

封面文章

利用样品阱实现太赫兹超材料的超微量传感*

向星诚¹⁾ 马海贝¹⁾ 王磊¹⁾ 田达¹⁾ 张伟¹⁾ 张彩虹^{1)2)†}
吴敬波¹⁾²⁾ 范克彬¹⁾²⁾ 金飏兵¹⁾²⁾ 陈健¹⁾²⁾ 吴培亨¹⁾²⁾

1) (南京大学电子科学与工程学院, 超导电子学研究所, 南京 210023)

2) (紫金山实验室, 南京 211111)

(2023 年 1 月 16 日收到; 2023 年 3 月 24 日收到修改稿)

提出了一种基于太赫兹 (terahertz, THz) 类电磁诱导透明 (electromagnetically induced transparency like, EIT-like) 效应的样品阱超材料传感器. 传感器基础单元结构由一根金属线和一对开口谐振环 (split ring resonators, SRRs) 组成, 二者耦合产生类 EIT 效应, 在 1.067 THz 处得到一个半高全宽为 178 GHz 的透明峰, 透明峰最大透过率为 89.71%. 其传感单位体积灵敏度为 178 GHz/(RIU·mm³), 进一步分析该超材料谐振频点处的电场分布, 发现两侧 SRRs 的开口处电场最强. 我们设计构建样品阱仅在开口最强电场处, 以光刻胶为待测物填入样品阱, 并成功测得 50 GHz 频偏, 验证样品阱结构可以运用于传感中. 经研究分析, 样品阱结构成功将样本量缩减至超微量级别, 单位体积灵敏度提升至 5538 GHz/(RIU·mm³), 提高了 31 倍. 该样品阱成功实现在水、人皮肤和大鼠皮肤样本的鉴别, 表明了构建样品阱在 THz 超材料超微量检测领域具有潜在的应用价值.

关键词: 太赫兹, 超材料传感器, 样品阱, 超微量

PACS: 87.50.U-, 07.07.Df, 78.67.Pt, 75.40.Mg

DOI: 10.7498/aps.72.20230080

1 引言

太赫兹 (terahertz, THz) 波是介于微波和红外之间, 频率为 0.1—10 THz 的电磁波. THz 波光子能量为 meV 量级, 不易产生电离作用, 穿透力强, 适用于成像系统、活体检测等^[1,2]. 大量有机分子的转动、振动跃迁、半导体的子带和微带能量处于 THz 频段内, 且 THz 波对水等极性分子十分敏感, 因此 THz 光谱可包含大量的生物样本信息^[3–7]. 针对 THz 波的诸多特性, 可以研制出对应太赫兹功能器件, 对 THz 波进行调制检测、调控等^[8–10]. 对于某些在 THz 频段内没有明显特征峰的样品, 或者由于结构太小或量太少而无法实现有效的直

接检测的样品, 可以借助超材料制成的 THz 传感芯片, 进行传感分析^[11,12].

超材料是指一些具有人工设计结构并呈现天然材料所不具备的超常物理性质的复合材料, 其特异之处在于其精密的几何结构以及尺寸大小. 尺寸小于波长的微小结构使得超材料可以对入射电磁波进行调控, 从而表现在传统材料中不曾表现出的优异性质. 基于超材料的 THz 传感器超越了经典 THz 光谱的限制, 具有“良好局域场增强效应”, 在人工设计的周期材料附近形成强烈谐振, 对周围的介电环境变化十分敏感, 从而获得高灵敏度^[5,13–17].

2007 年 Driscoll 等^[18] 在 Si 衬底上设计的金开口谐振环 (split ring resonators, SRRs), 对单层纳米球进行检测, 观测到 0.05 THz 的红移, 证明

* 国家重点研发计划 (批准号: 2017YFA0700202, 2021YFB2800701)、国家自然科学基金 (批准号: 62222106, 61871212, 92163216, 62071217, 62027807, 62288101) 和中央高校基本科研业务费专项资金 (批准号: 021014380195) 资助的课题.

† 通信作者. E-mail: chzhang@nju.edu.cn

了 THz 超材料传感器的可行,并在后续研究中分析了衬底介电常数及厚度等关键因素对传感性能的影响.同年,Debus 和 Boliva^[14]在对不对称 SRRs 的研究中,发现了将样本涂覆于结构环隙可进一步提高灵敏度的方法,而后又涌现出将分析物沉淀于高电场点等方法.2012 年,Withayachumnankul 等^[19]通过近场实验设置,实现了 $\lambda/375$ 厚度样本的传感.2014 年,李化月等^[13]提出了一种由闭合方环和开口谐振环组合而成的类 EIT 传感器,灵敏度为 46.9 GHz/RIU (RIU 为 refractive index unit,表示单位折射率).2015 年,Wu 等^[20]提出基于类 EIT 效应的 THz 谐振环,实现了灵敏度为 75 GHz/RIU 的传感.2016 年,Zhang 及其团队^[21]利用类 EIT 超材料,实现对口腔癌细胞的无标记检测,验证了类 EIT 超材料在细胞生长过程中优异的无损监测作用.2019 年,Zhang 等^[22]设计的微流控通道超材料生物传感器 (multi-microfluidic-channel metamaterial biosensor, MMCMMB),通过在传感器的强谐振区设计微流控通道,实现了对水基样本的定性定量传感,为辅助 THz 微量液体样本无标记传感,提供了强有力的途径.

本文基于传统的类 EIT 超材料,在表面电场强度最强处构建样品阱,将样品直接放置于传感最灵敏处,避免样本的浪费,实现单位体积灵敏度的最大提升.灵敏度从 178 GHz/(RIU·mm³),大幅提升至 5538 GHz/(RIU·mm³),提高了 31 倍.同时,验证样本阱结构下的传感器,能轻易实现对不同生物样本的鉴别,说明此结构在超微量生物传感领域具有应用价值.

2 传感器设计与性能研究

2.1 THz 类 EIT 超材料传感器的原理

类电磁诱导透明 (electromagnetically induced transparency like, EIT-like) 现象,是指通过特殊的电场调制导致 THz 传输谱出现特定透明谐振峰,类似于量子物理中两束光调制在光谱产生透明峰的现象^[13,15,17,23–25].本工作选择的类 EIT 超材料具体单元结构如图 1 所示.图 1(a) 中的单元结构衬底为聚酰亚胺 (polyimide, PI) 薄膜,厚度 $H_{\text{sub}} = 5 \mu\text{m}$,金属层厚度 $H_{\text{gold}} = 200 \text{ nm}$,由金属线和一对 SRRs 两部分组成,金属线长度 $l = 104 \mu\text{m}$,SRRs 外廓为正方形,边长 $a = 30 \mu\text{m}$,底部与金

属线齐平.SRRs 靠近结构中心一边开口,开口宽度 $g = 2 \mu\text{m}$.SRRs 和金属线之间间隔 $s = 7.5 \mu\text{m}$.所有线宽均为 $5 \mu\text{m}$,结构在 xy 方向上周期性重复,布满整个传感器,重复周期 $P = 120 \mu\text{m}$.通过将结构拆分为金属线和 SRRs,分别用 y 方向偏振的 THz 波垂直于传感器表面入射,传感过程示意如图 1(b) 所示.对于金属线结构在 y 偏振电场下,在 1.039 THz 处发生谐振,表现为透射谷.而 SRRs 结构在此条件的相应频段内,并无任何谐振现象.将两种结构合成一个整体时,再用同样的电场入射,会发现由于金属线结构对 SRRs 透射光的调控,使得传输谱在 1.067 THz 处形成了一个强烈的透射峰,半高全宽 (full width at half maximum, FWHM) 为 178 GHz,透明峰值处透过率为 89.71%.同时,两侧透射谷尖锐,透射谷频率差为 265 GHz,如图 1(c) 示.

首先将此类 EIT 超材料直接用于传感,在其表面涂覆一层厚度 $H_{\text{sam}} = 10 \mu\text{m}$ 的样本,通过改变其折射率来初步探究其传感特性,得到图 1(d) 曲线图.研究表明,在样品厚度确定时,频偏随样品折射率增大而线性增大,传感器折射率灵敏度可由如下公式表示^[24]:

$$S = \Delta f / \Delta n, \quad (1)$$

其中, Δf 为施加待测物传感前后传输谱谐振频点的偏移量, Δn 为样本的折射率变化量.传感性能体现在图 1(d) 中 Δf 随着 Δn 的变化曲线图.为了方便后续研究样本量的缩减,引入一个如下所示的灵敏度新定义 S_v :

$$S_v = \frac{S}{V} = \frac{\Delta f}{\Delta n \times V} = \frac{\Delta f}{\Delta n \times V_0 \times C}, \quad (2)$$

其中, V 为样本总体积,而 V_0 为单位结构的样本体积, $C = 100 \times 100$ 为单元结构周期数. S_v 单位为 GHz/(RIU·mm³).代入 S 和 V ,计算出该传感器的灵敏度 S_v 为 178 GHz/(RIU·mm³).

2.2 样品阱的构建

在分析了传感器整体的传感效果之后,针对其表面电场分布进行进一步的探究,发现其电场强度的变化主要体现在 SRRs 结构上,而最强电场分布在两侧开口附近,如图 2(a) 所示,参考文献^[23, 25]中的研究,可猜测此处电场对外界的介电环境变化最为敏感,并据此设计了验证模型.

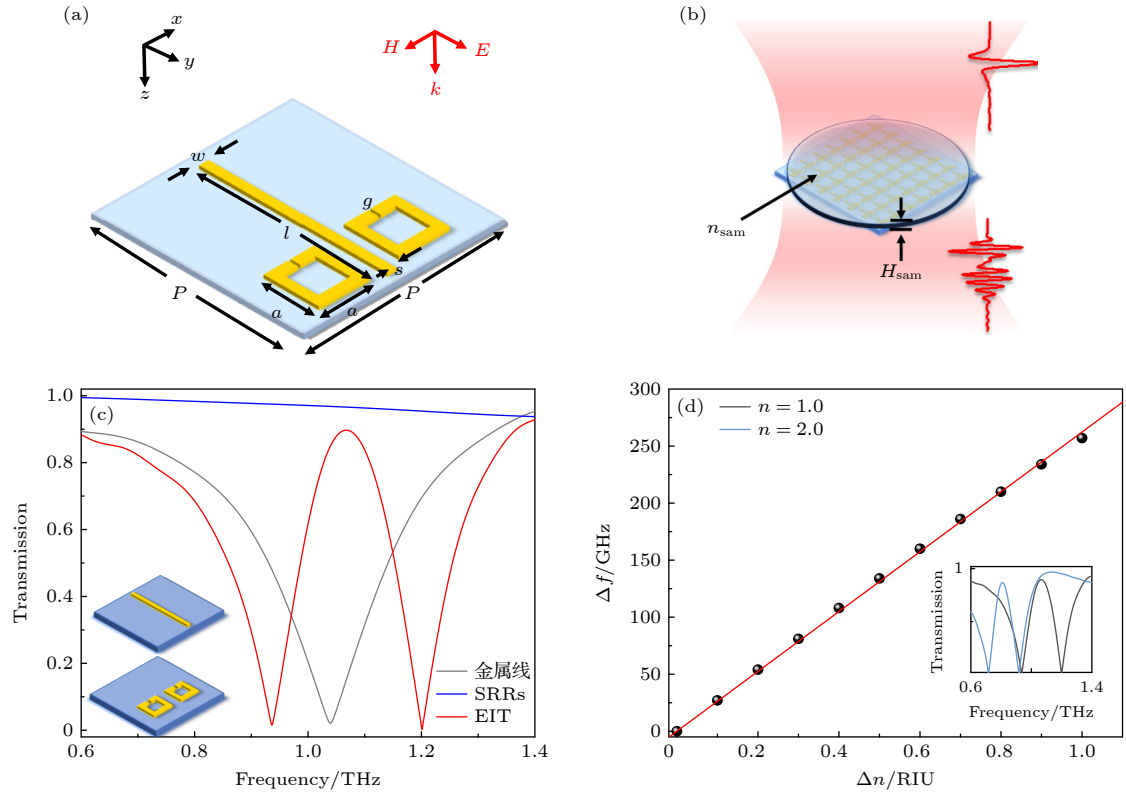


图 1 (a) 类 EIT 超材料单元结构, $a = 30 \mu\text{m}$, $l = 104 \mu\text{m}$, $g = 2 \mu\text{m}$, $w = 5 \mu\text{m}$, $s = 7.5 \mu\text{m}$, $P = 120 \mu\text{m}$; (b) 传感示意图, n_{sam} 为样本折射率, H_{sam} 为样本厚度; (c) 类 EIT 结构及拆分为金属线和 SRRs 后的传输谱; (d) 传感器频率偏移随折射率变化的曲线, 插图传感器表面加不同折射率样本时对应的传输谱

Fig. 1. (a) Geometry of the unit structure of EIT-like metamaterial, $a = 30 \mu\text{m}$, $l = 104 \mu\text{m}$, $g = 2 \mu\text{m}$, $w = 5 \mu\text{m}$, $s = 7.5 \mu\text{m}$, $P = 120 \mu\text{m}$; (b) schematic diagram of sensing, n_{sam} for sample refractive index, H_{sam} for sample thickness; (c) transmission spectra of EIT-like structures, wires and SRRs; (d) curve of the frequency shift of the sensor changing with the refractive index, illustrated with the corresponding transmission spectra of different refractive index samples.

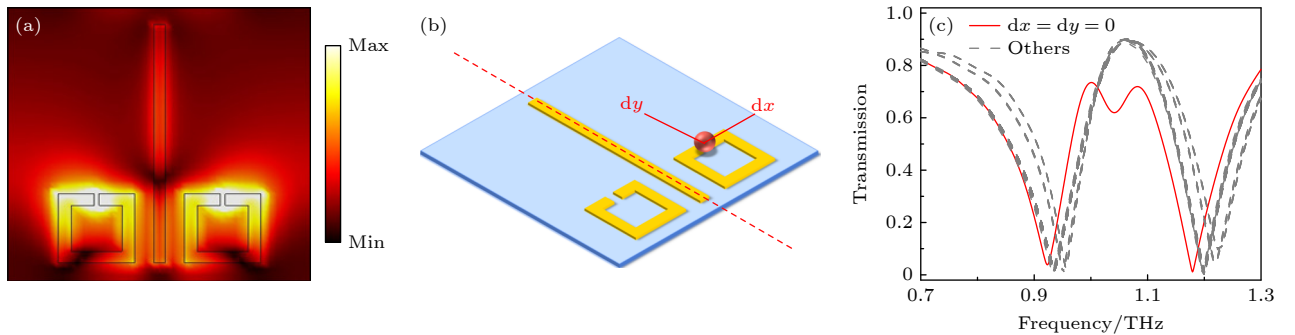


图 2 (a) 传感器在 1.067 THz 处表面场强分布图; (b) 样本移动示意图; (c) 不同位置处样本对应传输谱

Fig. 2. (a) Surface electric field of unit structure at 1.067 THz; (b) schematic diagram of sample movement; (c) corresponding transmission spectra of samples at different locations.

设计在 SRRs 开口处放置样本, 以开口中心为原点, 设置 x , y 方向的位置增量 dx , dy . 通过改变 dx , dy 的大小, 模拟样本处于传感器表面不同位置处时的传感情况. 由于结构关于 y 轴对称, 因此只模拟样本在结构右侧时的情况, 设置 dx 变化范围为 $-30 \sim 30 \mu\text{m}$, dy 变化范围为 $-30 \sim 105 \mu\text{m}$, 变化

步进均为 $15 \mu\text{m}$, 如图 2(b) 所示. 研究发现, 在所有测试位置中, 只有当细胞处于单元结构开口处时, 传输谱的变化最为明显, 而其余位置传输谱差异不大, 有的甚至基本重合, 如图 2(c) 所示. 这反映出此时传感的灵敏度最高, 效果最好, 验证了我们的猜想.

在研究不同位置处样本的传输谱时发现, 样本处于开口处时, 除了谐振频率偏移最大之外, 还伴随着透明谐振峰处一个小谷的出现. 针对这种特殊现象, 给出了解释. 将该类 EIT 超材料单元结构再次视作左右两部分研究, 左侧由金属线和 SRR 环组成, 右侧由金属线和右侧 SRR 环组成, 由于左右侧的 SRR 关于金属线完全对称, 因此电场分布也完全对称, 传输谱也完全重合, 如图 3(a) 所示. 但是, 当样本位于右侧 SRR 开口处时, 右侧的电场分布发生改变, 之前的对称被打破, 右侧结构传输谱发生红移, 如图 3(b). 左侧电场分布和右侧电场分布不对称, 两侧传输谱叠加, 即在两谐振峰频点之间出现一个小的透射谷. 而当在左侧开口处也加上一个样本时, 两侧电场重新对称, 两侧传输谱再次重合, 透明峰处的小谷消失, 整体传输谱与空结构相比, 实现谱形一致的红移, 见图 3(c).

根据微流控通道的构建方式^[15,22,26], 在传感器表面场强较大的 SRRs 开口处建立更加精确的样品阱, 以固定样品. 样品阱内部大小为 $10\text{ }\mu\text{m}\times 10\text{ }\mu\text{m}$, 壁厚 $2\text{ }\mu\text{m}$, 高度 $10\text{ }\mu\text{m}$, 采用 SU-8 光刻胶^[27,28].

首先对样品阱的数量进行研究, 改变其单元结构内的样品阱数量 m , 确保每个样品阱内放置一个样品, 分别令 $m = 0, 2, 4, 5, 9$, 如图 3(d) 所示, 基于场强分布情况, 保证最大场强处有样品阱的前提下, 横向增加样品阱数量. 研究发现, 离开口较远的零星样本基本不会对传感结果产生较大的影响. 例如, 在两侧开口放样时, 2 个、4 个和 5 个样本阱的传输谱差别不大. 只有当数量增大到 9 个时, 样品阱近乎铺满整个 SRRs 的开口边, 对应场强图中整块场强分布较大的区域, 此时传输谱的红移才比较明显.

2.3 样品阱在超微量传感方面的应用研究

2.3.1 初步实验研究

为了验证此样品阱结构用于传感的可行性, 考虑到实际加工制备的方便, 选择光刻胶作为待测物填充到样品阱中, 进行传感研究. 仿真模型的单元结构示意图如图 4(a) 所示, 对应的传输谱如图 4(b) 所示. 利用传统的微加工工艺, 以 $5\text{ }\mu\text{m}$ 厚的聚酰亚胺薄膜作为柔性基底, 在上面溅射生长 10 nm

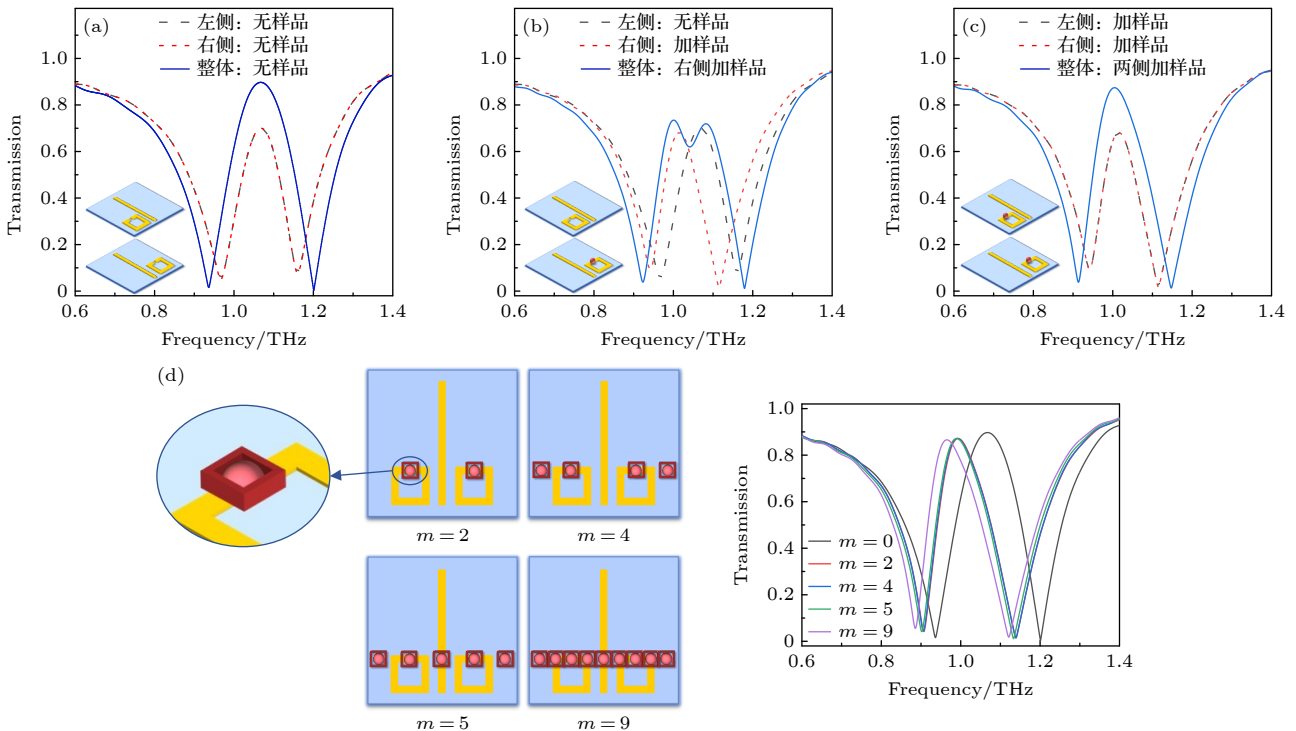


图 3 (a) 不放样品, 整体和局部对应传输谱; (b) 右侧放样, 整体和局部对应传输谱; (c) 双侧放样, 整体和局部对应传输谱; (d) 不同数量样本阱示意图及传输谱, 插图为开口处样本阱 3D 放大图

Fig. 3. (a) Global and local corresponding transmission spectra without sample; (b) global and local corresponding transmission spectra with samples on right sides; (c) global and local corresponding transmission spectra with samples on both sides; (d) schematic diagram and transmission spectra of different number of sample traps, illustrated with 3D enlarged view of the sample trap at the gap.

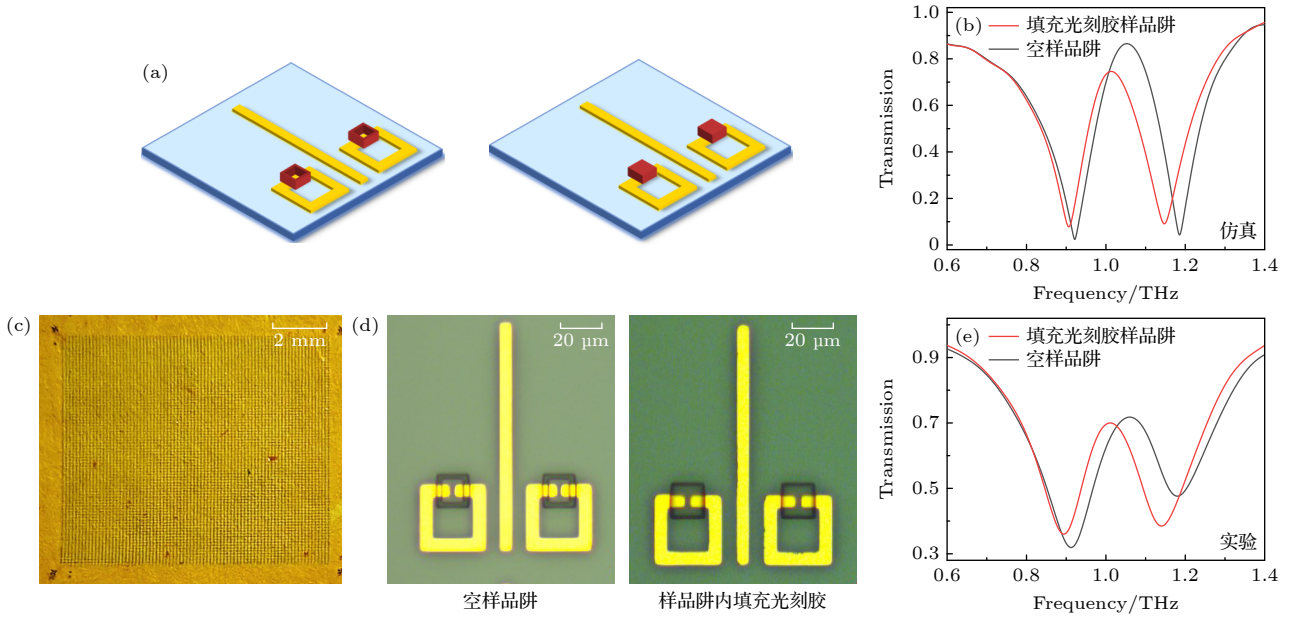


图 4 对于样品阱传感器用于超微量传感可行性的验证 (a) 空样品阱及填充光刻胶样品阱的单元结构示意图; (b) 空样品阱和填充光刻胶样品阱传感器仿真传输谱; (c) 带样品阱传感器照片; (d) 空样品阱和填充光刻胶样品阱的传感器显微镜照片; (e) 利用太赫兹光谱系统测量得到的传感器传输谱

Fig. 4. Verification of the feasibility of the sensor with sample traps for ultra-micro sensing: (a) Schematic diagram of unit structure of sensor with empty sample traps and with photoresist-filled sample traps; (b) simulation transmission spectrum of sensor with empty sample traps and with photoresist-filled sample traps; (c) photo of the sensor with sample trap; (d) microscopic photographs of the sensor with empty sample trap and the photoresist filled sample trap; (e) the transmission spectrum of the sensor measured by the terahertz spectrum system.

厚的钛和 200 nm 厚的金结构. 最后, 为避免单侧放置样本带来的不对称性对传输谱的影响, 采用双侧开口对称样品阱结构. 利用光刻胶作为样品阱材质, 加工制备了每个单元结构含有两个空样品阱的传感器, 并选择同样的光刻胶作为待测物填充到样品阱中, 待后续测试. 图 4(c) 所示为制成的带有样品阱的传感器的照片. 图 4(d) 为含空样品阱的传感器和样品阱内填充了光刻胶的传感器的单元结构显微镜图. 最后传感的传输谱如图 4(e) 所示. 空样品阱和填充光刻胶样品阱的传感器传输谱透明谐振峰之间具有 50 GHz 的频偏, 证明此样品阱结构的传感器已成功实现对光刻胶的传感.

2.3.2 应用分析与展望

进一步定量研究分析样品阱的引入对样品量缩减的贡献. 传统的样品旋涂法, 样品往往需要覆盖住整个传感器表面, 按照前文所述的样品厚度为 10 μm 计算, 以传感器单元结构周期数为 100×100 计算体积, 得出传统涂覆样本体积 $V_{\text{涂覆}} = 1.44 \text{ mm}^3$. 而如果仅在样品阱放样, 同样的传感器结构, 样品阱处放样体积 $V_{\text{样品阱}} = 0.01 \text{ mm}^3$. 结合传统传感样本的密度, 综合考虑质量和体积因

素^[29,30], 可以看出, 样品阱结构的引入, 使待测样品的消耗量实现了从微量到超微量的突破.

为了进一步研究分析该 EIT 样品阱传感器的传感能力, 同样对不同折射率样本进行传感特性研究, 结果见图 5(a). 研究发现, 传输谱谐振频率偏移量与样本折射率变化量仍呈线性关系, 该直线斜率即是采用样品阱放样之后的传感灵敏度. 考虑样本量, 结合 (2) 式得出其灵敏度 S_V 为 5538 GHz/(RIU·mm³), 比未加样品阱结构时提高了 31 倍.

在此基础上, 考虑到真正应用时更加复杂的情形, 进行合理展望, 针对不同生物样本进行研究. 参照 Arbab 等^[4] 在 2011 年对大鼠皮肤组织的研究中提出的双德拜介电弛豫模型 (double Debye dielectric relaxation model), 将生物组织的介电常数表示为

$$\hat{\epsilon}(\omega) = \epsilon_{\infty} + \frac{\epsilon_s - \epsilon_2}{1 + i\omega\tau_1} + \frac{\epsilon_2 - \epsilon_{\infty}}{1 + i\omega\tau_2}, \quad (3)$$

其中 ϵ_s 和 ϵ_{∞} 分别表示静态和高频限的介电常数, 而 ϵ_2 是一个中间介电值; τ_1 和 τ_2 是和氢键弛豫过程和结构重组相关的两个时间常数. 双德拜介电弛豫模型可以用于表示各种极性液基样本的 THz 波段

介电参数的预测, 而生物样本由于其含水量丰富, 用此模型无疑极具代表性. 具有代表性的 3 种样本的特征参数如表 1 所列^[4,6]. 以此作为待测样品, 得到太赫兹传输谱如图 5(b) 所示. 并将仿真计算所得谐振频率偏移量 Δf 和振幅改变量 ΔA 列于表 1.

分析上述结果可以发现, 对比空传感器, 加水样本的传输谱谐振频率红移 52 GHz, 而加入皮肤和大鼠皮肤的传输谱均红移 42 GHz, 但由于两者时间系数不同, 最终表现为透明峰的峰值大小不同, 幅度差超过两倍, 对此, 可以利用以下公式^[31–33]进行说明.

设未放置样品前的入射 THz 波为 $E_{\text{ref}}(t)$, FFT 后得到频谱 $\tilde{E}_{\text{ref}}(\omega)$, 同理可得放入传感器之后得到的 THz 波 $\tilde{E}_{\text{sam}}(\omega)$, 此处的 sam 可以是空传感器、或传感器和待测样品整体视作一种等效媒质. 简化起见, 不考虑多重反射, 透射系数可以表示如下:

$$\begin{aligned} \tilde{t} = \frac{\tilde{E}_{\text{sam}}(\omega)}{\tilde{E}_{\text{ref}}(\omega)} &= t_1 \cdot t_2 \cdot \exp \left[-i \frac{(\tilde{n} - 1)\omega d}{c} \right] \\ &= \frac{4\tilde{n}}{(\tilde{n} + 1)^2} \cdot \exp \left[-i \frac{(\tilde{n} - 1)\omega d}{c} \right] \\ &= \rho(\omega) \exp(-i\Phi(\omega)), \end{aligned} \quad (4)$$

其中, t_1 和 t_2 分别为 THz 在两个传感器两个界面的透射系数, $\tilde{n} = n - i\kappa$ 为样本的复折射率, n 为折射率, κ 为消光系数, c 为光速, ω 为角速度, d 为样本厚度, $\rho(\omega)$ 和 $\Phi(\omega)$ 分别表示透射系数的幅度和相移. 通常情况下 $\kappa \ll n$, 因此

$$\rho(\omega) = \frac{4n}{(n+1)^2} \cdot \exp \left(-\frac{\kappa\omega d}{c} \right), \quad (5)$$

$$\Phi(\omega) = (n-1)\omega d/c. \quad (6)$$

由此可知, 样品对 THz 传输谱相位的影响由折射率 n 决定, 而对幅度的影响由 n 和 κ 共同决定. 在使用同一传感器的情况下, 如果只改变待传感的样品, 则对于整体复介电常数的改变仅取决于待传感的样品. 对于表 1 中所述 3 种生物样品, 其介电常数模型公式 (3) 可以进一步推导出实部、虚部:

$$\begin{aligned} \hat{\varepsilon}(\omega) &= \left(\varepsilon_{\infty} + \frac{\varepsilon_s - \varepsilon_2}{1 + \omega^2\tau_1^2} + \frac{\varepsilon_2 - \varepsilon_{\infty}}{1 + \omega^2\tau_2^2} \right) \\ &\quad - i \left(\frac{\varepsilon_s - \varepsilon_2}{1 + \omega^2\tau_1^2} \cdot \omega\tau_1 + \frac{\varepsilon_2 - \varepsilon_{\infty}}{1 + \omega^2\tau_2^2} \cdot \omega\tau_2 \right), \end{aligned} \quad (7)$$

又因为

$$\hat{\varepsilon}(\omega) = \varepsilon_{\text{real}} - i\varepsilon_{\text{imag}} = \tilde{n}^2 = n^2 - \kappa^2 - i \cdot 2n\kappa, \quad (8)$$

得到

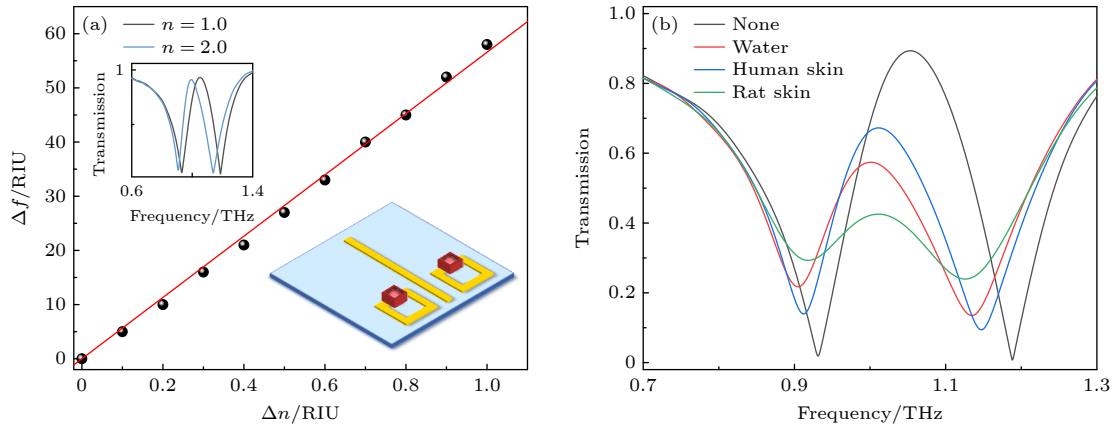


图 5 类 EIT 样品阱传感器的应用 (a) 传感器频率偏移随折射率变化的曲线图, 插图为不同折射率样本的传输谱; (b) 3 种不同生物样本作为待测物对应的太赫兹传输谱

Fig. 5. Application of EIT-like sensor using sample trap: (a) Curve of the frequency shift of the sensor changing with the refractive index, illustrated with the transmission spectrum of samples with different refractive index; (b) transmission spectrum corresponding to different biological samples.

表 1 水、人类皮肤和大鼠皮肤的双德拜介电弛豫模型参数及传感结果

Table 1. Double Debye dielectric relaxation model parameters and sensing results of water, human skin and rat skin.

	ε_{∞}	ε_2	ε_s	τ_1/ps	τ_2/ps	$\Delta f/\text{GHz}$	$\Delta A/\%$
水	3.5	4.9	78.4	8.2	0.18	52	31.94
人类皮肤	3.0	3.6	60.0	10.0	0.20	42	22.09
大鼠皮肤	3.0	3.6	60.0	2.2–5.19	0.20	42	46.82

$$\varepsilon_{\text{real}} = \varepsilon_{\infty} + \frac{\varepsilon_s - \varepsilon_2}{1 + \omega^2 \tau_1^2} + \frac{\varepsilon_2 - \varepsilon_{\infty}}{1 + \omega^2 \tau_2^2} = n^2 - \kappa^2, \quad (9)$$

$$\varepsilon_{\text{imag}} = \frac{\varepsilon_s - \varepsilon_2}{1 + \omega^2 \tau_1^2} \cdot \omega \tau_1 + \frac{\varepsilon_2 - \varepsilon_{\infty}}{1 + \omega^2 \tau_2^2} \cdot \omega \tau_2 = 2n\kappa. \quad (10)$$

一般 $\kappa \ll n$, 人皮肤和大鼠皮肤的只有 τ_1 不同, 从 (9) 式和 (10) 式可以得出, 虽然对 $\varepsilon_{\text{real}}$ 和 $\varepsilon_{\text{imag}}$ 都有影响, 但导致 $\varepsilon_{\text{imag}}$ 差异更大, 因此对传输谱幅度的差异影响更大.

因此, 本工作从仿真上实现了对超微量的不同生物样本的鉴别, 进一步验证了设计的样品阱结构超材料传感器具有超微量传感能力.

3 结 论

本文提出了一种类 EIT 超材料, 单元结构由金属线和一对开口谐振环组成, 纵向电场入射时, 金属线谐振为明模, 开口环谐振为暗模式, 两者电场相互耦合, 形成类 EIT 效应, 透射峰谐振频率为 1.067 THz, 透射峰最大透过率为 89.71%, 灵敏度为 178 GHz/(RIU·mm³), 可以实现高灵敏的 THz 传感. 在此结构基础上, 在电场强度最强的地方构建样品阱结构, 将样品直接局域在开口环的开口附近, 并以光刻胶作为待测物进行仿真和实验测试, 最后成功实现传感, 证明了此样品阱结构的功能性. 经分析, 此样品阱结构用于传感, 对比未加样品阱结构时表面整体旋涂样本的传感方式, 在构建样品阱之后, 极大缩减了待测样品量, 实现了从微量到超微量的突破. 样品阱结构不但大幅减少对样品的使用量, 而且将传感器的单位体积灵敏度提高至 5538 GHz/(RIU·mm³), 成功提升了 31 倍, 实现了对水、人皮肤和大鼠皮肤的有效鉴别. 本文提出的类 EIT 超材料与样品阱结构结合的方法为超微量传感应用提供了新思路.

参考文献

- [1] Chen H T, Kersting R, Cho G C 2003 *Appl. Phys. Lett.* **83** 3009
- [2] Sunaguchi N, Sasaki Y, Maikusa N, Kawai M, Yuasa T, Otani C 2009 *Opt. Express* **17** 9558
- [3] Peng X Y, Zhou H 2021 *Acta Phys. Sin.* **70** 240701 (in Chinese) [彭晓昱, 周欢 2021 物理学报 **70** 240701]
- [4] Arbab M H, Dickey T C, Winebrenner D P, Chen A, Klein M B, Mourad P D 2011 *Biomed. Opt. Express* **2** 2339
- [5] Beruete M, Jáuregui-López I 2020 *Adv. Opt. Mater.* **8**

- 1900721
- [6] Kindt J T, Schmuttenmaer C A 1996 *J. Phys. Chem.* **100** 10373
- [7] Wang Y, Minamide H, Ming T, Notake T, Ito H 2010 *Opt. Express* **18** 15504
- [8] Li H, Wan W J, Tan Z Y, Fu Z L, Wang H X, Zhou T, Li Z P, Wang C, Guo X G, Cao J C 2017 *Sci. Rep.* **7** 3452
- [9] Sun J D, Zhu Y F, Feng W, et al. 2020 *Opt. Express* **28** 4911
- [10] Zhang Y X, Xu G Q, Qiao S, Zhou Y C, Wu Z H, Yang Z Q 2015 *J. Phys. D-Appl. Phys.* **48** 485105
- [11] Duponchel L, Laurette S, Hatirnaz B, Treizebre A, Affouard F, Bocquet B 2013 *Chemometrics Intell. Lab. Syst.* **123** 28
- [12] Seo M, Park H R 2020 *Adv. Opt. Mater.* **8** 1900662
- [13] Li H Y, Liu J J, Han Z H, Hong Z 2014 *Acta Opt. Sin.* **34** 0223003 (in Chinese) [李化月, 刘建军, 韩张华, 洪治 2014 光学学报 **34** 0223003]
- [14] Debus C, Bolivar P H 2007 *Appl. Phys. Lett.* **91** 184102
- [15] Hu X, Xu G Q, Wen L, Wang H C, Zhao Y C, Zhang Y X, Cumming D R S, Chen Q 2016 *Laser Photon. Rev.* **10** 962
- [16] Jakšić Z, Vuković S, Matović J, Tanasković D 2011 *Materials* **4** 1
- [17] Zhang X Q, Xu N N, Qu K N, Tian Z, Singh R, Han J G, Agarwal G S, Zhang W L 2015 *Sci. Rep.* **5** 10737
- [18] Driscoll T, Andreev G O, Basov D N, Palit S, Cho S Y, Jokerst N M, Smith D R 2007 *Appl. Phys. Lett.* **91** 062511
- [19] Withayachumnankul W, Lin H, Serita K, et al. 2012 *Opt. Express* **20** 3345
- [20] Wu D W, Liu J J, Han H, Han Z H, Hong Z 2015 *Front. Optoelectron.* **8** 68
- [21] Zhang C H, Liang L J, Ding L, et al. 2016 *Appl. Phys. Lett.* **108** 241105
- [22] Zhang R, Chen Q M, Liu K, Chen Z F, Li K D, Zhang X M, Xu J B, Pickwell-MacPherson E 2019 *IEEE Trans. Terahertz Sci. Technol.* **9** 209
- [23] Zhang X Q, Li Q, Cao W, Gu J Q, Singh R, Tian Z, Han J G, Zhang W L 2012 *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.* **19** 8400707
- [24] Pan W, Yan Y J, Ma Y, Shen D J 2019 *Opt. Commun.* **431** 115
- [25] Jing H H, Zhu Z H, Zhang X Q, Gu J Q, Tian Z, Ouyang C M, Han J G, Zhang W L 2013 *Sci. China-Inf. Sci.* **56** 1
- [26] Serita K, Matsuda E, Okada K, Murakami H, Kawayama I, Tonouchi M 2018 *Appl. Photonics* **3** 051603
- [27] Yang H Y, Xiao G L 2012 *Acta Opt. Sin.* **32** 0716002 (in Chinese) [杨宏艳, 肖功利 2012 光学学报 **32** 0716002]
- [28] Arscott S, Garet F, Mounaix P, Duvillaret L, Coutaz J L, Lippens D 1999 *Electron. Lett.* **35** 433
- [29] Chang W B, Jiang Z W, Liao Y P, et al. 2005 *Analytical Chemistry Course* (Beijing: Peking University Press) p18 (in Chinese) [常文保, 江子伟, 廖一平, 等 2005 分析化学教程 (北京: 北京大学出版社) 第18页]
- [30] Wang Z Q, Yan Z Y, Du Y X, et al. 2006 *Analytical Chemistry* (Nanjing: Southeast University Press) p3 (in Chinese) [王志群, 严拯宇, 杜迎翔, 等 2006 分析化学 (南京: 东南大学出版社) 第3页]
- [31] Pupeza I, Wilk R, Koch M 2007 *Opt. Express* **15** 4335
- [32] Xu J Z, Zhang X C 2007 *Terahertz Science and Technology and Applications* (Beijing: Peking University Press) p207 (in Chinese) [许景周, 张希成 2007 太赫兹科学技术和应用 (北京: 北京大学出版社) 第207页]
- [33] Dorney T D, Baraniuk R G, Mittleman D M 2001 *J. Opt. Soc. Am. A* **18** 1562

COVER ARTICLE

Ultramicro-sensing of terahertz metamaterials implemented by using sample traps^{*}

Xiang Xing-Cheng¹⁾ Ma Hai-Bei¹⁾ Wang Lei¹⁾ Tian Da¹⁾ Zhang Wei¹⁾
 Zhang Cai-Hong^{1)2)†} Wu Jing-Bo¹⁾²⁾ Fan Ke-Bin¹⁾²⁾ Jin Biao-Bing¹⁾²⁾
 Chen Jian¹⁾²⁾ Wu Pei-Heng¹⁾²⁾

1) (*Research Institute of Superconductor Electronics, School of Electronic Science and Engineering, Nanjing University, Nanjing 210023, China*)

2) (*Purple Mountain Laboratories, Nanjing 211111, China*)

(Received 16 January 2023; revised manuscript received 24 March 2023)

Abstract

A metamaterial sensor implemented by using sample traps based on terahertz electromagnetically-induced-transparency-like (EIT-like) effect is proposed. The basic unit structure of the sensor is composed of a metal wire and a pair of split ring resonators (SRRs), which are coupled to produce EIT-like effect. The full width at half maximum of transparency peak is 178 GHz obtained at 1.067 THz, and the maximum transmittance of the transparency peak is 89.71%. The sensing characteristics of the structure are studied, and the sensitivity per unit volume is 178 GHz/(RIU·mm³). The analysis of electric field distribution at the resonant frequency point of the metamaterial indicates that the electric field at the gap of the SRRs on both sides is strongest. Sample traps are constructed at the gap where the electric field is strongest. The photoresist is filled into the sample traps as the object to be measured, and 50 GHz frequency offset is successfully measured, verifying that the sample trap structure can be applied to sensing. With samples placed in the sample traps, the sample volume is reduced to the ultra-micro level, and the sensitivity per unit volume is increased to 5538 GHz/(RIU·mm³), which is 31 times higher than original one. The successful identification of water, human skin and rat skin samples show that the metamaterial sensor implemented by using sample traps has potential applications in the field of ultra-micro detection.

Keywords: terahertz, metamaterial sensors, sample trap, ultra-micro

PACS: 87.50.U-, 07.07.Df, 78.67.Pt, 75.40.Mg

DOI: 10.7498/aps.72.20230080

^{*} Project supported by the National Key Research and Development Program of China (Grant Nos. 2017YFA0700202, 2021YFB2800701), the National Nature Science Foundation of China (Grant Nos. 62222106, 61871212, 92163216, 62071217, 62027807, 62288101), and the Fundamental Research Funds for the Central Universities, China (Grant No. 021014380195).

[†] Corresponding author. E-mail: chzhang@nju.edu.cn



利用样品阱实现太赫兹超材料的超微量传感

向星诚 马海贝 王磊 田达 张伟 张彩虹 吴敬波 范克彬 金飏兵 陈健 吴培亨

Ultramicro-sensing of terahertz metamaterials implemented by using sample traps

Xiang Xing-Cheng Ma Hai-Bei Wang Lei Tian Da Zhang Wei Zhang Cai-Hong Wu Jing-Bo Fan Ke-Bin Jin Biao-Bing Chen Jian Wu Pei-Heng

引用信息 Citation: *Acta Physica Sinica*, 72, 128701 (2023) DOI: 10.7498/aps.72.20230080

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.7498/aps.72.20230080>

当期内容 View table of contents: <http://wulixb.iphy.ac.cn>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

双频带太赫兹超材料吸波体传感器传感特性

Sensing characteristics of dual band terahertz metamaterial absorber sensor

物理学报. 2021, 70(16): 168101 <https://doi.org/10.7498/aps.70.20210062>

基于双开口金属环的太赫兹超材料吸波体传感器

Double-opening metal ring based terahertz metamaterial absorber sensor

物理学报. 2022, 71(10): 108701 <https://doi.org/10.7498/aps.71.20212303>

太赫兹波段电磁超材料吸波器折射率传感特性

Refractive index sensing characteristics of electromagnetic metamaterial absorber in terahertz band

物理学报. 2021, 70(3): 038102 <https://doi.org/10.7498/aps.70.20201054>

超材料赋能先进太赫兹生物化学传感检测技术的研究进展

Research progress of metamaterials powered advanced terahertz biochemical sensing detection techniques

物理学报. 2021, 70(24): 247802 <https://doi.org/10.7498/aps.70.20211752>

基于超材料复合结构的太赫兹液晶移相器

Terahertz liquid crystal phase shifter based on metamaterial composite structure

物理学报. 2022, 71(17): 178701 <https://doi.org/10.7498/aps.71.20212400>

相变材料与超表面复合结构太赫兹移相器

Terahertz phase shifter based on phase change material-metasurface composite structure

物理学报. 2021, 70(7): 074201 <https://doi.org/10.7498/aps.70.20201495>