DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2108075

基于浓厚分散系 HANAI 理论的血液温度生物电阻抗特性量化表征研究*

李建平[1],何立栋[1],万 嫩[1],温建明[1],杨宇祥[2]
(1. 浙江师范大学工学院 金华 321004; 2. 湖南师范大学工程与设计学院 长沙 410081)

摘 要:温度是人体的重要机能,血液温度变化监测对人体健康评估尤为重要。本文提出拓展的浓厚分散系 HANAI 理论,结合生物电阻抗谱,量化表征温度对血液生物电阻抗特性的影响规律,为监测血液温度及相关血液疾病的演变过程提供基础。试验结果表明,随着温度 T 不断上升,血液的生物电阻抗参数 Z^* 持续下降;奈奎斯特峰值电阻参数 R_c 和峰值电抗参数 X_c 与温度 T 有良好的线性关系,可描述为 $R_c=-0.3T+24.14$ 和 $X_c=0.08T-5.78$。将传统 HANAI 方程进行拓展,并进行多物理场数值模拟,其数值分析、模拟结果与试验结果较好吻合,揭示了血浆电导率 σ_p 和细胞质电导率 σ_c 是温度对血液生物电阻抗特性的主要影响因素。本文展示了一种潜在的血液温度监测方法,在临床医学领域或有一定的科研与应用价值。

关键词: HANAI 方程;生物电阻抗谱;血液;温度;传感
中图分类号: TP213.3 TH776 **文献标识码**: A **国家标准学科分类代码**: 460.40

Quantitative characterization of blood bioelectrical impedance spectroscopy by temperature effect based on HANAI equation of the dense dispersion system

Li Jianping[1], He Lidong[1], Wan Nen[1], Wen Jianming[1], Yang Yuxiang[2]
(*1. College of Engineering, Zhejiang Normal University, Jinhua 321004, China; 2. College of Engineering and Design, Hunan Normal University, Changsha 410081, China*)

Abstract: Temperature is the important function that affects the normal function of human body. Blood temperature change monitoring is particularly important for the assessment of human health. Based on the proposed extended HANAI theory of the dense dispersion system, the influence of temperature on the impedance characteristics of blood has been quantitatively evaluated by bioelectrical impedance spectroscopy measurement, which provides a feasible quantitative characterization basis for blood temperature and related blood disease monitoring. Experimental results show that, under the condition that the temperature T increases, the impedance Z^* decreases continuously. It founds that the resistance R_c and reactance X_c have great linear relationship with the temperature T, which could be described as $R_c=-0.3T+24.14$ and $X_c=0.08T-5.78$, respectively. The tranditional HANAI equation for dense solution is extended. The numerical analysis and simulation results show great agreement with experimental results which confirm the fact that the conductivities σ_p of plasma and the conductivities σ_c of cytoplasm are responsible for the influence of temperature on blood impedance characteristics. This study indicates a potential non-invasive temperature measurement method for blood or other solutions, which has certain scientific research and application value.

Keywords: HANAI equation; bioelectrical impedance spectroscopy; blood; temperature; sensing

0 引 言

血液是人体的重要基本构成元素,其在物质运输、免疫防御、温度调节和离子酸碱平衡中起着至关重要作用[1-2]。血液特性直接反映人体的健康状况,提供诸多身体潜在隐患的可靠信号,血液成分的有效分析是了解身体生理状况的有力依据,因此,血液特性研究受到医生和研究人员的广泛关注[3]。到目前为止,血液特性已被成功应用于各类癌症、肝炎、糖尿病等诸多重大疾病的诊断

收稿日期:2021-06-10 Received Date: 2021-06-10
*基金项目:浙江省自然科学基金(LY19E050010)、浙江省北航创新研究院钱江实验室开放基金(2020-Y1-A-028)项目资助

与治疗中[4-5]。在影响血液特性的诸多因素中,温度是最重要的因素之一。通常情况下,血液有其特定的温度,以保证生物细胞/组织等的有效活动。研究表明,温度的微小变化会对血液粘度、血压甚至成分产生巨大影响[6]。例如,失温症是一种由温度过低引起的危险疾病严重威胁人体生命[7];人体冷冻治疗已应用于重症患者的保护[8];射频消融是一种有效的癌症的物理疗法[9]。可见,血液温度变化监测对人体健康状况的评估尤为重要。

目前,研究人员已研发数种方法来测量血液温度状态。红外测温仪由于其具有无创性、便携性、响应时间快等优点,已被广泛应用于温度测量,但其信号被细胞和组织大量吸收,获取体内温度仍然存在问题[10-11]。测温热电偶测量范围广,但使用时需要对冷端进行补偿,且在低温条件下测量精度变低[12-13]。热电阻的测温范围大,化学稳定性好,然而其尺寸相对较大,并存在高温测量的精度问题[14]。综上所述,目前的温度测量方法都有其各自的优点与缺点,且尚不能较好地针对人体血液监测环境,探索潜在的非侵入血液监测方法仍有其必要性。

近年来,生物电阻抗谱已被证明与蛋白质、细胞等较高的关联性[15],已成功应用于血液的特征检测中[16-19]。通过对血液的生物电阻抗谱特性的相关研究,研究人员发现温度对血液的生物电阻抗参数有较大影响[20]。Ivanov[21]研究了在 47℃~53℃的温度范围内红细胞膜的阻抗变化情况。Lei 等[22]开发了一种微流控芯片,用于在不同温度和红细胞比容下实时监测血液凝固电阻抗变化。Gersing 等[23]通过电阻抗研究了高温期间温度引起的组织内液体体积变化。然而,血液生物电阻抗谱特性和温度之间的量化表征关系仍不清晰,尚无法有效指导血液的温度监测。

本研究中,为探索一种新颖的血液温度监测新方法的可行性,基于浓厚分散系 HANAI 理论,通过生物电阻抗谱测量来量化表征温度因素对血液阻抗特性的量化影响。基于生物电阻抗谱研究了不同温度下的血液生物电阻抗参数 Z^*,奈奎斯特峰值电阻 R_c 和峰值电抗 X_c。利用多物理场有限元方法研究了血浆电导率及血细胞电导率的影响。将传统 HANAI 方程进行了拓展,得到了适用于血液的浓厚分散系 HANAI 理论,探索血浆电导率 σ_p 和细胞质电导率 σ_c 对血液生物电阻抗特性的影响。此外,进行了多物理场有限元数值模拟,计算了血液生物电阻抗参数随温度的变化趋势。本研究展示了潜在的一种血液温度或相关疾病的监测方法。

1　理论分析

从红细胞的取向、椭圆形状和膜厚等方面对传统的界面极化 HANAI 方程进行了拓展与改进。

通常情况下,传统的界面极化 HANAI 方程被用来计算高浓度颗粒的分散系溶液。本文对传统浓厚分散系界面极化 HANAI 方程进行了拓展,以应用于血液生物电阻抗谱测量与计算。一般情况下,血液被视为红细胞和血浆的混合溶液以简化计算。血液中红细胞是含量最高的血细胞,对血液的整体生物电阻抗谱特性产生极大影响;其他血细胞的数量相当少且对血液电阻抗的影响也被证实也很小[17],因此在计算中忽略了其他血细胞的影响。

拓展后的浓厚分散系界面极化 HANAI 方程如下所示,更多信息可通过相关参考文献获得[21]:

$$\left(\frac{\varepsilon_b^* - \varepsilon_R^*}{\varepsilon_p^* - \varepsilon_R^*}\right)\left(\frac{\varepsilon_b^*}{\varepsilon_p^*}\right)^{-C_1}\left(\frac{\varepsilon_b^* + A'\varepsilon_R^*}{\varepsilon_p^* + A'\varepsilon_R^*}\right)^{-C_2} \times \left(\frac{\varepsilon_b^* + B'\varepsilon_R^*}{\varepsilon_p^* + B'\varepsilon_R^*}\right)^{-C_3} = 1 - HCT \tag{1}$$

式中:ε_b^* 是血液的介电常数;ε_R^* 是红细胞的介电常数;ε_p^* 是血浆的介电常数;HCT 是红细胞的体积百分比。

此外,红细胞介电常数 ε_R^*、血浆介电常数 ε_p^*、细胞质介电常数 ε_c^*、红细胞膜介电常数 ε_m^* 可由如下基本方程得出:

$$\varepsilon_R^* = \varepsilon_m^* \frac{2(1-\nu)\varepsilon_m^* + (1+2\nu)\varepsilon_c^*}{(2+\nu)\varepsilon_m^* + (1-\nu)\varepsilon_c^*} \tag{2}$$

$$\varepsilon_p^* = \varepsilon_p - \mathrm{j}\frac{\sigma_p}{\omega\varepsilon_0} \tag{3}$$

$$\varepsilon_c^* = \varepsilon_c - \mathrm{j}\frac{\sigma_c}{\omega\varepsilon_0} \tag{4}$$

$$\varepsilon_m^* = \varepsilon_m - \mathrm{j}\frac{\sigma_m}{\omega\varepsilon_0} \tag{5}$$

式中:ε_p、ε_m、ε_c 和 ε_0 分别是血浆、细胞膜、细胞质和真空的相对介电常数;σ_p、σ_m 和 σ_c 分别是血浆、细胞膜和细胞质的相对电导率。所有数据都可在以往研究中找到[16,18]。

本文从红细胞取向、红细胞变形和红细胞膜变形的角度对传统的浓厚分散系界面极化 HANAI 方程进行了修正。A'和 B'是取向因子,可从如下公式中得出:

$$A' = \frac{A}{1-A} \tag{6}$$

$$B' = \frac{B}{1-B} \tag{7}$$

$$A = b + \sqrt{b^2 - c}, B = b - \sqrt{b^2 - c} \tag{8}$$

$$b = \frac{L_x(1-\alpha_x) + L_y(1-\alpha_y) + L_z(1-\alpha_z)}{2} \tag{9}$$

$$c = \alpha_x L_y L_z + \alpha_y L_z L_x + \alpha_z L_x L_y \tag{10}$$

这里的 a_x,α_y,α_z 是红细胞沿 x、y 和 z 轴的比率,因为测量是在静态条件下获得的,所以 $\alpha_x = \alpha_y = \alpha_z = 1/3$。

变形因子 C_1、C_2 和 C_3 由去极化因子 L_x、L_y 和 L_z 通

过如下等式获得：

$$C_1 = \frac{L_x L_y L_z}{AB} \tag{11}$$

$$C_2 = \frac{1 + A'}{A - B}\left(\frac{L_x L_y L_z}{A} - A^2 + L_x(A - L_y) + L_y(A - L_z) + L_z(A - L_x)\right) \tag{12}$$

$$C_3 = \frac{1 + B'}{B - A}\left(\frac{L_x L_y L_z}{B} - B^2 + L_x(B - L_y) + L_y(B - L_z) + L_z(B - L_x)\right) \tag{13}$$

$$L_k(r) = \frac{D_x(r) D_y(r) D_z}{2}\int_0^\infty \frac{\mathrm{d}s}{(D_k^2(r) + s) D_s(r)}, \quad k = x, y, z \tag{14}$$

$$D_s(r) = \sqrt{(D_x^2(r) + s)(D_y^2(r) + s)(D_z^2 + s)} \tag{15}$$

由于试验是在静态条件下进行的，D_x、D_y 和 D_z 分别设置为 3、8 和 8 μm。

计算时还应考虑红细胞膜的厚度。根据之前的研究[16,18]，d_x、d_y 和 d_z 中的膜厚度可通过如下公式获得：

$$d_x = \begin{cases} d_0, & \gamma < \gamma_1 \\ d_0\left(\dfrac{\gamma}{\gamma_1}\right)^{-\frac{1}{2}}, & \gamma_1 \leqslant \gamma \leqslant \gamma_2 \\ d_0\left(\dfrac{\gamma_2}{\gamma_1}\right)^{-\frac{1}{2}}, & \gamma_2 < \gamma \end{cases} \tag{16}$$

$$d_y = d_0 \tag{17}$$

$$d_z = d_0 \tag{18}$$

静态时，设为 $d_x = d_y = d_z = d_0$，d_0 为红细胞膜的初始厚度。

由以上等式，可以得出血液的生物电阻抗谱参数 Z^*：

$$Z^* = (\mathrm{j}2\pi f A \varepsilon_b^* / L)^{-1} \tag{19}$$

式中：A 是电极面积；L 是两个电极的距离。

2 材料和方法

2.1 试验装置

血液生物电阻抗谱测量的试验测试装置如图 1 所示，其主要由比色皿容器、数字温度计、阻抗分析仪及 PC 组成。比色皿容器由两个间距为 2 mm 的电极腔体构成，试验过程中血液被注入其中，电极的尺寸为 10 mm×20 mm×1 mm。杭新公司生产的数字温度计用于测量血液温度，新瑞仪器厂生产的 HH-4 水浴锅用于调节血液温度，日置公司生产的阻抗分析仪 IM7581 用于测量血液的电阻抗谱特性，比色皿容器通过专用阻抗夹具台 IM9200 连接至阻抗分析仪测试端口。整个试验测试系统的数据采集由 PC 连接阻抗分析仪端口进行控制，所有数据也由 PC 处理和保存。

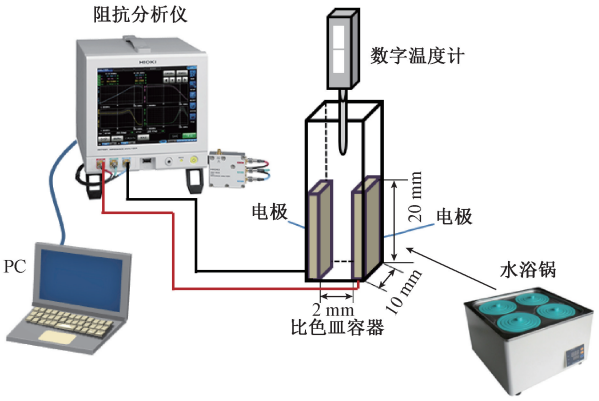


图 1 试验装置

Fig. 1 Experimental setup

2.2 试验样品

动物血液长期用以生物试验测试，其中猪血已证实与人类血液具有相似的生物性能，故被用于许多生物医学研究中[16,24]。本研究中，由于血液用量大且为避免道德伦理问题，试验过程里使用动物血液猪血来代替人血，为保持血液的自然性能并防止血栓形成，试验样本为试验当天清晨从屠宰场采集的新鲜血液样本，且与浓度为 3.28% 柠檬酸三钠溶液以 9∶1的体积比混合。

2.3 试验条件

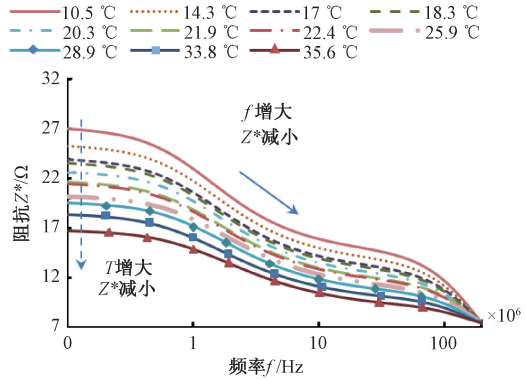
毛细管高速离心后测得所用血液的红细胞压积（HCT）为 H=41%。试验中，将容量约为 1 mL 抗凝后的新鲜血液注入比色皿容器中。将装有血液的比色皿容器放在水浴锅加热器中，使温度维持在与人体的自然温度相似的 37℃左右，较高的温度也可能对血细胞造成同样的损害故应避免。将装有血液的比色皿容器从水浴锅中取出，立即将其固定于阻抗分析仪的夹具上，并用数字温度计即时测量其温度。阻抗分析仪工作范围为 0.1～300 MHz 的交流电信号，该输入交流电信号被施加到比色皿容器的电极上，电流强度为 10 mA。

3 结 果

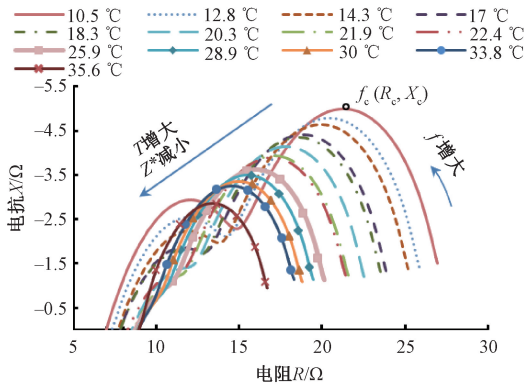
试验结果如图 2 所示，如前所述，在试验中使用红细胞压积为 H=41% 的动物血液猪血。如图 2(a) 所示，血液的生物电阻抗谱特性在温度和频率的变化过程中受到较大影响。当频率 f 由 0.1 MHz 以指数形式扫频到 300 MHz 时，血液的生物电阻抗参数 Z^* 呈现缓慢下降的

趋势,且不同温度下的趋势一致,该现象主要由于血液的界面极化现象产生。当温度从 $T=10.5$℃ 升高到 $T=35.6$℃时,血液生物电阻抗参数 Z^* 不断减小。当频率保持在 $f=1$ MHz,温度 $T=10.5$℃时,生物电阻抗参数 Z^* 值约为 22.9 Ω,是频率 $f=1$ MHz 以及 $T=35.6$℃时生物电阻抗参数 Z^* 值的 1.53 倍,证实了温度对血液阻抗特性的影响很大。此外,血液的阻抗 Z^* 在 $f=0.1$ MHz 和 $f=300$ MHz 的扫描频率下表现出典型的界面极化现象,阻抗 Z^* 随扫描频率的增加而下降。图 2(b)所示为不同温度下的奈奎斯特曲线,图中显示了温度 T 越高,奈奎斯特图的半圆就越小,这意味着阻抗 Z^* 随温度 T 的升高呈下降趋势。

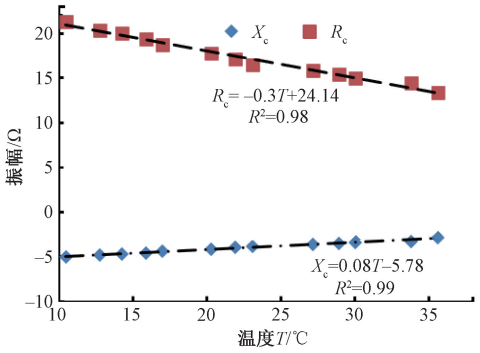
为定量表征温度 T 的影响,本文同时分析了血液生物电阻抗谱奈奎斯特图的峰值点。据以往研究,奈奎斯特图峰值点的频率 f_c 也称为弛豫频率[17]。奈奎斯特图峰值点的阻抗实部定义为峰值电阻 R_c,虚部称为峰值电抗 X_c。当温度 T 从 $T=10.5$℃升至 $T=35.6$℃时,R_c 由 $R_c=21.4$ Ω 降至 $R_c=13.4$ Ω。如图 2(c)所示,温度 T 与峰值电阻 R_c 之间存在良好的线性关系,拟合方程为 $R_c=-0.3T+24.14$,相关系数 $R^2=0.98$。峰值电抗 X_c 在 $T=10.5$℃时为 $X_c=-4.99$ Ω,在 $T=35.6$℃时升至 $X_c=-2.85$ Ω,得到温度 T 与电抗 X_c 的关系式为 $X_c=0.08T-5.78$,相关系数 $R^2=0.99$。



(a) 阻抗特性
(a) Impedance feature



(b) 奈奎斯特图
(b) Nyquist plot



(c) T与R_c, X_c的关系
(c) Relationships between T and R_c, X_c

图 2　不同温度下血液生物电阻抗测量实验结果

Fig. 2　Experimental results of the bioelectrical impedance measurement for blood under different temperatures

通过以上试验结果发现,血液生物电阻抗参数 Z^* 与温度 T 呈负相关,其原因可在讨论部分进行探讨。

4　讨　　论

试验结果表明,血液的生物电阻抗谱特性受温度的强烈影响。据研究[25],在温度较高的情况下,离子和粒子的运动变得强烈,故血液电导率随温度的变化可能是影响血液生物电阻抗谱特性的主要因素。为探讨温度对血液生物电阻抗谱特性影响的原因,采用多物理场有限元方法分析了其影响因素。

4.1　计算结果

根据理论中的式(19),如果输入频率从 $f=0.1$ MHz 变为 $f=300$ MHz,则血液阻抗的值也会发生相应变化。基于修正的浓厚分散系界面极化 HANAI 方程的计算结果如图 3 所示。由式(1)~(19)可知,由于细胞膜的体积很小,血浆和细胞质的电导率 σ_p 和 σ_c 被认为是对血液生物电阻抗谱特性影响最大的因素。在数值计算过程中,血浆和细胞质的电导率设定随着温度 T 的升高($T_1<T_2<T_3<T_4<T_5$)而增大。如图 3(a)所示,在输入频率从 $f=0.1$ MHz 扫描到 $f=300$ MHz 的条件下,血液的生物电阻抗呈现先上升后下降趋势,形成典型的奈奎斯特图。在温度 T 较高的情况下,血液的奈奎斯特图半圆变小,这与图 2(b)中的试验结果相同。

为研究血液阻抗变化的有效温度相关参数,同样提出了奈奎斯特图峰值 $f_c(R_c,X_c)$。从图 3(a)中可以看出,在温度 T 变大的情况下,峰值点的位置变低,这与试验结果相同。温度 T 分别与奈奎斯特峰值电阻 R_c、奈奎斯特峰值电抗 X_c 关系如图 3(b)所示,结果表明,奈奎斯特峰值电阻 R_c 与温度 T 呈良好的线性关系,其关系式为 $R_c=-0.13T+1.14$,相关系数 $R^2=0.96$。同时,奈奎斯特

图峰值电抗 X_c 与温度 T 的线性关系为 $X_c = 0.08T - 5.78$，相关系数 $R^2 = 0.96$。所有数值计算结果均显示出与试验相同的性能，血液的生物电阻抗参数 Z^* 和温度 T 呈负相关。另外，奈奎斯特曲线峰值电阻 R_c 和峰值电抗 X_c 与温度 T 有着良好的线性关系，有望用于血液温度及血液相关疾病的量化监测之中。

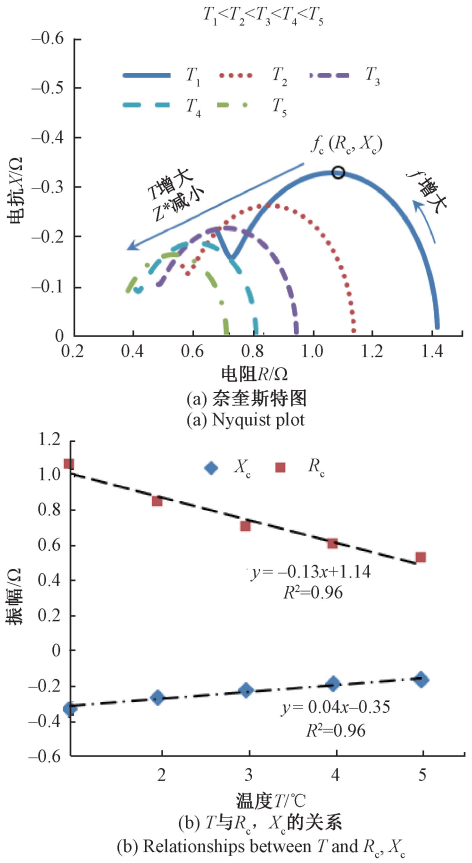


图 3 基于修正的 HANAI 方程的计算结果

Fig. 3 Calculation results based on the modified HANAI equation

4.2 有限元结果

利用多物理场有限元方法探索了温度对血液电阻抗谱特性的影响状况。在这里，血液仍被简化为红细胞和血浆的溶液，与修正的浓厚分散系界面极化 HANAI 方程对应，如图 4(a)所示。多物理场有限元分析过程中，假设所有的红细胞在血浆中均匀分布，红细胞的大小为 3×8 μm，膜厚度为 8 nm。在多物理场有限元数值模拟过程中，将容器的左侧和右侧线设置为电极，输入电流为 10 mA。为模拟温度的影响，血浆和细胞质的电导率 σ_p 和 σ_c 随着温度的升高而增加($T_1<T_5$)，多物理场有限元得出在不同温度下的血液电势分布如图 4(a)、(b)所示。从多物理场有限模拟获得的血液阻抗的奈奎斯特图显示在图 4(c)中，可以看出，在温度 T 升高的情况下，血液生物电阻抗参数 Z^* 降低，且由仿真数据发现奈奎斯特图的半圆变小，这表明与图 2 中的试验结果具有较好一致性。

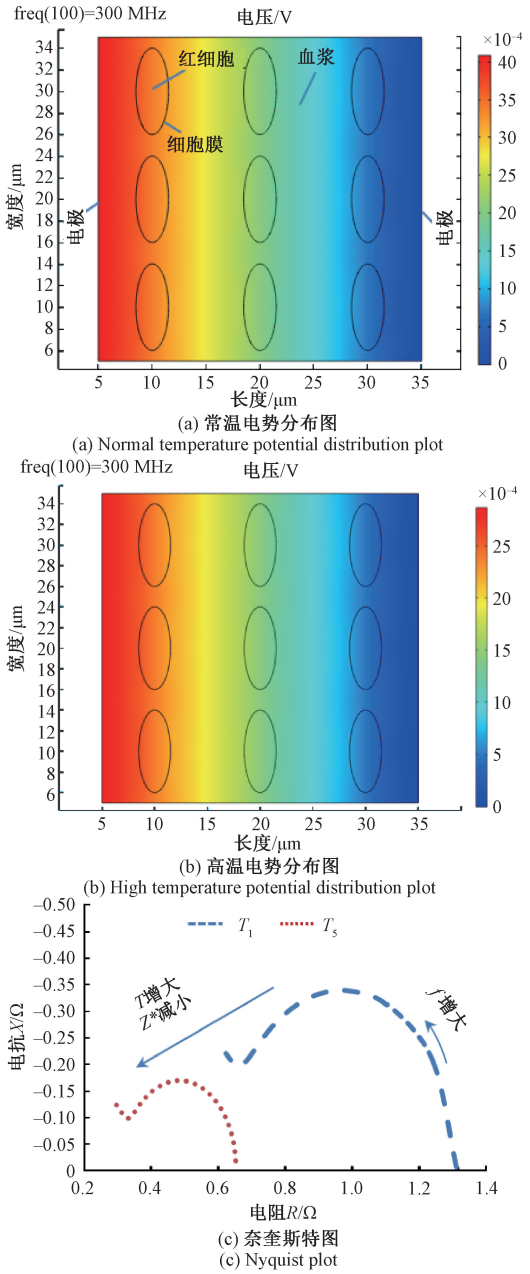


图 4 不同温度下血液的有限元分析结果

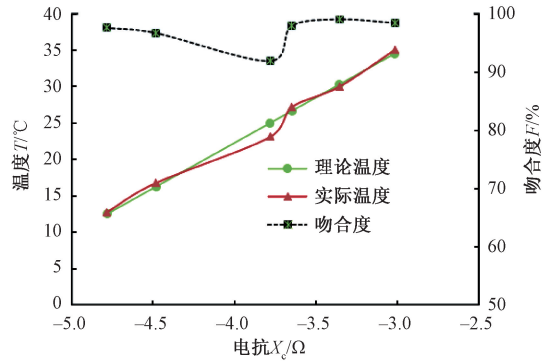
Fig. 4 FEM results of blood under different temperatures

4.3 试验吻合度

另取 6 组不同温度下的血液样品，将 R_c、X_c 所推断的血液温度与真实测定的血液温度进行比对，其结果以及吻合度如图 5 所示，根据图中数据所示，R_c、X_c 所推断的血液温度与真实测定的血液温度吻合良好，吻合度公式由式(20)可得，平均分别达到 97.2% 以及 96.9%。

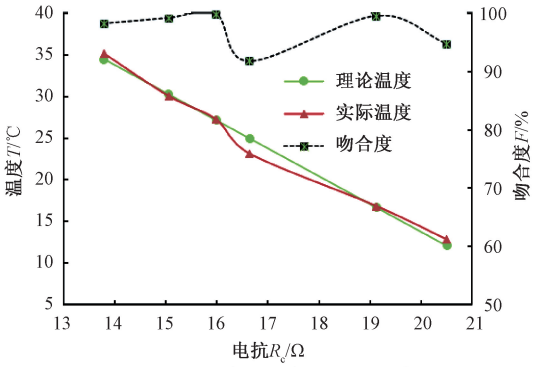
$$F = \left(1 - \left|\frac{T_T - T_A}{T_A}\right|\right) \times 100\% \qquad (20)$$

其中,F 是吻合度;T_T 是理论温度;T_A 是实际温度。



(a) X_c推导温度对比结果以及吻合度

(a) Comparison results and coincidence degree of X_c derived temperature



(b) R_c推导温度对比结果以及吻合度

(b) Comparison results and coincidence degree of R_c derived temperature

图 5　不同温度下理论温度与实际温度对比结果

Fig. 5　Comparison results of theoretical temperature and actual temperature under different temperatures

5　结　　论

本文对血液生物电阻抗谱特性的温度因素进行了充分的量化表征研究。试验结果表明,当温度从 T=10.5℃升高到 T=35.6℃时,血液生物电阻抗参数 Z^* 呈现不断减小趋势。在奈奎斯特曲线图中,奈奎斯特峰值电阻 R_c 和奈奎斯特峰值电抗 X_c 与温度 T 有良好的线性关系,其线性关系可定量描述为 R_c=−0.3T+24.14 和 X_c=0.08T−5.78。修正的浓厚分散系界面极化 HANAI 方程有效计算了血浆和细胞质的电导率对血液阻抗特性的影响,且与多物理场有限元模拟结果、试验结果有较好吻合性。本文证实了血液生物电阻抗谱测量过程中的奈奎斯特峰值电阻 R_c 和奈奎斯特峰值电抗 X_c 对血液温度变化的敏感性与良好线性,未来有望用于开发一种血液温度或其相关疾病的无创快速测量技术。

参考文献

[1] POORE G D, KOPYLOVA E, ZHU Q, et al. Microbiome analyses of blood and tissues suggest cancer diagnostic approach[J]. Nature, 2020, 579(7800): 1-8.

[2] LENNON A M, BUCHANAN A H, KINDE I, et al. Feasibility of blood testing combined with PET-CT to screen for cancer and guide intervention[J]. Science, 2020, 369(6499): eabb9601.

[3] THEN W L, AGUILAR M I, GARNIER G. Quantitative blood group typing using surface plasmon resonance[J]. Biosensors & Bioelectronics, 2015, 73: 79-84.

[4] CHENG J, ALAM M T, SILVA S M, et al. Unique sensing interface that allows the development of an electrochemical immunosensor for the detection of tumor necrosis factor α in whole blood[J]. Acs Sensors, 2016, 1(12): 1432-1438.

[5] STADEN S V, GHEORGHE D C, JINGA V, et al. Fast screening of whole blood and tumor tissue for bladder cancer biomarkers using stochastic needle sensors[J]. Sensors, 2020, 20(8): 2420.

[6] YAN S R, ZARRINGHALAM M, TOGHRAIE D, et al. Numerical investigation of non-Newtonian blood flow within an artery with cone shape of stenosis in various stenosis angles[J]. Computer Methods and Programs in Biomedicine. 2020, 192: 105434.

[7] OLMI R, BINI M, IGNESTI A, et al. Hyperaemia evaluation in clinical diathermy by four-electrode impedance measure- ments[J]. Physics in Medicine and Biology, 1997, 42(1): 251-261.

[8] ROMAIN T. Extreme life extension: Investing in cryonics for the long, long term[J]. Med Anthropol, 2010, 29(2): 194-215.

[9] TOMASIAN A, JENNINGS J W. Percutaneous radiofrequency ablation of spinal osteoid osteomas using a targeted navigational bipolar electrode system[J]. American Journal of Neuroradiology, 2018, 211(4): 856-860.

[10] TAKADA T, KITAMURA M, MATSUMIYA K, et al. Infrared thermometry for rapid, noninvasive detection of

reflux of spermatic vein in varicocele[J]. The Journal of Urology, 1996, 156(5):1652-1654.

[11] 张志强, 王萍, 于旭东,等. 高精度红外热成像测温技术研究[J]. 仪器仪表学报, 2020, 41(5):10-18.
ZHANG ZH Q, WANG P, YU X D, et al. Study on high accuracy temperature measurement technology of infrared thermal imager [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2020, 41(5):10-18.

[12] MATSUKAWA T, OZAKI M, NISHIYAMA T, et al. Comparison of infrared thermometer with thermocouple for monitoring skin temperature[J]. Critical Care Medicine, 2000, 28(2):532-536.

[13] 崔云先, 薛帅毅, 周通, 等. 薄膜瞬态温度传感器的制备及性能研究[J]. 仪器仪表学报, 2017, 38(12):3028-3035.
CUI Y X, XUE SH Y, ZHOU T, et al. Fabrication and performance analysis of thin film transient temperature sensor[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2017, 38 (12):3028-3035.

[14] AL-KHWAJI A, VICK B, DILLER T. Modeling and estimating simulated burn depth using the perfusion and thermal resistance probe [J]. Journal of Medical Devices, 2013, 7(3):031003.

[15] OSEEV A, SCHMIDT M P, HIRSCH S, et al. Two-component dielectric dispersion impedance biosensor for in-line protein monitoring[J]. Sensors and Actuators B: Chemical, 2017, 239:1213-1220.

[16] LI J P, KIKUCHI D, SAPKOTA A, et al. Quantitative evaluation of electrical parameters influenced by blood flow rate with multiple-frequency measurement based on modified Hanai mixture formula [J]. Sensors and Actuators, B. Chemical, 2018, 268:7-14.

[17] ASAMI K. Characterization of biological cells by dielectric spectroscopy [J]. Journal of Non-Crystalline Solids, 2002, 305(1-3):268-277.

[18] LI J P, SAPKOTA A, KIKUCHI D, et al. Red blood cells aggregability measurement of coagulating blood in extracorporeal circulation system with multiple-frequency electrical impedance spectroscopy [J]. Biosensors & Bioelectronics, 2018, 112:79-85.

[19] BUONO M J, BURKE S, ENDEMANN S, et al. The effect of ambient air temperature on whole-body bioelectrical impedance[J]. Physiological Measurement, 2004, 25(1):119-123.

[20] 姚佳烽, 万建芬, 杨璐, 等. 基于生物阻抗谱的细胞电学特性研究[J]. 物理学报, 2020, 69(16):90-97.
YAO J F, WAN J F, YANG L, et al. Electrical characteristics of cells with electrical impedance spectroscopy[J]. Acta Physica Sinica, 2020, 69(16):90-97.

[21] IVANOV I T. Impedance spectroscopy of human erythrocyte membrane: Effect of frequency at the spectrin denaturation transition temperature [J]. Bioelectrochemistry, 2010, 78(2):181-185.

[22] LEI K F, CHEN K H, TSUI P H, et al. Real-time electrical impedimetric monitoring of blood coagulation process under temperature and hematocrit variations conducted in a microfluidic chip[J]. PLOS ONE, 2013, 8(10):e76243.

[23] GERSING E. Monitoring temperature- induced changes in tissue during hyperthermia by impedance methods[J]. Annals of the New York Academy of Sciences, 2010, 873:13-20.

[24] LI J P, WAN N, WEN J M, et al. Quantitative detection and evaluation of thrombus formation based on electrical impedance spectroscopy [J]. Biosensors and Bioelectronics, 2019, 141:111437.

[25] SBRIGNADELLO S, TURA A, RAVAZZANI P. Electroimpedance spectroscopy for the measurement of the dielectric properties of sodium chloride solutions at different glucose concentrations [J]. Journal of Spectroscopy, 2013(1):1-7.

作者简介

李建平,2011 年,2016 年于吉林大学分别获得学士、博士学位,现为浙江师范大学工学院副教授,主要研究方向为压电精密驱动技术、微纳驱动与传感技术、生物电阻抗检测及其医学应用研究。

E-mail: lijp@ zjnu. cn

Li Jianping received his B. Sc. degree and Ph. D. degree both

from Jilin University in 2011 and 2016, respectively. He is currently an associate professor in the School of Engineering at Zhejiang Normal University. His main research interests include piezoelectric precision actuator technology, micro-nano actuator and sensing technology, bioelectrical impedance detection and its medical application research.

何立栋,2020 年毕业于浙江师范大学获得学士学位,现为浙江师范大学工学院硕士研究生。主要研究方向为 生物电阻抗检测及其医学应用研究。

E-mail: 1746843240@ qq. com

He Lidong received his B. Sc. degree from Zhejiang Normal University in 2020. He is currently a master student in the College of Engineering, Zhejiang Normal University. His main research interests include bioelectrical impedance detection and its medical application research.

温建明(通信作者),2009 年于吉林大学获得博士学位,现为浙江师范大学本科教学部副主任、教务处副处长,浙江师范大学微纳器件与系统研究中心副主任,主要研究方向为生物电阻抗检测技术、压电驱动与控制技术、压电传感技术。

E-mail: wjming@ zjnu. cn

Wen Jianming (Corresponding author) received his Ph. D. degree from Jilin University in 2009. He is currently the Deputy Director of the Undergraduate Teaching Department and the Deputy Director of the Academic Affairs Office at Zhejiang Normal University. He is also the Deputy Director of the Research Center for Micro-Nano Devices and Systems of Zhejiang Normal University. His main research interests include bioelectrical impedance detection technology, piezoelectric actuator and control technology, piezoelectric sensing technology.