

文章编号:1004-7220(2013)05-0533-05

湿骨内压电电压的测试技术

徐莲云, 侯振德, 富东慧, 王轶涵

(天津大学 机械工程学院, 力学系, 天津 300072)

摘要: **目的** 解决测量湿骨内压电效应的方法,实现湿骨内压电效应的测量。**方法** 设计湿骨压电电压测试系统,采用铂铱电极测取压电信号,并利用超高输入阻抗的生物放大器放大压电信号;由于液体中几乎没有电流流动,即使电极不接触骨试样也可以测量到试样两侧的压电电压。**结果** 在梯形波加载方式下测量到了电压曲线,并实验证明所测结果为骨试样的压电曲线。试验测量6个骨试样,结果显示湿骨压电电压只有在动态加卸载时才能表现出来,该现象与干骨压电特征相符合。**结论** 采用铂铱电极测取压电信号和超高输入阻抗的生物放大器实现了湿骨内压电效应的测量。压力加载至9 N时的试样压电电压峰值在 $-0.75 \sim -1.69$ mV。本研究有助于进一步探索骨生长与电信号的关系,最终为临床骨愈合的研究提供理论依据。

关键词: 湿骨; 压电性; 电压; 电极

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Technique for measuring piezo-voltages of wet bone

XU Lian-yun, HOU Zhen-de, FU Dong-hui, WANG Yi-han (*Department of Mechanics, School of Mechanical Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China*)

Abstract: **Objective** To develop a method for measuring the piezoelectric effect in wet bone. **Methods** A piezoelectric voltage measurement system of wet bone was designed, which employed platinum/iridium electrodes to detect the piezo-voltages and an ultra-high input impedance bio-amplifier to amplify the piezo-voltage signals, respectively. Because there was nearly no electric current in the buffer solution, even the electrodes that did not contact the bone sample could detect the piezoelectric voltages at the side of two bone samples. **Results** Voltage-time curves were obtained under the trapezoidal loading, and the results were confirmed to be piezoelectric voltages produced from bone by experiment. A total of 6 samples were tested. The measurement results showed that the piezo-voltages of wet bone were induced during the dynamic loading process, which was consistent with dry bone. **Conclusions** Measurement of the piezo-voltages in wet bone was developed by employing platinum/iridium electrodes for detecting the piezo-voltages and an ultra-high input impedance bio-amplifier for amplifying the piezo-voltage signals, and the validity of the test system was confirmed via experiments. The peak value of piezo-voltage was between -0.75 mV and -1.69 mV under the loading peak value 9 N. The results are helpful to investigate the relationship between bone growth and electric signals, which provides the theoretical references for researches on bone healing in clinic.

Key words: Wet bone; Piezoelectricity; Voltage; Electrode

骨的压电性研究始于20世纪50年代,目的是探索骨生长与电信号的关系,以便在临床骨科上寻求加速骨愈合的方法^[1-2]。由于骨结构的复杂性,骨

的压电性还有很多问题尚未确定^[3-6]。迄今为止,干骨宏观压电信号的测量技术已经成熟^[7-9],而湿骨内压电信号测量技术还有待解决。只有解决湿骨内压

收稿日期:2012-08-15; 修回日期:2012-12-24

基金项目:国家青年科学基金项目(11102129)。

通信作者:侯振德,教授,博士研究生导师, E-mail:hou@tju.edu.cn。

电信号的测试技术,才有可能实现活体骨压电信号的测量。测量湿骨的压电性不能象干骨那样通过在骨表面制作金属电极的方法来实现,因为金属电极与含离子的溶液接触后会形成双电层,还可能会出现金属和液体间的化学反应,从而影响骨内电压的测试。湿骨的压电效应包括动态和稳态测试。人体经常受动态载荷作用,故研究湿骨在动态加载过程中压电电压的变化更有助于了解骨细胞周围电环境的性质。

近年来测试技术的发展为骨压电性研究提供了新方法和手段。Fernandez 等^[7]利用数学方法模拟骨组织的压电性,在不同力学条件下分析骨表面电荷的变化。Minary-Jolandan 等^[8]研究纳米尺度下骨的剪切压电现象。Aschero 等^[9]利用骨的逆压电效应,采用脉冲电场确定牛骨压电常数 d_{23} 。由于骨是多尺寸的复合材料,其压电效应表现复杂,从多方面研究骨压电性也是为了逐渐逼近对其压电性的全面理解。从干骨的压电性研究到活体骨是一个飞跃,因为体液对骨的压电性是有影响的,对测量技术要求更高,中间过程就是实现对湿骨压电性的测量。

为研究湿骨压电效应,本文设计了一种湿骨压电电压测试系统。采用铂铱电极测取压电信号,并利用超高输入阻抗的生物放大器放大压电信号,使缓冲液中的电流接近0,实现湿骨压电信号的提取。以往人们只能测量出干骨压电电压,且试验对骨试样表面测试条件要求很高;本试验方法实现了对湿骨压电性的测量,并为今后活体骨压电性的测量提供了一个有效的方法。

1 材料与方法

骨试样取自牛胫骨骨干的密质骨部分,沿着骨的轴线方向取出的圆形薄板试样(见图1),试样直径为 (20 ± 0.2) mm,厚度为 (1.2 ± 0.1) mm。骨试样先在缓冲液中浸泡 12 h 以上再用于测试。缓冲液由磷酸二氢钠、磷酸氢二钠和氯化钠配制而成,离子强度为 0.145 mol/L, pH 值为 7.3(此缓冲液接近骨液)。

图2为湿骨压电电压测试装置简图,将骨试样放入储液器内使之固定,试样的有效直径为12 mm。在储液器中骨试样两侧分别放置两个铂-铱微电极(MPI公司生产)用于测量骨的压电电压。压电电

压由这两个铂-铱微电极输出,再经超高输入前置放大器(Super Z, Head Stage,其输入阻抗高达 $10^{15} \Omega$)及生物放大器(BMA-931, CWE Inc)放大,输入到计算机显示和记录。由 INSTRON E10000 试验机控制有机玻璃制成的加力杆(杆端头直径为2 mm)上下运动,对试样施加压力载荷,加载点为试样的中心区域。试验机的控制单元形成闭环控制系统,可自动控制载荷压力的大小。试验均是每间隔 10 ms 采集一组数据,整个采集过程为 35 s。

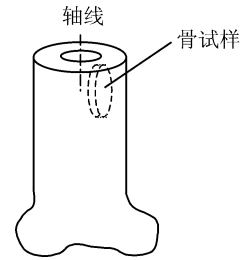


图1 试样取出位置

Fig. 1 Schematic of specimen location in bone

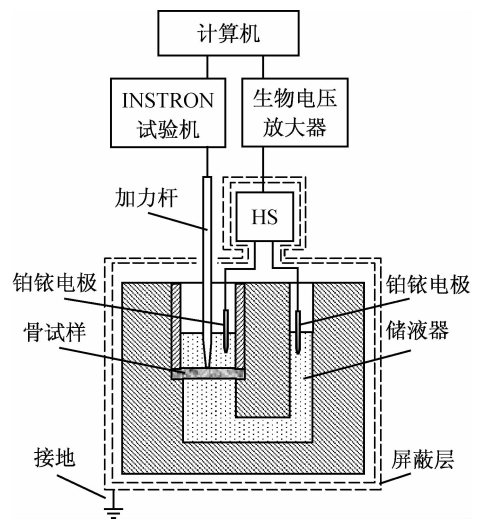


图2 试验测试装置简图

Fig. 2 Schematic diagram of the measurement setup

由于所测压电电压非常微弱,易受外界电磁场的干扰,故将储液器放置在双层电磁屏蔽层内。外层屏蔽接地,内层屏蔽接仪器公共端。这种屏蔽方式有效地消除了外界电磁场的干扰。

2 结果

2.1 验证试验

对骨试样加载时,加力杆必然要浸入缓冲液中

且在缓冲液中上下运动。若加力杆的运动影响电极附近的电场分布,必然产生干扰电信号,故必须确定对电场无干扰后测试方法才有效。为此,首先反复测试加力杆在缓冲液内按方波上下运动但骨试样不受力时对电压测量是否有影响。加力杆位移波形如图 3(a)所示(由于机械惯性导致方波振幅超出位移控制范围,最大超出 27 μm)。图 3(b)所示为骨压电电压波形,加力杆在缓冲液内按振幅为 0.1 mm 的方波运动(试验达到需要的载荷时,加力杆运动的距离均远小于此方波振幅值),测试结果压电电压始终为 0,即使加力杆刚好接触到骨但无压力时也无压电信号产生。这就证明了加卸载时加力杆在缓冲液内上下运动对湿骨压电电压测试结果没有影响,也说明骨试样不受力时压电电压为 0。

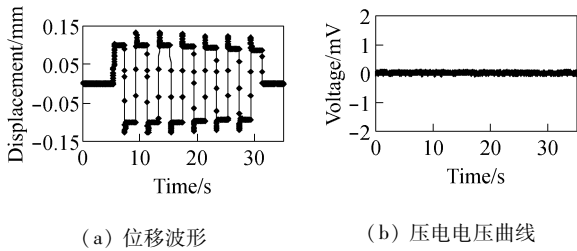


图 3 加力杆位移波形和骨试样压电电压曲线
 Fig.3 Displacement waveform (a) of loading bar and curve of Piezo-voltages (b) for a specimen corresponding to loading bar moving

第 2 步验证工作是确定所测电压是否依赖于外加载荷。INSTRON 试验机控制加力杆使其在缓冲液内仍按方波上下运动同时接触到骨试样使其受压力作用,使每次循环骨试样所受压力并不相同(见图 4(a)),测得其电压曲线如图 4(b)所示。从曲线可以看到骨试样动态加载时会产生电压,压力达到最大电压也达到负的最大值,卸载也会产生电压,压力由最大值回到 0 时,电压由 0 达到正的最大值,

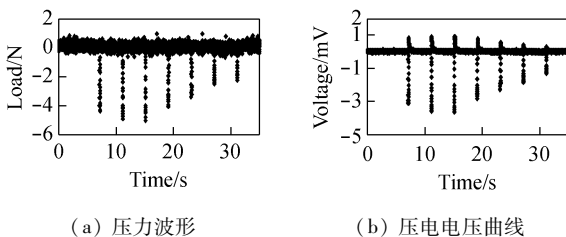


图 4 压力波形和压电电压曲线
 Fig.4 Loading waveform (a) and curve of Piezo-voltages (b)

载荷恒定时电压为 0。说明所测电压确实是骨试样受外力时而产生的电压。

2.2 试样测量结果

试验方法的有效性确定后,分别对 6 个骨试样进行测量,试验按梯形波的方式加载和卸载,即载荷分别等速增加至设定的压力值,保持一段时间,再以相同的方式卸载。加载包括动态过程和稳态过程,载荷等速变化时为动态加载过程,载荷保持恒定时为稳态过程。

图 5(a)和(b)分别为压力幅值为 3 N 和 9 N 的加载波形,图 6(a)和(b)分别为 1 号骨试样在两种载荷时的电压曲线,图 7(a)和(b)分别是 3 号骨试样在两种载荷时的电压曲线。其他 4 个试样均有相类似的曲线,所不同的是峰值电压有区别。该曲线在动态加载阶段电压呈脉冲状,脉冲起点和动态载荷起点相对应。由图中可以看到电压测试曲线的主要特征是:与载荷波形加载段对应的是负电压信号的尖峰,而卸载相当于反向加载,电压改变了符号,则有一反向尖峰,这是压电性的典型特征,即所测电压的确是骨内压电信号。电压尖峰的上升时间(或下降时间)与加载(或卸载)段的时间相同。对应加载的稳态过程,电压信号呈逐渐衰减的特点,由于骨试样表面电荷通过缓冲液泄放,试样上下两侧的异号电荷中和,电压缓慢回到 0,即松弛过程 1.5 ~ 7 s

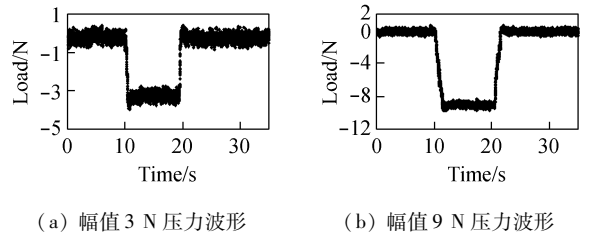


图 5 幅值 3 N 和 9 N 时压力波形
 Fig.5 Loading waveform at 3 N (a) and 9 N (b)

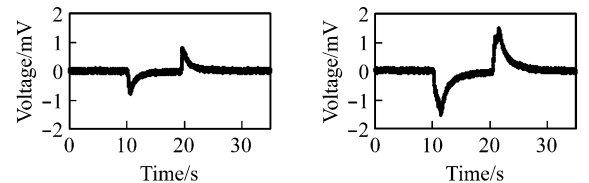
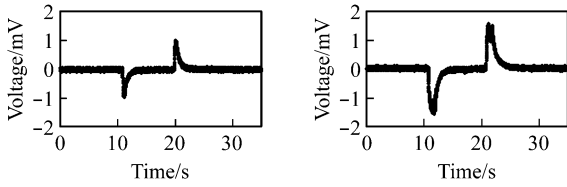


图 6 载荷为 3 N 和 9 N 时 1 号试样压电电压曲线
 Fig.6 Curves of Piezo-voltages for specimen 1 at 3 N (a) and 9 N (b)



(a) 载荷为 3 N 时压电电压曲线 (b) 载荷为 9 N 时压电电压曲线

图7 载荷为 3 N 和 9 N 时 3 号试样压电电压曲线

Fig.7 Curves of Piezo-voltages for specimen 3 at 3 N (a) and 9 N (b)

中后电压降为 0。因此,湿骨电压只有在动态过程中才表现出来。

表 1 分别列出了 6 个骨试样在加卸载幅值分别为 3 N 和 9 N 时电压峰值。骨试样压力加载至 3 N 时电压峰值在 $-0.67 \sim -1.25$ mV,卸载时电压峰值在 $0.68 \sim 1.30$ mV。骨试样压力加载至 9 N 时电压峰值为 $-0.75 \sim -1.69$ mV,卸载时电压峰值为 $0.95 \sim 1.68$ mV。除试样 2 和 6 外其他 4 个骨试样的卸载加载电压峰值绝对值均大于等于卸载时的电压峰值;随着载荷的增大,骨试样的电压峰值也在增加。分析加载阶段电压幅值的变化,以压力为 3 N 时电压峰值为准,载荷增加至 9 N 时,6 个试样的电压峰值绝对值最大增加了 91%,最小增加了 12%,1 号试样增加的最多,2 号试样增加的最少。卸载时,载荷幅值 9 N 比 3 N 时电压峰值最大增加了 90%,最小增加了 28%,1 号试样增加的最多,6 号试样增加的最少。这两组数据还表明,压电电压并不与载荷的幅值成正比,可能原因是外力增加时应力诱导出压电电荷的同时电荷还会通过缓冲液泄放,载荷达到 9 N 所用时间比 3 N 长,电荷泄放的多,故导致电压幅值增幅变小。

表 1 不同载荷幅值时骨试样压电电压峰值

Tab.1 Peak value of piezo-voltages at different loads mV

试样	载荷 3 N		载荷 9 N	
	加载	卸载	加载	卸载
1	-0.79	0.79	-1.51	1.50
2	-0.67	0.68	-0.75	0.95
3	-0.98	0.97	-1.56	1.57
4	-0.99	0.97	-1.32	1.31
5	-1.25	1.24	-1.69	1.68
6	-1.00	1.30	-1.63	1.66

3 讨论

骨试样受力变形后会产生极化电荷,这些电荷分布在试样表面,在试样表面形成电位分布,由于缓冲液中含有的离子具有导电特性,故可将骨试样两侧表面的电位分布传递给两个电极。由于生物放大器的超高输入阻抗,试样表面到电极间的液体中几乎没有电流存在,使试样每一侧(上侧或下侧)液体中各自的电位都保持不变,两侧的电位可通过缓冲液传递给两个微电极,即为试验测得的压电电压。由试验结果可知,湿骨的压电性只有在动态载荷时才表现出来,该现象与干骨的压电电压的波形相似^[10]。在骨受力变形时试样表面产生压电电荷,该电荷通过储液器内的缓冲液传导给两个电极,进而产生压电电压,载荷保持恒定时这种电荷也会通过缓冲液泄放掉,所测压电电压回到了 0。干骨的压电电压测量是试样某一位置的压电电荷,而本试验的压电信号为骨试样整体受力产生压电电荷的总结果。上述结论是以有效直径为 12 mm 的圆形板试样得到(试样上下侧圆柱形储液器的内直径为 12 mm)。由于骨的压电效应源于骨内切应力^[11-12],骨试样内的切应力分布如图 8 所示;切应力主要分布在板的中面附近,沿厚度的平均切应力乘以圆环侧的面积等于所施加的载荷,故半径越大的部位切应力越小,对所产生的压电电压的贡献也就越小。这说明骨试样表面上越靠近加力点区域的应力诱导出的压电电荷也越多;骨试样的约束(如周边固定或周边绞支)对压电电荷(或电压)的数量影响不大,因为切应力的分布规律不变。

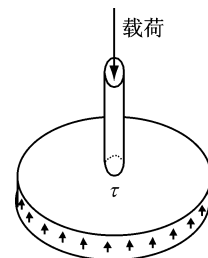


图8 骨试样加载及切应力示意图

Fig.8 Schematic diagram of loading and shear stress in the specimen

4 结语

本文采用铂铱电极和超高输入阻抗的生物放大

器实现了湿骨内压电电压的测量。通过分析湿骨压电电压的试验结果可知,压电电压只有在动态加卸载时才能表现出来,该现象与干骨压电特征相符;骨试样压力加载至 9 N 时电压峰值范围为 $-0.75 \sim -1.69$ mV,卸载时电压峰值范围为 $0.95 \sim 1.68$ mV。试验结果证明湿骨压电性测试方法的有效性,以及压电电压是由骨内切应力作用而产生。

参考文献:

- [1] 陈维毅,张学锋,邵西仓,等. 家兔腓肠肌在电刺激下力学行为的实验研究[J]. 医用生物力学, 2003, 18(4): 213-217.
- Chen WY, Zhang XF, Shao XC, *et al.* Experimental study on mechanical behavior of rabbit gastrocnemius by electrical stimulation [J]. J Med Biomech, 2003, 18(4): 213-217.
- [2] 蔡斌,陈惠如. 伸肌训练结合电刺激治疗股四头肌伸肌滞后的效果[J]. 医用生物力学, 2009, 24(4): 304-307.
- Cai B, Chen HR. Extensor lag treated with quadriceps exercises combined with electrical stimulation [J]. J Med Biomech, 2009, 24(4): 304-307
- [3] 侯振德,高瑞亭. 骨的力电性质[J]. 力学进展, 1995, 25(1): 85-101.
- [4] Guzelsu N. A piezoelectric model for dry bone tissue [J]. J Biomech, 1978, 11(5): 257-267.
- [5] Lemaire T, Capiez-Lernout E, Kaiser J, *et al.* What is the importance of multiphysical phenomena in bone remodeling signals expression? A multiscale perspective [J]. J Mech Behav Biomed, 2011, 4(6): 909-920.
- [6] Noris-Suarez K, Lira-Olivares J, Ferreira AM, *et al.* Electrochemical influence of collagen piezoelectric effect in bone healing [J]. Mater Sci Forum, 2007, 544-545: 981-984.
- [7] Fernandez JR, Garcia-Aznar JM, Martinez R. Piezoelectricity could predict sites of formation/resorption in bone remodelling and modelling [J]. J Theor Biol, 2012, 292(1): 86-92.
- [8] Majid MJ, Yu MF. Shear piezoelectricity in bone at the nanoscale [J]. Appl Phys Lett, 2010, 97(15): 153127.
- [9] Aschero G, Gizdulich P, Mango F. Statistical characterization of piezoelectric coefficient d_{23} in cow bone [J]. J Biomech, 1999, 32(6): 573-577.
- [10] Hou ZD, Fu DH, Qin QH. An exponential law for stretching-relaxation properties of bone piezovoltages [J]. Int J Solids Struct, 2011, 48(3-4): 603-610.
- [11] Fukada E, Yasuda I. On the piezoelectric effect of bone [J]. J Phys Soc Jpn, 1957, 12(10): 1158-1162.
- [12] Fu DH, Hou ZD, Qin QH, *et al.* Influence of shear stress on behaviors of piezoelectric voltages in bone [J]. J Appl Biomech, 2012, 28(4): 387-393.

· 致读者 ·

关于文稿中法定计量单位的书写要求

本刊法定计量单位实行国务院 1984 年 12 月颁布的《中华人民共和国法定计量单位》,并以单位符号表示,具体使用参照中华医学会杂志社编写的《法定计量单位在医学上的应用》。注意单位名称与单位符号不可混用。如 $\text{ng} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{天}^{-1}$ 应改为 $\text{ng} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{d}^{-1}$;组合单位符号中表示相除的斜线多于 1 条时,应采用负数幂的形式表示,如 $\text{ng}/\text{kg}/\text{min}$ 应采用 $\text{ng} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ 的形式;组合单位中斜线和负数幂亦不可混用,如前例不宜采用 $\text{ng}/\text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ 的形式。在首次出现不常用的法定计量单位时加注与旧制单位的换算系数,下文再出现时只列法定计量单位。人体及动物体内的压力单位使用 mmHg 或 cmH_2O ,但文中首次出现使用括号加注($1 \text{ mmHg} = 0.133 \text{ kPa}$)。正文中时间的计量单位表达,凡表示时间的具体数据时,数据后的计量单位应采用 d、h、min、s,而不用天、小时、分钟、秒。量的符号一律用斜体字,如吸光度(旧称光密度)的符号 A,“A”为斜体。