所指的装置或元件必须具有特定的方位、以特定的方位构造和操作,因此不能理解为对本发明的限制。此外,术语“第一”、“第二”仅用于描述目的,而不能理解为指示或暗示相对重要性或者隐含指明所指示的技术特征的数量。由此,限定有“第一”、“第二”的特征可以明示或者隐含地包括一个或者更多个该特征。

[0097] 本发明已经通过上述实施例进行了说明,但应当理解的是,上述实施例只是用于举例和说明的目的,而非意在将本发明限制于所描述的实施例范围内。此外本领域技术人员可以理解的是,本发明并不局限于上述实施例,根据本发明的教导还可以做出更多种的变型和修改,这些变型和修改均落在本发明所要求保护的范围内。本发明的保护范围由附属的权利要求书及其等效范围所界定。

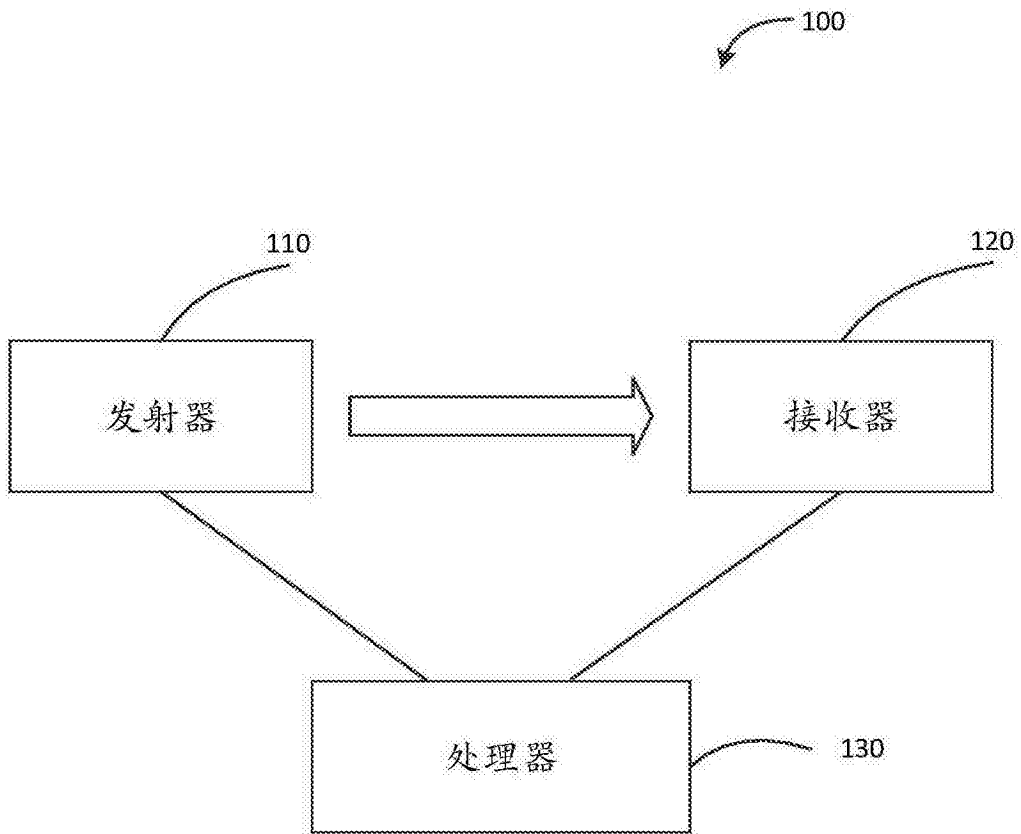


图 1

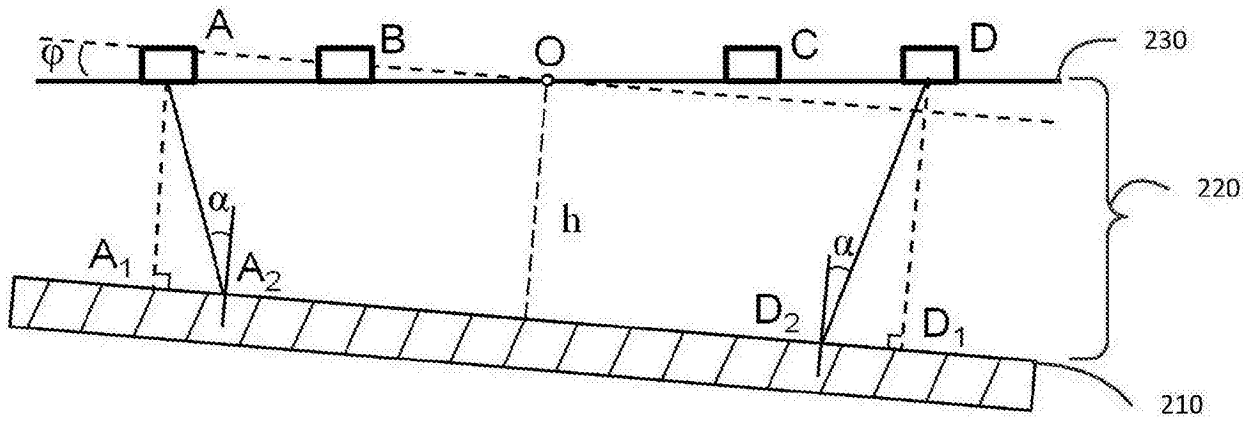


图 2

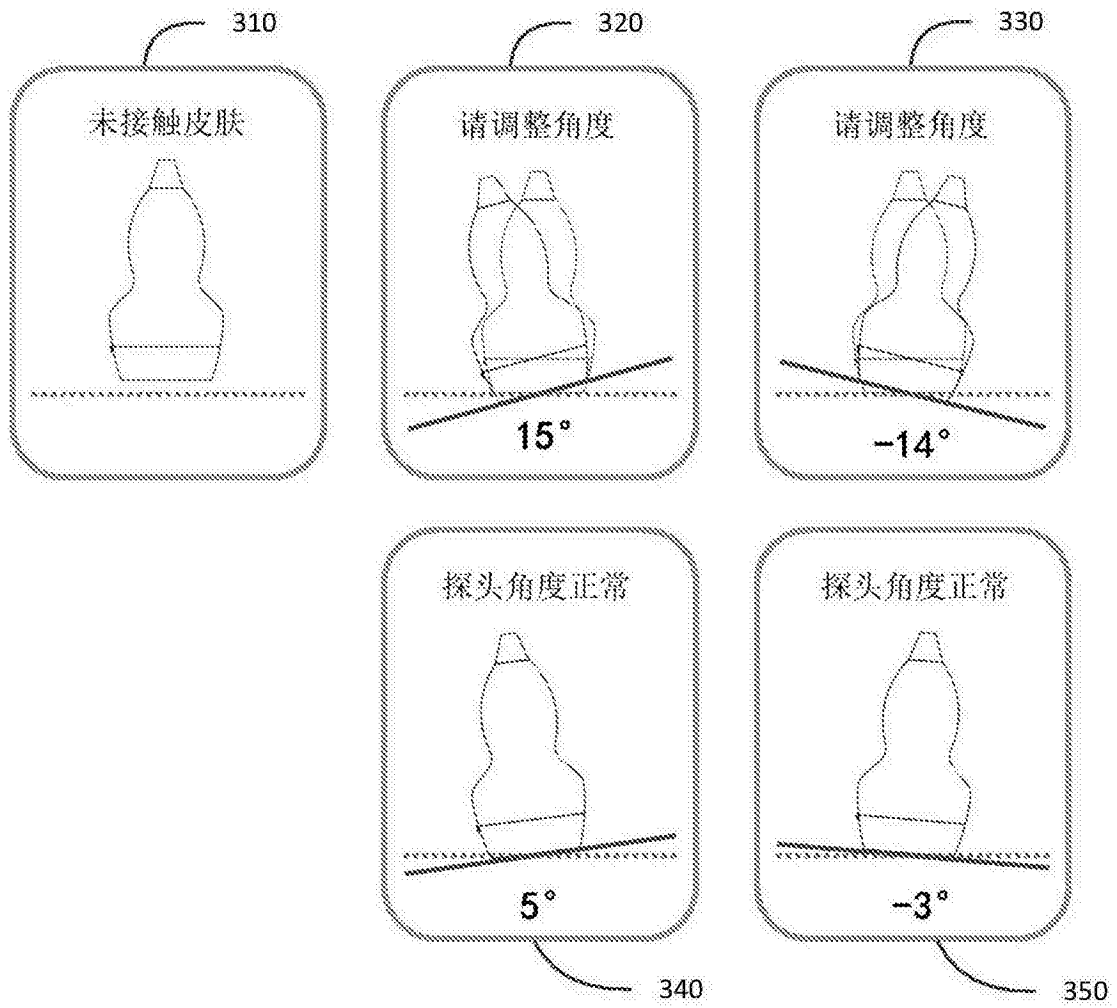


图 3

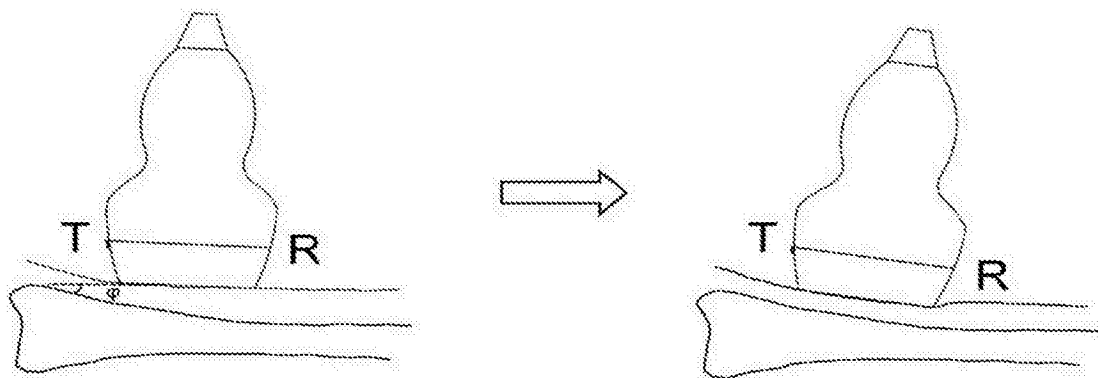


图 4

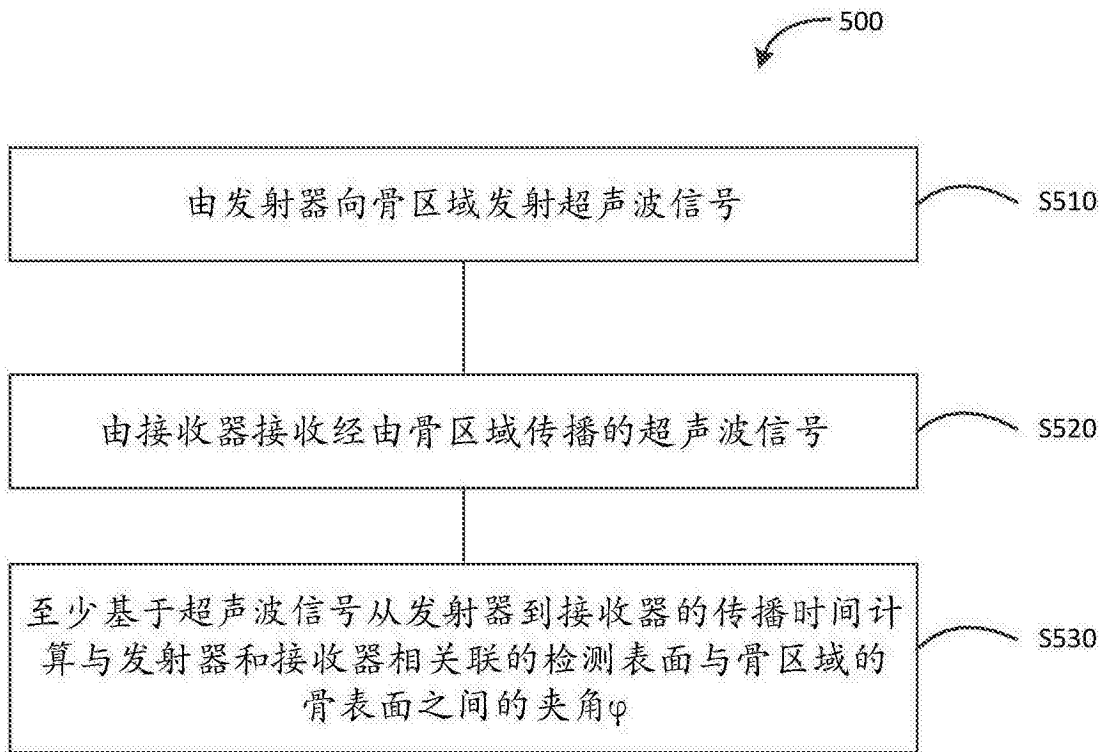


图 5

专利名称(译)	骨检测设备和骨检测方法		
公开(公告)号	CN105193454A	公开(公告)日	2015-12-30
申请号	CN201510680267.4	申请日	2015-10-19
[标]发明人	齐敏超 马忠伟 陈敬华 徐亮禹 胡鹏		
发明人	齐敏超 马忠伟 陈敬华 徐亮禹 胡鹏		
IPC分类号	A61B8/08		
代理人(译)	张玮		
其他公开文献	CN105193454B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种骨检测设备和骨检测方法。该骨检测设备包括发射器、接收器和处理器。发射器用于向骨区域发射超声波信号。接收器用于接收经由骨区域传播的超声波信号。处理器用于至少基于超声波信号从发射器到接收器的传播时间计算与发射器和接收器相关联的检测表面与骨区域的骨表面之间的夹角根据本发明提供的骨检测设备和骨检测方法，可以实时计算并提供检测表面与骨表面之间的夹角，使得骨检测设备的操作者及时获知该夹角并根据该夹角对检测表面进行调整成为可能，从而有助于提高骨密度检测的效率和准确性。

