

采用动电方法的生物细胞介电特性研究

成林, 钟力生, 张跃, 施毅舟

(西安交通大学电力设备电气绝缘国家重点实验室, 710049, 西安)

摘要: 采用软胶粒动电理论并结合悬浮细胞单元的双电层模型,研究了在超声作用下细胞悬液的振动电位模型,并分别给出了离子和细胞动电极化电位的数学表达式及其之间的关系.根据模型建立了基于阶跃超声信号的细胞悬液动电测试系统.通过对 NaCl 溶液的振动电位测量表明,在低浓度离子溶液中,离子振动电位与离子浓度成正比,当离子浓度升高到一定值后,离子振动电位随离子浓度的升高呈波浪形下降,并由于超声凝聚颗粒的动电极化作用,会反相增加.通过对鸡血细胞悬液的振动电位测量表明,在低浓度细胞悬液中,由于离子与细胞动电极化的相互影响,悬液的振动电位随细胞浓度的增加而减小,当细胞浓度升高到 $6 \times 10^5 \text{ mL}^{-1}$ 时,随着细胞浓度的升高,悬液的振动电位开始升高,此后鸡血细胞的动电极化对悬液振动电位的升高起到主要作用,从转折后的动电曲线的斜率可以实现对细胞介电特性的研究.

关键词: 悬浮细胞单元;振动电位;动电极化;介电特性

中图分类号: TM930.12 **文献标志码:** A **文章编号:** 0253-987X(2011)06-0085-06

Dielectric Property Investigation for Biological Cells with Electrokinetic Method

CHENG Lin, ZHONG Lisheng, ZHANG Yue, SHI Yizhou

(State Key Laboratory of Electrical Insulation & Power Equipment, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China)

Abstract: Following the electrokinetic theory of soft particle and the double-layer model of suspended cell unit, the colloid vibration potential (CVP) model of biological cell under the action of ultrasound is investigated, and the mathematical expression and the interaction of the electrokinetic polarization potential of ion and cell are constructed. Based on the electrokinetic model of the cell suspension, an electrokinetic measurement system using the step ultrasonic signal is set up. Via the vibration potential measurement of the solution of NaCl, it shows that the ion vibration potential (IVP) gets direct proportional to the ion concentration. But the IVP wavily drops with the increasing ion concentration once the ion concentration increases to a certain level, or even increases with reversed-phase due to the action of the electrokinetic polarization of particle of ultrasonic condensation. The vibration potential measurement of the chicken blood cell suspension shows that the total vibration potential (TVI) of the cell suspension decreases with the increasing cell concentration in the cell suspension in low concentration. When the cell concentration gets up to $6 \times 10^5 \text{ mL}^{-1}$, the TVI begins to increase with the increasing cell concentration, henceforth, the electrokinetic polarization of cell primarily facilitates TVI increase.

Keywords: suspended cell unit; vibration potential; electrokinetic polarization; dielectric property

通过对生物细胞介电特性的研究,可以分析和表征细胞的生理状态、功能及其变化. 外界环境刺激(如声场、电磁场、药物)与细胞活性的激活或抑制密切相关,并能直接反映在细胞带电特性的变化上. 目前,国内外对细胞带电特性的研究主要有以下几种方法:膜片钳方法^[1]虽然检测精确,但是对细胞有损伤,并且设备昂贵;电化学阻抗法^[2]和电泳法^[3]虽然方法简单,但是灵敏度和重复性较差.

一定剂量的超声辐照能在不同水平的生物系统中会造成多种生物效应. 到目前为止,在许多种情况下,超声生物效应的物理机制仍然不清楚^[4],并且很难实现在超声作用下实时研究细胞的介电特性变化. 日益成熟的胶体动电理论^[5-9]对实时研究细胞超声生物效应具有独特的优越性,并且通过对细胞动电理论模型的完善,可以实现对细胞介电特性更深入的认识.

动电测量方法早已被应用在对界面现象和稳定的胶体系统的研究中. 当一个高频的超声波(交变压力场)传过一个胶体系统时,如果其中胶状颗粒的密度不同于四周媒质的密度,悬液振动造成的惯性力将导致带电颗粒跟随其一起运动,从而造成胶粒表面的双电层发生形变. 胶粒表面双电层中固定层与扩散层产生相对位移,表现出来的 ζ 电位的改变能被外部电极检测到^[10],这个变化的电位叫做胶体振动电位(V_{CVP}). 同样的声电现象也会出现在离子溶液中. 由于溶液中阴离子和阳离子的基团不同,因此在超声的作用下,它们将会产生周期性错位,从而出现振动电位,这个电位被称为离子振动电位(V_{IVP})^[7]. 1933年,Debye首先预测了声电现象的存在^[11],直到20世纪90年代,O'Brien才从理论上对其进行了系统地阐述,从而使这种声电技术得到迅速发展和应用^[12-14].

动电测量方法最主要的优点是它能测量浓溶液,甚至能测量体积分数达到50%的溶液^[15-16]. 在这种测量系统中,胶粒的大小范围可以从纳米到微米水平,适合于人血红细胞测量. 这种技术可望用于医学的早期诊断及单细胞超声成像^[17]. 如果通过在辐照功能的超声波中定时插入检测作用的超声信号,可以达到实时研究细胞超声生物效应的功能.

与没有表面结构的硬悬浮颗粒相比,生物细胞可描述为表面覆盖着离子可通透高分子层的软胶粒. 本文根据软悬浮颗粒振动电位理论,研究了细胞的振动电位模型,建立了细胞悬液动电测试系统,对离子溶液和鸡血细胞悬液进行了实验研究.

1 模型和系统设计

1.1 细胞单元动电模型

宏观检测到的细胞动电电位由其双电层中微观的电致引力和黏度剪切力之间的动电交互作用平衡产生. 假设直径为 a ,并且表面均匀分布着负电荷的细胞被厚度为 d 的双电层包裹着,将这个整体称为一个细胞单元. 因此,这个细胞单元可被描述为一个内径为 a 、外径 $b=a+d$ 的球状软胶粒,如图1所示. 假设这个细胞单元是带电量为 Z 的固定电荷集合体,其外层均匀分布着密度为 N 的双电层. 对于带有微弱电量的球状颗粒,其所带电荷量与其 ζ 电位有如下关系^[6,18]

$$Z = 4\pi\epsilon_r\epsilon_0(1+\kappa a)a\zeta \quad (1)$$

式中: κ 是Debye-Hückel参数; ϵ_r 是细胞所处电解质溶液的相对介电常数; ϵ_0 是真空介电常数. 因此,可以根据超声作用下细胞的 ζ 电位变化,研究细胞的介电特性.

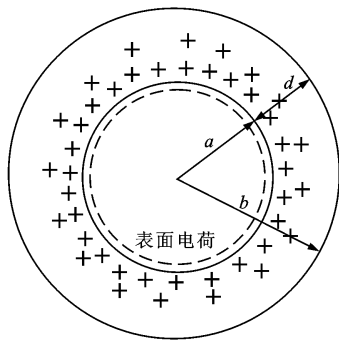


图1 细胞单元模型

超声传输通过离子或胶体溶液时,由于离子的运动或悬浮胶粒表面双电层的动电极化,使离子或胶粒表现为振动的偶极子,从而在外部电极上能感应到交变的电位变化. 假设使角频率为 ω 的超声作用在细胞悬液上,在振荡压力的作用下,悬液中细胞单元在一个黏度为 η 、相对介电常数为 ϵ_r 的匀质生理盐水溶液中以速度 U 运动. 生理盐水中元素的化合价和浓度分别为 z 和 n ,溶液中正负离子的阻力系数 λ_+ 和 λ_- 分别与相应的正负离子极限电导 Δ_+^0 和 Δ_-^0 相关,那么

$$\lambda_{\pm} = N_A e^2 z / \Delta_{\pm}^0 \quad (2)$$

式中: N_A 是阿伏加德罗常数; e 是单位电荷电量. 根据Debye-Bueche关于流动液体与聚合物双电层摩擦运动模型^[18]和软胶粒悬液的声学理论,细胞悬液外极板所感应的电位总和(V_{IVP})可以表示为离子振

动电位和细胞振动电位之和^[7]

$$V_{\text{TVP}} = V_{\text{IVP}} + V_{\text{CVP}} \quad (3)$$

$$V_{\text{IVP}} = \frac{zen}{\rho_0 K^*} \left(\frac{m_+ - \rho_0 V_+}{\lambda_+} - \frac{m_- - \rho_0 V_-}{\lambda_-} \right) \Delta P \quad (4)$$

$$V_{\text{CVP}} = \frac{[\phi_c(\rho_c - \rho_0) + \phi_s(\rho_s - \rho_0)]}{\rho_0 K^*} \mu(\omega) \Delta P \quad (5)$$

$$K^* = z^2 e^2 n \left(\frac{1}{\lambda_+} + \frac{1}{\lambda_-} \right) - i\omega \epsilon_r \epsilon_0 \quad (6)$$

式中: ρ_0 是生理盐水的浓度; m_+ 、 V_+ 分别为生理盐水中阳离子的质量和化合价; m_- 、 V_- 分别为生理盐水中阴离子的质量和化合价; ΔP 为超声梯度场在细胞悬液两液面的压力差; K^* 是没有加入细胞的生理盐水溶液的复导电率; ϕ_c 和 ϕ_s 分别是细胞及其双电层在细胞悬液中的体积分数; ρ_c 和 ρ_s 分别为细胞及其双电层在细胞悬液中的质量密度。

对于具有软球状胶粒特性的生物细胞,其动态电泳迁移率可表示为^[7]

$$\mu(\omega) = \frac{2\epsilon_r \epsilon_0}{3\eta} \left[\frac{1 - i\gamma b}{1 - i\gamma b - (\gamma^2 b^2/3) - \Gamma} \right] \cdot \left(1 + \frac{a^3}{2b^3} \right) \left[\frac{\psi_0/\kappa_m + \psi_{\text{DON}}/\beta}{1/\kappa_m + 1/\beta} \right] + \left[\frac{1 - i\gamma b - (\gamma^2 b^2/3)(1 - a^3/b^3)}{1 - i\gamma b - (\gamma^2 b^2/3) - \Gamma} \right] \frac{ZeN}{\eta\beta^2} \quad (7)$$

其中

$$\psi_{\text{DON}} = \frac{kT}{ze} \ln \left[\frac{ZN}{2zn} + \left\{ \left(\frac{ZN}{2zn} \right)^2 + 1 \right\}^{1/2} \right] \quad (8)$$

$$\psi_0 = \frac{kT}{ze} \left(\ln \left[\frac{ZN}{2zn} + \left\{ \left(\frac{ZN}{2zn} \right)^2 + 1 \right\}^{1/2} \right] + \frac{2zn}{ZN} \left[1 - \left\{ \left(\frac{ZN}{2zn} \right)^2 + 1 \right\}^{1/2} \right] \right) \quad (9)$$

$$\kappa_m = \kappa [1 + (ZN/2zn)^2]^{1/4} \quad (10)$$

$$\kappa = \left(\frac{2z^2 e^2 n}{\epsilon_r \epsilon_0 kT} \right)^{1/2} \quad (11)$$

$$\lambda = (\nu/\eta)^{1/2} \quad (12)$$

$$\gamma = (1 + i)(\omega\rho_0/2\eta)^{1/2} \quad (13)$$

$$\beta = \lambda(1 - (\gamma/\lambda)^2)^{1/2} \quad (14)$$

$$\Gamma = \frac{\gamma^2 [V_c(\rho_c - \rho_0) + V_s(\rho_s - \rho_0)]}{6\pi b\rho_0} \quad (15)$$

$$V_c = (4/3)\pi a^3 \quad (16)$$

$$V_s = (4/3)\pi b^3 \quad (17)$$

式中: k 是波尔兹曼常数; T 是绝对温度; ψ_{DON} 是细胞双电层的 Donnan 电位; ψ_0 是细胞单元表面电位, 即细胞双电层和生理盐水交界面边沿的电位; κ_m 是细胞双电层中的 Debye-Hückel 参数

1.2 系统设计

在生物细胞动电测试系统中,采用中心频率为 1.7 MHz、两面镀银的锆钛酸铅高能超声换能器。一面的银电极延伸至换能器对面边沿,并由导线引出;另一面电极从中心引出。换能器边沿由涂抹凡士林的橡胶皮套密封,以避免换能器在离子溶液中短路。实验之前,首先使用美国 Ohaus 公司生产的 UPM-DT-100 声强计,对换能器的两电极施加电压与输出声强之间的对应关系进行标定,从而在实验中可以定量输出超声波。

图 2 为根据细胞动电理论设计的细胞悬液动电测试系统。盛液腔由聚四氟乙烯材料制成,试样置于其中;支座为钢制配重底座;采样电极表面为喷金的黄铜电极;背衬吸声材料采用聚甲基丙烯酸甲酯 (PMMA),以减少超声反射。

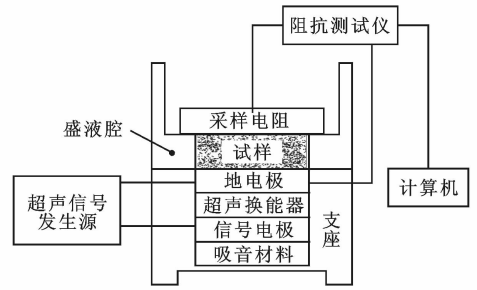


图 2 细胞悬液动电测试系统示意图

图 3 为超声信号发生原理,其中超声换能器的作用是将电能转换为机械能,使系统产生超声信号。振荡电路产生基频为 1.7 MHz、重复频率为 40 kHz 的电信号。在电路中通过改变施加电压的幅值来控制超声声强,并通过调节信号源电信号的占空比控制 Q_1 的开断,从而控制阶跃超声信号的产生。通过设置重复频率和占空比,可以大大降低超声信号声强,以减少超声生物效应对细胞介电特性的影响,从而减小 V_{CVP} 的测量误差。

图 4 为信号源触发信号与系统所产生超声信号之间的对应关系。在以后的研究中,我们可以在连续辐照功能超声中,通过信号源控制,定时插入检测超声信号,实现实时动电研究细胞的介电特性变化,达到实时研究超声生物效应的功能,这将有助于进一步揭开超声生物效应的面纱。

系统中采用日本 HIOKI 公司生产的 3532-50 LCR 测试仪作为 V_{CVP} 检测设备。检测到的细胞悬液动电信号将通过串行接口传输给计算机进行数据分析。LCR 测试仪通过在试样上施加小振幅正弦干扰

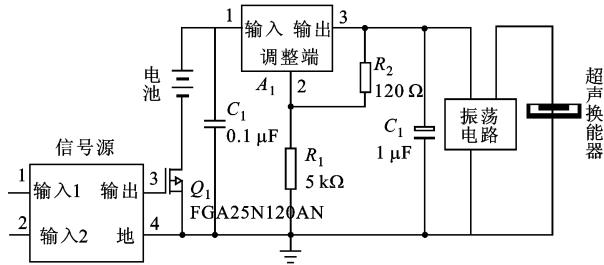


图3 超声信号发生原理图

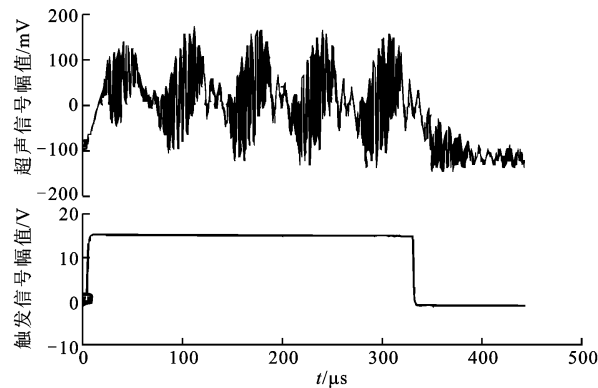


图4 超声检测信号波形

信号,并测量试样两端电压 V 、流过试样的电流 I 、电压 V 与电流 I 之间的相位角 θ ,以及测量频率的角速度 ω ,来研究试样阻抗特性.细胞悬液可以等效为电容和电阻并联的模型.在超声作用下,检测到的细胞悬液的并联等效电容可表示为

$$C_p = \frac{1}{\omega} \left| \frac{I}{V + V_{CVP}} \sin(-\theta) \right| \quad (18)$$

式中: $\bar{V}_{CVP}$ 为超声作用下,单位阻抗测试仪检测周期内,由于细胞和离子的动电极化而在细胞悬液两极板上产生的 V_{CVP} 的平均值,方向与 V 反相.因此,可用细胞悬液超声作用前的并联等效电容 C_{pq} 与其超声作用后的并联等效电容 C_{ph} 之差 C_Δ 表示细胞悬液的 V_{CVP} 变化

$$C_\Delta = C_{pq} - C_{ph} \quad (19)$$

1.3 实验试样

不同浓度离子溶液是由蒸馏水溶解相应质量的 NaCl 固体颗粒,搅拌配制而成.鸡血细胞悬液是由新鲜鸡血血浆经过 5 次离心处理后,与生理盐水 ($w(\text{Na}_2\text{HPO}_4) = 2\%$, $w(\text{KH}_2\text{PO}_4) = 0.4\%$, $w(\text{KCl}) = 0.54\%$, $w(\text{NaCl}) = 27.4\%$, $w(\text{H}_2\text{O}) = 69.66\%$) 按一定比例混合配制而成.将离心后的鸡血红细胞按照不同体积分成若干份置入试管中,然后向每只试管中倒入生理盐水,使每个细胞悬液试

样总体积达到相同,即得不同浓度的鸡血细胞悬液试样.以上试样的浓度由细胞计数板计数并计算得到.图 5 所示为鸡血细胞悬液的显微照片,从图中可看出,鸡血红细胞形状为长半轴约 $12\ \mu\text{m}$ 、短半轴约 $8\ \mu\text{m}$ 的椭圆形.

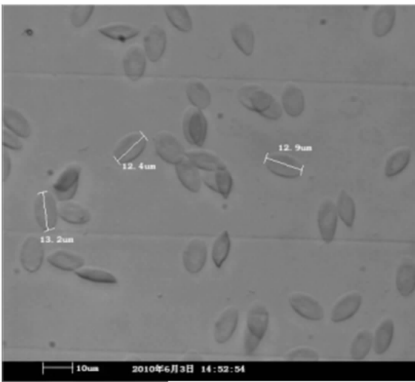


图5 鸡血细胞悬液显微照片

2 实验结果

利用已建立的动电测试系统,对 NaCl 溶液和鸡血细胞悬液进行了 V_{CVP} 测量,通过对溶液并联等效电容变化值 C_Δ 的分析,来研究离子溶液 V_{IVP} 和细胞悬液 V_{CVP} 的变化特性,从而实现研究细胞介电特性的新方法.

对离子溶液进行 V_{CVP} 测试之前,首先对非极性和弱极性溶液,例如 CCl_4 、蒸馏水和无水乙醇,进行动电测量.结果表明,在超声作用下,检测到的这些溶液的 C_Δ 非常小,甚至检测不到,说明在超声作用下,溶液的 V_{CVP} 与离子浓度紧密相关.

在声强为 $0.6886\ \text{W}/\text{cm}^2$ 的超声作用下,不同浓度 NaCl 溶液 C_Δ 的变化曲线见图 6.从图中可以看出,在 $w(\text{NaCl})$ 小于 1% 时, C_Δ 随 NaCl 浓度的增加而增大,随着 NaCl 浓度的逐渐升高, C_Δ 呈波浪形下降,当 $w(\text{NaCl})$ 达到 8% 后, C_Δ 转变为负值增长.这说明在低浓度离子溶液时,溶液中离子可以自由运动,随着离子浓度的增加, V_{IVP} 逐渐升高.当离子浓度升高到一定值后,由于离子之间距离减小、相互作用增强,限制了离子的自由运动, V_{IVP} 升高速率降低,甚至开始减小.另外,在高浓度溶液中,离子之间相互作用很复杂,离子之间出现类似屏蔽的作用,降低了离子的活度^[19].在超声作用下,离子溶液中形成驻波时,悬浮在溶液中的离子因受机械力的作用而产生凝聚,此时不但溶液中溶质的尺寸、浓度有变化,而且溶液的物理特性也会产生变化.随着溶液浓

度的增加,凝聚颗粒内部的离子浓度也逐渐增大,而且内部浓度达到一定数值,这些颗粒的结构和物理特性将会发生变化.这种物理结构的变化可能使凝聚颗粒的动电极化极性与正负离子的动电极化极性相反^[20].当增加的凝聚颗粒动电极化电位大于增加的离子动电极化电位时,溶液总的动电电位呈减少趋势.随着离子溶液浓度的继续增加,当 $w(\text{NaCl})$ 达到 8% 时,在超声作用下,溶液中总的凝聚颗粒动电极化电位大于总的离子动电极化电位时,溶液动电极化电位发生反相,并且如果再增加离子浓度,溶液中自由离子趋于饱和,离子更趋于成团聚集,随着凝聚颗粒的增加,溶液总的动电电位逐渐增大.

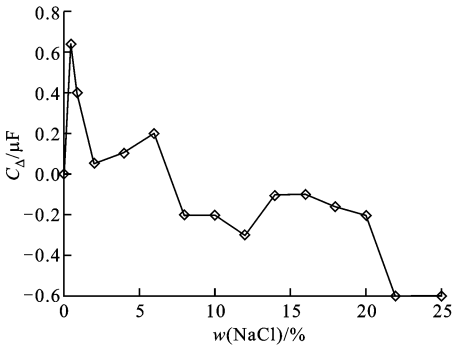


图 6 相同声强下 C_{Δ} 随 NaCl 溶液浓度的变化

图 7 为 4 种浓度鸡血细胞悬液在不同声强超声作用下 C_{Δ} 的变化曲线.从图中可看出,随声强的增加, C_{Δ} 逐渐增大,说明声强增大导致细胞表面双电层相对细胞受到更大的机械力作用,细胞单元形变加剧,增强了细胞的动电极化,所以 V_{TVP} 逐渐升高.

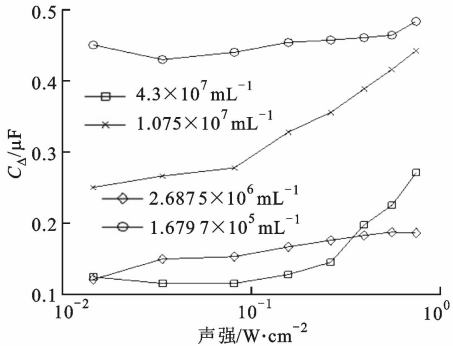


图 7 不同浓度鸡血细胞悬液的 C_{Δ} 随超声强度的变化

在声强为 0.6886 W/cm^2 的超声作用下,不同浓度鸡血细胞悬液的 C_{Δ} 变化曲线见图 8.在低浓度鸡血细胞悬液时,随着鸡血细胞浓度的增加, C_{Δ} 逐渐减小,当浓度达到 $6 \times 10^5 \text{ mL}^{-1}$ 时, C_{Δ} 开始逐渐增大.这可能是由于鸡血细胞对悬液中离子具有吸

附作用,在低浓度鸡血细胞悬液时,细胞的加入会影响离子的分布和运动,并且根据式(3),由于 V_{TVP} 为 V_{CVP} 、 V_{IVP} 之和,随着细胞浓度的增加, V_{IVP} 减少的量大于 V_{CVP} 增加的量,所以 V_{TVP} 呈现减小的趋势.当细胞浓度增加到一定值时,随着细胞浓度的升高, V_{CVP} 增加的量大于 V_{IVP} 减少的量时, V_{TVP} 开始升高,此后鸡血细胞的动电极化对 V_{TVP} 的升高起到主要作用,研究转折后的 C_{Δ} 曲线的斜率可实现对细胞介电特性的研究.结合式(2)和式(5),通过对细胞悬液中 V_{CVP} 的研究,可实现对细胞介电特性的研究.

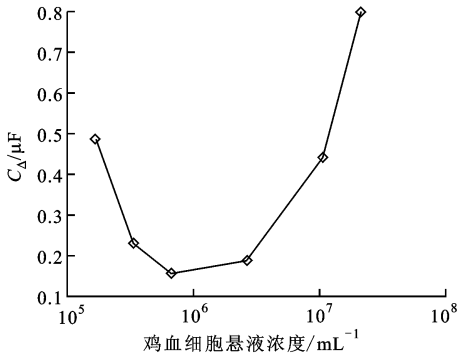


图 8 相同声强下 C_{Δ} 随鸡血细胞悬液浓度的变化

3 结 论

本文根据细胞单元的双电层模型,建立了超声作用下生物细胞悬液中离子与细胞的动电模型及其之间的关系,并根据建立起来的超声动电测试系统,对离子溶液和鸡血细胞悬液进行了测量.

(1)溶液的动电电位与溶液中离子浓度密切相关.在低浓度离子溶液中,它们呈正比关系;随着离子浓度的升高,由于溶液中离子之间的相互制约作用增强,离子动电电位呈波浪形下降;当离子浓度升高到一定值后,由于凝聚颗粒的动电极化作用,离子溶液的动电电位会反相增加.

(2)细胞的动电电位随声强的增强而升高.由于离子与细胞之间的相互作用,细胞悬液的动电电位随细胞浓度的增加先降低后升高.对于低浓度鸡血细胞悬液,细胞的加入影响悬液中离子的分布和运动,所以 V_{TVP} 呈现下降的趋势.当细胞浓度升高到 $6 \times 10^5 \text{ mL}^{-1}$ 时,随着细胞浓度的升高, V_{TVP} 开始逐渐升高,此后鸡血细胞的动电极化对 V_{TVP} 的升高起到主要作用,研究转折后的 C_{Δ} 曲线的斜率可以实现对细胞介电特性的研究.

本文提出了一种基于细胞动电模型实现检测生物细胞介电特性的新方法.该方法非常适合实时研

究细胞的超声生物效应,并有可能为生物细胞的基础理论研究开辟一条新的思路.

参考文献:

- [1] 刘亚利, 黄维, 高恩泉, 等. 小鼠肾近曲小管上皮细胞顶侧膜钾通道的膜片钳研究[J]. 第三军医大学学报, 2006, 28(1): 44-46.
LIU Yali, HUANG Wei, GAO Enquan, et al. Study of K^{+} channels at the apical membrane of mouse renal proximal tubule cell with patch-clamp [J]. Acta Academiae Medicinae Militaris Tertiae, 2006, 28(1): 44-46.
- [2] 董玥, 朱永春, 高鸿雁, 等. 酵母菌单细胞电化学行为的循环伏安法及电化学交流阻抗研究[J]. 沈阳师范大学学报:自然科学版, 2010, 28(2): 251-254.
DONG Yue, ZHU Yongchun, GAO Hongyan, et al. Electrochemical behavior of single yeast cell by cyclic voltammetry and electrochemical impedance spectroscopy[J]. Journal of Shenyang Normal University: Natural Science Edition, 2010, 28(2): 251-254.
- [3] SLUSARCZYK K, DANIEI M, SZERMER M, et al. Simulating and modeling electrophoresis phenomenon in capillaries [C] // Proceedings of the International Conference on Modern Problems Science. Lviv, Ukraine; National University Lviv Polytechnic, 2002: 363-364.
- [4] 周永昌, 郭万学. 超声医学[M]. 北京: 科学文献出版社, 2006: 65-67.
- [5] HILL R J, SAVILLE D A. 'Exact' solutions of the full electrokinetic model for soft spherical colloids; electrophoretic mobility [J]. Colloids and Surfaces; A Physicochem Eng Aspects, 2005, 267(2): 31-49.
- [6] DUKHIN A S, GOETZ P J, VAN DE VEN T G. Ultrasonic characterization of proteins and blood cells [J]. Colloids and Surfaces; B Biointerfaces, 2006, 53(2): 121-126.
- [7] OHSHIMA H. Colloid vibration potential in a suspension of soft particles [J]. Colloids and Surfaces; A Physicochem Eng Aspects, 2007, 306 (2): 83-87.
- [8] OHSHIMA H. Colloid vibration potential in a suspension of spherical colloidal particles [J]. Colloids and Surfaces; B Biointerfaces, 2007, 56 (1): 16-18.
- [9] OHSHIMA H. Electrokinetic phenomena in a concentrated suspension of soft particles [J]. Colloids and Surfaces; A Physicochemical and Engineering Aspects, 2001, 195 (1): 129-134.
- [10] DELGADO A V, GONZÁLEZ-CABALLERO F, HUNTER R J, et al. Measurement and interpretation of electrokinetic phenomena [J]. Journal of Colloid and Interface Science, 2007, 309 (2): 194-224.
- [11] GREENWOOD R. Review of the measurement of zeta potentials in concentrated aqueous suspensions using electroacoustics [J]. Advances in Colloid and Interface Science, 2003, 106 (2): 55-81.
- [12] YAN Yinghe, LEE Eric. Electrophoresis in concentrated dispersions of charged porous spheres [J]. Chemical Engineering Science, 2008, 63 (23): 5719-5727.
- [13] O'BRIEN R W. The electroacoustic equations for a colloidal suspension [J]. J Fluid Mech, 1990, 212 (1): 81-93.
- [14] O'BRIEN R W, MIDMORE B R, LAMB A, et al. Electroacoustic studies of moderately concentrated colloidal suspensions [J]. Faraday Disc, 1990, 90 (1): 301-312.
- [15] DUKHIN A S, GOETZ P J. New developments in acoustic and electroacoustic spectroscopy for characterizing concentrated dispersions [J]. Colloids and Surfaces; A Physicochemical and Engineering Aspects, 2001, 192 (3): 267-306.
- [16] CARSTENSEN E L, LI Kam, SCHWAN H P. Determination of acoustic properties of blood and its components [J]. J Acoust Soc Am, 1953, 25 (2): 286-289.
- [17] CHAMMAS P, EISENBERG S R. A microcontinuum model of electrokinetic coupling in the extracellular matrix; perturbation formulation and solution [J]. Journal of Colloid and Interface Science, 1994, 168 (2): 526-538.
- [18] DUKHIN A S, GOETZ P J. Ultrasound for characterizing colloids [M]. Amsterdam, The Netherlands: Elsevier, 2002: 21-31.
- [19] BRETSCHNEIDER F, WEILLE R J. 电生理学方法与仪器入门[M]. 封洲燕, 译. 北京: 机械工业出版社, 2008: 102-103.
- [20] DUKHIN A S, GOETZ P J. Acoustic spectroscopy for concentrated polydisperse colloids with high density contrast [J]. Langmuir, 1996, 12(21): 4987-4997.

(编辑 杜秀杰)