

电动汽车驱动电机对 人工耳蜗植入乘客的电磁暴露剂量分析

董绪伟 吕凯良 逯迈

(兰州交通大学光电技术与智能控制教育部重点实验室 兰州 730070)

摘要 本研究旨在评估纯电动汽车驱动电机运行时产生的电磁辐射对人工耳蜗佩戴者内耳电磁暴露剂量的影响。通过建立驱动电机的偶极子天线等效模型,并结合基于解剖结构的人体头部及人工耳蜗植入体的计算模型,利用COMSOL软件进行电磁-热多物理场耦合分析,计算了内耳关键区域的感应电场强度(E_m)、局部比吸收率(SAR,记为 R_{SA})及温升情况。结果表明,植入人工耳蜗后内耳 E_m 最大值达121 mV/m,为未植入者的24.1倍;SAR最大值为 3.24×10^{-6} W/kg,为未植入者的581倍,较大区域主要集中于电极末端周围组织。尽管由此引起的温升仅0.02 °C,远低于国际非电离辐射防护委员会规定的热损伤阈值,但异常电场分布可能通过非热效应干扰听觉信号处理。此外,通过比较佩戴人工耳蜗成人及儿童的暴露差异发现,佩戴人工耳蜗儿童内耳的 E_m 和 R_{SA} 分别为成人的1.53倍和3.06倍;双电机车型中乘客内耳 E_m 和 R_{SA} 分别为单电机车型的2.8倍和8.1倍。研究结果表明,需关注电动汽车车内电磁环境下人工耳蜗佩戴者面临的非热效应风险,并建议完善针对儿童及多源辐射场景的安全评估标准。

关键词 电动汽车,驱动电机,人工耳蜗,内耳,电磁暴露剂量

中图分类号 U469.72

DOI: 10.11889/j.1000-3436.2026-0002

CSTR: 32195.14.j.JRRRP.1000-3436.2026-0002

引用该文:

董绪伟, 吕凯良, 逯迈. 电动汽车驱动电机对人工耳蜗植入乘客的电磁暴露剂量分析[J]. 辐射研究与辐射工艺学报, 2026, 44(4): 040603. DOI: 10.11889/j.1000-3436.2026-0002.

DONG Xuwei, LYU Kailiang, LU Mai. Analysis of electromagnetic exposure dose for cochlear implant passengers from electric vehicle traction motors[J]. Journal of Radiation Research and Radiation Processing, 2026, 44(4): 040603. DOI: 10.11889/j.1000-3436.2026-0002.



Analysis of electromagnetic exposure dose for cochlear implant passengers from electric vehicle traction motors

DONG Xuwei LYU Kailiang LU Mai

(Key Laboratory of Opto-technology and Intelligent Control, Ministry of Education, Lanzhou Jiaotong University,
Lanzhou 730070, China)

ABSTRACT The study aims to evaluate the influence of electromagnetic radiation emitted by traction motors of

基金资助: 国家自然科学基金(52467026)、甘肃省自然科学基金(23JRRA889)、甘肃省高校创新基金项目(2024B-057)和甘肃省重点研究平台建设项目(2024CXPT-11)

第一作者: 董绪伟,男,1982年2月生,2019年于兰州交通大学获博士学位,现为兰州交通大学教师,研究方向为电动汽车复杂电磁环境,E-mail: dxw007@lztu.edu.cn

收稿日期: 初稿 2026-01-12; 修回 2026-02-24

Supported by National Natural Science Foundation of China (52467026), the Natural Science Foundation of Gansu Province (23JRRA889), the Innovation Fund Project of Colleges and Universities in Gansu Province (2024B-057), and the Key Research Platform Construction Project of Gansu Province (2024CXPT-11)

First author: DONG Xuwei (male) was born in February 1982, and obtained a doctoral degree from Lanzhou Jiaotong University in 2019. He is currently on the faculty of Lanzhou Jiaotong University. His research interest is complex electromagnetic environment of electric vehicles, E-mail: dxw007@lztu.edu.cn

Received 12 January 2026; accepted 24 February 2026

pure electric vehicles on electromagnetic field exposure levels in the inner ear of passengers with cochlear implants. A dipole antenna equivalent model of the traction motor was established. Combined with an anatomically detailed computational model of the human head and cochlear implant, electromagnetic - thermal multi-physics coupling analysis was carried out using COMSOL software. The induced electric field intensity (E_{in}), local specific absorption rate (SAR, denoted as R_{SA}), and temperature rise in key areas of the inner ear were calculated. The results showed that after cochlear implantation, the maximum E_{in} in the inner ear reached 121 mV/m, which was 24.1 times that of those without implants; the maximum R_{SA} was 3.24×10^{-6} W/kg, which was 581 times that of those without implants, with the larger areas mainly concentrated around the tissues at the end of the electrode. Although the temperature rise caused by this was only 0.02 °C, far below the thermal damage threshold defined by ICNIRP, the abnormal electric field distribution may interfere with the auditory signal processing through non-thermal effects. Additionally, by comparing the exposure differences between adults and children wearing cochlear implants, it was found that the E_{in} and SAR of the inner ear of children wearing cochlear implants were 1.53 times and 3.06 times those for adults, respectively; in the dual-motor model, the E_{in} and R_{SA} of the inner ear of passengers were 2.8 times and 8.1 times those of the single-motor model. The results indicate that attention should be paid to the non-thermal effect risks faced by cochlear implant wearers in the complex electromagnetic environment of electric vehicles, and it is recommended to improve the safety assessment standards for children and multi-source radiation scenarios.

KEYWORDS Electric vehicles, Traction motors, Cochlear implants, Inner ear, Electromagnetic exposure dose

CLC U469.72

随着全球科技革命与产业变革的快速发展，汽车产业正经历一场以电气化、智能化为核心的深刻转型。纯电动汽车凭借其在能源清洁化与能效提升方面的显著优势，已成为全球交通领域可持续发展的关键路径^[1]。我国政府制定了《新能源汽车产业发展规划（2021–2035年）》^[2]等政策强力推动其发展，预计至2035年，纯电动汽车将成为新销售车辆的主流。这一转型在带来环境效益的同时，也带来了新的技术挑战。与传统燃油车相比，纯电动汽车集成了动力电池、高功率驱动电机、逆变器等大功率高频电力电子设备，其在运行过程中所产生的复杂车内电磁环境，已成为学术界和工业界关注的焦点^[3-5]。

与此同时，听力健康作为一个重大的全球公共卫生问题日益凸显。世界卫生组织2021年发布的报告指出，全球有超过15亿人遭受不同程度的听力损失，其中重度至极重度听损人群数量庞大^[6]。对于这类人群，助听器，特别是能量需求较高的耳背式及更具侵入性的植入式助听设备，是他们进行听力补偿与重建、改善生活质量的重要工具。然而，这类电子设备对外部电磁环境较为敏感。已有研究发现，外部电磁辐射可能与助听设备的内部电路发生耦合，引入可听见的噪声干扰，影响言语清晰度，或在特定条件下因能量吸收导致设备局部温升，潜在影响使用者的舒适

度与安全^[7]。

鉴于上述背景，交通运输工具内的电磁环境对电子设备的影响已引起广泛关注。国内外学者针对电动汽车的电磁兼容性也开展了大量工作。早期研究多集中于电磁辐射对车辆自身电子控制系统可靠性的影响^[8-9]，随后，研究范围扩展至对车内乘员健康的电磁暴露评估，多数研究通过测量或仿真模拟，认为在常规工况下，车内电磁场强度对于普通公众而言通常低于国际安全限值^[10-12]。近年来，随着无线充电、5G通信等新技术的应用，研究热点开始转向这些特定场景下的电磁暴露问题^[13-14]。针对电动汽车场景，已有研究对无线充电系统（85 kHz）中植入医疗设备（如冠状动脉支架）的电磁安全进行了不确定性量化分析^[15]，另有研究者发现，以特斯拉Model3为例，车内局部区域明显检测到可干扰皮下植入式心律转复除颤器工作的电磁干扰信号^[16]。在助听器兼容性方面，已有研究探讨了铁路车厢等封闭环境中移动通信信号对助听设备的潜在干扰^[17]，但这些研究多集中于通信频段，且较少深入分析电磁能量在人体内耳部位的分布及其与助听设备的相互作用机制。

但针对纯电动汽车这一电磁辐射源更复杂的特定场景，其电磁辐射对人工耳蜗佩戴者（尤其是内耳关键区域）的影响，仍缺乏系统性深入研

究。针对人工耳蜗佩戴者这类群体在纯电动汽车内的暴露风险研究鲜有报道。因此,本研究将纯电动汽车驱动电机作为主要辐射源,将人工耳蜗佩戴者的内耳电磁暴露剂量作为核心关切点,通过构建电磁-热多物理场耦合模型,旨在揭示车内驱动电机电磁辐射经人工耳蜗传导或耦合后,在内耳局部组织中所引发的电磁生物效应。

因此,为了系统评估纯电动汽车驱动电机运行时产生的电磁辐射对人工耳蜗佩戴者内耳辐射剂量及设备功能稳定性的潜在影响。本研究构建了包含纯电动汽车驱动电机、人工耳蜗模型以及基于解剖结构的人体内耳的几何模型。通过电磁-热多物理场耦合数值计算,得到了驱动电机典型工况下,人工耳蜗附近及佩戴者内耳主要组织中的感应电场强度 (E_m)、局部比吸收率 (Specific absorption rate, SAR) 和温升的分布。基于数值计算结果,分析潜在的电磁干扰风险与热效应,并对照国际非电离辐射防护委员会 (International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, ICNIRP) 规定的安全限值进行比较^[18],评估人工耳蜗佩戴者乘坐纯电动汽车的安全性。

1 材料与方法

1.1 计算方法

本工作在研究纯电动汽车驱动电机电磁环境对人工耳蜗佩戴者内耳的影响时,针对电磁场相关问题,基于式(1)~(4)所示的麦克斯韦方程组微分形式进行计算。

$$\nabla \times \mathbf{H} = \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t} + \mathbf{J} \quad (1)$$

$$\nabla \times \mathbf{E} = -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} \quad (2)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{D} = \rho \quad (3)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{B} = 0 \quad (4)$$

式中: ∇ 为哈密顿算子; $\mathbf{E}$ 为电场强度, V/m; $\mathbf{D}$ 为电通量密度, C/m²; $\mathbf{H}$ 为磁场强度, A/m; $\mathbf{B}$ 为磁感应强度, T; ρ 为电荷密度, C/m³; $\mathbf{J}$ 为感应电流密度, A/m²。

引入两个变量, 矢量 $\mathbf{A}$ 和标量 φ , 来分离电场量和磁场量, 如式(5)~(6)。

$$\mathbf{B} = \nabla \times \mathbf{A} \quad (5)$$

$$\mathbf{E} = -\nabla \varphi \quad (6)$$

通过推导, 可得到电磁场的偏微分方程, 式

(7)~(8)。

$$\nabla^2 \mathbf{A} - \mu \varepsilon \frac{\partial^2 \mathbf{A}}{\partial t^2} = -\mu \mathbf{J} \quad (7)$$

$$\nabla^2 \varphi - \mu \varepsilon \frac{\partial^2 \varphi}{\partial t^2} = -\frac{\rho}{\varepsilon} \quad (8)$$

式中: ∇^2 为拉普拉斯算子, 其中 ε 是介电常数, 描述了材料的电极化能力; μ 是磁导率, 描述了材料的磁化能力。根据以上公式, 利用有限元法求出感应电场强度等电磁物理量。

电磁辐射、SAR 与生物传热间存在紧密复杂的关联, 当生物体暴露于电磁辐射环境时, 电磁能量会被组织吸收, 该吸收程度常用 SAR (记为 R_{SA} , W/kg) 表征。本研究使用数值计算方法进行人体 SAR 的计算, 其数值大小取决于辐射的频率、强度以及生物组织的电导率和密度等特性。具体计算如式(9)所示。

$$R_{SA} = \frac{\sigma |\mathbf{E}|^2}{\rho} \quad (9)$$

式中: σ 为电导率, S/m; $\mathbf{E}$ 为感应电场强度, V/m; ρ 为生物组织密度, kg/m³。

生物传热是研究生物体内热量产生、传递和分布规律的科学理论。本研究通过 Pennes 瞬态生物热方程来描述人体组织器官的传热情况, 该方程易于实现计算机模拟, 能够快速、准确地预测复杂生物体内的温度分布。Pennes 生物传热方程如式(10)。

$$\rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla \cdot (-k \nabla T) = \rho_b c_p \omega_b (T_b - T) + Q_{met} + Q_{ext} \quad (10)$$

式中: ρ 为材料密度, kg/m³; c_p 为血液比热容, J/(kg·°C); k 是材料的导热系数, W/(m·°C); ρ_b 为血液密度, kg/m³; ω_b 为血液灌注率, 1/s; T_b 为动脉血液温度, °C; Q_{met} 为代谢热源, W/m³; Q_{ext} 为外部热源, W/m³, 具体指生物组织在吸收电磁辐射过程中所产生的热损耗, 其计算如式(11)。

$$Q_{ext} = \frac{1}{2} \sigma_{tissue} |\mathbf{E}|^2 = \rho \cdot R_{SA} \quad (11)$$

1.2 驱动电机等效源模型构建

本研究以某款中大型 SUV 纯电动汽车为例, 在 Comsol 软件中建立了等比例的汽车车体模型, 车身材料选用铝合金。为保证计算结果的准确性、减少有限元剖分的复杂度, 车体建模时去掉了一些形状复杂、建模难度大的部件 (例如座椅、后

视镜、车灯等), 只保留车体的外轮廓、前后两个驱动电机、车内后排乘客。除此之外, 为了吸收从研究区域传播到边界的场, 并保证计算结果的准确性, 研究中构建了球形空气域并设置了完美匹配层, 纯电动汽车车体模型如图1所示。

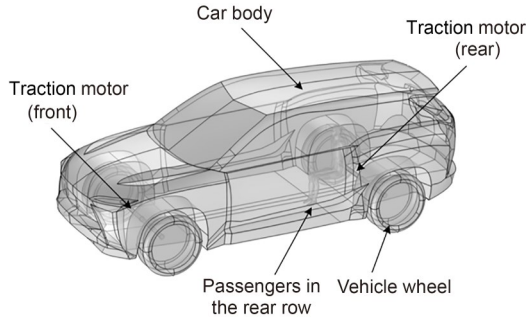


图1 纯电动汽车车体模型
Fig.1 Pure electric vehicle body model

驱动电机是纯电动汽车动力系统的核心部件, 在车辆行驶过程中其内部不断变化的电流会在周围空间产生电磁场, 并以电磁辐射的形式对周围环境产生影响。因此, 本研究将四驱车中的两个驱动电机作为辐射源, 对车内电磁辐射情况进行研究。考虑到驱动电机物理结构与电路组成的复

杂性, 若完全依据电机的理论模型来建模, 不仅会使模型本身变得异常复杂, 还可能带来不可忽视的计算误差。本工作通过研究天线特性及辐射原理^[19-20], 构建了一种等效简化的驱动电机模型。

纯电动汽车驱动电机在运行过程中会产生复杂的高频电磁环境, 这种环境的产生与电机的工作状态密切相关。值得注意的是, 电机绕组中的电流分布与偶极子天线具有高度相似性, 驱动电机电流在绕组中的流动路径类似于偶极子天线的馈电模式, 同时由于趋肤效应, 驱动电机和偶极子天线中的电流都主要集中在导体表面。由于电磁辐射机制与电流分布紧密相关, 驱动电机和偶极子天线的辐射机制趋于一致。因此, 本研究将驱动电机等效为偶极子天线^[21-22]。

半波偶极子天线是一种由两根等长导体臂对称排列构成的天线结构, 每根导体臂长度约为工作波长的四分之一, 整体总长度近似为半个工作波长。假设将偶极子天线沿 z 轴方向放置, 其中心位于坐标原点, 驱动电机电磁辐射仿真等效模型如图2所示。

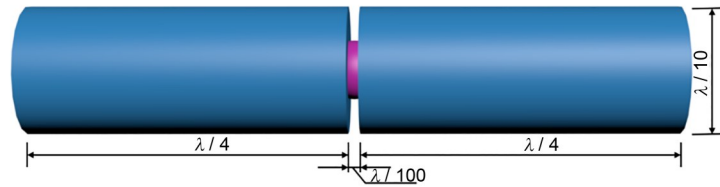


图2 驱动电机电磁辐射等效模型
Fig. 2 Equivalent model of electromagnetic emission of traction motor

工程实践中, 通常将偶极子天线的电流分布近似为正弦分布, 经数学推导及整理可得在垂直于天线轴的平面内, 半波偶极子天线的归一化方向图函数为式(12)。

$$F(\theta) = \frac{\cos(\frac{\pi}{2} \cos\theta)}{\sin\theta} \quad (12)$$

以极坐标形式绘制该方向图函数, 呈现出“8”字形分布。这说明在该平面内, 信号辐射强度相对集中且分布较为均匀, 能够将射频能量有效地朝着特定方向进行辐射。图3为偶极子天线辐射方向图。

因此, 根据天线辐射原理, 本研究将驱动电机的复杂电路结构等效为偶极子天线模型进行分析。考虑到偶极子天线的辐射特性主要取决于其

长度和工作频率, 本研究设置天线的工作波长为3.75 m, 为确保最佳谐振条件, 将偶极臂长度设为波长的1/4。为增强结构稳定性和辐射效率, 偶极臂的半径设置为波长的1/20。为减小干扰, 促进电磁波的集中辐射, 将两臂之间的间隙设为波长的1/100。并在偶极子天线上施加一个0.3 V的激励源, 利用相邻导电表面上的感应电磁场来模拟驱动电机在运行时产生的空间电磁场。

此外, 有研究者采用等效源建模的方法进行计算分析, 并实测了纯电动汽车内驱动电机产生的空间电磁场。结果显示, 当驱动电机以6 000 r/min的转速运行时所产生的空间电磁场在80 MHz附近达到最大^[22-23]。因此, 本研究在COMSOL中构建了驱动电机等效模型, 分析了纯电动汽车驱动电机产生的电磁场对佩戴人工耳蜗乘客的影响, 并

计算了这类乘客体内不同感应场的分布情况。

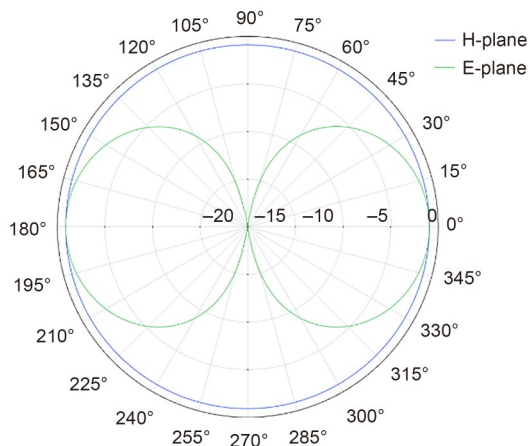


图3 偶极子天线辐射方向图
Fig.3 Radiation pattern of a dipole antenna

1.3 乘客人体模型构建

本研究中的人体模型基于高分辨率核磁共振成像数据构建^[24]，数据源于ITIS基金会的

“Virtual Population”模型库。相比CT成像，使用磁共振断层扫描可以改善软组织对比度，更适合识别和分割不同身体组织和器官。此外，人体组织介电参数是反映人体组织在电磁环境中与电磁场相互作用的特性，主要包括介电常数和电导率^[25]。人体组织介电参数的计算通常结合实验测量、数学模型和仿真方法，其中Cole-Cole模型是一种常用的数学模型，特别适用于描述复杂系统的介电特性^[26]。本研究使用4阶Cole-Cole模型得出80 MHz频率下人体不同组织的介电参数，具体参数如表1所示。

人体组织的热参数主要包括导热系数、比热容和密度，这些参数是描述热量在组织中传递和储存的关键因素。在人体组织中，比热容影响其吸收和储存热能的能力，密度影响物质的热容量和热传导特性。本研究在计算人体及头部组织中的温升时，使用到各组织的主要热参数如表2所示^[27-28]。

表1 80 MHz下人体组织的介电参数
Table 1 The dielectric parameters of human tissues at 80 MHz

人体组织 Human tissues	电导率 $\sigma / (\text{S} \cdot \text{m}^{-1})$ Conductivity	相对介电常数 ϵ_r Relative permittivity constant
皮肤 Skin	0.484 3	76.149 5
血液 Blood	1.219 6	81.052
肌肉 Muscle	0.697 7	68.769
骨骼 Bone	0.166 5	29.099
颅骨 Skull	0.061 8	15.911

表2 80 MHz下人体组织的热参数
Table 2 Thermal parameters of human tissues at 80 MHz

人体组织 Human tissues	导热系数 $W / (\text{m} \cdot ^\circ\text{C})$ Thermal conductivity	比热容 $J / (\text{kg} \cdot ^\circ\text{C})$ Specific heat capacity	密度 $\rho / (\text{kg} \cdot \text{m}^{-3})$ Density
皮肤 Skin	0.37	3 391	1 109
血液 Blood	0.52	3 617	1 050
肌肉 Muscle	0.49	3 421	1 090
骨骼 Bone	0.32	1 313	1 908
颅骨 Skull	0.37	3 100	1 990

1.4 人工耳蜗模型构建

人工耳蜗设备主要由体内植入设备和体外设备两部分组成（如图4），体内植入设备主要由接收刺激器和电极阵列组成，体外设备则包括语言处理器、麦克风、连接线、传输线圈等组件构成。

本研究以佩戴人工耳蜗的乘客为研究对象，根据人工耳蜗设备的实际尺寸和材料对人工耳蜗进行建模，主要包括由接收处理器、磁铁和电极阵列组成的内部植入物和位于人耳外部的语言处理器，其材料和几何参数如表3所示。同时，由于人工耳蜗内部构成复杂，因此本研究在人工耳蜗

模型构建时简化了部分细节，比如简化了人耳外部采集声音的麦克风，仅保留了耳蜗内 22 个电极阵列的部分电极等。图5为该设备植入人体后，人工耳蜗和佩戴者的整体模型。

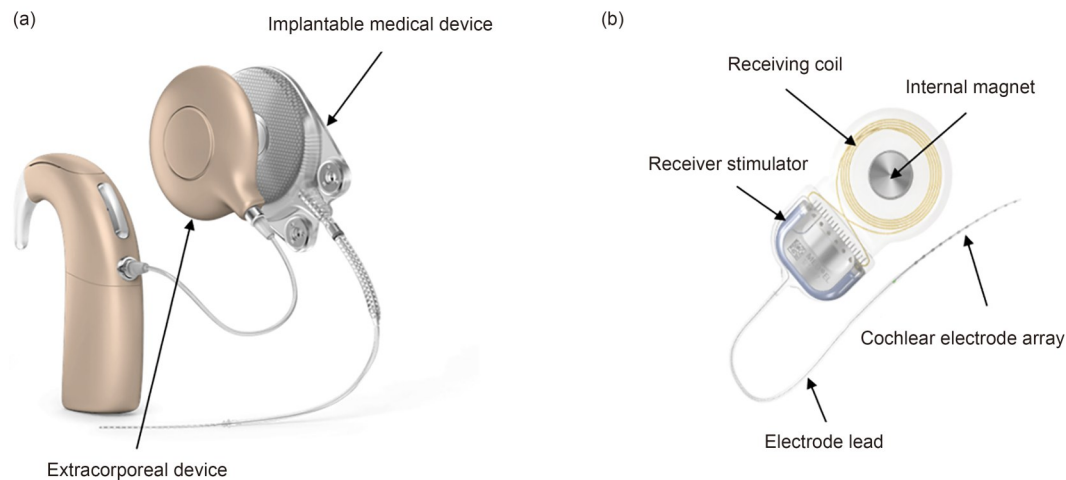


图4 (a)某款人工耳蜗模型;(b)人工耳蜗植入设备
Fig.4 (a) A specific cochlear implant model; (b) cochlear implant components

表3 人工耳蜗模型的材料和尺寸参数
Table 3 Material and dimensional parameters of the cochlear implant model

模型参数 Model parameter	材料和尺寸 Materials and dimensions
耳蜗植入器外壳 Cochlear implant housing	钛合金 Titanium alloy
电极导线 Electrode lead	铂铱合金 Platinum-iridium alloy
绝缘层 Insulating layer	硅橡胶 Silicone rubber
线圈 Coil	金 Gold
耳蜗植入器保护外壳 Cochlear implant protection case	硅橡胶弹性体 Silicone rubber elastomer
几何参数 ($H \times W \times D$) Geometrical parameter	40 mm $\times$ 22 mm $\times$ 6.5 mm

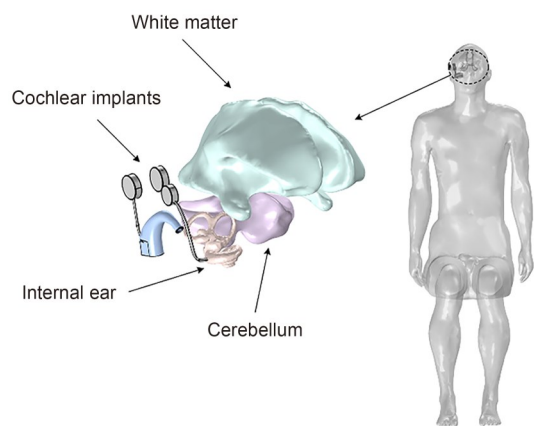


图5 佩戴人工耳蜗乘客模型
Fig.5 Passenger model with cochlear implants

在数值计算过程中，网格划分对计算资源的占用具有显著影响。本研究在对人体组织进行剖分时，根据各组织的几何特征来设置网格，并结

合自适应网格技术根据误差估计自动调整网格大小。经剖分，人体及内部器官的网格单元数约为 32 万，佩戴人工耳蜗乘客的网格剖分情况如图 6 所示。

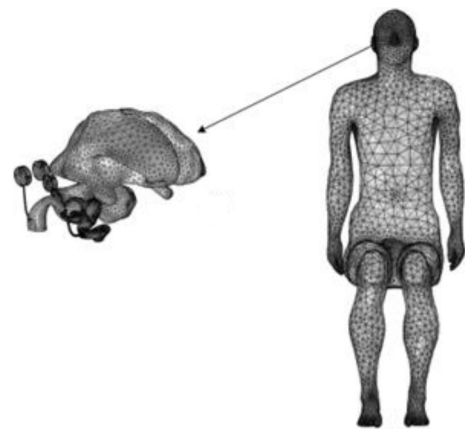


图6 佩戴人工耳蜗乘客的网格剖分
Fig.6 Mesh grids of passengers with cochlear implants

2 结果与讨论

2.1 有效性验证

本研究在研究纯电动汽车驱动电机所产生的电磁辐射对佩戴人工耳蜗乘客内耳的影响时,使用COMSOL中的射频模块分析驱动电机产生的空间电磁场分布特性。结合生物传热模块,进一步研究人体内耳在该电磁环境下的温度变化情况。

为了检验研究方法的准确性,本节与文献

[29]的研究结果进行了比较。该文献主要研究在400 MHz偶极子天线的电磁暴露下人体的SAR分布情况,其中人体模型在400 MHz频率下各组织的介电参数也由四阶Cole-Cole模型^[26]计算得出。研究中选用偶极子天线作为辐射源,设置偶极子天线的直径和长度分别为1.0 mm和36.0 cm,输出功率设置为1 W,天线位置在距离人体颈部8 cm处。使用有限元软件COMSOL进行数值计算,图7为计算后与文献中的人体SAR分布,将二者计算值进行对比,结果如表4所示。

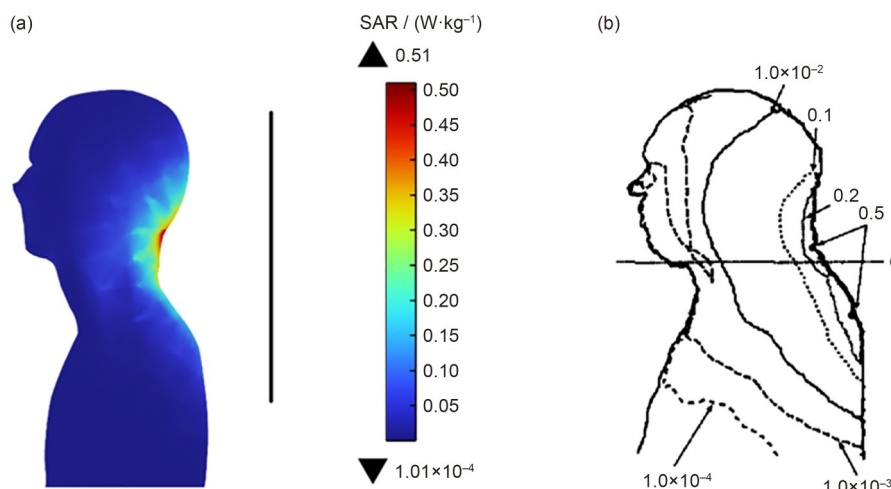


图7 人体表面SAR分布(彩色见网络版):(a)本研究计算结果;(b)文献中结果

Fig.7 Surface distribution of human body SAR (color online): (a) the results in this paper; (b) the results in the reference

数值计算结果表明,使用基于有限元法的COMSOL软件计算得到人体SAR最大值为0.52 W/kg,与文献中使用FDTD方法得到的SAR数最大值0.51 W/kg相比,误差为1.96%。而使用COMSOL计算得到的人体SAR最小值为

1.01×10^{-4} W/kg,与文献SAR最小值 1.00×10^{-4} W/kg相比,误差为1%,本研究的计算结果与文献相比,具有较高的吻合度。因此,使用COMSOL软件中的射频模块和生物传热模块对人体不同组织进行电磁剂量分析是可行的。

表4 SAR值对比及误差分析
Table 4 SAR value comparison and error analysis

数值 Quantitative value	比吸收率最大值 $R_{SA} / (W \cdot kg^{-1})$ The maximum value of SAR	比吸收率最小值 $R_{SA} / (W \cdot kg^{-1})$ The minimum value of SAR
本文 This paper	0.52	1.01×10^{-4}
文献[27] Reference[27]	0.51	1.00×10^{-4}
误差 / % Percentage error	1.96	1.00

本研究选用COMSOL对双驱动电机产生的电磁环境进行数值计算。由于本研究所研究的驱动电机产生的空间电磁场在80 MHz附近达到最大,因此在研究过程中使用射频模块对车内空间电场强度进行了分析。在车内分别选取平行于XZ平面

的四个不同截面,如图8所示。截面1和截面4与辐射源中心相切,该截面上电场值较大,最大值为64.6 V/m。随着与辐射源距离的逐渐增大,电场值也随之变小。截面3与前后电机距离相等,在此处电场产生了叠加,其数值比截面2更大。

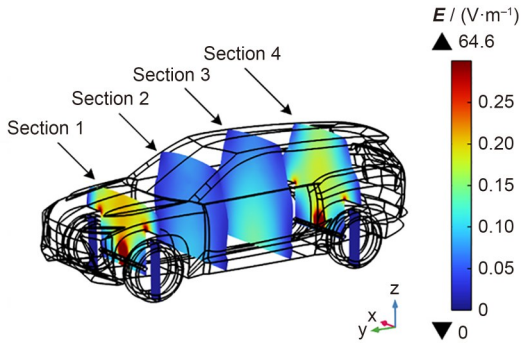


图8 车厢内不同位置感应电场强度沿不同XZ截面分布 (彩色见网络版)

Fig.8 Distribution of induced electric field intensity at different positions inside the carriage along various XZ sections (color online)

2.2 内耳电场强度分布

为分析驱动电机电磁环境对人工耳蜗植入乘客的影响,本研究分别对普通乘客和佩戴人工耳蜗乘客内耳的 E_{in} 值进行了计算,计算结果如图9所示。从图9中可以看出,在植入人工耳蜗后,电极与内耳接触面处的 E_{in} 值出现显著突变。 E_{in} 较大的区域出现在电极阵列附近,最大值为121 mV/m,佩戴人工耳蜗乘客内耳 E_{in} 最大值没有

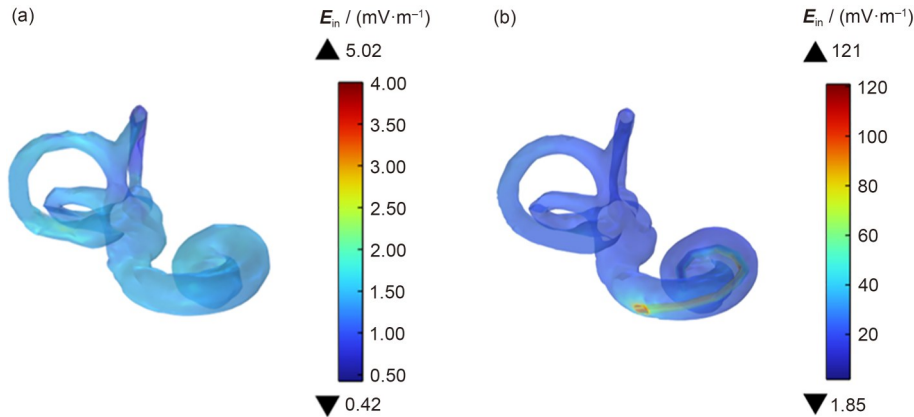


图9 内耳 E_{in} 分布(彩色见网络版):(a)普通乘客;(b)佩戴人工耳蜗乘客

Fig.9 Distribution of E_{in} within the inner ear (color online): (a) ordinary passengers, (b) passengers with cochlear implants

2.3 内耳SAR分布

由于SAR可直接反映单位质量的生物组织在单位时间内吸收的电磁辐射能量,其作为剂量学参数能够更准确地评估电磁辐射的生物效应。因此,本节对纯电动汽车驱动电机电磁环境下人体内耳的SAR分布进行计算分析。

佩戴人工耳蜗乘客和普通乘客内耳SAR分布如图10所示,研究结果表明内耳SAR分布与 E_{in} 分布情况类似,佩戴人工耳蜗乘客内耳SAR值远大

超过ICNIRP 2020规定的公众暴露限值(27.7 V/m)。未植入人工耳蜗的乘客内耳 E_{in} 最大值仅为5.02 mV/m。因此,从图中可以看出,植入后内耳 E_{in} 最大值约为未植入的24.1倍。

这主要源于人工耳蜗闭环电极结构引发的电磁耦合增强效应,从而显著改变了内耳区域的感应场分布,导致感应电场强度大幅升高。与此同时,电极材料与周围生物组织之间显著不同的电参数会导致界面处电流密度和电场梯度发生突变,使感应电场在局部区域出现明显集中,进而改变内耳原有的生物电磁响应特性^[30]。

增强的电磁耦合可能成为电磁干扰源,理论上可能影响人工耳蜗内部微处理器或信号传输路径的信噪比,尤其在电极-组织界面处,可能导致音质下降、非预期噪声或信号失真。对人工耳蜗设备功能本身存在潜在影响^[31-32];非正常的感应场会与人工耳蜗电极作用发出的电信号叠加或相互干扰,导致听觉信号不“纯净”,产生噪声、失真或异常感觉,从而降低言语识别率和听觉舒适度^[33]。

于普通乘客。其内耳SAR较大的区域仍出现在电极阵列附近,最大值为 3.24×10^{-6} W/kg,约为未佩戴人工耳蜗乘客的581倍。且其值未超过ICNIRP规定的不应超过0.08 W/kg的暴露安全限值,所以该暴露场景下内耳的SAR远低于ICNIRP规定的暴露限值。结果显示,人工耳蜗的植入显著提高了电动汽车电磁环境下内耳区域的能量吸收水平,并使SAR在局部区域出现明显峰值。

数值计算结果表明,人工耳蜗植入后,内耳局部SAR相较普通乘客显著升高,且较大区域主

要集中在电极阵列末端及其与内耳组织的接触界面处。这一现象主要由于SAR与组织内感应电场强度及电导率密切相关^[34-35],人工耳蜗电极阵列的高导电性及其结构特征在外部电磁场作用下改变了局部感应电流路径^[36],使电磁能量更易在电极

末端及电极—组织接触界面中沉积,导致局部能量吸收显著增强^[37-38]。结果表明,在佩戴人工耳蜗的情况下,内耳区域的SAR分布呈现出明显的局部增强特征及非均匀性。

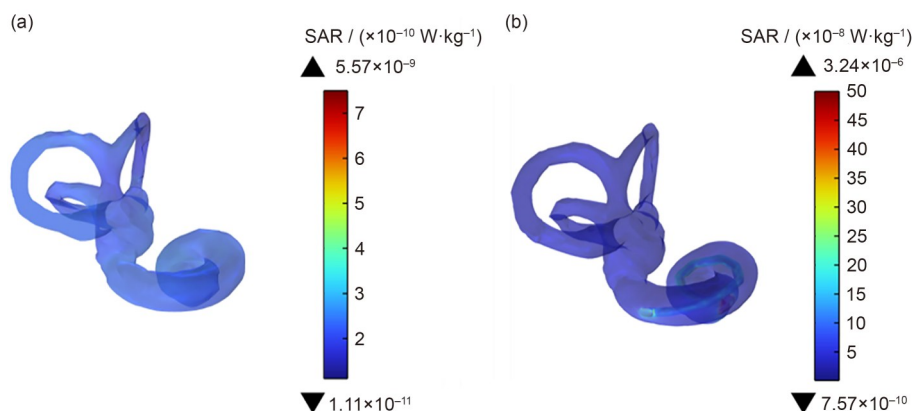


图10 内耳SAR分布(彩色见网络版):(a)普通乘客;(b)佩戴人工耳蜗乘客

Fig.10 Distribution of SAR within the inner ear (color online): (a) ordinary passengers; (b) passengers with cochlear implants

2.4 内耳温度变化

为分析驱动电机电磁环境对植入人工耳蜗乘客内耳的热效应,本研究计算了人体内耳在30 min暴露时长下的温度变化情况。图11为内耳暴露30 min时的温度分布,内耳初始温度为36.4 °C,从中可以看出乘客耳蜗内电极阵列附近组织温升相对显著,暴露30 min后内耳温度最大升高了0.02 °C。符合ICNIRP规定的局部温升2 °C和核心温升1 °C限值的要求。温升区域也主要集中在人工耳蜗电极阵列周围,与SAR高值区域的空间分布特征保持一致。这表明内耳温度变化主要受局部能量沉积控制。

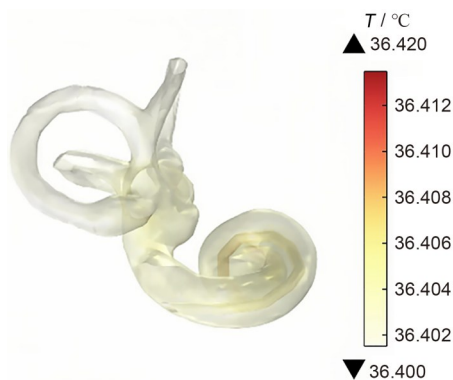


图11 内耳的温度变化(暴露时间:30 min)(彩色见网络版)

Fig.11 Temperature variations of the inner ear (exposure duration: 30 min) (color online)

对于人工耳蜗植入人群,植入体电极阵列在外部电磁场作用下其局部感应电流密度会明显增大,从而导致电极周围组织的能量吸收增加^[39],局部能量沉积可能在短时间内引起组织的温度升高,使温升效应更易在电极阵列附近区域显现^[40]。参考ICNIRP规定的暴露条件,在30 min连续暴露下,内耳最大温升仅为0.02 °C,未出现明显的温度累积现象。这表明在当前电动汽车驱动电机电磁环境下,内耳组织内的电磁能量沉积总体水平较低,组织自身的热扩散和散热机制能够有效抑制由局部SAR增加所引起的温度升高^[41-42]。

2.5 不同因素影响下乘客内耳的电磁暴露水平

2.5.1 不同年龄乘客内耳电磁暴露水平对比

由于人体对电磁辐射的响应与生理结构紧密相关,因此为全面评估纯电动汽车电磁环境对人体健康的潜在影响,本节研究了纯电动汽车双驱动电机电磁环境对佩戴人工耳蜗成人和儿童的电磁暴露水平的差异。通过比较成人和儿童在后排固定位置内耳的 E_m 、SAR和温度大小,明确纯电动汽车驱动电机电磁环境对两类乘客的影响程度,保障两类乘客的健康安全。

表5为80 MHz下不同年龄乘客内耳主要组织介电参数及密度。由于目前尚无儿童组织介电特性的实验测量数据,基于成人数据进行数学推断已成为该领域的标准分析方法^[43-44]。因此,本研究

采用的儿童组织介电参数较相应成人值高30%^[44]；内耳建模计算中采用近似处理，取不同组织介电参数的平均值。同时，鉴于儿童组织相关数据的局限性，本研究中儿童与成人的组织密度参数保持一致^[45]。

由图12可知，成人内耳 E_{in} 为91.2 mV/m，SAR值为 32.4×10^{-7} W/kg，儿童内耳 E_{in} 为139.5 mV/m，SAR值为 99.1×10^{-7} W/kg。当成人和儿童在车内同一位置时，儿童内耳 E_{in} 是成人的1.53倍，SAR是成人的3.06倍，温度与成人相近，符合ICNIRP规定的 E_{in} 、SAR和温升限值的要求。研究结果表明，在相同位置下儿童的电磁暴露水平明显高于成人。

内耳感应电场强度主要受外部磁环境及局部几何尺度影响。相较成人，儿童头部及内耳结构尺度较小，在相同电磁激励条件下，其内耳区域更易受到人工耳蜗电极阵列的影响，植入体与周围组织之间的相对距离更小，从而增强了电磁耦合效应，导致儿童内耳感应电场强度 E_{in} 高于成人^[46-47]；从SAR角度分析，SAR不仅与感应电场

强度相关，还与组织的等效质量分布有关。儿童内耳组织等效质量较小，且人工耳蜗电极在其内耳中占据的相对体积分数更高，使得由电极引起的感应电流集中效应更加明显，进而表现为儿童内耳SAR显著高于成人^[48]；儿童内耳组织的介电参数高于成人，且在同一乘坐位置时，其内耳 E_{in} 值同样高于成人。尽管儿童内耳的 E_{in} 和SAR均明显高于成人，但对应的温度变化与成人基本一致。这是由于在所研究的电磁暴露水平下，局部SAR绝对值仍较低，产生的焦耳热功率有限，同时内耳组织的热扩散作用能够有效抑制局部热量积累^[49]。因此，成人与儿童之间的差异主要体现在电场强度和能量沉积层面，而未进一步放大为显著的温升差异^[50]。

此外，现行电磁安全标准主要基于成人人体模型建立，而本研究数据证实儿童乘客内耳面临更高的电磁暴露风险。因此，有必要建立针对儿童特殊生理特征的电磁安全评估体系，以完善植入式医疗设备的风险管控策略。

表5 80 MHz下不同年龄乘客内耳主要组织介电参数及密度
Table 5 Dielectric parameters and density of the main tissues in the inner ear of passengers of different ages at 80 MHz

不同年龄	内耳组织	电导率 $\sigma / (\text{S} \cdot \text{m}^{-1})$	相对介电常数 ϵ_r	密度 $\rho / (\text{kg} \cdot \text{m}^{-3})$
Different ages	Inner ear tissue	Conductivity	Relative permittivity	Density
成人	淋巴液 Lymph	2.088 80	93.311	1 010
Adult	软组织 Soft tissue	0.535 17	87.780	1 090
	骨皮质 Cortex bone	0.061 83	15.911	1 908
儿童	淋巴液 Lymph	2.715 44	121.304	1 010
Child	软组织 Soft tissue	0.695 72	114.114	1 090
	骨皮质 Cortex bone	0.080 38	20.684	1 908

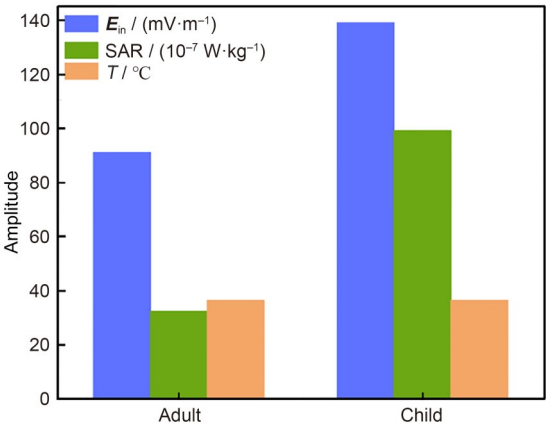


图12 不同年龄乘客内耳暴露水平对比(彩色见网络版)
Fig. 12 Comparison of inner ear exposure levels for passengers with different ages (color online)

2.5.2 不同车型内乘客内耳电磁暴露水平对比

如图13所示，本研究对不同驱动方案下佩戴人工耳蜗乘客的电磁暴露水平进行量化分析，发现当乘客处于后排固定位置时，双电机车型对乘客的电磁暴露影响明显高于单电机车型。其中单电机车型下乘客内耳处的 E_{in} 值为32.6 mV/m，SAR值为 4×10^{-7} W/kg，双电机车型下乘客内耳处的 E_{in} 值为91.2 mV/m，SAR值为 32.4×10^{-7} W/kg。双电机车型下乘客内耳处的 E_{in} 是单电机车型的2.8倍，SAR值是单电机车型的8.1倍。这种变化主要源于双电机同时工作时电磁场的叠加效应，导致车内复合场强显著增加。虽然乘客内耳中 E_{in} 和SAR值

增幅明显,但其在两类车型中的人体内耳温度变化小于 $0.1\text{ }^{\circ}\text{C}$,说明驱动电机数量对乘客内耳温度变化的影响较小。符合ICNIRP规定的SAR和温升限值的要求。

根据上述结果可以看出,驱动电机数量的变化对佩戴人工耳蜗乘客的电磁暴露水平具有显著影响。在双电机车型中,前后电机在工作过程中同时产生交变电磁场,其空间分布在车厢内发生叠加,使后排区域的复合电磁环境更加复杂,从而导致乘客内耳处电场强度 E_{in} 和SAR值明显高于单电机车型。尤其是SAR值的增幅远大于 E_{in} ,表明双电机工况下电磁能量在人体组织中的吸收效应更加敏感于场强叠加与空间分布变化。

尽管双电机车型下内耳区域的电磁暴露水平显著提高,但对应的温度升高变化仍在 $0.1\text{ }^{\circ}\text{C}$ 以内。这说明在当前工况和结构布置条件下,电磁场增强主要体现为乘客内耳中 E_{in} 和SAR值的变化,并未引发明显的组织热积累效应。由此可见,驱动电机数量的增加对佩戴人工耳蜗乘客的潜在影响更多体现在电磁暴露强度上,而其对内耳温度变化的影响相对有限。

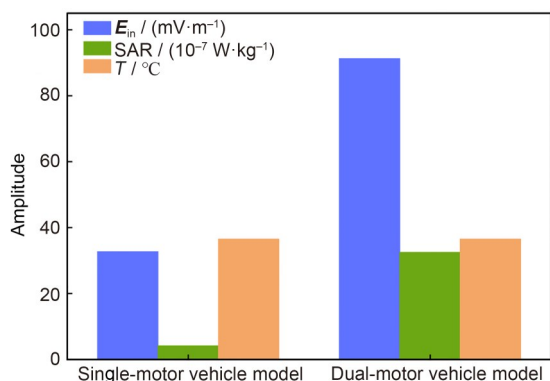


图13 不同车型内乘客内耳暴露水平对比(彩色见网络版)
Fig.13 Comparison of inner ear exposure levels for passengers in different vehicle models (color online)

3 结论

本研究通过COMSOL有限元数值计算,系统分析了纯电动汽车驱动电机运行时产生的电磁环境对车内乘客,特别是人工耳蜗佩戴者内耳电磁暴露水平的影响。研究发现,电机辐射源附近电场强度最大(64.6 V/m),并随距离增加而衰减,且在双电机等距位置因场叠加效应出现增强。此外,人工耳蜗的植入显著改变了内耳中感应场的分布,电极末端周围组织 E_{in} 值达 121 mV/m ,为未

植入乘客的24.1倍,SAR值($3.24 \times 10^{-6}\text{ W/kg}$)是未植入乘客的581倍,且高值区域主要分布于电极末端与组织接触界面。尽管电磁能量沉积局部增强,但由此引起的最大温升仅为 $0.02\text{ }^{\circ}\text{C}$,远低于ICNIRP热效应安全限值。这表明在驱动电机典型工况下,植入人工耳蜗虽会显著提升内耳电场与SAR水平,但在该场景下热效应风险可控。

研究进一步发现,电磁暴露剂量受个体生理结构及辐射源配置的影响。儿童因内耳尺度小、组织电参数差异及植入体相对体积占比较高,其内耳电场与SAR分别为成人的1.53倍与3.06倍,表明同等条件下,儿童群体的暴露风险远高于成人。同时,双电机车型因电磁场空间叠加效应,使乘客内耳暴露剂量显著高于单电机车型,其中SAR增幅达8.1倍,表明多辐射源环境会进一步加剧局部能量沉积的复杂性与不确定性。但以上两种暴露场景下的温升均未超过ICNIRP规定的热效应安全限值,再次验证了所研究场景中电磁暴露增强主要表现为剂量分布变化,而非显著热积累。

总体而言,在本研究所设定的纯电动汽车驱动电机转速($6\,000\text{ r/min}$)、辐射频率(80 MHz)行驶工况下,驱动电机电磁环境对佩戴人工耳蜗乘客内耳的电磁暴露水平仍处于ICNIRP规定的安全限值范围内。但其局部增强的感应场特征具有一定的工程和医学意义。为植入式医疗设备在复杂电磁环境中的安全使用提供理论依据与防护策略。为未来开发具有电磁屏蔽功能的新型电极材料,实现植入式医疗设备在复杂电磁环境中的功能优化与安全保障提供参考。此外,建议推动制定兼顾成人与儿童的植入式医疗设备电磁安全评估体系,为车载环境下人工耳蜗的安全使用与防护设计提供理论依据。

此外,本研究为简化建模与计算,对座椅、车灯等车内部件进行了模型简化处理,且仅在静态工况下开展电磁暴露数值分析,未考虑车辆行驶过程中的动态工况影响。后续将构建更为精细的整车内饰模型,在动态工况下开展人工耳蜗佩戴乘客的电磁暴露水平数值研究;同时进一步探究车内多电子设备的电磁辐射叠加效应,使研究结果更贴近实际应用场景。

作者贡献声明 董绪伟负责整体设计论文工作的基本思想、数据处理、论文架构等,审定论文的结果与结论;吕凯良负责建模与计算、数据整理、

文字处理等工作；逯迈负责整体设计论文工作的基本思想、实施步骤。全体作者均已阅读并同意最终的文本。

参考文献

- 刘里亮. 新能源汽车研发与制造变革探讨[J]. 汽车知识, 2024, **24**(5): 25-27.
LIU Liliang. Exploration of the R & D and manufacturing transformation of new energy vehicles[J]. Auto Know, 2024, **24**(5): 25-27.
- 国务院办公厅. 关于印发《新能源汽车产业发展规划(2021-2035年)》的通知[EB/OL]. (2020-11-02)[2025-03-18]. https://www.gov.cn/zhengce/content/2020-11/02/content_5556716.htm.
General Office of the State Council. Notice on printing and distributing the "development plan for the new energy vehicle industry (2021-2035)"[EB/OL]. (2020-11-02) [2025-03-18]. https://www.gov.cn/zhengce/content/2020-11/02/content_5556716.htm.
- 张金帆, 郭键锋, 黄恒. 电动汽车低频电磁环境污染防治探讨[J]. 中国辐射卫生, 2020, **29**(5): 547-549. DOI: 10.13491/j.issn.1004-714X.2020.05.025.
ZHANG Jinfan, GUO Jianfeng, HUANG Heng. Low frequency electromagnetic environment pollution prevention and control of electric vehicle[J]. Chinese Journal of Radiological Health, 2020, **29**(5): 547-549. DOI: 10.13491/j.issn.1004-714X.2020.05.025.
- 薛俊超. 纯电动汽车车内电磁辐射仿真与试验[D]. 西安: 长安大学, 2018.
XUE Junchao. Simulation and test of electromagnetic radiation in battery electric vehicle[D]. Xi'an: Chang'an University, 2018.
- 张浩, 刘桂彬, 徐泉, 等. 电动汽车常见电磁兼容问题与解决方法[J]. 汽车实用技术, 2018, **43**(8): 18-20. DOI: 10.16638/j.cnki.1671-7988.2018.08.006.
ZHANG Hao, LIU Guibin, XU Xiao, *et al.* The common problems and solutions of electromagnetic compatibility for electric vehicles[J]. Automobile Applied Technology, 2018, **43**(8): 18-20. DOI: 10.16638/j.cnki.1671-7988.2018.08.006.
- World Health Organization. World report on hearing[R]. Geneva: World Health Organization, 2021.
- Sibella F, Parazzini M, Paglialonga A, *et al.* Assessment of SAR in the tissues near a cochlear implant exposed to radiofrequency electromagnetic fields[J]. Physics in Medicine and Biology, 2009, **54**(8): N135-N141. DOI: 10.1088/0031-9155/54/8/n03.
- Halgamuge M N, Abeyrathne C D, Mendis P. Measurement and analysis of electromagnetic fields from trams, trains and hybrid cars[J]. Radiation Protection Dosimetry, 2010, **141**(3): 255-268. DOI: 10.1093/rpd/ncq168.
- Concha Moreno-Torres P, Lourd J, Lafoz M, *et al.* Evaluation of the magnetic field generated by the inverter of an electric vehicle[J]. IEEE Transactions on Magnetics, 2013, **49**(2): 837-844. DOI: 10.1109/TMAG.2012.2214787.
- Vassilev A, Ferber A, Wehrmann C, *et al.* Magnetic field exposure assessment in electric vehicles[J]. IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility, 2015, **57**(1): 35-43. DOI: 10.1109/TEMC.2014.2359687.
- Dhami A K. Studies on cell-phone radiation exposure inside a car and near a bluetooth device[J]. International Journal of Environmental Research, 2015, **9**(3): 977-980. DOI: 10.22059/ijer.2015.985.
- Tell R A, Kavet R. Electric and magnetic fields <100 kHz in electric and gasoline-powered vehicles[J]. Radiation Protection Dosimetry, 2016, **172**(4): 541-546. DOI: 10.1093/rpd/ncv533.
- Choi B, Kim E, Shin W, *et al.* Exposure assessment of a 20-kW wireless power transfer system for electric vehicles[J]. International Journal of Automotive Technology, 2020, **21**(6): 1349-1353. DOI: 10.1007/s12239-020-0127-3.
- Tognola G, Benini M, Bonato M, *et al.* Assessment of the variability of human exposure to radiofrequency electromagnetic fields arising from 5.9 GHz vehicular communication in urban environments[J]. Sensors, 2023, **23**(15): 6802. DOI: 10.3390/s23156802.
- Chen Y Z, Yu Q Y, Zheng Y, *et al.* Electromagnetic exposure safety assessment of medical implants in the human body for EV-WPT considering uncertainty[J]. IEEE Transactions on Vehicular Technology, 2025, **74**(2): 2105-2115. DOI: 10.1109/TVT.2024.3349429.
- Salih A, Salam K, Goswami T, *et al.* Electromagnetic force from electric vehicles: Potential electromagnetic interference source for subcutaneous implantable defibrillator[J]. Pacing and Clinical Electrophysiology, 2024, **47**(7): 885-892. DOI: 10.1111/pace.15019.
- Benova M, Mydlova J, Psenakova Z, *et al.* SAR evaluation in human head models with cochlear implant near PIFA antenna inside a railway vehicle[M]// Information Technology in Biomedicine. Cham: Springer International Publishing, 2021: 289-300. DOI: 10.1007/

- 978-3-030-49666-1_23.
- 18 The International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection. Guidelines for limiting exposure to electromagnetic fields (100 kHz to 300 GHz)[J]. *Health Physics*, 2020, **118**, 483-524. DOI: 10.1097/HP.0000000000001210.
 - 19 卢万铮. 天线理论与技术[M]. 西安: 西安电子科技大学出版社, 2004: 29-39.
LU Wanzheng. Antenna theory and technology[M]. Xi'an: Xi'an University of Electronics Technology Press, 2004: 29-39.
 - 20 潘仲英. 电磁波、天线与电波传播[M]. 北京: 机械工业出版社, 2003: 254-345.
PAN Zhongying. Electromagnetic waves, antennas and radio wave propagation[M]. Beijing: Mechanical Industry Press, 2003: 254-345.
 - 21 李洋. 纯电动汽车车内电磁辐射研究与分析[D]. 太原: 中北大学, 2018.
LI Yang. Research and analysis of electromagnetic radiation in pure electric vehicles[D]. Taiyuan: North University of China, 2018.
 - 22 李晓杰, 李洋, 张润哲, 等. 纯电动汽车车内电磁辐射高效仿真方法研究[J]. 中北大学学报(自然科学版), 2018, **39**(5): 508-514. DOI: 10.3969/j. issn. 1673-3193.2018.05.005.
LI Xiaojie, LI Yang, ZHANG Runzhe, *et al.* Research on efficient electromagnetic radiation simulation method in pure electric vehicles[J]. *Journal of North University of China (Natural Science Edition)*, 2018, **39**(5): 508-514. DOI: 10.3969/j.issn.1673-3193.2018.05.005.
 - 23 Wang J, Mu S K, Hai Z Y. Research on the influence of electromagnetic radiation in the automobile on the SAR value of human body[J]. *Journal of Physics: Conference Series*, 2020, **1684**(1): 012153. DOI: 10.1088/1742-6596/1684/1/012153.
 - 24 Haussmann N, Mease R, Zang M, *et al.* Efficient high-resolution electric and magnetic field simulations inside the human body in the vicinity of wireless power transfer systems with varying models[J]. *COMPEL – the International Journal for Computation and Mathematics in Electrical and Electronic Engineering*, 2023, **42**(4): 903-913. DOI: 10.1108/compel-09-2022-0312.
 - 25 王嘉旻. 组织介电参数变化对在 20 MHz–3 GHz 频率范围内人体电磁暴露剂量影响的研究[D]. 上海: 华东师范大学, 2016.
WANG Jiamin. Variation in human exposure dosimetry to 20 MHz–3 GHz electromagnetic fields due to changes in dielectric properties[D]. Shanghai: East China Normal University, 2016.
 - 26 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. DOI: 10.1088/0031-9155/41/11/001.
 - 27 Wessapan T, Rattanadecho P. Temperature induced in the testicular and related tissues due to electromagnetic fields exposure at 900 MHz and 1800 MHz[J]. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 2016, **102**: 1130-1140. DOI: 10.1016/j.ijheatmasstransfer.2016.07.016.
 - 28 Bhargava D, Leeprechanon N, Rattanadecho P, *et al.* Specific absorption rate and temperature elevation in the human head due to overexposure to mobile phone radiation with different usage patterns[J]. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 2019, **130**: 1178-1188. DOI: 10.1016/j.ijheatmasstransfer.2018.11.031.
 - 29 Hirata A, Fujino T, Shiozawa T. SAR in the human body due to EM waves emitted from a dipole antenna at 400 MHz band[C]//2003 IEEE International Symposium on Electromagnetic Compatibility. Istanbul: IEEE, 2003: 17-20. DOI: 10.1109/ICEMC.2003.1284818.
 - 30 周娇蕾. 内耳结构关系与人工耳蜗植入术听觉言语发育临床研究[D]. 昆明: 昆明医科大学, 2020.
ZHOU Jiaolei. The relationship between inner ear structure and auditory speech development after cochlear implantation[D]. Kunming: Kunming Medical University, 2020.
 - 31 Adair E R, Black D R. Thermoregulatory responses to RF energy absorption[J]. *Bioelectromagnetics*, 2003, **24**(S6): S17-S38. DOI: 10.1002/bem.10133.
 - 32 Henry J A, Roberts L E, Caspary D M, *et al.* Underlying mechanisms of tinnitus: review and clinical implications [J]. *Journal of the American Academy of Audiology*, 2014, **25**(1): 5-22. DOI: 10.3766/jaaa.25.1.2.
 - 33 Huang J, Sheffield B, Lin P, *et al.* Electro-tactile stimulation enhances cochlear implant speech recognition in noise[J]. *Scientific Reports*, 2017, **7**: 2196. DOI: 10.1038/s41598-017-02429-1.
 - 34 李致远, 逯迈. 5G 基站天线的人体电磁剂量学研究[J]. 辐射研究与辐射工艺学报, 2025, **43**(4): 040601. DOI: 10.11889/j.1000-3436.2025-0015.
LI Zhiyuan, LU Mai. Electromagnetic dosimetry research on the human body for 5G base station antennas[J]. *Journal of Radiation Research and Radiation Processing*, 2025, **43**(4): 040601. DOI: 10.11889/j.1000-3436.2025-0015.

- 35 赵学铭, 逯迈. 心脏起搏器无线充电电磁暴露安全评估[J]. 辐射研究与辐射工艺学报, 2022, **40**(2): 020302. DOI: 10.11889/j.1000-3436.2021-0206.
ZHAO Xueming, LU Mai. Safety assessment of electromagnetic exposure for wireless charging of cardiac pacemakers[J]. Journal of Radiation Research and Radiation Processing, 2022, **40**(2): 020302. DOI: 10.11889/j.1000-3436.2021-0206.
- 36 陈安宁. 人工耳蜗电极-神经界面的优化及功能评估[D]. 广州: 南方医科大学, 2025.
CHEN Anning. Optimization and functional evaluation of cochlear implant electrode-neuron interface[D]. Guangzhou: Southern Medical University, 2025.
- 37 陈慧琴, 魏红芳, 谭治平, 等. 人工耳蜗植入体的可靠性及检测方法[J]. 听力学及言语疾病杂志, 2023, **31**(1): 49-55. DOI: 10.3969/j.issn.1006-7299.2023.01.011.
CHEN Huiqin, WEI Hongfang, TAN Zhiping, *et al.* Reliability and detection method of cochlear implant[J]. Journal of Audiology and Speech Pathology, 2023, **31**(1): 49-55. DOI: 10.3969/j.issn.1006-7299.2023.01.011.
- 38 包步峰, 吉博文, 王明浩, 等. 面向人工耳蜗的柔性生物微电极稳定性研究[J]. 微电子学, 2018, **48**(3): 416-420. DOI: 10.13911/j.cnki.1004-3365.170387.
BAO Bufeng, JI Bowen, WANG Minghao, *et al.* Research on stability of flexible biological microelectrode for cochlear implant[J]. Microelectronics, 2018, **48**(3): 416-420. DOI: 10.13911/j.cnki.1004-3365.170387.
- 39 包步峰. 基于MEMS的柔性可植入人工耳蜗电极技术研究[D]. 上海: 上海交通大学, 2018.
BAO Bufeng. Research of mems-based flexible microelectrode arrays for cochlear implant[D]. Shanghai: Shanghai Jiao Tong University, 2018.
- 40 吴振志. 人工耳蜗微电极阵列检测系统研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2015.
WU Zhenzhi. Research on cochlear implants microelectrode array detection system[D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2015.
- 41 邹孝. HIFU扫描治疗中组织温升及热损伤形成研究[D]. 长沙: 湖南师范大学, 2021.
ZOU Xiao. Study on the temperature elevation and formation of thermal lesions in tissue during HIFU scanning therapy[D]. Changsha: Hunan Normal University, 2021.
- 42 刘欢. 双极电外科模式下生物组织热物参数测试研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2014.
LIU Huan. Measurement of thermal properties of biological tissue for bipolar electrosurgical modality[D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2014.
- 43 Peyman A, Gabriel C. Cole - Cole parameters for the dielectric properties of porcine tissues as a function of age at microwave frequencies[J]. Physics in Medicine and Biology, 2010, **55**(15): N413-N419. DOI: 10.1088/0031-9155/55/15/n02.
- 44 Lee A K, Choi H D, Choi J I. Study on SARs in head models with different shapes by age using SAM model for mobile phone exposure at 835 MHz[J]. IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility, 2007, **49**(2): 302-312. DOI: 10.1109/TEMPC.2007.897124.
- 45 Wessapan T, Rattanadecho P. Numerical analysis of specific absorption rate and heat transfer in human head subjected to mobile phone radiation: effects of user age and radiated power[J]. Journal of Heat Transfer, 2012, **134**(12): 121101. DOI: 10.1115/1.4006595.
- 46 Peyman A. Dielectric properties of tissues; variation with age and their relevance in exposure of children to electromagnetic fields; state of knowledge[J]. Progress in Biophysics and Molecular Biology, 2011, **107**(3): 434-438. DOI: 10.1016/j.pbiomolbio.2011.08.007.
- 47 Christ A, Klingensbock A, Samaras T, *et al.* The dependence of electromagnetic far-field absorption on body tissue composition in the frequency range from 300 MHz to 6 GHz[J]. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, 2006, **54**(5): 2188-2195. DOI: 10.1109/TMTT.2006.872789.
- 48 Gandhi O P, Kang G. Some present problems and a proposed experimental phantom for SAR compliance testing of cellular telephones at 835 and 1900 MHz[J]. Physics in Medicine and Biology, 2002, **47**(9): 1501-1518. DOI: 10.1088/0031-9155/47/9/306.
- 49 Gosselin M C, Kühn S, Kuster N. Experimental and numerical assessment of low-frequency current distributions from UMTS and GSM mobile phones[J]. Physics in Medicine and Biology, 2013, **58**(23): 8339-8357. DOI: 10.1088/0031-9155/58/23/8339.
- 50 Kheifets L, Shimkhada R. Childhood leukemia and EMF: Review of the epidemiologic evidence[J]. Bioelectromagnetics, 2005, **26**(S7): S51-S59. DOI: 10.1002/bem.20139.