

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)  
G01L 5/00 (2006.01)



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200510048119.7

[45] 授权公告日 2009 年 10 月 28 日

[11] 授权公告号 CN 100553565C

[22] 申请日 2005.11.29

[21] 申请号 200510048119.7

[73] 专利权人 宏扬(河北)医疗器械有限公司

地址 100085 北京市海淀区信息路甲 28  
号科实大厦 D 座 13 层

[72] 发明人 王 杨 刘 宏 师 磊

[56] 参考文献

CN1297527A 2001.5.30

CN1596084A 2005.3.16

US4930511 1990.6.5

CN1203663A 1998.12.30

审查员 李林霞

[74] 专利代理机构 石家庄冀科专利商标事务所有  
限公司

代理人 李羨民 陈长庚

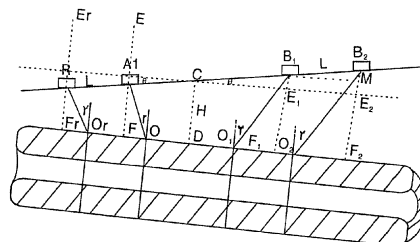
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 1 页

[54] 发明名称

一种测定骨骼中声速的方法

[57] 摘要

一种测定骨骼中声速的方法，属测量技术领域，用于解决骨中声速测量的问题。它包括如下步骤：在一段骨骼的软组织外表面设置超声波发射器 R、A1 和接收器 B1、B2；R、A1、B1、B2 顺序排列，两个发射器之间的距离与两个接收器之间的距离均为 L；设定接收器 B1 接收到发射器 R 发射超声波的时间为 T1、接收器 B2 接收到发射器 A1 发射超声波的时间为 T2、接收器 B1 接收到发射器 A1 发射超声波的时间为 T3；比较 T1、T2，当 T1 = T2 时，声波在该段骨骼内的传播速度为  $V = L / \Delta T$ 。本发明消除了软组织的干扰，计算中没有假设变量值，使测量更为精确、简便、快捷。



1. 一种测定骨骼中声速的方法，其特征在于：它包括如下步骤：
  - a. 在覆盖一段骨骼的软组织的外表面设置超声波发射器和超声波接收器，所述发射器和接收器沿上述骨骼的纵轴方向排列、并排列在一条直线上；
  - b. 由超声波发射器向骨骼发射超声波，由超声波接收器接收超声波；
  - X. 所述超声波发射器为两个，分别为发射器R、A1，超声波接收器为两个，分别为B1、B2；
  - d. 上述发射器和接收器按照R、A1、B1、B2的顺序连续排列，位于一个探头中，并位于与探头的底面相平行的一条直线上，两个发射器之间的距离与两个接收器之间的距离相等；
  - e. 设定接收器B1接收到发射器R发射的超声波的时间为T1，设定接收器B2接收到发射器A1发射的超声波的时间为T2，设定接收器B1接收到发射器A1发射的超声波的时间为T3；
  - f. 比较T1、T2，当T1=T2时，声波在该段骨骼内的传播速度可以用下列公式计算：

$$V=L/\Delta T$$

其中L为两个超声波接收器B1、B2之间的距离， $\Delta T=T2-T3$ 为两个超声波接收器B1、B2接收到超声波发射器A1发射的同一超声波脉冲的时间差。

2. 根据权利要求1所述的测定骨骼中声速的方法，其特征在于：测量时探头在覆盖被测量骨骼的软组织的外表面轻微移动，当测量时间T1与T2相同时，停止移动并保持探头的位置，记录此时的参数T2、T3。

3. 根据权利要求2所述的测定骨骼中声速的方法，其特征在于：所述超声波发射器R和A1发出的超声波波长相同。

4. 根据权利要求3所述的测定骨骼中声速的方法，其特征在于：所述超声波发射器R和A1发出的超声波入射角 $\gamma$ 为10~25°。

5. 根据权利要求1、2、3或4所述的测定骨骼中声速的方法，其特征在于：将超声波发射器R、A1发出的超声波到达超声波接收器B1、B2的时间数据输送到微处理器中，由微处理器对R发出的超

---

声波到达B1的时间T1与A1发出的超声波到达B2的时间T2进行比较，当T1、T2相等时，微处理器根据事先设置的条件发出测量开始信号，记录下超声波所用的时间，计算出骨声速。

## 一种测定骨骼中声速的方法

## 技术领域

本发明涉及测定超声波在骨骼中传播速度的方法，属测量技术领域。

## 背景技术

骨骼是人体重要组成部分，它对人体的运动、生长、发育起着不可或缺的作用。但因衰老、外力损伤、肿瘤等因素都会引起骨骼质量的改变。因此测定骨骼矿物质密度是临床医学中一个重要的监测指标。

超声波是超出人耳听力，频率在 20KHz 以上的声波。超声波在不同的介质中传播时，因介质的物理特性不同而具有不同的声速，换言之，它在正常骨骼和非正常骨骼中具有不同的传播速度，由此即可区分出骨质疏松，骨折病人或正常人群。

1989 年，R.P. Heaney 在一篇论文中提出：声波在骨中沿纵向传播的速度和骨的密度之间存在如下关系：

$$D=KV_L \quad (1)$$

式中 D 为骨密度， $V_L$  声波纵向传输速度，K 为常数。

由此可见，骨质密度和声波在骨中传播速度之间，存在一个函数关系，因此只要测出纵向骨声速就可计算出骨质密度。

在采用超声波测量时，一般以长骨为测量对象，这主要是因为胫骨和桡骨更便于操作。但测量中发现，骨骼外围软组织对测量结果存有干扰，软组织声速慢于骨声速，且其厚度具有不确定性，更由于软组织的柔软性导致探头与被测骨平面难以保持平行，因而带来测量误差。

为了解决软组织对测量的影响，俄国专利 SU1, 342, 479 利用一个发射器和两个接受器，通过计算两个不同位置（相距为 d）的接收器收到同一超声波信号的时间差，以抵消软组织的影响，并计算出骨声速  $V=d/\Delta t$ 。这种方法仅在三个超声器件与被测骨骼平行时测量结果才能反映出被测骨段的声速，但在实际测量时，因为软组织的柔软性而导致探头随时摆动，要求探头和骨表面保持

平行是很难办到的。

为此,以色列科学家 Edward Kantorovich 等人在 1998 年提出一个含有四个自变量  $V_s$  (软组织声速)、 $V_b$  (骨声速)、 $\phi$  (探头与受测骨的夹角) 以及  $h$  (探头与骨骼平均距离) 的四元联立方程组, 求解该方程组, 即可求得骨声速。但随之带来的问题是, 解一个包括三种三角函数在内的四元联立方程组又何其复杂, 即使作者将其中的一个变量  $V_s$  用一经验常数来代替, 却仍然解决不了它求解过程的复杂性, 相应地, 也就影响了这种测量方法的实用性。

#### 发明内容

本发明所要解决的问题是提出一种更简便、更快捷, 不用估算数据和复杂计算便能够准确测量出声音在被测骨骼中传播速度的测量方法。

解决上述问题的技术方案是:

一种测定骨骼中声速的方法, 它包括如下步骤:

- a. 在覆盖一段骨骼的软组织的外表面设置超声波发射器和超声波接收器, 所述发射器和接收器沿上述骨骼的纵轴方向排列、并排列在一条直线上;
- b. 由超声波发射器向骨骼发射超声波, 由超声波接收器接收超声波;
- c. 所述超声波发射器为两个, 分别为发射器R、A1, 超声波接收器为两个, 分别为接收器B1、B2;
- d. 上述发射器和接收器按照R、A1、B1、B2的顺序连续排列, 位于一个探头中, 并排列在一条直线上, 两个发射器之间的距离与两个接收器之间的距离相等; 且均为L。
- e. 确定接收器B1接收到发射器R发射的超声波的时间为T1, 确定接收器B2接收到发射器A1发射的超声波的时间为T2, 确定接收器B1接收到发射器A1发射的超声波的时间为T3;
- f. 比较T1、T2, 当T1=T2时, 声波在该段骨骼内的传播速度可以用下列公式计算:

$$V=L/\Delta T$$

其中L为两个超声波接收器B1、B2之间的距离,  $\Delta T=T2-T3$ 为两个超声波接收器B1、B2接收到超声波发射器A1发射的同一超声波脉冲的时间差。

上述测定骨骼中声速的方法, 测量时探头可在覆盖被测量骨骼的软组织的外表面轻微移动,

当测量时间 $T_1$ 与 $T_2$ 相同时, 停止移动并保持探头的位置, 记录此时的参数 $T_2$ 、 $T_3$ 。

上述测定骨骼中声速的方法, 所述超声波发射器R和A1发出的超声波波长相同。

上述测定骨骼中声速的方法, 所述入射角 $\gamma$ 在 $10\sim 25$ 度之间选择。

上述测定骨骼中声速的方法, 将所述超声波发射器R、A1发出的超声波到达超声波接收器B1、B2的时间数据输送到微处理器中, 由微处理器对R发出的超声波到达B1的时间 $T_1$ 与A1发出的超声波到达B2的时间 $T_2$ 进行比较, 当 $T_1$ 、 $T_2$ 相等时, 微处理器根据事先设置的条件发出测量开始信号, 记录下超声波行进的时间, 计算出骨声速。

采用本发明提供的方法, 消除了覆盖被测量骨骼的软组织的干扰, 计算方法中没有假设的变量值, 科学的选择临界角可以使测量骨骼中超声波传播的速度更为精确、更为简便, 更为快捷, 也更易于推算出所求的骨密度。

#### 附图说明

图1是本发明测定骨骼中声速的原理示意图;

图2是利用参比发射器消除倾角影响的原理示意图;

图3是测量装置构成示意图。

图中标号P为探头, D为探头隔音带。

#### 具体实施方式

从背景技术可知, 当超声波发射到骨表面以后, 和其它类型的波一样, 从声疏性物质到声密性物质时会发生类似光的折射现象, 经过骨表面折射后大部分声波会散射开, 只有沿某一角度 $\alpha$ 发射到骨表面的声波, 其折射方向正好与骨表面平行, 并在骨表面前进一段路程后, 又以相同的出射角 $\alpha$ 从骨表面反射出来, 我们所能利用的就是这部分, 其入射角 $\alpha$ 便称为临界角。入射角 $\alpha$  (或 $\gamma$ )也是超声波发射接收器中换能器工作面的倾斜角度。由于这束超声波是在纵向沿着骨表面行进的, 我们只要测出它在骨表面行进的时间和距离就可算出超声波在骨中的声速。但在同时, 超声波在到达骨骼表面和反射到皮肤表面时在骨周围的软组织中要经过两段路程, 同样消耗了时间。由于探头压在皮肤上时因用力不均, 通常会产生一个倾斜角, 即骨骼的表面和仪器探头上超声波元件所在的平面是不平行的。当超声波穿透皮肤时, 其发射路程和返回到接收器路程是不同的, 增加了在软

组织中行进的时间，从而影响了测量结果的精确度。计算超声波在骨骼中的传播速度时，要去除骨骼周围软组织对测量结果的影响，就必须保证超声波在软组织中的发射路径和接收路径长度相同，才能保证探头表面与骨表面平行，准确计算出超声波在骨骼中的传播速度。

图2显示在一个探头中安装了两个超声波发射器R、A1和两个超声波接收器B1、B2（也可以采用更多的发射接受器件），它们按照R、A1、B1、B2的顺序在探头内连续沿平行底面一直线排列。两个发射器R、A1之间的距离和两个接收器B1、B2之间的距离相等，均为L，发射器A1与接收器B1之间的距离为X。

接收器B1接收到发射器R发射的超声波的时间为：

$T_1 = t_1 + t_1' + t_1''$ ，其中 $t_1'$ 和 $t_1''$ 分别为发射器R发射的超声波进入和反射出的软组织的时间， $t_1$ 是该超声波在骨骼中经过的时间。

接收器B2接收到发射器A1发射的超声波的时间为：

$T_2 = t_2 + t_2' + t_2''$ ，其中 $t_2'$ 和 $t_2''$ 分别为发射器A1发射的超声波进入和反射出的软组织的时间， $t_2$ 是该超声波在骨骼中经过的时间。

接收器B1接收到发射器A1发射的超声波的时间为：

$T_3 = t_3 + t_3' + t_3''$ ，其中 $t_3'$ 和 $t_3''$ 分别为发射器A1发射的超声波进入和反射出的软组织的时间， $t_3$ 是该超声波在骨骼中经过的时间， $t_3 = X/V$ ，X为超声波在骨骼中传播的距离，V是超声波在骨骼中传播的速度。

当上述探头内的超声波发射器R发出的超声波到达超声波接收器B1的时间与超声波发射器A1发出的超声波到达超声波接收器B2的时间相同，即两个发射器发射的超声波到达两个接收器所经过的骨骼周围的软组织的距离相同，其时间也就相等，即 $t_1' = t_1'' = t_2' = t_2'' = t_3' = t_3''$ ，这时就可以利用以上公式计算超声波在骨骼中的传输速度。在上述公式中，由于探头此时与骨骼表面平行，由R到B1和由A1到B2的超声波在骨骼中经过的距离分别为L+X，所经过的时间 $t_1$ ， $t_2$ 分别等于 $(L+X)/V$ 。

从图1可以看出，两个超声波接收器B1、B2接收到超声波发射器A1发射的同一超声波脉冲的时间 $T_2$ 、 $T_3$ 是不同的，它们之间有时间差 $\Delta T$ ，根据上述公式，可以计算出：

$$\begin{aligned}\Delta T &= T_2 - T_3 = (t_2 + t_2' + t_2'') - (t_3 + t_3' + t_3'') \\ &= t_2 - t_3 \\ &= (X+L)/V - X/V \\ &= L/V\end{aligned}$$

因此  $V = L/\Delta T$

在此公式中,  $L$  是已知的两个接收器  $B_1$ 、 $B_2$  之间的距离,  $\Delta T$  是测量出的两个接收器  $B_1$ 、 $B_2$  接收到超声波发射器  $A_1$  发射的同一超声波脉冲的时间差, 因此超声波在骨骼中的传输速度  $V$  可以很容易计算出。

为了更详细地解释其推导过程, 以下结合附图作进一步论述。

在图 1 表示的声波传播图中, 只要测出声波在骨表面行进的时间和距离就可算出超声波在骨中的声速:

$$V_B = L_B / T_B \quad (2)$$

其中:  $L_B$  为声波在骨中所走的距离;

$T_B$  为声波在骨中所走的时间。

从图中可以看到, 超声波在骨周围的软组织中也传输了  $AO$  和  $O_1B_1$  两段路程, 同样消耗了时间。由于软组织中皮肤肌肉和脂肪的密度与骨密度有很大差别, 并因人群及健康状况个体差异较大, 要想计算出声波在其中的传播速度几乎是不可能的。

为此, 本发明设立多个接收器, 如  $B_2$ 、 $B_3$  等, 并且它们之间的距离是事先确定的, 假定为  $L_1$ 。

声波由发射器  $A$  到接收器  $B_1$  的时间为:

$$T_{A1} = AO/V_s + OO_1/V_B + O_1B_1/V_s \quad (3)$$

声波由发射器  $A$  到接收器  $B_2$  的时间为

$$T_{A2} = AO/V_s + OO_1/V_B + L_1/V_B + O_2B_2/V_s \quad (4)$$

因为  $O_1B_1 = O_2B_2$  (4) 式和 (3) 式相减

$$T_{A2} - T_{A1} = AO/V_s + OO_1/V_B + L_1/V_B + O_2B_2/V_s - (AO/V_s + OO_1/V_B + O_1B_1/V_s) = L_1/V_B$$

这样我们所要求的骨声速为

$$V_B = L_1 / (T_{A2} - T_{A1}) \quad (5)$$

只要测得超声波到达接收器  $B_1$   $B_2$  的时间差就可算出  $V_B$ 。

为了提高时间差测量的精确度,我们可以安装两个或两个以上的多个超声波接收器,计算其时间差的平均值。

另外,由于皮肤是个软组织,当将探头压在皮肤上时因用力不均,通常会产生一个倾斜角,即骨骼的表面和仪器探头上超声波元件所在的平面是不平行的(见图2)。当超声波穿透皮肤时,其发射路程  $AO$  是相同的,但其返回到接收器  $B_1$   $B_2$  时的路程即  $O_1B_1$  和  $O_2B_2$  是不同的,增加了一段在软组织中行进的路程  $B_2M$ ,同时增加了在软组织中行进的时间  $\Delta T = B_2M/V_S$ ,从而影响了测量结果的精确度。

为了解决这一问题,在探头中可增加一组参比超声波发射器  $R$ ,并且  $R$  和主发射  $A1$  之间的距离是事先确定的,也为  $L$ ,当参比发射器发出的超声波到达接收器  $B_1$  的时间和主发射器发出的超声波到达接收器  $B_2$  的时间相同时,即它们所走的路径相等时,这时探头表面和骨表面的倾角  $\phi = 0$ ,即探头表面和骨表面处于完全平行的位置。

在实际操作中可以在探头或仪器中安装一个数据微处理器,它时刻比较着由参比发射器和主发射器发出的超声波到达相对应的接收器的时间,当两者时间相等时,即探头表面和骨表面处于平行位置时,此时显示器中也显示,代表两条路径所用时间的色带等长,记录下超声波所用的时间,并用(5)式计算出骨声速,并由(1)式推算出骨密度。并由打印机打印出结果。这种结果消除了因探头倾斜所引起的误差,保证了测量结果的精确度。

这种方法原理简单,不需要复杂的计算,数据处理由计算机进行,避免了人为干扰,测量精度高,在实施实际操作中收到了良好的效果。

使用采用本发明原理的仪器随机抽取 30 例就诊患者(男性 15 例,女性 15 例),进行骨密度检查。并与美国生产的 X 线双能量骨密度测定仪(DEXA)检测结果进行对比实验,将测量实际结果进行统计学处理,以分析其相关性,见下表 1。

	本发明(实验组)	DEXA(对照组)
--	----------	-----------

	正常	减低	正常	减低
	17	13	17	11
合计	17	13	19	11

其中应用双能量 X 线确诊骨质疏松者 11 例，而应用超声骨质分析仪诊断骨质疏松 13 例，其中有两例诊断不符。

诊断符合率  $28/30=93.3\%$ ，说明本发明仪器的准确性符合要求 ( $>90\%$ )。

由于两种检测方法的基本原理不同，其正常值范围及诊断标准也就不同，在 SPSS 统计软件上，对两组数据进行直线相关分析

$$r = \frac{\sum (x - \bar{x})(y - \bar{y})}{\sqrt{\sum (x - \bar{x})^2 \sum (y - \bar{y})^2}}$$

经 SPSS 11.5 统计分析结果显示：

相关系数  $r=0.697$      $p=0.000$      $p<0.01$

因此两种骨质分析仪所测指标呈相关关系，说明本发明的检测结果真实可靠。

另一组试验数据见下表 2：

	本发明（实验组）		SD-1000X 型 （对照组）	
	正常	减低	正常	减低
	19	11	19	10
合计	19	11	20	10

其中仅有 1 例诊断与对照组不符，诊断符合率  $96.67\%$ ，大于  $90\%$ ，说明本发明的骨质分析仪的准确性符合要求。表中的 SD-1000C 型为医疗行业普遍使用的单光子骨矿物质分析仪的型号。

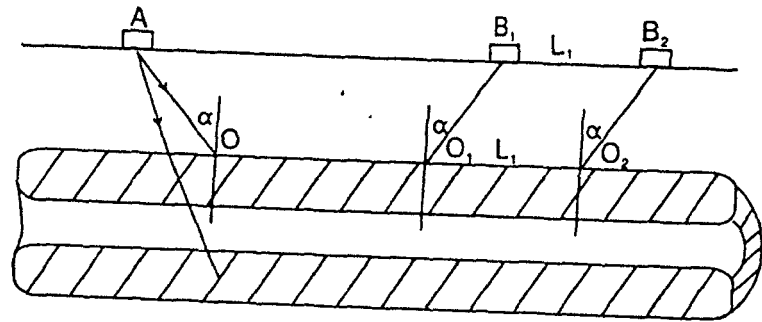


图 1

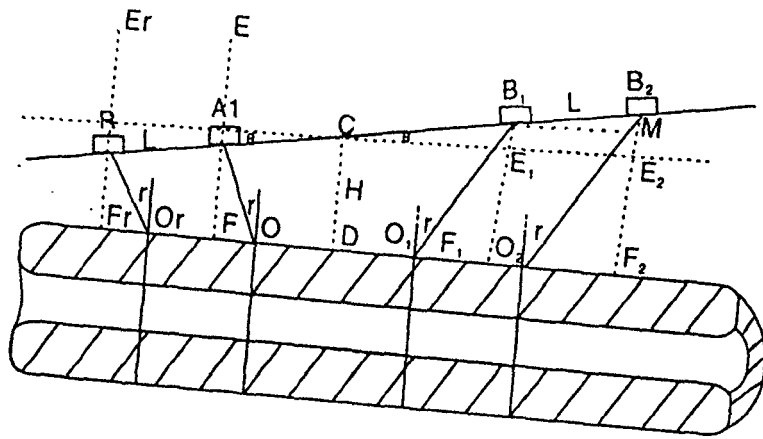


图 2

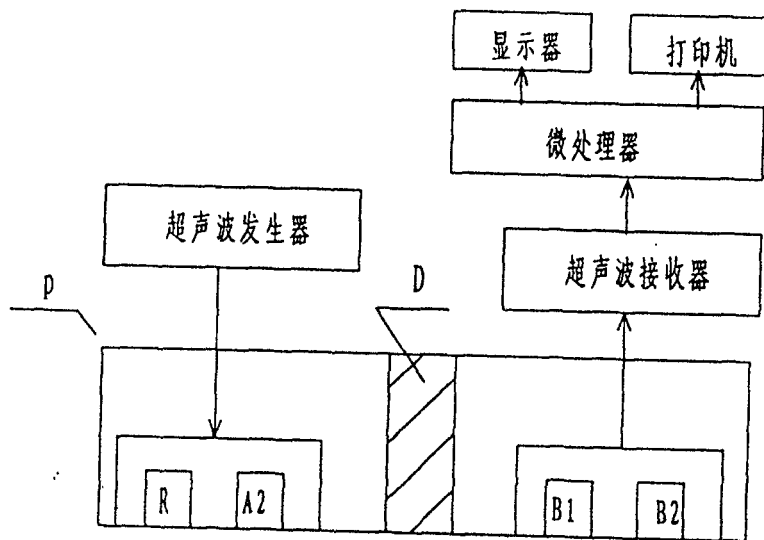


图 3

专利名称(译)	一种测定骨骼中声速的方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN100553565C</a>	公开(公告)日	2009-10-28
申请号	CN200510048119.7	申请日	2005-11-29
[标]申请(专利权)人(译)	澳诺制药有限公司		
申请(专利权)人(译)	澳诺制药有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	宏扬(河北)医疗器械有限公司		
[标]发明人	王杨 刘宏 师磊		
发明人	王杨 刘宏 师磊		
IPC分类号	A61B8/00 G01L5/00		
代理人(译)	陈长庚		
审查员(译)	李林霞		
其他公开文献	CN1803099A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种测定骨骼中声速的方法，属测量技术领域，用于解决骨中声速测量的问题。它包括如下步骤：在一段骨骼的软组织外表面设置超声波发射器R、A1和接收器B1、B2；R、A1、B1、B2顺序排列，两个发射器之间的距离与两个接收器之间的距离均为L；设定接收器B1接收到发射器R发射超声波的时间为T1、接收器B2接收到发射器A1发射超声波的时间为T2、接收器B1接收到发射器A1发射超声波的时间为T3；比较T1、T2，当T1 = T2时，声波在该段骨骼内的传播速度为 $V = L/\Delta T$ 。本发明消除了软组织的干扰，计算中没有假设变量值，使测量更为精确、简便、快捷。

