

神经微管振动产生纳米尺度内电磁场作用

王艳红 王磊 武京治

Nanoscale electromagnetic field interaction generated by microtubule vibration in neurons

Wang Yan-Hong Wang Lei Wu Jing-Zhi

引用信息 Citation: *Acta Physica Sinica*, 70, 158703 (2021) DOI: 10.7498/aps.70.20210421

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.7498/aps.70.20210421>

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

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

动态突触、神经耦合与时间延迟对神经元发放的影响

Effects of dynamic synapses, neuronal coupling, and time delay on firing of neuron

物理学报. 2017, 66(20): 200201 <https://doi.org/10.7498/aps.66.200201>

外扩型电磁场控制筒形阴极内等离子体放电输运特性的仿真研究

Simulation study on plasma discharge and transport in cylindrical cathode controlled by expanding electromagnetic field

物理学报. 2019, 68(19): 195204 <https://doi.org/10.7498/aps.68.20190583>

Weibel不稳定性自生电磁场对探针质子束的偏转作用研究

Deflection effect of electromagnetic field generated by Weibel instability on proton probe

物理学报. 2019, 68(18): 185205 <https://doi.org/10.7498/aps.68.20190775>

非平衡感应耦合等离子体流场与电磁场作用机理的数值模拟

Numerical investigation on interaction mechanisms between flow field and electromagnetic field for nonequilibrium inductively coupled plasma

物理学报. 2019, 68(18): 185202 <https://doi.org/10.7498/aps.68.20190865>

电磁场中施主中心量子点内磁极化子态寿命与qubit退相干

Magnetopolaron-state lifetime and qubit decoherence in donor-center quantum dots with the electromagnetic field

物理学报. 2020, 69(14): 147802 <https://doi.org/10.7498/aps.69.20200242>

三维地形频率域井筒电磁场区域积分方程法模拟

Domain decomposition based integral equation modeling of 3-dimensional topography in frequency domain for well electromagnetic field

物理学报. 2019, 68(14): 140202 <https://doi.org/10.7498/aps.68.20190330>

神经微管振动产生纳米尺度内电磁场作用*

王艳红¹⁾ 王磊²⁾ 武京治^{1)†}

1) (中北大学信息与通信工程学院, 太原 030051)

2) (中北大学化学工程与技术学院, 太原 030051)

(2021 年 3 月 5 日收到; 2021 年 3 月 22 日收到修改稿)

生物体经过神经元进行信息处理产生指令, 控制各种功能和活动. 神经元可通过神经微管维持动态生长, 辅助蛋白转运等, 微管蛋白可产生电磁信号进行信息交换. 微管蛋白具有强极性分布, 本文通过研究微管不同振动模式产生的电磁特性, 分析微管周围的电磁场分布和相互作用. 结果表明, 微管蛋白在太赫兹波段有众多振动模式. 在多微管间纳米尺度内, 细胞溶液介电系数在太赫兹波段随频率增加而减小, 在相邻微管间可产生强于热噪声的电磁场. 合理调节微管长度、振动振幅等参数可能获得溶液中可探测太赫兹电磁场. 微管振动产生电磁场, 可用于疾病诊断和脑机接口等.

关键词: 神经元, 微管, 电磁场, 介电常数**PACS:** 87.85.dm, 87.14.E-, 41.20.Jb, 87.19.rf**DOI:** 10.7498/aps.70.20210421

1 引言

人体神经元通过神经递质和电信号等进行信息交换, 形成复杂的神经网络, 控制身体的各种功能和思维意识等高级神经活动, 在脑机交互、疾病诊断等领域具有广泛的应用. 目前, 脑机接口的信号提取基于传统电脉冲理论, 信号带宽仅为 kHz, 限制信号处理速度^[1-3]. 近年来, 有理论提出神经系统中含有太赫兹电磁信息, 并实验测量了神经细胞等的太赫兹特性^[4]. 神经细胞中存在众多极性分子如微管蛋白、膜蛋白等, 在细胞环境中分子振动可产生高频电磁场^[5-9]. 研究极性分子的电磁场产生机理和传输特性, 对脑机交互发展具有重要意义. 有研究表明神经元微管的动态特性, 如拉伸、张力、弯曲、扭曲等, 在微管周围纳米尺度激发不同的电磁模式分布^[10], 并且在分子水平上确定了微管的弹性性质. Deriu 等^[11]通过结合分子动力学和正则模式分析 (normal mode analysis, NMA)

方法, 对微管的力学性能进行了系统研究, 最终从整个微管的 NMA 分析中识别出四种主要的振动模式和振动频率对微管长度的依赖关系, 其中弯曲、拉伸和扭曲等振动频率会随着微管半径和其长度比 r_m/L_{MT} 的减小而线性降低. 研究表明^[11,12]几百纳米长度微管的振动频率在 50—100 GHz 范围内. 但是, 水的介电常数在毫米波到太赫兹波段特性研究较少, 尤其是微纳尺度分子的界面效应影响对振动传播至关重要, 其理论和实验都有待深入研究. 通过调控振动振幅和介质介电常数等, 微管振动产生的电磁场可提升几个量级^[13]. 本文研究水溶液中微管蛋白的振动模态及不同振动模式下的电场分布, 理论计算微管间相互作用产生的势能分布, 分析溶液介电系数对势能的影响.

2 神经元微管振动

2.1 微管异二聚体

图 1 所示为神经元及其蛋白构成. 神经元由胞

* 国防科技创新特区 (批准号: 02-ZT-008) 资助的课题.

† 通信作者. E-mail: Jingzhi.wu@outlook.com

体、轴突、树突和朗飞结等构成,其中微管在神经元生长和蛋白转运等过程中起着关键作用.微管的长度大多在 0.5—2 μm 范围内.微管是由 13 个原丝组成的管状阵列,其外径为 25—28 nm.每个原丝(宽度 5 nm)由数对线性排列的 α -和 β -微管蛋白异二聚体组成^[14,15](图 2).微管蛋白异二聚体是强极性蛋白,其振动可产生电磁场.微管轴向沿 z 方向放置时,其 i 节点振动随时间 t 的变化规律可表示为^[13]

$$A_i(t) = A \sin(\omega t) \sin \frac{n\pi z_{i0}}{L} + A_0, \quad (1)$$

其中 A 为振动幅值,单位 nm; ω 为振动频率,单位 GHz; n 为振动模式阶数; L 为微管长度,单位 nm; z_{i0} 为 $t = 0$ 时的 z 坐标,单位 nm; A_0 是初始振幅,单位 nm.

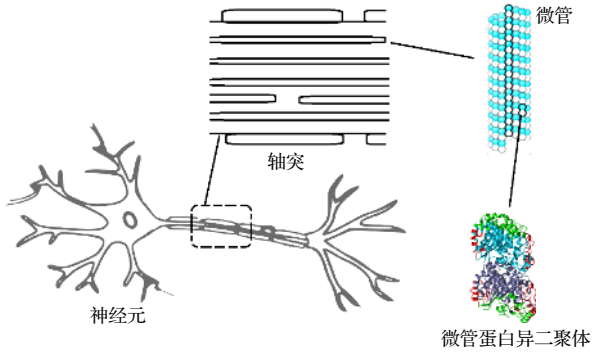


图 1 神经元和微管蛋白构成
Fig. 1. Neuron and microtubules.

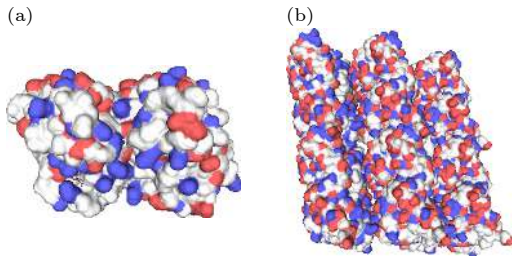


图 2 (a) 微管蛋白异二聚体 (PDB:1TUB) 电荷分布; (b) 微管 (PDB:6EW0) 电荷分布 (swiss model)
Fig. 2. (a) Charge distribution of tubulin alpha-beta dimer; (b) charge distribution of GDP-microtubule (PDB:6EW0).

在计算模拟中,微管被看作是由一定数量的 α 和 β 微管蛋白单体排列组合形成,每一个微管蛋白单体视为点偶极子,每个偶极子在空间某一点产生的静电场可表示为

$$\mathbf{E} = \frac{3\mathbf{r}(\mathbf{r} \cdot \mathbf{p}) - \mathbf{p}}{4\pi\epsilon r^3}, \quad (2)$$

其中 \mathbf{E} 是电场,以 V/m 为单位; \mathbf{p} 是偶极矩矢量,以 Debye 为单位,简称为 D; ϵ 是介电常数(介电常数 $\epsilon =$ 相对介电常数 $\epsilon_r \times$ 真空介电常数 ϵ_0),单位为 F/m; \mathbf{r} 是从偶极子中心到观测点的距离矢量.考虑不同的振动模式下偶极矩的运动,空间特定点所有节点的电场和随时间 t 的变化为

$$E = \frac{2p}{4\pi\epsilon[r + A \sin(\omega t)]^3}, \quad (3)$$

其中 p 是偶极矩大小,单位为 D; r 为空间点与偶极矩间距离,单位 nm.微管振动产生电场,其对场中电荷作用势能可表示为

$$U = -\mathbf{p} \cdot \mathbf{E}, \quad (4)$$

其中 U 是势能, \mathbf{E} 是微管 1 在微管 2 中某一微管蛋白单体处产生的电场, \mathbf{p} 是微管 2 中微管蛋白单体的偶极矩矢量.通过对微管 2 中每一单体处产生的势能 U 的绝对值进行累加,得到两根微管之间的势能.

2.2 振动产生电磁场

α 和 β 微管蛋白组成的异源二聚体由于其电荷分布(图 2),导致微管具有超过 1000 D 的高电偶极性^[4,16],能够产生从经典射频到紫外波段的宽频率范围的电磁场^[7,8,10,17–19].本文计算时, α 微管蛋白和 β 微管蛋白单体的偶极矩以柱坐标表示^[16,20,21], $P_{z\alpha} = 115$ D, $P_{r\alpha} = 554$ D, $P_{\theta\alpha} = -6$ D, $P_{z\beta} = 222$ D, $P_{r\beta} = 1115$ D, $P_{\theta\beta} = -192$ D.

为了分析微管振动产生的电磁场分布,本文利用准静态近似计算电场,模拟每个微管蛋白异二聚体在不同振动模式(图 3 所示)振动周期内的运动轨迹,并计算振动产生的总电场.图 4 为在图 3(d) 振动模式下 $A = 0.1$ nm、水溶液相对介电常数 $\epsilon_r = 80$ 时,不同长度微管蛋白电场产生的势能相对值.横坐标为测量点距离微管表面的距离,纵坐标为势能与 300 K 水溶液热能比较值.可以看出,微管蛋白长度越短,其振动势能在接近微管表面时的最大值越小.长度为 100 nm 时,近微管表面势能是热能的 10 倍;而长度为 800 nm 时,近微管表面势能是热能的 100 倍.在同一微管长度下,振动势能随离开微管表面距离快速下降,并在一定距离出现拐点,缓慢下降,直到被消耗.微管长度越长,拐点距离表面越远,且在一定微管长度范围内,其克服热能距离可到 20 nm.考虑振动频率对溶液

介电常数影响, 可以设计微管长度和介电常数, 使微管振动势能作用范围得到优化.

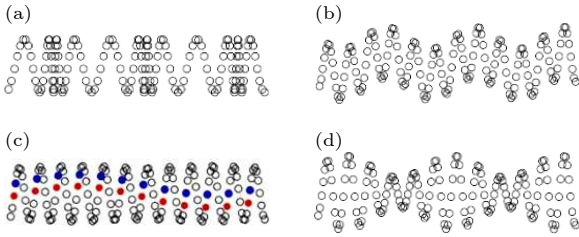


图3 微管不同振动模式示意图 (a) 轴向振动; (b) 弯曲振动; (c) 扭转振动; (d) 屈曲振动

Fig. 3. Schematic diagram of microtubule vibrations modes: (a) Axial vibration; (b) bending vibration; (c) twisting vibration; (d) flexing vibration.

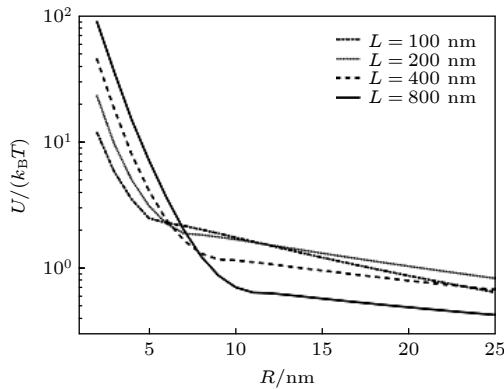


图4 不同长度微管屈曲振动势能的传播特性 ($A = 0.1$ nm, $\epsilon_r = 80$)

Fig. 4. Vibrating potential transferring performance in different length of microtubule at $A = 0.1$ nm, $\epsilon_r = 80$.

3 微管振动产生电磁场

3.1 溶液介电常数

溶液的介电常数随频率和空间尺度的变化而变化. 如图5所示, 水溶液介电常数随频率变化, 在低频时 (< 10 GHz), 水的介电常数实部接近静态时的值 ($\epsilon_r = 80$), 在高频 (> 100 GHz) 时 ϵ_r 下降到 10, 在 THz 频段接近 5. 同时, 神经细胞中微管间的纳米尺度空间限制, 也将减小溶液的介电常数. 因此, 相比静电场作用, 100 GHz—10 THz 电磁场在纳米范围内的溶液中作用距离更远.

图6为利用分子动力学分析计算的单个微管蛋白异二聚体 (1TUB) 频率特性. 可以看出, 微管异二聚体在毫米波到太赫兹波段具有丰富的振频率. 微管的低频振动模式表现为微管的整体运动, 而高频振动主要为局部振动. 分子尺度越小,

其振动频率越高, 探测难度增加. 不同的振动模式将影响微管蛋白间的相互作用, 调节微管的动态变化, 如聚合和解体等. 由 α - 和 β - 异二聚体为单元组成的微管蛋白, 其电磁场传输特性与溶液特性相关, 通过合理设计溶液参数将能够优化电磁场传递距离和分布.

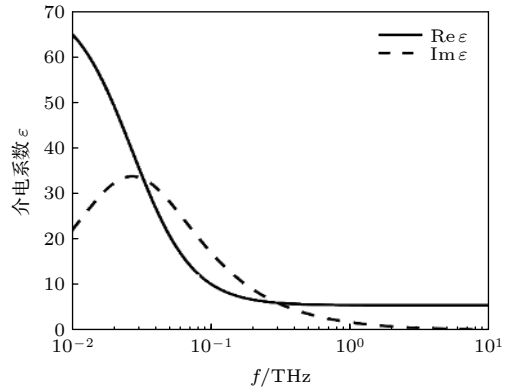


图5 水溶液介电系数的频率响应

Fig. 5. Permittivity of intracellular fluid of neuron as a function of frequency.

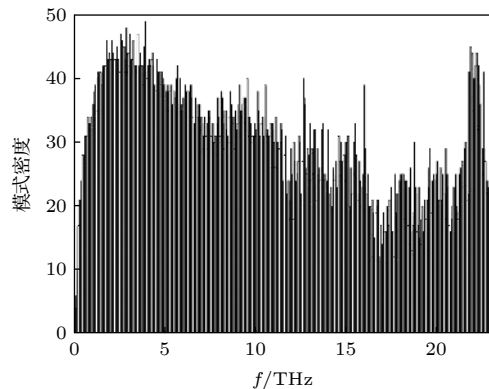


图6 微管蛋白异二聚体太赫兹振动频谱

Fig. 6. Frequency modes of tubulin alpha-beta dimer.

图7模拟了 $L = 100$ nm, $A = 0.1$ nm 时微管蛋白四种振动模式在不同介电常数的势能变化. 可以看出, 四种振动模式产生的振动势能随着距微管表面距离的增加而下降的趋势相似. 不同的溶液介电常数对势能峰值影响较大, 介电常数小, 势能能够克服热噪声的概率越大. 在 $\epsilon_r = 5$ 下将四种振动模式电场进行对比分析, 四种模式在微管表面 5 nm 内都能够克服热噪声, 尤其在轴向和屈曲振动模式下, 电磁场能有效传输接近 30 nm. 根据频率与水溶液介电常数关系, 在 THz 范围内, 水的 ϵ_r 趋近于 5, 因此, 微管蛋白振动产生电磁场在纳米尺度内强于热噪声, 可能产生微管间的相互作用.

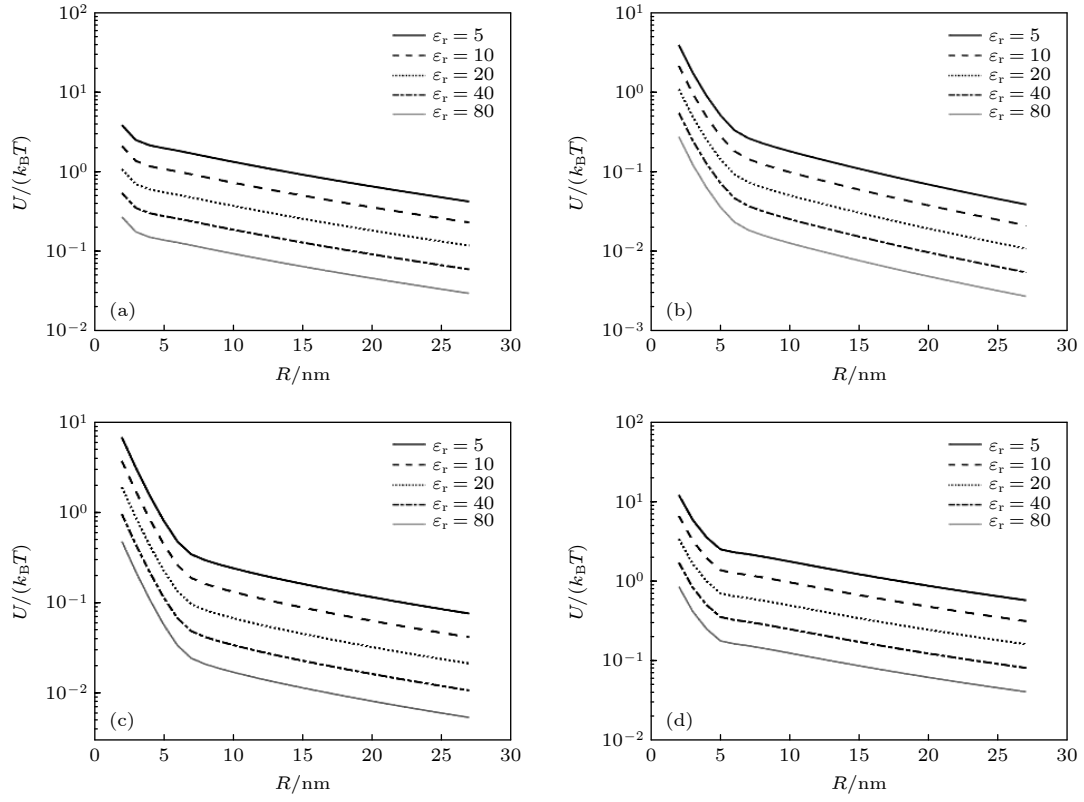

 图 7 四种振动模式的势能 ($L = 100$ nm, $A = 0.1$ nm) (a) 轴向振动; (b) 弯曲振动; (c) 扭转振动; (d) 屈曲振动

Fig. 7. Electromagnetic potential of four modes of microtubule vibration at $L = 100$ nm, $A = 0.1$ nm: (a) Axial vibration; (b) bending vibration; (c) twisting vibration; (d) flexing vibration.

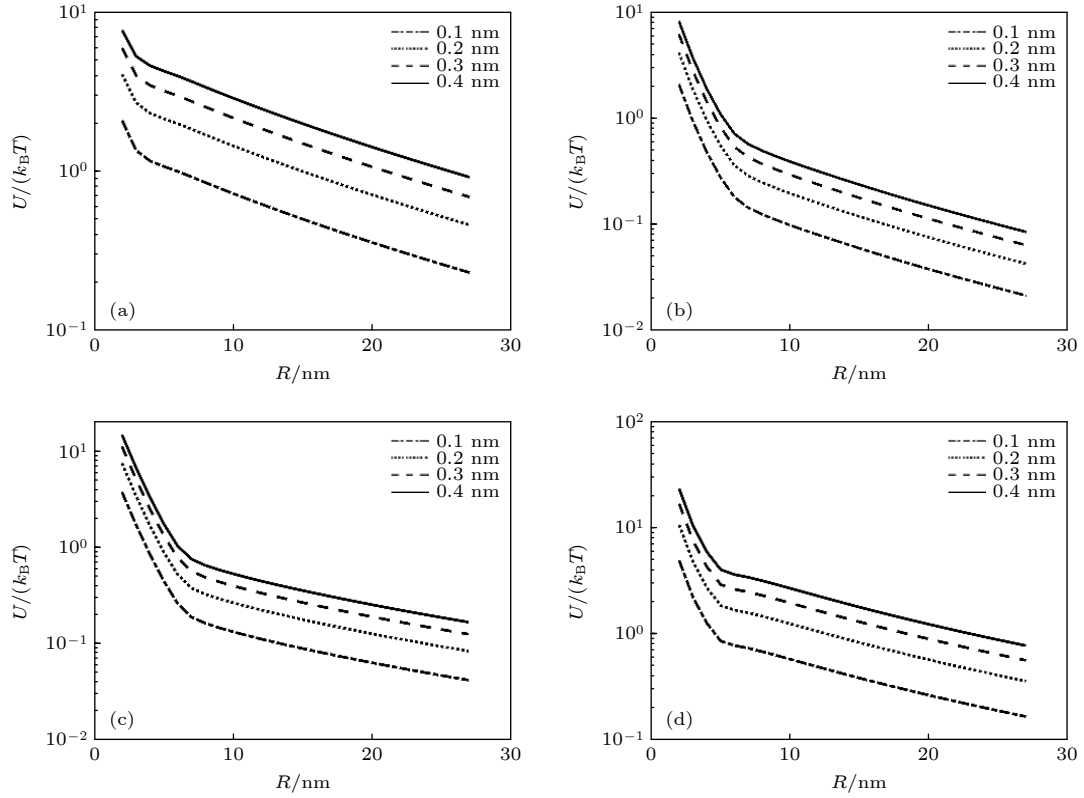

 图 8 不同振动振幅对势能的影响 ($\epsilon_r = 80$) (a) 轴向振动; (b) 弯曲振动; (c) 扭转振动; (d) 屈曲振动

Fig. 8. Potential in various vibration magnitude at $\epsilon_r = 80$: (a) Axial vibration; (b) flexing vibration; (c) twisting vibration; (d) flexing vibration.

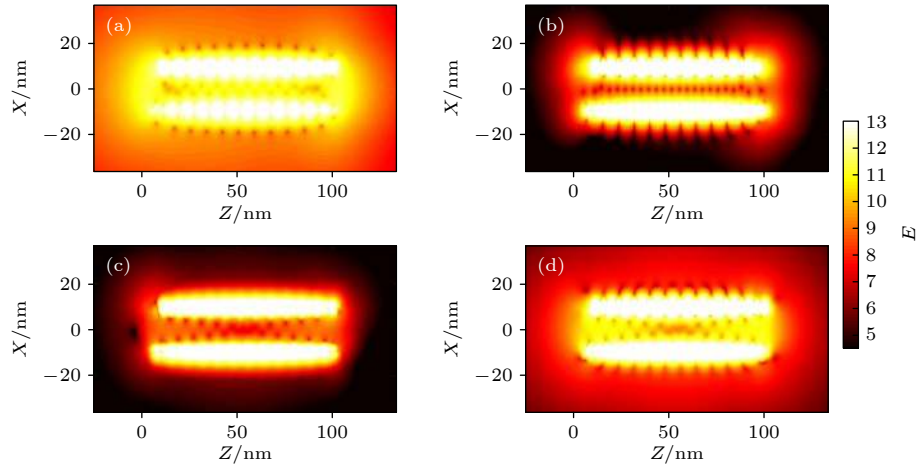


图 9 不同振动模式电场分布 ($\epsilon_r = 80$, $A = 0.1$ nm) (a) 轴向振动; (b) 弯曲振动; (c) 扭转振动; (d) 屈曲振动

Fig. 9. Electric field distribution at $\epsilon_r = 80$ and $A = 0.1$ nm: (a) Axial vibration; (b) bending vibration; (c) twisting vibration; (d) flexing vibration.

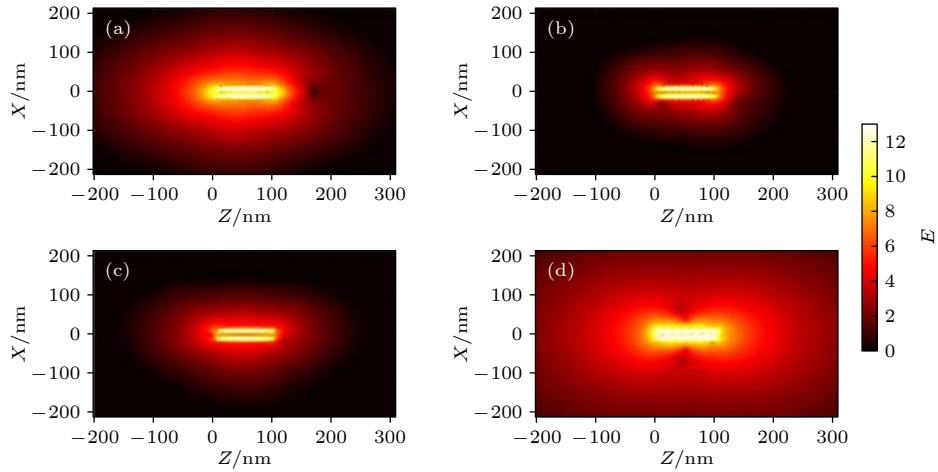


图 10 不同振动模式电场分布 ($\epsilon_r = 5$, $A = 0.1$ nm) (a) 轴向振动; (b) 弯曲振动; (c) 扭转振动; (d) 屈曲振动

Fig. 10. Electric field distribution at $\epsilon_r = 5$, $A = 0.1$ nm: (a) Axial vibration; (b) bending vibration; (c) twisting vibration; (d) flexing vibration.

3.2 振动幅值作用

不同振动振幅对微管振动电场传输特性也有明显影响, 振幅增加, 电磁场能量明显上升. 图 8 为 $L = 100$ nm, $\epsilon_r = 80$ 时计算的微管电场产生的势能相对值. 可以看出, 势能随着表面距离 R 的增加快速降低, 当经过拐点后, 势能的降低逐渐变缓, 振动振幅增加, 显著增加电磁场的传输距离.

3.3 电场分布

为了更直观地说明微管振动产生电磁场的可探测距离, 图 9 和图 10 分别给出 $A = 0.1$ nm 条件下, $\epsilon_r = 80$ 和 $\epsilon_r = 5$ 的电磁场传播范围, 局部最大值位于微管壁的两侧. 局部最大值和局部最小值形成的原因是组成微管的微管蛋白单体之间存在

相同或相反的相位振荡, 相反方向的场在一定距离内相互消减, 并产生局部极小值. 结果表明, $\epsilon_r = 80$ 的电磁场传播范围在 $-20 \sim 20$ nm, 而 $\epsilon_r = 5$ 时的电磁场传播范围四种模式都在 $-100 \sim 100$ nm, 其中轴向和屈曲分别分布在 $-200 \sim 200$ nm 范围, 充分说明微管蛋白水溶液介电常数对电磁场分布的影响. 神经细胞里的微管间距分布在 $20 \sim 300$ nm 之间, 因此, 微管振动产生的电磁场可能对微管的动态特性产生影响.

4 结 论

神经微管的不同振动模式产生不同空间分布的电磁场分布, 结果表明在距离微管 20 nm 范围

内, 不同模式都有较强电场作用. 当溶液 ϵ_r 减小到 5 时, 100 nm 长度的微管在 200 nm 范围内具有电场分布, 在 30 nm 范围内产生强于热噪声的电场势能. 当微管振动幅值从 0.1 nm 增加到 0.4 nm, 电场势能可增强约一个数量级. 因此, 通过外加激励场、调节神经微管的振动幅值和频率, 可控制神经元中的电磁场分布. 神经微管的电磁场分布探测可应用于神经系统疾病诊断和脑机接口等.

感谢 Kyle Thackston 博士对电场计算的有益讨论.

参考文献

- [1] Hodgkin A L, Huxley A F 1952 *Physiol.* **117** 500
- [2] Hodgkin A L, Huxley A F 1952 *Physiol.* **116** 449
- [3] Hodgkin A L, Huxley A F 1952 *Physiol.* **116** 497
- [4] Liu Y S, Wu K J, Liu C L, Cui G Q, Chang C, Liu G Z 2020 *Sci. China, Ser. G* **63** 274211 (in Chinese) [刘延生, 吴开杰, 刘春良, 崔刚强, 常超, 刘国志 2020 中国科学: 物理 力学 天文学 **63** 274211]
- [5] Kučera O, Havelka D, Cifra M 2017 *Wave Motion* **72** 13
- [6] Cifra M, Fields J Z, Farhadi A 2011 *Prog. Biophys. Mol. Biol.* **105** 223
- [7] Zhao Y, Zhan Q M 2012 *Theor. Biol. Med. Modell.* **9** 26 (in Chinese) [赵月, 詹启民 2012 理论生物学与医学模型 **9** 26]
- [8] De Ninno A, Pregolato M 2017 *Electromagn. Biol. Med.* **36** 115
- [9] Pokorný J, Jelínek F, Trkal V, Lamprecht I, Hölzel R 1997 *J. Biol. Phys.* **23** 171
- [10] Cifra M, Pokorný J, Havelka D 2010 *Biosystems* **100** 122
- [11] Deriu M A, Soncini M, Orsi M, Patel M, Essex J W, Montevicchi F M, Redaelli A 2010 *Biophys. J.* **99** 2190
- [12] Sirenko Y M, Strosio M A, Kim K W 1996 *Phys. Rev. E* **53** 1003
- [13] Thackston K, Deheyn D, Sievenpiper D 2019 *Phys. Rev. E* **100** 022410
- [14] Akhmanova A, Steinmetz M O 2015 *Nat. Rev. Mol. Cell Biol.* **16** 711
- [15] Amos L A 1995 *Trends Cell Biol.* **5** 48
- [16] Mershin A, Kolomenski A.A, Schuessler H A, Nanopoulos D V 2004 *Biosystems* **77** 73
- [17] Pohl H A, Braden T, Robinson S, Piclardi J, Pohl D G 1981 *J. Biol. Phys.* **9** 133
- [18] Hölzel R 2001 *Electro-Magnetobiol.* **20** 1
- [19] Pokorný J, Hašek J, Jelínek F, Šároch J, Palán B 2001 *Electro-Magnetobiol.* **20** 371
- [20] Tuszyński J A, Brown J A, Crawford E, Carpenter E J, Nip M L A, Dixon J M, Satarić M V 2005 *Math. Comput. Modell.* **41** 1055
- [21] van den Heuvel M G L, de Graaff M P, Lemay S G, Dekker C 2007 *Proc. Natl. Acad.* **104** 7770

Nanoscale electromagnetic field interaction generated by microtubule vibration in neurons*

Wang Yan-Hong¹⁾ Wang Lei²⁾ Wu Jing-Zhi^{1)†}

¹⁾ (School of Information and Communication Engineering, North University of China, Taiyuan 030051, China)

²⁾ (School of Chemical Engineering and Technology, North University of China, Taiyuan 030051, China)

(Received 5 March 2021; revised manuscript received 22 March 2021)

Abstract

Neurons collect information from different parts of the biological body, generate signals and control their functions and activities. There are electromagnetic communication channels between neurons apart from the action potentials. Microtubules are the largest cytoskeletal filaments in neurons, with a diameter of about 25 nm. Microtubule is composed of alpha- and beta-tubulin subunits assembled into hollow cylindrical polymers supporting dynamical growth, and facilitate transport of proteins. In axons, dendrites, growth cones, and migratory neurons, microtubules are generally tightly organized in array and uniformly oriented. Because of the polarity and charge distribution of tubulins, the vibrations of microtubules generate electromagnetic fields. In this paper, electromagnetic fields induced by different vibrational modes of microtubules are studied. The vibrational mode of tubulins calculated using the normal mode analysis shows that there are abundant vibrational modes in the terahertz range. The electric fields of different vibration modes show distinct distribution features. The induced electromagnetic fields of microtubules can be stronger than thermal noise because of reduced permittivity of intracellular fluid for higher frequencies in a nanometric confined region. Since water exhibits layered structuring near all surfaces independent of their hydrophilicity, the permittivity of water surrounding tubulins between microtubules is expected to decrease significantly because of surface-induced alignment of water molecular dipoles. While the permittivity of surrounding medium decreases to 5, the electromagnetic potential energy between two 100-nm-long microtubules can be stronger than the thermal energy within a 30-nm-long distance. As high frequency vibrations are generally localized in the microtubule, terahertz electromagnetic interactions can be present between tubulins and short microtubules. Because the separation between microtubule arrays in neurons is in a range from 20 nm to 100 nm, electromagnetic interactions between microtubules can dominate the thermal motions, and affect the biological functions. Simulation results show that the electromagnetic potential energy increases over one order of magnitude when the vibration amplitude is changed from 0.1 nm to 0.4 nm. The results indicate that the electromagnetic interaction between microtubules is important for a better understanding of neural functions and communication. Terahertz stimulations can be used to detect and modulate the neural signals. The microtubule vibration generated magnetic field can be applied to disease diagnosis and brain-machine interface.

Keywords: neuron, microtubule, electromagnetic fields, dielectric constant

PACS: 87.85.dm, 87.14.E-, 41.20.Jb, 87.19.rf

DOI: 10.7498/aps.70.20210421

* Project supported by the National Defense Science and Technology Innovation Special Zone of China (Grant No. 02-ZT-008).

† Corresponding author. E-mail: Jingzhi.wu@outlook.com