

DOI: 10.13382/j.jemi.B2306463

面向人体通信的皮层脑电信号传输特性研究*

宫腾飞 廖 薇

(上海工程技术大学电子电气工程学院 上海 201620)

摘 要: 随着人体通信的发展,对于人体脑电信号的研究和应用越来越广。现有研究局限于非侵入式脑电信号,对侵入式皮层脑电信号的研究较少。研究采用时域有限差分方法建立人体模型,探讨侵入式皮层脑电信号的传输特性。首先,分析10 MHz~10 GHz高频载波频段内不同接收电极间隔下信道传输增益的变化,确定皮层脑电信号最优载波传输频段。通过SAR量化分析人体吸收的电磁能量,评估模型的安全性。其次,研究发射器和接收器在不同距离下的路径损耗和阴影效应,建立了通信距离与路径损耗之间的二阶指数模型。结果表明,载波频段在约1 600 MHz左右,且接收器两电极间隔为10 mm时,信道传输增益达到最大值-45.63 dB。在信号传输过程中,通信距离和路径损耗之间遵循二阶指数模型关系,最终建立的路径损耗模型符合二阶指数分布,更能准确地描述信道的传输特性。

关键词: 人体通信;皮层脑电;SAR;路径损耗;阴影衰落

中图分类号: TN911

文献标识码: A

国家标准学科分类代码: 510.5015

Research on the transmission characteristics of ECoG signal for human body communication

Gong Tengfei Liao Wei

(School of Electronic and Electrical Engineering, Shanghai University of Engineering Science, Shanghai 201620, China)

Abstract: With the development of human body communication (HBC), the study and application of human electroencephalogram signals is becoming more and more extensive. Existing research is limited to non-invasive electroencephalogram (EEG) signals and limited to invasive electrocorticography (ECoG) signals. In this study, a finite difference time domain (FDTD) approach was used to build a human model and explore the transmission properties of ECoG signals. First, the signal transmission that gain at different distances between the receiver electrodes were further analyzed in the frequency range 10 MHz to 10 GHz to determine the optimal transmission frequency band for ECoG signals. Quantitatively analyze the electromagnetic energy absorbed by the human body through specific absorption ratio (SAR) to evaluate the safety of the model. Secondly, we analyze the path loss of transceivers at different distances and show the second-order exponential decay relation between the distance and the path loss. Finally, the shadowing effect of the channel is investigated. It is shown that the channel transmission gain reaches its maximum -45.63 dB when the carrier frequency band is around 1 600 MHz and the distance between the two electrodes of the receiver is 10 mm. The resulting path loss model conforms to a second-order exponential distribution, which can more accurately describe the transmission properties of the channel.

Keywords: human body communication; electrocorticography; specific absorption ratio; path loss; shadow fading

0 引 言

长期以来,人们对人体通信进行了多方面的研究,主

要围绕于医学领域,用于病理诊断、生理监测、疾病预防、疾病治疗、残障辅助等诸多方面。最近,结合体域网(body area network, BAN)^[1]与人体脑电信号的应用研究成为新的关注热点。BAN借助人体生物组织作为信息

传输介质实现信号在人体周边设备间的近程通信^[2]。根据 BAN 工作在人体的表面或内部,可以将其分为可穿戴式 BAN 和植入式 BAN^[3]。可穿戴式 BAN 是附着在人体表面之间进行无线通信的技术,可应用于肌电假手、生理监测、电力工业等^[4]。植入式 BAN 则是配置在体内与体内或体内与体表之间进行无线通信的技术,可应用于胶囊内窥镜、心脏起搏器等。Galluccio 等^[5]介绍了 BAN 系统的设计、实现和实验探究,用来实现医疗保健监控数据的处理。Wang 等^[6]基于时域有限差分法建立多种姿态下的人体模型,研究了 BAN 中体表通信在不同人体姿态下的信道特性。夏萌等^[7]提出了一种可应用于可穿戴 BAN 上的生物识别方法。车克龙等^[8-9]分析了可穿戴式 BAN 下医疗设备及不同频段下的通信性能。

随着体域网通信技术研究的深入,针对肌电图 (electromyography, EMG)、脑电图 (electroencephalogram, EEG)、皮层脑电图 (electrocorticography, ECoG) 等生物电信号的研究和应用也越来越广^[10-12]。EEG 信号已被用于精神保健,运动障碍和心理障碍的诊断,如头痛、失眠、肢体运动、测谎和抑郁等方面^[13-14]。尽管体表 EEG 信号允许在宏观上长时间地监测和评估大脑活动,但是由于头盖骨和接收电极周围的头发等因素,存在接收信号灵敏度低的问题。且 EEG 的低空间分辨率会使信号丢失部分空间分布信息,影响了测量的准确性,从而降低了信号的质量。相比于非侵入式 EEG, ECoG 信号不仅具有零时滞特性,而且具有较高的时空分辨率,提供了更具体的信息,与其他有创信号相比,它具有优越的长期稳定性和较少的技术困难,且较少受到肌肉等组织响应或外部人工干扰的影响。ECoG 已被成功用于临床目的的癫痫病灶识别,并且基于 ECoG 的脑机接口技术也使重度残疾人能够互相通信。文献^[15-16]使用预处理方法和稀疏线性回归方法,分别从 ECoG 信号中预测时间序列中指尖的空间位置和 3D 手臂轨迹。通过计算预测值与实际值之间的平均皮尔逊相关系数和归一化均方根误差,验证了使用 ECoG 预测指尖位置和 3D 手臂轨迹的可行性。文献^[17]提出了一种新的基于 ECoG 的解码范式,成功解码了猴子在异步食物获取任务中的手部位置和手臂关节角度。在文献^[18]中,研究者运用不同的数据分析方法来研究患者使用触控笔移动双手时获得的 ECoG 数据,以探究手部运动方向和运动皮层活动模式之间的相关性。文献^[19]开发了实时语音活动检测模块,该模块利用不同的时频方法对受试者的 ECoG 信号进行特征提取和分类,从而高精度地检测语音活动。结果表明,不同的时频表示方法提供了关于语音活动的互补信息,使那些存在交流缺陷的个体能够通过大脑活动进行无声的交流。

本文研究了 10 MHz~10 GHz 载波通信频段范围内

ECoG 信号从脑皮层 (脑灰质处) 电极无线传输到头皮表面电极的体内至体表传输系统的最优频段分布及其传输特性。首先建立相应的人体头部系统模型,在 10 MHz~10 GHz 载波频段范围内,对 ECoG 信号从脑皮层传输到头皮表面的传输系统进行传输增益分析,确定最优传输频段分布。采用比吸收率 (specific absorption rate, SAR) 作为衡量人体吸收电磁能量的指标,对模型进行健康风险评估。在最优频段处,首先探讨了通信距离对路径损耗的影响,建立了通信距离与路径损耗之间的二阶指数模型。其次分析了传输过程中的阴影衰落特性。最后基于上述研究建立了包含衰落特性的路径损耗模型。

1 方法与模型

1.1 研究方法

头部模型仿真采用时域有限差分 (finite difference time domain, FDTD) 数值分析法,该方法基于 Yee 元胞分析对 Maxwell 方程变体进行离散化。

$$\frac{\partial E}{\partial t} = -\frac{\sigma}{\varepsilon}E + \frac{1}{\varepsilon}\nabla \times H \quad (1)$$

$$\frac{\partial H}{\partial t} = -\frac{1}{\mu}\nabla \times E \quad (2)$$

式中: E 是电场强度; H 是磁场强度; ε 是介电常数; μ 是磁导率; σ 是电导率。

由于 Yee 氏元胞电场分量 E 与磁场分量 H 以空间上间隔半个元胞距离的方式交替排列,当将 FDTD 方法用于人体建模时, Yee 氏元胞与人体模型中所划分的元胞完全吻合。通过赋予每个元胞相应的介电常数及电导率,可以建立人体组织和器官的解剖模型,并能够有效地描述人体内部错综复杂的电场、磁场分布状况,从而对电磁场分布进行准确模拟和定量计算。

在 FDTD 方法中分析人体周围电磁场时,需要将整个人体所处的待求解空间进行离散化处理。在开域问题中计算区域截断为有限尺寸时,需要在其外缘施加特定的吸收边界条件,借此来模拟开域空间中的无反射效应。其中,完全匹配层 (perfectly matched layer, PML) 是学术界普遍采用的高效吸收边界条件之一。PML 吸收边界条件的核心原理是通过阻抗匹配来实现反射最小化。因此,为了使反射最小化,在实际计算中需要将 PML 层层堆叠,通过逐渐增大损耗来充分衰减电磁场。

现有研究中,人体通信常用频段通常包括表 1 所示频段。因此,本研究在仿真过程中,频段确立为 10 MHz~10 GHz,并采用了内部阻抗为 50 Ω 的正弦调制高斯脉冲作为激励源。生物组织材料的介电特性特性设置为 4-Cole-Cole 拟合。为模拟真实环境,采用了 open (add space) 边界条件,同时引入了 4 层 PML 吸收边界条件以

有效处理边界情况,边界距离为 1/4 波长。由于仿真频段为 10 MHz~10 GHz,频段范围较宽,为保证足够的求解精度,将频段划分为 10~2 000 MHz,500~2 500 MHz,1~10 GHz 共 3 个不同段,采用 1 mm³ 的网格分辨率,网格数量在 3×10⁷ 以上。

表 1 人体通信主要使用频段

Table 1 The main frequency bands used for human body communication	
通信频段名称	频段
人体通信 (human body communication, HBC)	10~60 MHz
医疗植入通信服务 (medical implant commission service, MICS)	400 MHz
无线医疗通信服务 (wireless medical telemetry service, WMTS)	1.4 GHz
工业、科学及医疗 (industrial, scientific and medical, ISM)	2.4 GHz
超宽带 (ultra wide band, UWB)	3.1~10.6 GHz

1.2 人体头部模型建立

研究使用数字人体模型来模拟真实的人体头部,并使用电磁仿真平台进行分析。模型采用基于核磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI) 技术开发的解剖学数值人体模型^[20],其数据来源于日本情报通信研究机构 (national institute of information and communications technology, NICT)。该人体模型参数参考亚洲成年男性生理参数的统计平均值,包含人体多种不同生理组织类型,如肌肉、脂肪、血液等,空间分辨率为 2 mm,能够更为精确地模拟人体头部组成与结构。本研究人体模型头部结构主要包括皮肤、脑白质、脑灰质、骨松质、骨髓、脑脊液等活体组织。人体头部外观如图 1 所示,图 2 所示为头部模型组织结构,其中数字 1 为发射端口,数字 2 为接收端口。

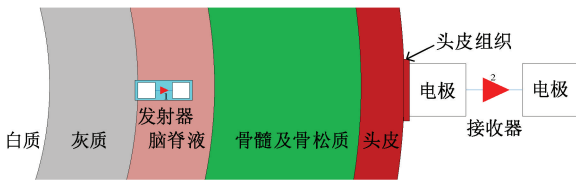


图 2 头部模型组织结构

Fig. 2 Head model organization structure

在实际运用上述数字人体模型时,需要了解人体内部及外部多种组织和器官在所研究的频段范围内的介电特性,以便采用麦克斯韦方程组来分析人体内外的电磁场。人体的介电特性,主要为电磁特性随着频率变化的特殊现象,这种现象源自于人体介电谱中的色散现象。人体的介电特性参数可以表示成与各个色散机理相对应的参数项之和。当涉及到在 10 GHz 以下频率点处人体组织的介电特性时,可借助 4 阶德拜 (Debye) 模型表达式,即 4 重柯尔-柯尔 (4-Cole-Cole) 表达式,该表达式与色散区间相对应,可以对大多数人体组织介电特性进行精确的建模。数学表达式如下:

$$\dot{\epsilon}_r(\omega) = \epsilon_\infty + \sum_{n=1}^4 \frac{\Delta\epsilon_n}{1 + (j\omega \tau_n)^{1-\alpha_n}} + \frac{\sigma_0}{j\omega\epsilon_0} \tag{3}$$

式中: $\dot{\epsilon}_r(\omega)$ 表示复介电常数, ϵ_∞ 表示频率趋于无穷大时的介电常数, $\Delta\epsilon_n$ 代表色散程度, τ_n 表示松弛时间常数, α_n 表征对 Debye 行为的偏离度, σ_0 表示离子电导率, ϵ_0 表示自由空间介电常数。

发射器是由两个直径和厚度均为 1 mm 的圆柱体电极构成^[21],电极材质为理想电导体 (perfect electric conductor, PEC),两电极之间设有内部阻抗为 50 Ω,距离为 1 mm 的激励端口。发射器装置剖面图如图 3 所示。由于发射器需要植入人体头部,因此在其外部还设置了尺寸为 1.2 mm×1.2 mm×3.2 mm 大小的长方体空气盒,以对其进行包裹。发射系统放置在大脑内部灰质层表面与接收系统在同一轴线的位置处,图 3 左侧电极中心的三维坐标为 (-16, 0, 862.5)。

接收器则是由两个直径和厚度均为 10 mm 的圆柱体电极构成^[21],电极材质为 PEC,两个电极之间负载阻抗为 50 Ω。接收器剖面图如图 4 所示,图 3 左侧电极位于人体头部表面,贴着人体皮肤组织。图 3 右侧电极垂直于左侧电极,悬浮于空气中。整个接收系统放置在人体头部表面中心处^[22],左侧电极中心的三维坐标为 (-16, 0, 893.8)。此外,为确保左侧电极贴着头皮组织,该片电极下附有一层仅为 0.1 mm 的头皮组织贴片。具体如图 2 右侧所示。同时为了考虑接收器两电极距离因素对传输特性的影响,接收器两电极距离从 5~60 mm 以 5 mm 等距变化,分析不同距离下模型的传输特性。

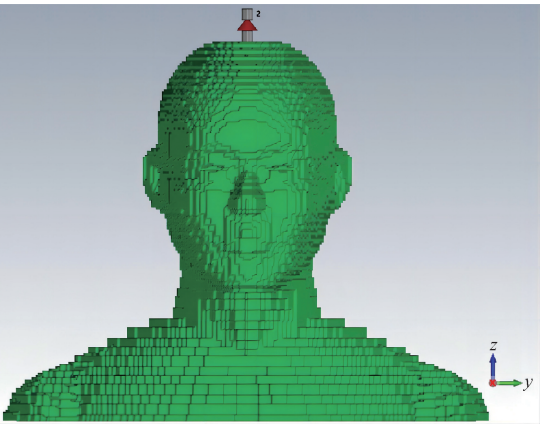


图 1 人体头部外观

Fig. 1 Human head appearance

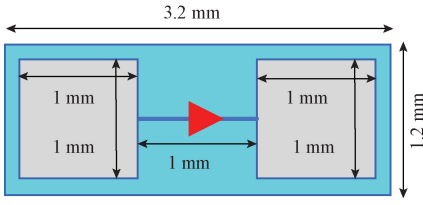


图 3 发射器剖面图

Fig. 3 Transmitter profile

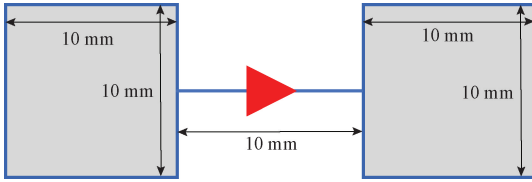


图 4 接收器剖面图

Fig. 4 Receive profile

2 频谱及电磁特性研究

2.1 最优频段分析

在对头部模型仿真得到的传输系数 S_{21} 结果进行分析时,需要特别考虑反射现象对数值模拟的影响。由于发射系统存在反射现象,因此必须对经过去除发射电极反射影响后的传输增益结果进行分析。

首先发射电极所发射出的功率 P'_{Tx} 如下:

$$P'_{Tx} = P_{Tx}(1 - |S_{11}|^2) \quad (4)$$

其中, P_{Tx} 是发射器的输入功率。 S_{21} 可通过接收功率与发射功率的比值来计算:

$$|S_{21}|^2 = \frac{P_{Rx}}{P'_{Tx}} \quad (5)$$

其中, P_{Rx} 是接收器接收功率,然后可以得到去除反射现象影响后的传输系数 S_{21} 值,公式如下:

$$|S'_{21}|^2 = \frac{P_{Rx}}{P'_{Tx}} = \frac{P_{Tx} |S_{21}|^2}{P_{Tx}(1 - |S_{11}|^2)} = \frac{|S_{21}|^2}{1 - |S_{11}|^2} \quad (6)$$

根据式(7)求解信号传输过程中的路径损耗 PL :

$$PL = 10\lg\left(\frac{1}{|S'_{21}|^2}\right) = 10\lg\left(\frac{1 - |S_{11}|^2}{|S_{21}|^2}\right) \quad (\text{dB}) \quad (7)$$

由传输增益 G 等价于传输功率衰减量的倒数,可得:

$$G = \frac{1}{PL} = 10\lg\left(\frac{|S_{21}|^2}{1 - |S_{11}|^2}\right) \quad (\text{dB}) \quad (8)$$

根据上述推导的公式计算并绘制了接收器电极不同间隔时的传输增益曲线图,如图 5 所示。为了更加直观地观察接收器电极不同间隔时传输增益取得最大值时的所在频率,图 6 展示了接收器电极不同间隔下传输增益峰值所对应的频率计算结果。

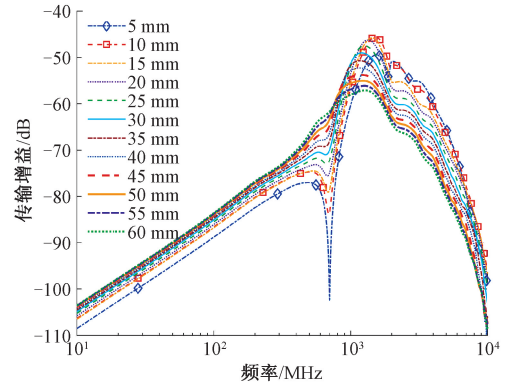


图 5 接收器电极不同间隔时的传输增益曲线

Fig. 5 Transmission gain at different receiver electrode intervals

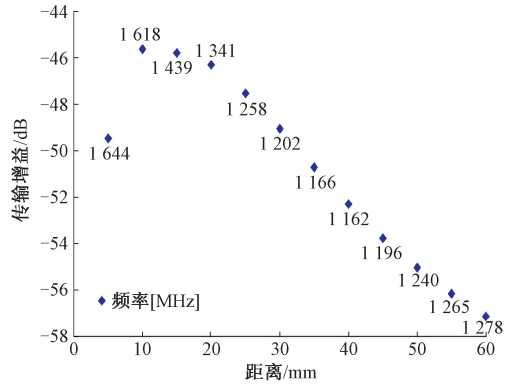


图 6 接收器电极不同间隔下传输增益峰值及对应频率

Fig. 6 The frequency corresponding to transmission gain peak at different receiver electrode intervals

由图 6 结果可知,在该人体头部模型中,当接收器两电极间隔为 10 mm,并且在载波频率为 1 618 MHz 处,传输增益取得最大值,为 -45.63 dB。之后随着接收器两电极间隔增大,传输增益数值逐渐减小。因此,在该人体头部模型中,频段在 1 600 MHz 左右,且接收器两电极间隔为 10 mm 时,ECoG 信号从脑皮层电极无线传输到头皮表面电极的信道传输增益取得最大值。

2.2 比吸收率特性研究

在使用人体作为媒介进行通信时,体表或者体内所存在的电磁辐射源可能引发生物效应,导致人体对电磁能量的吸收增加。为了探讨电磁波对于人体健康状况的影响,采用比吸收率 SAR 评估指标对头部组织吸收的电磁能量进行分析。SAR 是指单位质量的人体中所吸收的电磁辐射功率,与人体内部电场强度 E 有关,其表达式如下:

$$SAR = \frac{\sigma}{\rho} E^2 \quad (9)$$

式中: σ 为组织电导率, ρ 为人体质量密度。

通过严谨的评估和分析各类相关科研成果,科学家们制定了 SAR 安全阈值,旨在避免因高强度电磁辐射可能导致的对人类健康构成潜在威胁的生物效应问题。为了保障人体各器官、组织及其周围环境免受过热能量的损害,国际非电离辐射保护委员会(International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, ICNIRP)设定了频率在 10 MHz~10 GHz 之间的 SAR 数值限制准则。由于发射机所引起的电磁暴露具有高度局部化的特征,相对于全身平均 SAR,局部空间的峰值 SAR 对于人体区域通信具有更大的实际意义。因此 ICNIRP 委员会进一步制定了以 10 g 人体组织为依据的局部平均 SAR 的基本限值标准。表 2 列出了 10 MHz~10 GHz 范围内 SAR 的基本限值。

表 2 SAR 的基本限值
Table 2 Basic limits of SAR (W/kg)

暴露类型	全身平均 SAR 限值	局部 SAR 限值 (四肢)	局部 SAR 限值 (头和躯干)
职业暴露	0.4	20	10
普通公众暴露	0.08	4	2

为评估人体区域通信收发机可能引起的局部辐射暴露的安全性,主要计算对 10 g 质量人体组织平均后的空间峰值 SAR,该数值也是安全导则中基本限值所规定的内容。由于人体的不规则形状,确切找到一个 10 g 质量的立方体组织相当困难,特别是在计算空间局部峰值 SAR 时,选取的 10 g 组织还需要包含峰值 SAR,因此,采用线性插值法处理元胞的 SAR 数据。在每个待计算的位置,将立方体元胞置于中心位置。随后,沿着全方向以及各种不同角度对这个元胞进行扩展,直至所有组织的总体质量达到了预期的 10 g 为止。在此过程中,必须确保用来计算均化后的 SAR 的组织边缘没有跨越到人类皮肤的最外层以外的区域。通过这种方式,得到一个体积逐步增扩大的立方体组织,完成整个组织序列的创建;最后计算组织序列中相邻两块组织体所吸收的电磁辐射功率,并对其进行加权平均运算,以获得更为精确和可靠的 SAR 数值结果。图 7 详细展示了头部模型在中心频率 1 600 MHz 下的 SAR 数值分布情况。从图像中可以清晰地观察到,在发射端邻近区域的头部组织对于电磁能量表现出较高的吸收特性,而随着距离逐步增加至发射源以外的其他位置,其对应的 SAR 数值便呈现出显著的下降趋势。

由于发射器嵌入在大脑内部,根据表 2 所示,职业暴露情况下的局部 SAR 限值为 10 W/kg,而普通公众暴露情况下局部 SAR 限值为 2 W/kg。从图 7 可以看出,发射端的局部 SAR 峰值未超出普通公众暴露的局部 SAR 限值。因此,此通信方式对人体来说是安全的。

2.3 电磁场特性分析

人体通信技术利用电磁波信号在人体表面传输,其

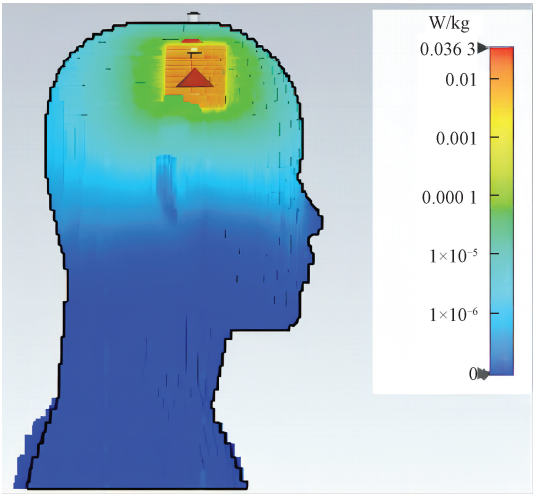


图 7 1 600 MHz 频率下的 SAR 分布
Fig. 7 SAR distribution at 1 600 MHz frequency

场分布特性可以有效地分析电磁波在人体组织中的传播特性^[23]。为了研究电磁波信号与人体的相互作用,对在 1 600 MHz 载波频段下人体头部模型的电磁场分布进行了分析。图 8、9 展示了将发射器植入到人体头部脑皮层处的头部模型及其周围区域的电磁场分布特性。从图 8 可以观察到电场主要集中在发射端附近,电场分量在透过人体组织向外传播过程中,由于人体组织的有耗介电特性等,电场强度逐渐减弱。图 9 显示了头部的磁场分布情况。由于人体头部模型组织磁导率与空气的磁导率相似,磁场能够均匀地衰减并向外扩散。在相同半径范围内,磁场衰减速度相对于电场的衰减速度更为缓慢。

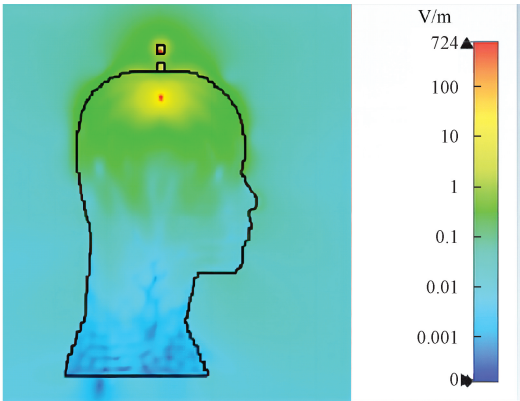


图 8 1 600 MHz 时电场分布
Fig. 8 Electric field distribution at 1 600 MHz

3 信道特性分析

3.1 路径损耗

人体内部电磁波的传播特性异常复杂。由于人体组

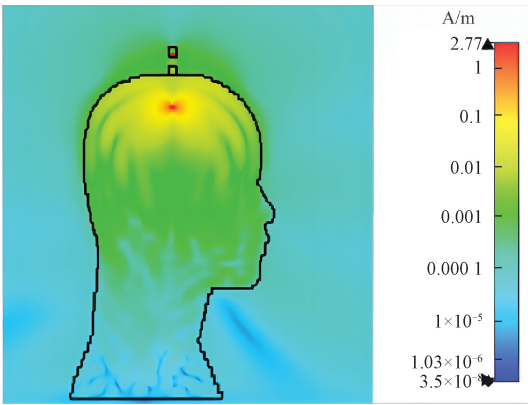


图 9 1 600 MHz 时磁场分布

Fig. 9 Magnetic field distribution at 1 600 MHz

织的介电损耗特性和异质特性,电磁波在人体内存在吸收和散射现象,从而导致信号在传输过程中发生巨大的衰减。路径损耗是电磁波在一个特定环境中传播时功率(或功率密度)的下降、减小,是评估信道传输特性的核心要素,在本次研究中,路径损耗表示了由大脑内部发射出的 ECoG 信号穿过脑部各层次组织抵达头皮表面这一过程中所经历的能量衰减状况。为了得到路径损耗与发射器至接收器距离间的特性关系,在已建立的系统模型的基础上,将发射器保持在大脑内部的位置不变,然后在头皮表面的不同距离位置放置接收端口,总计 100 余个位置数据,将不同距离下所得到的路径损耗值绘制于图 10,利用曲线拟合工具拟合参数特性,得到路径损耗与距离间的特性关系。根据经验型的幂函数衰减规律路径损耗一般由式(10)表示:

$$PL_{dB} = PL_{0,dB} + 10n \lg \left(\frac{d}{d_0} \right) \tag{10}$$

式中: PL_{dB} 为路径损耗, d 为收发机的距离, $PL_{0,dB}$ 是距离为 d_0 时的路径损耗, n 是路径损耗指数。

路径损耗的均值能够直观地反映出信号在人体组织内的总体传输情况,但难以准确地展现路径损耗随发射器与接收器距离变化而变化的情况。为分析出更贴近实际的人体头部信道传输特性,有必要采用数学建模构建人体表面路径损耗模型替代对数路径损耗模型。为求解非线性路径损耗模型参数,借助非线性曲线拟合方法建立模型,图 10 展示了多种常见的路径损耗模型拟合方式曲线。在对比路径损耗模型中其他常用的拟合方式后,得出二阶指数衰减模型更加贴切地描述了路径损耗的变化规律,其具有更高的判定系数(Adjust R-square: 0.888 1)和更低的均方根误差(RMSE: 1.955 5)。不同拟合方式结果如表 3 所示。因此在幂函数衰减规律路径损耗的基础上,改进的人体模型下的路径损耗模型公式如下:

$$PL_{dB} = Ae^{\alpha d} + Be^{\beta d} \tag{11}$$

式中: A, B 为激励系数; α, β 为衰减指数。

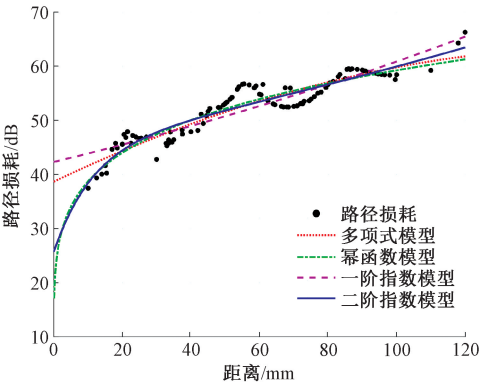


图 10 1 600 MHz 处路径损耗与距离拟合图

Fig. 10 Path loss and distance fitting curve at 1 600 MHz

表 3 不同拟合方式结果值

Table 3 Result values of different fitting methods		
拟合方式	决定系数(Adjust R ²)	均方根误差(RMSE)
多项式	0.869 8	2.052 3
幂函数	0.877 9	1.988 1
一阶指数	0.841 8	2.262 3
二阶指数	0.888 1	1.955 5

3.2 阴影衰落效应

电磁波在生物体内至皮层内流传的整个过程,其内部的机理极其复杂多元。人体各处具有耗损特性的组织结构会对电磁波进行吸收与散射等行为,从而导致能量的损耗;此外,当电磁波触及皮肤表面时,又可能通过衍射波以及爬行波的形式继续传播,进而引发阴影衰落效应。由图 10 可以看出,数值模拟所得出的路径损耗值,在所拟合出的路径损耗均值曲线周围存在不同程度的波动现象。导致此类波动状况的主导因素是受到了阴影效应对无线电传播过程中产生的影响,影响强度需要通过对信道内的路径损耗统计得出。通常,阴影效应对接收信号振幅所造成的变化程度被定义为计算得到的路径损耗值与其均值之间的差异。基于阴影效应引起的幅度变化定义,将接收系统与发射系统之间的路径损耗与建立的指数路径损耗模型之间的差值定义为阴影衰落变量 S_{dB} 。对频率在 1 600 MHz 处人体头部模型的阴影衰落绘制累积分布图以评估和获取阴影衰落标准差,拟合结果如图 11 所示。对比 S_{dB} 的仿真数据和正态分布拟合曲线可以看出,阴影衰落变量 S_{dB} 符合正态分布特征,模型中测得的标准差的大小可用来衡量阴影衰落强度。

因此,结合 3.1 节中所得出的二阶指数路径损耗模型和阴影衰落变量 S_{dB} 的统计特性,可以建立一个完整的信道统计模型,其表达式为:

$$PL_{dB} = Ae^{\alpha d} + Be^{\beta d} + S_{dB}(\mu, \sigma_{dB}) \tag{12}$$

式中: S_{dB} 为阴影衰落变量, 由阴影效应导致。

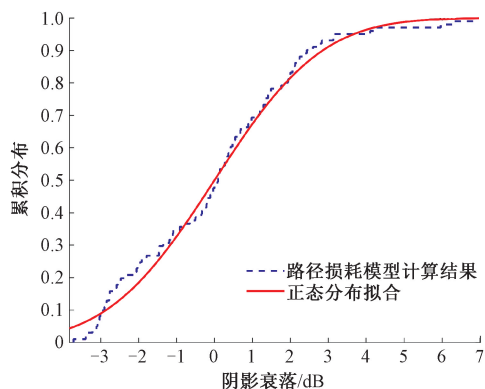


图 11 阴影衰落累积分布

Fig. 11 Cumulative distribution of shadow fading

4 讨论

根据目前人体通信和脑神经科学的研究和发展, 构建了一个基于 MRI 的人体头部模型, 并参考已有的研究设计了发射系统与接收系统装置来模拟大脑皮层信号从大脑灰质到头皮表面的传输^[21]。考虑到脑电信号频谱普遍分布在低频区域, 并且传输过程中穿透性和传输距离效果不尽如人意, 本研究重点关注在 10 MHz~10 GHz 高频载波下的 ECoG 信号传输特性。通过对信道传输增益的研究, 探讨了 ECoG 信号传输的最佳载波频段分布, 分析发现, 当接收器电极间隔为 10 mm, 频率约为 1 600 MHz 时, 信道传输增益达到最大值。然而, 不同情况下的传输增益在约 700 MHz 时出现下降, 推测这可能与大脑内部生物组织结构或分子与载波频率发生共振现象, 导致对信号的吸收能力显著增加, 从而导致信道传输增益的下降有关。另一个可能的原因是, 在信号传播过程中, 可能存在多条传播路径, 当不同传播路径上的信号相位或幅度差在约 700 MHz 处相互抵消或叠加, 可能导致信号强度的下降, 进一步导致信道传输增益的降低。

进一步评估了头部通信系统的生物安全性, 结果显示 SAR 峰值为 0.036 3 W/kg, 远低于公众的局部 SAR 限制值, 这表明通信中的电磁辐射是安全的。此外, 在电磁场特性分析的过程中, 观察到在发射器周边的近场区域, 电场强度较强, 存在明显的电场峰值区。在接收器等远场区域, 电场强度分布比较均匀, 强度较小。磁场分布在发射器周边呈现明显的线圈状, 在接收器周边强度相对较弱, 分布形式更加均匀。对于最佳载波传输频段处通信距离与路径损耗之间关系的分析, 发现通信距离与路径损耗之间更符合二阶指数分布。由于 ECoG 信号从脑皮层传输到头皮表面需要穿过大脑内部的多种不同组织, 这些组织的路径损耗叠加等因素可能会导致路径损

耗的非线性性质呈现为二阶指数分布。最终建立的二阶指数模型, 可以帮助了解 ECoG 信号在人体头部不同组织结构下的路径损耗情况, 有助于研究者更好地预测和优化 ECoG 通信系统的性能。

在实际的头部通信应用场景中, 尤其是在医疗领域和脑机接口研究中, 通信质量要求极高。所建立的路径损耗模型为进一步研究通信系统的传输性能提供了重要支持, 帮助确定信号的数据传输速率、响应时间等关键性能指标。对于指导实验设计和设备开发至关重要, 以更好地满足头部通信的需求。总的来说, 本研究为深入理解和洞察侵入式脑电信号的头部传输提供了一定的参考和启示。希望这些研究结果能为医学领域和无线通信系统的设计提供有益的参考, 同时也希望能够激励更多的研究者投入到侵入式皮层脑电信号传输的研究中。

5 结论

本文采用基于 MRI 技术开发的解剖学数值人体模型, 同时借助 4 阶德拜 (Debye) 模型对人体组织的介电特性进行建模, 探讨 10 MHz~10 GHz 载波频段范围内信号最优传输频段分布, 并研究了最优载波频段下模型信道的传输特性。首先, 建立完整的人体头部系统模型, 分析 10 MHz~10 GHz 频段范围内接收器电极不同间隔时的信号传输增益, 确定皮层脑电信号最优传输频段。其次, 通过 SAR 量化分析人体吸收的电磁能量, 评估了头部模型的安全性, 并研究了发射器与接收器在不同距离下的路径损耗, 还对信道传输过程中的阴影衰落特性进行了分析。基于上述工作, 建立了通信距离与路径损耗之间的二阶指数衰减模型, 可以更准确地描述最佳载波频段下信道的传输特性。

本研究也存在一定的局限性, 没有考虑到现实环境中的复杂因素, 如头部运动、周围物体的影响等。在实际应用中, 头部的移动性和姿势变化可能导致信号传输特性的快速变化, 这种动态性在静态模型中难以完全考虑。此外, 实际头部的形状差异等因素未被充分考虑, 这可能会影响到理论模型的准确性。因此, 在未来的研究工作中, 将进行更全面和深入的模拟, 考虑到个体的头部形状差异、头部的姿势变化等因素, 深入探究 ECoG 信号在信道传输过程中的路径损耗、多径效应、时延等特性。进一步再采用真实人体实验验证研究中的数值模型。

参考文献

- [1] GONZÁLEZ-VALENZUELA S, LIANG X, CAO H, et al. Body Area Networks[M]. Berlin: Springer, 2012.
- [2] CALLEJON M A, NARANJO-HERNANDEZ D, REINATOSINA J, et al. A comprehensive study into intrabody communication measurements[J]. IEEE Transactions on

- Instrumentation and Measurement, 2013, 62 (9) : 2446-2455.
- [3] CHEN W, LIU W, ČULJAK I, et al. An investigation on phase characteristics of galvanic coupling human body communication [C]. Future Trends in Biomedical and Health Informatics and Cybersecurity in Medical Devices: Proceedings of the International Conference on Biomedical and Health Informatics, 2020: 335-341.
- [4] 骆方正, 蒋明峰, 张鹏, 等. 基于 BMD101 可穿戴式心电图监测系统设计 [J]. 电子测量技术, 2021, 44 (21) : 113-119.
- LUO F ZH, JIANG M F, ZHANG P, et al. Design of a wearable ECG monitoring system based on BMD101 [J]. Electronic Measurement Technology, 2021, 44 (21) : 113-119.
- [5] GALLUCCIO L, JANARDHANAN S, NARAYAN Y, et al. Design and deployment of a wireless BAN at the edge for reliable healthcare monitoring [C]. 2019 International Conference on Wireless and Mobile Computing, Networking and Communications (WiMob). IEEE, 2019: 1-4.
- [6] WANG Q, TAYAMACHI T, KIMURA I, et al. An on-body channel model for UWB body area communications for various postures [J]. IEEE Transactions on Antennas and Propagation, 2009, 57(4) : 991-998.
- [7] 夏萌, 曾以成, 聂泽东, 等. 可穿戴设备中基于人体通信的身份识别方法研究 [J]. 计算机应用研究, 2017, 34(4) : 1141-1144.
- XIA M, ZENG Y CH, NIE Z D, et al. Method of biometric identification based on human body communication for wearable devices [J]. Application Research of Computers, 2017, 34(4) : 1141-1144.
- [8] 车克龙, 廖薇, 周灵丽, 等. 基于人体通信的可穿戴式医疗设备通信性能分析 [J]. 中国医学物理学杂志, 2022, 39(3) : 357-363.
- CHE K L, LIAO W, ZHOU L L, et al. Communication performance of wearable medical equipment based on human body communication [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2022, 39(3) : 357-363.
- [9] 车克龙, 廖薇, 周灵丽. 超宽带信号在运动人体下阴影衰落对通信性能的影响 [J]. 电子测量与仪器学报, 2022, 36(5) : 155-162.
- CHE K L, LIAO W, ZHOU L L. Influence of shadow fading of UWB signal under moving human body on communication performance [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2022, 36 (5) : 155-162.
- [10] 刘强, 李玉榕, 杜国川, 等. 基于 sEMG 信号的关节力矩 NARX 预测模型 [J]. 仪器仪表学报, 2022, 43(11) : 123-131.
- LIU Q, LI Y R, DU G CH, et al. NARX prediction model of joint torque based on sEMG signal [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2022, 43(11) : 123-131.
- [11] 肖君, 廖中熙, 王智东, 等. 穿戴式多通道生理信号采集系统的设计与实现 [J]. 国外电子测量技术, 2021, 40(10) : 98-102.
- XIAO J, LIAO ZH X, WANG ZH D, et al. Research and design of wearable system for multi-channel physiological signal acquisition [J]. Foreign Electronic Measurement Technology, 2021, 40(10) : 98-102.
- [12] 潘喜福, 滕召胜, 张甫, 等. 基于肌电和肌阻抗的吞咽信号同步测量方法 [J]. 仪器仪表学报, 2020, 41(10) : 178-186.
- PAN X F, TENG ZH SH, ZHANG F, et al. Swallowing signal synchronous measurement method based on EMG and EIM [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2020, 41(10) : 178-186.
- [13] 陈小刚, 王毅军. 基于脑电的无创脑机接口研究进展 [J]. 科技导报, 2018, 36(12) : 22-30.
- CHEN X G, WANG Y J. Research progress of non-invasive brain computer interface based on EEG [J]. Science & Technology Review, 2018, 36(12) : 22-30.
- [14] 何章锦, 陈晨, 张金, 等. 多通道 EEG 信号小波相干分析的测谎研究 [J]. 电子测量与仪器学报, 2020, 34(10) : 156-162.
- HE ZH J, CHEN CH, ZHANG J, et al. Lie detection study based on wavelet coherence analysis on multi-channel EEG signals [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2020, 34 (10) : 156-162.
- [15] NAKANISHI Y, YANAGISAWA T, SHIN D, et al. Decoding fingertip trajectory from electrocorticographic signals in humans [J]. Neuroscience Research, 2014, 85: 20-27.
- [16] NAKANISHI Y, YANAGISAWA T, SHIN D, et al. Prediction of three-dimensional arm trajectories based on ECoG signals recorded from human sensorimotor cortex [J]. PloS One, 2013, 8(8) : e72085.
- [17] CHAO Z C, NAGASAKA Y, FUJII N. Long-term asynchronous decoding of arm motion using electrocorticographic signals in monkey [J]. Frontiers in Neuroengineering, 2010: 3.
- [18] MAKAROVA A, VOLKOVA K, LEBEDEV M, et al. ECoG based classification of hand movement direction in the stylus center-out paradigm [C]. 2022 Fourth International Conference Neurotechnologies and

- Neurointerfaces (CNN). IEEE, 2022; 86-89.
- [19] KANAS V G, MPORAS I, BENZ H L, et al. Real-time voice activity detection for ECoG-based speech brain machine interfaces [C]. 2014 19th International Conference on Digital Signal Processing. IEEE, 2014; 862-865.
- [20] NAGAOKA T, WATANABE S, SAKURAI K, et al. Development of realistic high-resolution whole-body voxel models of Japanese adult males and females of average height and weight, and application of models to radio-frequency electromagnetic-field dosimetry[J]. Physics in Medicine & Biology, 2004, 49(1):1-15.
- [21] MATSUSHITA K, HIRATA M, SUZUKI T, et al. Development of an implantable wireless ECoG 128ch recording device for clinical brain machine interface[C]. 2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). IEEE, 2013; 1867-1870.
- [22] LIAO W, MURAMATSU K, WANG J. Path loss analysis and transceiver development for human body communication-based signal transmission for wearable robot control[J]. IEEE Access, 2021, 9: 20127-20135.
- [23] 石晶晶, 刘力嘉, 韩福晔, 等. 人体通信频段体内至体表信道特性分析与建模[J]. 电子与信息学报, 2022, 44(5): 1819-1827.
- SHI J J, LIU L J, HAN F Y, et al. In-body to on-body channel characteristics analysis and modeling in human

body communication frequency band [J]. Journal of Electronics & Information Technology, 2022, 44(5): 1819-1827.

作者简介



宫腾飞, 2021 年于天津工业大学获得学士学位, 现为上海工程技术大学硕士研究生, 主要研究方向为人体区域通信及生物电磁学。

E-mail: gtf0816@163.com

Gong Tengfei received his B. Sc. degree from Tiangong University in 2021. Now he is a M. Sc. candidate at Shanghai University of Engineering Science. His main research interests include human body area communication and bioelectromagnetics.



廖薇 (通信作者), 2010 年于华东师范大学取得博士学位, 现为上海工程技术大学电子电气工程学院副教授, 硕士生导师, 主要研究方向为人体区域通信、生物电磁学、医疗领域电磁兼容性。

E-mail: liaowei54@126.com

Liao Wei (Corresponding author), received her Ph. D. degree from East China Normal University in 2010. Now she is an associate professor and master tutor at the School of Electronic and Electrical Engineering, Shanghai University of Engineering Science. Her main research interests include human body area communication, bioelectromagnetics, and electromagnetic compatibility in the medical field.