

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
G01N 29/07 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 99812886.4

[45] 授权公告日 2008 年 7 月 30 日

[11] 授权公告号 CN 100406884C

[22] 申请日 1999.10.24 [21] 申请号 99812886.4
[30] 优先权
[32] 1998.11.8 [33] IL [31] 126956
[32] 1999.9.8 [33] WO[31] PCT/IL99/00489
[86] 国际申请 PCT/IL1999/000561 1999.10.24
[87] 国际公布 WO2000/028316 英 2000.5.18
[85] 进入国家阶段日期 2001.4.29
[73] 专利权人 阳光医学有限公司
地址 以色列雷霍沃特
[72] 发明人 爱德华·坎托罗维奇 耶胡达·尼夫
[56] 参考文献
US4819753A 1989.4.11
US4930511A 1990.6.5
US5806520A 1998.9.15
JP5-103804A 1993.4.27

US4048986A 1977.9.20

审查员 贺文晶

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
代理人 蔡洪贵

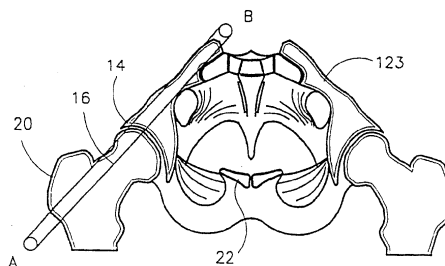
权利要求书 3 页 说明书 26 页 附图 6 页

[54] 发明名称

骨骼速度测量

[57] 摘要

一种确定骨骼中的声速的方法，包括：从一与第一体内骨骼相邻的位置发射一声波，该声波具有大致等于或小于该骨骼的截面积的波长，该截面积垂直于所述声波在所述骨骼中的一主运行方向；在与一第二体内骨骼相邻的位置接收所述声波；及根据所述波穿过所述第一和第二骨骼及所述骨骼之间的至少一个关节的运行时间，确定第一和第二骨骼中至少一个的至少一部分的声波速度。



1、一种确定骨骼中声速的方法，包括：

从一与第一体内骨骼相邻的位置发射一声波，该声波具有等于或小于该骨骼截面的波长，该截面垂直于所述声波在所述骨骼中的一主运行方向；

在一与第二体内骨骼相邻的位置接收所述声波；以及

根据所述波穿过所述第一和第二骨骼及所述骨骼之间的至少一个关节的运行时间，确定第一和第二骨骼中至少一个的一部分的至少一个声学特性；

其中所述声学特性至少包括声速。

2、根据权利要求1所述的方法，其特征在于，所述位置具有未知的位置关系。

3、根据权利要求1所述的方法，其特征在于，所述位置具有已知的位置关系。

4、根据权利要求1所述的方法，其特征在于，所述接收和所述发射包括采用机械连接的声学元件接收和发射。

5、根据权利要求1所述的方法，其特征在于，所述接收和所述发射包括采用机械分开的声学元件接收和发射。

6、根据权利要求1所述的方法，其特征在于，所述声波具有至少为20千赫兹的频率。

7、根据权利要求1所述的方法，其特征在于，所述声学特性包括声波衰减。

8、根据权利要求1所述的方法，其特征在于，所述声学特性包括极化作用性质。

9、根据权利要求1所述的方法，其特征在于，对多个波长确定所述至少一个声学特性，从而估算其频率相关的变化。

10、根据权利要求1所述的方法，其特征在于，关节是铰接的。

11、根据权利要求1所述的方法，其特征在于，所述第一和第二骨骼通过至少一第三骨骼相互连接，所述至少一个关节包括至少一个连接所述第一骨骼和所述至少一第三骨骼的关节、和至少一个连接所述至少一第三骨骼和所述第二骨骼的第二关节。

12、根据权利要求11所述的方法，其特征在于，所述至少一第三骨骼包括至少两个由一关节连接的骨骼，声波穿过该关节运行。

13、根据权利要求1所述的方法，其特征在于，所述波在一肘部与一手指之间运行。

14、根据权利要求1所述的方法，其特征在于，所述波在一肘部和一指节之间运行。

15、根据权利要求1所述的方法，其特征在于，所述波在一膝部和一踝部之间运行。

16、根据权利要求1所述的方法，其特征在于，所述波在一转节与一骨盆之间运行。

17、根据权利要求1所述的方法，其特征在于，所述波在两髌骨之间运行。

18、根据权利要求1所述的方法，其特征在于，所述波沿一肋骨运行。

19、根据权利要求1所述的方法，其特征在于，所述波沿一头骨的一部分运行。

20、根据权利要求1所述的方法，其特征在于，所述骨骼包括脊椎骨。

21、根据权利要求1所述的方法，其特征在于，接收声波包括接收至少一个第二声波，该第二声波具有一路径，该路径在骨骼中包括至少一个与所述第一波共享的路径部分。

22、根据权利要求21所述的方法，其特征在于，两个波是用一单个接收器接收的，并在两个不同位置产生。

23、根据权利要求21所述的方法，其特征在于，两个波是用两个接收器接收的，并在一单一位置产生。

24、根据权利要求21所述的方法，其特征在于，连接所述两接收器的一直线不平行于两接收器下面的骨骼表面。

25、根据权利要求21所述的方法，其特征在于，所述运行时间包括所述两个波的相对运行时间。

26、根据权利要求21所述的方法，其特征在于，所述两个波同时产生。

27、根据权利要求21所述的方法，其特征在于，所述两个波作为一单独的源波产生。

28、根据权利要求21所述的方法，其特征在于，所述两个波在相对于彼此延迟的时间产生。

29、根据权利要求1所述的方法，包括对沿与所述波的运行方向相反的方向运行的至少一个第二声波重复所述发射和所述接收，从而在由两个所述波横穿的区域确定局部骨骼声学特性。

骨骼速度测量

发明领域

本发明涉及对骨骼机械性能的非侵入测量。

发明背景

现有技术中已经知道，声波在一种材料中的速度取决于该材料的机械性能。

骨骼速度测量一般使用两种方法中的一种。在第一种方法中，将超声波沿垂直于骨骼轴线的方向穿过骨骼传导，例如穿过指骨或穿过踝骨传导。在第二种方法中，从大致平行于骨骼的皮肤表面向骨骼传导超声波，在沿骨骼轴线一定距离处对其反射或辐射进行测量。

为了进行骨骼机械性能的体内超声波测量，必须穿过环绕骨骼的软组织传导超声波。但不幸的是，软组织的厚度沿骨骼的长度是变化的。另外，对于所有软组织来说，软组织速度并不是一恒定值。这些变化会影响超声波穿过骨骼传导时间的测量精度。一般地，软组织的厚度及其速度的变化不是被忽略就是试图消除软组织的影响。

例如，其内容此处作为参考引入的美国专利No.5, 143, 172和PCT公开WO97/13145中，描述了通过确保在穿过软组织的路径部分对于不同的测量都具有相同长度的情况下进行测量或通过确定一软组织速度，来消除干涉软组织未知厚度的影响的方法。

其内容此处作为参考引入的美国专利4,819,753中公开了一种方法,该方法通过检测用锤敲击膝部或骨盆后上部脊椎髂骨外侧的骨骼所产生振动的飞行时间来分析股骨植入状态。在该方法中,产生并检测约50赫兹到2千赫兹的非常低频率的声波。

其内容此处作为参考引入的美国专利4,048,986中公开了一种方法,该方法通过检测在肘部和腕部或膝部和踝部之间运行的超声波的极化作用效果而对人进行诊断或识别。建议使用声频波。

发明概述

本发明某些优选实施例的一个目的是减少由于覆盖的软组织的未知厚度导致的骨骼速度测量中的不确定性。

本发明某些优选实施例的另一个目的是测量骨骼,尤其是小梁骨骼组织中机械性质的变化。

本发明某些实施例的一个方面是,用于测量骨骼速度的超声波发射穿过两骨骼之间的关节。在本发明一优选实施例中,该波从骨盆发射到膝部,从而穿过骨盆骨和髌骨。优选使用中等高的超声波频率,使波长小于骨骼的截面直径或者至多是其尺寸的二或三倍,例如对于股骨颈是约160千赫兹。理论上,如果截面直径大于波长的0.7倍,波速大致与截面积为无穷时相同。另外,由于两个可能的原因,小金属销的存在产生的影响可以忽略。第一,如果销的直径较小,所使用的相对较低的频率穿过销扩散要远远慢于高频率。另外地或可替换地,由于它们之间较大的折射系数差,预期从该销产生波的反射,因而对最短的运行时间没有影响。

本发明某些优选实施例的一个方面是，沿骨骼的主轴线测量骨骼的声速，最好是沿整个骨骼。在本发明一优选实施例中，该骨骼是股骨。优选地，波穿过髌关节运行，并沿股骨颈和或转节测量声速。

本发明某些优选实施例的一个方面涉及使用间隔开的超声波源和检测器来测量骨骼或软组织的局部声学特性。在本发明一优选实施例中，例如在一个源，如一发射器与两个检测器之间建立了至少两个路径。该源与检测器之间的距离使这些路径沿它们的大部分长度基本重叠。优选地，非重叠部分与检测器（和/或发射器）的几何布局有关，且靠近检测器（或发射器，在一带有远程检测器与局部发射器的换位结构中）。因此，骨骼的局部声学特性可以通过比较两检测器的信号来确定。骨骼的某些非声学特性，如杨氏模量，可根据这些测量值估算。在一个例子中，在骨骼一局部部分中的声速通过减去两检测器处信号到达的相对或绝对时间来检测。在本发明一优选实施例中，使用两组或多组路径，对两组路径的结果进行比较，以修正各种误差和/或允许更精确的局部测量。在一个例子中，在骨骼与检测器之间存在未知角度的情况下确定了更精确的声速。

在本发明一优选实施例中，源和接收器没有连接在一起，例如是分开的探针，因此实质上在它们之间没有派生连接。在这里描述的某些实施例中，不需要精确地知道源与接收器之间的相对位置，因此这种分开探针的使用更容易了。探针之间的相对位置是通过位置关系来表示。当然，在典型应用中，物理学家将知道每个探针在何处连接到身体上，但在本发明的某些实施例中不需要精确地知道相对位置。

本发明某些优选实施例的另一方面涉及通过忽略和/或减去皮层中的运行时间而基本上直接测量骨骼的小梁部分。当沿骨骼的轴向尺寸测量

时，在皮层部分中的运行所占的百分比可设置成与在小梁部分中的运行相比相对较小。另外地或可替换地，在某些配置中，两相邻路径可具有基本上相同的皮层运行部分和不同的小梁运行部分，因此沿两路径的运行时间之差预期主要是由于小梁骨骼。通过减去路径长度并除以飞行时间差，优选地确定一小梁速度。

因此根据本发明一优选实施例提供了一种确定骨骼中声速的方法，包括：

从一与第一体内骨骼相邻的位置发射一声波，该声波具有大致等于或小于该骨骼截面的波长，该截面垂直于所述声波在所述骨骼中的一主运行方向；

在一与第二体内骨骼相邻的位置接收所述声波；及

根据所述波穿过所述第一和第二骨骼及所述骨骼之间的至少一个关节的运行时间，确定第一和第二骨骼中至少一个的至少一部分的声速。优选地，所述位置具有未知的位置关系。可替换地，所述位置具有已知的位置关系。

在本发明一优选实施例中，所述接收和所述发射包括用机械连接的声学元件接收和发射。可替换地，所述接收和所述发射包括用机械分开的声学元件接收和发射。

根据本发明一优选实施例，还提供了一种确定骨骼特性的方法，包括：

从一与第一体内骨骼相邻的位置发射一声波，该声波具有至少为20千赫兹的频率；

在一与第二体内骨骼相邻的位置接收所述声波；及

根据所述波穿过所述第一和第二骨骼及所述骨骼之间的至少一个关节的运行时间，确定第一和第二骨骼中至少一个的至少一部分的至少一个声学特性。优选地，所述声学特性包括声速。可替换地，所述声学特性包括声波衰减。可替换地，所述声学特性包括极化作用性质。

在本发明一优选实施例中，对多个波长确定所述声学特性，从而估算其频率相关的变化。可替换地或另外地，关节是铰接的。

在本发明一优选实施例中，所述第一和第二骨骼通过至少一第三骨骼相互连接，其中所述至少一个关节包括至少一个连接所述第一骨骼和所述至少一第三骨骼的关节、和至少一个连接所述至少一第三骨骼和所述第二骨骼的第二关节。优选地，所述至少一第三骨骼包括至少两个由一关节连接的骨骼，声波穿过该关节运行。

在本发明一优选实施例中，所述波在一肘部与一手指之间运行。可替换地，所述波在一肘部和一指节之间运行。可替换地，所述波在一膝部和一踝部之间运行。可替换地，所述波在一转节与一骨盆之间运行。可替换地，所述波在两髌骨之间运行。可替换地，所述波沿一肋骨运行。可替换地，所述波沿一头骨的一部分运行。可替换地，所述骨骼包括脊椎骨。

在本发明一优选实施例中，接收声波包括接收至少一个第二声波，该第二声波具有一在其相当一部分长度上基本与所述第一波在骨骼中的路径重叠的路径。优选地，该两个波是用一单个接收器接收的，并在两个不同位置产生。可替换地，该两个波是用两个接收器接收的，并在单一位置产生。优选地，连接所述两接收器的一直线不平行于两接收器下面的骨骼表面。

在本发明一优选实施例中，所述运行时间包括所述两个波的相对运行时间。可替换地或另外地，所述两个波基本同时产生。可替换地，所述两个波作为一单独的源波产生。可替换地，所述两个波在相对于彼此延迟的时间产生。

在本发明一优选实施例中，该方法包括对沿与所述波的运行方向基本相反的方向运行的至少一个第二声波重复所述发射和所述接收，从而在由两个所述波横穿的区域确定局部骨骼声学特性。

根据本发明一优选实施例，还提供了一种确定骨骼声学特性的方法，包括：

从一与第一骨骼相邻的第一位置发射一声波；

在与一第二骨骼相邻的至少两个相互靠近的位置接收所述声波，所述两个位置与所述第一位置有相当距离，从而使所述波从所述第一位置向与所述两位置相邻的一位置沿基本重叠的路径运行；及

根据所述所接收的信号确定与所述两位置相邻的骨骼的声学特性。

根据本发明一优选实施例，还提供了一种确定骨骼声学特性的方法，包括：

从与身体相邻的一第一位置发射一声波；

在与一骨骼相邻的至少两个相互靠近的位置接收所述声波，所述位置两个限定了一条不与该骨骼表面平行并与所述第一位置有相当距离的直线，从而使所述波从所述第一位置向与所述两位置相邻的一位置沿基本重叠的路径运行；及

根据所述所接收的信号确定与所述两位置相邻的骨骼的声学特性。

优选地，所述第一位置与所述骨骼相邻。可替换地，所述第一位置与一不同的骨骼相邻。

在本发明一优选实施例中，所述发射和接收采用了两个机械分开的元件。可替换地，所述发射和接收采用了两个机械连接的元件。可替换地或另外地，所述特性包括骨骼的小梁速度。可替换地或另外地，所述特性包括骨骼的皮层速度。可替换地或另外地，该方法还包括在位于或靠近所述两个位置处从位于一第二位置的一第二源接收一第二波，该第二位置与所述两个位置有相当距离，并使用所述所接收的第二波来确定所述特性。优选地，所述第二显著移开的源相对于所述至少两个位置位于所述第一位置基本相反的一侧。

在本发明一优选实施例中，全部所述位置不共线。可替换地或另外地，全部所述位置不共面。

根据本发明一优选实施例，还提供了一种用于确定骨骼性质的方法，包括：

沿所述骨骼的一轴线穿过其至少一个芯部发射一频率高于20千赫兹的声波；

在运行后接收所述波；及

分析所述所接收的波，以确定所述骨骼的至少一个声学特性。优选地，所述声学特性包括声速。

根据本发明一优选实施例，还提供了一种骨骼速度测量方法，包括：

在一第一位置将至少一个声波发射到骨骼中；

在所述波穿过所述骨骼后，在所述骨骼外部的至少两个位置接收所述波，其中所述第一位置和所述至少两个位置不共线；及

根据所述所接收的波确定所述骨骼的小梁速度。优选地，所述骨骼包括一踝骨。

根据本发明一优选实施例，还提供了一种确定骨骼中声速的方法，包括：

从一与体内骨骼相邻的第一位置发射一声波；

在与该骨骼相邻的一第二位置接收所述声波，该第二位置相对于所述第一位置具有未知的位置关系；及

根据所述波在所述第一和所述第二位置之间的运行时间，确定所述骨骼的至少一部分的声速。优选地，接收包括采用两个接收器接收。优选地，所述两个接收器接收波有一时间差，并且确定包括根据所述时间差确定。

根据本发明一优选实施例，还提供了一种用于确定至少一部分体内骨骼中的声速的装置，包括：

一用于产生声学信号的发射器；

至少一个与所述发射器机械分开的接收器，用于在所述所产生的声学信号运行穿过一骨骼后对其进行接收；及

用于根据所述所接收的波确定所述骨骼中的声速的电路。优选地，所述电路根据所述波的相对到达时间确定所述速度。可替换地或另外地，所述至少一个接收器包括至少两个接收器。优选地，所述两个接收器接收该波有一时间差，并且确定包括根据所述时间差确定。

附图简述

通过结合附图参考下面优选实施例的描述，本发明将得到更清楚的理解，其中在多于一个附图中出现的相同结构、元件或部件在所有它们出现的附图中标以相同或相似的数字，其中：

图1A、1B和1C示出根据本发明的股骨测量方法；

图2示出根据本发明一优选实施例的脊骨测量；

图3示出可根据本发明一优选实施例测量骨骼速度的身体上的各点；

图4是根据本发明一优选实施例确定骨骼中声波速度的方法的示意图；

图5示出使用显著移动的接收器和发射器确定骨骼特性的方法；

图6是使用图5中的结构实施本发明一优选实施例的示意图；以及

图7是图6的一个变形，其中接收器并不限定平行于软组织表面的一直线。

优选实施例的详细描述

图1A和1B示出根据本发明一优选实施例的股骨测量。股骨10在髋关节14处与骨盆12连接，在膝关节18处与腓骨连接。股骨10一般包括一股骨颈16，该股骨颈16不与股骨10的其余部分共线，并在转节20处弯成一角。图1B是图1A的侧视图，点划线表示覆盖图1A中所示骨骼的软组织的大致轮廓。在本发明一优选实施例中，超声波传感器位于下面的软组织厚度最小和/或物体之间变化较小的位置，例如在膝部18（传感器30）、在骨盆12后部的转节20（传感器32）和/或公共区域22处（传感器34）。在本发明另一实施例中，超声波传感器可放置在两相对的转节20和20'处，以确定在两转节之间的速度。在本发明各优选实施例中，对于哪个传感器是发射器，哪个传感器是接收器，哪个二者都是的选择，是一种产品设计的考虑。一般地，只需要一单个发射器和一单个接收器来测量两点之间的飞行时间。尽管一般只需沿一个方向测量，但在某些情况下，也可沿两个方向进行测量。另外，在某些情况下，沿一个方向的测量会优于沿另一方向的测量（如低噪音）。

图1C是骨盆区域的剖视图，示出在位置A与位置B（图3中同样示出这些位置）之间运行的超声波束可采取的路径。

在本发明一优选实施例中，在所述两传感器之间测量超声波的飞行时间，从而所关心的骨骼沿超声波所采取的路径分布。优选地，该路径包括髋关节14。可替换地或另外地，仅对骨盆中的一个路径进行测量，例如公共区域22与位置A之间或位置A与骨盆另一侧其镜像位置之间。可替换地或另外地，该路径包括所有骨盆12，例如通过将传感器32放置在骨盆的与位置A相对一侧的位置“B”。可替换地或另外地，该路径包括两个股骨，例如通过在膝部26（图1A）与膝部18之间测量。可替换地或另外地，一发射器（或一接收器）放置在中心位置27，以便测量两髋骨的时间（对于到达或发自位于膝部18和膝部26的传感器的声波）。

在本发明一优选实施例中，可沿股骨10将一附加的接收器和/或发射器放置在一个或多个位置，以确定到股骨中部的飞行时间。

应该理解，超声波在骨骼中的路径不是直的，因为骨骼本身不是直的（如股骨，肋骨或颞骨）。另外，沿骨骼最快的路径可能不是最短的欧几里德路径。

声波的波长等于声音的速度除以它们的频率。对于作为声波穿过运行的材料性质的给定声速来讲，频率越高，波长越短。但声波在运行过程中会衰减，较高的频率通常会衰减更多。在本发明一优选实施例中，所使用的频率是超声波频率，优选地大于20千赫兹，大于40千赫兹，大于60千赫兹，在100千赫兹至400千赫兹之间，甚至大于400千赫兹。可替换地，可使用低频率，例如低于20千赫兹，低于16千赫兹，低于10千赫兹或低于4千赫兹。这些频率中的某一些在此处描述的实施例中可能比本频率更有用。在本发明一优选实施例中，频率是根据被测量的骨骼

来选择的。优选地，频率选择为足够低，从而由穿过骨骼、软组织和/或穿过关节运行所引起的衰减相对于测量系统的噪音水平不会太高。可替换地或另外地，频率选择为足够高，从而使波长小于声波穿过运行的骨骼的截面直径，因而声波基本上仅穿过骨骼而不穿过环绕骨骼的软组织运行。在本发明一优选实施例中，频率是这样的，使骨骼截面直径（最好是在骨骼中部和/或其平均值）大致等于波长，或至多小于波长的四分之一或三分之一。可替换地，波长显著小于骨骼截面。

应该理解，在本发明某些优选实施例中，多数运行时间是在骨骼中而不是在软组织中，因而在软组织中的运行时间对全部运行时间影响较小。优选地，软组织（厚度）在测量中被忽略。可替换地或另外地，例如通过声波成像或通过测量来自骨骼的反射的飞行时间，并减去运行时间来测量软组织厚度。可替换地或另外地，将软组织速度估算为例如1500米/秒。

在本发明一优选实施例中，运行时间主要取决于较慢的骨骼部分，即强度最低的骨骼部分，该部分经常是所关心的骨骼部分。

在本发明一优选实施例中，飞行时间是通过确定第一到达声波来测量的。可替换地，飞行时间是通过当在公共区域发射并在膝部26和18接收时，使接收波与发射波相关连，或者使两接收波相关连而确定的。因此，在某些情况下，只确定一差值。

可替换地或另外地，为了测量飞行时间，还可对发射波的极化作用进行测量，可能需要专门的极化作用传感器或成对的检测器来测量检测器对元件之间的小相差。可替换地或另外地，可对骨骼运行对波的频率分散效果进行测量。可替换地或另外地，可对频率传输函数（功率谱）和/或衰减函数进行测量。

在本发明一优选实施例中，发射波是一例如工作循环小于30%，20%或10%的脉冲波。可替换地，该波是连续的或接近连续的波。优选地，该波包括一窄带频率波，例如带宽小于其中心频率的60%，40%或30%。可替地或另外地，使用一宽带频率波，例如带宽大于其中心频率的80%，100%或120%。可替换地或另外地，在该波上叠加一时间包络线，该时间包络线具有频率和/或振幅特征，时长大于一个波长。

在一个例子中，使用一中心频率为160千赫兹的2微秒脉冲，这产生了一个约500千赫兹的带宽。

在本发明一优选实施例中，波是以一基本垂直于骨骼表面的角度发射到骨骼中的，以提高波的发射效率和/或减少叠加组织的影响。可替地或另外地，该波沿一平行于骨骼纵轴线的方向传导。两优选发射方法的组合经常显示通常是当该关节弯曲时波被传导到一关节处。

根据本发明一优选实施例的装置优选地包括安装在一“U”形框架上的一发射器和一接收器。可替换地，在与框架相连接的一弧形区段上可安装至少一个超声波元件，以便更好地环绕腿部或骨盆安装。在本发明一优选实施例中，至少一个传感器可沿框架底部移动并紧固到位。在使用过程中，该发射器最好位于所需位置然后紧固到位。测量最好是通过直接抽样到计算机中而进行。发射器之间的距离最好脱离框架自动测量，例如使用现有技术中已知的方法（如光学或线性编码器）。可替换地或另外地，该距离是通过测量框架材料中（具有一已知速度）或空气中（具有一已知速度）发射器与接收器之间的飞行时间而确定的。可替换地，使用一在传感器之间具有已知距离的固定的框架。在本发明一优选实施例中，至少一个传感器安装在一床上，病人可躺在该床上和/或病人可固定在该床上。

应该理解，框架中的运行时间一般大大短于骨骼中的运行时间，因而框架运行时间通常不会干扰对穿过骨骼运行的波进行的检测。可替换地或另外地，用吸收超声波的阻尼器将超声波元件安装到框架上，因而基本上没有波穿过框架运行。

可替换地或另外地，装置可包括独立的传感器，这些传感器包括安装在其上的位置传感器，因此，可相对于一底部工位和/或直接相对于彼此测量它们的相对位置。优选地，使用RF位置或距离测量。可替换地或另外地，使用空中超声波位置和/或距离传感，可能使用相同的传感器。

可替换地，传感器之间的距离不是事先确定的。

一种可替换的装置使用一工作台和夹持接收器及发射器的元件。病人躺在工作台上，发射器和/或接收器环绕病人布置并以一所需的配置与之接触，然后锁定到位。在一个实施例中，接收器和发射器具有一磁性锁紧夹持器，当起动后该磁性锁紧夹持器附着到一金属工作台上。可替换地或另外地，至少一个接收器和/或发射器是手持的或者例如通过胶粘剂、真空或条带直接连接到病人身体上。应该注意，可通过在测量装置之间移动一单个接收器而模拟一对接收器。在本发明一优选实施例中，病人不是直接躺在工作台上，而是病人或至少所关心的一个肢体放在一升起的窄支承件上。然后该肢体的脂肪垂在该支承件的两侧，允许更靠近地和更可重复地接近骨骼。

在本发明一优选实施例中，飞行时间测量用于比较研究，例如在病人之间，最好是使用具有期望价值的工作台；在长时间对单个病人的多次测量之间，最好使用病人身上的纹身标记，以标记放置传感器的位置；和/或在同一病人的相对肢体之间。可以理解，在某些情况下，不必知道确切的声速。而是检测飞行时间的变化（绝对的和/或相对的）就足够了。

在本发明一优选实施例中，在组对比方法中使用飞行时间测量。例如，对于每个年龄组/疾病阶段，确定一个或多个典型速度范围。当病人被检测时，将所确定的速度与该年龄组/疾病阶段中预期的范围进行比较。可限定一“T”分数来描述其间的关系，例如， $T = (\text{所测量速度} - \text{“最快”年龄组中的平均速度}) / (\text{该“最快”年龄组中的标准速度偏差})$ 。一般地，最快年龄组在30至45之间。“T”分数单位是标准偏差单位，通常是负值，尤其对于发病骨骼来说。

图2示出根据本发明一优选实施例的脊骨测量。病人40一般具有一脊椎42，通常限定两个特殊的所关心的区域，一腰部区域46和一颈部区域44，在本发明一优选实施例中，在两椎骨，例如腰部区域46中的椎骨48与椎骨52之间测量飞行时间。可替换地或另外地，可测量单个椎骨中的飞行时间。可替换地或另外地，可测量沿脊椎42的相当大部分，例如半个脊椎的飞行时间。

应该注意，根据所使用的频率，在两相邻椎骨之间可能有多个路径。在第一种路径中，超声波在椎骨的脊椎隆起之间运行，连接起相当数量的软组织。在第二种路径中，波穿过脊背的主要部分，穿过椎盘运行。第三种可能的路径是沿环绕脊椎的软组织。第一和第二路径不同之处在于路径的两个特点。一个特点是第二路径中软组织的量小于第一路径中的。另一特点是第二路径中的椎骨尺寸大于第一路径中的。在本发明一优选实施例中，这两个路径可通过适当选择超声波频率来选择。低频不能像在第二路径中的骨骼部分中那样快地在第一路径中的骨骼部分中运行。在本发明一优选实施例中，使用一足够高的频率，例如40千赫兹，从而第三软组织路径比另两个路径中的至少一个慢。优选地，用到达窗口机构的时间来区分沿两路径的运行。这种相对低的频率也是必要的以

用于克服由于用于所测量的每个附加椎骨的额外关节的存在而导致的高衰减。

在本发明一优选实施例中，可在椎骨组之间对运行时间进行比较，例如在（L1—L5）和（T1—T12）之间。优选地，这些组包括同类型的椎骨。可替换地或另外地，这些组具有大致整数倍的长度，从而可计算和/或在各组之间比较每个椎骨的速度（例如通过用一个组的飞行时间除另一组的飞行时间）。可替换地或另外地，这些组包括相同数量的椎骨。可替换地或另外地，这些组包括一个或多个共同的椎骨。

在本发明一优选实施中，该测量可用于通过检测声波的速度、波形极化作用、能量谱、和/或其它参数的变化来检测脊椎骨折，例如压缩骨折和/或颈椎损伤。在本发明一优选实施例中，可在汽车事故现场确定脊椎骨折，特别是颈椎损伤，以确定运动选择。

在本发明一优选实施例中，所述确定运行时间和/或确定声波速度（通过用距离除以时间）的方法可应用到身体的其它骨骼中，例如手臂，腕，手指，肩，锁骨，胫骨和/或颌骨。还可利用现有技术中已知的方法，如在所述参考专利和公开物中描述的方法，根据飞行时间的测量评价骨骼的机械特性。

优选地，测量是在下部软组织最薄的点之间进行的。优选地，测量点位于或靠近骨骼的端部。可替换地或另外地，至少一个测量点位于骨骼的中部。优选地，只对两块骨骼（及一个关节）进行测量。可替换地，可测量两个、三个或多个关节，例如全部手指，或所述的脊椎。在本发明某些实施例中，并不是所有关节都是铰接关节，例如软骨关节，如肋关节或腕关节和/或如头骨中的接合关节。

在本发明一优选实施例中，这种测量用于检测骨质疏松症的开始、发展和/或回复。可替换地或另外地，这种测量用于诊断骨折或其它应力有关的骨骼缺陷。可替换地或另外地，该测量可监测骨折治疗过程。不同的骨折和治疗状态预期呈现不同的频率、速度和/或衰减轮廓。这种检测可通过比较两种对应骨骼的声波特性、通过长时间监测变化、通过将测量值与一预期值表相比较、和/或通过比较同一骨骼的不同部分而实现。

在本发明一优选实施例中，这种测量可用于识别的目的，例如，通过储存沿右手五个手指中的每一个的相对运行时间。即使发生骨损失，也预期对于所有手指都是相似的。

图3示出根据本发明一优选实施例测量骨骼速度的身体上各点。这些点由一字母表示，如上面参照图1C描述的位置A和B。

在实验中，用一150千赫兹的频率在健康病人的点A和B之间测量表观速度。术语表观速度用于表示与点之间的直线距离除以飞行时间相对应的速度。在实际骨骼组织中，声波的路径很少是直线的。所测量的表观速度在1800至1900米/秒之间。位置A和B下面的软组织的厚度分别约为1和1.5厘米。在本发明一优选实施例中，对软组织速度、厚度和/或运行时间进行估算，以产生一更精确的骨骼速度。软组织速度可估算在例如1400至1500米/秒之间。软组织厚度例如可通过测量来自底层骨骼的反射或者使用在PCT公开WO97/13145中所述的方法而确定，其内容此处作为参考而引入。

另一组位置包括一位于肘部的位置F和位于手部的位置E。在本发明一优选实施例中，位置E是一指关节，因而当握拳时，超声波以垂直角度进入骨骼中。优选地使用该指关节代替指尖，以避免与指甲干涉和/或

由指甲产生反射。在使用150千赫兹频率对健康目标进行的实验中，测得的表观速度是2600至2900米/秒之间。最好忽略软组织影响，因为软组织在点E和F非常薄（相对于骨骼中路径的路径长度来讲）。

另一组位置包括位于两相对肩部的位置I和位置J。可替换地或另外地，其中一个位置可位于颈部后面。另一组位置包括位于大脚趾的位置G和位于脚踝底部的位置H。在对健康目标的实验中，150千赫兹的频率产生了约1900—2000米/秒的表观速度。

图4是根据本发明一优选实施例，确定一骨骼140的小梁部分144中的声波速度的方法的示意图。所示传感器146位于骨骼140的一侧，所示一对传感器148和150位于间隔开的位置。注意到，传感器146基本垂直于传感器148和150。忽略干扰的软组织，从传感器146至传感器148（或传感器150）的路径包括一位于皮层骨骼部分142中的短段“a”和位于小梁骨骼部分144中的长段“b”（或“c”）。位于皮层骨骼中的第三短段“d”（“e”）使该路径完整。波的频率最好选择成使仅穿过皮层骨骼的波的运行由于皮层骨骼的小的截面积而基本被衰减。如果传感器146和148之间的距离与传感器148与传感器150之间的距离相比相对较长，路径“b”、“c”将基本上重叠，且在它们之间仅具有一小角度 α 。路径部分“a”对于两路径来说将大致是同一段。另外，如果传感器148和150靠在一起，路径“d”和“e”将穿过基本相同厚度和/或相同类型的皮层骨骼。如果角度 α 较小，路径长度之差基本上等于传感器148和150之间的距离。小梁骨骼144中的飞行时间可通过减去两路径的飞行时间而确定。速度可通过用两传感器之间的距离除以飞行时间来确定。可替换地或另外地，为了使用两个传感器，一单个传感器可沿骨骼轴线方向在位置148与150和/或其它位置之间移动。在本发明一优选实施例中，使

传感器146与传感器148之间的水平距离“h”足够大，因而最快的波不会仅沿骨骼的皮层部分运行。

在本发明一优选实施例中，由于与皮层骨骼作用相同的原因，软组织运行时间占总运行时间的比例可以忽略，因为两种路径中包含了相似的软组织厚度和速度。另外，软组织（和皮层骨骼）的总厚度可选择为小于小梁骨骼路径。可替换地，图4中的计算适用于下列情况，其中参考数字144代表一骨骼（包括皮层和小梁部分），参考数字142代表软组织。除了直线段“d”和“e”以一尖角从骨骼中出来之外，同样的重叠考虑适用于计算声速的变化以及图4与目前描述结构之间声速的变化。

图4中的测量可应用于脚踝，其中传感器146位于脚踝的底部，传感器148和150位于脚踝骨侧部。可替换地或另外地，传感器148和150可进一步位于脚下面，从而使波穿过多个骨骼运行。可替换地或另外地，该测量可在用作点146的肘部与进一步用作点148和点150位于手臂下面靠近手腕的点之间进行。可替换地或另外地，这些测量可在身体上的其它点进行，其中传感器146与148之间有相当大的距离。

图5示出使用显著移开的接收器和发射器确定骨骼特性的方法。优选地，使用两组或多组发射器和接收器，以修正确定特性过程中出现的误差，例如由于接收器未限定一平行于骨骼的直线而导致的误差。图5示出一结构200，其中使用了两个显著移开的发射器206和208。由这些发射器产生的波穿过软组织204和骨骼202如股骨运行，并再次穿过软组织204的一不同部分到达接收器210和212。如图中可以看到的，除最后一段之外，来自发射器206的波在它们的几乎全部运行中重叠。由于发射器206与接收器之间的距离，两种波最短的路径通常会重叠。对于发射器208来讲也是这样。在本发明一优选实施例中，发射器和/或接收器向

所期望的声波路径倾斜，以提高它们的增益。可替换地，可使用透镜或其它声学元件来提高增益特性。

图6是使用结构200的探针的示意图，示出接收器在骨骼上的非平行安装，并示出通过使用两个相对的发射器及可选择地使用多于一个接收器对，可修正各种误差，从而实现更精确的测量。为清楚起见，发射器未示出，但优选地，一个位于图的左侧，一个位于图的右侧。示出从骨骼202分别到达四个接收器220、222、224和226的四种波。如图所示，这些接收器设置成两对，接收器间距离为D1的一对220，222，和接收器间距离为D2的一对224，226。注意到，这些波在它们穿过软组织204和接收器之间的点处弯曲，表示由于接收器埋入具有与软组织不同声速的材料中而引起的速度变化。角度 γ 是被测量的骨骼区段228周围的骨骼表面与软组织外表面之间的角度。角度 α 是临界角，最快的波沿该临界角从发射器向接收器运行，角度 α 由下式确定： $\sin\alpha=V_t/V_b$ ，其中 V_t 是软组织速度， V_b 是骨骼速度。

图6中，接收器220和222都对来自同一信号源，如信号源208（图5）的信号进行检测。如图6中看到的，路径之间唯一的区别是沿区段228和软组织中的运行长度。优选地但非必须地，软组织速度对于两接收器假定是相同的。可替换地，可使用多个接收器对，从而在不同接收器对的软组织路径之间有一大致的重叠。图6中，两接收器对检测能够用于分析相同骨骼区段228中的特性的波，同时在由每个接收器对的声波横穿的软组织体积中只有部分软组织重叠。可替换地，可使用其它结构，其中使用了骨骼路径重叠与软组织重叠之间不同的换位。这种换位例如可通过改变接收器和发射器的相对轴向（沿来自信号源的路径）和/或垂直轴向的（垂直于路径）位置而实现。可替换地或另外地，这种换位可通

过转换发射器和接收器的功能来实现。尽管示出一典型应用中的共享区段228，但由每个检测器对分析的骨骼区段可以仅是大致重叠。但一般假设骨骼的局部特性不会有很大改变。检测器之间的间距D1和D2最好是相同的，但这并不重要。在示例性实施例中，发射器与接收器之间的距离大于接收器之间距离的5、10、15、20和30倍。另外，接收器和发射器可位于不同的骨骼上、位于骨骼的弯曲部分、或者并不全部相对于骨骼轴线对齐。

在本发明一优选实施例中，使用的是同一信号到达该一对接收器中每一接收器的时间之差，而不是来自一声源的信号到达接收器的时间。可替换地，可对具有已知相对延迟的两个连续信号进行比较。这种信号可以使用例如一时钟源或者脉冲源来设定该延迟。到达时间之差可以直接测得，例如通过使所检测的信号相关连，所发射的信号是连续的（或恒定），脉冲的或具有不同类型的包络线。在某些连续波系统中，波长最好大于接收器间的距离，从而使用基于相位的差值测量。可替换地，例如在接收器检测第一到达波的基础上对每个接收器进行TOF（飞行时间）测量，并用已知的产生脉冲的时间减去测量值以确定时间差。对于接收器对220，222测得时间差为 $\Delta \tau_1$ ，对于接收器对224，226测得时间差为 $\Delta \tau_2$ 。

下列等式将所述限定变量和未知量相互连系起来：

$$\Delta \tau_1 = D_1 \left(\frac{\cos \gamma}{v_b} - \frac{\sin \gamma \cos \alpha}{v_t} \right) \quad (1)$$

$$\Delta \tau_2 = D_2 \left(\frac{\cos \gamma}{v_b} + \frac{\sin \gamma \cos \alpha}{v_t} \right) \quad (2)$$

在这些等式中, $\Delta \tau$ 和 D 是已知的或测得的, α (临界角)、 γ (倾角)、 V_b (骨骼速度) 和 V_t (软组织速度) 是未知的。

有效速度 V_1 和 V_2 可限定用于辅助求解 V_b 。因此, 通过定义:

$$v_1 = \frac{D_1}{\Delta \tau_1}; v_2 = \frac{D_2}{\Delta \tau_2}. \quad (3)$$

下列等式可从到达时间差等式导出:

$$\begin{aligned} \frac{1}{v_1} + \frac{1}{v_2} &= 2 \frac{\cos \gamma}{v_b} \\ \frac{1}{v_2} - \frac{1}{v_1} &= 2 \frac{\sin \gamma \cos \alpha}{v_t} = 2 \sqrt{1 - \frac{v_b^2}{4} \left(\frac{1}{v_1} + \frac{1}{v_2} \right)^2} \sqrt{1 - \frac{v_t^2}{v_b^2}} / v_t \end{aligned} \quad (4)$$

除此之外, 应该注意, 如果 $\gamma=0$, 则 V_b 与 V_t 无关。这两个等式可重写并求解而获得

$$\begin{aligned} v_b &= \frac{\sqrt{2} v_t}{\sqrt{1 + \frac{v_t^2}{v_1 v_2} - \sqrt{\left(1 - \frac{v_t^2}{v_1^2}\right) \left(1 - \frac{v_t^2}{v_2^2}\right)}}} \\ \cos \gamma &= \frac{v_b}{2} \left(\frac{1}{v_1} + \frac{1}{v_2} \right) \end{aligned} \quad (5)$$

求解该等式组的一个方法是假定例如 V_t 为 1540 米/秒, 并用组 (5) 中的第二个等式计算 γ 。如下面所示, 对于小角度 γ , 将该速度选择为 1480 至 1580 之间的一真实速度的代表对精度的影响很小。求解该等式的其它方法在现有技术中也是公知的。

图7示出图6的一个变形, 其中接收器没有限定一条平行于软组织表面的直线 (“移开的接收器”), 并示出包括接收器242和244的一移开的接收器对240的细节。与图6不同, 接收器244和接收器242不平行于软

组织204的表面。距离 ΔH 表示一个接收器相对于另一个的相对高度。角度 α' 和 β 可定义为将图6中的例子转换成图7中的例子： $\alpha' = \alpha - \gamma$ 以及 $\sin \beta = V_p \sin \alpha' / V_t$ ，其中 V_p 是接收器埋入其中的材料中的声速。

经展开，可以看出角度 β 满足下列等式：

$$\sin \beta = \frac{V_p}{V_b} \cos \gamma - \frac{V_p}{V_t} \sin \gamma \sqrt{1 - \frac{V_t^2}{V_b^2}} \quad (6)$$

下面限定的一有效距离 D_{eff} 和一有效时间 $\Delta \tau_{\text{eff}}$ 可用于图6中的等式，该等式限定用于一非移开接收器的例子。一般地，对每个接收器对有一组 D_{eff} 和 $\Delta \tau_{\text{eff}}$ 。

$$D_{\text{eff}} = D + \Delta H \tan \beta. \quad (7)$$

$$\Delta \tau_{\text{eff}} = \Delta \tau - \Delta H / (V_p \cos \beta) \quad (8)$$

图7中仅示出一对接收器，一般使用两对，其中一对或者两对是移开的接收器对。

导出的等式组可以多种方式求解。建议的一个迭代方法包括：

(a) 假定 $\Delta H = 0$ ；

(b) 对两对接收器设定 $D_{\text{eff}} = D$ 和 $\Delta \tau_{\text{eff}} = \Delta \tau$ ，在图6等式（等式(3)和(5)）的基础上计算 V_b 和 γ ；

(c) 对两对接收器通过图7中的等式（6—8）用 γ 和 V_b 计算 β 、 D_{eff} 和 $\Delta \tau_{\text{eff}}$ ；以及

(d) 用更精确的 D_{eff} 和 $\Delta \tau_{\text{eff}}$ 迭代计算 V_b 。

一般地，需要两次或三次迭代来达到 $\gamma < 5^\circ$ 和 $\Delta H < 0.1D$ 时计算精度优于0.1%甚至0.01%。该计算可在其数量的基础上或者在实现所需精度的基础上停止。可替换地，也可使用其它方法。

在对图6实施例进行的模拟中，如果真实的 V_c 在1480至1580米/秒之间，对于 $\gamma < 5^\circ$ 将获得优于0.1%的精度。对于较大倾角，可使用具有相对倾角的探针，从而有效 γ 接近于零。

在本发明一优选实施例中，不同的骨骼具有不同的许可倾角，该许可倾角例如是根据预期噪音和/或误差水平确定的。在本发明某些优选实施例中，如果大致确定的倾角大于被测的特定骨骼的许可值的话，测量系统将产生一信号（如探针上的笛音或红光）。在某些实施例中，在这种情况下不会确定速度。该信号会使使用者对探针重新定位，例如将其更深地推入肌肉中。另外地或可替换地，导致较大误差的其它条件，如高噪音条件，会向使用者产生信号，从而使他能够相应地改变测量方法。

在所述说明中，接收器和发射器基本上与骨骼处于同一平面中。但这并不重要。最经常需要的是接收器对设置成与骨骼中相邻的波路径共面，因而在两接收器的路径之间有最大重叠。但即使这也并不重要。在本发明一优选实施例中，连接接收器对的直线设置成垂直于连接信号源与接收器对的直线，或者成一不同的角度。在一个这种设置中，一接收器与相邻路径共面，一接收器垂直于共面的接收器和相邻路径的平面。如这里使用的，相邻路径是靠近接收器的声波路径部分，其中发现了到两接收器的路径之间的变化。在较远部分，波一般重叠或完全运行分离的路径。

在本发明一优选实施例中，接收器处于所需配置这一决定是通过确定接收器定向而获得的，此处确定了一局部或整体的最小或最大速度，和/或基于对不同角度所确定速度的其它分析。因此，在某些实施例中，所确定的骨骼速度实际上是一有效速度，而不是真实速度。但由于有效

速度是可重复出现的，它可以用于比较不同的病人或一段时间内的同一病人。在某些情况下，用一标准化的速度或一处理过的运行时间代替有效时间，且通常是以一与其等同的方式。使用非共面配置，还可以确定骨骼的某些垂直轴向特性。可替换地或另外地，两信号源并不彼此相对，而是与接收器限定了一个非 180° 的角度。但如上所述，所关心的特征是从两信号源出来的两相邻路径不共面，而是在它们之间限定了一角度，如 120° 、 150° 或 170° 。这种角度可在头骨中获得并起作用。

另外，如上所述，发射器和接收器可交换，或者可使用单独一对接收器。可能用多个例如设置成环形的接收器来检测来自同一源或多个源的信号。这种环可用于为接收器对选择一相对于邻近路径的所需定向，而不需要接收器对的运动。因而，可以确定多个垂直轴向特性和可以获得一定的角度独立性。注意到，总体上，这些信号源距接收器足够远，因而接收器所检测结果之差主要是由局部变化引起的。因此，可能并不关心声源的精确位置。在一个实施例中，带有适当的软件/硬件处理电路的一反射探针用于分析所接收的信号，而声源可以是一分离的“敲打物”或发声探针。

在本发明一个实施例中，可选择自驱动并没有任何连线的声源，例如用一带子或胶粘剂与病人连接。应该注意，可使用较宽范围的声源，包括窄频带和宽频带声源。某些示例性的声源包括压电元件，电磁振荡器和机械敲打物（如带有落锤）。应该注意到，一落锤（或其它硬物）可敲击身体，以及敲击与身体一限定部分相接触的物体，如病人站立其上的工作台。

尽管速度被主要描述为所需的测量值，但也可以确定其它骨骼特性。在一个例子中，可以对在两接收器所检测信号的频率曲线进行比较，以确定骨骼的频率衰减曲线。

所述声速确定方法对于长骨骼如股骨特别有用，或者对于测量身体较长部分如整个手臂特别有用。可使用这种测量的其它情况是：

- (a) 当被测量的骨骼部分和/或包围的骨骼较短时，如手指；
- (b) 当骨骼是圆形（如踝骨），因而发射器和接收器中的一个位于骨骼的侧部而另一个位于后部时；
- (c) 当骨骼相对于骨骼中，如踝骨中（或者非骨骼组织中，如在牙齿中或牙齿之间）的声速较小时；和/或
- (d) 当期望避免穿过探针或皮肤的派生信号时（因为发射器可距接收器很远，这种派生信号在背景噪音水平下衰减）。

但是，这些方法还可有利地用于其它配置中，例如当接收器（和波长）相对于软组织厚度较小时，如对于较薄覆盖的骨骼。

在本发明一优选实施例中，超声波骨骼速度测量可基本限定在一关节区域，例如从肘部紧上方到肘部紧下方。在本发明一优选实施例中，测量装置包括一“V”形装置，该“V”形装置在“V”的每一臂的一端带有一传感器，并具有一可变底角（一个是接收器，一个是发射器）。可替换地，可使用如上所述的一“U”形装置。可替换地或另外地，用一栅格型探针用于骨骼和/或关节中的速度测量，其中在一柔性或一刚性基体上有可分别激活的（和/或接收）部分。

在本发明一优选实施例中，这种骨骼和/或关节速度测量在多个关节位置进行。优选使用这多个测量，因为根据关节角度，路径可能预期包

括不同的骨骼部分。可替换地或另外地，该多个测量适应骨骼之间关节组织的不同厚度。

本发明是针对其优选的非限定性实施例描述的。应该理解，针对一个实施例描述的特征可用于其它实施例，且并不是所有实施例都具有在特定附图中所示的全部特征。特别地，本发明的范围并不是由优选实施例限定的，而是由下面的权利要求限定的，段落名称并不解释为对此处描述的主题的限定，这些段落名称仅用于辅助浏览说明书。当用于下列权利要求时，术语“comprises”、“comprising”、“includes”、“including”等的意思是“包括但不限于”。

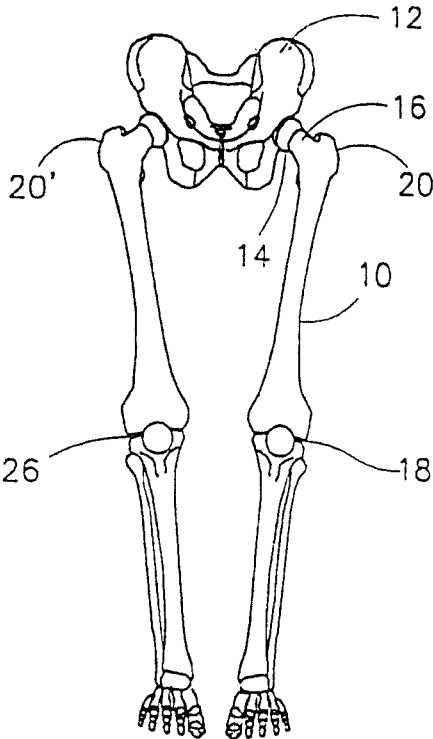


图 1A

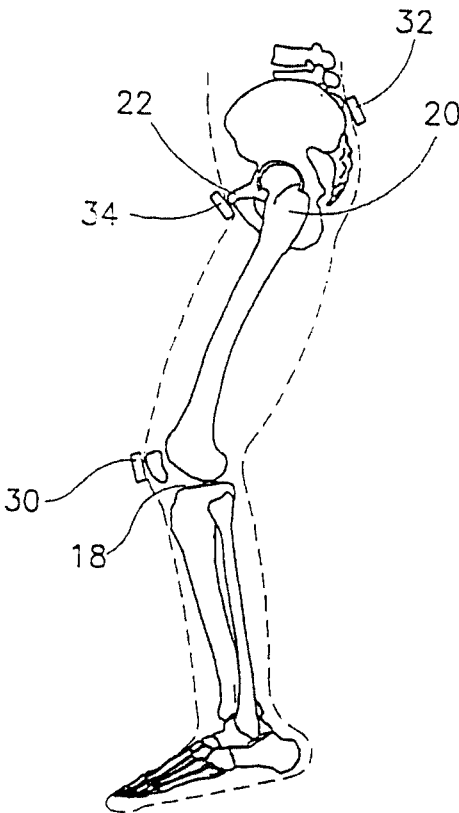


图 1B

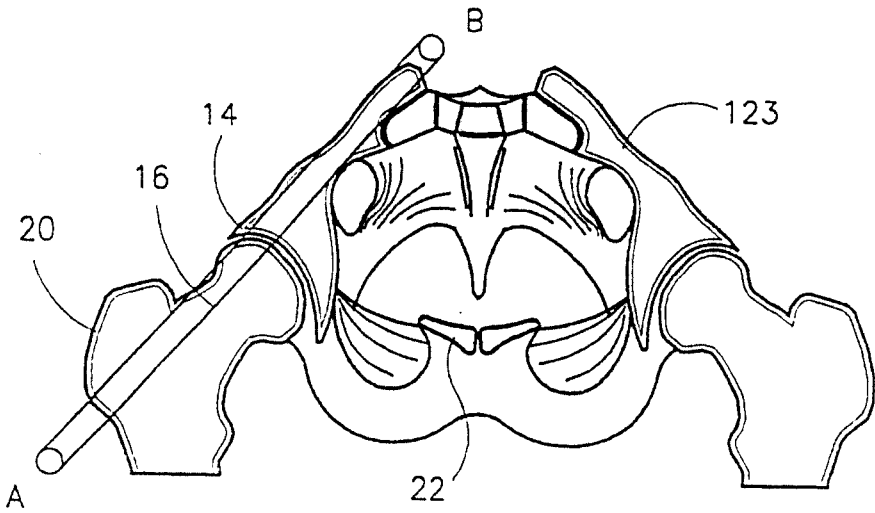


图 10

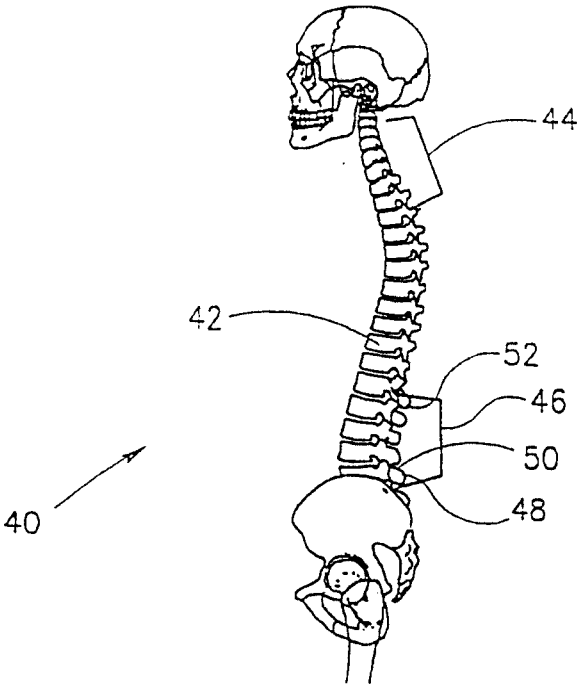


图 2

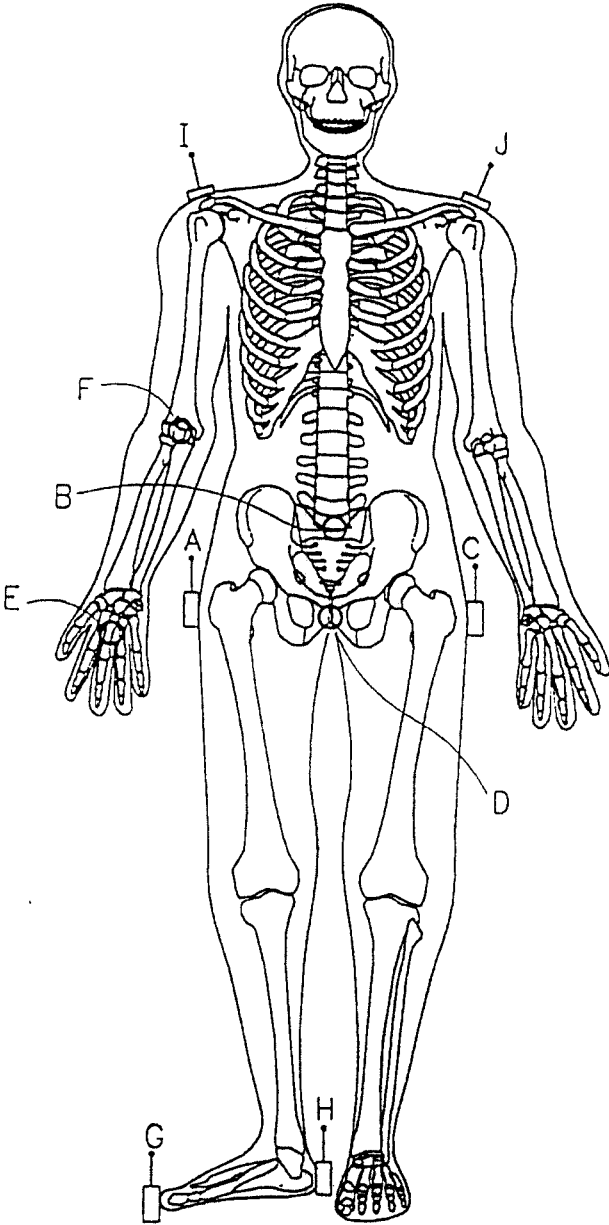


图 3

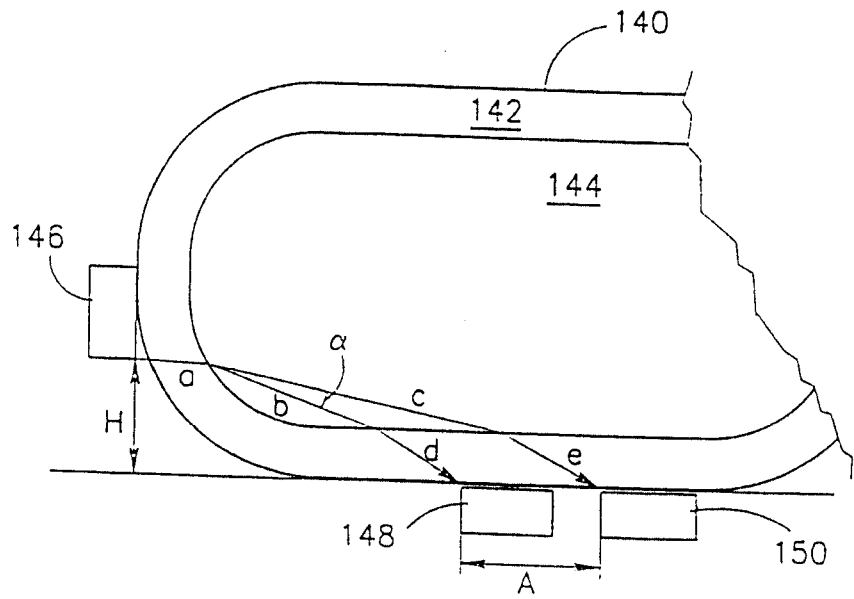


图 4

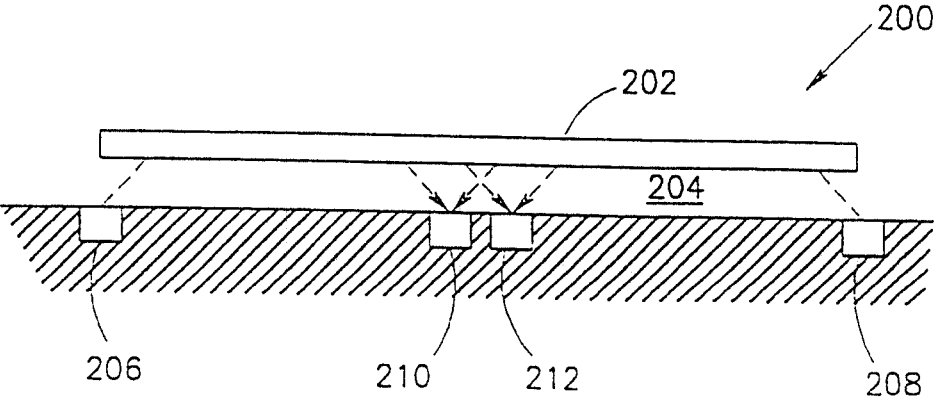


图 5

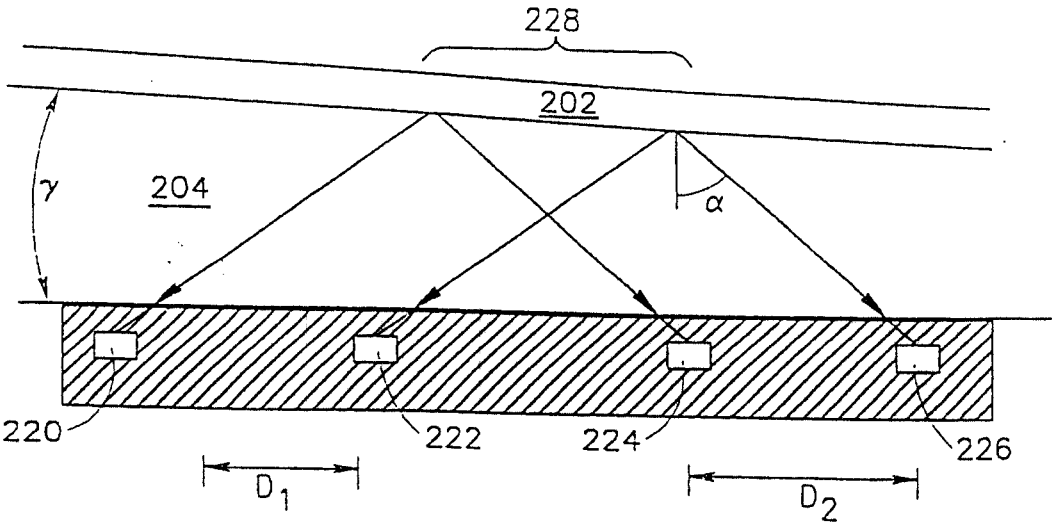


图 6

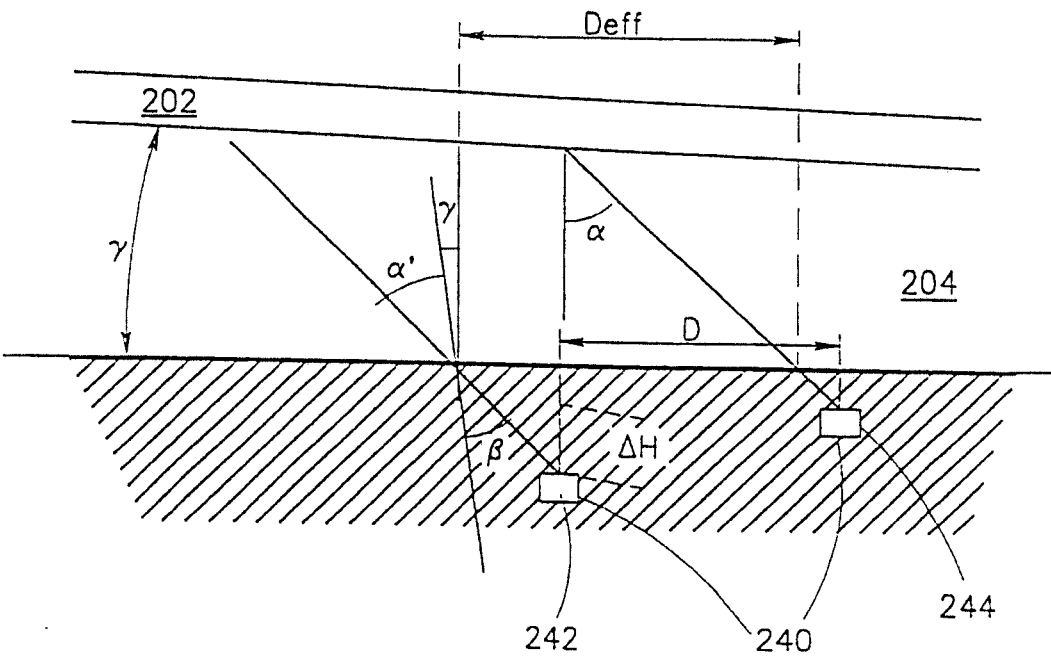


图 7