



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101969846 B

(45) 授权公告日 2014. 06. 18

(21) 申请号 200980105378. 5

(22) 申请日 2009. 02. 17

(30) 优先权数据

20085206 2008. 03. 05 FI

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2010. 08. 17

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/FI2009/050126 2009. 02. 17

(87) PCT国际申请的公布数据

W02009/109695 EN 2009. 09. 11

(73) 专利权人 骨治医疗公司

地址 芬兰赫尔辛基市

(72) 发明人 尤西·普基

(74) 专利代理机构 北京维澳专利代理有限公司

11252

代理人 马佑平

(51) Int. Cl.

A61B 5/103 (2006. 01)

A61B 8/08 (2006. 01)

G01N 29/07 (2006. 01)

(56) 对比文件

W0 00/28316 A1, 2000. 05. 18,

W0 03/099132 A1, 2003. 12. 04,

US 5935073 A, 1999. 08. 10,

EP 0585492 A1, 1994. 03. 09,

审查员 初博

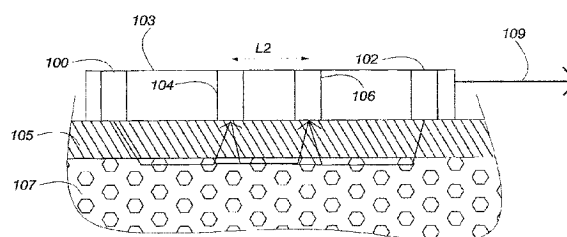
权利要求书3页 说明书6页 附图6页

(54) 发明名称

测量骨密度的装置和方法

(57) 摘要

本发明的目的是一种形成骨骼密度信息的超声波装置。该超声波装置包括用以形成骨骼密度信息的至少两个具有间距为 L_1 的传送器(100, 102) 以传送超声波信号进入骨骼, 至少两个具有间距为 L_2 的接收器(104)以接收自骨骼的超声波信号, 至少是距离 L_1 和 L_2 中的之一作为校准的已知距离 L 。该超声波装置还包括基于通过所述接收器接收的超声波信号计算骨骼中超声波速度以形成骨骼密度信息的处理单元(101), 通过将已知距离除以超声波信号在接收自第一个传送器(100)的所述超声波信号的接收器间(104, 106)的传播时间差和超声波信号在接收自第二个传送器(102)的所述超声波信号的接收器间(104, 106)的传播时间差的平均值。



1. 一种形成骨骼密度信息的超声波装置,其特征在于,所述超声波装置包括:

至少两个传送器以传送超声波信号进入骨骼,其中两个传送器(100,102)具有校准的已知间距 L1,

至少两个接收器以接收自骨骼的超声波信号,其中两个接收器(104,106)具有间距 L2;

所述超声波装置还包括:通过所述接收器(104,106)接收的超声波信号计算骨骼中的超声波速度以形成骨骼密度信息的处理单元(101),所述超声波速度通过将已知距离 L1 除以一个平均值计算,所述平均值由超声波信号在接收自第一个传送器(100)的所述超声波信号的接收器间(104,106)的传播时间差和超声波信号在接收自第二个传送器(102)的所述超声波信号的接收器间的传播时间差计算。

2. 根据权利要求1所述的形成骨骼密度信息的超声波装置,其特征在于,还包括:

至少一个用以研究超声波信号质量的第三传送器(108),以用以向骨骼内传送超声波信号,该第三传送器(108)布置在自第一传送器(100)的已知距离 L3 上,且自第二传送器(102)的已知距离 L4 上,

每一个传送器(100,102,108)轮流传送信号;

所述处理单元(101)基于接收信号计算在已知距离 L1、L3、L4 上的超声波速度,当超声波速度在已知距离 L1、L3、L4 上显著不同时,或者某些速度值无法被测量时,则可注意某些超声波传感器在皮肤表面不具有合适的接触,或者有超声波传感器破损。

3. 根据权利要求1所述的形成骨骼密度信息的超声波装置,其特征在于,还包括:

至少一个为了研究超声波信号质量的第三接收器(110),以用以接收自骨骼的超声波信号,该第三接收器(110)布置在自第一接收器(104)的已知距离 L5 上,且自第二接收器(106)的已知距离 L6 上,

该第三接收器(110)同接收器(104,106)接收由第一传送器(100)传送自第一方向的超声波信号,和由第二传送器(102)传送相反方向的超声波信号,

所述处理单元(101)基于接收信号计算在已知的距离 L2、L5、L6 上的超声波速度,当超声波速度在已知距离 L2、L5、L6 上显著不同时,或者某些速度值无法被测量时,则可注意某些超声波传感器在皮肤表面不具有合适的接触,或者有超声波传感器破损。

4. 如权利要求1,2 或者3所述的超声波装置,其特征在于,所述已知距离至少是一厘米。

5. 如权利要求1,2 或者3所述的超声波装置,其特征在于,所述超声波装置包括用以在骨骼内传送超声波信号的传送器(100,102),其在不同的时间点具有不同的传送器(100,102)。

6. 如权利要求1,2 或者3所述的超声波装置,其特征在于,所述超声波装置包括:传送器(100,102)为采用多频率传送器以形成不同频率,以在不同骨骼密度测量的情形中用作超声波信号,和接收器(104,106)为采用多频率接收器以接收所述在不同骨骼密度测量的情形中的包含不同频率的所述超声波信号。

7. 如权利要求1,2 或者3所述的超声波装置,其特征在于,所述超声波装置包括,传送器(100,102)传送 100 — 500KHz 频率的超声波信号进入骨骼,和接收器(104,106)接收自骨骼的 100 — 500KHz 频率的超声波信号。

8. 如权利要求 1,2 或者 3 所述的超声波装置,其特征在于,所述超声波装置包括校准布置,其包括被集成程序化到所述超声波装置的校准程序,和校准已知距离 L_1 的校准零件(112),且在所述校准零件(112)中超声波在不同温度的速度已知。

9. 一种形成骨骼密度信息的方法,其特征在于,在该方法中:

超声波信号由至少两个传送器传送进入骨骼,其中两个传送器(100,102)具有校准的已知间距 L_1 ,

超声波信号由至少两个接收器自所述骨骼接收,其中两个接收器(104,106)具有间距 L_2 ;

基于所述接收器(104,106)接收的所述超声波信号计算骨骼中的超声波速度以形成骨骼密度信息是通过:将已知距离 L_1 除以一个平均值计算,所述平均值由超声波信号在接收自第一个传送器(100)的所述超声波信号的接收器间(104,106)的传播时间差和超声波信号在接收自第二个传送器(102)的所述超声波信号的接收器间(104,106)的传播时间差计算。

10. 根据权利要求 9 所述的形成骨骼密度信息的方法,其特征在于,在该方法中:

超声波信号还由至少一个用以研究超声波信号质量的第三传送器(108)向骨骼内传送,该第三传送器(108)布置在自第一传送器(100)的已知距离 L_3 上,且自第二传送器(102)的已知距离 L_4 上,

每一个传送器(100,102,108)轮流传送信号;

所述接收器(104,106)接收的超声波信号计算骨骼中的超声波速度以形成骨骼密度信息是通过已知距离 L_1 、 L_3 、 L_4 计算,当超声波速度在已知距离 L_1 、 L_3 、 L_4 上显著不同时,或者某些速度值无法被测量时,则可注意某些超声波传感器在皮肤表面不具有合适的接触,或者有超声波传感器破损。

11. 根据权利要求 9 所述的形成骨骼密度信息的方法,其特征在于,在该方法中:

超声波信号还由至少一个为了研究超声波信号质量的第三接收器(110)自骨骼接收,该第三接收器(110)布置在自第一接收器(104)的已知距离 L_5 上,且自第二接收器(106)的已知距离 L_6 上,

该第三接收器(110)同接收器(104,106)接收由第一传送器(100)传送自第一方向的超声波信号,和

由第二传送器(102)传送相反方向的超声波信号,

所述接收器(104,106,110)接收的超声波信号计算骨骼中的超声波速度以形成骨骼密度信息是通过已知距离 L_2 、 L_5 、 L_6 计算,当超声波速度在已知距离 L_2 、 L_5 、 L_6 上显著不同时,或者某些速度值无法被测量时,则可注意某些超声波传感器在皮肤表面不具有合适的接触,或者有超声波传感器破损。

12. 如权利要求 9,10 或者 11 所述的方法,其特征在于,所述已知距离至少是一厘米。

13. 如权利要求 9,10 或者 11 所述的方法,其特征在于,被传送到骨骼内的超声波信号是由在不同的时间点具有不同的传送器(100,102)。

14. 如权利要求 9,10 或者 11 所述的方法,其特征在于,不同骨骼密度测量情形的执行中包括不同频率的超声波信号,其是由采用多频率传送器作为传送器(100,102)和采用多频率接收器作为接收器(104,106)以接收所述在不同骨骼密度测量的情形中的包含不同频

率的所述超声波信号。

15. 如权利要求 9,10 或者 11 所述的方法,其特征在于,进入骨骼中传送和自骨骼接收的是 100 — 500KHz 频率的超声波信号。

16. 如权利要求 9,10 或者 11 所述的方法,其特征在于,距离 L 通过使用校准零件(112)来完成校准测量,其中超声波在不同温度的速度已知,且在所述校准测量中:

校准零件(112)的温度被测量,

超声波的传送时间被测量,以用于在所述校准零件中所述距离 L 被校准,

和所述距离 L 基于所述测量的传送时间和已知的在所述测量温度下所述校准零件(112)中的超声波速度被计算。

测量骨密度的装置和方法

技术领域

[0001] 多种原因导致骨密度下降并且因此造成骨骼变的脆弱,增加了各种骨折的风险。这种现象称作为骨质疏松症。

背景技术

[0002] 骨密度通过测量穿过骨头的 X 射线的稀薄化的测量装置来测量。这些装置相对的昂贵。特别是由于这个原因,更加受欢迎的装置和方法是基于穿过骨头或者在骨头表面的机械振动的测量,例如超声波。

[0003] 根据现有技术,在专利申请公布 EP1507476 A1 (申请人 CENTRE NAT RECH SCIENT) 中提供了一种超声波测量布置,其中超声波通过使用至少一个传送器传送到骨头,并且超声波通过使用多个接收器被接收,并且这些接收器之间具有至多 1cm 的距离。骨质疏松症的信息诊断基于通过使用傅式转化或者矩阵计算所得到的超声波的空间—时间—频率图表信息。

[0004] 在公开的 EP1507476 A1 中告知可采用频率范围为 100KHz 至 5MHz,但是在实际的 EP1507476 A1 中的传送器和接收器,它们之间至多 0.5cm 的间距,并不能采用低于 1MHz 的频率。

[0005] 根据现有技术,骨骼测量结果的信息具有非常的缺陷,足够并值得信赖的测量结果需要至少 10 个接收器作为接收超声波信号,在实践中需要的更多。这增加了大量的经济成本。

发明内容

[0006] 作为本发明的目标是一种方法和可以承担起的采用所述方法来进行简单而成功的骨骼密度测量的装置。这些取得是通过形成骨骼密度信息的超声波装置。这个超声波装置包括形成骨骼密度信息的至少两个具有间距为 L_1 的传送器以传送超声波信号进入骨骼,至少两个具有间距为 L_2 的接收器以接收自骨骼的超声波信号,至少是距离 L_1 和 L_2 中的之一作为校准的已知距离 L ,和基于通过所述接收器接收的超声波信号计算骨骼中超声波速度以形成骨骼密度信息的处理单元,通过将已知距离除以超声波信号在接收自第一个传送器的所述超声波信号的接收器间的传播时间差和超声波信号在接收自第二个传送器的所述超声波信号的接收器间的传播时间差的平均值。

[0007] 本发明的目的也是一种用以形成骨骼密度信息的方法。在该方法中,骨骼密度信息形成是通过超声波信号由具有间距为 L_1 的至少两个传送器传送进入骨骼,自骨骼的超声波信号由具有间距为 L_2 的至少两个接收器接收,作为校准的已知距离 L 至少是距离 L_1 和 L_2 中的之一,和基于所述接收器接收的超声波信号,超声波在骨骼中的速度被计算成骨骼密度信息是通过已知距离 L 除以超声波信号在接收自第一个传送器的所述超声波信号的接收器间的传送时间差和超声波信号在接收自第二个传送器的所述超声波信号的接收器间的传播时间差的平均值。

[0008] 在根据本发明的骨密度测量中,超声波的传送速度,所述超声波在骨表面传播或实质沿着骨表面的方向在骨的内部传播,通过成功的最小化现有的基于超声波速度测量的骨密度测量方法中存在的问题而得到测量。本发明优化的结果在低于 0.5MHz 的频率下获得且本发明不需要采用傅式转换。

[0009] 本发明基于骨质疏松症的响应数据是通过超声波沿着最快路径通过软组织和骨骼的传播速度计算。在本方法中,使用位于不同位置的至少两个传送器以传送超声波信号进入骨骼,并且分别由位于不同位置的接收器接收自骨骼的超声波信号,且接收器间或传送器间的距离 L 已知。本发明更基于校准零件的温度被测量,由于距离 L 在校准零件中可以被校准,超声波的传送时间可以被计算,且距离 L 可以基于被测量的传送时间和已知的在所述的测量温度中超声波在校准零件中的速度被计算。校准距离信息被用于计算超声波在骨骼中速度,以基于所述接收器所接收到超声波信号形成骨骼密度信息,通过已知距离除以除以超声波信号在接收自第一个传送器的所述超声波信号的接收器间的传送时间差和超声波信号在接收自第二个传送器的所述超声波信号的接收器间的传播时间差的平均值。

[0010] 本发明的优点在于在发生骨折之前,经过测量的骨质疏松是检验可靠的,因此,通过改变营养或者采用药物能够阻止骨质疏松。当骨质疏松足够早的被发现,骨折的风险也可以通过采用各种保护措施而最小化。

附图说明

[0011] 图 1 表示的是根据本发明的测量头放置在皮肤上用以测量。

[0012] 图 2 表示的是本发明的第一个实施例的测量。

[0013] 图 3 表示的是本发明的第二个实施例的测量。

[0014] 图 4A-4B 表示的是用以研究超声波质量的本发明的超声波装置。

[0015] 图 5 表示的是本发明的处理单元。

具体实施方式

[0016] 超声波被描述成在不同媒质和它们的界面中具有不同的传送特性的机械振动的传播。当超声波频率保持统一,速度根据媒质的组成而改变。

[0017] 本发明的一个实施例中,这是足够的:仅采用两个超声波传感器,第一个为向骨骼中传送超声波的传送器,和第二个为接收自骨骼的超声波的接收器。在实践中,基于不同的软组织层所具有的厚度和成分,在骨骼和传感器间的软组织层会形成测量误差因素。因此在医疗中,仅使用两个传感器通常是不足以获得可被接受的测量结果。

[0018] 本发明的超声波装置的测量头包括至少四个成排的超声波传感器,其中至少两个传感器被用于向患者体内传送超声波信号,且至少两个被用于自患者处接收超声波信号。

[0019] 图 1 表示的是放置在皮肤上用以测量的本发明的测量头。图 1 显示的为软组织层 105 和骨 107 的剖面图。该测量头包括至少连个传送器 100,102 用以传送超声波透过软组织进入骨骼,且至少两个接收器 104,106 用以接收自骨骼透过软组织层的超声波。自测量头 103 是有线或无线数据连接器 109 至处理单元 101 (图 4B),其处理通过接收器接收到的数据。

[0020] 在图 2 中的本发明的第一个实施例中,用以形成骨骼密度信息的超声波装置包括

在测量头 103 内的两个传送器 100,102,用以传送超声波信号进入骨骼中。在所述传输器间的距离 L1 不需要知道。自骨骼的超声波信号通过位于测量头 103 内的接收器 104,106 接收,它们之间具有被测量的已知距离 L2。超声波的第一传送时间测量是通过第一传送器发送至少一个脉冲型超声波信号透过软组织进入骨头,其中超声波在骨骼表面或者骨骼内部传播。当在骨骼表面或内部的传播时,超声波削弱了,并且透过骨骼和软组织交界处,部分超声波能量传送给软组织。当超声波达到的第一接收器 104 时,部分超声波能量透过软组织传送到第一接收器并且超声波的其他部分更进一步传播。当超声波到达布置在更远的同第一接收器方向相同的第二接收器 106 时,部分超声波能量透过软组织传送到第二接收器并且其他超声波的其他部分再次的更进一步传播。

[0021] 如果没有软组织,超声波信号传播速度通过测量信号沿着骨头自传送器到接收器所花费的时间来获得,或者另外的自第一接收器到第二接收器,当它们之间的距离已知时。在实际的测量中,信号透过软组织传送的时间,如它的宽度,是影响测量结果的未知和位置因素。信号在接收器间传送的测量时间中,时间透过软组织传送的时间将不产生误差,如果软组织在两接收器处是平均和具有同样的厚度。因为在实际的测量中情况并不是这样,这导致时间测量的误差,取决于透过软组织厚度的在接收器处的传送时间差。本发明的实施例中,所述误差的消除是通过:超声波的第二传送时间的测量通过自第二传送器 102 传播至少一个脉冲型超声波信号透过软组织进入骨骼,其自一个相对接收器 104,106 实质相反的方向,如自第一传送器 100 发送的描述的超声波信号。因此,所述由第二传送器 102 传送的超声波首先到达第二传送器 106,然后到达第一传送器 104。接收器 104,106 接收由第二传送器 102 传送的超声波信号同它们接收自第一传送器 100 传送的超声波信号一样,但是时间上具有不同的顺序。

[0022] 在描述的第一和第二传送时间测量中变化是相同的,由于在透过软组织层的传送时间间的开方(extraction)所引起的,但是带有不同的符号,如绝对值相等。超声波的速度通过用接收器 104,106 间已知的距离 L2 的除法来计算,例如凸出到骨头表面的距离,除以在第一和第二传送时间测量中的测量时间值的平均值,以此方法来消除由软组织层所引起的误差。自传送器 100,102 到接收器 104,106 的距离不需要知道,且在测量头 103 和软组织间的连接不需要准确的调整。

[0023] 本发明的第一个优选的实施例可以通过如下的等式形式表示:

$$[0024] \quad V = 2 * L2 / (| (tb0 - t0) - (tc0 - t0) | + | (tb1 - t1) - (tc1 - t1) |) = 2 * L2 / (|tb0 - tc0| + |tb1 - tc1|),$$

[0025] 此处,V = 超声波的速度,L2 接收器间的已知距离,t0 = 超声波信号自第一传送器发出的传送时间,t1 = 超声波信号自第二传送器发出的传送时间,tb0 = 第一接收器用以自第一传送器发出的超声波信号的接收时间,tc0 = 第二接收器用以自第一传送器发出的超声波信号的接收时间,tb1 = 第一接收器用以自第二传送器发出的超声波信号的接收时间,和 tc1 = 第二接收器用以自第二传送器发出的超声波信号的接收时间。

[0026] 图 3 中本发明的第二优选的实施例,非常类似于本发明的所述第一优选实施例,主要区别在于,计算中需要的已知距离是传送器 100,102 间的已知距离,其位于接收器 104,106 间。在本发明的第二实施例中,位于所述接收器 104,106 间的距离 L2 不需要知道。同本发明的第一实施例一样,传送器和接收器 104,106 以成排的形式被布置在测量头 103

上。超声波的第一传送时间测量是通过：第一传送器发送至少一个脉冲型超声波信号透过软组织进入骨骼中，其中超声波在骨骼的表面或者内部传播。当在骨骼的表面或者内部传播时，超声波削弱，并且透过骨骼和软组织表面，部分超声波能量传送到软组织。当超声波达到的第一接收器 104 时，部分超声波能量透过软组织传送到第一接收器 104。当超声波到达布置在更远的同第一接收器 104 方向相反的第二接收器 106 时，部分超声波能量透过软组织传送到第二接收器 106。

[0027] 在本发明的第二实施例中，超声波的第二传送时间测量是通过自第二传送器 102 传送的至少一个脉冲型超声波信号来形成的，其透过软组织进入骨骼，其中超声波在骨骼的表面或内部传播。当超声波到达接收器 106 时，部分超声波能量透过软组织传送到接收器 106。当超声波到达布置在更远的同接收器 104 方向相反的接收器 104 时，部分超声波能量透过软组织传送到接收器 104。在第一和第二传送时间测量中变化是相同的，由于在透过软组织层的传送时间间的开方 (extraction) 所引起的，但是带有不同的符号，如绝对值相等。超声波的速度通过用传送器 100, 102 间已知的距离 $L1$ 的除法来计算，例如凸出到骨头表面的距离，除以在第一和第二传送时间测量中的测量时间值的平均值，以此方法来消除由软组织层所引起的误差。自传送器 100, 102 到接收器 104, 106 的距离不需要知道，且在测量头 103 和软组织间的连接不需要准确的调整。

[0028] 本发明的第二优选实施例可以通过以下的等式形式表示：

$$[0029] \quad V = 2 * L1 / (| (tb0 - t0) - (tc0 - t0) | + | (tb1 - t1) - (tc1 - t1) |) = 2 * L1 / (|tb0 - tc0| + |tb1 - tc1|),$$

[0030] 此处， V = 超声波的速度， $L1$ 传送器间的已知距离， $t0$ = 超声波信号自第一传送器发出的传送时间， $t1$ = 超声波信号自第二传送器发出的传送时间， $tb0$ = 第一接收器用以自第一传送器发出的超声波信号的接收时间， $tc0$ = 第二接收器用以自第一传送器发出的超声波信号的接收时间， $tb1$ = 第一接收器用以自第二传送器发出的超声波信号的接收时间，和 $tc1$ = 第二接收器用以自第二传送器发出的超声波信号的接收时间。

[0031] 在第一和第二实施例中，超声波装置包括处理单元 101 (图 5) 用以形成骨骼的密度信息，其通过基于接收器 104, 106 所接收的超声波信号计算骨骼内的超声波速度。如图 4B 中所示，处理单元 101 通过数据连接器 109 传送接收器所接收的测量信息。处理单元是一个计算机，或者类似物，包括连接到显示单元 111 上的处理器，自此处理的测量数据将被研究，键盘，自此可以提供控制和处理命令等给予处理单元，并且通过处理单元到达整个超声波装置。处理单元 101 通过以下进行处理计算：已知距离除以接收自第一传送器 100 的所述超声波信号的接收器 104, 106 间的超声波信号传送时间差和接收自第二传送器 102 的所述超声波信号的接收器间的超声波信号传送时间差的平均值。需要处理测量数据的电器也可以安装在处理单元 101 外的任何位置，例如在测量头 103 内。在第一个优选的实施例中已知距离是接收器间的距离 $L2$ ，在第二个优选的实施例中已知距离是传送器间的距离 $L1$ 。在本发明的两个实施例中的优点将得到优化，当已知距离是至少一厘米，但是本发明可以使用更小的距离。

[0032] 在本发明的优选实施例中，超声波装置包括用以在骨骼内传送超声波信号的传送器 100, 102，其在不同的时间点具有不同的传送器 100, 102。

[0033] 作为传送器 100, 102 可以采用多频率传送器以形成不同频率，以在不同骨骼密度

测量的情形中用作超声波信号。同时作为接收器 104,106 可以采用多频率接收器以接收在不同骨骼密度测量的情形中的包含不同频率的所述超声波信号。这些通过使用不同频率来实现的骨密度测量提供彼此关于骨密度信息的补充,以作为研究的目的。在优选的实施例中,传送器 100,102 传送 100-500KHz 频率的超声波信号进入骨骼,并且接收器 104,106 接收自骨骼的 100-500KHz 频率的超声波信号。

[0034] 在图 4A-4B 中是提供了本发明的超声波装置的校准布置。在本发明的第一和第二优选实施例中,测量头 103 的制造是通过传送器 100,102 和接收器 104,106 稳定的安装在测量头上制成,这样它们间的相对位置保持相同。

[0035] 在测量头的加工过程中,校准零件 112 的温度被测量,且超声波的传送时间被测量以用在校准零件上校准的距离 L,且至此距离 L 被测得,基于被测量的传送时间和已知在校准零件 112 上在所述温度下的超声波速度,通过乘以传送时间和速度。在第一优选实施例中,校准是为距离 L2 采用,在第二个实施例中是为距离 L1。在校准中,测量可以使用含有类似骨骼的材料的测量零件 112,例如塑料。校准零件 112 和校准布置可以交付给超声波装置用户,其可以实现在超声波装置使用时监测校准。

[0036] 校准程序被集成程序化到处理单元 101(图 5)的处理器,作为校准布置的一部分,这和超声波装置一起交付,该布置也可以包括所述校准零件 112,其在测量头的测量阶段是所需的,以在不同温度下校准已知距离 L。当根据本发明进行骨密度测量时,温度 T 也被测量,且基于测量的温度,校准程序关于已知距离 L 计算一准确信息,这被用以计算骨骼中的超声波速度,通过校准以获得更准确的骨骼密度信息。

[0037] 图 4A 表现的是根据本发明第一实施例的超声波装置,以用以研究超声波信号质量,该超声波装置包括在测量头 103 处用以研究超声波信号质量的至少一个接收器 110,以用以接收自骨骼的超声波信号,该接收器布置在自第一接收器 104 的已知距离 L5 上,且自第二接收器 106 的已知距离 L6 上,位于在第一 100 和第二 102 传送器间。已知距离 L2 是如图 2 所示的接收器 104,106 间的距离。如联系到本发明的第一实施例,接收器 110 同接收器 104,106 接收由传送器 100 传送自第一方向的超声波信号,和由传送器 102 传送相反方向的超声波信号,且基于接收信号计算在已知的距离 L2,L5,L6 上的超声波速度。如果发现超声波速度在已知距离 L2,L5,L6 是明显的不同,或者一些速度值甚至不能被测量,这可注意一些超声波传感器在皮肤的表面上不具有合适的接触,或者一些超声波传感器破损。速度间的相当可观的差异可以是例如 5%,但是也可以或多或少。通过这样的方法,使用者可以被教导以使得传感器的测量位置良好,且服务警报可以运行,该警报自动工作,当测量头 103 需要控制监测和服务时。

[0038] 图 4B 表现的是根据本发明第二实施例的超声波装置,以用以研究超声波信号质量,该超声波装置包括在测量头 103 处用以研究超声波信号质量的至少一个传送器 108,以用以向骨骼内传送超声波信号,该传送器 108 布置在自第一传送器 100 的已知距离 L3 上,且自第二传送器 102 的已知距离 L4 上,位于在第一 104 第二 106 接收器间。已知距离 L1 是如图 3 所示的传送器 100,102 间的距离。每一个传送器轮流传送的信号被接收器 104,106 所接收,且基于接收信号计算在已知的距离 L1,L3,L4 上的声波速度。如果发现超声波速度在已知距离 L1,L3,L4 是明显的不同,例如 5%,或者一些速度值甚至不能被测量,这可注意一些超声波传感器在皮肤的表面上不具有合适的接触,或者一些超声波传感器破损。速

度间的相当可观的差异可以是例如 5%，但是也可以或多或少。通过这样的方法，使用者可以被教导以使得传感器的测量位置良好，且服务警报可以运行，该警报自动工作，当测量头 103 需要控制监测和服务时。

[0039] 关于图 4A，品质检查操作可以通过使用脉冲式超声波的更加进步的方式来完成，其中具有最高速度的第一波低于第二波。超声波的速度通过接收器 104, 106 和 110 来测量，如第一个实施例中的描述的那样（图 2），通过使用已知距离 L5, L6 和 L2。如果注意到超声波速度在 L1, L3, L4 处是明显的不同，例如 5%，或者一些甚至不能被测量的速度值，可以注意的是一些接收器或者传送器没有同皮肤的表面具有良好的接触，或者一些接收器或者传送器破损了。这是由于，例如具有同皮肤不良的接触的接收器不能接收第一低波，和 / 或者具有不良的接触的传送器仅仅传送非常低的超声波。在速度间的可观的差距可以是例如 5%，但也可以是更多或更少。

[0040] 相对的，关于图 4B，超声波的速度通过接收器 104, 106 接收的发自传送器 100, 102 和 108 的超声波，通过使用已知距离 L3, L4 和 L1，如本发明第二优选例中所描述（图 3）。如果注意到自接收器接收的超声波速度明显不同，例如 5%，需要注意的是一些接收器同皮肤的表面没有良好的接触或者一些接收器已经破损。这是由于，例如具有同皮肤不良接触的接收器不能够接收第一低波，和 / 或者具有不良接触的传送器仅仅传送非常低的超声波。速度间的可观差异可以是，例如 5%，但也可以是更多或更少。

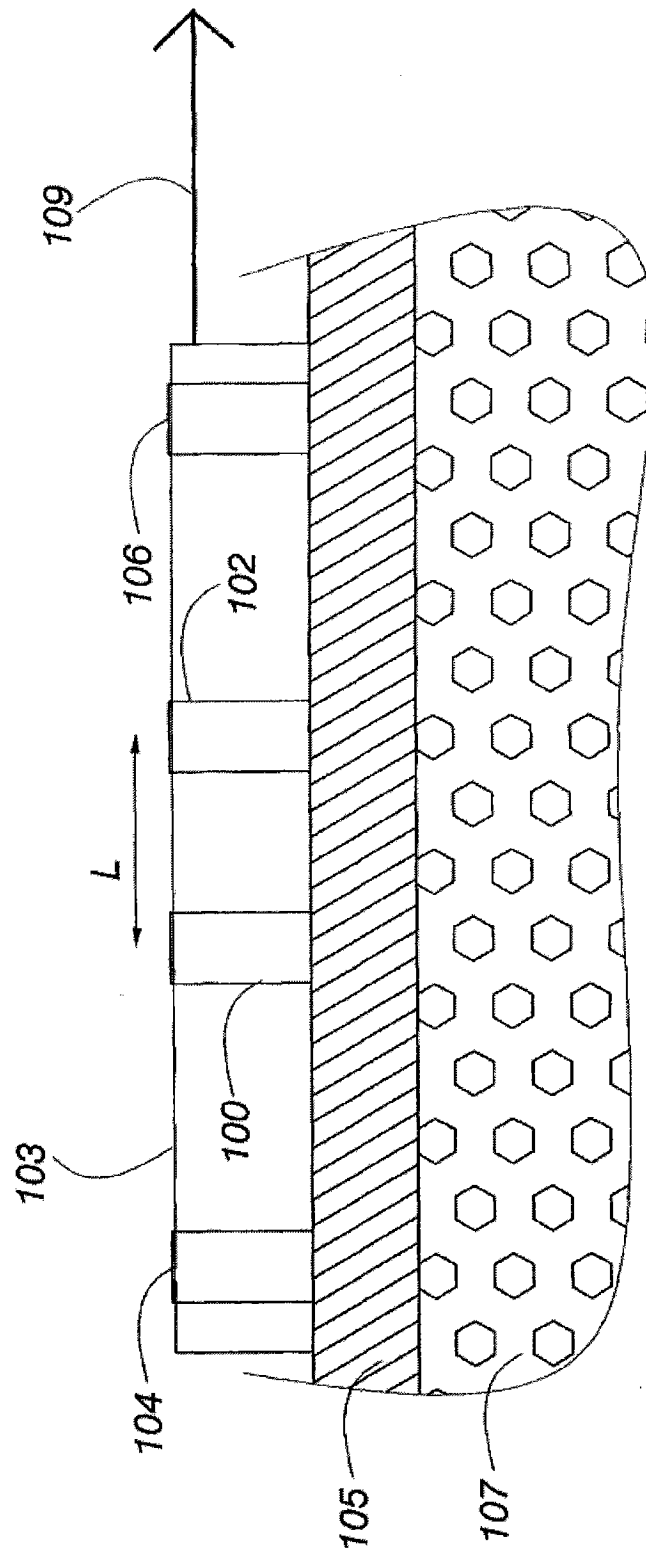


图 1

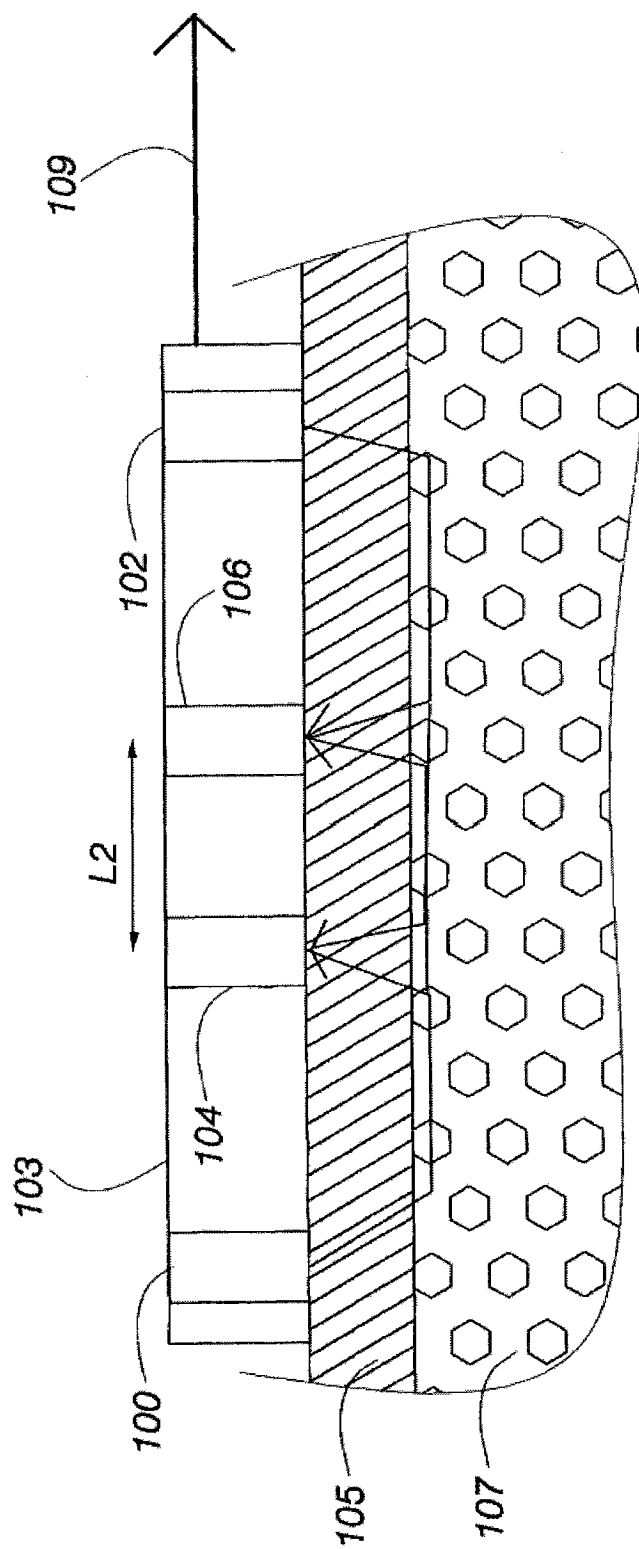


图 2

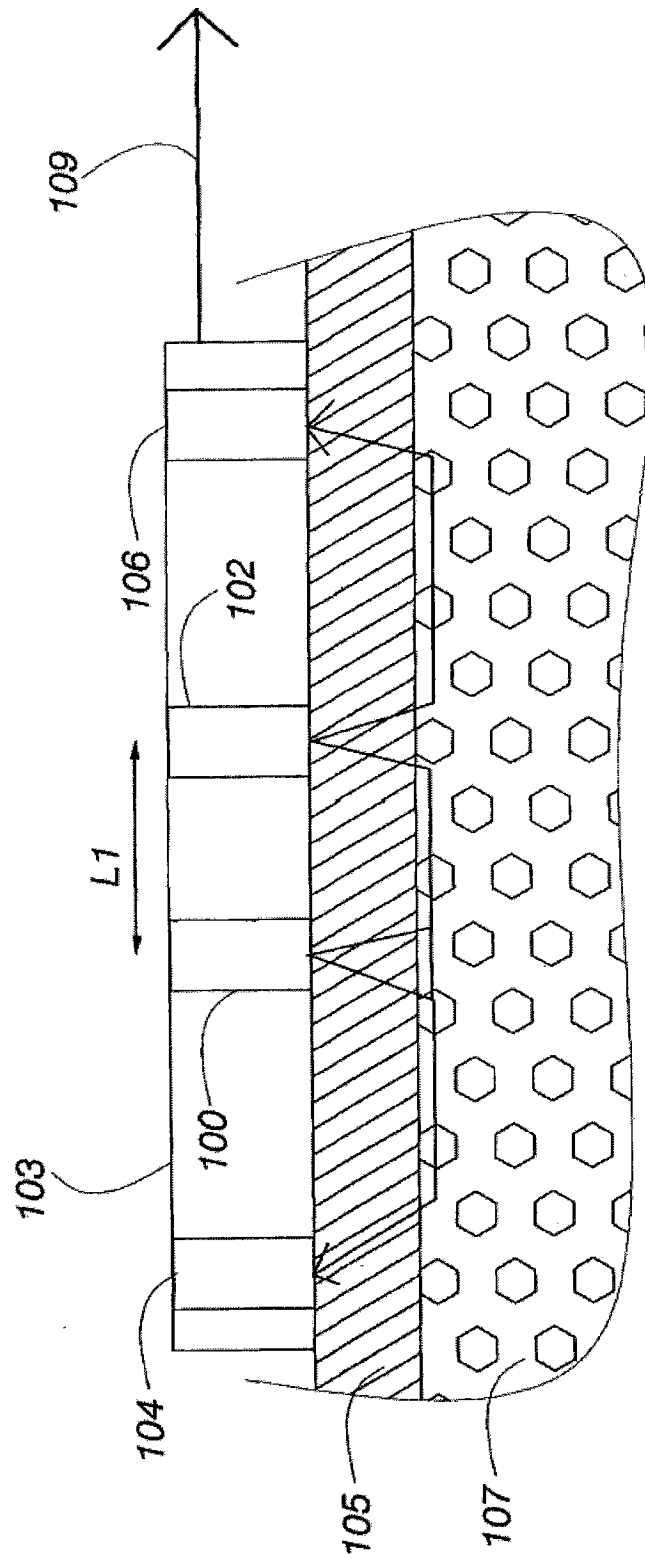


图 3

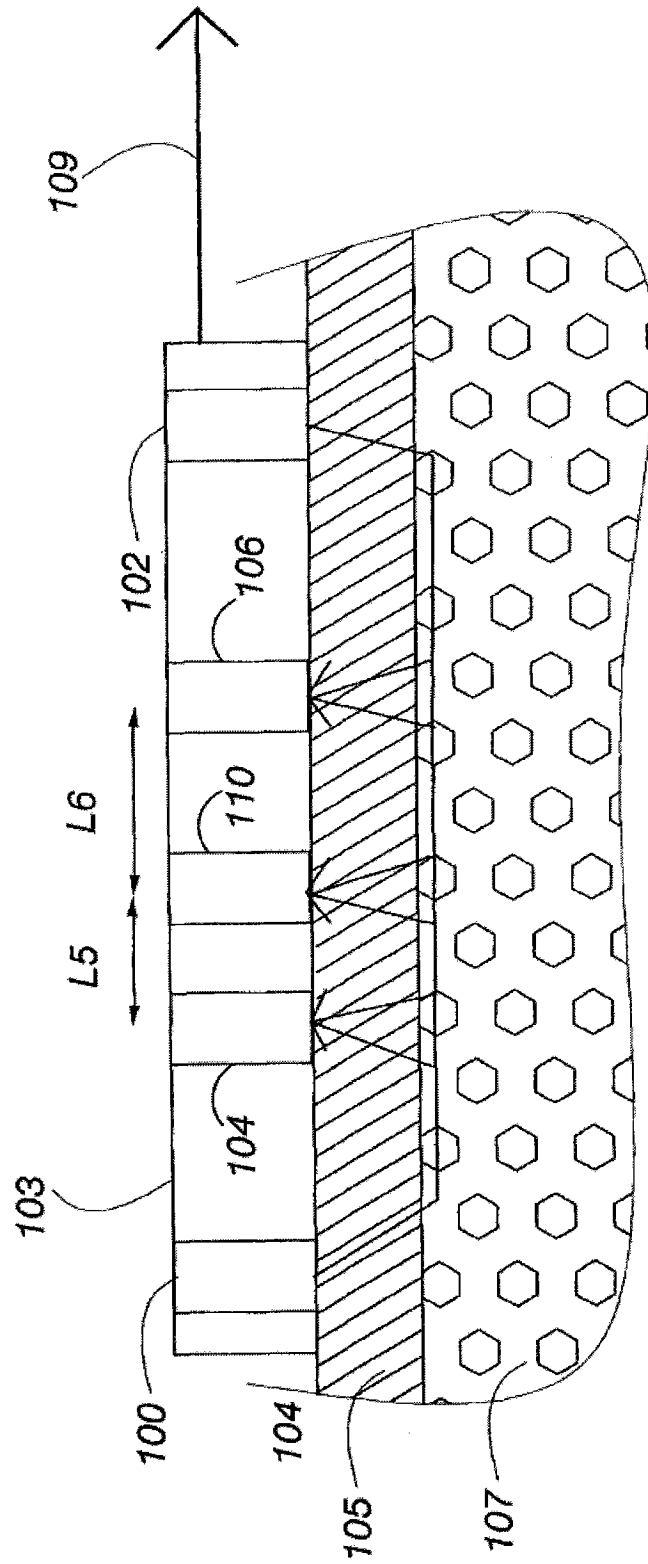


图 4A

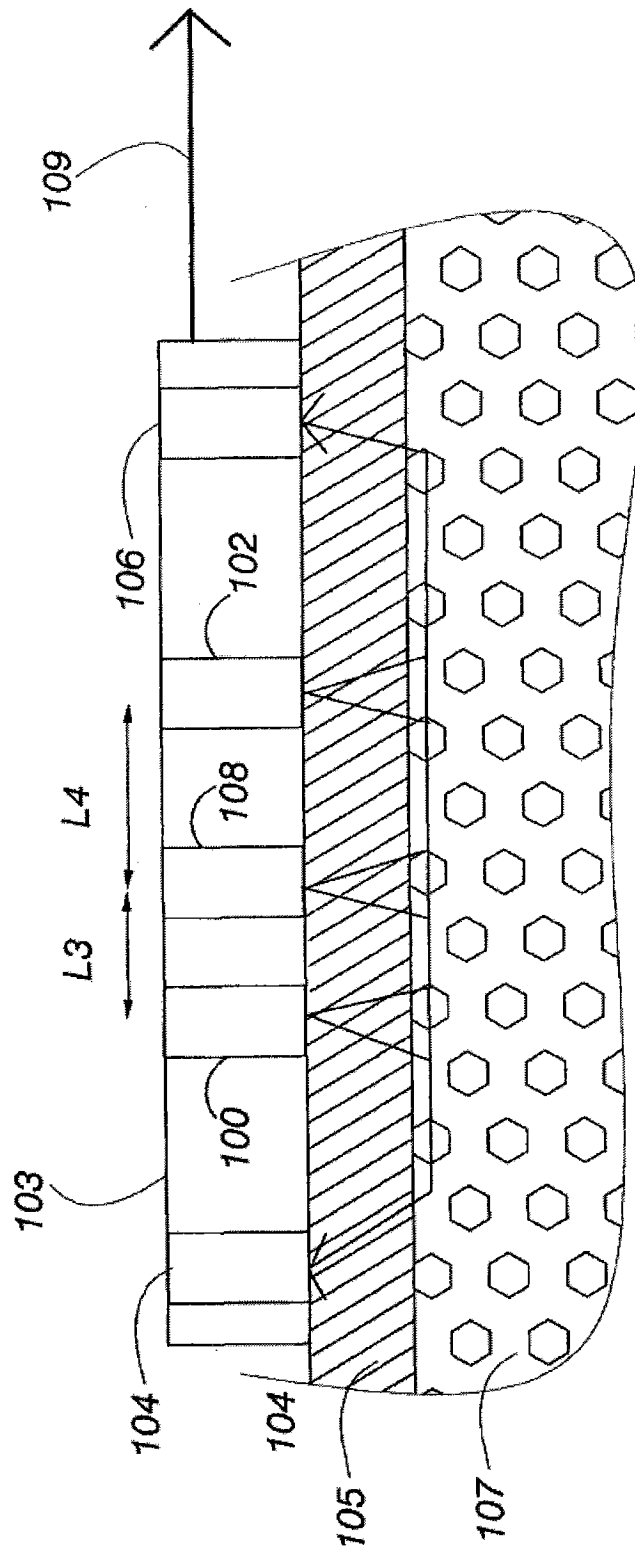


图 4B

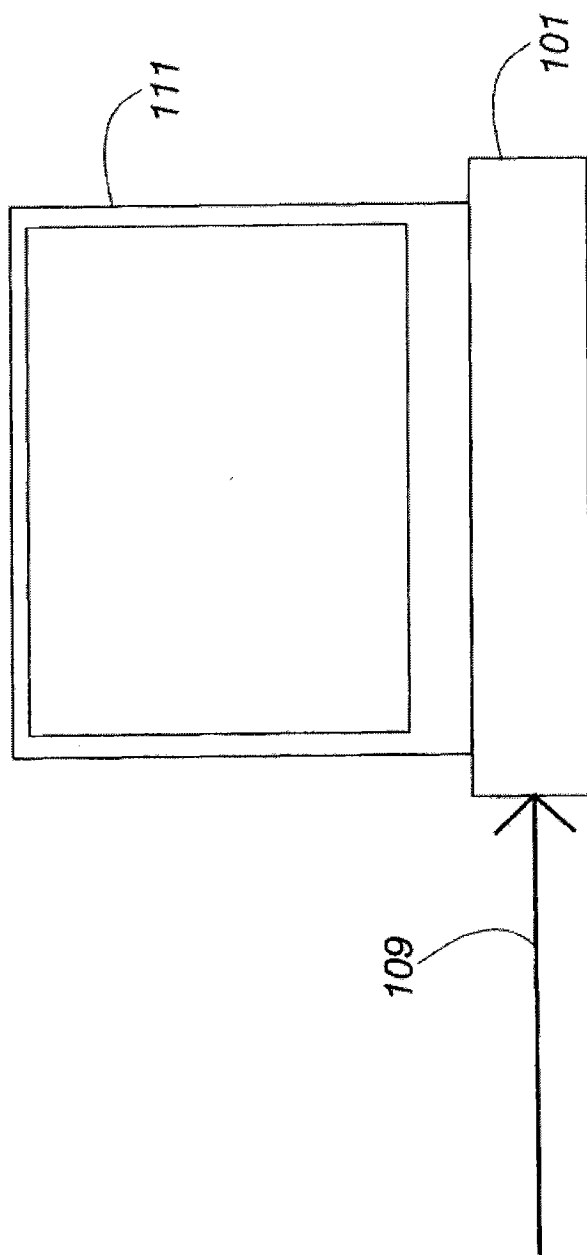


图 5

专利名称(译)	测量骨密度的装置和方法		
公开(公告)号	CN101969846B	公开(公告)日	2014-06-18
申请号	CN200980105378.5	申请日	2009-02-17
当前申请(专利权)人(译)	骨治医疗公司		
[标]发明人	尤西普基		
发明人	尤西·普基		
IPC分类号	A61B5/103 A61B8/08 G01N29/07		
CPC分类号	A61B5/4509 A61B8/587 A61B8/0875 A61B2560/0252 G01N29/07		
优先权	2008005206 2008-03-05 FI		
其他公开文献	CN101969846A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的目的是一种形成骨骼密度信息的超声波装置。该超声波装置包括用以形成骨骼密度信息的至少两个具有间距为 L_1 的传送器(100, 102)以传送超声波信号进入骨骼, 至少两个具有间距为 L_2 的接收器(104)以接收自骨骼的超声波信号, 至少是距离 L_1 和 L_2 中的之一作为校准的已知距离 L 。该超声波装置还包括基于通过所述接收器接收的超声波信号计算骨骼中超声波速度以形成骨骼密度信息的处理单元(101), 通过将已知距离除以超声波信号在接收自第一个传送器(100)的所述超声波信号的接收器间(104, 106)的传播时间差和超声波信号在接收自第二个传送器(102)的所述超声波信号的接收器间(104, 106)的传播时间差的平均值。

