用于植入式无线通信链路评估的皮肤仿体鲁棒逆介电设计

AndreasProkscha[1,*]、Ali Alhaj Abbas[2,*]、Samar Elmaadawy[1,3]、Mandana Jalali[4]、Yamen Zantah[1]、Josep M. Jornet[3]、Daniel Erni[4]和 Thomas Kaiser[1]

[1]数字信号处理研究所（DSV），杜伊斯堡-埃森大学（UDE），杜伊斯堡 47057，德国[2]通信系统与传感跨学科研究中心，法赫德国王石油与矿业大学（KFUPM），宰赫兰 31261，沙特阿拉伯[3]电气与计算机工程系，东北大学，波士顿，马萨诸塞州 02115，美国[4]通用与理论电气工程（ATE），工程学院，杜伊斯堡-埃森大学（UDE）及杜伊斯堡-埃森纳米集成中心（CENIDE），杜伊斯堡 47048，德国

[*]通讯作者：Andreas Prokscha（andreas.prokscha@uni-due.de）和 Ali Alhaj Abbas（ali.abbas@kfupm.edu.sa）

arXiv:2611.32726v1 [eess.SP] 24 Nov 2026

预印本

摘要

皮肤仿体有助于对植入式无线链路进行可重复评估，但文献中发表的皮肤复介电常数所预测的传播损耗各不相同。我们提出一种鲁棒逆向设计，用于确定均匀仿体介电常数，使所选皮肤参考模型、入射角以及横电和横磁极化条件下的最大信道损耗差最小化。计算得到的候选方案与解析下界界定了最优失配，并约束了临界深度。在 5 至 500 GHz 的七个频率下，1.3 mm 深度处的极小极大失配范围为 1.13 至 13.72 分贝。对于 3 dB 容差，在 5 GHz 下所研究的每个深度均存在合适的介电常数；而其他频率下的临界深度范围为 0.23 至 1.01 mm。文献中的七种材料情形中，仅有一种在 1.3 mm 深度处满足 6 dB 容差。这些结果将信道损耗容差转化为用于植入式无线链路评估的皮肤仿体的定量设计准则。

关键词： 人体中心传播、植入式无线通信、逆向介电设计、鲁棒优化、太赫兹通信、组织仿体

1 引言

植入式无线链路实验依赖于对生物组织电磁（EM）响应的受控表征。经过表征的皮肤仿体可提供可重复的介电条件，并补充计算组织模型 [

1]。如图1(a)所示，对于外部设备与位于皮下脂肪组织（SAT）内的植入物之间的无线通信，覆盖其上的皮肤构成传播信道的重要组成部分。空气–皮肤界面处的反射以及皮肤内部的吸收会降低透射功率。该部分链路预算采用空气中的平面波入射进行建模，并在皮肤表面以下的法向深度 d 处评估功率传输。在其他链路条件相同的情况下，传播损耗增加会降低接收信号的信噪比（SNR）。图1将这一应用与用于皮肤和仿体的两个平面模型联系起来。案例 A（皮肤半空间）描述了均匀介质中、观测深度为 $0 \leq d \leq 1.3$ mm范围内的传播。该深度范围的上限依据成人前臂皮肤厚度的超声测量结果确定 [2]。案例 B（皮肤–SAT 模型）描述了位于半无限 SAT 上方的 1.3 mm 皮肤层。在下方界面处评估进入 SAT 的功率传输；对于每个所研究的 SAT 模型，所有参考对象和仿体候选材料均采用固定的介电常数。案例 A 构成逆向设计的依据，而案例 B 用于考察对下层组织的敏感性。

对于此类传播研究，已有研究已为人体中心传播建立了宽带、面向反射的多层仿体材料 [3, 4, 5, 6, 7]。表征

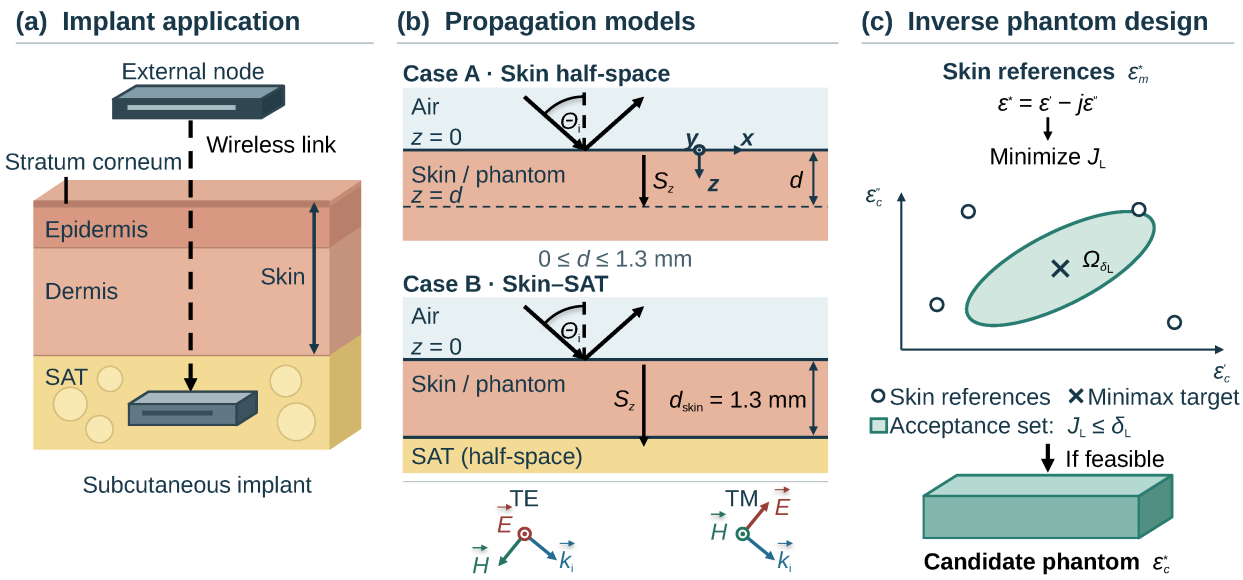


图1：应用场景、传播模型与逆向仿体设计。（**a**）外部节点与皮下植入物之间的无线链路。角质层是表皮的一部分。（**b**）皮肤和仿体的相同平面模型。案例 A：均匀半空间，观测平面位于 $z = d$，$0 \le d \le 1.3$ mm 处。案例 B：厚度为 $d_{\mathrm{skin}} = 1.3$ mm 的皮肤层覆盖在半无限SAT上，每个 SAT 模型具有固定的介电常数。在下方界面处评估进入 SAT 的功率传输。入射波矢 k_{i} 位于 x–z 平面内，与表面法线的夹角为 Θ_{i}，正 y 方向指向图外。对于 TE 和 TM 极化，入射电场矢量和磁场矢量分别平行于单位矢量 $\hat{e}_y$。符号 S_z 表示法向时间平均功率通量密度。（**c**）复介电常数平面中的示意性可接受集合。圆圈表示皮肤参考值，叉号表示极小极大目标，阴影表示满足 $J_{\mathrm{L}} \le \delta_{\mathrm{L}}$ 的集合 $\Omega_{\delta_{\mathrm{L}}}$。

在 Ka 波段和 D波段频率下开展的实验，以及在陡峭毫米波（mmWave）入射角下进行的散射测量，为人工人体组织和皮肤仿体提供了进一步的认识 [8, 9]。研究人员已针对植入式天线测试考察等效均匀组织特性，并利用传输矩阵法和有限元方法进行估算 [10, 11]。近期的太赫兹（THz）仿体材料扩展了经过实验表征的可选方案 [12, 13]。除生物医学应用外，将介电特性表征与散射分析相结合，还支持了对用于昆虫太赫兹传感的生物替代物进行评估 [14]。体内技术路线图强调基准仿体和共享验证数据 [15]，，而 IEEE 802.15.6-2026 则提供了无线体域网的背景 [16]。仅在皮肤表面达成一致，无法证明有限深度处的损耗一致性。因此，仿体设计必须考虑预期通信实验的传播要求 [17, 18, 19]。已发表的皮肤介电函数会因解剖部位、样本状态、测量方法和频率范围而异 [20, 21, 22]。在微波频率下对猪腹部和胸部组织开展的体内测量，进一步记录了组织差异和测量不确定性 [23]。植入物辐射效率的随机分析以及通信链路裕量的数值研究，证明了介电不确定性与植入式系统的相关性 [24, 25]。因此，采用单一已发表参考值规定的仿体，可能会重现出不同于其他参考值所预测的传播损耗。这一联系引出了仿体设计中的两个基本问题：在选定的皮肤参考模型范围内，能否满足规定的信道损耗容差；如果可以，哪一种均匀仿体的复介电常数能够实现这一目标？答案取决于空气–皮肤界面处的传输、皮肤内部的衰减、入射角、极化方式和观测深度。我们建立了一个用于鲁棒逆向仿体设计的解析与数值框架，将电磁传播模型、极小极大优化以及可实现信道损耗保真度的解析界结合起来。在每个载波频率 f 下，分别定义一个参考集 $\mathcal{M}(f)$。每个

参考模型 m 由其复相对电介质常数（即介电函数） $\varepsilon_m^*(f)$表征。对于每种仿体候选材料，复介电常数表示为 $\varepsilon_{\mathrm{c}}^* = \varepsilon_{\mathrm{c}}' - j\varepsilon_{\mathrm{c}}''$，其中 $\varepsilon_{\mathrm{c}}'$ 和 $\varepsilon_{\mathrm{c}}''$ 分别表示实部和非负损耗分量。被选作材料规格的候选方案称为目标。在均匀设计类 $\mathcal{D}(f)$中，介电常数满足 $\varepsilon_{\mathrm{c}}' > 0$ 和 $\varepsilon_{\mathrm{c}}'' \geq 0$。主要设计同时考虑横电（TE， s极化）波和横磁（TM， p极化）波。图 1(c) 中的逆问题旨在频率 f 和深度d下，针对规定的入射角和极化，最小化候选方案与参考模型之间的最大绝对损耗差 $J_{\mathrm{L}}(\varepsilon_{\mathrm{c}}^*; f,\ d)$。其在该设计类上的下确界为 $J_{\mathrm{L}}^\star(f,\ d)$。对于指定的损耗容差 δ_{L}，可接受集合 $\Omega_{\delta_{\mathrm{L}}}(f,\ d)$ 包含所有满足 $J_{\mathrm{L}} \leq \delta_{\mathrm{L}}$ 的候选介电常数。这提供了超越单一最优解的材料规格。若可接受集合为空，则表明在该设计类中无法达到规定容差。临界深度 d_{crit} 是导致这种情况发生的深度下确界。这些准则共同区分了材料特定的偏差与所选皮肤参考模型及均匀设计类施加的可行性限制（参见第 4.6 节）。符号和术语指南见补充信息。我们分别评估七个载波频率（5、28、60、77、110、300 和 500 GHz），入射角从 0° 到 85°，以 1° 为步长，并在每个频率和深度下为两种极化采用同一个目标。1、3 和 6 分贝这几个示例性容差量化了允许的损耗失配对材料选择和可行性的影响。与已发表材料的比较展示了这些准则如何指导材料选择。结果确立了均匀皮肤仿体随频率和深度变化的可行性限制，且在全部七个载波频率下，数值解均非常接近解析下界。与已发表仿体材料的比较，以及对参考选择、入射角和组织边界的敏感性分析，展示了这些限制如何指导植入式无线链路评估中的材料选择。

2 结果

2.1 可实现的信道损耗保真度取决于皮肤参考模型

在为植入式无线链路实验选择仿体材料之前，必须确定在所选皮肤参考模型中可以满足哪些损耗容差。对于 1.3 mm 的观测深度，鲁棒逆向设计旨在寻找一个复介电常数，使所有规定入射角和两种极化下的最大损耗失配最小化。由此得到的联合TE/TM极小极大失配范围为 1.13 至 13.72 dB，计算值在全部七个载波频率下均与解析下界相差不超过 0.001 dB J_{LB} （表1和补充图S1）。这种高度一致性表明，在每个频率下，一个共同的候选介电常数在所有规定入射角和两种极化下均接近由参考损耗范围所决定的极限（参见第 4.6 节）。每个频率都构成一个独立的逆问题，因为 $\mathcal{M}(f)$ 会发生变化。在 300 GHz 下，五个参考模型得到的极小极大失配为 11.72 dB；相比之下，在 500 GHz 下，三个模型得到的失配为 3.86 dB（参见表1）。在正入射和 $d = 1.3$ mm 条件下，相应的信道损耗范围分别为 38.48–59.45 dB 和 60.48–67.57 dB（参见补充表S14）。尽管 500 GHz 下的绝对信道损耗更高，但参考模型预测的损耗范围更窄。极小极大优化将这一比较扩展至所有规定入射角和两种极化。

对于给定的入射角和极化，参考损耗的最小值与最大值之差的一半给出了可实现失配的解析下界（参见第 4.6 节）。在 $d = 1.3$ mm 处的全部七个频率下，该下界的最大值均在规定的 1° 角度网格内、针对 TE偏振于 85°处取得，但极小极大候选值还必须满足所有其他角度和极化约束。图 2 汇总了为每个特定频率参考集提供数据的文献来源，而补充表 S6 列出了定义解析下界的参考对。在 300 GHz 下，Chan 和 Zaytsev 的健康皮肤模型得出的下界为 11.72 分贝，而计算所得候选目标值仅比该下界高出2.12×10^{-4} 分贝。候选目标值与其解析

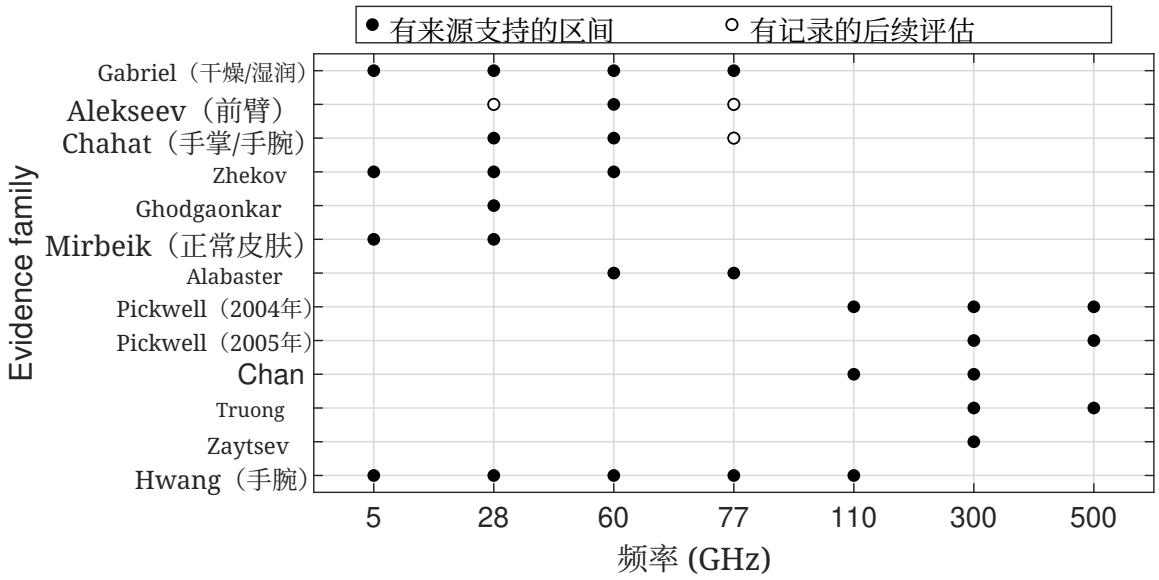


图 2： $\mathcal{M}$（f）中使用的各频率下的皮肤参考数据。实心标记表示原始来源中报告的频率覆盖范围，空心标记表示有记录的后续评估。空白单元格表示某个来源族未在该频率提供数据。各行表示相关文献模型组，每组可包含多个参考模型。

表1： $d = 1.3$ mm 处的联合 TE/TM 鲁棒逆向设计结果。计算得到的失配值
在规定的优化精度内近似为 $J_{\mathrm{L}}^{\star}$。所报告的介电常数提供
数值上近似最优的设计目标，同时允许存在多个具有可比信道损耗保真度的材料解-
较。保留四位小数以确保数值可复现性。 N_f 表示频率为 N_f 时的皮肤参考模型数量。最后一列列出
Ω f(,)非空时的损耗容差。
短横线表示所研究的损耗容差均不可行。

f (GHz)	N_f	$J_{\mathrm{L}}^{\star}$ (dB)	$\varepsilon_{\mathrm{c}}'$	$\varepsilon_{\mathrm{c}}''$	可行 δ_{L} (dB)
5	9	1.13	28.3759	7.6279	3, 6
28	13	4.37	15.8567	10.7977	6
60	11	9.01	8.4884	8.0509	–
77	7	10.21	8.7923	7.3421	–
110	3	13.72	6.3618	5.7539	–
300	5	11.72	3.6450	2.7515	–
500	3	3.86	4.5019	2.3351	6

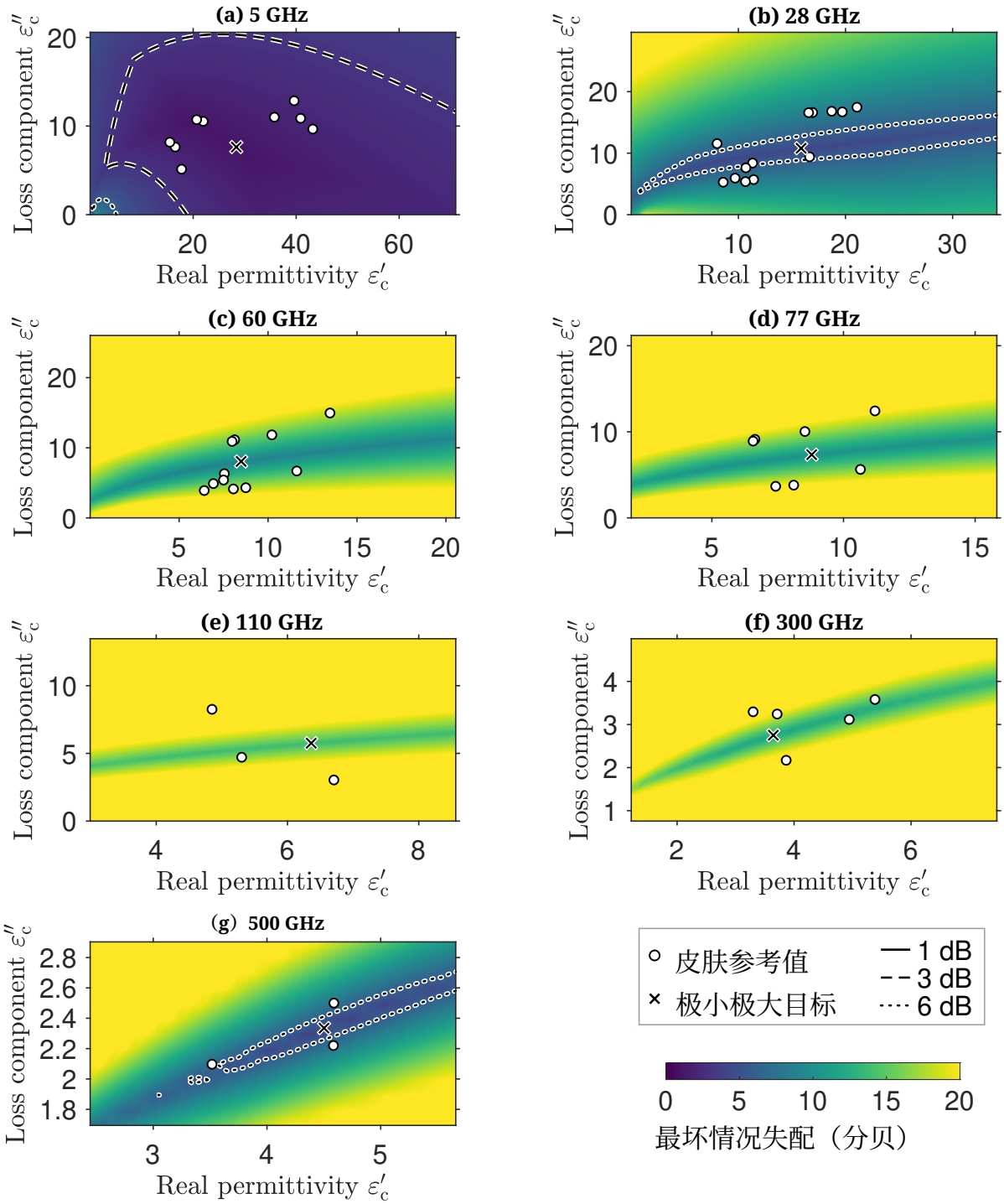


图 3：在 $d = 1.3\,\mathrm{mm}$ 处，（a）5、（b）28、（c）60、（d）77、（e）110、（f）300 和（g）500 GHz 下，联合 TE/TM 最坏情况信道损耗失配图 $J_{\mathrm{L}}(\varepsilon_c', \varepsilon_c''; f, d)$。坐标表示 $\varepsilon_c^* = \varepsilon_c' - j\varepsilon_c''$ 的实部介电常数和非负损耗分量。空心圆表示选定的皮肤参考模型，叉号表示稳健极小极大目标。在所显示范围内出现相应失配水平时，实线、虚线和点线等值线分别表示 1、3 和 6 分贝失配。颜色表示插值得到的失配值，色阶上限为 20 分贝。等值线由介电常数网格上计算得到的失配值导出。

在指定的评估条件下，下界表明了全部七个参考集在数值上的近最优性。实心标记表示其位于原始报告的频率区间内，空心标记表示有记录的后续评估。每个来源族可能包含多个模型，这一点从表1中的单个模型数量 N_f 可以看出。最大的参考集包含

28 GHz 下的 13 个模型，而 110 和 500 GHz 下各包含三个模型。补充表 S5 给出了所有频率对应的复介电常数。选择规则和记录见第 4.1 和 4.2 节。图 3 显示了 1.3 mm 处失配随仿体介电常数变化的情况。等值线展示了有限绘图窗口内的可接受集合。当候选方案满足容差时，即具有可行性，而 $J_{\mathrm{LB}} > \delta_{\mathrm{L}}$ 则独立于所绘范围证明不可行性（第 4.6 节）。在 1.3 mm 的观测深度处，七个频率下可实现的最小联合 TE/TM 失配均超过 1 dB。在 5 GHz 下存在满足 3 dB 要求的适宜介电常数；在 28 和 500 GHz 下还存在满足 6 dB 要求的适宜介电常数。在 500 GHz 下，低失配区域狭窄且倾斜，体现了实部介电常数与损耗分量之间的权衡。由于界面透射和衰减均取决于复介电常数，一个分量的变化可以由另一个分量的变化加以抵消。因此，可接受集合规定了两个介电常数分量的可接受组合。在 60、77、110 和 300 GHz 下，最小失配超过 6 dB，因此三条容差等值线均不存在。补充图 S2 展示了在更浅的 0.1 mm 深度处失配图的差异。

2.2 已发表仿体材料的应用

为评估该判据对材料选择的实际价值，本文评估了六项已发表研究中的七种材料情形（表 2）。在原始角度条件和联合 TE/TM 条件下，分别针对 0.1 mm 和 1.3 mm 的案例 A，对每种固定材料介电常数进行评估。在 300 GHz 和 500 GHz 下的评估采用 Mizuno 等人报告的相同仿体配方 [12], ，并使用各频率对应的复介电常数。表 2 区分了引文来源中明确报告的介电常数值（直接报告）、在其报告的测量范围内评估的已发表拟合结果（拟合）、根据已发表图表估算的数值（图），以及在其报告的测量范围之外评估的已发表模型（外推）。

表 2：在选定频率下，根据联合 TE/TM 失配判据对文献中的七种材料情形进行比较。 $J_{0.1}$ 和 $J_{1.3}$ 表示在 0.1 mm 和 1.3 mm 处的最坏情况失配（分贝）。最后一列给出 1.3 mm 处的名义 6 分贝判定。输入来源和完整的 TE/TM 结果见补充表 S10–S12。

f (GHz)	材料研究	依据	$J_{0.1}$	$J_{1.3}$	6 dB
5	Costanzo *et al.* [54]	图	1.77	2.09	Pass
28	Mirbeik-Sabzevari 和 Tavassolian [55]	Fit	2.92	7.92	Fail
60	Chahat *et al.* [3]	直接报告	2.92	16.75	Fail
77	L´aˇcík *et al.* [56]	图	1.92	13.39	Fail
110	Christ *et al.* [48]	外推	1.92	15.18	Fail
300	Mizuno *et al.* [12]	图	2.56	25.92	Fail
500	Mizuno *et al.* [12]	图	3.51	33.64	Fail

在观测深度为 1.3 mm 时，针对 5 GHz 评估的材料满足示例性的 6 dB 容差。尽管在 28 和 500 GHz 下存在合适的均匀目标，但所选材料的失配超过了这一容差。对于其余频率 60、77、110 和 300 GHz，即使是最小可实现失配也超过 6 dB。例如，Chahat 的 60 GHz 仿体（$\varepsilon_{\mathrm{c}}^{*} = 7.4 - j11.4$）在 0.1 mm 和 1.3 mm 深度处的失配分别为 2.92 dB 和 16.75 dB，而后一个深度下优化后的失配为 9.01 dB。对于这一固定材料，估计失配首次超过容差时的深度，在 3 dB 和 6 dB 容差下分别为 0.11 mm 和 0.37 mm（补充表S9）；这与在每个深度分别优化介电常数所得的认证限值不同。用于材料筛选的复介电常数取自 60 GHz 下报告的数值、28 GHz 下测量范围内已发表的 Cole–Cole模型，以及根据已发表的 5、77、300 和 500 GHz 下介电或光学性质谱所作的估算。在 110 GHz 下，验证凝胶的 Cole–Cole模型在其测量介电常数范围（5–67 GHz）之外进行评估，并辅以另一项涂层波导反射对比作为参考（参见补充表S10）。针对每种材料独立计算信道损耗失配。敏感性分析证实

在 $d = 1.3$ mm 时，针对 6 dB 容差的验收判定在所研究的参数范围内保持不变；而在 $d = 0.1$ mm 时，针对 3 dB 容差的判定则取决于 300 和 500 GHz 下估计的材料参数（参见补充表 S12）。

2.3 可行性取决于深度和损耗容差

$d = 1.3$ mm 处的结果确定了在建模皮肤厚度下可达到的损耗容差。将逆向设计扩展到 $0 \le d \le 1.3$ mm 的观测深度，可以揭示可行性限制如何随规定的损耗容差变化（参见图 4）。在每个深度处，目标均可独立优化。失配小于或等于容差的候选方案证明该深度存在合适的介电常数。相反，高于容差的解析下界则证明不可行性。结合这些测试在各深度区间上的结果，即可确定临界深度（第 4.6 节）。

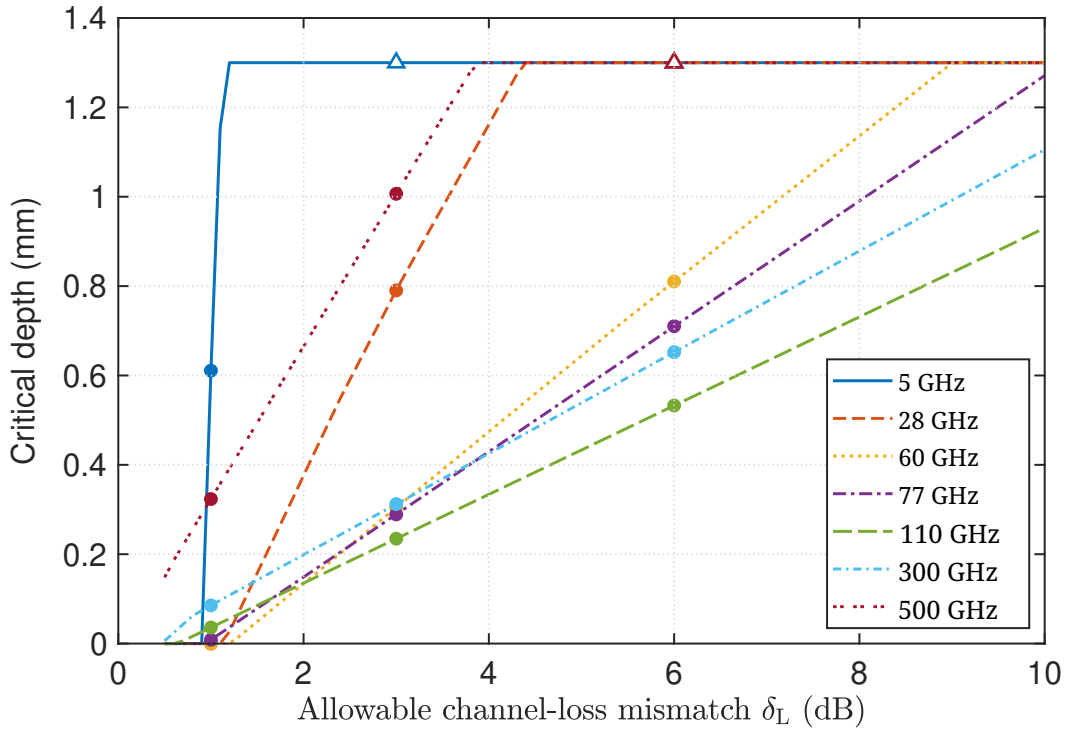


图 4：临界深度 d_{crit} 与允许损耗失配 δ_L的关系。实心圆标记在 1、3 和 6 分贝处经认证的结果。空心三角形表示在建模区间内直至 1.3 mm 的整个范围均具有可行性。曲线展示插值后的容差依赖关系。每个深度均允许对一个独立优化的公共横电/横磁目标进行设置。

在 3 dB 容差下，载波频率为 28 至 500 GHz 时，临界深度估计范围为 0.23–1.01 mm；而在 5 GHz 情况下，整个 1.3 mm 评估区间内均满足要求。在 21 种频率–容差组合中，分析确定了 15 个包含临界深度的有限区间、4 种在整个研究范围内均满足容差的情况，以及 2 种在表面处就已不满足要求的情况。即使传播衰减尚未累积，界面透射差异也会带来限制。解析得到的表面下界在 28 GHz 时为 1.14 dB，在 60 GHz 时为 1.21 dB，因此这两个载波频率下均无法满足 1 dB 损耗容差。这一限制源于所选参考模型和入射角下空气–皮肤界面传输的模型结果存在差异。随着深度增加，衰减差异也会加剧失配。补充图 S3 区分了正入射时参考皮肤损耗绝对值的中位数与随深度变化的联合优化最坏情况失配。损耗容差为 1、3 和 6 dB 时经验证的临界深度列于补充表 S17。将容差从

3 dB 提高到 6 dB 后，28 GHz 下适用介电常数的范围从约 0.79 mm 扩展至整个 1.3 mm 研究区间。对于 110 和 300 GHz，在 6 dB 容差下，相应的临界深度估计分别为 0.53 和 0.65 mm。尽管 500 GHz 下的绝对皮肤损耗更高，但在整个研究区间内仍可满足相同容差。如第2.1节所示，所选参考模型在 500 GHz 正入射时预测的损耗范围比 300 GHz 时更窄。仿体可达到的保真度取决于指定传播条件下各参考模型预测损耗之间的差异。

2.4 特定深度下的材料选择与保真度

为评估鲁棒逆向设计对材料选择的益处，图5比较了观测深度为1.3 mm时的三种策略。一种方法是在每个来源组内对复介电常数取平均，并为所得的各组均值赋予相同权重，从而构建一个代表性介电常数，即质心。另一种方法是在整个参考集中，确定能够产生最小最坏情况失配的已发表介电常数，据此选取单个皮肤参考模型。鲁棒逆向设计则对这一方法进行推广，通过在可行均匀介电常数的连续空间内，最小化最坏情况信道损耗失配。

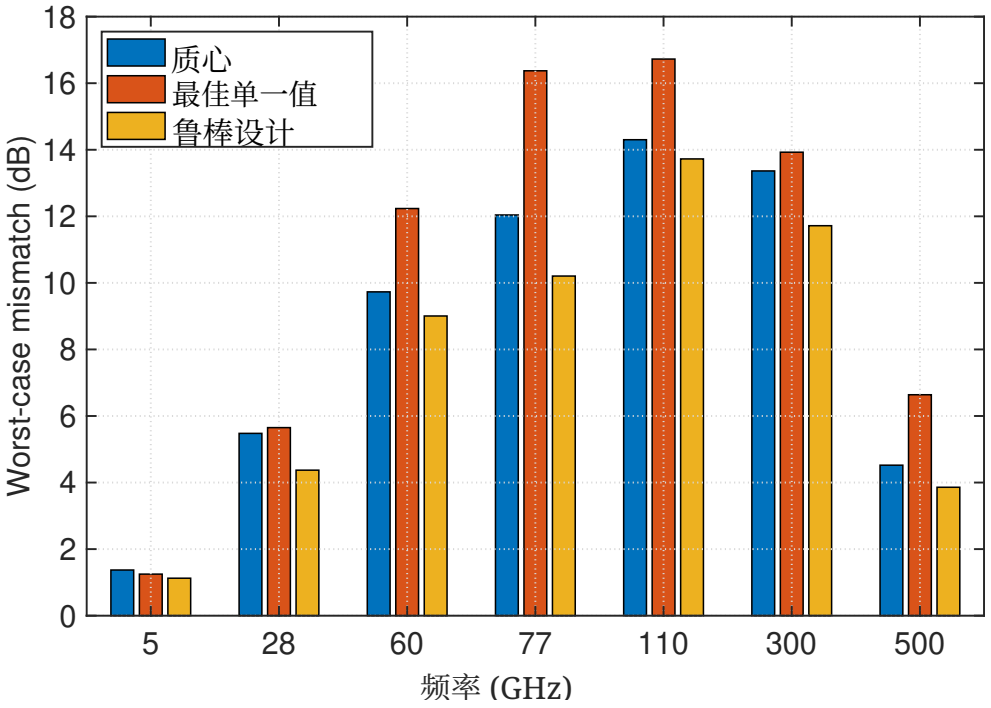


图 5：在 $d = 1.3$ mm 处，对来源组采用相同权重时质心的最坏情况信道损耗失配、最佳单参考目标和偏振特定鲁棒设计。每个柱形表示分别评估横电和横磁失配后取较大值。横电和横磁的最佳单参考目标与鲁棒目标值可能不同。

对于每种策略，分别评估横电和横磁极化下的最坏情况失配，并在图5中呈现较大的数值。质心为两种极化提供共同介电常数，而最佳单一参考和鲁棒目标则分别针对横电和横磁极化独立选取。此比较补充了表1中的TE/TM联合优化。数学公式见第4.7节。对于每种极化，精确的极小极大值不会超过任一可行基准的失配。由此产生的优势在60 GHz下尤为显著：优化将失配从最佳单一参考的12.23 dB降至9.01 dB。在77 GHz下也观察到类似优势，质心、最佳单一参考和鲁棒逆向设计的失配分别为12.04、16.37和10.21 dB。这些差异反映了界面透射和衰减对复介电常数的非线性依赖。因此，对介电常数取平均通常无法使信道损耗的最大偏差最小化。

材料选择策略也会决定是否满足规定容差。例如，在此比较中，500 GHz下的质心（4.52 dB）和鲁棒逆向设计（3.86 dB）满足示例性的6 dB容差，而最佳单一参考的结果为6.64 dB。补充图 S4 给出了各个皮肤参考模型所得到的完整失配范围。另一个问题是，空气–皮肤界面处的一致性与有限观测深度处的信道损耗保真度之间有何关系。候选介电常数在规定的绘图窗口内取样，并保留其偏振特定表面失配在计算所得表面最优值的$\Delta_{\mathrm{surf}} = 0.05$ dB以内的候选项。随后，使用相同的介电常数评估保留的候选项在 $d = 1.3$ mm处的表现（图6）。尽管表面失配相近，在所研究的介电常数窗口内取样得到的横电候选项，在1.3 mm处的失配范围为：300 GHz下11.98–53.78 dB，500 GHz下6.11–40.95 dB。出现这种差异，是因为相似的界面透射并不能唯一确定皮肤内部的衰减。这表明，在指定深度进行仿体验收时，必须同时考虑界面透射以及传播至该深度的过程。

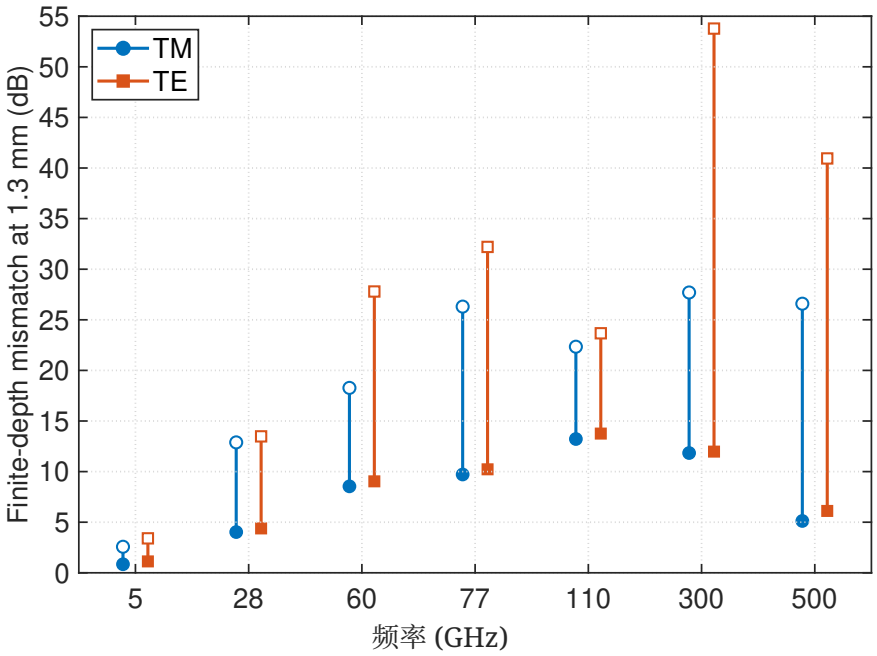


图 6：对于表面失配在相应极化特定最优值的 Δ_{surf} =0.05 分贝范围内的采样候选方案，其在 1.3 mm 深度处的失配。不同深度之间保持所保留的介电常数不变。实心和空心标记分别表示在采样介电常数绘图窗口中， $d = 1.3$ mm 处的最小和最大失配。

2.5 对参考模型和边界条件的敏感性

为考察原始数据对材料选择的影响，将共享测量值或拟合参数的模型分配到来源分组中（参见第 4.2 节）。遵循留一组分析的原则，针对本研究的留一来源组敏感性分析依次省略每个来源分组，并在 $d = 1.3$ mm 处分别针对横电和横磁重复进行极小极大优化。所得极小极大失配的变化量化了各个源组对可实现信道损耗保真度的影响（参见图 7）。由于省略一个分组会减少参考约束的数量，精确的极小极大最优值只能减小或保持不变。

各来源组的影响在 110 和 300 GHz 时尤为显著。排除与 Pickwell 等人的体内皮肤描述相关的组后，110 GHz 时横电极小极大失配从 13.72 分贝降至 5.36 分贝。300 GHz 时也观察到类似效果：省略基于 Pickwell 等人双 Debye 参数的 Chan 和 Ramer 皮肤参考

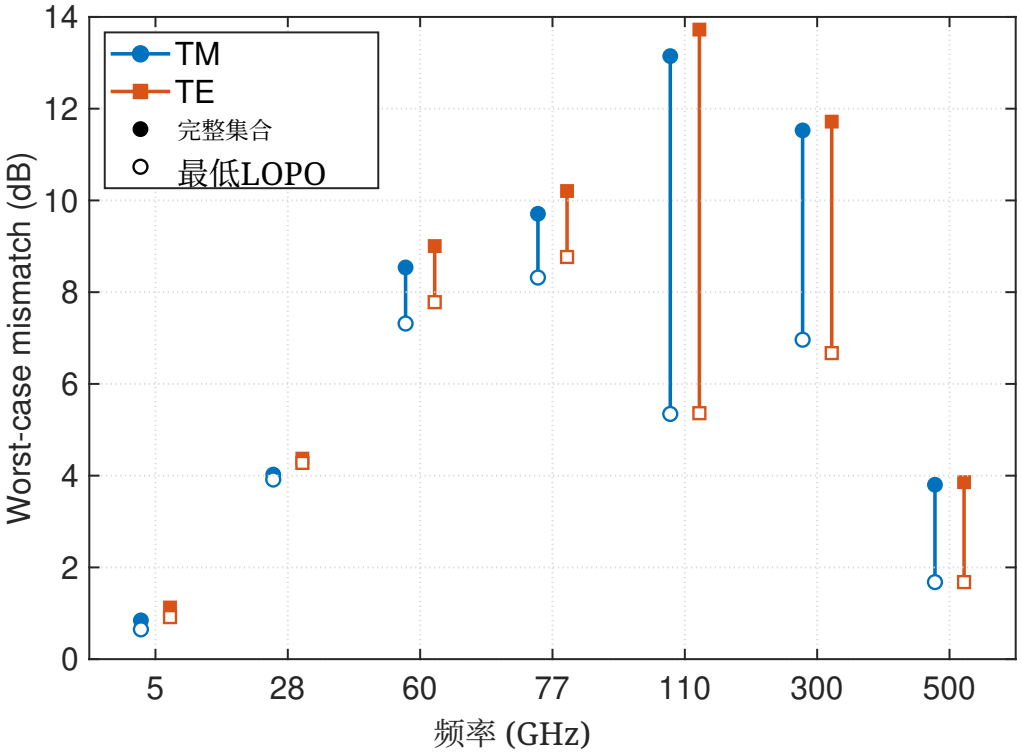
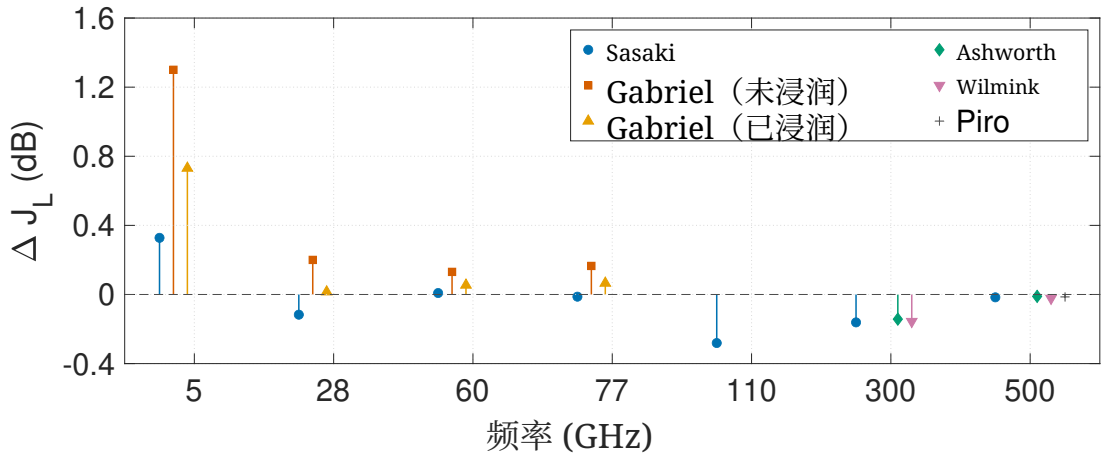


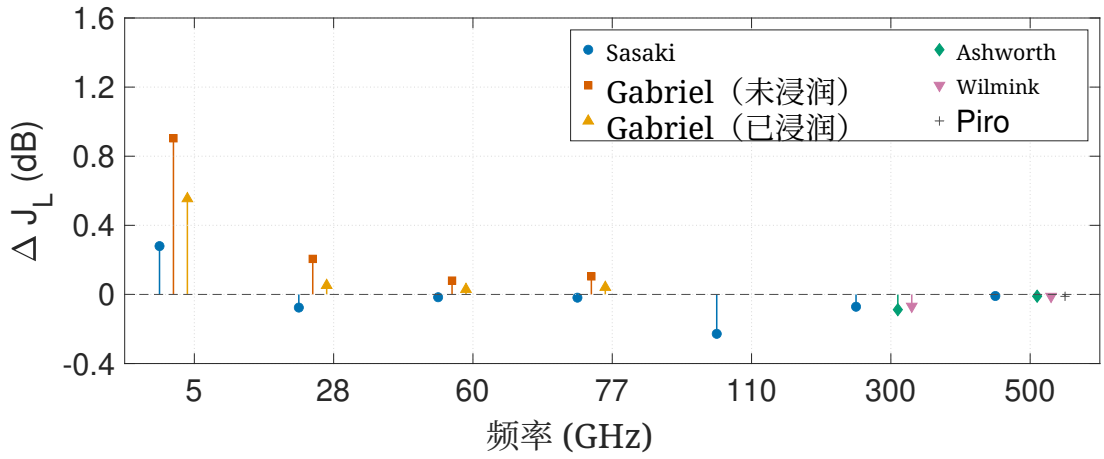
图7： $d = 1.3$ mm处的LOPO敏感性。实心标记表示针对完整参考集分别优化的横电和横磁失配，而空心标记表示省略一个来源组后得到的最低失配。竖直线段量化了每个频率和极化下的最大降低幅度。相应的来源组列于补充表S1中。

后， [27, 28] 相应失配从 11.72 分贝降至 6.67 分贝。在频率与极化的 14 种组合中，移除一个来源组后，失配降幅最大值介于 0.09 至 8.36 分贝之间。排除 Wallace/Truong组后，500 GHz 时横电失配从 3.86 分贝降至 1.68 分贝，而各个组在 28 GHz 时的影响较小。这些结果指出了对材料规格限制最大的源组，并说明了透明参考选择的重要性。补充表S1汇总了最大降幅，表S16列出了所有移除情况，表S2则考察了纳入规则。为考察参考选择对两种极化共同目标的影响，我们在 300 GHz 下针对更小的参考集，于 $d = 1.3$ mm 处重新进行 TE/TM联合优化。排除 Chan模型后，候选方案的最坏情况失配从 11.72 分贝降至 6.96 分贝，但仍高于示例性的 6分贝预算。对于仅包含 Pickwell 等人的体内皮肤参考 [26] 以及 Sasaki 等人归于 Zaytsev 的健康皮肤数值 [29, 20], 的集合，候选方案失配为 2.05 分贝。每个候选方案与独立解析下界之间的差距均小于 0.001 分贝（补充表 S13）。五模型参考集合仍是主要材料验收结果的依据。

下一步分析考察入射角对仿体设计的影响。为此，最大入射角 $\Theta_{\max}$ 以步长 $1°$依次从 $0°$ 增大到 $30°$、 $60°$ 和 $85°$。每个角度范围分别针对横电和横磁进行评估。在 300 GHz 下，将最大入射角从 $0°$ 增大到 $85°$ ，使分别优化后的横电失配从 10.49 dB 增加到 11.72 dB，横磁失配从 10.49 dB 增加到 11.53 dB。由于每个更大的角度集合都包含此前考察的所有角度，因此，随着角度范围增大，精确的极小极大值不可能降低。对于均匀各向同性皮肤，沿表面法线方向的衰减取决于入射角，但对于横电和横磁极化而言是相同的。与极化相关的差异源于空气–皮肤界面处的功率透射。不同极化结果之间的差异源于空气–皮肤界面处与极化相关的功率透射。一致性



(a) TE偏振。



(b) TM偏振。

图 8：在 $d = 1.3$ mm 处，皮肤–SAT 边界对极化特定极大极小信道损耗失配的影响：(a) 横电和 (b) 横磁极化。每个标记代表针对一种指定脂肪组织描述进行的独立优化。差值 $\Delta J_{\mathrm{L}} = J_{\mathrm{L,\ skin+SAT}} - J_{\mathrm{L,\ skin}}$分别比较案例 B 和案例 A 的计算极小极大候选值。正值表示案例 B 中的失配更大。水平标记偏移用于区分载波频率相同时的材料描述。

因此，仅在正入射条件下达到一致，并不能确保同一种材料在更宽的角度范围内仍满足规定容差。补充图 S5–S6追踪了全部七个载波频率下的这些变化。在 1.3 mm 的观测深度处，对于全部七个频率，最大的参考损耗半范围均出现在横电极化的 $85°$（参见补充表 S6）。因此，规定的最大入射角构成材料规格的一部分。分别比较案例 A与案例 B，可以揭示 $d = 1.3$ mm 处底层脂肪组织的影响（参见图 1和图 8）。对于脂肪组织的 20 种材料–频率组合，所有皮肤参考值和仿体候选体均被赋予相同的 SAT 介电常数，同时分别针对横电和横磁优化皮肤介电常数。Sasaki 等人的猪皮下组织测量数据 [30] 为全部七个频率提供了标称 SAT 描述。其他脂肪组织模型则在选定频率下提供比较；在 110 GHz 下，Sasaki 是唯一接受评估的模型（参见第 4.4 节）。

底层脂肪组织的影响在 5 GHz 时最为显著，此时横电失配从案例 A 中的 1.13 dB 增至所研究的三种脂肪组织模型中的 1.45 至 2.43 dB。对于其余六个频率，在所有评估模型中，案例 A 与案例 B 的极化特定极小极大失配之间的绝对差值均小于 0.29 dB

。引入皮肤–SAT 界面会改变从空气侧观察到的入射波导纳，并在皮肤层内产生相干内部反射。图8中的负值表示案例 B 中候选方案与参考损耗更加吻合，无论信道损耗的绝对值是增加还是减少。补充图S7以及表S7和S15列出了介电输入参数及相应的优化结果。

2.6 可行性界限的数值验证与认证

计算所得候选方案的失配为极小极大值提供了一个上界（参见第 4.5 节）。另一个互补且与求解器无关的解析下界，可由规定的入射角和极化范围内预测皮肤损耗的最大变化范围的一半推导得出（参见第 4.6 节）。两者之差限定了失配仍可能降低的幅度。在 $d = 1.3$ mm 处，TE/TM联合结果中的最大差值为 2.12×10^{-4} dB（参见补充图S1）。在全部七个频率下，每个频率取 131 个观测深度，共计 917 次评估，均满足规定的 0.005 dB 优化容差。

临界深度的确定结合了从皮肤表面到深度下界区间内的可行性认证，以及在深度上界处不可行性的解析证明。由此可将无法满足容差的首个深度限定在一个区间内，且无需假设深度方向上的单调性。所有包含临界深度的有限区间宽度均小于 0.001 mm（第 4.6 节）。在更精细的 0.01° 角度网格上重新评估优化后的候选方案，其最坏情况失配变化小于 10^{-4} dB。这些检验共同证实，在规定模型和离散角度约束下，极小极大值及临界深度估计具有数值精度。解析界区分了由所选参考损耗和设计类所造成的限制与数值搜索本身的限制，从而为仿体材料选择提供了数学依据。

3 讨论

鲁棒逆向设计的主要贡献，是将皮肤对链路损耗贡献的允许误差转化为具有经认证的可行性限值的介电材料规格。它通过确定合适的仿体介电常数，并明确在均匀设计类中何时无法达到所需的一致性，补充了标称介电匹配。这凸显了基准仿体和共享验证数据的必要性 [15]。通过可接受集合，实验要求可直接指导材料选择。非空集合可指导选择或开发具有合适介电常数的材料，但须满足制造工艺的约束。空集合则表明，相关规格需要改变实验要求或材料类别。

与基准的比较阐明了优化传播响应本身的优势。质心为每个源组赋予相同权重，而极小极大准则则限制最大的损耗差，不为参考文献赋予概率。即使最佳的单一参考也要相对于完整集合进行选择，因此其较大的失配反映了对已发表介电常数的限制。表面匹配比较揭示了互补性的局限：相似的界面透射可能与皮肤内显著不同的衰减并存。因此，损耗的这两项贡献共同决定了仿体在预定观测深度处的适用性。每个所得目标都特定于其频率和观测深度。因此，多深度或宽带运行的仿体设计，分别需要对共同介电常数或其色散施加额外约束。对已发表仿体材料的评估展示了如何在不同深度评估固定的复介电常数（参见第2.2节）；补充表 S12考察了根据已发表光谱估计的材料参数敏感性。基于测量介电常数进行材料验收时，必须考虑表征不确定性。含水状态相关的介电响应和表面纹理也会影响仿体测量 [12, 13, 31]。

可实现的信道损耗保真度与皮肤参考模型的选择密切相关，如留一法分析以及 300 GHz 下参考子集的比较所示（参见第 2.5 节

和补充表 S13）。尽管缩小参考集可以提高可实现的一致性，但必须独立确认其生物学代表性。不同频率下的参考集并不能对群体范围内的皮肤变异性进行排序。因此，记录这些参考集的来源和频率覆盖范围，对于解读和复现经认证的可行性限值至关重要。在建模皮肤厚度下，案例 B 的比较表明，对于所评估的脂肪组织描述，从 28 到 500 GHz，皮肤–SAT 界面对优化失配的影响相对较小。皮肤内的衰减会抑制较高频率下相干往返传播的贡献，但皮肤–SAT 界面仍会影响透射功率。分别进行优化可量化各 SAT 模型所能达到的保真度。若要为所有 SAT 模型采用通用仿体，则需要进行联合优化。人乳房脂肪和猪皮下组织可作为敏感性分析的替代边界材料。要建立具有代表性的人前臂 SAT 模型，则需要相应的组织数据。其他组织层、天线耦合以及 SAT 内传播还需要进一步建模。

在其他链路条件完全相同的情况下，3 dB 的损耗容差将接收信噪比（SNR）的相应偏差限制在 3 dB 以内。对于特定的植入式无线链路，本研究所考察的传播损耗可以纳入整体链路预算中。角度范围以及 1、3 和 6 dB 的示例性损耗容差可根据目标实验的要求进行调整。未来的研究可以将该框架扩展到宽带和多层仿体设计，并将材料色散和制造约束纳入优化过程。按照所推导验收标准设计的仿体进行实验表征，将进一步确立其在植入式无线链路评估中的适用性。实际工作流程始于确定目标实验的频率、观测深度、角度和极化覆盖范围，以及允许损耗失配。对于可行的要求，保守的材料验收要求整个介电常数不确定性区域均位于可接受集合内。该标准可指导材料选择和表征；而对于不可行的要求，则应在链路测试前重新考虑容差、深度或材料类别。由此，该方法为实验链路评估前可复现的材料筛选提供了定量依据。

4 方法

4.1 评估条件

对于预期的　通信实验，逆介电规范通过以下方式定义

$$\mathcal{S} = (f,\, d,\, \Theta,\, \mathcal{P},\, \mathcal{M}(f),\, \delta_{\mathrm{L}})\,, \tag{1}$$

其中，f 表示载波频率，d 表示从空气–皮肤界面沿法线方向测量的观测深度。集合 Θ 规定了入射角，$\mathcal{P} \subseteq \{\mathrm{TE}、\mathrm{TM}\}$ 表示所选极化方式。在频率 f 下，$\mathcal{M}(f)$表示皮肤参考模型集合，δ_{L} 规定了允许的最大信道损耗失配。为研究对仿体保真度要求逐渐放宽的情况，考虑了 1、3 和 6 dB 的损耗容差。由于信道损耗与功率传输之间存在对数关系，给定的损耗容差 δ_{L} 会将对于每个选定皮肤参考模型、入射角和极化方式，仿体功率传输与参考功率传输之比限制在区间 $[10^{-\delta_{\mathrm{L}}/10}, 10^{\delta_{\mathrm{L}}/10}]$ 内。因此，这三种容差分别对应约 1.26、2 和 4 的最大乘法因子。基于可获得的介电参考数据，独立评估了 5、28、60、77、110、300 和 500 GHz 七种载波频率，其中包括 THz 描述 [26, 27, 32, 33] ，并结合人体中心传播研究 [34]中的应用场景。案例 A 覆盖 0 至 1.3 mm 的观测深度，而案例 B 评估厚度为 1.3 mm 的皮肤层下方 SAT 中的功率传输（参见图 1）。介电验收区域在 0.1 和 1.3 mm 的观测深度处进行展示。为研究广泛入射条件下的仿体保真度，将角度集合 $\Theta = \{0^\circ, 1^\circ, \ldots, 85^\circ\}$ 应用于横电和横磁极化。 1° 网格涵盖从垂直入射到近掠入射的范围，同时采用分辨率为 0.01° 的细化网格，以评估角度离散化的敏感性。所有评估条件汇总于补充表 S3。

4.2 皮肤参考模型的选择

皮肤参考集 $\mathcal{M}(f)$由已发表的人体皮肤测量结果和模型构建而成，这些数据为均匀皮肤提供标量复介电常数，或提供由来源推导出的有效值。每个复介电常数都必须适用于均匀正向模型，且无需额外的均匀化假设。明确分层的皮肤模型和制备的仿体材料将分别处理（参见补充表 S8 和 S10–S12）。对于每个载波频率 f，参考集 $\mathcal{M}(f)$由皮肤模型构建而成，其适用性得到原始出版物所报告的测量、建模或评估范围支持，或得到在该频率下有记录的后续评估支持。相应的来源记录说明了纳入依据、解剖部位、样本状态、介电参数表达式、底层实验数据和来源组。该流程为每个所研究频率建立了可追溯的复介电常数参考集。

在 5、28、60 和 77 GHz 下，已发表的皮肤色散模型结合了体内测量结果以及来自不同解剖区域的拟合描述 [35, 36, 37, 38]。其他人体皮肤证据包括宽带体内测量结果和离体皮肤的 Cole–Cole 表示 [39, 40, 41]。Ghodgaonkar 报告的手掌皮肤体内响应采用原始单 Debye 参数，在 28 GHz 下进行评估，得到 $\varepsilon_{\mathrm{r}}^{*} = 8.01 - j\,11.55$ [39]。Alabaster 的拟合介电函数表示对 37°C 下新鲜皮肤响应的估计，该估计通过校正对单个经甲醛固定并干燥的皮肤样本进行的测量而获得 [41]。均匀前臂描述与分层掌部描述加以区分 [36]。已有记录的后续模型评估支持在其他载波频率下采用所选描述 [22]。对 0.5– 110 GHz 范围内腕部皮肤进行的宽带同轴探针测量 [42] 为本研究中在 5 、 28 、 60、77 和 110 GHz 下评估 Cole–Cole 描述提供了依据。拟合复介电常数表示探针感测区域内的综合介电响应。对于更高的载波频率，所采用的 THz 描述基于已发表的皮肤光谱学研究及相关介电参数化 [26, 27, 28, 32]。纳入这些描述是因为已有实验或模型评估支持，其中相关的双 Debye 拟合为 300 和 500 GHz 下的描述提供了依据。Truong 描述所采用的正常皮肤参数遵循该博士论文的表 4.1 以及相应的同行评审的双 Debye 研究 [43, 33]。Truong 拟合的正常皮肤响应与 Wallace 等人的离体光谱学相关联 [44], ，而 Chan 和 Ramer 使用了 Pickwell 等人表 2 中用于模拟活体正常皮肤的参数 [27, 28]。这两种依赖关系均通过溯源组分配加以表示。

另一个 300 GHz 健康皮肤参考值取自 Sasaki 等人的表 C1；该表将实部相对介电常数 $\varepsilon_{\mathrm{r}}' = 3.3$ 和电导率 $\sigma = 55$ S/m 归因于 Zaytsev 等人 [29, 20]。相应的介电损耗分量计算为 $\varepsilon_{\mathrm{r}}'' = \sigma/(2\pi f \varepsilon_0)$，其中 ε_0表示真空介电常数。由此得到 $\varepsilon_{\mathrm{r}}^{*} \approx 3.30 - j\,3.30$（参见补充表 S5）。根据 $\mathcal{M}(f)$ [45, 46, 47, 48]的选择标准，还考虑了其他解剖学测量结果以及替代性的色散模型或多层表示。补充表 S8 记录了在当前数值纳入规则下对其他已发表描述的处理。总的来说，这些参考数据包含 19 个独立介电模型，以及涵盖七个载波频率的 51 条记录。由共享测量结果或拟合介电参数得到的模型被归入共同的来源组，为 LOPO敏感性分析和质心基准提供依据。解剖部位、样本制备和报告温度等信息均保留在相应的来源记录中。图 2 总结了各来源系列，补充表 S4 列出了各项独立描述、频率和来源分组。所有独立描述均纳入主要最大值计算。对于 1.3 mm 处的 300 GHz 子集比较，将完整的五模型集合与排除 Chan 后的四模型集合，以及仅保留 Pickwell 等人的体内皮肤参考值 [26] 和 Zaytsev 健康皮肤参考数据 [29, 20]的双模型集合进行比较。每个集合均使用原始角度网格分别针对横电和横磁进行联合优化及单独优化（参见补充表 S13）。

4.3 空气–皮肤界面与皮肤内的传播

信道损耗根据深度 d处时间平均平面波功率流的法向分量确定，并以空气–皮肤界面处入射法向功率流进行归一化。对于案例 A，传播模型结合了界面透射和传播过程中的衰减 [49]。考虑位于 $z = 0$处的界面，其中无损空气占据 $z < 0$ ，均匀皮肤向 $z > 0$延伸。 z轴沿界面法线向组织内部延伸，而 x轴位于入射面内，与界面平行。入射角 Θ_{i} 以界面法线为基准测量，观测平面位于 $z = d$处。采用 $e^{j2\pi ft}$ 相量约定，其中 t表示时间， $j^2 = -1$，皮肤参考值的复介电常数 $m \in \mathcal{M}$(f) 表示为

$$\varepsilon_m^* = \varepsilon_m' - j\varepsilon_m'', \qquad \varepsilon_m'' > 0, \tag{2}$$

其中， $\varepsilon_m' = \mathrm{Re}\{\varepsilon_m^*\}$ 表示实部， $\varepsilon_m'' = –\mathrm{Im}\{\varepsilon_m^*\}$ 表示正的介电损耗分量。以下表达式中 ε_m^* 的频率依赖性是隐含的。空气–皮肤界面处切向电场和磁场的连续性给出菲涅耳反射系数 [22, 49]

$$\Gamma_{\mathrm{TE},m}(\Theta_{\mathrm{i}}) = \frac{\cos\Theta_{\mathrm{i}} - \sqrt{\varepsilon_m^* - \sin^2\Theta_{\mathrm{i}}}}{\cos\Theta_{\mathrm{i}} + \sqrt{\varepsilon_m^* - \sin^2\Theta_{\mathrm{i}}}}, \tag{3}$$

$$\Gamma_{\mathrm{TM},m}(\Theta_{\mathrm{i}}) = \frac{\varepsilon_m^*\cos\Theta_{\mathrm{i}} - \sqrt{\varepsilon_m^* - \sin^2\Theta_{\mathrm{i}}}}{\varepsilon_m^*\cos\Theta_{\mathrm{i}} + \sqrt{\varepsilon_m^* - \sin^2\Theta_{\mathrm{i}}}}. \tag{4}$$

由于入射介质无损，界面处法向时均功率流守恒给出了进入有损皮肤半空间的功率分数:

$$R_{p,m} = |\Gamma_{p,m}|^2, \qquad T_{p,m} = 1 - R_{p,m}, \qquad p \in \{\mathrm{TE}, \mathrm{TM}\}. \tag{5}$$

$R_{p,m}$ 表示在空气–皮肤界面处反射的入射功率分数，而$T_{p,m}$ 表示透射进入皮肤的功率分数，适用于皮肤参考模型 m 和极化 p。越过界面后，衰减由复法向波数决定。切向波数守恒给出

$$k_x = k_0 \sin\Theta_{\mathrm{i}}, \tag{6}$$

其中， $k_0 = 2\pi f/c_0$ 和 c_0 是真空光速。对于本研究所考虑的非磁性有损介质，相应的法向波数为 [49]

$$k_{z,m} = k_0\sqrt{\varepsilon_m^* - \sin^2\Theta_{\mathrm{i}}}, \tag{7}$$

其中，平方根分支通过 $\mathrm{Re}\{k_{z,m}\} \geq 0$ 和 $\mathrm{Im}\{k_{z,m}\} \leq 0$ 选取，以确保波向组织内传播且场振幅不增加。在空间依赖关系$e^{-j(k_x x + k_{z,m} z)}$下，法向场衰减系数为

$$\alpha_{z,m} = -\,\mathrm{Im}\{k_{z,m}\} \geq 0. \tag{8}$$

由于功率与场振幅的平方成正比，法向功率流按场衰减指数的两倍递减。深度 d处的传播因子为

$$L_{\mathrm{prop},m}(f, \Theta_{\mathrm{i}}, d) = \exp\left(-2\alpha_{z,m} d\right). \tag{9}$$

Com将这一因素与空气–皮肤界面处的透射功率分数结合，可得到

$$\mathcal{T}_{p,m}(f, d, \Theta_{\mathrm{i}}) = T_{p,m} L_{\mathrm{prop},m}(f, \Theta_{\mathrm{i}}, d). \tag{10}$$

这一无量纲量表示深度为 d 处的法向功率流，并以界面处的入射法向通量进行归一化。该量假设皮肤为半无限介质，不包括来自更深组织边界的反射；这些反射将单独处理。其对数形式定义了逆向设计中自始至终使用的信道损耗指标

$$L_{\mathrm{ch},p}^{(m)}(f,d,\Theta_{\mathrm{i}}) = -10\log_{10}\mathcal{T}_{p,m}(f,d,\Theta_{\mathrm{i}}). \tag{11}$$

信道损耗指标可分解为界面贡献 $-10\log_{10}(1-R_{p,m})$ 和深度相关贡献 $(20/\ln 10)\alpha_{z,m}d$。对于均匀各向同性介质的固定复介电常数和入射角，法向衰减系数 $\alpha_{z,m}$ 对横电和横磁极化是相同的。因此，信道损耗对极化的依赖源于菲涅耳功率透射因子。在皮肤表面（$d=0$）处，仅有界面损耗起作用；而传播进入组织后，会引入由法向波数的虚部决定的额外衰减。将上文推导的平面波传播模型应用于复介电常数为 $\varepsilon_{\mathrm{c}}^{*}$ 的仿体候选材料，可得到相应的信道损耗 $L^{(\mathrm{c})}{}_{\mathrm{ch}\,p}$。候选材料与皮肤参考值之间的损耗差异可表示为

$$L_{\mathrm{ch},p}^{(\mathrm{c})} - L_{\mathrm{ch},p}^{(m)} = -10\log_{10}\left(\frac{T_{p,\mathrm{c}}}{T_{p,m}}\right) + \frac{20d}{\ln 10}\left(\alpha_{z,\mathrm{c}} - \alpha_{z,m}\right). \tag{12}$$

在此表达式中，$T_{p,\mathrm{c}}$ 和 $\alpha_{z,\mathrm{c}}$ 分别表示仿体候选材料的界面功率透射系数和法向场衰减系数。第一项量化了界面透射差异，第二项描述了深度相关的衰减差异。这一分解解释了为什么信道损耗失配可能在表面处持续存在，也解释了为什么几乎等效的表面响应在有限深度处会产生显著不同的损耗。对所有皮肤参考模型和候选介电常数应用相同的传播模型，为第 4.5 节的逆向 formulation 提供了共同依据。随后，在案例 B 中，将传播模型扩展至 SAT 上方的有限皮肤层。

4.4 具有皮下脂肪组织的有限皮肤层

案例 B 将皮肤半空间（案例 A，第 4.3 节）替换为厚度为 $d_{\mathrm{skin}} = 1.3$ mm、背后为半无限 SAT 的皮肤层（图 1）。名义 SAT 模型基于 Sasaki 等人对猪皮下组织进行体外测量所得的复介电常数光谱，在约 $35\,^{\circ}\mathrm{C}$ 下、1 至 1000 GHz 的频率范围内获取，涵盖所研究的全部七个频率。为评估不同脂肪组织描述的敏感性，在 5、28、60 和 77 GHz 下评估血液浸润脂肪和非血液浸润脂肪的原始模型 [35]。在 300 和 500 GHz 下的研究还包括已发表的人乳腺脂肪组织和猪脂肪组织光谱 [50, 51]。在 500 GHz 下还考虑了一个 Havriliak–Negami模型；这是所研究频率中唯一处于其报告拟合范围 0.5 至 1.5 THz 内的频率 [52]。每个输入均在报告的测量范围或模型范围内进行评估。从已发表图表中重建的谱值属于近似材料输入，具体记录于补充表 S7 中。对于每个所研究的 SAT 模型，在所有皮肤参考值和仿体候选材料配置中，均为底层脂肪组织赋予相同的复介电常数。随后进行独立的偏振特异性优化，以分离可实现的信道损耗保真度对规定下边界的敏感性。两个案例均包括空气–皮肤界面处的反射。案例 B 还包括皮肤–SAT 界面处的反射，以及有限皮肤层内部的重复反射。我们采用分层介质的特征矩阵法来处理这些相干多重反射 [53]。对于每种非磁性介质 $\ell \in$ {空气、皮肤、SAT}，与极化相关的波导纳为

$$Y_{\ell,\mathrm{TE}} = \frac{k_{z,\ell}}{2\pi f\mu_0}, \qquad Y_{\ell,\mathrm{TM}} = \frac{2\pi f\varepsilon_0\varepsilon_{\ell}^{*}}{k_{z,\ell}}, \tag{13}$$

其中，ε_{ℓ}^{*} 表示介质 ℓ 的复相对介电常数（其中 $\varepsilon_{\mathrm{air}}^{*}=1$），而$k_{z,\ \ell}$ 则根据守恒的切向波数，并采用式（7）定义的平方根分支得出。令 ε_0

并令 μ_0 分别表示真空介电常数和磁导率，则归一化导纳定义为$\widetilde{Y}_{\ell,\ p} = Y_{\ell,\ p}/Y_{\mathrm{vac}}$，其中 $Y_{\mathrm{vac}} = \sqrt{\varepsilon_0/\mu_0}$ 为真空导纳。采用统一的归一化方式不会改变反射系数和归一化功率传输。对于沿 z增大方向传播的波，带符号的切向场满足$H_{\mathrm{t}} = Y_{\ell,\ p}E_{\mathrm{t}}$。对于横电极化，我们使用（$E_{\mathrm{t}}$，$H_{\mathrm{t}}$）=（$E_y$，$-H_x$）；对于TM偏振，则使用（$E_x$，$H_y$）。采用这些约定后，特征矩阵将皮肤层两个边界处的总切向场（包括前向波和后向波）关联起来：

$$\begin{bmatrix} E_{\mathrm{t}}(0) \\ H_{\mathrm{t}}(0) \end{bmatrix} = \mathbf{M}_{\mathrm{skin},p} \begin{bmatrix} E_{\mathrm{t}}(d_{\mathrm{skin}}) \\ H_{\mathrm{t}}(d_{\mathrm{skin}}) \end{bmatrix}. \tag{14}$$

对于极化 p，传输矩阵$\mathbf{M}_{\mathrm{skin},p}$ 将皮肤–SAT 界面处的切向场分量与空气–皮肤界面处的切向场分量联系起来。采用 $e^{j2\pi ft}$ 时间约定和空间传播因子$e^{-jk_{z,\mathrm{skin}}z}$，该矩阵表示为

$$\mathbf{M}_{\mathrm{skin},p} = \begin{bmatrix} \cos\delta_{\mathrm{skin}} & j\sin\delta_{\mathrm{skin}}/Y_{\mathrm{skin},p} \\ jY_{\mathrm{skin},p}\sin\delta_{\mathrm{skin}} & \cos\delta_{\mathrm{skin}} \end{bmatrix}, \tag{15}$$

with

$$\delta_{\mathrm{skin}} = k_{z,\mathrm{skin}}d_{\mathrm{skin}}. \tag{16}$$

乘积$\delta_{\mathrm{skin}} = k_{z,\mathrm{skin}}d_{\mathrm{skin}}$ 描述了穿过皮肤层的传播。其实部表示沿界面法线的电长度，而其负虚部决定场振幅的衰减指数。对入射角的依赖通过$k_{z,\mathrm{skin}}$纳入。在半无限SAT内，仅保留背离皮肤–SAT 界面传播的波。因此，辐射条件给出 $H_{\mathrm{t}}(d_{\mathrm{skin}}) = Y_{\mathrm{SAT},p}E_{\mathrm{t}}(d_{\mathrm{skin}})$。代入(14)可得从空气侧看到的输入导纳：

$$Y_{\mathrm{in},p} = \frac{M_{21} + M_{22}Y_{\mathrm{SAT},p}}{M_{11} + M_{12}Y_{\mathrm{SAT},p}}, \tag{17}$$

其中 M_{ij} 简记(i,j)这一$\mathbf{M}_{\mathrm{skin},p}$ 元素，对应于所评估的极化 p。案例 B 的空气–皮肤边界处的反射系数随后为

$$\Gamma_{\mathrm{multi},p} = \frac{Y_{\mathrm{air},p} - Y_{\mathrm{in},p}}{Y_{\mathrm{air},p} + Y_{\mathrm{in},p}}. \tag{18}$$

该反射系数指的是带符号的切向电场振幅。对于TM偏振，其符号与公式 (4) 中采用的约定不同，但其平方幅值不变。在皮肤–SAT 界面处，从空气中的入射波到向外传播波的场透射系数为

$$t_{\mathrm{multi},p} = \frac{2Y_{\mathrm{air},p}}{Y_{\mathrm{air},p}(M_{11} + M_{12}Y_{\mathrm{SAT},p}) + M_{21} + M_{22}Y_{\mathrm{SAT},p}}. \tag{19}$$

对于峰值振幅相量，前向波的法向时间平均功率通量为 $\frac{1}{2}\,\mathrm{Re}\{Y_{\ell,p}\}|E_{\mathrm{t}}|^2$。将透射功率通量归一化为入射功率通量时，因子 $1/2$ 会抵消。因此，必须根据实数波导纳对透射场振幅进行加权，才能得到进入 SAT 的功率，并将其归一化为在空气中的入射功率：

$$\mathcal{T}_{\mathrm{multi},p} = \frac{\mathrm{Re}\{Y_{\mathrm{SAT},p}\}}{\mathrm{Re}\{Y_{\mathrm{air},p}\}}\,|t_{\mathrm{multi},p}|^2\,. \tag{20}$$

作为一致性极限，当 SAT 介电常数等于皮肤的介电常数时，下界面处的介电反差便消失。此时，分层功率传输表达式简化为$\mathcal{T}_{p,m}(f, d_{\mathrm{skin}}, \Theta_{\mathrm{i}}) = (1 - R_{p,m})\exp(-2\alpha_{z,m}d_{\mathrm{skin}})$，从而恢复式 (10) 的均匀介质前向响应。将归一化功率传输因子用分贝表示，可得到分层信道损耗指标

$$L_{\mathrm{ch},p}^{\mathrm{multi}} = -10\log_{10}\mathcal{T}_{\mathrm{multi},p}. \tag{21}$$

案例 B 同时考虑两个界面处的反射、皮肤中的吸收以及相干多重反射。在 $d = d_{\mathrm{skin}}$ 处，案例 A 预测皮肤内的前向功率（式 (11)），而案例 B 预测进入 SAT 的功率（式 (21)）。通过比较案例 A 和案例 B 的优化失配，评估皮肤–SAT 界面的影响。

4.5 极小极大公式与验收标准

在第 4.3 节的传播模型下，每个选定的皮肤参考模型和候选介电常数都会映射到相同的基于功率的信道损耗指标。参考模型和候选方案在相同的载波频率、深度、入射角和极化条件下进行评估。对于候选复介电常数 $\varepsilon_{\mathrm{c}}^{*}$，相对于参考值 m的带符号损耗差为

$$\Delta L_{\mathrm{ch},m,p}(\varepsilon_{\mathrm{c}}^{*}; f, d, \Theta_{\mathrm{i}}) = L_{\mathrm{ch},p}^{(\mathrm{c})}(f, d, \Theta_{\mathrm{i}}) - L_{\mathrm{ch},p}^{(m)}(f, d, \Theta_{\mathrm{i}}), \tag{22}$$

其中， $p \in \mathcal{P}$ 表示极化状态。其绝对值即为以分贝表示的损耗失配。通过以下方式，将单个候选方案与所有选定的参考模型、采样入射角和规定的极化进行联合评估：

$$J_{\mathrm{L}}(\varepsilon_{\mathrm{c}}^{*}; f, d) = \max_{\substack{m\in\mathcal{M}(f)\\ \Theta_{\mathrm{i}}\in\Theta,\, p\in\mathcal{P}}} \left|\Delta L_{\mathrm{ch},m,p}(\varepsilon_{\mathrm{c}}^{*}; f, d, \Theta_{\mathrm{i}})\right|. \tag{23}$$

因此， J_{L} 量化了选定皮肤参考模型、入射角和规定极化条件下建模的最大信道损耗失配。在每个频率和观测深度下，单个仿体候选材料必须同时满足所有这些评估条件。该标准规定了图 1 中建模的皮肤对链路损耗贡献的准确性。角度最大化采用规定的离散集合 Θ。为在固定频率、深度、参考模型、角度和极化条件下进行一致的信噪比比较，将带符号损耗差缩写为 $\Delta L_{\mathrm{ch}} = \Delta L_{\mathrm{ch},m,p}$ 和Δ信噪比$_{\mathrm{dB}}$ = 信噪比$^{(\mathrm{c})}$ $_{\text{分贝}}$ −信噪比$^{(m)}$ $_{\text{分贝}}$。如果发射功率、接收机噪声功率以及所有其他链路项均保持不变，则

$$\begin{aligned} \Delta\mathrm{SNR}_{\mathrm{dB}} &= -\Delta L_{\mathrm{ch}}, \\ \left|\Delta\mathrm{SNR}_{\mathrm{dB}}\right| &= \left|\Delta L_{\mathrm{ch}}\right|. \end{aligned} \tag{24}$$

在每个频率 f 下，可行设计类定义为 $\mathcal{D}(f) = \{\varepsilon' - j\varepsilon'' :\ \varepsilon' > 0,\ \ \varepsilon'' \geq 0\}$。该设计类包含均匀介质的复相对介电常数，其实部为正、虚部为非正。在所述相量约定下，非负损耗分量确保在所评估频率下满足无源性。每个频率均独立进行优化，不强制采用共同的宽带色散定律。可实现的最优最坏情况失配由下确界定义为

$$J_{\mathrm{L}}^{\star}(f, d) = \inf_{\varepsilon_{\mathrm{c}}^{*}\in\mathcal{D}(f)} J_{\mathrm{L}}(\varepsilon_{\mathrm{c}}^{*}; f, d). \tag{25}$$

每个逆问题均定义在单一频率和一个预设深度下，并针对 $\mathcal{M}(f)$、 Θ 和 $\mathcal{P}$ 联合施加鲁棒性约束。对于应用定义的信道损耗预算 δ_{L}，相应的可容许介电区域为

$$\Omega_{\delta_{\mathrm{L}}}(f, d) = \left\{\varepsilon_{\mathrm{c}}^{*} \in \mathcal{D}(f) : J_{\mathrm{L}}(\varepsilon_{\mathrm{c}}^{*}; f, d) \leq \delta_{\mathrm{L}}\right\}. \tag{26}$$

集合 $\Omega_{\delta_{\mathrm{L}}}(f, d)$ 包含所有满足规定容差的候选介电常数，因此可依据相同标准评估已发表的仿体材料。在所定义的材料类别中，空集表示不可行性。计算得到的目标值和验收判定采用

以全精度存储的数值材料输入，不受显示时舍入的影响。 J_{L} 的最小化采用确定性网格搜索，对复介电常数的实部分量和损耗分量进行逐次局部细化。复介电常数平面中的初始搜索域由所选皮肤参考模型中两个分量的最小值和最大值定义：

$$\min_{m\in\mathcal{M}(f)} \varepsilon'_m \le \varepsilon'_{\mathrm{c}} \le \max_{m\in\mathcal{M}(f)} \varepsilon'_m, \tag{27}$$

$$\min_{m\in\mathcal{M}(f)} \varepsilon''_m \le \varepsilon''_{\mathrm{c}} \le \max_{m\in\mathcal{M}(f)} \varepsilon''_m. \tag{28}$$

这些界限定义了初始搜索域，并可在可行设计类 $\mathcal{D}(f)$ 内扩展。对于 TE/TM联合优化，初始网格沿 $\varepsilon'_{\mathrm{c}}$ 和 $\varepsilon''_{\mathrm{c}}$ 轴的采样间距均为 0.20。保留 J_{L} 值最小的最多十个候选方案，以进行局部细化。围绕每个保留的候选方案，采用间距为 0.025 的更精细网格，覆盖每个坐标方向上延伸两个粗网格步长的邻域，并限制在当前搜索界限内。随后围绕最佳候选方案进行两次细化，间距分别为 0.005 和 0.001，邻域范围均为前一网格步长的两倍。根据第 4.1 节规定的 1° 入射角网格评估每个候选方案，并与已找到的最佳值进行比较。通过比较计算所得候选目标值（它为极小极大值提供上界）与第 4.6 节推导的解析下界 J_{LB} ，来评估数值精度。如果两者之差超过 0.005 分贝，则在可行设计类内，将两个搜索区间分别向两侧扩展其当前宽度。搜索和细化将持续进行，直至达到规定精度或尝试六次扩展。如果未达到该精度，则在该精度下极小极大值仍无法确定。第 2.6 节总结了验证结果。为可视化接受集，将每个参考介电常数区间在可行设计类内向两侧各扩展其区间宽度。由此得到的固定绘图域决定了所显示的接受集部分，且不受数值搜索域扩展的影响。确定介电目标后，可通过计算已实现仿体材料的复介电常数 $\varepsilon^*_{\mathrm{mat}} \in \mathcal{D}(f)$ 相对于极小极大值的超额失配来评估该材料：

$$\Delta J_{\mathrm{design}}(\varepsilon^*_{\mathrm{mat}}; f, d) = J_{\mathrm{L}}(\varepsilon^*_{\mathrm{mat}}; f, d) - J^\star_{\mathrm{L}}(f, d) \ge 0. \tag{29}$$

设计惩罚 $\Delta J_{\mathrm{design}}$ 量化了某材料相对于精确极小极大值所增加的最坏情况失配。改用计算所得候选目标值时，该惩罚的变化不超过已验证的最优性间隙。若材料满足规定的信道损耗容差，则 $J_{\mathrm{L}}(\varepsilon^*_{\mathrm{mat}};\ f,\ d) \le \delta_{\mathrm{L}}$。

4.6 可行性与临界深度

对于给定的频率、深度、入射角和极化，所选皮肤参考模型的信道损耗响应构成一个区间，其端点为

$$L_{\max,p}(f, d, \Theta_{\mathrm{i}}) = \max_{m\in\mathcal{M}(f)} L^{(m)}_{\mathrm{ch},p}(f, d, \Theta_{\mathrm{i}}), \tag{30}$$

$$L_{\min,p}(f, d, \Theta_{\mathrm{i}}) = \min_{m\in\mathcal{M}(f)} L^{(m)}_{\mathrm{ch},p}(f, d, \Theta_{\mathrm{i}}). \tag{31}$$

设 ℓ_{c} 表示在相同条件下，针对一个符合条件的仿体候选材料所预测的信道损耗。相对于最小和最大参考损耗的最大偏差满足

$$\max\left\{|\ell_{\mathrm{c}} - L_{\min,p}|, |\ell_{\mathrm{c}} - L_{\max,p}|\right\} \ge \frac{L_{\max,p} - L_{\min,p}}{2},$$

其中，$L_{\min、\,p}$ 和 $L_{\max、\,p}$ 的自变量保持不变。根据三角不等式，对于可行设计类 $\mathcal{D}(f)$ 中的每个候选方案，该关系均成立，且与优化

算法无关。取所有指定入射角和极化下参考损耗半极差的最大值，即可得到解析下界

$$J_{\mathrm{LB}}(f,d)=\frac{1}{2}\max_{\substack{\Theta_{\mathrm{i}}\in\Theta\\ p\in\mathcal{P}}}\bigl[L_{\max,p}(f,d,\Theta_{\mathrm{i}})-L_{\min,p}(f,d,\Theta_{\mathrm{i}})\bigr].\tag{32}$$

解析下界不一定能由单个复介电常数达到，因为同一个候选方案必须同时满足所有规定的角度和极化条件。评估任意候选方案 $\widehat{\varepsilon}_{\mathrm{c}}^{*}\in\mathcal{D}(f)$ 可得到一个上界，其中帽号表示计算得到的仿体候选材料。综合这两个界，可将精确的极小极大值限定在：

$$J_{\mathrm{LB}}(f,d)\le J_{\mathrm{L}}^{\star}(f,d)\le J_{\mathrm{L}}(\widehat{\varepsilon}_{\mathrm{c}}^{*};f,d).\tag{33}$$

公式 (33) 给出了极小极大值的下界和上界。两者之差限定了通过进一步优化可能获得的最大改进。差值不超过 0.005 分贝，即表明对于指定模型、参考集和离散入射角，已达到规定的数值精度。对于应用定义的预算 δ_{L}，若候选方案 $J_{\mathrm{L}}(\widehat{\varepsilon}_{\mathrm{c}}^{*};f,\ d)\le\delta_{\mathrm{L}}$，则可确认其满足可行性条件。反之，若 $J_{\mathrm{LB}}(f,\ d)>\delta_{\mathrm{L}}$，则无论搜索算法如何，均可判定为不可行。如果候选目标值超过预算，而下界未超过预算，那么仅凭这两项检验无法得出上述任一结论，可能需要进一步细化搜索。临界深度定义为案例 A 中无法满足规定损耗容差的观测深度的下确界：

$$d_{\mathrm{crit}}(f,\delta_{\mathrm{L}})=\inf\bigl\{d\in[0,d_{\mathrm{skin}}]:\Omega_{\delta_{\mathrm{L}}}(f,d)=\varnothing\bigr\},\tag{34}$$

其中，$d_{\mathrm{skin}}=1.3$ mm 表示第 4.1 节规定的观测深度研究范围上限。该定义无需假设深度方向上的单调性，即可确定不可行性的起点，从而允许在更大深度处再次达到容差要求。在不同观测深度处，可以选择不同的复介电常数。如果在整个研究区间内均可满足容差要求，则结果报告为 $d_{\mathrm{crit}}>1.3$ mm。初始数值扫描针对每个频率包含 131 个观测深度，范围为 0 至 1.3 mm，步长为 0.01 mm。从表面开始，在前一深度处获得的候选方案会在下一深度处进行评估，并与相应的解析下界进行比较。当差值超过 0.005 分贝时，便围绕该候选方案依次进行局部网格细化。当这些细化不足以达到规定的数值精度时，则执行第 4.5 节所述的全网格搜索。为确定采样深度之间的可行性，随后通过检验某一共同候选方案是否能在两个端点处均满足损耗容差，来考察每个区间。对于给定频率、入射角和极化下的固定候选方案与皮肤参考值，案例 A 中的损耗差由公式（12）描述。其中，界面贡献与深度无关，而传播贡献会随深度线性变化，这是因为均匀介质中的法向衰减系数为常数。对于固定的候选方案和参考介电常数，带符号的信道损耗差关于深度呈仿射关系。因此，其绝对值具有凸性，所以在一个深度区间上的最大值会在某个端点处取得。对所有选定的参考模型、入射角和极化取最大值后，该性质仍然保持。对于两个观测深度 d_{a} 和 d_{b}，通过 $d_{\lambda}=(1-\lambda)d_{\mathrm{a}}+\lambda d_{\mathrm{b}}$ 定义一个中间深度，其中 $0\le\lambda\le1$。根据凸性可得

$$J_{\mathrm{L}}(\widehat{\varepsilon}_{\mathrm{c}}^{*};f,d_{\lambda})\le(1-\lambda)J_{\mathrm{L}}(\widehat{\varepsilon}_{\mathrm{c}}^{*};f,d_{\mathrm{a}})+\lambda J_{\mathrm{L}}(\widehat{\varepsilon}_{\mathrm{c}}^{*};f,d_{\mathrm{b}}).\tag{35}$$

因此，同一个候选方案若在区间两端均满足规定预算，也会在其间的整个深度区间内满足该预算。这样，无需假设分别针对每个深度优化得到的极小极大值具有凸性或单调性，即可为该候选方案提供连续可行性证书。对深度区间两端的每个候选方案进行测试

其两端。如果没有任何候选方案能在两端均满足容差，则计算一个中点候选值，并根据需要细分该区间。相邻的已验证线段可证明从表面开始的连续可行性。要将临界深度限定在区间 $[d_{\mathrm{crit}}^{-}, d_{\mathrm{crit}}^{+}]$（式（34））内，必须验证从表面到下端点 d_{crit}^{-} 的连续可行性。在上端点 d_{crit}^{+} 处，解析下界必须大于容差，

$$J_{\mathrm{LB}}(f, d_{\mathrm{crit}}^{+}) > \delta_{\mathrm{L}}. \tag{36}$$

每个有限临界深度区间都经过细化，使其宽度不超过 0.001 mm。在新评估的深度处，计算所得候选目标值与解析下界之间的差值不得超过 0.001 dB。表面不可行性给出 $d_{\mathrm{crit}} = 0$。容差为 1、3 和 6 dB 时的临界深度结果均基于这些经过验证的区间。区间宽度规定了所报告临界深度的数值分辨率。

4.7 材料选择策略比较

为评估在指定深度进行鲁棒逆向设计的优势，我们将极小极大目标与直接选择单个皮肤参考模型，以及对各来源分组采用相同权重的质心进行比较。所有策略均使用相同的特定频率参考集、入射角网格和 $d = 1.3$ mm 端点。基准失配分别针对 TE 和 TM，按照公式（23）并设置 $\mathcal{P} = \{\mathrm{TE}\}$ 或 $\mathcal{P} = \{\mathrm{TM}\}$进行计算。对于两种极化，质心均为同一个仿体候选材料，而最佳单参考模型目标和鲁棒目标则分别针对每种极化独立选择。因此，这些基准不同于表1中用于主要材料规格的 TE/TM联合极小极大优化。对于单参考模型基准，依次将每个参考介电常数作为候选方案进行测试，

$$\varepsilon_{\mathrm{c}}^{*} = \varepsilon_{m}^{*}(f), \qquad m \in \mathcal{M}(f). \tag{37}$$

所得 J_{L} 的最小值和最大值界定了有限个单一参考值选择之间的失配范围。一个称为质心的补充基准通过为各来源分组赋予相同权重，考虑了多个皮肤参考模型的共同来源。令 $\mathcal{G}(f)$ 表示在 $\mathcal{M}(f)$ 中所代表的来源分组集合，其中 $\mathcal{M}_g(f)$ 包含根据补充表 S4 分配至第 g 组的参考模型。每个参考模型恰好属于一个分组。基数 $|\mathcal{M}_g(f)|$ 和 $|\mathcal{G}(f)|$ 分别表示第 g 组内的模型数量和所代表的分组数量。每个分组内的平均复介电常数计算如下

$$\bar{\varepsilon}_{g}^{*}(f) = \frac{1}{|\mathcal{M}_g(f)|} \sum_{m \in \mathcal{M}_g(f)} \varepsilon_{m}^{*}(f). \tag{38}$$

对这些组特定值取平均可得

$$\varepsilon_{\mathrm{cent,prov}}^{*}(f) = \frac{1}{|\mathcal{G}(f)|} \sum_{g \in \mathcal{G}(f)} \bar{\varepsilon}_{g}^{*}(f). \tag{39}$$

因此，无论每个来源分组包含多少个参考模型，每个分组对质心的贡献都相同。这种加权方式基于有记录的来源谱系，定义了一个逐点介电基准。由于菲涅耳透射和传播衰减取决于复介电常数的非线性函数，对介电特性取平均通常不会使最坏情况下的信道损耗失配最小化。对于深度为 d 的鲁棒基准，使目标最小化的复介电常数构成集合

$$\mathcal{A}^{\star}(f, d) = \arg\min_{\varepsilon_{\mathrm{c}}^{*} \in \mathcal{D}(f)} J_{\mathrm{L}}(\varepsilon_{\mathrm{c}}^{*}; f, d), \tag{40}$$

对于达到的下确界，极小点集合包含使目标最小化的介电常数。数值比较采用一个计算得到的极小极大候选值，其失配与下界的差异不超过

报告的数值容差。该基准是否适用于具体应用，取决于其是否属于 $\Omega_{\delta_{\mathrm{L}}}(f,\ d)$。另有一项独立诊断分别针对横电和横磁，使用相应的偏振特定目标函数，考察在空气–皮肤界面处具有几乎相同最坏情况一致性的仿体候选体，是否也能在有限深度处提供可比的保真度。在均匀正向模型中，设置 $d = 0$ 会移除深度相关衰减项，并保留界面透射响应。因此，表面失配同样较小的候选方案，其法向衰减系数仍可能不同，从而在有限深度处产生不同的信道损耗响应。相应的表面目标函数为

$$J_{\mathrm{L,surf}}(\varepsilon_{\mathrm{c}}^{*}; f) = J_{\mathrm{L}}(\varepsilon_{\mathrm{c}}^{*}; f, 0), \tag{41}$$

可达到的最佳值

$$J_{\mathrm{L,surf}}^{\star}(f) = J_{\mathrm{L}}^{\star}(f, 0). \tag{42}$$

在精确表面下确界之上定义一个非负容许值 Δ_{surf}，即可得到近似最优表面集合

$$\begin{aligned}\mathcal{N}_{\Delta_{\mathrm{surf}}}(f) = \big\{ & \varepsilon_{\mathrm{c}}^{*} \in \mathcal{D}(f) : \\ & J_{\mathrm{L,surf}}(\varepsilon_{\mathrm{c}}^{*}; f) \le J_{\mathrm{L,surf}}^{\star}(f) + \Delta_{\mathrm{surf}} \big\}.\end{aligned} \tag{43}$$

为考察在空气–皮肤界面处具有近似相当匹配度的候选方案，主要分析采用 $\Delta_{\mathrm{surf}} = 0.05$ 分贝的表面容许值。为评估对该选择阈值的敏感性，还考察了 0.02 和 0.10 分贝这两个附加值。表面容许值规定了与可达到的最佳表面失配之间的接近程度，而损耗容差 δ_{L} 规定了材料验收标准。$\mathcal{N}_{\Delta_{\mathrm{surf}}}(f)$ 的数值评估采用计算得到的表面最优值。阈值附近的归属对该计算值的最优性间隙较为敏感，因此采样集合是理论集合的近似。仿体候选体取自第 4.5 节所规定的固定绘图域，且在 $\varepsilon_{\mathrm{c}}'$ 轴和 $\varepsilon_{\mathrm{c}}''$ 轴方向上的网格间距均为 0.15。随后，在 $d = 1.3$ 毫米深度处对满足数值表面判据的候选方案进行评估，同时保留其原始复介电常数。所得最小值和最大值定义了采样网格上的失配范围。该比较表明，在有限深度处，相似的界面透射可能与显著不同的信道损耗并存。

人工智能的使用

ChatGPT（OpenAI）用于改进稿件和补充信息的语法、措辞和可读性。作者对科学内容和最终文本承担全部责任。

资金支持

本文所介绍的研究部分由德国研究联合会资助，项目编号 287022738，TRR 196 MARIE，涵盖项目 M01、M03、S04 和 S05。此外，北莱茵-威斯特法伦州文化与科学部（MKW NRW）通过 terahertz.NRW 项目，以及德国联邦研究、技术与航天部（BMFTR）通过 6GEM研究中心，依据资助编号 16KISK039 提供了额外支持。“terahertz.NRW”项目获得了“Netzwerke 2021”计划的资助，该计划由北莱茵-威斯特法伦州文化与科学部发起。作者对本出版物的内容承担全部责任。我们还感谢杜伊斯堡-埃森大学开放获取出版基金提供的资金支持。

作者贡献

A.P. 和 A.A.A. 共同构思了本研究，确立了核心研究问题，并平等参与了研究的概念设计。两人均参与了分析公式化、方法学发展以及结果解读。A.P. 负责协调数值实现与分析，并牵头撰写了原始稿件。S.E. 和 Y.Z. 参与了计算分析和结果可视化，并对稿件提出了科学意见和修订建议。A.P. 和 A.A.A. 参与了稿件的撰写、审阅和编辑。M.J.、J.M.J.、D.E. 和 T.K. 提供了科学指导和监督。所有作者均提出了研究思路、讨论了结果、审阅了稿件，并批准了最终版本。

数据与代码可用性

相关的全精度研究数据集和实现代码未随本预印本公开发布。

利益冲突

作者声明不存在利益冲突。

补充信息

材料相关的通信和请求应发送给 A.P. 或 A.A.A。

参考文献

[1] Joseph, L. 等。 用于体域无线通信应用的拟人躯干仿体及其物理与数字孪生体的验证。*IEEE Trans. Biomed. Eng.* **72,** 1858–1871（2025年）。https://doi.org/10.1109/TBME.2024.3524728。[2] Van Mulder, T. J. S.等。 利用高频超声评估健康成人的皮肤厚度。*Vaccine* **35,** 1810–1815（2017年）。https://doi.org/10.1016/j.vaccine.2016.07.039。[3] Chahat, N.、Zhadobov, M. 与 Sauleau, R. 面向毫米波体域网应用的宽带组织等效仿体。*IEEE*微波理论与技术汇刊。**60,** 2259–2266（2012年）。https://doi.org/10.1109/TMTT.2012.2195196。[4] Guraliuc, A. R.、Zhadobov, M.、De Sagazan, O. 与 Sauleau, R. 用于 60 GHz 人体中心传播测量的固体仿体。*IEEE*微波理论与技术汇刊。**62,** 1373–1380（2014年）。https://doi.org/10.1109/TMTT.2014.2320691。[5] Guraliuc, A. R.、Zhadobov, M. 与 Sauleau, R. 用于 58–63 GHz频段传播研究的基于PDMS的皮肤等效仿体。载于第*4*届国际无线移动通信与医疗保健会议（*MobiHealth*）论文集 （2014年）。https://doi.org/10.4108/icst.mobihealth.2014.257344。[6] Khorshid, A. E.、Alquaydheb, I. N.、Eltawil, A. M. 与 Kurdahi, F. J. 用于体内通信的物理多层仿体。*IEEE Access* **6,** 42812–42821（2018年）。https://doi.org/10.1109/ACCESS.2018.2849709。[7] Khorshid, A. E.、Alquaydheb, I. N.、Eltawil, A. M. 与 Kurdahi, F. J. IBCFAP：体内通信五层手臂仿真模型。*IEEE Access* **7,** 93701–93710（2019年）。https://doi.org/10.1109/ACCESS.2019.2925865。

[8] Prokscha, A. 等。 通过 Ka波段和 D波段的人工人体组织进行观察。载于论文集 .
第六届国际移动太赫兹系统研讨会（*IWMTS*），1–5（IEEE，2023）。
https://doi.org/10.1109/IWMTS58186.2023.10207780。[9] Zauber, T., Prokscha, A.,
Kolpatzeck, K., Kaiser, T. & Czylwik, A. 皮肤仿体散射测量 f or
毫米波频率下皮肤仿体的陡入射角。在第*50*届红外、毫米波与太赫兹波国际会议（*IRMMW-THz*）
（IEEE E,
2025）。https://doi.org/10.1109/IRMMW-THz61557.2025.11319660。[10] Ghosh, S. &
Gupta, B. 用于体外测量植入式天线的准确等效人体仿体介电设计 ro
生物遥测。*IEEE*介电、电气与绝缘学报**3** **3,**
956–965（2026年）。https://doi.org/10.1109/TDEI.2025.3632236。[11] Ghosh, S.,
Ekpo, S. C., Elias, F., Alabi, S. & Gupta, B.复介电常数估计 of
人体，采用传输矩阵法和有限元法求解器。*Discov. Electron.* **3,** 59（202 6).
https://doi.org/10.1007/s44291-026-00213-y。[12] Mizuno, M., Yamazaki, S. &
Nagaoka, T. 太赫兹频段表皮等效体模的光谱评估。*Radio Sci.***59,** e2023RS007809（2024年）。
https://doi.org/10.1029/2023RS007809。[13] Yamazaki, S. 等。 0.3 THz附近太赫兹频率范围
内皮肤及表面纹理皮肤等效体模的反射率、透射率和热响应研究。*Sci. Rep.***15,** 45042（2025年）。
https://doi.org/10.1038/s41598-025-28863-0。[14] Prokscha, A. 等。 太赫兹蜜蜂感测展望。
Sci. Rep. **15,** 10638（2025年）。https://doi.org/10.1038/s41598-025-91630-8。[15] Skos,
K., Elayan, H., Elmaadawy, S., Kulakowski, P. & Jornet, J. M. 太赫兹频段及更高频段中用于体
内感测、驱动和通信的纳米生物系统。*IEEECommun. Surv. Tutor.***28,**6354–6383（2026年）。
https://doi.org/10.1109/COMST.2026.3694302。[16] IEEE。《*IEEE*无线体域网标准》，IEEE
Std. 802.15.6-2026（IEEE，2016年）。https://standards.ieee.org/ieee/802.15.6/10941/。
[17] Pellegrini, A. 等。 毫米波频率下以人体为中心的无线通信天线与传播：综述。*IEEE*
*Antennas Propag. Mag.***55,** 262–287（2013年）。
https://doi.org/10.1109/MAP.2013.6645205。[18] Yang, K. 等。 以人体为中心的纳米通信太赫
兹传播信道的数值分析与表征。*IEEE Trans. THz Sci. Technol.***5,** 419–426（2015年）。
https://doi.org/10.1109/TTHZ.2015.2419823。[19] Abbasi, Q. H.等。 人体皮肤内部面向纳米尺
度以人体为中心网络的太赫兹信道表征。*IEEE Trans. THz Sci. Technol.***6,** 427–434（2016年）。
https://doi.org/10.1109/TTHZ.2016.2542213。[20] Sasaki, K., Porter, E., Rashed, E. A.,
Farrugia, L. & Schmid, G. 测量与图像基

ed
生物组织介电特性的估计——过去、现在与未来——。《Phys. M》 *ed.*
*Biol.***67,** 14TR01（2022）。https://doi.org/10.1088/1361-6560/ac7b64.[21] Wang, J.、
Lindley-Hatcher, H.、Chen, X. 与 Pickwell-MacPherson, E. 人体皮肤的太赫兹传感：皮肤建
模方法综述。*Sensors* **21,** 3624（2021）。https://doi.org/10.3390/s21113624.[22] Wu, T.、
Rappaport, T. S. 与 Collins, C. M. 为子孙后代确保安全：无线通信中毫米波安全性的考量。
《*IEEE*微波杂志》**16,** 65–84（201

5).
https://doi.org/10.1109/MMM.2014.2377587。

[23] Fornes-Leal, A. 等。无线体域网 0.5–26.5 GHz 频段内体内腹部和胸部组织的介电特性表征。IEEE Access 7, 31854–31864（2019）。https://doi.org/10.1109/ACCESS.2019.2903481。[24] ˇSipuˇs, Z.、ˇSuˇsnjara, A.、Skrivervik, A. K.、Poljak, D. 和 Bosiljevac, M. 人体介电常数不确定性对植入式天线可实现辐射效率的影响——随机分析。IEEE Trans. Antennas Propag. 69, 6894–6905（2021）。https://doi.org/10.1109/TAP.2021.3070594。[25] Ghosh, S.、Ekpo, S. C.、Elias, F.、Alabi, S. 和 Gupta, B. 人体介电特性对植入式天线系统通信链路裕量和比吸收率的影响。Sensors 25, 3498（2025）。https://doi.org/10.3390/s25113498。[26] Pickwell, E.、Cole, B. E.、Fitzgerald, A. J.、Pepper, M. 和 Wallace, V. P. 使用脉冲太赫兹辐射开展人体皮肤体内研究。《物理医学与生物学》49, 1595–1607（2004）。https://doi.org/10.1088/0031-9155/49/9/001。[27] Pickwell, E. 等。利用离体光谱学测量模拟太赫兹辐射对基底细胞癌的响应。J. Biomed. Opt. 10, 064021（2005）。https://doi.org/10.1117/1.2137667。[28] Chan, K. Y. 和 Ramer, R. 使用连续波毫米波矩形玻璃填充探头检测皮肤组织中基底细胞癌的新概念。Med. Devices: Evidence Res. 11, 275–285（2018）。https://doi.org/10.2147/MDER.S168338。[29] Zaytsev, K. I.、Kudrin, K. G.、Karasik, V. E.、Reshetov, I. V. 和 Yurchenko, S. O. 色素性皮肤痣的体内太赫兹光谱学：异型增生无创早期诊断的初步研究。Appl. Phys. Lett. 106, 053702（2015）。https://doi.org/10.1063/1.4907350。[30] Sasaki, K.、Mizuno, M.、Wake, K. 和 Watanabe, S. 10 GHz 至 1 THz 电磁场照射皮肤的蒙特卡罗模拟。《物理医学与生物学》62, 6993–7010（2017）。https://doi.org/10.1088/1361-6560/aa81fc。[31] Saxena, S. 等。有效介质模型在 THz 频段组织仿体中的局限性。Sci. Rep. 14, 22968（2024）。https://doi.org/10.1038/s41598-024-70590-5。[32] Truong, B. C. Q.、Tuan, H. D.、Kha, H. H. 和 Nguyen, H. T. 用于表征太赫兹辐射与人体皮肤组织相互作用的德拜参数提取。IEEE Trans. Biomed. Eng. 60, 1528–1537（2013）。https://doi.org/10.1109/TBME.2013.2237908。[33] Truong, B. C. Q.、Tuan, H. D.、Wallace, V. P.、Fitzgerald, A. J. 和 Nguyen, H. T. 双德拜参数区分基底细胞癌与正常皮肤的潜力。IEEE Trans. THz Sci. Technol. 5, 990–998（2015）。https://doi.org/10.1109/TTHZ.2015.2485208。[34] Prokscha, A. 等。高达 100 GHz 的多维度自由空间组织传感。IEEE Access 12, 107670–107688（2024）。https://doi.org/10.1109/ACCESS.2024.3439605。[35] Gabriel, S.、Lau, R. W. 和 Gabriel, C. 生物组织的介电特性：III. 组织介电谱的参数模型。《物理医学与生物学》41, 2271–2293（1996）。https://doi.org/10.1088/0031-9155/41/11/003。[36] Alekseev, S. I. 和 Ziskin, M. C. 通过毫米波反射测量确定的人体皮肤介电常数。Bioelectromagnetics 28, 331–339（2007）。https://doi.org/10.1002/bem.20308。

[37] Chahat, N., Zhadobov, M., Augustine, R. & Sauleau, R. 毫米波频段的人体皮肤介电常数模型。《Electron. Lett.》47, 427–428（2011）。https://doi.org/10.1049/el.2011.0349.[38] Zhekov, S. S., Franek, O. & Pedersen, G. F. 用于手持设备测试的人手组织介电特性。《IEEE Access》7, 61949–61959（2019）。https://doi.org/10.1109/ACCESS.2019.2914863.[39] Ghodgaonkar, D. K., Gandhi, O. P. & Iskander, M. F. 26.5–60 GHz频段人体皮肤体内复介电常数。载于《Proc. IEEE Antennas Propag. Soc. Int. Symp.》，第2卷，1100–1103（2000）。https://doi.org/10.1109/APS.2000.875414.[40] Mirbeik-Sabzevari, A., Ashinoff, R. & Tavassolian, N. 新鲜切除的正常与恶性人体皮肤组织的超宽带毫米波介电特性。《IEEE Trans. Biomed. Eng.》65, 1320–1329（2018）。https://doi.org/10.1109/TBME.2017.2749371.[41] Alabaster, C. 毫米波频段人体皮肤的介电常数测量。载于《Proc. 18th Int. Conf. Applied Electromagnetics and Communications (ICECom)》（2005）。https://doi.org/10.1109/ICECOM.2005.205042.[42] Hwang, H., Yim, J., Cho, J.-W., Cheon, C. & Kwon, Y. 使用1 mm同轴探头对人体表皮介电常数进行110 GHz宽带测量。载于《IEEE MTT-S International Microwave Symposium Digest》1, 399–402（2003）。https://doi.org/10.1109/MWSYM.2003.1210961.[43] Truong, B. C. Q. 太赫兹频率下人体皮肤和乳腺组织的介电建模：在癌症检测中的潜在应用。博士学位论文，悉尼科技大学（2015），表4.1。https://opus.lib.uts.edu.au/bitstream/10453/43388/2/02whole.pdf.[44] Wallace, V. P. 等。人体基底细胞癌的太赫兹脉冲光谱学。《Appl. Spectrosc.》60, 1127–1133（2006）。https://doi.org/10.1366/000370206778664635.[45] Echchgadda, I. 等。使用便携式太赫兹光谱仪测量体内人体皮肤的光学特性。《J. Biomed. Opt.》18, 120503（2013）。https://doi.org/10.1117/1.JBO.18.12.120503.[46] Zaytsev, K. I., Gavdush, A. A., Chernomyrdin, N. V. & Yurchenko, S. O. 健康皮肤的高精度体内太赫兹光谱学：人体不同部位折射率和吸收系数的变化。《IEEE Trans. THz Sci. Technol.》5, 817–827（2015）。https://doi.org/10.1109/TTHZ.2015.2460677.[47] Mattana, E., Lodi, M. B., Simone, M., Mazzarella, G. & Fanti, A. 健康皮肤和基底细胞癌在太赫兹频率下介电特性表征的Cole–Cole模型。《IEEE Open J. Eng. Med. Biol.》5, 600–606（2024）。https://doi.org/10.1109/OJEMB.2024.3438562.[48] Christ, A. 等。15 GHz至110 GHz的人体皮肤模型。《Bioelectromagnetics》46, e70025（2025）。https://doi.org/10.1002/bem.70025.[49] Balanis, C. A. 《高级工程电磁学》，第2版（Wiley，美国新泽西州霍博肯，2012）。[50] Ashworth, P. C. 等。新鲜切除的人体乳腺癌组织的太赫兹脉冲光谱学。《Opt. Express》17, 12444–12454（2009）。https://doi.org/10.1364/OE.17.012444.[51] Wilmink, G. J. 等。用于测量生物组织光学特性的紧凑型太赫兹时域光谱仪的开发。《J. Biomed. Opt.》16, 047006（2011）。https://doi.org/10.1117/1.3570648。

[52] Piro, G. 等。 人体组织中的太赫兹电磁场传播：关于通信能力的研究。*Nano Commun. Netw.* **10,** 51–59（2016）。https://doi.org/10.1016/j.nancom.2016.07.010.[53] Yeh, P. 《分层介质中的光波》 （Wiley，美国纽约，1988年）。[54] Costanzo, S., Cioffi, V., Qureshi, A. M. & Borgia, A. 凝胶状人体仿真体模：微波可穿戴人体传感器的制备流程、介电特性表征与实验验证。*Biosensors* **11,** 111（2021）。https://doi.org/10.3390/bios11040111

.

[55] Mirbeik-Sabzevari, A. & Tavassolian, N. 用于毫米波皮肤癌成像的超宽带、稳定的正常及癌变皮肤组织体模。*IEEE Trans. Biomed. Eng.***66,** 176–186（2019年）。https://doi.org/10.1109/TBME.2018.2828311。[56] L´aˇc´ık, J.、Hebelka, V.、V´elim, J.、Raida, Z. & Puskely, J. 用于V波段和W波段的宽带皮肤等效体模。*IEEE Antennas Wirel. Propag. Lett.***15,** 211–213（2016年）。https://doi.org/10.1109/LAWP.2015.2438441。