

藕丝电参数对溶液 pH 值的 U/Ω 效应

聂敏^{①②}, 张天鹏^①, 裴昌幸^①, 权东晓^①, 陈南^①

① 西安电子科技大学综合业务网国家重点实验室, 西安 710071;

② 西安邮电学院, 西安 710061

E-mail: mnie@xidian.edu.cn

2007-09-29 收稿, 2008-04-12 接受

国家自然科学基金(批准号: 60572147, 60672119)、陕西省科技攻关项目(编号: 2006K04-G33)和高等学校学科创新引智计划(编号: B08038)资助项目

摘要 为了研究藕丝的电特性参数与生物组织的相容性, 将藕丝从新鲜莲藕中取出, 制作成长度相等的样本, 每 50 根为一束, 浸泡在不同 pH 值溶液中, 24 h 后取出. 在温度为 23~25°C、湿度为 45%~55%的环境下, 测量其电感、电容和阻抗. 结果表明, 藕丝电感和阻抗随溶液 pH 值呈现 U 形变化曲线, 而电容则呈现 Ω 形变化曲线, 其中 U 形曲线的最小值和 Ω 曲线的最大值正好与 pH 值为 7 的点(中性溶液)相对应, 称这种现象为 U/Ω 效应. 该效应表明, 在中性溶液中, 藕丝阻抗和电感出现最小值, 而电容出现最大值, 这与生物组织的电参数变化规律一致, 表明藕丝与人体组织在电特征方面具有很好的相容性. 本研究提示, 藕丝作为一种新型天然生物材料, 可能在组织工程、生物医学、生物电子和量子化学等领域具有潜在的广泛应用前景.

关键词

藕丝

生物医学工程材料

U/Ω 效应

pH 值

藕丝生长在莲藕的微孔中, 是一种天然生物材料, 具有无毒、易降解、易吸收等优点, 有可能成为一种新型生物工程材料, 但是其电特征参数与所浸泡的溶液 pH 值的关系目前尚不清楚. 为此, 我们首先在电子显微镜下观察了它的微观结构, 然后将藕丝制作成束状样本, 放置在不同 pH 值的溶液中, 24 h 后测量其阻抗、电感和电容 3 种参数. 结果表明, 藕丝的电特性与生物组织有很好的一致性.

生物医学工程材料是对生物体进行诊断、治疗、替换的功能性材料, 具有广泛的临床应用价值^[1,2]. 近年来, 天然生物材料发展迅速, 为人工器官的体外培养^[3~5]和人体器官的置换^[6~9]开拓了广阔的前景. 然而, 任何材料的临床应用不仅要求与人体有很好的相容性^[4~7], 而且要求具有无毒、易降解、易吸收等优点, 这对新型生物材料提出了更高的要求^[8~11].

1 藕丝的微观结构

藕丝作为一种天然生物材料, 在可降解性、无毒

副作用、可吸收性等方面具有十分理想的特性, 能够满足生物医学工程的上述要求. 但是, 目前尚未见到有关藕丝的电特性研究报告. 为了观察其微观结构, 将新鲜莲藕清洗后从中折断, 从断裂处可见莲藕除了有 7~9 个大孔外, 还有许多微孔. 通过电子显微镜, 发现每根藕丝由 6~8 根更细的微丝组成. 图 1 是藕断丝连的照片.

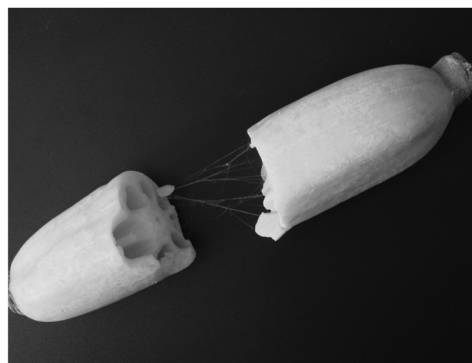


图 1 藕断丝连

在图 2 中(a)和(b)分别是放大 500 倍、10000 倍的藕丝电子显微镜照片. 可以看出, 每根藕丝由 6~8 根更细的微丝组成, 微丝的直径约 200~300 nm, 可能意味着藕丝在莲藕的生长过程中具有传递微量元素和环境信息(如温度、压力、pH 值等)的作用.

2 实验

在实验中, 具体测量方法和步骤为: (1) 配制不同 pH 值溶液; (2) 从新鲜的莲藕中采集藕丝; (3) 将 50 根长度相同的藕丝并联成束; (4) 置藕丝于不同 pH 值溶液中, 24 h 后取出待测; (5) 采用 4 端式 LCR 测试仪测量电参数, 详细记录测试数据; (6) 分析测试结果.

3 藕丝电参数的测量方法及测量结果

生物医学工程要求生物材料与人体组织有很好的相容性, 其中包括电参数的相容性, 但是藕丝的电感、电容、阻抗等电特征参数随环境的酸碱度如何变化, 尤其是与所浸泡的溶液 pH 值的关系目前尚不清楚. 为此, 我们将藕丝制作成相同长度的样本, 浸泡在不同 pH 值溶液中, 24 h 后取出, 进行电参数测量. 由于单根藕丝太细, 不便测量, 只好将 50 根相同长

度的藕丝并联测量, 结果如图 3 所示.

在图 3 中(a)~(c)分别为藕丝阻抗、电感和电容随溶液 pH 值变化的曲线.

图 3(a)为藕丝阻抗随溶液 pH 值变化的测量结果. 可以看出, 随着溶液 pH 值的变化, 藕丝阻抗先由大变小, 再由小变大, 呈现 U 形变化曲线; 曲线的最小值对应于 pH 值为 7 的点, 表明在中性溶液中, 藕丝阻抗最小, 这与人体组织的阻抗特性是一致的. 图 3(b)为藕丝电感随溶液 pH 值变化的测量结果. 可以看出, 藕丝的电感与阻抗具有类似的变化规律, 也是 U 形曲线; 曲线的最小值与 pH 值为 7 的点相对应, 表明在中性溶液中, 藕丝电感最小, 该结果与人体组织的电感特性也是一致的. 图 3(c)为藕丝电容随溶液 pH 值变化的测量结果. 由该图可见, 随着溶液 pH 值的变化, 藕丝电容先由小变大, 再由大变小, 呈现 Ω 形变化曲线; 曲线的最大值对应于 pH 值为 7 的点, 说明在中性溶液中, 藕丝电容值最大, 这与人体组织的电容变化规律也是一致的.

4 不同 pH 值溶液的配制方法

在实验中, 不同 pH 值的酸性溶液配制方法和步

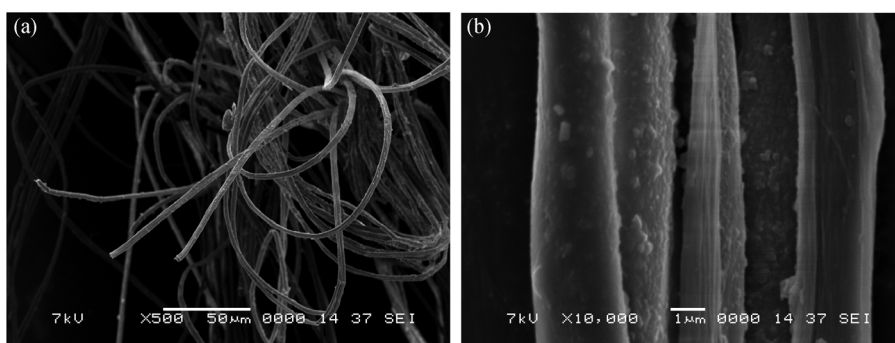


图 2 放大不同倍数的藕丝扫描电子显微镜照片

(a) 500 倍; (b) 10000 倍

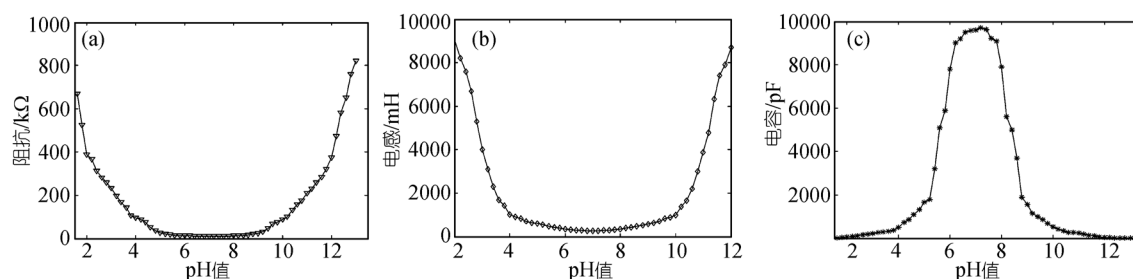


图 3 藕丝不同参数随溶液 pH 值变化曲线

(a) 阻抗; (b) 电感; (c) 电容

骤为: (1) 用移液管取 4.2 mL 37% 的浓盐酸, 加入到 50 mL 的容量瓶中, 用蒸馏水稀释定容摇匀可得到 pH = 0 的酸性溶液; (2) 取 5 mL 已配制好的 pH = 0 的酸溶液加入到 50 mL 容量瓶中, 用蒸馏水稀释定容摇匀, 可得到 pH = 1 的酸性溶液; (3) 取 5 mL pH = 1 的溶液, 重复以上操作可得 pH = 2 的酸性溶液; (4) 根据以上操作, 依次可得到 pH = 3, 4, 5, 6 的酸性溶液; (5) 取 5 mL 已配制好的 pH = 1 的溶液, 加入到 10 mL 容量瓶中, 用蒸馏水稀释定容摇匀, 可得到 pH = 1.2 的酸性溶液; (6) 取 5 mL 已配制好的 pH = 1.2 的溶液, 加入到 20 mL 容量瓶中, 用蒸馏水稀释定容摇匀, 可得到 pH = 1.4 的酸性溶液; (7) 取 5 mL 已配制好的 pH = 1.4 的溶液, 加入到 40 mL 容量瓶中, 用蒸馏水稀释定容摇匀, 可得到 pH = 1.6 的酸性溶液; (8) 根据以上操作, 依次可得到更密集的不同 pH 值的酸性溶液。

在实验中, 不同 pH 值的碱性溶液配制方法为: (1) 用分析天平称取 2 g 固体氢氧化钠, 将其溶解在 50 mL 容量瓶中, 用蒸馏水溶解定容, 可得到 pH = 14 的碱性溶液; (2) 取 5 mL 已配制好的 pH = 14 的碱溶液加入到 50 mL 容量瓶中, 用蒸馏水稀释定容摇匀, 可得到 pH = 13 的碱性溶液; (3) 取 5 mL pH = 13 的碱性溶液, 重复以上操作可得 pH = 12 的碱性溶液; (4) 根据以上操作, 依次可得 pH = 11, 10, 9, 8 的碱性溶液. (5) 根据上述酸性溶液的配制方法和操作, 依次可得到更密集的不同 pH 值的碱性溶液。

另外, 取 2.2 g Na_2HPO_4 和 0.55 g NaH_2PO_4 , 置于 100 mL 容量瓶中, 加入 30 mL 蒸馏水, 待磷酸盐溶解后, 用蒸馏水稀释定容为 100 mL, 可得到 pH 值为 7.0~7.2 的溶液。

对于上述不同溶液, 在将藕丝样本浸泡之前和 24 h 取出之后, 用广泛 pH 试纸和精密 pH 试纸进行对比测试, 结果与实际 pH 标称值符合, 表明溶液 pH 值的稳定性。

5 等效电路和测量误差分析

在电参数测量过程中, 我们采用 LCR 数字电桥测量仪(型号 MT4080)。该仪器采用微机控制, 可自动测量电阻、电容、电感、阻抗等参数。仪器内置信号发生器, 配有微机接口和各种测试夹。采用 4 端电桥原理, 可选择使用并联或串联电路测定多种参数。

考虑到本研究中实验的特殊性, 测量电极如图

4(a)。这是一种特殊的银制夹形平板卡口电极。电极连接线全部屏蔽, 减少了外界电磁感应的影响。

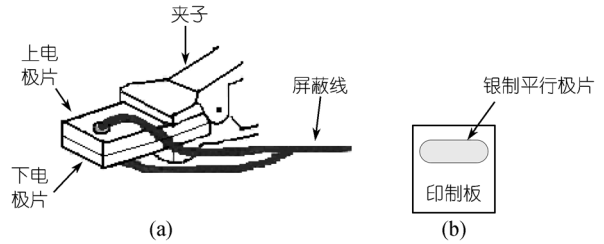


图 4 测量电极形状

(a) 电极正面; (b) 电极外观

测量时, 将待测藕丝的一端平铺在电极片上, 如图 5 所示, 先将上下电极片对齐, 然后用夹子固定。

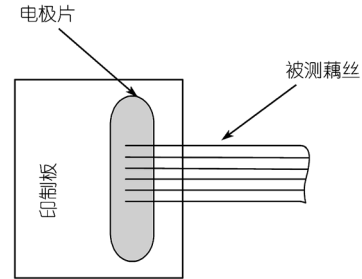


图 5 藕丝测试放置图

根据电子技术原理, 电容的阻抗与电容量成反比, 电感的阻抗与电感量成正比。在本实验中, 藕丝可等效为具有分布参数的器件, 其分布电容和电感很小, 为了减小测量误差, 电容测量用并联测量模式, 电感测量用串联模式。

在测量中, 考虑到藕丝属于生物分子材料, 测量结果与测量方法、测量仪器密切相关, 特别是在藕丝与电极之间存在接触电阻、接触电容和接触电感, 影响了测量结果的准确性。根据 LCR 测试仪的测试补偿原理, 对接触电阻采取了补偿措施。图 6 是接触电阻测量原理图, 其中图 6(a) 是接触电阻的等效电路, 图 6(b) 是接触电阻的测量电路, R_s , L_s , C_s 分别表示接触电阻、接触电感和接触电容, Z_{out} 为藕丝的阻抗, Z_m 为测量仪显示的阻值。

根据图 6(a), 存在以下关系:

$$Z_s = R_s + j\omega L_s, \quad (1)$$

$$Z_{out} = \frac{Z_m - Z_s}{1 - (Z_m - Z_s) \frac{1}{j\omega C_s}}. \quad (2)$$

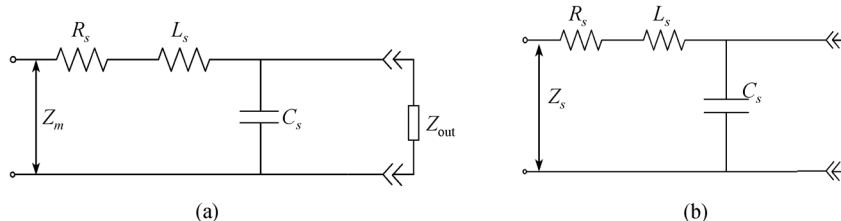


图 6 接触电阻测量原理图

(a) 接触电阻等效电路; (b) 接触电阻测量电路

通过以上两式, 可得藕丝的阻抗 Z_{out} , 这样就消除了接触阻抗的影响.

对于接触电阻所引起的测量误差可通过(3)式进行分析. 根据图 6(a), 有如下关系:

$$Z_s + \frac{Z_{out} \times \frac{1}{j\omega C_s}}{Z_{out} + \frac{1}{j\omega C_s}} - Z_{out} = R_s + j\omega L_s - \frac{Z_{out}^2}{Z_{out} + \frac{1}{j\omega C_s}}. \quad (3)$$

可以看出, 当 R_s , L_s , C_s 很小时, 所引起的测量误差也非常小.

对接触电容、接触电感引起的测量误差, 也可通过类似方式进行处理.

在测量中, 50 根藕丝并联成束测量, 可能会由于藕丝表面的糖类、脂类物质没有去除而导致本体信号和非本体信号的问题. 为了区别本体信号, 根据文献[12,13], 对成束藕丝建立研究模型, 其等效电路如图 7 所示.

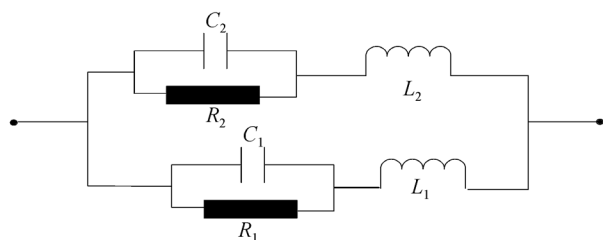


图 7 本体参数分析模型

在图 7 中, C_1 , R_1 , L_1 分别为藕丝的本体信号 (电容、电阻和电感), C_2 , R_2 , L_2 为非本体信号. 这样, 电路的总阻抗为

$$Z = Z_1 Z_2 / (Z_1 + Z_2). \quad (4)$$

其中

$$Z_1 = \frac{R_1 \times \frac{1}{j\omega C_1}}{R_1 + \frac{1}{j\omega C_1}} + j\omega L_1, \quad (5)$$

$$Z_2 = \frac{R_2 \times \frac{1}{j\omega C_2}}{R_2 + \frac{1}{j\omega C_2}} + j\omega L_2. \quad (6)$$

为求出本体信号, 在测量仪上设定 6 个不同频率进行测试, 所测到的 6 个总阻抗 Z 值分别为 $Z_{01}, Z_{02}, Z_{03}, Z_{04}, Z_{05}, Z_{06}$. 将该结果代入(4)~(6)式, 联立求解方程, 即可求出本体信号 C_1 , R_1 和 L_1 .

6 结论

根据上述实验, 我们将藕丝电参数对溶液 pH 值的变化规律称为 U/Ω 效应. 产生该效应的原因, 可能是因为蛋白质分子同时存在 NH_2 , COOH 基或 NHCO 基, 属于两性化合物. 当藕丝中的蛋白质与酸碱溶液接触时, 蛋白质分子所带离子的种类和数量发生变化, 导致所带电荷随之改变. 文献[14,15]测定了牛血清蛋白在不同 pH 条件下的带电量, 研究了不同 pH 条件下的双电层结构, 表明蛋白质所带电荷越多, 其双电层中反电荷也越多, 形成了高的电容值和低的电抗. 但是, 不同蛋白质并非都对中性溶液呈现最高电荷值. 文献[16]研究表明, $\alpha\text{-Chymotrypsin}$ 在 $\text{pH}=8.25$ 时电荷最低, 这可能与蛋白质的不同结构有关. 目前几乎未见到具有 NHCO 基的生丝质蛋白质随 pH 的电荷变化情况的文献报道. 由此可见, 对藕丝电参数 U/Ω 效应的准确解释需要跨学科间深入而系统的研究. 本研究提示, 藕丝作为一种新的天然材料可能在生物医学工程、生物电子、生物材料和量子化学等领域具有潜在的应用前景.

致谢 衷心感谢在实验测试中给予帮助的各位专家, 特别感谢朱畅华博士和曹全喜教授; 审稿专家对本文提出了很有

价值的意见和建议, 在此深表感谢.

参考文献

- 1 Naoto K, Dai F, Oliver G K, et al. Tissue engineering: creation of long-lasting blood vessels. *Nature*, 2004, 428: 138—139 [\[DOI\]](#)
- 2 Patricia Y W, Dankers M C, Harmsen L A, et al. A modular and supramolecular approach to bioactive scaffolds for tissue engineering. *Nature Mater*, 2005, 4: 568—574 [\[DOI\]](#)
- 3 Flores I, Cayuela M L, Blasco M A. Effects of telomerase and telomere length on epidermal stem cell behavior. *Science*, 2005, 309(5378): 1253—1256 [\[DOI\]](#)
- 4 Scott J H. Porous scaffold design for tissue engineering. *Nature Mater*, 2005, 4: 518—524 [\[DOI\]](#)
- 5 Langer R, Vacanti J P. Tissue engineering. *Science*, 1993, 260(5110): 920—926 [\[DOI\]](#)
- 6 Wang Y, Kim U J, Blasioli D J, et al. In vitro cartilage tissue engineering with 3D porous aqueous-derived silk scaffolds and mesenchymal stem cells. *Biomater*, 2005, 26 (34): 7082—7094 [\[DOI\]](#)
- 7 Blau H M, Brazelton T R, Weimann J M. The evolving concept of a stem cell: entity or functions. *Cell*, 2001, 105(2): 8292—8411 [\[DOI\]](#)
- 8 Sahoo S, Ouyang H, Goh J C. Characterization of a novel polymeric scaffold for potential application in tendon/ligament tissue engineering. *Tissue Eng*, 2006, 12(1): 91—99 [\[DOI\]](#)
- 9 Brien F J, Harley B A, Yannas I V. The effect of pore size on cell adhesion in collagen-GAG scaffolds. *Biomaterials*, 2005, 26(4): 433—441 [\[DOI\]](#)
- 10 Fujita M, Kinoshita Y, Sato E, et al. Proliferation and differentiation of rat bone marrow stromal cells on poly(glycolic acid)-collagen sponge. *Tissue Eng*, 2005, 11(9-10): 1346—1355 [\[DOI\]](#)
- 11 Hsu S H, Chang S H, Yen H J, et al. Evaluation of biodegradable polyesters modified by type II collagen and Arg-Gly-Asp as tissue engineering scaffolding materials for cartilage regeneration. *Artif Organs*, 2006, 30(1): 42—55 [\[DOI\]](#)
- 12 伍凌. 干旱对植物生理电特性影响的试验研究. 硕士学位论文. 西安: 西北农林科技大学, 2005
- 13 马岚, 杨玉星. 生物电阻抗特征参数提取方法及测量系统的研究. *航天医学与医学工程*, 2001, 15: 199—202
- 14 Vincent L V, Clark K C, Kenneth A S. The osmotic pressure of concentrated protein solutions: Effect of concentration and pH in saline solutions of bovine serum albumin. *J Coll Inter Sci*, 1981, 79(2): 548—551 [\[DOI\]](#)
- 15 林阳政, 李以圭, 陆九芳. 牛血清蛋白在 NaCl 水溶液中渗透压的研究. *化学学报*, 2001, 59(12): 2110—2113
- 16 Haynes C A, Tamura K, Korfer H R, et al. Thermodynamic properties of aqueous α -chymotrypsin solution from membrane osmometry measurements. *J Phys Chem*, 1992, 96: 905—912 [\[DOI\]](#)