

# 基于 Debye 模型的微波无创血糖浓度检测

胡敏<sup>1,2</sup>, 肖夏<sup>1,2\*</sup>, 宋航<sup>1,2</sup>, 刘雨<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>天津大学微电子学院, 天津 300072;

<sup>2</sup>天津市成像与感知微电子技术重点实验室, 天津 300072

**摘要** 使用网络分析仪测量了宽频带 200 MHz~10 GHz 内葡萄糖水溶液的介电特性。测量结果表明,当频率不变时,葡萄糖水溶液的介电常数和电导率均随葡萄糖浓度的增大而减小。单阶 Debye 模型和二阶多项式被用于拟合各浓度下葡萄糖水溶液介电特性的测量数据,有效量化了介电特性随浓度和频率的变化关系。基于 Debye 模型参数建立了三维耳垂色散模型和天线收发结构。仿真结果表明, $S_{21}$  信号与葡萄糖浓度之间在相当宽的频带范围内都保持着稳定的、规律性的响应关系,该响应关系可通过二次多项式表达。基于  $S_{21}$  的微波无创血糖检测方法可用于未知血糖浓度的评估。

**关键词** 探测器; 无创血糖浓度检测; 介电特性; 葡萄糖水溶液; Debye 模型; 色散建模;  $S_{21}$

中图分类号 TM 934

文献标志码 A

doi: 10.3788/LOP57.230401

## Microwave Non-Invasive Blood Glucose Detection Based on Debye Model

Hu Min<sup>1,2</sup>, Xiao Xia<sup>1,2\*</sup>, Song Hang<sup>1,2</sup>, Liu Yu<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>School of Microelectronics, Tianjin University, Tianjin 300072, China;

<sup>2</sup>Tianjin Key Laboratory of Imaging and Sensing Microelectronic Technology, Tianjin 300072, China

**Abstract** In this paper, the dielectric properties of aqueous glucose solution with a broadband of 200 MHz–10 GHz are measured using a network analyzer. The measurement results show that when the frequency is constant, the dielectric constant and conductivity of the solution tend to decrease as the glucose concentration increases. The single-order Debye model and second-order polynomial are used to fit the measurement data of the dielectric properties of the aqueous glucose solution at each concentration. The relationship between dielectric properties and concentration and frequency is effectively quantified. Based on the parameters of the Debye model, a three-dimensional earlobe dispersion model and an antenna transceiver structure are established. The simulation results show that the  $S_{21}$  signal and glucose concentration maintain a stable and regular response relationship over a wide frequency band, which can be expressed by a quadratic polynomial. This microwave non-invasive blood glucose detection method based on  $S_{21}$  can be used to evaluate unknown blood glucose concentrations.

**Key words** detectors; non-invasive blood glucose detection; dielectric property; aqueous glucose solution; Debye model; dispersion modeling;  $S_{21}$

**OCIS codes** 040.1880; 070.7345; 120.4290

## 1 引言

据国际糖尿病联合会估计,糖尿病患者人数预计将从 2017 年的 4.25 亿增加到 2045 年的 6.29 亿<sup>[1]</sup>。目前临床上的检测方法是刺破皮肤提取血液样本进行生化检测<sup>[2]</sup>。这种方法会给人体带来疼痛,同时也会增加感染的风险,不适合长期连续检测

血糖。无创血糖检测技术具有无痛、不易感染、便于连续监测等优点,是目前生物医学领域的研究热点之一<sup>[3]</sup>。以前报道的研究表明,血液的介电特性会随葡萄糖水平的变化而变化<sup>[4]</sup>。微波无创血糖检测技术就是基于电磁信号对血糖浓度的响应。然而,血液样本因为高成本、稀缺、不好保存等特点而在相关实验中使用频率较低,通常采用葡萄糖水溶液进

收稿日期: 2020-02-20; 修回日期: 2020-03-24; 录用日期: 2020-04-10

\* E-mail: xiaxiao@tju.edu.cn

行初步验证<sup>[5]</sup>。Xiao等<sup>[6-7]</sup>使用葡萄糖水溶液代替血液进行体外实验,分别在带宽为3~10 GHz和单频为500 MHz处进行微波无创检测血糖方法的研究。Li等<sup>[8-9]</sup>测量了频率为1 kHz~1 MHz和500 kHz~5 MHz时葡萄糖溶液的介电特性,并利用葡萄糖溶液的介电特性构建生物电磁模型中的血液层,进行无创血糖检测方法的研究。Costanzo等<sup>[10]</sup>通过测量频率为2.2~2.7 GHz时的葡萄糖溶液的介电特性来设计验证微波传感器。Juan等<sup>[11]</sup>测量了频率为100 MHz~4 GHz时的葡萄糖水溶液的介电特性。血液的主要成分是水,葡萄糖对血液介电特性的影响大于血液中其他成分的影响<sup>[12-13]</sup>。这些相关研究表明,无创血糖检测研究常使用葡萄糖水溶液代替血液来进行方法研究、体外验证实验设计及相关的电磁传感器设计等。然而,在已有的文献中,高频下关于葡萄糖水溶液的介电特性研究存在可持续研究之处,即频段范围有限、频段分布比较分散、可提供给其他研究者的数据少等。

本文以葡萄糖水溶液为研究对象,测量了宽频段为200 MHz~10 GHz时不同浓度的葡萄糖水溶液的介电特性,并将其拟合到单阶 Debye 模型中。所测范围涵盖了无创血糖检测常用的频段,为无创血糖检测研究提供了良好的数据基础。基于葡萄糖溶液 Debye 模型,在 CST 电磁仿真软件中创建了三维耳垂电磁仿真模型并开展无创测血糖的先导仿真研究,分析接收信号  $S_{21}$  与葡萄糖浓度的响应关系,进一步通过实验验证了基于  $S_{21}$  无创评估血糖浓度方法的可行性。

## 2 基本原理

### 2.1 介电特性测量的原理

开端同轴探头法是比较常用的测量介电常数的方法,它具有测量系统简单、通用性良好、对待测样品的外观形状和物理形态要求低等优势。其测量原理是:在均匀同轴轴线上传播电磁波,由于开端同轴探头终端与待测组织的阻抗不匹配,电磁波将在探头终端面上发生反射,通过测量反射系数可计算出待测组织的介电特性<sup>[14-16]</sup>。图1是开端同轴探头测量物质介电特性的原理图。其中, $\Gamma(\omega)$ 是探头终端与待测样品接触面处的反射系数, $p_m(\omega)$ 是网络分析仪测量得到的反射系数。

待测样品的介电特性计算公式为

$$\epsilon = \epsilon' - j \frac{\omega \epsilon_0 \epsilon'' + \sigma_{dc}}{\omega \epsilon_0} = \frac{A_1 p_m - A_2}{A_3 - p_m}, \quad (1)$$

式中: $\epsilon'$ 为复介电常数的实部,通常称为相对介电常数; $\epsilon''$ 为复介电常数的虚部,通常被称为介电损耗; $\omega$ 为角频率; $\epsilon_0$ 为真空中的介电常数,值为  $8.854 \times 10^{-12} \text{ F} \cdot \text{m}^{-1}$ ;  $\sigma_{dc}$  为材料的电导率; $A_1$ 、 $A_2$ 、 $A_3$  均为系数,可通过测量短路、开路 and 介电特性已知的标准液的反射系数来求解<sup>[14-16]</sup>。

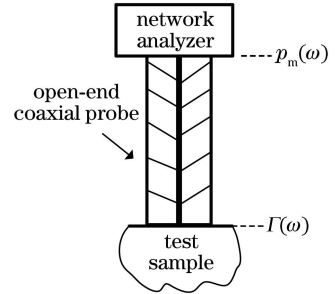


图1 开端同轴探头测量原理图

Fig. 1 Diagram of open-end coaxial probe measurement principle

### 2.2 测量数据的拟合方法

Debye 模型可以有效且准确地描述生物组织的宽带介电特性。它常与电磁仿真软件、电磁仿真算法等有效结合,从而构建出生物电磁模型<sup>[17-19]</sup>。因此,采用单阶 Debye 模型对不同浓度的葡萄糖溶液介电特性的原始测量数据进行拟合。Debye 方程为

$$\epsilon(\omega) = \epsilon'(\omega) - j\epsilon''(\omega) = \epsilon_\infty + \sum_{k=1}^p \frac{\Delta\epsilon_k}{1 + j\omega\tau_k}, \quad (2)$$

式中: $\epsilon_\infty$ 为频率无穷大时的相对介电常数; $\Delta\epsilon_k$ 为色散值; $\tau_k$ 为弛豫时间; $p$ 为 Debye 模型的拟合阶数,采用单阶 Debye 模型拟合, $p=1$ 。Gabriel等<sup>[20]</sup>的研究表明电导率是材料复介电常数虚部的函数,则葡萄糖水溶液的电导率为

$$\sigma(\omega) = \omega \epsilon_0 \epsilon''(\omega). \quad (3)$$

拟合模型确定以后,采用 Nelder-Mead 单纯形算法<sup>[21]</sup>求解出未知参数  $\epsilon_\infty$ 、 $\Delta\epsilon$ 、 $\tau$ ,将测量的介电特性数据拟合为相应的 Debye 模型。该算法秉承每一次迭代比前一次更优的基本思想,通过单纯形的多次优化迭代得出多变量函数的最优解。之后再通过最小二乘法对 Debye 模型中的参数值  $\epsilon_\infty$ 、 $\Delta\epsilon$ 、 $\tau$  进行二次多项式拟合,表达式分别为

$$\epsilon_\infty(x) = a_n x^2 + b_n x + c_n, \quad (4)$$

$$\Delta\epsilon(x) = a_n x^2 + b_n x + c_n, \quad (5)$$

$$\tau(x) = a_n x^2 + b_n x + c_n, \quad (6)$$

式中: $x$ 为葡萄糖浓度; $a_n$ 、 $b_n$ 、 $c_n$ 均为系数。

拟合效果方面选取方均根误差(RMSE)来衡

量,它的计算公式为

$$R_{MSE} = \sqrt{\frac{1}{I} \sum_{i=1}^I (y_i - y'_i)^2}, \quad (7)$$

式中: $y_i$  为拟合值; $y'_i$  为测量值; $I$  为样本的数量。方均根误差对一组测量中的特大或特小误差非常敏感,所以,方均根误差能够很好地反映出拟合的效果。它的数值越小,拟合的精度越高。

### 3 葡萄糖水溶液介电特性的测量

#### 3.1 介电特性测量的实验装置

为了研究 200 MHz~10 GHz 频率范围内葡萄糖浓度对介电特性的影响,调配了以  $100 \text{ mg} \cdot \text{dl}^{-1}$  为步长的  $0 \sim 1000 \text{ mg} \cdot \text{dl}^{-1}$  范围内的 11 组不同浓度的葡萄糖水溶液。所使用的计量单位  $\text{mg} \cdot \text{dl}^{-1}$  与另一种常用的计量单位  $\text{mmol} \cdot \text{L}^{-1}$  可相互换算,换算关系为  $1 \text{ mmol} \cdot \text{L}^{-1} = 18 \text{ mg} \cdot \text{dl}^{-1}$ 。矢量网络分析仪(ZVA40,Rohde & Schwarz)和开端同轴探头(Speag DAK)分别被用于测量不同浓度的葡萄糖水溶液的相对介电常数和电导率,设备如图 2 所示。对每种溶液样品收集 997 个频率点对应的数

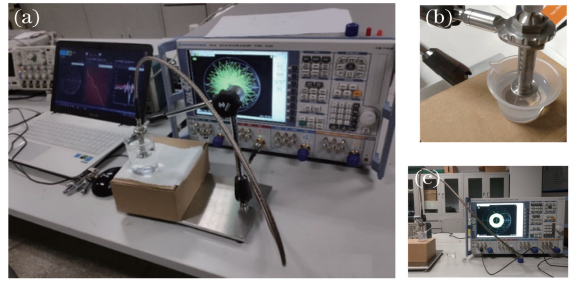


图 2 实验装置。(a)测量设备;(b)开端同轴探头;  
(c)网络分析仪

据,测量期间室温为  $24 \text{ }^\circ\text{C}$ 。每种溶液测量三次,取三次测量的平均值。

#### 3.2 测量结果

实验的测量结果如图 3 所示,图 3(a)、(b)分别表示不同浓度的葡萄糖水溶液的相对介电常数、电导率。可知:当频率保持不变时,介电常数和电导率均随葡萄糖浓度的增大而减小;当葡萄糖浓度保持不变时,其介电常数随着频率的增大而减小,电导率随着频率的增大而增大。

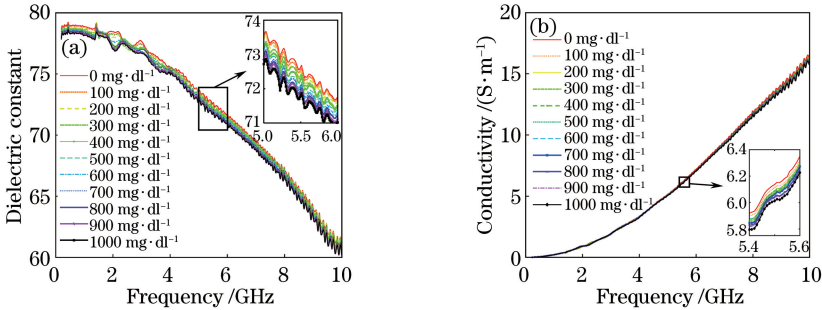


图 3 不同浓度的葡萄糖水溶液的介电特性。(a)介电常数;(b)电导率

Fig. 3 Dielectric properties of glucose aqueous solution with different concentrations. (a) Dielectric constant;  
(b) conductivity

#### 3.3 Debye 模型拟合

将 11 组葡萄糖水溶液介电特性的测量数据拟合到(2)式的单阶 Debye 模型中,则每组数据会对应 3 个 Debye 参数,即  $\epsilon_\infty$ 、 $\Delta\epsilon$ 、 $\tau$ 。表 1 列出了 11 组葡萄糖水溶液介电特性对应的单阶 Debye 模型拟合参数。

从表 1 中选取任意葡萄糖浓度对应的一组 Debye 参数代入(2)、(3)式,就能够重构该浓度下介电特性随频率的变化关系。将表 1 中的 Debye 参数  $\epsilon_\infty$ 、 $\Delta\epsilon$ 、 $\tau$  进一步拟合为与葡萄糖浓度相关的二

阶多项式,结果分别为

$$\epsilon_\infty(x) = 1.073 \times 10^{-6} \times x^2 + 2.29 \times 10^{-3} \times x + 9.824, \quad (8)$$

$$\Delta\epsilon(x) = -0.916 \times 10^{-6} \times x^2 - 2.974 \times 10^{-3} \times x + 69.28, \quad (9)$$

$$\tau(x) = 0.205 \times 10^{-6} \times x^2 + 0.288 \times 10^{-3} \times x + 9.21. \quad (10)$$

图 4 更为直观地展现了 Debye 参数与葡萄糖浓度之间的依赖性。其中,点线对应的是表 1 中的数值,平滑的曲线对应的是(8)、(9)、(10)式拟合的值。

表 1 不同浓度的葡萄糖水溶液的阶 Debye 模型拟合参数

Table 1 Fitting parameters of single-order Debye model of glucose aqueous solution with different concentrations

Concentration / (mg · dl <sup>-1</sup> )	$\epsilon_\infty$	$\Delta\epsilon$	$\tau$ / ps
0	9.991	69.155	9.26
100	10.028	69.034	9.24
200	10.142	68.782	9.22
300	10.483	68.375	9.28
400	10.956	67.901	9.36
500	11.267	67.550	9.42
600	11.514	67.263	9.47
700	12.260	66.479	9.57
800	12.342	66.348	9.57
900	12.670	65.953	9.62
1000	13.133	65.408	9.69

表 2、3 分别为 Debye 模型拟合、Debye 参数的二阶多项式拟合的 RMSE。可以看出：在 Debye 模型拟合中，介电常数拟合对应的 RMSE 值小于 0.32，电导率拟合的相应数值小于 0.12；而在 Debye 参数的二阶多项式拟合中，RMSE 数值小于 0.14。

以葡萄糖浓度 200 mg · dl<sup>-1</sup> 为例，将其代入 (8)~(10) 式计算出相应的 Debye 参数，再代入 (2)、(3) 式即可得到介电常数和电导率随频率变化的拟合曲线。对其与实验数据进行对比，结果如图 5 所示，可以看出，实验测量曲线和 Debye 模型拟合曲线匹配良好。

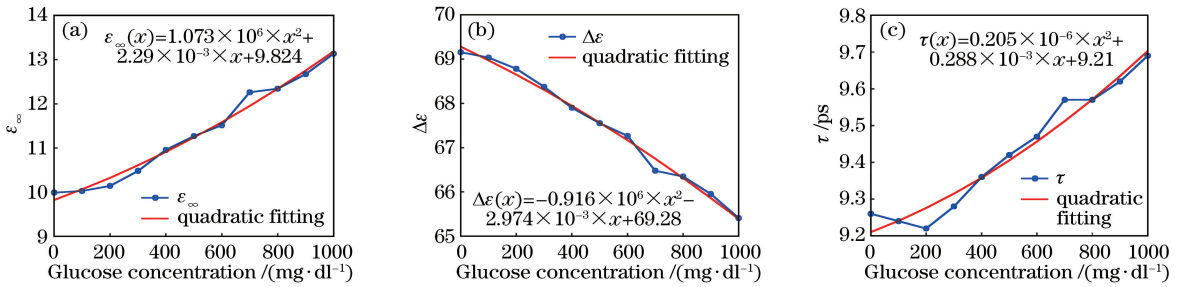


图 4 Debye 参数与葡萄糖水溶液浓度的拟合关系。(a)  $\epsilon_\infty$ ；(b)  $\Delta\epsilon$ ；(c)  $\tau$

Fig. 4 Fitting relation between Debye parameters and glucose aqueous solution concentration. (a)  $\epsilon_\infty$ ；(b)  $\Delta\epsilon$ ；(c)  $\tau$

表 2 不同葡萄糖浓度下 Debye 模型拟合的 RMSE

Table 2 Fitted RMSE of Debye model at different glucose concentrations

Concentration / (mg · dl <sup>-1</sup> )	Dielectric constant	Conductivity / (S · m <sup>-1</sup> )
0	0.271	0.097
100	0.259	0.097
200	0.255	0.096
300	0.306	0.107
400	0.305	0.109
500	0.319	0.108
600	0.292	0.112
700	0.300	0.109
800	0.309	0.105
900	0.299	0.104
1000	0.307	0.105

表 3 Debye 参数的二次多项式拟合的 RMSE

Table 3 RMSE of quadratic polynomial fitting of Debye parameters

Parameter	RMSE
$\epsilon_\infty$	0.131
$\Delta\epsilon$	0.033
$\tau$ / ps	0.031

选择 100, 200, 300, 400, 500 mg · dl<sup>-1</sup> 这 5 组浓度值代入所拟合的 Debye 模型中，则可以观察到不同浓度的葡萄糖水溶液之间的介电特性变化规律，结果如图 6 所示。可以看到：所提单阶 Debye 参数良好地重现了实验的规律，当频率保持不变时，介电常数和电导率均随葡萄糖浓度的增大而减小；

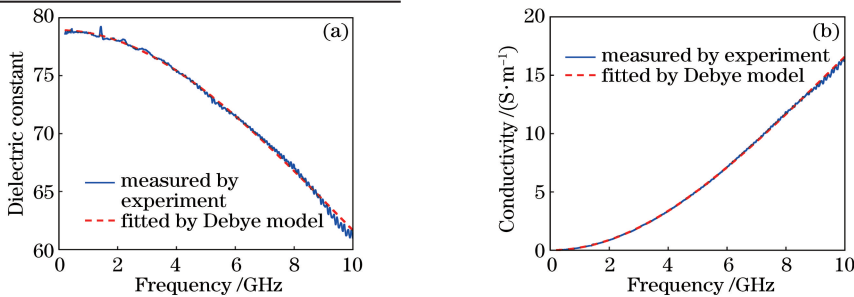


图 5 浓度为 200 mg · dl<sup>-1</sup> 的葡萄糖水溶液的阶 Debye 模型拟合。(a) 介电常数；(b) 电导率

Fig. 5 Single-order Debye model fitting of glucose aqueous solution with concentration of 200 mg · dl<sup>-1</sup>.

(a) Dielectric constant；(b) conductivity

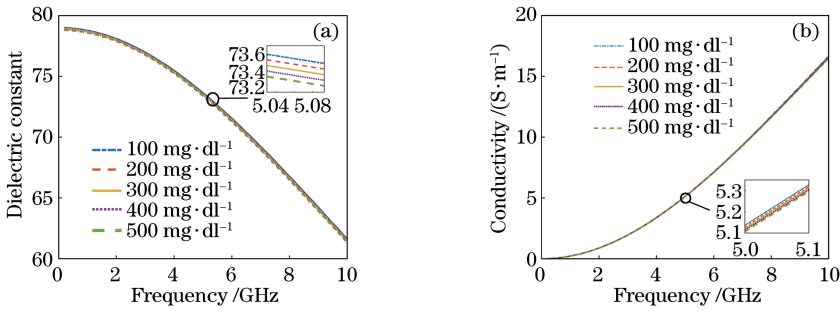


图 6 单阶 Debye 模型重构 5 种葡萄糖水溶液的介电特性。(a)介电常数;(b)电导率

Fig. 6 Dielectric properties of five aqueous glucose solutions reconstructed by single-order Debye model.

(a) Dielectric constant; (b) conductivity

当葡萄糖浓度保持不变时,介电常数随频率的增大而减小,电导率随频率的增大而增大。

通过实验测量得到了宽频带为 200 MHz ~ 10 GHz 时葡萄糖水溶液的介电特性变化规律。所提 Debye 模型可用于推导任意给定浓度的葡萄糖水溶液的介电特性。它可以为无创血糖检测相关的先导研究提供良好的数据基础,例如高精度生物电磁模型的建立<sup>[8-9]</sup>、相关传感器的设计<sup>[10]</sup>、体外验证实验的设计<sup>[6-7]</sup>等。

### 4 基于 S<sub>21</sub> 的无创血糖检测

普通人空腹血糖浓度是 70~110 mg · dl<sup>-1</sup>,餐后血糖浓度是 70~140 mg · dl<sup>-1</sup><sup>[2]</sup>。糖尿病的诊断标准为:空腹血糖浓度大于等于 126 mg · dl<sup>-1</sup>,餐后血糖浓度大于等于 200 mg · dl<sup>-1</sup>。而出现急性并发症、糖尿病酮症或高渗昏迷时,患者血糖浓度可以达到 600 mg · dl<sup>-1</sup> 以上。血糖仪的测量上限通常为 600 mg · dl<sup>-1</sup>,例如罗氏、三诺、强生等常见的血糖仪品牌。在开展微波无创血糖检测研究时,为了研究方法的可行性,采用了 100, 200, 300, 400, 500 mg · dl<sup>-1</sup> 这 5 种葡萄糖水平参与后续的研究内容。

#### 4.1 耳垂仿真模型的建立

耳垂具有结构简单、血液丰富及位置便于测量等优点,故被选择为血糖检测的研究部位。在许多相关研究中,耳垂被建模为局部的平面结构<sup>[6]</sup>。基于耳垂各组织的 Debye 模型参数,在 CST 电磁仿真软件中建立生物电磁模型,开展微波无创测血糖的先导仿真研究。图 7 为在 CST 中建立的耳垂模型及天线收发结构。其中,耳垂建模包含皮肤层、脂肪层及血液层三种结构。模型的尺寸为 20 mm × 20 mm × 5 mm。1 mm 厚的血液层两侧分布着相同厚度的脂肪层。脂肪层的外侧则覆盖着 1 mm 厚

的皮肤层。发射天线和接收天线分别在两侧皮肤外表面中心处放置。考虑到耳垂的尺寸大小和日后检测系统的应用情况,仿真时采用了文献[22]中设计的小尺寸宽带天线,其尺寸为 11 mm × 13.1 mm。

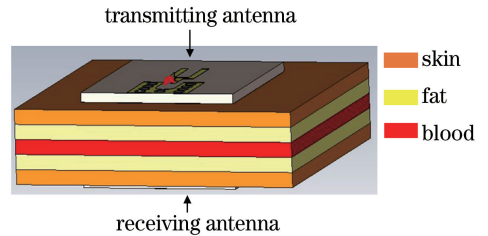


图 7 五层耳垂电磁模型和收发天线

Fig. 7 Five-layer earlobe electromagnetic model and transceiver antenna

#### 4.2 仿真参数

描述皮肤和脂肪宽带介电特性的单阶 Debye 参数被总结在表 4 中<sup>[23]</sup>。图 8(a)、(b)分别为皮肤和脂肪的介电常数、电导率随频率的变化情况。血液层的相关数据来自上述实验数据拟合的 Debye 参数。其中,耳垂色散建模所需的参数  $\epsilon_s = \epsilon_\infty + \Delta\epsilon$ 。

表 4 皮肤和脂肪的单阶 Debye 参数

Table 4 Single-order Debye parameters of skin and fat

Biological tissue	$\epsilon_\infty$	$\epsilon_s$	$\tau$ /ps
Skin	22.7680	42.4889	25.3633
Fat	2.2846	4.6088	9.2819

将中心频率为 5 GHz 的高斯波作为激励源,它可以保证一定的频域带宽,还可以提供丰富的高频分量。发射信号在时域、频域上的波形经过归一化处理分别如图 9(a)、(b)所示。

#### 4.3 仿真数据分析

分析比较 100, 200, 300, 400, 500 mg · dl<sup>-1</sup> 这 5 种葡萄糖水平对应的 S<sub>21</sub> 信号,结果如图 10(a)所示。为了更直观地观察 S<sub>21</sub> 对葡萄糖浓度变化的响

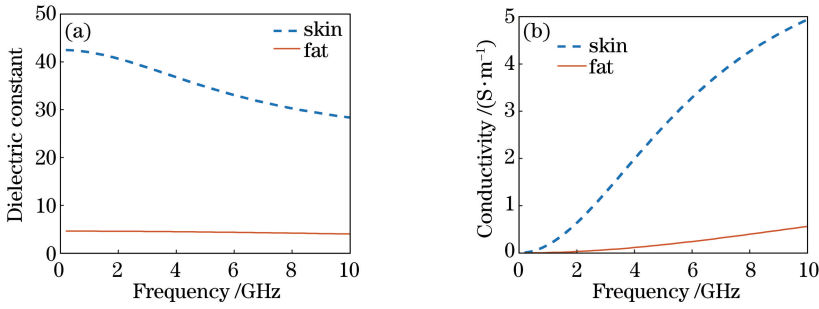


图 8 皮肤和脂肪的单阶 Debye 模型。(a)介电常数;(b)电导率

Fig. 8 Single-order Debye model of skin and fat. (a) Dielectric constant; (b) conductivity

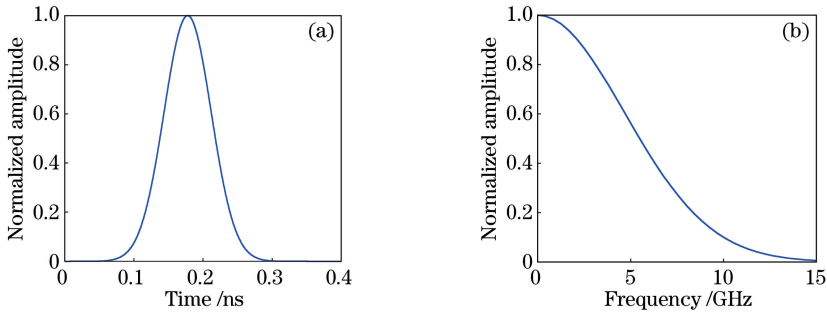


图 9 发射天线发射的微波信号。(a)时域图;(b)频域图

Fig. 9 Microwave signal transmitted by transmitting antenna. (a) Time domain diagram; (b) frequency domain diagram

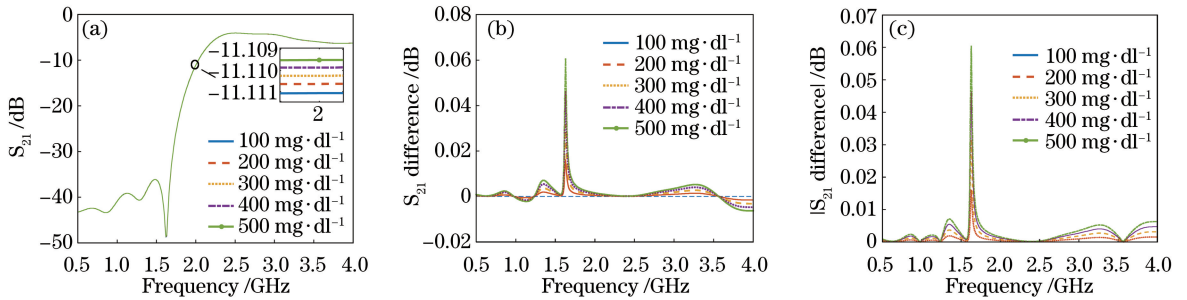


图 10 不同葡萄糖浓度下的 S<sub>21</sub> 变化。(a) S<sub>21</sub>; (b) S<sub>21</sub> 差值; (c) S<sub>21</sub> 差值的绝对值

Fig. 10 Changes of S<sub>21</sub> at different glucose concentrations. (a) S<sub>21</sub>; (b) S<sub>21</sub> difference; (c) absolute value of S<sub>21</sub> difference

应,以 100 mg · dl<sup>-1</sup> 葡萄糖浓度对应的 S<sub>21</sub> 幅度值为基底,用 S<sub>21</sub> 差值的形式来提取图 10(a)中的信息,结果如图 10(b)所示。从图 10(b)可以看到,不同频点下 S<sub>21</sub> 变化与葡萄糖浓度变化之间具有良好的规律性。对图 10(b)所示的 S<sub>21</sub> 差值取绝对值,结果如图 10(c)所示,可以发现,S<sub>21</sub> 差值的绝对值在相当宽的频带范围内都会随葡萄糖浓度增大而增大。结果说明,既可以使用稳定频段内的整体规律性去评估葡萄糖浓度,也可以在波峰或波谷 S<sub>21</sub> 对葡萄糖浓度变化更为敏感的频点处去评估葡萄糖浓度。为了获得更好的评估效果,除了以上的规律性以外,还需要进一步找出 S<sub>21</sub> 差值与葡萄糖浓度之间的关联性。

选择图 10(c)中 4 个峰值点对应的频点 1.35,

1.63,3.25,4 GHz,进一步分析 S<sub>21</sub> 差值的绝对值与葡萄糖浓度变化之间的响应关系。采用一阶线性公式和二阶多项式来描述该响应关系,表达式分别为

$$y(x) = b_n x + c_n, \quad (11)$$

$$y(x) = a_n x^2 + b_n x + c_n, \quad (12)$$

式中:y 为 S<sub>21</sub> 差值,单位为 dB。结果如图 11 所示。从拟合曲线与仿真数据点的匹配度上可以看出,相比于线性关系,二次多项式能更好地描述 S<sub>21</sub> 差值与葡萄糖浓度之间的关联性,此关联性有利于评估未知葡萄糖水平。

#### 4.4 实验验证

为了验证上述仿真分析结果,建立了如图 12(a)所示的实验系统。基于 S<sub>21</sub> 参数采用矢量

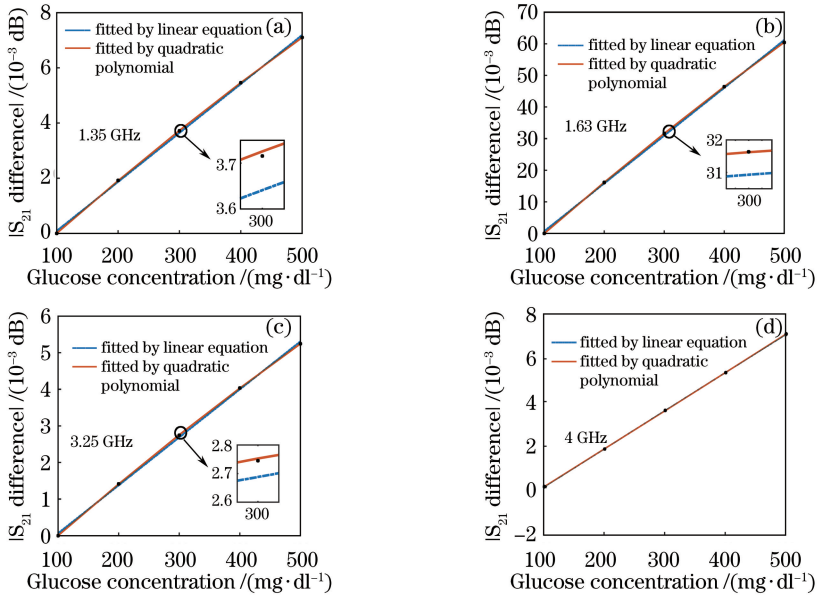


图 11 不同频点下,  $S_{21}$  差值的绝对值与葡萄糖浓度的关系。(a) 1.35 GHz; (b) 1.63 GHz; (c) 3.25 GHz; (d) 4 GHz  
 Fig. 11 Relationship between absolute value of  $S_{21}$  difference and glucose concentration at different frequency points.  
 (a) 1.35 GHz; (b) 1.63 GHz; (c) 3.25 GHz; (d) 4 GHz

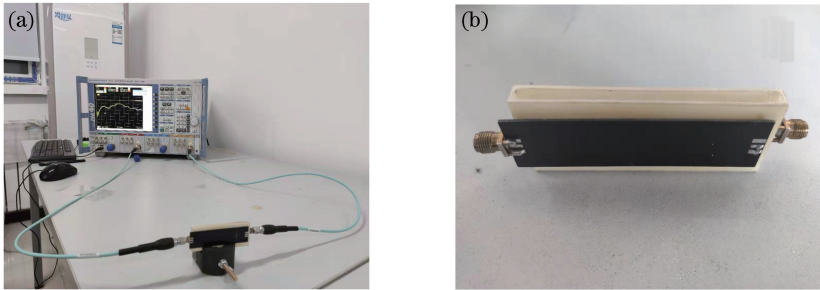


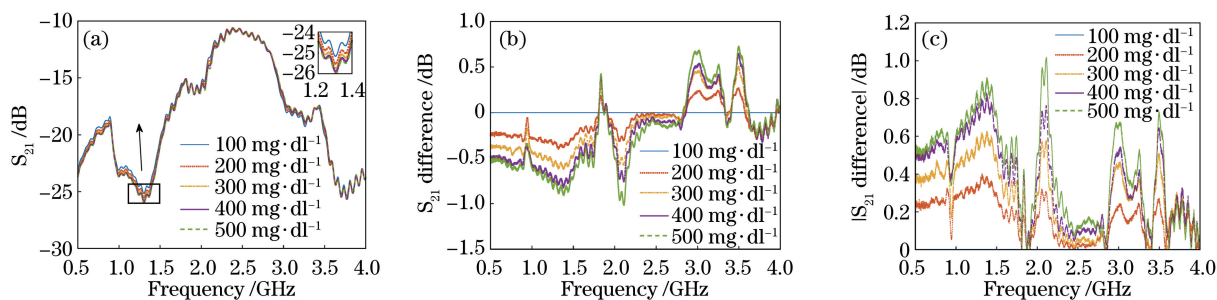
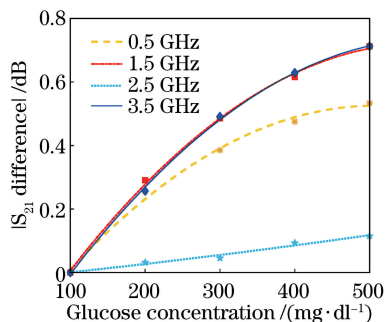
图 12 实验环境。(a) 实验装置; (b) 耳垂模型和天线

Fig. 12 Experimental environment. (a) Experimental device; (b) earlobe model and antenna

网络分析仪完成相关的实验验证。实验所用的 3D 耳垂模型由脂肪层和血液层两部分组成, 总体尺寸为  $80\text{ mm} \times 30\text{ mm} \times 6\text{ mm}$ 。该模型的脂肪组织由聚甲醛塑料制成<sup>[6]</sup>, 厚度为  $1.5\text{ mm}$ 。血液层为葡萄糖水溶液, 厚度为  $3\text{ mm}$ 。所使用的宽带天线尺寸为  $80\text{ mm} \times 20\text{ mm}$ , 带宽为  $300\text{ MHz} \sim 3\text{ GHz}$ 。耳垂测试模型和天线结构如图 12(b) 所示。实验的发射信号功率为  $0\text{ dBm}$ , 测试对象是浓度为  $100 \sim 500\text{ mg} \cdot \text{dl}^{-1}$ 、浓度间隔为  $100\text{ mg} \cdot \text{dl}^{-1}$  的 5 组葡萄糖溶液, 实验测量频率为  $500\text{ MHz} \sim 4\text{ GHz}$ 。

实验测得的 5 种葡萄糖浓度对应的  $S_{21}$  信号如图 13(a) 所示。以  $100\text{ mg} \cdot \text{dl}^{-1}$  葡萄糖浓度对应的  $S_{21}$  幅度值为基底, 采用  $S_{21}$  幅度差值的形式来换算图 13(a), 结果如图 13(b) 所示。可以看出,  $S_{21}$  幅

度差值与葡萄糖浓度之间在相当宽的频带范围内都能保持稳定、良好的差异性和规律性, 例如在  $0.5 \sim 1.8\text{ GHz}$  频带内。对图 13(b) 的  $S_{21}$  差值取绝对值, 结果如图 13(c) 所示, 再以  $0.5\text{ GHz}$  为间隔, 选择  $0.5, 1.5, 2.5, 3.5\text{ GHz}$  这四个频点分析  $S_{21}$  差值的绝对值与葡萄糖浓度之间的关联性。采用(12)式来拟合匹配实验数据点, 结果如图 14 所示。可以看出,  $S_{21}$  幅度差的绝对值与葡萄糖浓度之间存在着良好的关联性, 该关联性可以采用与葡萄糖浓度相关的二次多项式良好表达。该实验结果验证了仿真结果的相关内容:  $S_{21}$  在相当宽的频带范围内都能对葡萄糖浓度的变化保持稳定的、良好的、规律性的响应, 两者之间的响应关系符合二次表达式。因此基于  $S_{21}$  的无创血糖检测方法具有可行性。

图 13 实验测量结果。(a)  $S_{21}$ ; (b)  $S_{21}$  差值; (c)  $S_{21}$  差值的绝对值Fig. 13 Experimental measurement results. (a)  $S_{21}$ ; (b)  $S_{21}$  difference; (c) absolute value of  $S_{21}$  difference图 14 不同频点下,  $S_{21}$  差值的绝对值与葡萄糖浓度的关系Fig. 14 Relationship between absolute value of  $S_{21}$  difference and glucose concentration at different frequency points

## 5 结 论

研究了宽频带 200 MHz~10 GHz 内不同浓度的葡萄糖水溶液的介电特性,并基于 Debye 参数建立了三维色散耳垂电磁模型和天线收发结构,开展了微波无创测血糖的仿真研究。明确了高频宽带范围内葡萄糖溶液的介电特性随频率、葡萄糖浓度变化的规律性。所提 Debye 参数可为无创测血糖相关的先导研究提供良好的数据基础。基于耳垂电磁模型的仿真结果表明,  $S_{21}$  对葡萄糖浓度的变化具有良好的、规律性的响应,该响应关系能在相当宽的频带范围内保持稳定性,两者之间的响应关系符合二次表达式。仿真结论在基于  $S_{21}$  的相关实验中得到了良好的验证,因此,基于  $S_{21}$  的微波无创血糖检测方法具有良好的可行性。

## 参 考 文 献

[1] Ding Y, Yao Q K, Deng L J, et al. Blood glucose noninvasive measurement based on photoacoustic technique[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2018, 55(3): 030009.

丁宇, 姚清凯, 邓丽军, 等. 基于光声技术的血糖无

损检测[J]. 激光与光电子学进展, 2018, 55(3): 030009.

- [2] Sun K, Zhou H, Yang Y K, et al. Research advances in blood glucose monitoring system[J]. Chinese Journal of Lasers, 2018, 45(2): 0207011. 孙凯, 周华, 杨膺琨, 等. 血糖监测系统的研究进展[J]. 中国激光, 2018, 45(2): 0207011.
- [3] Li F, Zhao Y J, Kong L Q, et al. Phantom experimental verification of non-invasive blood glucose measurement based on visible image[J]. Acta Optica Sinica, 2020, 40(6): 0636001. 李芬, 赵跃进, 孔令琴, 等. 基于可见光图像的无创血糖测量仿体实验验证[J]. 光学学报, 2020, 40(6): 0636001.
- [4] Choi H, Luzio S, Beutler J, et al. Microwave noninvasive blood glucose monitoring sensor: human clinical trial results [C] // 2017 IEEE MTT-S International Microwave Symposium (IMS), June 4-9, 2017, Honolulu, HI, USA. New York: IEEE Press, 2017: 876-879.
- [5] Costanzo S, Cioffi V, Raffo A. Analytical model for microwave sensors behavior into biological medium [C] // 2017 IEEE International Conference on Microwaves, November 13-15, 2017, Tel-Aviv, Israel. New York: IEEE Press, 2017.
- [6] Xiao X, Li Q W. A noninvasive measurement of blood glucose concentration by UWB microwave spectrum [J]. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters, 2017, 16: 1040-1043.
- [7] Li Q W, Xiao X, Kikkawa T. Absorption spectrum for non-invasive blood glucose concentration detection by microwave signals[J]. Journal of Electromagnetic Waves and Applications, 2019, 33(9): 1093-1106.
- [8] Li J Z, Igbe T, Liu Y H, et al. An approach for noninvasive blood glucose monitoring based on bioimpedance difference considering blood volume pulsation[J]. IEEE Access, 2018, 6: 51119-51129.
- [9] Li J Z, Zeng N, Nie Z D, et al. Investigation on



- dielectric-frequency response characteristics of glucose solution with different concentrations for noninvasive blood glucose monitoring[J]. *Journal of Integration Technology*, 2019, 8(2): 66-75.
- 李景振, 曾宁, 聂泽东, 等. 无创血糖检测中不同葡萄糖浓度的介电-频率响应特性研究[J]. *集成技术*, 2019, 8(2): 66-75.
- [10] Costanzo S. Loss tangent effect on the accurate design of microwave sensors for blood glucose monitoring[C]//2017 11th European Conference on Antennas and Propagation (EUCAP), March 19-24, 2017, Paris, France. New York: IEEE Press, 2017: 661-663.
- [11] Juan C G, Bronchalo E, Torregrosa G, et al. Dielectric characterization of water glucose solutions using a transmission/reflection line method [J]. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2017, 31: 139-147.
- [12] Choi H, Nylon J, Luzio S, et al. Design and in vitro interference test of microwave noninvasive blood glucose monitoring sensor[J]. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 2015, 63(10): 3016-3025.
- [13] Karacolak T, Moreland E C, Topsakal E. Cole-cole model for glucose-dependent dielectric properties of blood plasma for continuous glucose monitoring[J]. *Microwave and Optical Technology Letters*, 2013, 55(5): 1160-1164.
- [14] Bobowski J S, Johnson T. Permittivity measurements of biological samples by an open-ended coaxial line [J]. *Progress in Electromagnetics Research B*, 2012, 40: 159-183.
- [15] Bao J Z, Davis C C, Swicord M L. Microwave dielectric measurements of erythrocyte suspensions [J]. *Biophysical Journal*, 1994, 66(6): 2173-2180.
- [16] Ellison W J. Permittivity of pure water, at standard atmospheric pressure, over the frequency range 0–25 THz and the temperature range 0–100 °C [J]. *Journal of Physical and Chemical Reference Data*, 2007, 36(1): 1-18.
- [17] Wang L, Xiao X, Kikkawa T. MRI-aided tissues interface characterization: an accurate signal propagation time calculation method for UWB breast tumor imaging [J]. *Applied Surface Science*, 2016, 388: 24-34.
- [18] Takayama Y, Klaus W. Reinterpretation of the auxiliary differential equation method for FDTD[J]. *IEEE Microwave and Wireless Components Letters*, 2002, 12(3): 102-104.
- [19] Li J, Guo L X, Jiao Y C, et al. Composite scattering of a plasma-coated target above dispersive sea surface by the ADE-FDTD method[J]. *IEEE Geoscience and Remote Sensing Letters*, 2013, 10(1): 4-8.
- [20] Gabriel C, Gabriel S, Corthout E. The dielectric properties of biological tissues: I. literature survey [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 1996, 41(11): 2231-2249.
- [21] Lagarias J C, Reeds J A, Wright M H, et al. Convergence properties of the Nelder: mead simplex method in low dimensions [J]. *SIAM Journal on Optimization*, 1998, 9(1): 112-147.
- [22] Sugitani T, Kubota S, Toya A, et al. A compact  $4 \times 4$  planar UWB antenna array for 3-D breast cancer detection [J]. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 2013, 12: 733-736.
- [23] Mustafa S, Abbosh A M, Nguyen P T. Modeling human head tissues using fourth-order Debye model in convolution-based three-dimensional finite-difference time-domain [J]. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 2014, 62(3): 1354-1361.