



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1846628 B

(45) 授权公告日 2010.05.26

(21) 申请号 200610012654.1

(22) 申请日 2006.04.29

(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 柴雨力 刘宏 师磊
胡宗华

(74) 专利代理机构 石家庄冀科专利商标事务所
有限公司 13108

代理人 李羨民 陈长庚

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

G01N 29/07(2006.01)

(56) 对比文件

CN 1203663 A, 1998.12.30, 全文.

CN 1596084 A, 2005.03.16, 全文.

CN 1325489 A, 2001.12.05, 全文.

US 5426979 A, 1995.06.27, 全文.

JP 特开平10-192276 A, 1998.07.28, 全文.

CN 1297527 A, 2001.05.30, 全文.

审查员 杨德智

权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 2 页

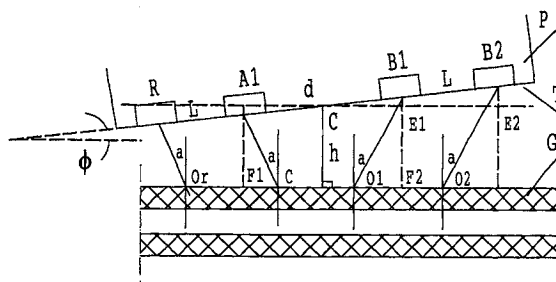
(54) 发明名称

用时间极值法测定超声波在骨骼中传播速度的方法

(57) 摘要

用极值法测定超声波在骨骼中传播速度的方法,属测量技术领域,所要解决的问题是提出一种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方法,其技术方案是:在复盖一段骨骼的软组织的外表面设置超声波发射器 A_1 和超声波接收器 B_1 、 B_2 ,它们按 A_1 、 B_1 、 B_2 顺序排列,并置于一个探头壳体中;探头的超声波发射信号和接收信号与仪器信号处理单元相连接;由超声波发射器 A_1 向骨骼发射超声波,由超声波接收器 B_1 、 B_2 接收超声波 T_1 、 T_2 ;在覆盖被测测量骨骼的软组织的外表面轻微移动测量探头,由仪器信号处理单元自动记录下所测得的 T_1 、 T_2 值,

得到最大的 T_1 值时,按照公式
$$V_B = \frac{L}{T_2 - T_1}$$
计算
出超声波在骨表面的声速。



1. 一种用极值法测定超声波在骨骼中传播速度的方法,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 A_1 和超声波接收器 B_1 、 B_2 ,上述超声波发射器 A_1 和超声波接收器 B_1 、 B_2 沿上述骨骼的纵轴排列,并排列在一条直线上;

b、超声波发射器 A_1 和超声波接收器 B_1 、 B_2 按 A_1 , B_1 , B_2 顺序排列,并置于一个探头壳体中,且 B_1 , B_2 之间的距离为 L ;

c、将超声波发射信号和超声波接收信号输送至微处理器;

d、由超声波发射器 A_1 向骨骼发射超声波,由超声波接收器 B_1 、 B_2 接收超声波;

e、确定接收器 B_1 接收到发射器 A_1 发射的超声波时间为 T_1 ,确定接收器 B_2 接收到发射器 A_1 发射的超声波时间为 T_2 ;

f、在覆盖被测量骨骼的软组织的外表面轻微移动测量探头,由微处理器自动记录下所测得的 T_1 , T_2 值;

g、仪器信号处理单元对探头所传回来的 T_1 值进行比较,保留 T_1 值较大的,而摒弃较小值,直到得到最大的 T_1 值时,按照公式 $V_B = \frac{L}{T_2 - T_1}$ 计算出超声波在骨表面的声速,并同时显示在显示器上。

用时间极值法测定超声波在骨骼中传播速度的方法

技术领域

[0001] 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

[0002] 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。

[0003] 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,因介质的物理性质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病人、骨折病人或正常人群。

[0004] 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:

$$[0005] \quad D = K V_L^{\frac{1}{2}} \quad (1)$$

[0006] 式中 D 为骨密度, V_L 为声波纵向传输速度, K 为常数。

[0007] 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。

[0008] 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平面难以保持平行,因而带来测量误差。

[0009] 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收器,通过计算两个不同位置(相距 L_1) 的接收器受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 $V = L_1 / \Delta t$ 。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。

[0010] 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)、 ϕ (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,却仍然解决不了它解题过程的复杂性,相应地,也就影响了这种测量方法的实用性。

发明内容

[0011] 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。

[0012] 解决上述问题的技术方案是：

[0013] 一种用极值法测定超声波在骨骼中传播速度的方法，它包括如下步骤：

[0014] a、在复盖一段骨骼的软组织的外表面设置超声波发射器 A_1 和超声波接收器 B_1 、 B_2 ，上述超声波发射器 A_1 和超声波接收器 B_1 、 B_2 沿上述骨骼的纵轴排列，并排列在一条直线上；

[0015] b、超声波发射器 A_1 和超声波接收器 B_1 、 B_2 按 A_1 ， B_1 ， B_2 顺序排列，并置于一个探头壳体中，且 B_1 ， B_2 之间的距离为 L ；

[0016] c、将超声波发射信号和超声波接收信号输送至微处理器；

[0017] d、由超声波发射器 A_1 向骨骼发射超声波，由超声波接收器 B_1 、 B_2 接收超声波；

[0018] e、确定接收器 B_1 接收到发射器 A_1 发射的超声波时间为 T_1 ，确定接收器 B_2 接收到发射器 A_1 发射的超声波时间为 T_2 ；

[0019] f、在覆盖被测量骨骼的软组织的外表面轻微移动测量探头，由微处理器自动记录下所测得的 T_1 ， T_2 值；

[0020] g、仪器信号处理单元对探头所传回来的 T_1 值进行比较，保留 T_1 值较大的，而摒弃较小值，直到得到最大的 T_1 值时，按照公式 $V_B = \frac{L}{T_2 - T_1}$ 计算出超声波在骨表面的声速，并同时显示在显示器上。

[0021] 上述用极值法测定超声波在骨骼中传播速度的方法，可使用 1 个或 1 个以上的超声波发射器。

[0022] 上述用极值法测定超声波在骨骼中传播速度的方法，可使用两个或两个以上的超声波接收器。

[0023] 按照本发明所提供的测量方法，其超声波探头结构简单，操作容易。所有的数据采集、比较处理、计算均由仪器完成，完全避免了人为的干扰，大大提高了测量精度和准确度。

附图说明

[0024] 图 1 是利用超声波测量骨声速原理图；

[0025] 图 2 是本发明的测量骨声速原理示意图。

[0026] 图 3 是测量装置构成示意图。

[0027] 图中各标号为：1. 超声波发生器；2. 超声波接收器；3. 显示器；4. 打印机；P. 探头；T. 探头下平面；D. 隔音带；G. 被测骨骼；T 和 G 之间为软组织； α 、 γ . 入射角或反射角。

具体实施方式

[0028] 由图 1 可知，当超声波探头与骨表面平行时，

$$[0029] \quad T_1 = \frac{A_1 C}{V_s} + \frac{CO_1}{V_B} + \frac{O_1 B_1}{V_s}$$

$$[0030] \quad T_2 = \frac{A_1 C}{V_s} + \frac{CO_1}{V_B} + \frac{L}{V_B} + \frac{O_2 B_2}{V_s}$$

[0031] 因为 $A_1 C = O_1 B_1 = O_2 B_2$

[0032] 所以所以 $T_2 - T_1 = \left(\frac{A_1 C}{V_s} + \frac{CO_1}{V_B} + \frac{L}{V_B} + \frac{A_1 C}{V_s} \right) - \left(\frac{A_1 C}{V_s} + \frac{CO_1}{V_B} + \frac{A_1 C}{V_s} \right) = \frac{L}{V_B}$

[0033] 即 $V_B = \frac{L}{T_2 - T_1}$ (2)

[0034] 然而 (2) 式的结论只有当探头表面和骨表面处于平行位置时才能成立,但由于皮肤的柔软性,使二者平行是很难办到的。当两者不平行时,首要解决的是如何调整探头位置使它们达到平行。

[0035] 图 2 显示,假设探头表面与骨表面有一个倾斜角 ϕ ,我们取 A_1 和 B_1 的中点 C 向骨表面引垂线,得软组织的平均厚度 h 。

[0036] 图中 $A_1 E_1 = d \cdot \sin \phi$, d 为 A_1 和 B_1 之间的距离,

[0037]

$$A_1 F_1 = h - d \cdot \sin \phi$$

[0038]

$$A_1 C = \frac{A_1 F_1}{\cos \alpha} = \frac{h - d \cdot \sin \phi}{\cos \alpha} \quad (3)$$

[0039]

$$\text{同理 } B_1 O_1 = \frac{h + d \cdot \sin \phi}{\cos \alpha} \quad (4)$$

[0040]

$$A_1 C + B_1 O_1 = \frac{h - d \cdot \sin \phi}{\cos \alpha} + \frac{h + d \cdot \sin \phi}{\cos \alpha} = \frac{2h}{\cos \alpha} \quad (5)$$

[0041] 式中,临界角 α 为一定值,而超声波在软组织中行走的距离与倾斜角 ϕ 无关,说明当皮肤厚度一定时,超声波在软组织中所行进的路程和时间为一一定值。

[0042] 现在考虑一下超声波在骨表面所行进的时间。

[0043]

$$F_1 C = A_1 F_1 \cdot \tan \alpha = (h - d \cdot \sin \phi) \cdot \tan \alpha$$

[0044]

$$O_1 F_2 = B_1 F_2 \cdot \tan \alpha = (h + d \cdot \sin \phi) \cdot \tan \alpha$$

[0045] 超声波在骨表面所行走的路程为 CO_1 。

[0046]

$$CO_1 = 2d \cdot \cos \phi - F_1 C - O_1 F_2$$

[0047]

$$= 2d \cos \phi - (h - d \cdot \sin \phi) \cdot \tan \alpha - (h + d \cdot \sin \phi) \cdot \tan \alpha$$

[0048]

$$= 2d \cos \phi - 2h \tan \alpha$$

[0049] 式中, h 、 d 、 α 均为定数,所以超声波在骨中所走的距离,只和倾斜角 ϕ 有关。并且当 $\phi = 0$ 时,即探头表面和骨表面平行时,超声波在骨表面行进了最长的路程。

[0050] $CO_1 = 2d - 2h \cdot \tan \alpha$ (6)

[0051] 这样超声波在骨中所行进的时间

[0052]

$$T_1 = \frac{A_1 C + B_1 O_1}{V_s} + \frac{CO_1}{V_B} = \frac{2h}{\cos \alpha \cdot V_s} + \frac{2d \cdot \cos \varphi - 2htg \alpha}{V_B}$$

[0053] 当 $\varphi = 0$ 时, T_1 具有最大值

$$[0054] \quad T_1 = \frac{2h}{\cos \alpha \cdot V_s} + \frac{2d - 2htg \alpha}{V_B} \quad (7)$$

[0055] 这就说明,当我们移动探头使超声波在软组织和骨表面行进的时间最长时,这时探头和骨表面就处于完全平行的位置。我们称这种方法为《时间极值法》,将仪器获得的此时的 T_2 值代入公式 (2) 即可求得此时的骨声速。

[0056] 本发明采取如下步骤实施测量超声波在骨骼中的传播速度:

[0057] a、在复盖一段骨骼的软组织的外表面设置超声波发射器 A_1 和超声波接收器 B_1 、 B_2 , 上述超声波发射器 A_1 和超声波接收器 B_1 、 B_2 沿上述骨骼的纵轴排列, 并排列在一条直线上;

[0058] b、超声波发射器 A_1 和超声波接收器 B_1 、 B_2 按 A_1 , B_1 , B_2 顺序排列, 并置于一个探头壳体中, 且 B_1 , B_2 之间的距离为 L ;

[0059] c、将探头的超声波发射信号和超声波接收信号与仪器信号处理单元相连接, 在仪器信号处理单元中装有一套对测试时间的捕捉、处理、计算程序;

[0060] d、由超声波发射器 A_1 向骨骼发射超声波, 由超声波接收器 B_1 、 B_2 接收超声波;

[0061] e、确定接收器 B_1 接收到发射器 A_1 发射的超声波时间为 T_1 , 确定接收器 B_2 接收到发射器 A_1 发射的超声波时间为 T_2 ;

[0062] f、在覆盖被测量骨骼的软组织的外表面轻微移动测量探头, 由仪器信号处理单元自动记录下所测得的 T_1 , T_2 值;

[0063] g、仪器信号处理单元对探头所传回来的 T_1 值进行比较, 保留 T_1 值较大的, 而摒弃较小值, 直到得到最大的 T_1 值时, 按照公式 $V_B = \frac{L}{T_2 - T_1}$ 计算出超声波在骨表面的声速, 并同时显示在显示器上。

[0064] 本发明可使用 1 个或 1 个以上的超声波发射器, 也可使用两个或两个以上的超声波接收器。

[0065] 在本发明中, 当探头在皮肤表面轻轻移动结束时, 显示器显示出它已捕捉到的超声波在皮肤组织中和骨表面上所行进的最大时间 T_1 值和此时的骨声速, 因此时探头表面已和骨表面处于平行位置, 所以这个声速就是我们要求的真正的骨声速, 我们称这个方法叫“时间极值法”, 采用这种方法探头结构简单, 操作简单, 所有的数据采集, 比较处理, 计算均由仪器完成, 完全避免了人为的干扰。在实际操作中收到了良好的效果。

[0066] 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。

[0067]

	本发明 (实验组)		DEXA (对照组)	
	正常	减低	正常	减低

[0068]

	17		17	
		13	2	11
合计	17	13	19	11

[0069] 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。

[0070] 诊断符合率 $28/30 = 93.3\%$, 说明本发明仪器的准确性符合要求 ($> 90\%$)。

[0071] 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

[0072]
$$r = \frac{\sum (x - \bar{x})(y - \bar{y})}{\sqrt{\sum (x - \bar{x})^2 \sum (y - \bar{y})^2}}$$

[0073] 经 SPSS 11.5 统计分析结果显示:

[0074] 相关系数 $r = 0.697$ $p = 0.000$ $p < 0.01$

[0075] 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。

[0076] 另一组试验数据见下表 2:

[0077]

	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

[0078] 其中仅有 1 例诊断与对照组不符, 诊断符合率 96.67%, 大于 90%, 说明本发明的测试准确性符合要求。表中的 SD-1000C 型为医疗行业广泛使用的单光子骨矿物质分析仪的型号。

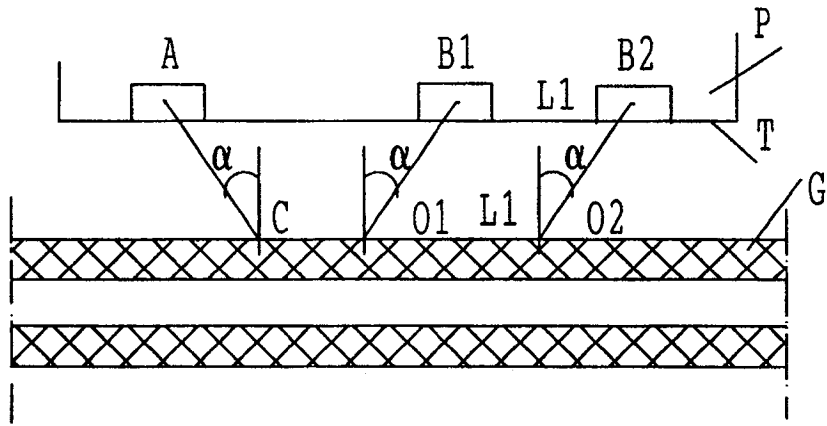


图 1

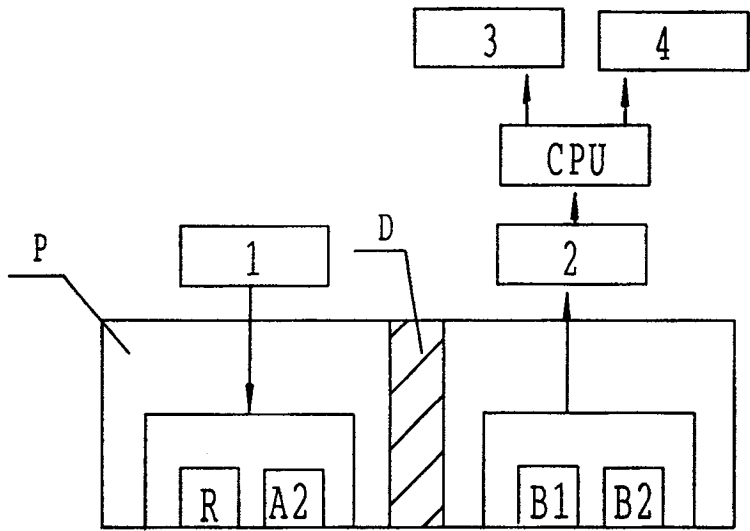


图 3

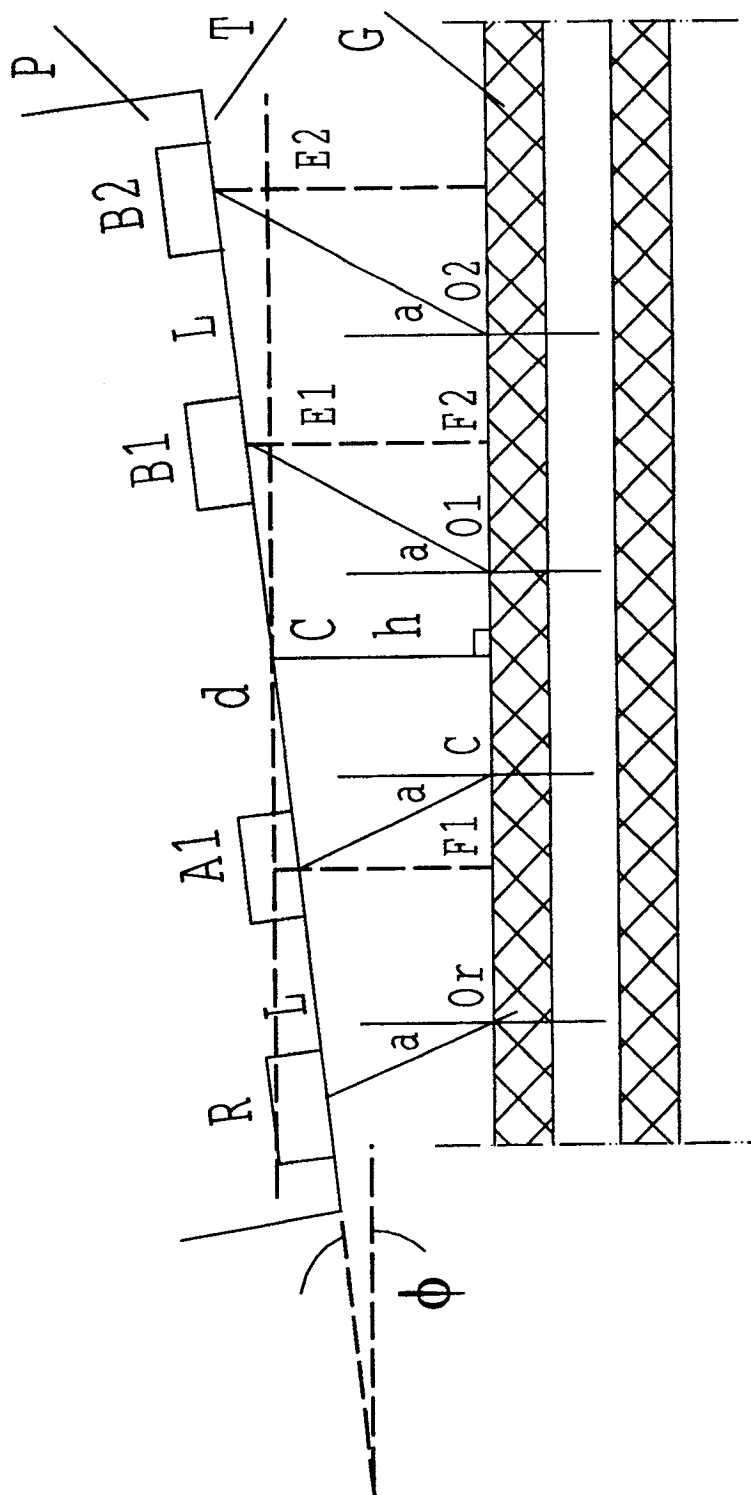


图 2

专利名称(译)	用时间极值法测定超声波在骨骼中传播速度的方法		
公开(公告)号	CN1846628B	公开(公告)日	2010-05-26
申请号	CN200610012654.1	申请日	2006-04-29
[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 柴雨力 刘宏 师磊 胡宗华		
发明人	王杨 柴雨力 刘宏 师磊 胡宗华		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/00 G01N29/07		
代理人(译)	陈长庚		
审查员(译)	杨德智		
其他公开文献	CN1846628A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

用极值法测定超声波在骨骼中传播速度的方法，属测量技术领域，所要解决的问题是提出一种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方法，其技术方案是：在复盖一段骨骼的软组织的外表面设置超声波发射器A1和超声波接收器B1、B2，它们按A1，B1，B2顺序排列，并置于一个探头壳体中；探头的超声波发射信号和接收信号与仪器信号处理单元相连接；由超声波发射器A1向骨骼发射超声波，由超声波接收器B1、B2接收超声波T1、T2；在覆盖被测量骨骼的软组织的外表面轻微移动测量探头，由仪器信号处理单元自动记录下所测得的T1，T2值，得到最大的T1值时，按照公式计算出超声波在骨表面的声速。

