

# 骨动态压电响应的测试研究

侯振德<sup>1</sup>, 钱民全<sup>2</sup>

(1. 天津大学力学系, 天津 300072; 2. 中国科学院力学研究所, 北京 100008)

**摘要:** 测量应力波在骨内传播时骨的压电电位响应是困难的, 困难之处在于电位参考点的选定。电位参考点必须是一个电位保持恒定的点。当应力波在骨内部传播时, 应力波传及的部位都会产生压电电位变化, 不存在电位保持恒定的部位。本文利用屏蔽层内电位恒定的特点, 将参考点移出骨试件选在屏蔽层上, 解决了上述困难, 测出了骨的压电电位响应。测试结果表明压电电位决定于应力梯度而不是应力, 而且骨受拉伸时其压电电位(绝对值)大于受压缩时的压电电位。

**关键词:** 骨; 压电电位; 应力波; 应力梯度

**中图分类号:** Q66; R318.01

**文献标识码:** A

## 0 引言

骨具有力电性质。骨受应力作用时, 骨内会产生电位信号。生命状态的骨的力电性质主要表现为骨在动态载荷作用下(如走路、跑步、跳跃等), 骨内产生流动电位(来源于动电现象)和压电电位(来源于压电效应)<sup>[1]</sup>。这些电信号影响骨细胞的生长和吸收<sup>[1~3]</sup>, 在临床上利用骨的力电性质进行骨病治疗已取得成效<sup>[3~5]</sup>。

测量在动态应力作用下骨的压电电位随应力的变化规律(或称压电响应)是重要的, 但又是困难的。困难之处在于当应力波在骨试件内部传播时, 试件内各点的应力随时间变化, 压电电位也随之变化, 因此很难找到一固定不变的恒定电位点作为电位参考点。本文利用屏蔽层内电位保持恒定的性质, 以骨试件周围的电场电位为参考电位。当应力脉冲波(纵波)在骨试件内来回自由反射传播时, 测出了在试件的选定部分上的压电响应。

## 1 测试原理

当应力波在骨试件内传播时, 应力波经过部位的外表面上将产生压电电荷(也称极化电荷)。利用镀在试件表面上的银电极收集电荷, 电极上的电荷表现为相对于未受力部位的电位。由记忆示波器和计算机记录应力和压电电位信号的波形。

以骨试件不受力时的表面电位为参考电位并看做零电位, 电极上的电压和相对于参考点的压电电位相等。根据静电屏蔽理论, 屏蔽层内电位保持不变, 当试件被完全屏蔽后, 不受力时, 试件呈电中性, 其表面电位与屏蔽层内电位相等。受力后试件电位将发生变化, 而屏蔽层内侧电位仍保持不变。利用这一性质, 将电位参考点移出试件, 选屏蔽层内侧为电位参考点(见图 2)。从而, 既保证了参考电位与试件不受力时的电位一致, 也满足了参考点电位必须恒定的测量要求, 由此测出了骨试件上随应力变化的压电电位响应。

### 1.1 试件

在干的牛股骨或胫骨骨干的密质骨中取出试件如图 1, 宽度(沿环向)为 6mm, 厚度(沿径向)5mm, 长度(沿生长轴)178mm。在试件的中间和距中间 40mm 处用真空镀膜的方法各镀一银电极 A 和 B。电极沿试件长度方向宽 4mm。在试件中间与电极 A 同一部位的上侧表面贴一应变片。为保证应力波在试件的两个端面之间自由反射时仍为纵波, 要确保试件的两个端面互相平行并与试件轴线垂直。

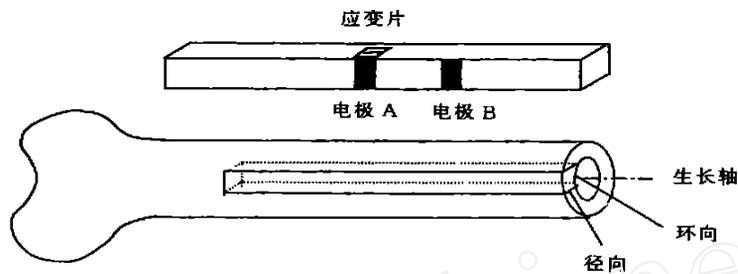


图 1 试件

## 1.2 测试装置

测试装置如图 2, 用胶水将试件的一个端面与输入杆的一端粘结。子弹由气压枪射出, 经测速装置测速后同心地撞击输入杆, 在输入杆内产生一应力脉冲。

此应力脉冲从输入杆透射到骨试件内, 开始在试件内传播。试件中的应力脉冲波形由应变片测出。要测出完整的应力脉冲波形, 应力脉冲的几何宽度就要充分短, 即当应力脉冲完全经过应变片或电极所覆盖的区域后, 从试件自由端(非粘结端)反射回来的应力脉冲的波前才能到来。为此取子弹长度为 15mm。用此弹在试件内产生的应力脉冲的几何宽度约为 7~10cm。

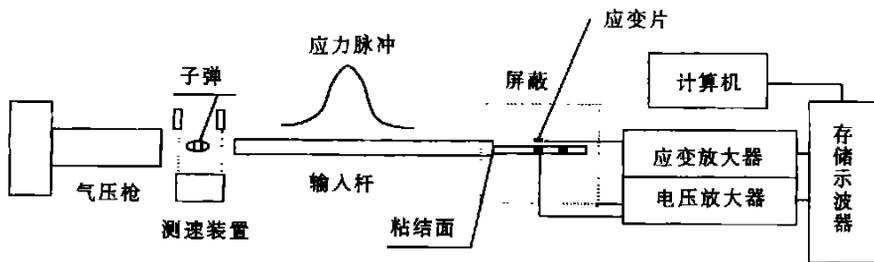


图 2 测试装置简图

应力脉冲从输入杆经粘结面透射到试件中的同时还有一部分反射回输入杆内。此脉冲经输入杆另一自由端(子弹撞击端)反射后, 再次传播到试件与输入杆的粘结表面时, 会继续向试件内透射, 从而会造成试件内应力脉冲的波形因多次叠加而变得混乱。要确保测试成功就必须使试件中只有一个应力脉冲传播。为实现这一要求, 需要使试件中第一次由自由端反射回来的拉应力脉冲(或称拉伸波)到达粘结面时将试件与输入杆拉开, 而且输入杆也要充分长, 当输入杆中由子弹撞击端反射回来的压缩波到达粘结面时, 试件已被拉开。此时, 试件中只有一个应力脉冲传播。将试件粘结于输入杆的胶水是低强度的, 只起固定试件的作用不起固结作用。

压电电位信号和应力脉冲信号分别由高频电压放大器和高频应变放大器放大后送入高频双通道记忆示波器显示波形并经 RS232 接口输入计算机。

## 2 测试结果分析

为了证明测试装置的可靠性, 首先做了预备性测试。实验测出试件内应力脉冲自由来回反射的波形如图 3(a) (图中以及后续图中的波形均以时间为横坐标)。图中相邻的压缩波和拉伸波波峰间的时间间隔为 58( $\mu$ s), 恰好等于应力脉冲走完一个试件长度的时间, 所以波速  $v = 3069\text{m/s}$  (17.8cm 除以 58 $\mu$ s)。然后, 试验测量应力脉冲经过电极 A 和电极 B 时, 两个电极上电位波形, 图 3(b) 为试件受冲击后压应力脉冲经过电

极 A 和 B 时,两个电极上电位波形,其中圆点为电极 A 上的电位波形,三角形为 B 上的电位波形。两电极间的电位波形的时间差为  $13(\mu\text{s})$ ,恰好等于应力脉冲从电极 A 传至电极 B 的时间(两电极间的距离除以波速)。根据试验原理,所测电位信号的来源只可能有两种,一种为骨内压电信号,另一种为电场干扰信号。电场干扰信号必然会同时在两个电极上产生干扰电位,不会有时间差。骨内压电信号则不同,应力脉冲传至电极 A 的部位时,电极 A 上出现极化电荷而产生电位,此时电极 B 的部位尚未受应力的作用而无电位信号出现。只有应力脉冲传至电极 B 时,该电极上才会有电位出现,所以两个电极的电位信号之间的时间差必然等于应力脉冲从电极 A 传至电极 B 的时间。可见所测电位信号确实由应力脉冲产生。此试验证明了测试装置的有效性。

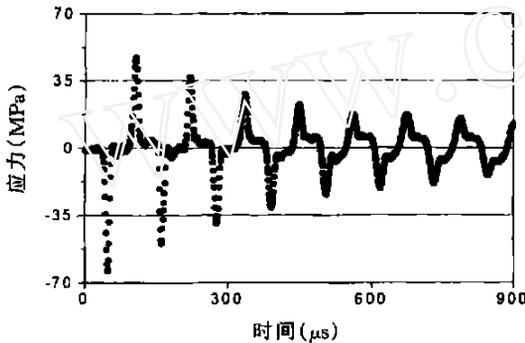


图 3(a) 应力波形

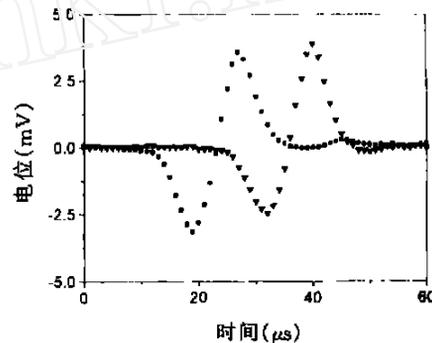


图 3(b) 双电位波形

试验测试了两个试件,图 4(a)、(b)和图 5(a)、(b)是每个试件电极 A 处的应力波形和电位波形典型的测试结果。每组图中(a)为应力脉冲波形,(b)为电位信号波形。(a)图的应力脉冲和(b)图电位波形一一对应。压应力脉冲波由粘结面透射入试件内,此脉冲传至自由端后反射为拉应力脉冲,当此拉伸波到达试件与输入杆的粘结界面时,将试件与输入杆拉开,试件落到屏蔽层上。试件脱落过程中,自身运动会与屏蔽层间会产生干扰电场,因而影响后续电位波形的测试结果,这是由试验方法决定的。因此,有效的电位信号是对应前两个应力脉冲(第一个压缩,第 2 个拉伸)的压电信号波形。由两组图可看出以第二个应力脉冲之后电位信号波形变得杂乱。

测试结果具有良好的重复性,每个试件的压电电位随应力波都有相同的变化规律。第一个试件的波速为  $3069\text{m/s}$ ,压应力脉冲的峰值为  $67.4\text{Mpa}$ ,拉应力脉冲的峰值为  $49.4\text{Mpa}$ (取骨的弹性模量为  $25\text{Gpa}$ )。第二个试件的波速为  $3150\text{m/s}$ ,压应力脉冲的峰值为  $56.5\text{Mpa}$ ,拉应力脉冲的峰值为  $44.5\text{Mpa}$ 。

图 4 和图 5 显示,压电电位并不随应力波同步变化而是呈交变波形。波形特点是在第一个压应力脉冲的加载段(应力的绝对值由小到大的阶段)的中间部位对应的压电电位达负峰值,在应力脉冲峰值点附近压电电位变为零。应力脉冲进入卸载阶段(应力的绝对值由大到小的阶段),压电电位反向变化。同样,正电位的峰值对应卸载段的中间部位。应力脉冲全部经过电极后应力衰减为零,电位也变为零。当反射回来的拉应力脉冲经过电极 A 时,压电电位呈同样的方式变化,只是符号随之改变。

显然,上述现象与经典压电理论是不一致的。根据经典压电理论,电位与应力之间是线性关系,二者的波形应该一致。事实上骨的压电性研究已经证明骨的压电性质比矿物材料的压电性质要复杂的多,只是尚未产生一致的结论<sup>[1]</sup>。上述电位波形的特征与 Korostoff 的观点一致。Korostoff<sup>[6]</sup>认为骨的压电极化强度与应力梯度成正比(压电电位与压电极化强度成正比例),而不像矿物压电材料那样与应力成正比。若以试件的轴线上的位置为参考坐标,应力波与压电电位关于此参考坐标的波形与图 4 和图 5 中以时间为参考坐标的波形是相类似的,类似于图 2 中的描述。当应力波经过电极 A 时,无论是压应力还是拉应力在其加载或卸载段的中央部位,应力梯度最大(绝对值),此时恰好对应于电位信号的峰值,当应力脉冲的峰值经过电极 A 中间时,电极上平均应力梯度为零故电位也为零。

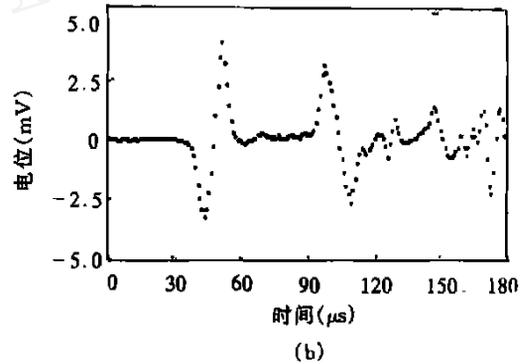
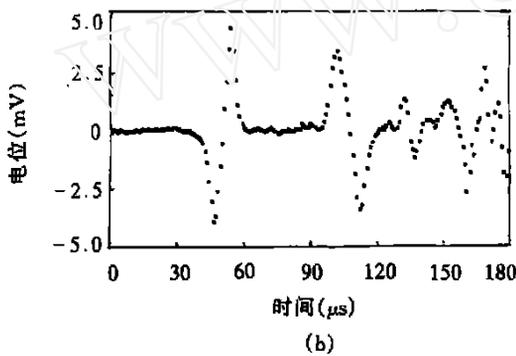
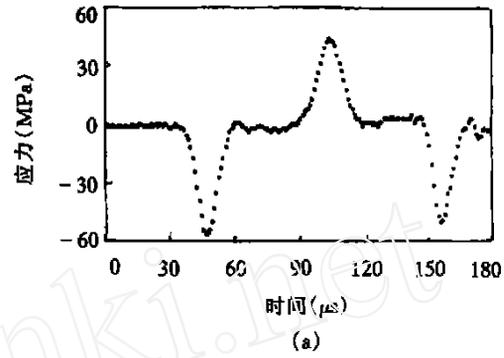
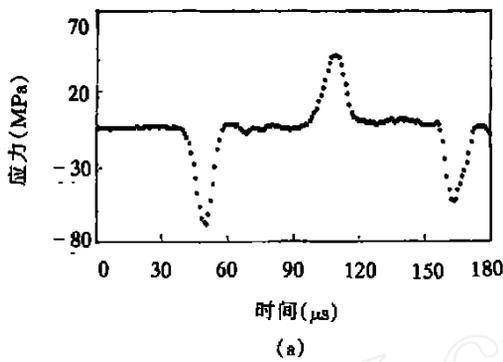


图 4 试件一波形

图 5 试件二波形

电极上压电电位的第二个特点表现在幅值方面,对应第一个压应力脉冲卸载段的电位峰值高于加载段负电位峰值的绝对值。在第一个压应力脉冲的加载段和卸载段,试件一和二的压电电位的负峰值和正峰值分别为  $-3.97\text{mV}$ 、 $4.53\text{mV}$  和  $-3.28\text{mV}$ 、 $4.12\text{mV}$ 。特点很明显,均是后一峰值(绝对值)大于前一峰值。当拉应力脉冲经过电极 A 时,试件一和二的压电电位的正峰值和负峰值则分别为  $3.48\text{mV}$ 、 $-3.38\text{mV}$  和  $3.12\text{mV}$ 、 $-2.75\text{mV}$ 。此时,电位峰值的绝对值却是前者的大于后者。即,对应压应力脉冲时卸载段的电位峰值(绝对值)高于加载段的电位峰值,对应拉应力脉冲时加载段的电位峰值(绝对值)高于卸载段的电位峰值。

若骨在受拉伸和压缩时压电特性相同,则对应压应力脉冲卸载段的电位峰值不应大于加载段的电位峰值(绝对值),充其量是相等。考虑到测试过程中的电荷损失,卸载段的电位峰值还应小于加载段的电位峰值。若设想骨受拉伸时的压电特性与受压缩时的压电特性不相同,在相同的应力梯度(绝对值)下受拉伸时产生的压电电位大于压缩时的值,则在压应力脉冲作用时,卸载相当于加拉应力,因此产生的电荷多于加载(压缩),从而使卸载段的电位峰值(绝对值)高于加载段的电位峰值,同理在拉应力脉冲作用时加载为拉伸,卸载时相当于加压应力,所以加载时产生的电荷多于卸载时的电荷,结果使加载段的电位峰值(绝对值)高于卸载段的电位峰值。

上述设想可以解释骨在受拉压时,压电特性并不相同的原因。

总之,通过这项测试,将参考电极选在试件之外,首先测出了电位信号随应力脉冲波的变化关系。这一方法有助于解决活体骨受力时骨内电信号的测试问题。测试结果显示骨的压电电位与应力梯度成比例,这一结论与 korostoff 的观点一致。测试结果还显示骨在拉伸与压缩时,压电特性并不相等。拉伸时压电电位大于压缩时的压电电位。

通过对干骨压电性的测试可以了解骨压电性的最基本的性质,虽然试验是以干骨为试件进行测试,实际上生命状态的骨是湿骨,内部充有骨液,湿骨的自身电导率远大于干骨,这会导致压电电位的峰值减小,但是湿骨内另一电信号来源是动电现象,而压电电位会影响动电电位的幅值<sup>[1]</sup>,所以这也是研究干骨力电性

质的目的之一。骨内的电位信号会影响骨细胞的生长<sup>[3~5]</sup>,研究骨内力电位的幅值,可以确定生命状态的骨中的力电电位水平。应该说在正常状态下这一电位水平最适合于骨细胞的吸收和重建。所以这一电位水平也是确定外加电刺激信号以促进骨生长的基本依据。

#### 4 参考文献

- [1] 侯振德,高瑞亭.骨的力电性质[J].力学进展,1995,85-101.
- [2] Uklejewski R. Initial piezoelectric polarization of cortical bone matrix as a determinant of the electrokinetic potential zeta of that bone osteonic lamella as mechanolectret[J]. J Biomechanics,1994,27(7):991-992.
- [3] Bumrerraj, S, Katz, JL, et al. High resolution studies of the electromechanical properties of bone during remodeling[C]. Proceedings of the 1999 IEEE Engineering in Medicine and Biology 21st Annual Conference and the 1999 Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society,1999,1:494.
- [4] 黄克勤,侯振德,等.实用股骨头坏死诊治[M].人民卫生出版社,1999,176-181.
- [5] Feng J, et al. Piezoelectric bioceramic HBT promotes osteogenesis: Phenomenon and mechanism[C]. Transactions of the Annual Meeting of the Society for Biomaterials in conjunction with the International Biomaterials Symposium,1996,2:Soc for Biomaterials,666.
- [6] Korostoff E. A comprehensive model for characterizing stress generated potentials[C]. In Brighton, Black and Pollack (Eds.), "Electrical properties of bone and cartilage"(Grune & Stratton),1979.

## THE MEASUREMENT OF DYNAMIC PIEZOELECTRICITY RESPONSE OF BONE

HOU Zhen-de<sup>1</sup>, QIAN Min-quan<sup>2</sup>

(1. Department of Mechanics, Tianjin University, Tianjin 300072;

2. Institute of Mechanics, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100008)

**Abstract:** It is not easy to measure the piezoelectric potentials in a diaphysis as stress waves propagate in it. The key problem is how to find a reference point of potential with constant or zero value in the bone. With a stress wave propagating in a bone, there is nearly no any point where the potential keeps constant or zero. Based on the fact that a potential in a shielded space keeps constant and a specimen's surface potential also keeps the same value when the specimen is shielded in a metal shell the potential on the inner surface of the shell taken as the reference potential out of the specimen. By this method, the piezoelectric potential responses of a diaphysis was obtained with a stress wave propagating in it, and the reliability of the results have been proved by the test. The measured results show that the magnitude of the piezoelectric potential of bone is proportional to the stress gradient instead of the stress itself, and the elongation piezoelectricity property of bone is greater than the compression one.

**Key words:** Bone; Bone piezoelectricity; Piezoelectric potential; Stress wave; Stress gradient