

骨的力电性质

侯振德 高瑞亭

天津大学力学系, 天津 300072

提要 骨的力电性质包括两个来源, 压电效应和动电现象。骨力电性质的研究是包含力学、物理学、化学、生物学和生理学等多学科的综合性课题。本文分别介绍了骨压电效应和动电现象的基本机理、产生原因、研究方法和研究结果。

关键词 骨; 压电效应; 动电现象

1 引言

骨的力电性质 (electromechanical behaviour) 的研究始于50年代, 骨的力电性质也称为骨内应力产生电位的现象——SGP (stress-generated potentials)。

1957年 Fukada 和 Yasuda^[1] 通过实验发现干骨具有力电性质, 并把这性质归结为压电效应。这一发现引起了对SGP现象的广泛注意, 并产生了关于 Wolff 功能适应定律作用机理的假设 (Wolff定律的基本内容是骨内应力状态决定骨的重建)。Bassett^[2] 提出, 应力促进骨重建的原因可能是应力在骨内产生的电位, 正是这种电位引起细胞反应导致骨生成。进而认为既然应力产生的电位促进骨重建, 那么不加应力而是外加电信号也将引起细胞反应达到促进骨重建的目的。无疑, 上述假设在临床方面尤其在治疗骨折方面的意义是不言而喻的。基于这种假设和应用前景, 国内外对SGP现象已进行了广泛的研究。SGP不同于体内生物电 (心电、脑电和肌电等), 它和体内新陈代谢无关, 不但存在于生命状态的骨中也存在于非生命状态的骨中。生物电则依赖于细胞的活力^[3]。也就是说SGP只和骨的化学成份、物理结构和几何结构有关。

SGP的研究是沿着干骨—湿骨—活体骨这一路线进行的。SGP现象研究的主要内容是SGP产生的原因、数学描述及生理意义。现已发现, SGP产生于两种机理——压电效应 (piezoelectricity) 和动电现象 (electrokinetic phenomena)。

骨内动电现象是在研究湿骨的压电效应时发现的。根据压电效应原理, 湿骨自身的电阻率低其极化电荷的衰减速度应比干骨快。但实验结论却相反。Anderson^[4] 等对湿骨进行SGP测试时发现湿骨中极化电压的衰减时间比干骨长的多。根据这一现象他们提出湿骨中的SGP由动电现象产生。并通过进一步实验证实了这个结论^[5]。骨内动电现象的发现更进一步引起了对SGP的广泛兴趣。因为湿骨更接近于活体骨。

本文将分别回顾骨压电效应和动电现象研究的主要内容和进展。

2 骨的压电效应

2.1 压电效应的经典理论^[6]

典型的压电材料是晶体，或称矿物压电材料。晶体受应力作用而发生变形时在其相对的两个外表面上出现数量相等、符号相反的电荷，电荷密度和应力成正比。这种现象称为压电效应。

并非所有的晶体都具有压电效应。晶体或矿物压电材料点阵结构对称要素的电性质分为

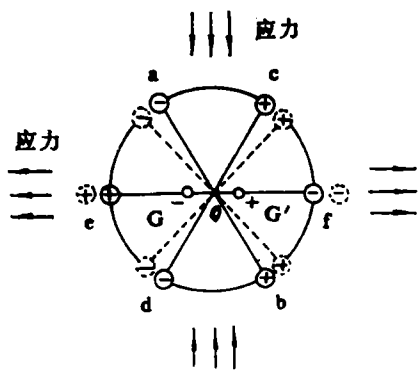


图1 晶体压电产生原理示意图

对称电中心和异极对称电中心，如图1。正负电荷对 ab 、 cd 和 fe 分别形成电偶极子，结构对于电荷中心 o 点呈电中性。 o 点左侧正电荷多于负电荷，右侧负电荷多于正电荷，左右两侧对于 o 点的对称形式称为异极对称电中心。 o 点上下两侧的正负电荷数量都相等，这种对称形式称为对称电中心。当结构沿垂直方向受压应力作用或沿水平方向受拉应力作用时，晶体变形、电偶极子、 ab 和 cd 分别发生逆时针和顺时针转动，电荷 e 和 f 分别向左和右移动，从而使结构的正负电荷中心分别移到 G' 点和 G 点，也就是说正负电荷中心在水平方向发生分离，这一过程称为极化。显然

在铅垂方向不会发生极化。极化的结果是在左右两个外表面上出现数量相等符号相反的极化电荷。正负极化电荷在两侧表面间产生的电位称为极化电位。由此可得出结论：晶体或矿物压电材料具有异极对称电中心时具有压电效应，具有对称电中心时不具有压电效应。矿物压电材料按其对称要素的多少可分成 32 种点群，其中 20 种点群具有异极对称电中心，能够产生压电效应。矿物压电材料的压电效应由线性压电方程描述

$$D = d\tau + \epsilon E \quad (1)$$

式中 D 为电位移矢量， τ 为应力张量， d 为压电系数张量， E 为电场强度矢量， ϵ 为介电常数张量。根据静电学理论

$$D = \epsilon_0 E + P$$

式中 P 为极化强度矢量， ϵ_0 为真空的介电常数。当外电场 $E = 0$ 时，得

$$P = d\tau \quad (2)$$

或写为

$$P_i = d_{ijk} \tau_{jk} \quad i, j, k = 1, 2, 3 \quad (3)$$

因为 τ_{jk} 是对称张量，独立的分量只有 6 个，所以压电系数张量只有 18 个独立的分量。若令 $\tau_1 = \tau_{11}$ ， $\tau_2 = \tau_{22}$ ， $\tau_3 = \tau_{33}$ ， $\tau_4 = \tau_{23}$ ， $\tau_5 = \tau_{13}$ ， $\tau_6 = \tau_{12}$ ，(3) 式又可写为

$$\begin{bmatrix} P_1 \\ P_2 \\ P_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} d_{11} & d_{12} & d_{13} & d_{14} & d_{15} & d_{16} \\ d_{21} & d_{22} & d_{23} & d_{24} & d_{25} & d_{26} \\ d_{31} & d_{32} & d_{33} & d_{34} & d_{35} & d_{36} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \\ \tau_4 \\ \tau_5 \\ \tau_6 \end{bmatrix} \quad (4)$$

简记为

$$P_i = d_{ij} \tau_j \quad (i = 1, 2, 3 \quad j = 1, 2, 3, 4, 5, 6) \quad (5)$$

上述线性压电方程很好地描述了矿物压电材料的压电效应。

2.2 皮质骨的结构特点与压电效应

2.2.1 组织结构

骨组织主要由羟磷灰石（占75%的重量）和胶原纤维构成。羟磷灰石的化学成份为 $3\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2 \cdot \text{Ca}(\text{OH})_2$ 是极小的针状晶体，呈六方形晶格点阵。Kay^[7] 等研究了羟磷灰石的结构，确定其晶体结构属于对称电中心的点群，不可能具有压电效应。这一结论后来由 Marino^[8] 等经进一步用实验证实。

胶原是纤维性蛋白，由原胶原分子聚集而成。原胶原为胶原的基本结构单位，由三股分离的多肽链左旋扭结，围绕一个中央轴形成一个绳状三股螺旋分子。五股原胶原（绳状）分子互相平行地沿着一个中心轴排列，构成胶原纤维，其长度约为 64 nm^[9]。

羟磷灰石晶体沿胶原纤维长度方向与胶原纤维紧密相间地排列，形成晶质组织（crystalline structure），它是骨单元（osteon）的基本构成物。在每个骨单元中，胶原纤维互相平行，相间地分布着羟磷灰石晶体而构成多晶质（polycrystallinity），并以薄层结构缠绕哈佛氏管，形成同心分布层。每一层绕骨单元的中心轴旋转上升，缠绕角 α （胶原纤维和骨单元中心轴夹角）介于 0—90° 之间。相邻层之间近似于直角交错排列^[10] 如图 2。由哈佛氏管及胶原纤维的分布决定了骨（皮质骨）组织结构的微观非均匀性，骨单元的横向尺寸量级约 100—300 μm 。

2.2.2 压电效应的来源

骨的压电效应产生于胶原纤维已是一个普遍接受的事实^[11]。

Steinberg^[12] 等人对胶原纤维与SGP的关系进行了多年的研究，发现骨压电效应的强弱依赖于骨胶原分子共价键交联的多少。交联增加压电效应增强，反之压电效应减弱。

Fukada^[1] 提出剪应力使胶原纤维发生相互错动而导致骨发生极化，极化的方向和剪应力作用面垂直。Ramachandran^[13] 提出每个胶原分子的压电效应等价于矿物压电材料六方晶系 C_6 点群，压电系数阵用式（6）描述。后来 Fukada 又提出^[14]

$$d_{ij} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & d_{14} & d_{15} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & d_{15} & -d_{14} & 0 \\ d_{31} & d_{32} & d_{33} & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (6)$$

胶原纤维等价于矿物电压材料的六方晶系 C_6 点群，选择坐标的方向使 3 轴和胶原纤维的纤维轴重合，每根胶原纤维的压电系数阵都可用式（6）描述。

3.2 研究方法 with 测试结果

2.3.1 压电系数测定

测量骨的压电系数建立骨的压电方程是骨压电效应研究的主要工作。这方面的早期工作^[1,14] 认为干骨的压电效应可用与矿物压电材料相同的线性压电方程（4）描述，试图建立



图 2 骨单元的结构模型

在解剖学坐标下(图3)干骨的压电方程。

在干骨中切出一组立方体试件(边长4—8 mm)测量其压电响应,进而计算出压电系数,这是一种广泛采用的方法^[1,15-19]。试件取自骨的不同部位(1—4个为一组),假设在骨的不同部位上骨均匀,同组中每个试件性质相同,可以代表骨同一点的力学性质和电学性质,其中一个试件外表面中心法线和三个坐标轴重合,其余三个试件分别绕1、2、3轴转45°切出。在试件上加均匀压力(视其为单元体,体内应力均匀分布),斜截面上的正应力和剪应力按应力状态理论算出。

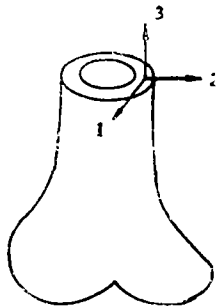


图3 解剖学坐标系的定义方向

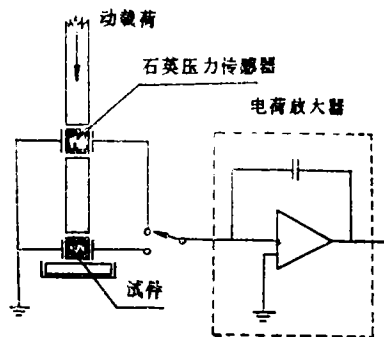


图4 Liboff 采用的测试系统简图

在试件的每一侧表面镀一层银膜作为电极(或粘一层铜箔作为电极),每一对相对的侧表面为一对电极。测试时电荷放大器的输入端和一对电极相接,其余电极接地。试件受力极化后,被测电极上产生的极化电荷立刻转移到电荷放大器上,使被测电极仍保持零电位(电荷放大器非接地输入端保持“虚”地)。其余电极为零电位,所以外电场为零,满足了式(4)成立的边界条件。利用上述4个试件,分别测量每个试件的每对电极间的极化电荷,再根据外加应力的值得到全部18个压电系数。图4是Liboff^[16]所采用的测试系统。

Fukada最初认为干骨的压电效应等价于矿物压电材料的六方晶系 D_6 点群,不为零的压电常数为 d_{14} 和 d_{25} ,且 $d_{14} = -d_{25}$,所以独立的系数只有一个,利用一个绕2轴转45°切出的试件即可测出 d_{14} (见表1)。其含义仍然是剪应力导致骨极化。他研究了髓的压电效应后^[14](髓由95%以上的平行排列的胶原纤维组成),也得出2.2.2中所述的结论。后来他^[15]又提出骨的压电效应也等价于 C_6 点群,即骨的压电系数阵的形式也为式(6)。

Liboff^[16], Anderson^[18], Martin^[17]和Bur^[19]对骨的压电效应不做任何假设分别测出干牛骨的部分或全部18个压电系数(见表1)。表中Martin的数据(A和B)是将所有的测试值被最大测试值除后得到的正则化的系数阵。这两组数据是对同一骨上的两组试件的测试结果。

表1的结果虽然由于试件及测试条件不尽相同不能直接比较,但数量级基本上是相同的,最大的压电系数约为石英晶体最大压电系数的十分之一。每个测试结果之间的数据分散性和不规律性说明骨压电效应与矿物压电材料之间的差别。Martin在测试中还发现把骨试件磨去一薄层(约125 μm)后压电响应发生很大变化,同时发现试件的相对电极(正负极)间极化净电荷不为零,也就是说试件两个电极上的极化电荷并不表现出数量相等、符号相反的性质。Martin^[17]把上述现象称为骨的异常压电效应。

表 1 牛骨的压电系数

测试者	载荷频率 (KHz)	测试结果 (PC/N)					
Fukada	2	0.00	0.00	0.00	-0.217	0.00	0.00
		0.00	0.00	0.00	0.00	0.217	0.00
		0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Anderson	2	0.148	0.037	-0.08	—	—	—
		-0.53	<0.01	0.23	—	—	—
		0.17	<0.11	0.15	—	—	—
Liboff	—	0.00	0.016	-0.017	0.13	0.001	0.00
		0.009	0.002	-0.006	0.011	-0.0203	0.00
		0.017	-0.019	0.005	0.00	0.00	0.36
Martin(A)	准静态	0.14	0.04	0.19	0.12	0.12	0.19
		0.10	0.02	1.00	0.07	-0.55	0.05
		0.13	0.05	0.11	0.97	0.14	0.04
Martin(B)	准静态	-0.01	0.06	0.04	-0.32	-0.10	0.28
		0.35	0.10	0.00	0.28	-0.16	0.12
		-0.01	-0.01	-0.02	1.00	-0.16	-0.15
Bur	<0.1	0.014	0.026	-0.032	0.105	-0.013	-0.07
		—	—	—	—	—	—
		—	—	—	—	—	—

2.3.2 弯曲变形测试

把骨试件做成梁使之发生四点弯曲（纯弯）或做成悬臂梁，梁变形后测量相对电极上的极化电荷（或极化电压）是研究骨压电效应的另一种方法^[20-22]。

图 5 是悬臂梁试件测试方法的示意图。试件受集中力作用后在横截面产生正应力 τ_3 和剪应力 τ_4 ，根据线性压电方程式 (4) 及 C_6 点群压电系数阵式 (6)，正应力 τ_3 在 2 轴方向 (Y 轴)，即图 4 中的两个电极之间不产生极化。只有剪应力 τ_4 产生极化。因为各横截面上剪应力分布相同，所以极化电压的大小应当与加力点至电极间的距离无关。而且如试件绕 2 轴或 1 轴

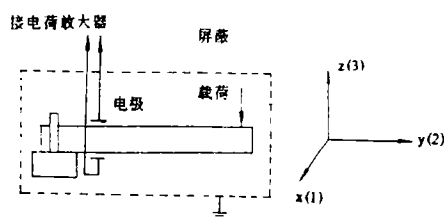


图 5 悬臂梁试件压电效应测试简图

转 180° 固定，然后在自由端加载（方向不变），则极化电压（或电荷）应改变符号。矿物压电材料的实验结果和理论结果一致。而骨试件的实验结果和理论结论不一致。Williams^[23] 等对悬臂梁试件做了深入的研究发现：①极化电压正比于加力点与电极间的距离，当试件绕

2轴或1轴转180°时极化电压不反号,且往往受拉边上出现正电荷,受压边上出现负电荷;
 ②电极位置不变而加力点位置改变时输出与加力点至电极间的距离成正比,相反,加力点的位置不变而改变电极的位置(理论上和改变加力点的位置是等价的)电极位置的任何细小改变极化电压都发生明显的变化,而且无规律可循;③和立方体试件类似,将试件磨去一薄层,极化电压将减小甚至变为零或改变符号。

2.3.3 压电频率响应

Hastings^[22]等设计了一套非常精密的非接触测试系统,用来研究梁试件发生4点弯曲时加载频率与压电响应的关系,图6是其测试结果。这一曲线对应的载荷是交变方波载荷。由曲线看出,加载频率小于1 Hz时极化电压的峰值随加载频率增加而增加,加载频率大于1 Hz时极化电压的峰值接近最大值,此后频率再增加电压峰值基本不变(曲线基本保持水平)。当加载频率为正弦波时,在50 Hz左右极化电压峰值才接近达到最大值(图7)。实验还发现极化电压的峰值与载荷的幅值也成线性关系。根据线性压电方程式(4)和 C_0 点群式(6),试件发生4点弯曲时中间部分为纯弯,横截面上无剪应力,因而也不会发生极化,但实验又和这一结论相反。

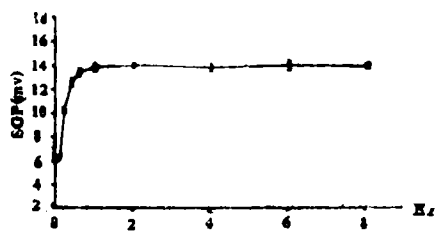


图6 交变方波载荷下的压电响应

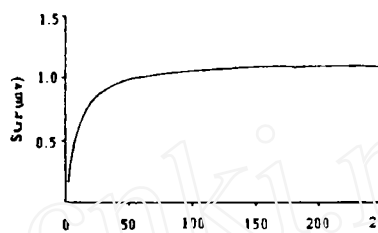


图7 正弦波载荷下的压电响应

2.3.4 笔者的测试结果

我国国内从80年代初开始进行骨的力电性质的研究。钱民全^[24]和王祖昌等^[25]于80年

表 2

组别	压电系数 (Pc/N)					
1	0.000	0.008	0.009	0.137	0.054	-0.008
	0.000	0.000	0.000	-0.024	-0.048	0.000
	-0.014	-0.010	0.014	-0.020	0.045	-0.019
2	-0.014	0.014	0.000	0.172	-0.014	0.000
	0.011	0.000	0.000	0.009	-0.069	0.017
	0.000	-0.017	0.000	-0.060	0.058	-0.020
3	0.000	0.011	0.000	0.102	0.013	0.010
	0.000	-0.007	0.000	-0.025	-0.120	-0.007
	0.010	0.000	0.000	-0.052	0.021	0.009

代初分别介绍了国外在这个领域研究进展并开始从事骨力电性质的研究。

笔者采用上文所述的测量18个骨压电系数的相同测试原理，用静态加载方式测量了同一干股骨相邻位置的3组试件（每组4个试件）的所有18个压电系数。通过杠杆系统实现静态加载。表2为测试结果。和Martin的结论一样，各组数据有着很大的离散性。尽管加载方式不同，然而 d_{14} 取值最大这一点也和国外的结论一致。

2.4 骨压电性的理论模型与分析方法

骨压电效应的实验结果说明不能简单的套用描述矿物压电材料的线性压电方程来描述骨的压电效应。针对骨压电效应的具体实验结果已产生了几种描述骨压电效应的理论模型和分析方法。

Korostoff^[26]认为压电系数 d_{ijk} 不决定极化强度的符号而是应力梯度决定其符号。他提出的压电方程为

$$P_i = |d_{ijk}| \left(\frac{\partial \tau_{jk}}{\partial x_i} \right)_e x_i \quad i, j, k = 1, 2, 3 \quad (7)$$

其中 P_i 为极化强度矢量的分量， $|d_{ijk}|$ 为压电系数张量的分量的绝对值， $(\partial \tau_{jk} / \partial x_i)_e$ 为常应力梯度， x_i 为应力梯度方向的长度。

这一理论还认为极化强度正比于应力梯度，在应力梯度为零的区域极化强度为零。把式(7)应用于悬臂梁试件时根据材料力学梁的理论算出应力梯度并代入式(7)得

$$P_y = |d_{24}| \frac{12Fz}{ab^2} y \quad (8)$$

其中 F 为外力， z 为加力点至电极间的距离， a, b 分别为试件横截面的宽度和高度。显然， P_y 和 F, z 都有线性关系，且试件翻转不影响极化强度的符号。但是由电场强度 $E_y = -4\pi P_y / \epsilon$ ，极化电压 $\Delta V = - \int_{-b/2}^{+b/2} E_y dy$ ，可得 $\Delta V = 0$ ，这一结论与实验不符。这说明影响骨极化的因素不单是应力梯度还有其它因素。

Fukada^[15]进而提出骨的压电方程为

$$P = A\tau + B \left(\frac{\partial \tau}{\partial l} \right) \quad (9)$$

其中 A 类似于压电系数， B 是决定应力梯度对极化强度影响程度的常数。后来，Williams提出四阶张量理论，认为 τ 为二阶张量， $\partial \tau / \partial x_i$ 为三阶张量， A 和 B 分别为三阶和四阶张量。但是要想通过实验确定所有的系数是极其困难的。为了描述悬臂梁试件的实验结论，Williams^[23]等提出了一种分析方法。首先由线性压电方程式(4)出发并假设局部上骨的压电效应仍等价于 C_0 点群，梁任一横截面上的正应力和剪应力同样简单梁的理论算出。根据电磁学中Maxwell方程组中的公式

$$\begin{aligned} \mathbf{D} &= \epsilon \mathbf{E} + \mathbf{P} \\ \nabla \cdot \mathbf{D} &= 0 \end{aligned}$$

解出试件上两电极间的电压与外力的一个解析解 ΔV_1 ，然后将压电系数 d_{ijk} 看作骨内空间坐标的函数 $d_{ijk}(x, y, z)$ ，并展为泰勒级数取一次近似，再在 C_0 点群的压电系数阵中加入一修正项 d_{23} ，从而解出另一个解 ΔV_2 。他们认为 ΔV_1 和 ΔV_2 相加便是最后的结果

$$\Delta V = \frac{F}{\epsilon a} (d' z + 2d_{24}) \quad (10)$$

其中 $d' = d_{23}/d_y|_{y=0}$ 。式 (10) 只是一种分析方法的结论, 它是建立在 d_{ijk} 是空间坐标的函数并可一次近似这一概念的基础之上的。虽然式 (10) 的结果和实验不矛盾, 仍未解决骨的压电方程问题。

Korostoff^[26] 和 Gundjian^[27] 等提出一种微观分析方法。认为胶原纤维的压电效应符合式 (4) 满足经典压电理论。把所有胶原纤维的压电效应叠加得到宏观骨试件的压电方程。

Korostoff 的方法是由单根胶原纤维压电效应计算骨单元中同心板层的压电系数, 再由同心板层的压电系数计算骨单元的压电系数, 进而得到宏观压电系数。但确定胶原纤维的分布规律目前还做不到, 而由假设的胶原纤维分布规律计算出压电系数, 与实验结果相比差别却比较大。Gundjian 等则采用统计学方法。先用 x 射线衍射法分析骨试件内的羟磷灰石晶体的统计分布规律, 根据羟磷灰石晶体和胶原纤维平行排列, 从而得到胶原纤维的统计分布, 发现胶原纤维的分布对于一个平均轴为正态分布, 由统计分布规律通过坐标变换得到试件的宏观压电系数阵。Martin^[28] 在 Gundjian 工作基础上完善了这一方法, 推出一组完整的数学公式。但是由这一方法计算得到的结果同样和实验结果不吻合。

为了解释 Hastings^[22] 等关于极化电压峰值与交变载荷关系的测试结果, Mahmud^[29] 等提出粘弹性材料偶极子取向极化模型。认为骨内极化由电偶极子转向产生, 骨是一种粘弹性材料, 骨试件受力变形后导致骨内电偶极子转向而极化。由于骨材料本身的应变松弛, 在载荷维持的时间内电偶极子向变形前的位置回转而使极化强度降低。如果载荷频率充分低或者说载荷维持时间充分长, 则所有电偶极子都会恢复到原位使极化强度变为零。载荷频率低时试件的变形与松弛同时存在使得电偶极子不会达到最大的转角位移。加载频率充分高时变形速度远超过松弛速度, 电偶极子可达到最大转角位移。所以极化强度大于低频时的极化强度, 即随加载频率的升高极化电压的峰值也增高。当频率超过一定值时, 松弛的作用非常小, 所以极化电压的峰值基本保持恒定。

3 骨内动电现象

3.1 动电现象的基本原理^[30,31]

动电现象包括 4 种现象: 电泳, 电渗, 流动电位和沉降电位。骨内动电现象主要指流动电位。本文只讨论流动电位 (streaming potentials)。

同一体系中, 表面带电荷的固体和含离子的流体相接触后, 在电场力和范德华力的共同作用下, 在固体表面上吸附了一层电荷 (离子), 称为吸附层。这一层紧密的吸附于固体表面上, 厚度约为 A° 的量级, 也叫紧密层, 如图 8。由于液体内带电粒子的热运动使得所有离子呈均匀分布的趋势。电场力、范德华力的作用与热运动作用相互平衡, 在紧密层外又产生一非均匀的离子分布区。靠近紧密层的区域与紧密层同号的离子密度高于异号离子密度, 这一密度差随远离紧密层而降低。整个体系看作电中性时, 在距紧密层充分远的区域正负离子的浓度趋于相等且均匀分布。离子的非均匀分布区叫做扩散层。紧密层和扩散层的存在导致在固液界面到远离固液界面间有一电位分布, 图 9, ϕ_0 表示固相的表面电位。整个电位分布区叫做双电层, 双电层的厚度约为 $10A^\circ$ 的量级。若将电荷看作是连续分布的, 双电层内

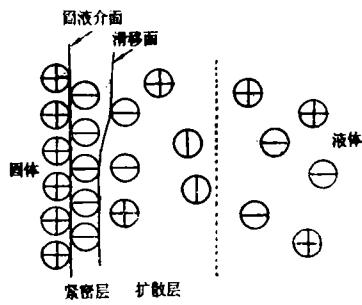


图8 固液界面双电层示意图

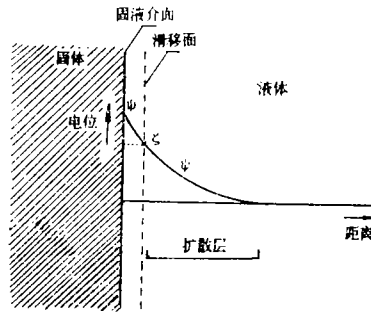


图9 远离固液界面的电位分布图

的电位分布由泊松-玻尔茨曼方程描述。

$$\nabla^2 \phi = -\frac{\rho}{\epsilon} \quad (11)$$

其中 ϕ 表示电位, ρ 为电荷(离子)密度, ϵ 为介电常数。

流体和固相之间有相对运动时,紧靠固体表面的一层流体由于吸附的作用是静止的(这里和流体边界层的概念无关,所谓一层静止的流体厚度仅为两三个水分子直径)。静止流体和流动流体的分界面称为切面或滑移面。切面上的电位叫做 zeta 电位,记为 ζ ,如图 9。Zeta 电位间接地反映了双电层的厚度和双电层电位的大小,在动电现象中起着重要的作用。

当外界的作用使液体沿固相表面的切向流动时,离子沿流动方向流向一端,这种离子的流动形成的电流称为**电对流**。电对流的产生造成沿流动方向产生一个电位,这一电位又使得离子向相反方向流动称为**传导电流**。电对流和传导电流相等时达到平衡状态,电位也达到稳态值,称为**流动电位**(streaming potentials),记为 V_s 。

当流体在压差 Δp 作用下,在毛细管内以 Poiseuille 流流动时

$$v(r) = \frac{\Delta p}{4\eta l} (R^2 - r^2) \quad (12)$$

其中 $v(r)$ 为流速, η 为粘性系数, l, R 分别为毛细管长度和半径。

双电层的厚度一般只有 10\AA 的量级,可将毛细管的管壁看做无穷大平面,从而双电层电位沿半径方向的分布看作一维分布。式(11)可简化为

$$\frac{\partial^2 \phi}{\partial r^2} \phi = -\frac{\rho}{\epsilon} \quad (13)$$

毛细管内的电流为

$$I_s = \int_S \rho v dS \quad (14)$$

S 为毛细管横截面流动部分(切面以内)流体的面积。以 Zeta 电位做为电位边界条件(此时切面也为圆形),应用欧姆定律,联立解方程(12)、(13)、(14)。并且积分时忽略掉双电层厚度得到毛细管两端流动电位

$$V_s = \frac{\epsilon \Delta p \zeta}{\eta \kappa} \quad (15)$$

其中 κ 为流体的电导率。

式(15)说明流动电位 V_s 和毛细管的尺寸无关, 和 zeta 电位成正比。流动电位是可测量的, 而 Zeta 电位几乎是不可测量的。因为双电层很薄, 切面的位置极难确定。通常 Zeta 电位通过测量出流动电位 V_s , 由式 (15) 求得。式 (15) 是一个经典结论。

3.2 皮质骨的成份特点、几何结构与流动电位

3.2.1 皮质骨的成份特点和几何结构^[8,32-35]

骨在体内主要功能是支撑身体, 排出或吸收钙磷等离子来维持体内矿物质的平衡。

骨组织由固态的骨基质、骨细胞及含有血液和细胞外液的液相组成。骨基质中有机成份约占三分之一(按重量计), 其中 90—95% 为胶原纤维, 其它 5—10% 为无定形的糖蛋白复合物。无机成份占 2/3, 主要为羟磷灰石。羟磷灰石是微小的针状微晶体, 沉积在胶原纤维上。骨基质构成了哈佛氏系统的固相。哈佛氏系统也称骨单元 (osteon) 是密质骨的主要组织结构成份。

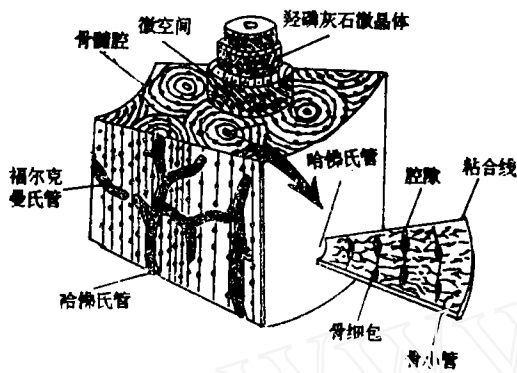


图 10 骨的细观结构

骨单元内分布着空间和维管系统。它们可分为三类如图 10。第一类为血管系统 (vascular) 包括哈佛氏管和福尔克曼氏管 (Haversian and Volkmann's canals)。哈佛氏管位于骨单元的中央, 管轴线和骨单元轴线重合, 并与骨的生长轴平行。福尔克曼氏管垂直于哈佛氏管, 联结相邻的哈佛氏管, 并和骨髓腔相通。管内有血管、淋巴管、神经和结缔组织。骨单元的直径约为 200 μm , 哈佛氏管的直径约为 25—50 μm , 长度约为 1—2 cm。福尔克曼氏管直径也约为 25—

50 μm 而长度约为 200—500 μm 。围绕哈佛氏管的骨形态为同心圆板层 (图 10), 每一层叫同心骨板 (也叫哈佛氏骨板, 每一层中胶原纤维走向不同), 最外层圆周是胶原纤维极少主要为无机成份的粘合物, 这一层在横截面的轮廓线叫粘合线。同心骨板中含有成排的盘状空间称为腔隙或骨陷窝 (lacuna), 腔隙中含有骨细胞。从腔隙中伸出很多细小的管叫小管 (canalicular), 小管几乎不穿过粘合线, 即两个相邻的骨单元之间小管并无联系。在哈佛氏管附近的小管和哈佛氏管相通。腔隙和小管为第二类空间和维管系统。腔隙的长边直径为 5—10 μm 。小管的直径约为 0.2 μm , 长度为 10—40 μm 。第三类是覆盖在胶原纤维周围的羟磷灰石微晶体间的微空间 (micro porous spaces)。这些微空间的形状不规则, 尺寸为 10—200 \AA 的量级。Neuman^[36] 认为这些微空间在密质骨内具有最大的表面积。

3.2.2 骨内动电现象产生的原因

骨内细胞外液等液体本身就是一种电解质, 液体内含有离子^[6]。骨基质在生理条件下和骨液接触后向骨液转移正电荷而使本身带负电^[37,23], 在非生理条件下骨本身发生自然极化^[17], 即在自然状态下两个相对的面上出现符号相反的电荷。骨表面自然带电的现象笔者在实验中也曾观察到。所以无论骨是否在生理条件下, 骨液界面间都将产生双电层。

骨受力后发生变形, 使得骨内空间维管系统中在体积减小的部位引起管内压力升高, 在体积增加的部分管内压力减小, 导致液体流动而产生流动电位。

骨基质内矿物质的刚度远大于骨内空间维管系统（看成薄壁管）的刚度，而且它们只占骨单元体积的1—2%，所以骨基质较小的机械变形即可引起可观的流体流动^[29]。

骨中的各类维管腔隙是交错相联的，维管间流体的相互流动在骨内引起一个复杂的流动电位分布。

3.3 骨内动电现象的研究方法与测试结果

由于骨的力电性质的机理与新陈代谢无关，在非生理状态研究骨的动电现象并最终应用于活体骨，是研究骨力电性质的普遍方法。

骨的动电现象的研究，一方面是用数学描述骨在外力作用下流动电位、zeta 电位和应力、应变的关系及骨内的电定分布规律，这是本文主要讨论的内容；另一方面是研究流动电位、zeta 电位与液体的 pH 值、离子类型、成份及温度的关系。

动电现象的理论基础是双电层理论。但是双电层的厚度仅为 10 \AA 的量级，对双电层进行实验测量是极其困难的。双电层理论的严格数学描述还是一个尚在研究的课题。因此，要建立骨动电现象的严格数学描述，实验测试的重要性就非常明显了。

3.3.1 梁试件的流动电位测试

将湿骨试件做成梁放在保持湿度的铅室中，测量 3 点或 4 点弯曲加载下的流动电位是采用最多的研究方法^[22,37-39]。图11是 Salzstein^[38]等采用的测试系统。他们用这套测试系统研究流动电位和弯曲变形频率的关系。该系统由动态载荷驱动装置、载荷传感器、差动变压器和高阻抗放大器构成一反馈控制系统，实现对试件的加载以及载荷和变形的测量。

流动电位测量是关键问题。将装有浓度为 0.9% 氯化钠溶液的玻璃管，借助于平软织物安放于骨试件弯曲段的两个相对侧表面上，一对银 / 氯化银 (Ag/AgCl) 电极分别放入两个玻璃管的另一端，使用银 / 氯化银电极的目的是使这种电极和溶液界面上不产生双电层。电极的输出端接到一高阻抗电压放大器（输入阻抗大于 $10^{14}\Omega$ ），放大后的信号送入示波器显示波形，送入微型计算机记录测试数据。

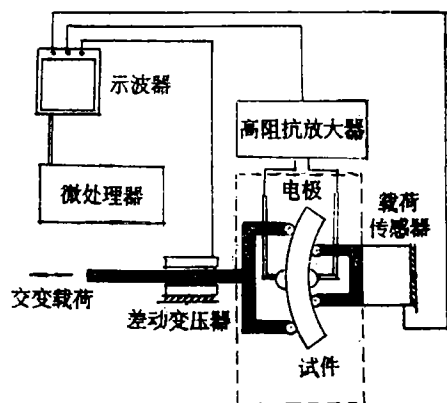


图 11 4 点弯曲测试装置简图

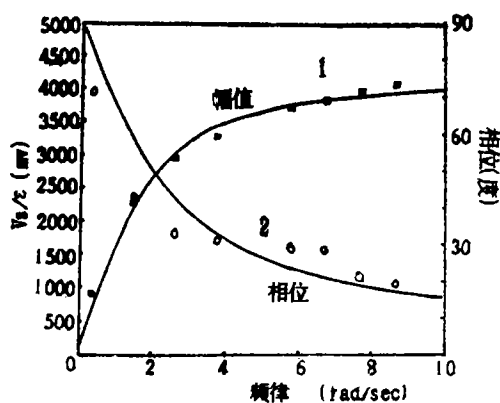


图 12 牛胫骨试件的动态特性

图 12 是其中一个典型的测试结果。横坐标表示载荷频率，纵坐标表示流动电位 V_s 与试件应变 ϵ 的比值，还表示 V_s 与载荷间的相位差。其中曲线 1 为 V_s/ϵ 随加载频率变化的曲线，曲线 2 为 V_s 与驱动应变的相位差随加载频率变化的曲线。曲线显示流动电位 V_s 随加

载频率单调增加。加载频率小于1Hz时 V_s 的幅值随频率的变化基本呈线性。加载频率大于5Hz时 V_s 的幅值也随频率增加，近似呈线性变化，但其斜率比频率小于1Hz时的小很多。在1Hz至5Hz之间是两个斜率的转折段，斜率变化较平缓。 V_s 与驱动应变间的相位差跟载频率的关系正好和幅值相反，随载荷频率的升高，相位差减小，并逐渐趋于零。

Hasting^[22] 改进了上述测试方法，采用非接触式电极测量湿骨的SGP信号。他认为即使使用银/氯化银电极也不可能取消电极和溶液之间的极化，且这种极化产生的附加电信号对SGP的测量值的影响不可忽略，尤其是在低频载荷时更是如此。因此他设计了通过电场感应测量SGP信号的非接触式电极。电极由一对银板构成，置于骨试件受拉和受压的两个相对面位置但不接触试件，而是保持一个微小的距离。当SGP产生时在极板上产生感应电位，测量出感应电位的值即为SGP的值。这一方法彻底消除了电极极化现象和测量放大器输入阻抗对SGP信号的旁路作用。

Starkebaum^[39] 等采用一种可精密定位的微电极测试系统测量湿骨骨单元横截面上的SGP电位分布，结果很有意义。

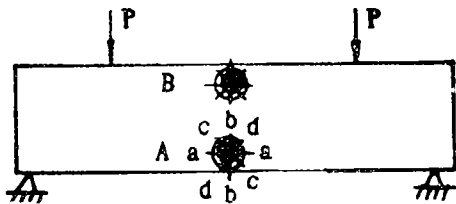


图13 湿骨梁试件

在骨的横截面上沿骨干环周的切向取出湿骨梁试件，使梁的任一横截面的中性轴平行于哈佛氏管方向发生4点弯曲变形见图13。骨单元A受水平方向的拉伸变形，B受水平方向的压缩变形。用微电极分别沿a-a, b-b, c-c, d-d各线逐点测量SGP电位。他们发现各线上的电位分布规律和数值都基本相同。对于骨单元A，SGP越靠

近哈佛氏管电位越高，随着离开哈佛氏管中心的距离增加，SGP单调减少。骨单元B的变化情况相同只是SGP变为负号。图14是沿a-a和b-b两条线的电位分布。为了便于比较两条曲线画在一起（其中a-a是和b-b距离相对应的）。

上述测试结果说明SGP依赖于试件的变形而不是应力。对于哈佛氏管A孔边应力为水平方向拉伸，垂直方向应力基本上为零。应力集中的影响会使两个方向应力分布的差别更大。两个方向的应力不同而SGP相同，说明SGP是由管内的液体流动引起的，即由动电现象产生。

3.3.2 板试件的测试方法

Guzelsu和Gross^[40,41] 等分别采用板试件测试方法。将试件做成薄板放于缓冲液中，哈佛氏管垂直于板的上下表面。图15是Guzelsu采用的测试原理。在上部用气体加压时，液体通过哈佛氏管流入下部储液室，从而在上下两侧产生流动电位，这一电位经银/氯化银电极输入到高阻抗放大器，放大后记录下来。这一方法不同于梁弯曲测试方法。梁弯曲测试时维管中的液体只在动态载荷时才产生流动，静态载荷时加载过程结束则变形结束，维管的体积改变也结束（略去松弛）液体不再流动。用此方法静态载荷（即上下储液室间的压差）维持了

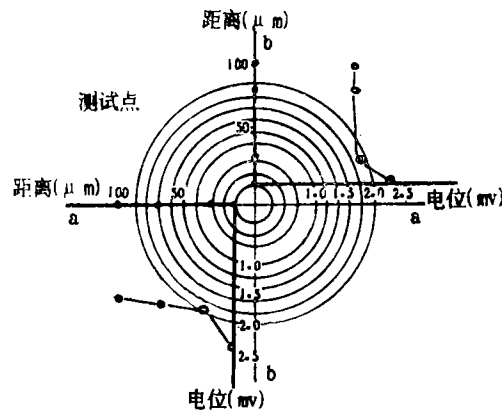


图14 a-a, b-b线上的电位分布

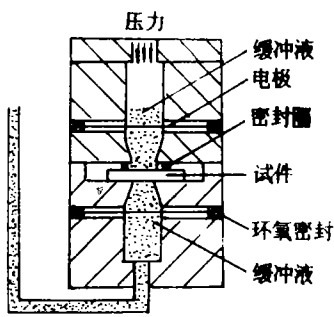


图 15 板试件测试装置

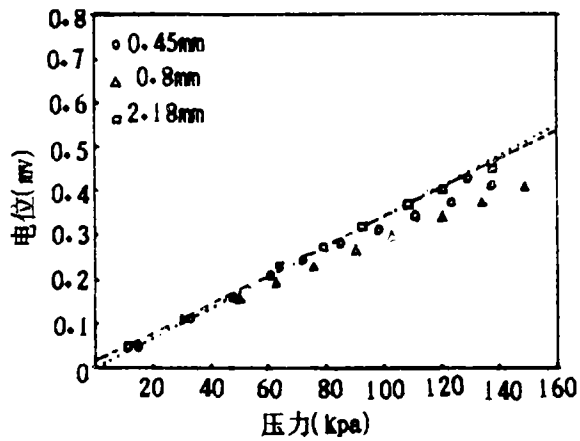


图 16 Guzel'su 的测试结果

上储液室的液体流入下储液室，从而又可测稳态时的流动电位。

图 16 是 Guzel'su 对 3 组不同厚度试件的测试结果（厚度分别为 0.45 mm、0.8 mm 和 2.18 mm）。压力 p 在 180 kPa 以内，雷诺数 $Re < 230$ ，流动电位 V_s 和 p 成线性变化，曲线斜率为 $2.7 \mu\text{V}/\text{kPa}$ 。这种方式测出的流动电位 V_s 主要是液体在哈佛氏管内流动时产生的。其它类型的维管长度都小于 $450 \mu\text{m}$ 。哈佛氏管的直径远大于双电层的厚度，因而此时 V_s 可用式 (15) 描述。根据 (15) 式可算出哈佛氏管内的 Zeta 电位。

3.3.3 pH 值对 zeta 电位的影响

研究骨的流动电位、zeta 电位与液体的 pH 值、离子类型、成份及温度的关系也已进行了广泛的研究^[42-44]。由于篇幅所限这方面的内容只能做一简单介绍。

Guzel'su^[43] 等将骨制成微粒放入 pH 值一定的缓冲液内。在液体内通上 4.5 mA 的电流后，骨微粒便产生电泳现象。根据 Helmholtz-Smoluchouski^[31] 公式，zeta 电位为

$$\zeta = \frac{v\eta}{\epsilon E} \quad (16)$$

其中 v 为液体的流速， η 为粘性系数， ϵ 为液体的介电常数， E 为液体内的电场强度（电位梯度）。测出 E 和 v 即可得到 zeta 电位值。在不同 pH 值的缓冲液中分别测试，则可得到 zeta 电位随 pH 值的变化规律。图 17 是在 25°C 时的测试结果。zeta 电位随 pH 值的升高，其符号由正变负。pH 值等于 5.1 时 zeta 电位为零。

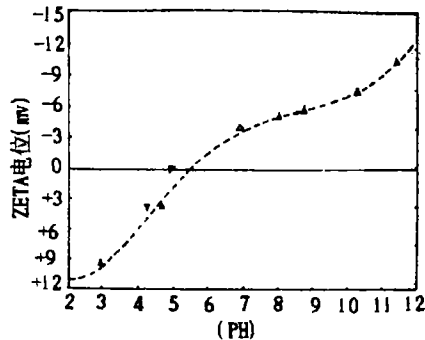


图 17 zeta 电位随 pH 值的变化曲线

3.4 骨内动电现象的理论模型

骨基质作为非均匀、各向异性的粘弹性复合材料与骨液一体形成固液两相混合物，同时固液界面间又产生双电层，建立骨内动电现象的理论模型是力学和电学的结合。

力学方面，Mow^[45,46] 建立了软骨固液混合物的理论方程。在固体和液体均不可压缩及小变形假设下，连续方程为

$$\nabla \cdot \mathbf{v}^f + \alpha \nabla \cdot \mathbf{v}^s + \alpha (\mathbf{v}^s - \mathbf{v}^f) \cdot \text{grad} \ln \rho^s(x) = 0 \quad (17)$$

式中 $\mathbf{v}^s, \mathbf{v}^f$ 分别为用物质坐标表示的固相质点和液相质点的速度, α 表示初始时在体积为 dv 的区域上, 固相体积 dv^s 与液相体积 dv^f ($dv = dv^s + dv^f$) 之比, 即 $\alpha = dv^s/dv^f$, $\rho^s(x)$ 表示开始时固相的表观密度, 它定义为 $\rho^s(x) = dm^s/dv$, dm^s 为 dv 中固相的质量. 运动方程为

$$\rho^s \left(\frac{D^s \mathbf{v}^s}{Dt} \right) = \nabla \cdot \mathbf{T}^s + \rho^s \mathbf{B}^s + \boldsymbol{\pi}^s \quad (18)$$

$$\rho^f \left(\frac{D^f \mathbf{v}^f}{Dt} \right) = \nabla \cdot \mathbf{T}^f + \rho^f \mathbf{B}^f + \boldsymbol{\pi}^f \quad (19)$$

其中 ρ^f 为液相的表观密度 (定义为 $\rho^f = dm^f/dv$). $\mathbf{B}^s, \mathbf{B}^f$ 分别为固相和液相的体力. $\mathbf{T}^s, \mathbf{T}^f$ 称为偏应力张量^[47] (partial stress tensor), 其定义是在 t 时刻混合物表面积为 A 、体积为 U 的区域上 $\int_A \mathbf{T}^s \cdot d\mathbf{A}$ 和 $\int_{-A} \mathbf{T}^f \cdot d\mathbf{A}$ 表示区域 U 和外部固体及液体相接触, 分别在区域内固体和液体上产生的接触力. $\boldsymbol{\pi}^s$ 和 $\boldsymbol{\pi}^f$ 称动量供给量, 它们表示固液间的相互作用. $D^s/Dt, D^f/Dt$ 表示对时间的偏导数 (若 $\mathbf{v}^s, \mathbf{v}^f$ 映射用空间坐标表示, 则表示物质导数).

在软骨为 Kelvin 粘弹性体, 骨液为粘性流体 微小变形及表观密度 ρ^s, ρ^f 的变化为无限小的假设下, 本构方程为

$$\mathbf{T}^s = -\alpha p \mathbf{I} + A e \mathbf{I} + 2N \mathbf{e} + \bar{\lambda}_s (\nabla \cdot \mathbf{v}^s) \mathbf{I} + 2\bar{\mu}_s \mathbf{D}^s - 2\kappa_s \boldsymbol{\Gamma} \quad (20)$$

$$\mathbf{T}^f = -p \mathbf{I} + \bar{\lambda} (\nabla \cdot \mathbf{v}^f) \mathbf{I} + 2\bar{\mu} \mathbf{D}^f + 2\kappa_f \boldsymbol{\Gamma} \quad (21)$$

$$-\boldsymbol{\pi}^f = \boldsymbol{\pi}^s = b(\text{grad } e) - \kappa(\mathbf{v}^s - \mathbf{v}^f) \quad (22)$$

其中 p 为流体内产生的压力, e 为体积应变, \mathbf{e} 为柯西应变张量, $\mathbf{D}^s, \mathbf{D}^f$ 为变形率张量, $\boldsymbol{\Gamma}$ 是扩散偶 (diffusive couple) 由固体和液体的自旋引起. 其它为相应的材料常数.

上述本构方程中多数材料常数都是未知的. Armstrong^[46] 将骨连续方程由式 (17) 简化为

$$\nabla \cdot (\phi^s \mathbf{v}^s + \phi^f \mathbf{v}^f) = 0 \quad (23)$$

其中 $\phi^s = dv^s/dv$, $\phi^f = dv^f/dv$. 上式意味着骨密度均匀, 即 $\rho(x)$ 为常量.

Salzstein^[48] 等将密质骨看作连续介质、各向同性、线弹性. 将液体看作无粘线性流体, 即本构方程 (20), (21), (22) 中材料常数 $\bar{\lambda}_s = \bar{\mu}_s = \kappa_s = \bar{\lambda} = \bar{\mu} = b = 0$. 从而式 (20), (21) 简化为

$$\mathbf{T}^s = -\phi^s p \mathbf{I} + \lambda_s e \mathbf{I} + 2\mu_s \boldsymbol{\varepsilon} \quad (24)$$

$$\mathbf{T}^f = -\phi^f p \mathbf{I} \quad (25)$$

其中 λ_s 和 μ_s 为拉梅常数 (Frank^[50] 也采用了上述本构方程).

他们还认为固液间的相对小位移时, 惯性小于弥散力 $\kappa(\mathbf{v}^s - \mathbf{v}^f)$ 的作用, 将运动方程简化为

$$\nabla \cdot \mathbf{T}^s + \kappa(\mathbf{v}^f - \mathbf{v}^s) = 0 \quad (26)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{T}^f + \kappa(\mathbf{v}^s - \mathbf{v}^f) = 0 \quad (27)$$

其中 κ 为弥散力系数.

电学方面. 双电层电位 ϕ 的分布由泊松-玻尔茨曼方程

$$\nabla^2 \phi = -\frac{\rho}{\varepsilon}$$

描述. 液体中固液界面处的离子密度 ρ 满足玻尔茨曼分布^[31], 若液体中正负离子的价数相

同, 都等于 Z , 用 n_0 表示液体中正负离子总数, e 表示电子电荷, 玻尔茨曼密度分布表示为

$$\rho = -2Z e n_0 \sinh \left[\frac{2e\phi}{KT} \right] \quad (28)$$

其中 T 为绝对温度, K 为玻尔茨曼常数.

流过骨内面积为 A , 法线方向为 n 的某一截面的电流密度为

$$J_n = \int_A v^f \rho \cdot ds$$

流量为

$$Q_n = \int_A v^f \cdot ds$$

用 $p_{\cdot n}$ 和 $V_{\cdot n}$ 分别表示沿 n 向的流体压力梯度和电位梯度. Grodzinsky^[51] 建立了一个连续型动电现象模型.

$$\begin{bmatrix} Q_n \\ J_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -K_{11} & K_{12} \\ K_{21} & -K_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} p_{\cdot n} \\ V_{\cdot n} \end{bmatrix} \quad (29)$$

将骨内液体流动看作渗流问题, 在没有流动电位作用时 K_{11} 就是达西定律中的渗透系数. 没有压力作用时 J_n 为传导电流, K_{22} 为流体的电导率, K_{12}, K_{21} 是动电耦合系数. 根据 Onsager 互等性 $K_{12} = K_{21}$.

当传导电流和电对流相等时, 即

$$J_n \equiv 0 \quad (30)$$

$V_{\cdot n}$ 就是流动电位梯度.

Salzstein^[49] 由方程 (23), (24), (25), (26), (27), (29), (30), 且设液体中只有一种离子, 来简化式 (28). 求解出浸泡在液体中的梁试件发生 4 点弯曲时 (交变力), 维管中沿梁厚度方向的压力分布和流动电位. 理论解和图 12 所示的实验结果一致.

4 结 论

由于骨组织结构的复杂性, 迄今为止, 关于骨的力电性质研究无论是压电效应研究还是动电现象的研究都只取得一些阶段性的进展, 尚未得到统一的结论, 但可以得下列结论.

①干骨具有压电效应, 这种压电效应产生于胶原纤维, 骨中的钙质羟磷灰石不具有压电效应.

②骨的压电效应不能用描述矿物压电材料的线性压电方程描述.

③普遍认为单根胶原纤维的压电效应等价于矿物压电材料的六方晶系 C_6 点群, 但还需要实验的进一步证实.

④骨受应力作用变形而产生电极化, 受拉的部位往往出现负电荷, 而受压部位往往出现正电荷.

⑤由于骨的非均匀性, 骨的压电效应与位置有关, 位置和尺寸的较小改变都可引起压电响应的较大变化.

⑥骨产生压电效应的程度约为石英晶体的十分之一.

⑦在生理条件下骨基质表面带负电荷, 和骨液接触后在维管中的固液界面间产生双电层, 这是骨产生动电现象的原因.

⑧骨受力变形后,引起空间维管中液体的压力变化,使液体流动,从而产生流动电位。

⑨骨的力电性质与新陈代谢无关,既存在于生理状态的骨中也存在于非生理状态的骨中。

在湿骨或在生理状态的骨中压电效应是否起作用及如何起作用这是尚需研究的课题。

参 考 文 献

- 1 Fukada E, Yasuda I. On the piezoelectric effect of bone *J. Phys. Soc. Jan.*, **12** (1957) : 1158—1162
- 2 Bassett C A L, Becker R O. Generation of electric potentials by bone in response to mechanical stress. *Science*, **137** (1962) : 1063—1069
- 3 Steinberg M E, et al. Electrical potentials in stressed bone *Clin. Orthop. & Related Res.*, **61** (1968) : 294
- 4 Anderson J, Eriksson C. Electrical properties of wet collagen. *Nature*, **218** (1968) : 166—168
- 5 Eriksson C. Electrical properties of bone. In the Biochemistry and physiology of bone. (Edited by Bcurne G H) Academic Press, New York (1976) : 329—384
- 6 孙慷,张福学,《压电学》上册,国防工业出版社(1984)
- 7 Kay M I, Young R A, Posner A S. Crystal structure of hydroxyapatite. *Nature*, **204** (1964) : 1050
- 8 Marino A A, Becker R O. The origin of the piezoelectric effect in bone *Calc. Tissue Res.*, **8** (1977) : 177—180
- 9 朱宪彝《代谢骨病学》.天津科学技术出版社(1989)
- 10 Katz J L. The structure and biomechanics of bone. Symposium 34 on mechanical properties of biological materials, Leeds (1979)
- 11 Eimessierey M A, Phil M. physical basis for piezoelectricity of bone matrix. *IEEE PROC.*, **61**, 5 (1981) : 336—346
- 12 Steinberg M E. Effect of collagen modification on stress-generated potentials (SGP). in Brighton, Black and Pollack (Eds.), "Electrical properties of bone and cartilage" (Grune & Stratton, 1979)
- 13 Ramachandran G N, Kartha G. Structure of collagen. *Nature*, **174** (1954) : 269—270
- 14 Fukada E, Yasuda I. Piezoelectric effects in collagen. *J. Appl. Phys. Jan.*, **3** (1964) : 117—121
- 15 Fukada E. Mechanical deformation and electrical polarization on biological substances. *Biorheology*, **5** (1968) : 199
- 16 Liboff A R, Erust M. Piezoelectric effect in collagenous structures. *Ann. NY Acad. Sci.*, **238** (1974) : 26—35
- 17 Martin R B, Holt D H, Sunder A. Anomalous piezoelectric behaviour in dry bone. in Brighton, Black and Pollack (Eds.), "Electrical properties of bone and cartilage" (Grune & Stratton, 1979)
- 18 Anderson J, Eriksson C. Electrical properties of wet collagen. *Nature*, **218** (1968) : 166—168
- 19 Bur A J. Measurements of the dynamic piezoelectric properties of bone as a function of temperature and humidity. *J. Biomech.*, **9** (1977) : 495—507
- 20 Williams W S. Sources of piezoelectricity in tendon and bone. *CRC Critical Reviews in Bieng.*, (1974) : 95—118
- 21 Korostoff E. Stress generated potentials in bone. *J. Biomech.*, **10** (1977) : 41—44
- 22 Hostings G W, et al. Non-contacting electrode system for the measurement of strain generated potentials in bone. *J. Biomed. Eng.*, **11** (1989) : 403—408
- 23 Williams W S. Piezoelectric effects in biological materials. *Ferroelectrics*, **41** (1982) : 225—246
- 24 深田荣一(钱民全译).骨的压电性和压电膜对骨生长的影响.北京生物医学工程, **1,2** (1983) : 80—97
- 25 王祖昌等.受应力的骨的活动与骨的重建.力学进展, **3** (1984) : 299—310
- 26 Korostoff E. A comprehensive model for characterizing stress generated potentials. in Brighton, Black and Pollack (Eds.), "Electrical properties of bone and cartilage" (Grune & Stratton, 1979)
- 27 Gundjian A A, Chen M L. Standardization and interpretation of piezo electromechanical properties of bone. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **21** (1974) : 177—182
- 28 Martin R B. Theoretical analysis of the piezoelectric effect in bone. *J. Biomech.*, **12** (1979) :

- 29 Mahmud F A, et al. Model to characterize strain generated potentials in bone. *J. Biomed. Eng.*, **10** (1988) : 54—56
- 30 Hasting G H, Mahmud F A. Electrical effects in bone. *J. Biomed. Eng.*, **10** (1988) : 515—521
- 31 陈宗洪, 戴陶光. 胶体化学. 高等教育出版社 (1984)
- 32 Holmes J M, Davies D H, Meath W J, et al. Gas adsorption and surface structure of bone mineral. *Biochemistry*, **3** (1964) : 2019—2023
- 33 杨桂通, 吴文周. 骨力学. 科学出版社 (1989)
- 34 孙家驹, 耿介. 人的密质骨的力学性能. 力学进展, **17**, 2 (1987)
- 35 Cowin S C. (王德琪, 董务民译) 骨的力学性能. 力学进展, **15**, 1 (1985)
- 36 Neuman W F, Neuman M W. The chemical dynamics of bone mineral. University of Chicago press, Chicago (1958)
- 37 Eriksson C. Bone morphogenesis and surface charge. *Clin. Orth. Rel. Res.*, **121** (1976) : 295—302
- 38 Salzstein R A. Electromechanical potentials in cortical bone—II. experimental analysis. *J. Biomechanics*, **20** (1987) : 271—280
- 39 Starkebaum W S, Pollack S R, Korostoff E. Microelectrodes studies of stress generated potentials in four point bending of bone. *J. Biomed. Mat. Res.*, **13** (1979) : 729—751
- 40 Gross D, Williams W S. Streaming potentials and the electromechanical response of physiologically moist bone. *J. Biomechanics*, **15** (1982) : 277—295
- 41 Guzelsu N, Walsh W R. Streaming potentials of intact wet bone. *J. Biomechanics*, **23** (1990) : 673—685
- 42 Eriksson L. Surface energies and the bone induction principle. *J. Biomech. Mat. Res.*, **19** (1985) : 833—849
- 43 Guzelsu N, Regimbal R L. The origin of electrokinetic potentials in bone tissue: The organic phase. *J. Biomechanics*, **23** (1990) : 661—672
- 44 Berretta D A, Pollack S R, Steinberg M E, et al. Calcium and phosphate dependence on the electrophoretic mobility of bone. 33rd Annual Meeting—ORS, San Francisco 12 (1987) : 182
- 45 Mow V C, Kuei S C, et al. Biphasic creep and stress relaxation of articular cartilage in theory and experiments. *J. Biomech. Engng.*, **102** (1980) : 73—84
- 46 Mow V C, Lai W M. Recent developments in synovial joint. *J. Biomechanics*, *SIAM Rev.* **22** (1980) : 275—317
- 47 Bowen R M. (许慧已等译). 混合物理论. 江苏科学技术出版社 (1983)
- 48 Armstrong G, Lai W M, Mow V C. An analysis of the unconfined compression articular cartilage. *J. Biomech. Engng.*, **106** (1984) : 165—173
- 49 Salzstein R A. Electromechanical potentials in cortical bone—I. A continuum approach. *J. Biomechanics*, **20** (1987) : 261—270
- 50 Frank E H, Grodzinsky A J. Cartilage electromechanics—II. A continuum model of cartilage electrokinetics and correlation with experiments. *J. Biomechanics*, **20** (1987) : 629—639
- 51 Grodzinsky A J. Electromechanical and physicochemical properties of connective tissue. *CRC Crit. Rev. Biomed. Engng.*, **9** (1983) : 133—199

ELECTROMECHANICAL PROPERTIES OF BONE

Hou Zhende Gao Ruiting

Department of Mechanics, Tianjin University, Tianjin 300072

Abstract The electromechanical behaviour of bone concerns two mechanisms, the piezoelectricity and the electrokinetic phenomena. This paper reviews the studies on them, including the origins, experimental techniques and some obtained results.

Keywords bone, piezoelectricity, electrokinetic phenomena