

实现精准细菌灭活的微型等离子体射流装置设计与实验研究

朱鸿成¹ 陈彦伶¹ 游占华² 邓敏超¹ 邓社娇¹ 蒋永荣¹ 李 华^{1*}

(1. 桂林电子科技大学 生命与环境科学学院 桂林 541004; 2. 中国石油集团测井有限公司技术中心 西安 710077)

Precise Bacteria Sterilization with Self-Designed Micro Plasma Plume Jet: An Instrumentation Study

Zhu Hongcheng¹, Chen Yanling¹, You Zhanhua², Deng Minchao¹, Deng Shejiao¹, Jiang Yongrong¹, Li Hua^{1*}

(1. School of Life and Environmental Sciences, Guilin University of Electronic Technology, Guilin 541004, China;

2. Technical Center of China Petroleum Logging CO., LTD, Xi'an 710077, China)

Abstract A novel type of the plasma generator, capable of producing micro plasma plume jet, was developed to completely deactivate bacteria in a precisely localized area. The self-designed plasma generator comprises: a metal capillary ($\Phi 0.2 \text{ mm} \times 800 \text{ mm}$), pulsed high frequency and high voltage power-supply and gas supply with flow-rate regulator. The influence of the plasma generation conditions, including the gas type, voltage and frequency, on the plasma jet length and bacteria sterilization was investigated for design optimization. The results show that the self-developed micro plasma plume jet is capable of completely deactivating bacteria in an area 2 mm in size under the optimized conditions, including the 19 kHz, 26 kV pulsed voltage and He (or N₂). When it comes to sterilization mechanisms of E. coli with the plasma-jet in different environment, a descending order exists: H₂O₂/HNO₃ solutions > charged particles >> UV-light irradiation > hot air blowing.

Keywords Precise, a micro plasma jet, Capillary, Human touch

摘要 为了实现对特定区域的细菌精准灭活,设计了一种微型等离子体射流装置。该装置由内径0.2 mm、长度80 mm的中空金属毛细管、高压高频电源和载气流速控制装置三部分组成。在无外接载气,电压幅值26 kV、频率19 kHz的条件下,毛细管可产生具有较大羽流的等离子体射流。通入He和N₂,可有效抑制羽流,且He产生的等离子体射流更长。区域灭菌法实验表明:微型等离子体射流装置可实现半径1 mm圆形范围内的细菌灭活区域精准控制。灭菌机理实验证明:温度和紫外光对大肠杆菌无明显灭菌效果,带电粒子具有一定的灭菌效果,过氧化氢与硝酸等活性物质在灭菌中则起到了最重要的作用。等效电路分析和实验表明,微型等离子体射流可以保证电气安全性,实现人体触摸。

关键词 精准 微型等离子体射流 毛细管 人体触摸

中图分类号: TM213 文献标识码: A doi: 10.13922/j.cnki.cjovst.2020.12.06

近年来,对快速、安全和无污染消毒的要求,促进了相关灭菌消毒方法的研究,Thin Solid Films等国际期刊刊登了大量灭菌消毒技术的相关研究论文^[1-5]。目前,灭菌消毒主要有物理灭菌、化学灭菌和生物灭菌等方法^[6]。物理灭菌方法主要靠高热

加温,容易损害不能承受高温的医疗器械和人体组织;化学灭菌主要靠化学药品如环氧乙烷、溴甲烷等实现灭菌,但化学残留物对人体健康和生态环境造成了重大威胁;生物灭菌主要利用各种生物及其排泄物来杀灭病菌,但易受环境因素影响,使用范围

收稿日期: 2020-04-14

基金项目: 国家自然科学基金项目(61864001); 广西自然科学基金项目(2017GXNSFAA198256); 广西自动检测技术与仪器重点实验室主任基金(项目 YQ18113)

* 联系人: Tel: (0773) 2305125; E-mail: lihua@guet.edu.cn

有限。

利用大气压低温等离子体射流进行灭菌消毒,由于其工作于大气压环境下,气体温度和室温相当,不会对医疗器械和人体组织造成损害,且对环境无污染,弥补了上述方法的不足,近年来发展迅速,各种新型等离子体如介质阻挡放电等离子体(DBD)、电晕放电等离子体(corona discharge)、辉光放电等离子体(glow discharge)等相继被提出^[7-9]。

采用等离子体实现细菌灭活,除了考虑生物安全性、高灭菌率、作用时间等因素外,还需要着重考虑等离子体射流作用区域的精确控制。等离子体射流应只作用于特定区域,否则容易引起周围正常细胞的损伤。因此,等离子体射流对灭菌区域的精准定位作用近年来成为研究的热点。华中科技大学卢新培课题组采用针电极电晕放电实现了对单个细胞的精准灭活控制^[10]; Sung-O Kim 课题组采用中空光纤产生细小等离子体射流,实现对特定区域内细胞的等离子体处理^[11-12]。而与上述装置相比,采用微机电系统(MEMS, Micro Electro-Mechanical Systems)技术的微型等离子体射流装置在批量生产、加工精度、系统集成等方面更具优势,因此, MEMS 技术与等离子体射流的结合近几年来发展迅速,取得了一系列的研究成果。在 MEMS 等离子体射流研究方面,为实现对等离子体射流作用范围和能量强度的精确控制,目前主要采用两种方式来实现,一种是等离子体放电装置采用 MEMS 工艺设计加工。Beelee Chua 等采用基于 MEMS 技术加工制作的微型针-板等离子体放电装置,在大气压环境下实现电晕放电,对大肠杆菌、枯草芽孢杆菌等进行灭活^[13-15]。Ka-zuo Shimizu 等采用 MEMS 工艺实现间距 100 μm 的平行板电极介质阻挡放电,并利用氦气、氮气、空气等类型的载气将活性粒子吹出,实现细菌灭活^[16-18]。Shinya Kumagai 等以硅片为基底制作出一种等离子体芯片(Plasma-on-Chip),将等离子体放电电极和细菌培养皿集成设计,可实现对特定区域的小球藻细胞进行等离子体处理^[19-22]。

以上采用 MEMS 技术和电晕放电的微型装置,主要靠扩散作用进行灭菌,难以产生具有一定长度的等离子体射流,影响了灭菌效果。采用光纤产生的微型等离子体射流,需要外加电极包裹在光纤上,且光纤的材料较脆,容易断裂,实际应用具有一定的难度。此外,在临床应用上,如破损皮肤消炎、牙齿根管处理等,其作用精度并不要求到细胞大小(微

米量级),只需要根据医生的手感精度控制在特定作用区域的毫米量级即可。

针对目前研究的不足和实际应用需要,本文采用一种内径 0.2 mm 的中空金属毛细管单电极放电装置,以高频高压电源作为激励源,分析了不同载气条件下所产生等离子体射流的差异,并通过实验分析了该微型等离子体射流的灭菌机理,验证了其可以实现人体触摸。

1 实验装置

微型等离子体射流实验装置由三部分组成,即载气流速控制、高频高压电源和等离子体射流产生装置,如图 1 所示。气体流速控制部分主要包括高压气瓶和 D08-1F 型流量显示仪、CS200A 数字式气体质量流量控制器(北京七星华创电子股份有限公司)。高频高压电源为低温等离子体电源 CTP-2000K(南京苏曼电子有限公司);等离子体射流产生装置采用内径 0.2 mm、长度 80 mm 的中空不锈钢毛细管作为单电极,通过在不锈钢毛细管外壁上施加脉冲高压,产生等离子体射流从管口喷射出来。放电电压波形通过衰减 1000 倍的高压探头 P6015A 测量,并通过 TDS1002B-SC 泰克示波器显示和存储。放电图像由 NIKON D300S 相机进行拍摄,光谱信息由 AvaSpec-ULS3648-4-USB2 光谱仪进行发射光谱的采集。实验中,分别在通入载气和不通入载气的条件下进行高压放电,观察等离子体产生情况。

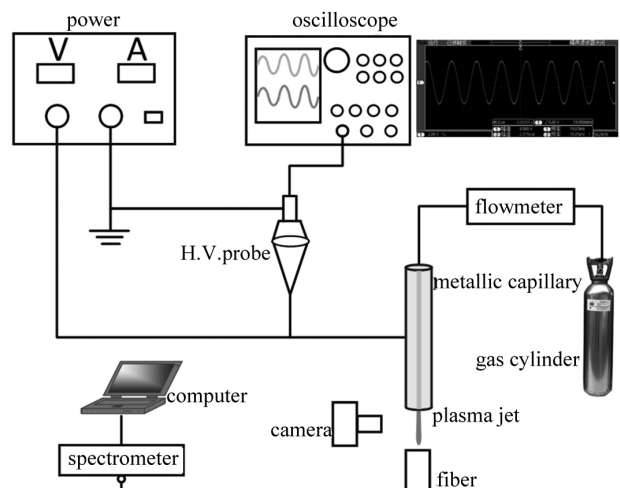


图1 不锈钢管毛细管放电电路示意图

Fig.1 Schematic diagram of the experimental setup

2 微型等离子体射流形成

2.1 无外接载气等离子体射流实验

高压电源的工作频率固定在 19 kHz, 不锈钢毛细管无外接载气。当电压峰值由 0 增加到 20 kV, 不锈钢毛细管的两端管口发生放电现象, 但无射流产生, 如图 2(a) 所示。继续增大电压到 26 kV 时, 不锈钢毛细管的两个端口都产生等离子射流, 且在射流末端会有等离子体羽流产生, 射流向四周扩散, 如图 2(b) 所示。在无外接载气的情况下施加高压使不锈钢毛细管内部产生气体放电时, 带电离子和电子向毛细管两端移动, 在端口处聚集而生成等离子体射流^[23]。将不锈钢毛细管的一端密封, 当电

压加到 20 kV 时, 会发现产生的等离子射流比没封口的情况更长更明亮, 如图 2(c) 所示, 而且射流末端的等离子体羽流现象更加明显。当施加电压达到 26 kV 时, 产生的等离子体射流更长更明亮, 等离子体羽流也更加明显, 如图 2(d) 所示。由于一端封闭, 毛细管内部产生的等离子射流从两个毛细管端口喷出变为只从一个端口喷出, 而且随着电压的增加, 毛细管壁上多处发生等离子体放电现象。由于没有外接载气, 放电过程中没有气流将毛细管内放电产生的粒子和电子吹出端口, 从而导致在毛细管内壁多处发生弧光放电现象。

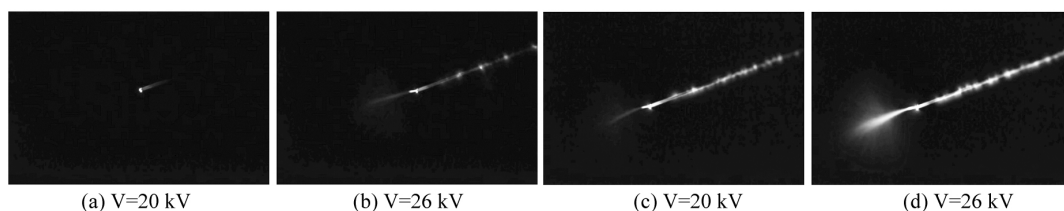


图2 不锈钢毛细管不通气时等离子体射流生成

Fig.2 Photos of the of the plasma jet without carrier gas

从上述实验现象可见, 虽然无外接载气也能产生等离子体射流, 但此时的等离子体射流在空中扩散, 羽流现象明显, 不利于实现特定区域内精准灭菌。

2.2 通入载气等离子体射流实验

以内径 0.2 mm 的不锈钢毛细管的一端作为通气入口, 首先通入高纯氮。当不锈钢毛细管管壁的电势峰值为 18 kV 时, 有微弱的射流产生, 如图 3 所示。与不通气时产生的射流相比, 由于通入了惰性气体, 不锈钢毛细管的两端口产生了气体流速差, 等离子体射流从流速低的一端喷出, 从而可以将不锈钢毛细管上发生多处放电的现象和等离子体羽流现象抑制掉。



图3 载气为氮气时的等离子体射流

Fig.3 Photo of the N₂-plasma jet

与其它惰性气体相比, He 等离子体放电会比较剧烈。当改变气体流速时, 产生的等离子体射流在长度上会有明显的变化。将电压固定在 8 kV, 气体流速从 0.05 增加到 0.3 L/min。随着气体流速的增加, 射流长度随之减小, 但强度和亮度随之增加, 射流的长度最长可达 8.5 mm, 射流最细直径 0.1 mm, 如图 4 所示。这是因为当氮气流速增加时也会增加粒子和电子的流动速度和距离, 从而增加了等离子体射流的长度。

当毛细管作为电极且一端作为气体入口时, 气体将毛细管冷却的同时可将等离子体射流吹出。在狭小的缝隙中进行等离子体放电时, 由于缝隙过小, 限制了等离子体放电的空间。通过向狭小的缝隙通入气体, 可将等离子体从缝隙内部吹出来, 从而使等离子体与缝隙分离^[24]。本文所采用的不锈钢毛细管微型等离子体放电模式为单电极放电模式, 所采用的不锈钢毛细管有两重作用, 既是氮气的气流通道, 又是高压电极端, 而等离子体射流末端相当于虚地。现有研究表明, 单电极等离子体射流是以等离子体子弹的形式在空气中传播, 本质上是流光传播过程。当加载在不锈钢毛细管上的放电电压引起的空间电场达到击穿电场后, 产生初始的电子雪崩,

得到电子和正离子。电子的迁移速率大于正离子,在同样的电场条件下,运动速度高于正离子,因此两者分离,在等离子体子弹头部留下了大量正离子。同时,在光致电离的作用下,等离子体子弹头部的不远处产生了种子电子,种子电子在两者之间的电场作用下向着等离子体头部即正离子方向运动,产生了新的电子雪崩并与正离子复合掉,而原来不远处

产生种子电子的地方又由于种子电子的离开遗留下大量的正离子。这个过程不断重复,则整体上表现为产生了一定长度的等离子体射流。当等离子体头部正离子产生的电场过小,不足以在正前方产生新的电子雪崩时,等离子体子弹不能继续传播,射流长度保持不变^[25-27]。

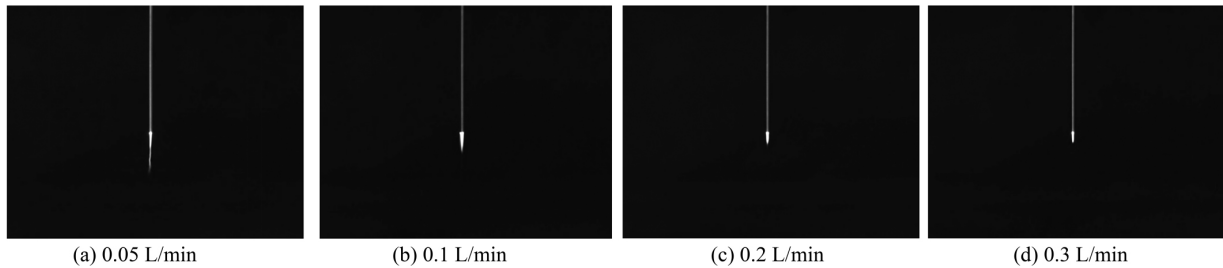


图4 不同气体流速下的等离子体射流

Fig.4 Plasma jet length depends on the gas flow-rate

氦气等离子体射流的发射光谱如图5所示。本次实验在开放环境下进行,空气中的氧气、水和氮气会混入到氦气流中,因此在发射光谱图中除了可以看到氦气谱带,还可以看到羟基谱线、氮气谱带系与氧气谱线,其中 N_2 (337 nm)和He(706 nm)最为显著。羟基谱线是空气中的水分子与电子直接碰撞产生的,氧气谱线是氧分子与高能电子直接碰撞等多种反应产生的,而氮气谱带系主要是高能电子与氮分子碰撞产生的,氦气谱带系则是中性氮与高能电子直接碰撞及寿命长的亚稳态氦粒子潘宁电离(氮的电离能小于亚稳态氦粒子的激发能)产生的,氮分子第二正带系与第一负带系分别对应受激发氮的从C态到B态跃迁和B态到基态跃迁。

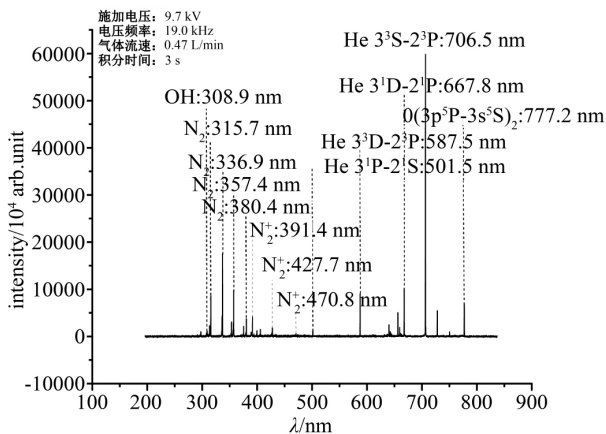


图5 氦气等离子体发射光谱中主要的光谱线

Fig.5 Emission spectrum of the He-I plasma

3 灭菌实验

3.1 特定区域灭菌

灭菌实验中,载气流速控制在0.4 L/min,施加电压值为8 kV。采用无菌的384孔细胞培养板,选取其中五个孔(以一个孔为中心,其余四个孔均与此中心孔相邻),用移液枪分别将40 μ L已经二次活化好的大肠杆菌菌液(浓度为 10^{-3})转移至细胞培养板的五个孔中,然后将细胞培养板置于等离子体射流处理工作台的升降台上,等离子体射流与细胞培养板之间的距离通过升降台调节(图6)。等离子体射流处理时间为1 min,相邻的四个孔的大肠杆菌菌液不处理,等离子体射流处理结束之后,分别将五个孔的菌液均匀涂布在固体培养皿上,培养24 h。

图7所示是特定区域大肠杆菌经过微等离子体

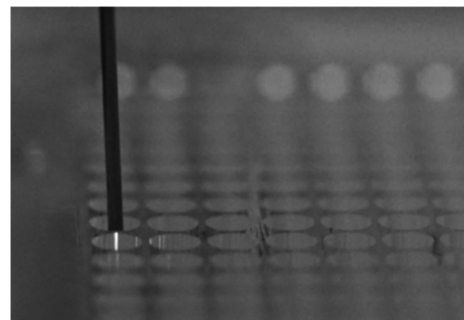


图6 细胞培养板特定区域灭菌实验示意图

Fig.6 Bacteria culturing plate

射流处理之后的对照图。由图 7 (a) 可见, 经微等离子体射流处理过的菌液经过涂布培养后没有长出菌落, 说明大肠杆菌完全被灭活, 而相邻孔的大肠杆菌

几乎没有受影响, 如图 7 (b) - (e) 所示, 其中图 7 (f) 是未经等离子体射流处理的对照组。

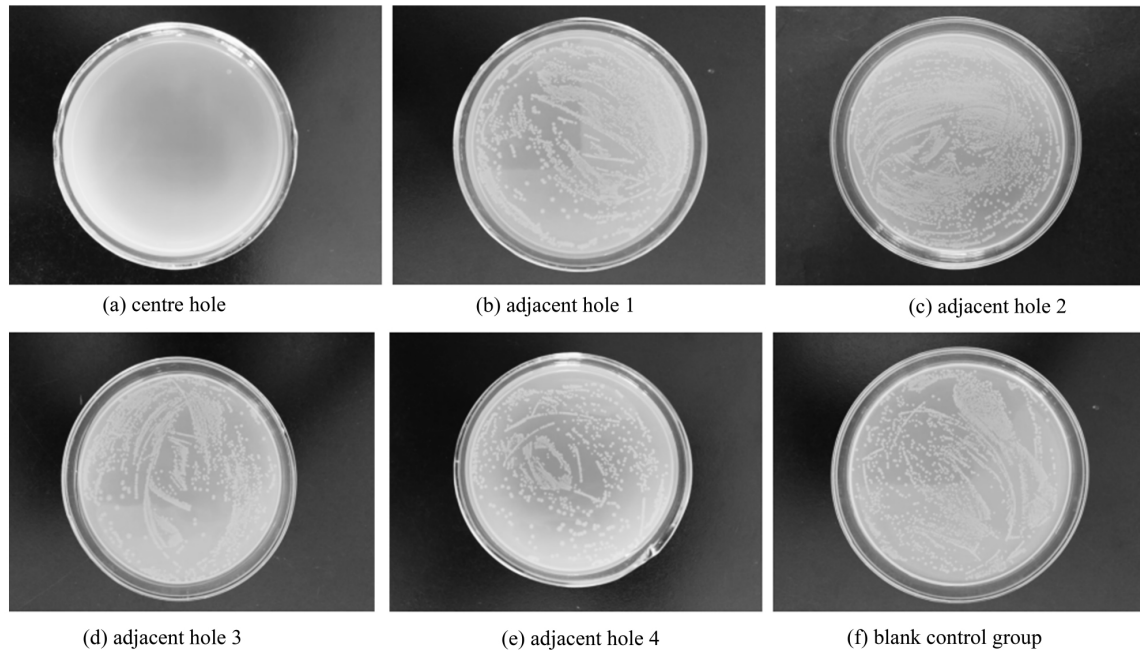


图7 特定区域大肠杆菌微等离子体射流处理结果图
Fig.7 Flow chart of the deactivation of E.coli with the plasma jet

选取活化好的大肠杆菌原液 100 μL 均匀涂抹在固体培养皿上, 培养 24 h 后, 形成菌苔。将固体培养皿放置于等离子体射流工作台上进行处理, 如图 8 (a) 所示。图 8 (b) 为随机选取的三个灭菌区域, 用微型等离子体射流处理 1 min 的结果。通过对比可以看出, 经过射流处理后有明显的灭菌

区域, 而且灭菌区域集中在半径 1 mm 的圆形区域内, 没有影响到周围的区域。图 8 (c) 所示是课题组设计的另一种常规针-矩形环等离子体射流装置, 灭菌区域集中在半径 10 mm 的圆形范围内 (图 8 (d)), 远大于空心毛细管微型等离子体射流的灭菌区域。

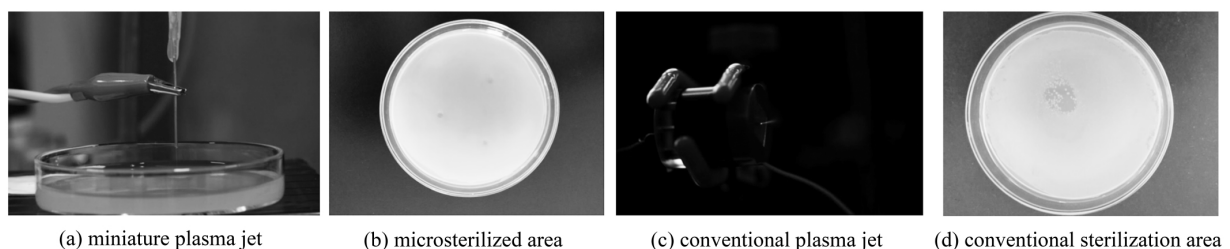


图8 培养皿特定区域大肠杆菌灭活
Fig.8 Sterilization of E.coli with plasma jet

3.2 灭菌机理分析

由于等离子体射流灭菌区域在电极区域外, 因此, 电场的作用可忽略; 为分析等离子体射流温度的影响, 采用空气通过恒温箱产生的热气流模拟分析等离子体温度对细菌灭活的影响 (图 9 (a)); 利用

石英玻璃对 UV 光的可透性和对其它成分的阻挡, 将石英玻璃放置于等离子体射流和菌液之间, 以分析 UV 光辐射对其灭菌效果的影响 (图 9 (b)); 采用偏转电极使带电离子发生偏转 (图 9 (c)), 分析带电离子的灭菌效果。化学机理一般被认为是起着灭

菌的主要作用。采用紫外吸收光谱仪测量不同活性成分的浓度(图9(d)),并对应相应浓度进行等离

子体灭菌实验,分析其对灭菌的影响。

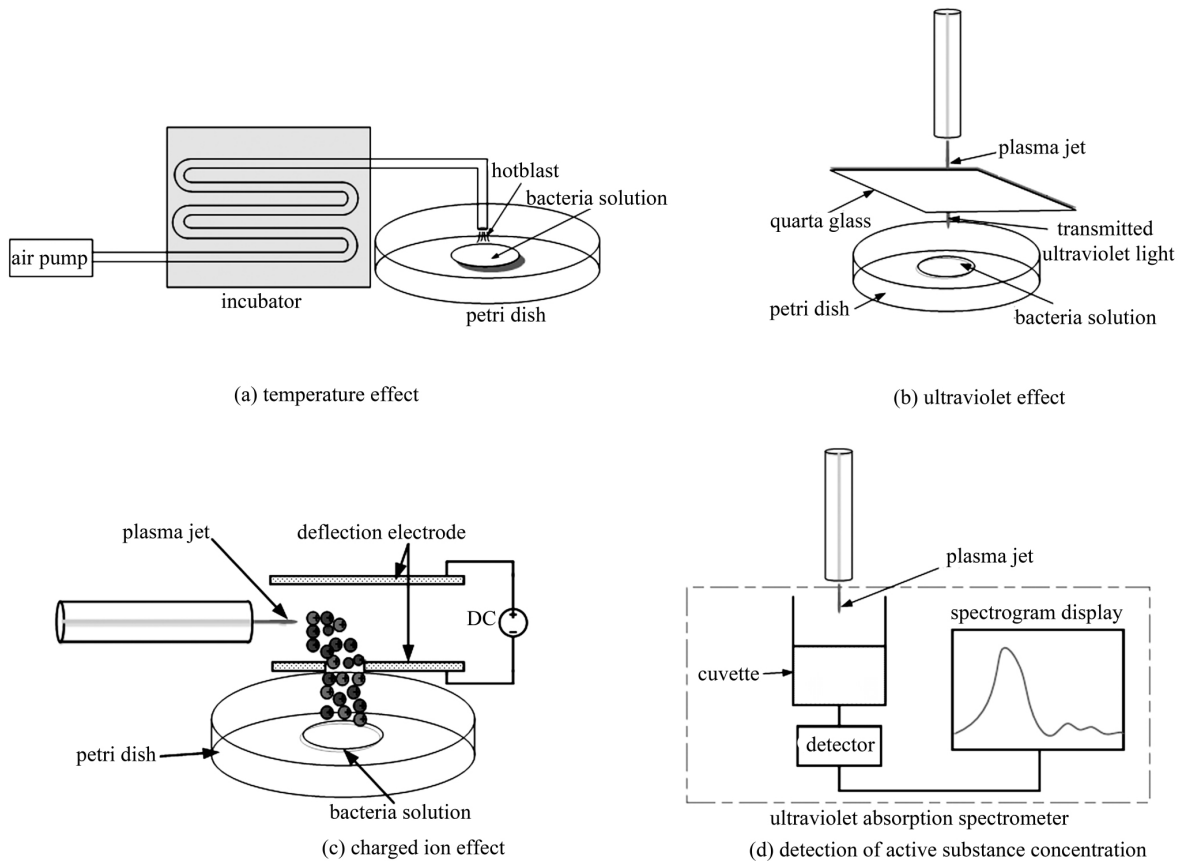


图9 灭菌机理影响因素分析

Fig.9 Schematic representation of the various impact factors on deactivation of E.coli

通过图9(a)、(b)实验发现,温度和紫外光对大肠杆菌没有实质性的灭菌效果。根据图9(c)的实验装置做出的结果如图10(a)-(c)所示,表明等离子体射流中的带电离子对灭活细菌起到一定的作用。带电粒子在细胞表面集聚后,可形成一个局部的电场,从而击穿细胞导致其死亡^[28]。在大气压环境下,带电离子以及电子的能量低,并且相互之间很容易发生碰撞而造成能量损失,且在空气中运动一段时间后会湮没而损失掉,因此带电粒子对细胞的碰撞蚀刻作用相对较小,杀菌效果也就有限。活性粒子与水溶液作用后生成 H_2O_2 与 HNO_3 ,根据标准曲线算出相应的浓度,配制出对应浓度的溶液并与菌液进行混合,从而模拟活性物质对灭菌的影响,结果如图10(d)-(f)所示。发现等离子体射流处理2 min后所对应浓度的活性物质的灭菌率就可达到95%左右,其灭菌能力大于带电粒子。活性物质能穿过细胞膜进入细胞内部导致致命性的破坏,如破

坏细胞内部的DNA分子等^[29]。因此,活性物质在等离子体射流灭活细菌中起主要作用。

3.3 人体可接触的微型等离子体射流等效电路模型

本文所设计的微型等离子体射流装置,对应的应用领域是生物医学领域,因此,如何保证电气安全性,特别是高电压(峰峰值超过1万伏)放电条件下对医疗器械消毒和人体的安全,是一个非常关键的问题。等离子体射流装置的应用是通过等离子体射流与被处理物接触来实现,因此,安全性的关键问题是等离子体射流能否保证被处理物体的电气安全。

不锈钢毛细管等离子体射流的高压电极裸露在外,存在一定的安全隐患。为避免等离子体射流应用过程中被处理物与高压电极的误碰,在不锈钢毛细管下端,依次连接内径1 mm、外径2.9 mm、长度50 mm和内径100 μm 、外径0.4 mm、长度100 mm的石英玻璃毛细管,电荷在玻璃管内壁移动,在玻璃管内部可产生长度约150 mm的等离子体,并于玻

璃出口处喷出形成长度 10 mm 左右的微细等离子体射流。这样的设计一方面可以使处理对象远离高压电极, 保证安全; 另一方面, 可以进入一些较深的

孔隙或者组织内部进行应用处理。

人体接触射流后的单电极毛细管等效电路模型及相关实验如图 11 所示。

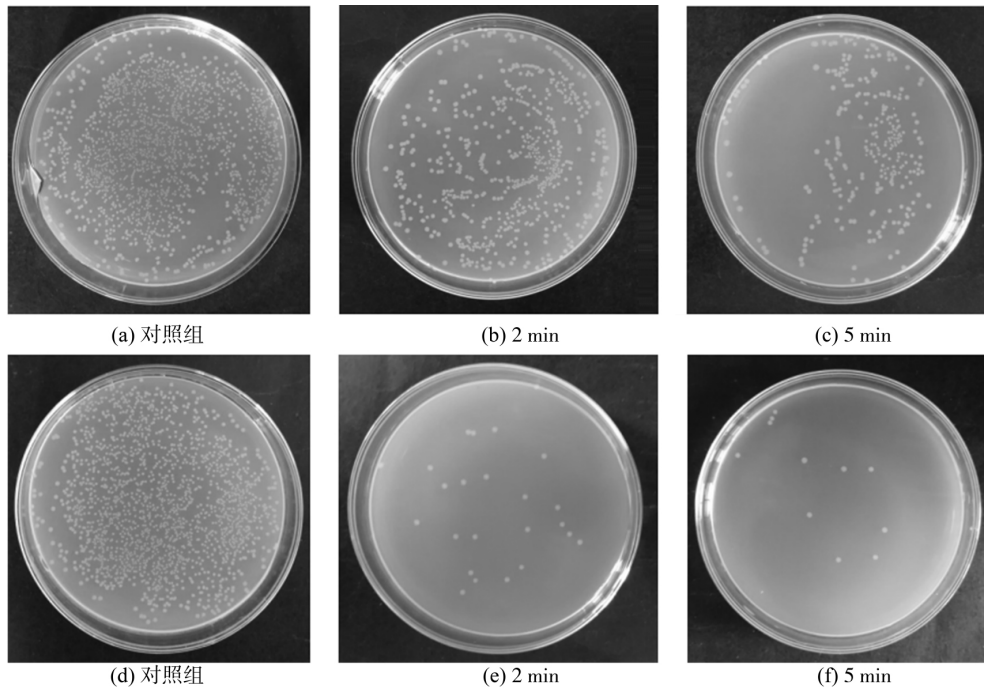


图10 带电粒子和活性粒子的灭菌作用

Fig.10 Deactivation of E.coli for different times with charged particles

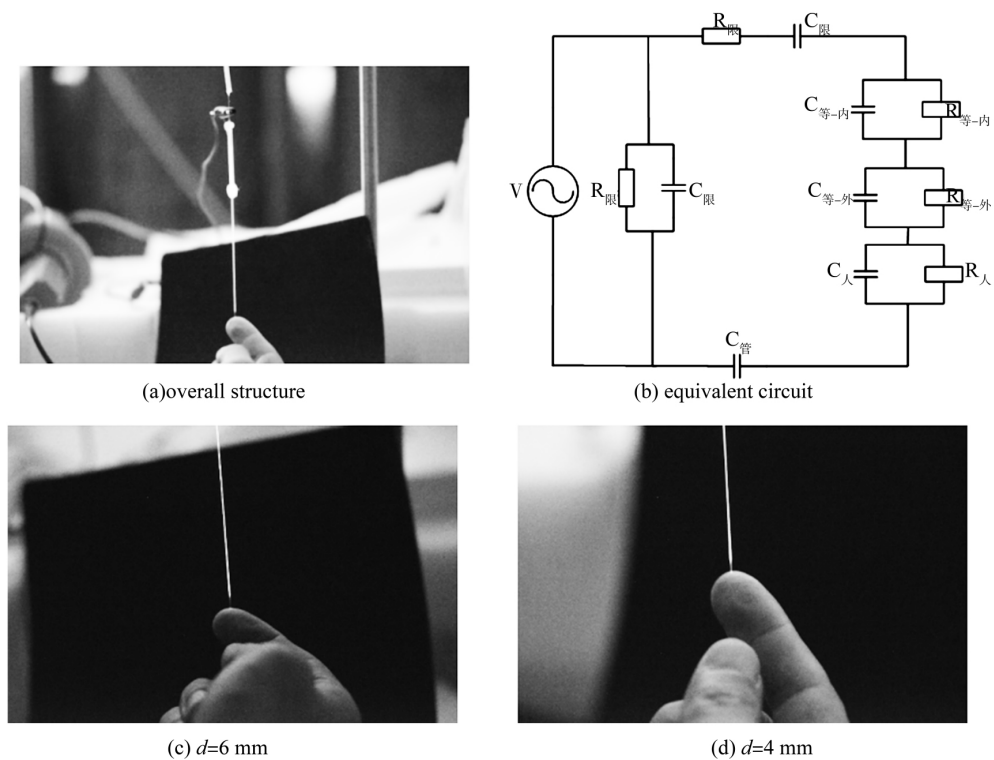


图11 等效电路及人体触摸实验

Fig.11 Equivalent circuit and the safety test

图 11(b) 中 V 是高压电源, $R_{探}$ 和 $C_{探}$ 为高压探头 P6015A 的等效电阻和电容, $R_{限}$ 和 $C_{限}$ 是为了安全连接的限流电阻和电容, $C_{等内}$ 、 $R_{等内}$ 和 $C_{等外}$ 、 $R_{等外}$ 分别是等离子体在玻璃管内和管外的等效电容和电阻, $R_{入}$ 和 $C_{入}$ 是人体的有效电阻和电容, $C_{管}$ 是玻璃管的有效电容。 $R_{限}$ 和 $C_{限}$ 分别取 100 k Ω 和 50 pF。根据生物学模型, 人体的阻抗可等效为电阻和电容的并联。所施加的射频电压频率约为 19 kHz, $C_{管}$ 的有效值约为 1 pF, 则其对应的阻抗约为 10 M Ω 。典型的 $R_{入}$ 和 $C_{入}$ 约为 1 M Ω 和 60 pF^[30], 则人体对应的阻抗约为 0.1 M Ω 。此外, 管内等离子体和管外等离子体的对应阻抗也是 M Ω 级别^[31]。因此, 虽然射频电压峰峰值在 1 万伏左右, 但分压到人体上的电压降只占几分之一, 最多几十伏的数量级, 可以保证人体电气安全性。人体手指与等离子体射流接触后, 无电击灼热的感觉。

4 结论

为了实现等离子体射流对特定微小区域的灭菌, 本文设计了一种空心金属毛细管结构。在高压高频电压和 He 的共同作用下, 产生了最细直径 0.1 mm 的微细等离子体射流, 并实现了半径 1 mm 的圆形区域精准灭菌。灭菌机理实验结果表明: 起主要灭菌作用的是活性物质和带电粒子, 紫外光和温度不起灭菌作用。此外, 电路理论分析和实验结果表明人体可与该等离子体射流直接接触。本文所设计的微细等离子体射流装置, 相比其它的常规等离子体射流装置具有结构简单、操作方便、作用精准等特点。

参 考 文 献

- [1] Seo J, Chang W S, Kim T S. Adhesion Improvement of Graphene/Copper Interface Using UV/Ozone Treatments [J]. *Thin Solid Films* 2015, 584: 170 - 175
- [2] Liu C T, Cheng K Y, Lin Z H, et al. Effect of Ground and Floating Electrode on a Helium-Based Plasma Jet and Its Applications in Sterilization and Ceramic Surface Treatment [J]. *IEEE Trans Plasma Sci* 2016, 44(12): 3196 - 3200
- [3] Priehn M, Denis B, Aumeier P. Sterilization of Beehive Material with a Double Inductively Coupled Low Pressure Plasma [J]. *J Phys D: Appl Phys* 2016, 49(37): 1 - 11
- [4] Zhang Q, Zhuang J, Woedtke T V. Synergistic Antibacterial Effects of Treatments with Low Temperature Plasma Jet and Pulsed Electric Fields [J]. *Appl Phys Lett* 2014, 105(10): 610 - 256
- [5] Stepczynska M. Surface Modification by Low Temperature Plasma: Sterilization of Biodegradable Materials [J]. *Plasma Process Polym* 2016, 13(11): 1080 - 1088
- [6] 袁洽邱, 凌波. 实用消毒灭菌技术 [M]. 北京: 化学工业出版社 2002
- [7] Rodriguez M B G, Lopez-C R. Bacterial Inactivation in Water by Means of a Combined Process of Pulsed Dielectric Barrier Discharge and Silver-Modified Natural Zeolite [J]. *J Phys D: Appl Phys* 2014, 47(23): 1 - 7
- [8] Chua B, Son A. Sterilization of Escherichia Coli O157: H7 Using Micro Corona Ionizer [J]. *Biomed Microdevices*, 2014, 16(3): 355 - 363
- [9] Bagra B, Pimpliskar P, Agrawal N K. Bio-Compatibility, Surface & Chemical Characterization of Glow Discharge Plasma Modified ZnO Nanocomposite Polycarbonate [C]. *AIP Conference Proceedings* 2014, 1591(1): 189 - 191
- [10] Tan X, Zhao SS, Lei Q, et al. Single-Cell-Precision Microplasma-Induced Cancer Cell Apoptosis [J]. *Plos One* 2014, 9(6): 1 - 10
- [11] Kim J Y, Ballato J, Foy P, et al. Single-Cell-Level Cancer Therapy Using a Hollow Optical Fiber-Based Microplasma [J]. *Small* 2010, 6(14): 1474 - 1478
- [12] Kim J Y, Wei Y J, Li J H, et al. Single-Cell-Level microplasma Cancer Therapy [J]. *Small* 2011, 7(16): 2291 - 2295
- [13] Chua B, Son A. Sterilization of Escherichia Coli O157: H7 Using Micro Corona Ionizer [J]. *Biomed Microdevices* 2014, 16: 355 - 363
- [14] Lee E H, Chua B, Son A. Detection of Airborne Bacteria with Disposable Bio-Precipitator and Nanogene Assay [J]. *Biosens Bioelectron* 2016, 83: 205 - 212
- [15] Lee E H, Chua B, Son A. Micro Corona Discharge Based Cell Lysis Method Suitable for Inhibitor Resistant Bacterial Sensing Systems [J]. *Sensor Actuat B-Chem* 2015, 216: 17 - 23
- [16] Shimizu K, Blajan M, Tatematsu S. Basic Study of Remote Disinfection and Sterilization Effect by Using Atmospheric Microplasma [J]. *IEEE T Ind Appl* 2012, 48(4): 1182 - 1188
- [17] Shimizu K, Fukunaga H, Tatematsu S, et al. Atmospheric Microplasma Application for Surface Modification of Biomaterials [J]. *Jpn J Appl Phys* 2012, 51(51): 1 - 4
- [18] Shimizu K, Yamada M, Kanamori M, et al. Basic Study of Bacteria Inactivation at Low Discharge Voltage by Using Microplasmas [J]. *IEEE T Ind Appl* 2010, 46(2): 641 - 649
- [19] Chang C Y, Sasaki M, Kumagai S, et al. Design of Micro-

- plasma Electrodes for Plasma-on-Chip Devices [J]. *J Phys D: Appl Phys* 2016 ,49(15) : 1 – 8
- [20] Oh J S ,Kojima S ,Sasaki M ,et al. Plasma Cell Rreatment Device Plasma-on-Chip: Monitoring Plasma-Generated Reactive Species in Microwells [J]. *Sci Rep* ,2017 ,7: 1 – 11
- [21] Okada T ,Chang C Y ,Kobayashi M ,et al. Plasma-on-Chip Device for Stable Irradiation of Cells Cultured in Media with a Low-Temperature Atmospheric Pressure Plasma [J]. *ArchBiochem Biophy* 2016 ,605: 11 – 18
- [22] Kumagai S ,Chang C Y ,Jeong J ,et al. Development of Plasma-on-Chip: Plasma Treatment for Individual Cells Cultured in Media [J]. *Jpn J Appl Phys* 2016 ,55: 1 – 7
- [23] 王晓琳. DBD 等离子体在生物医学中的应用研究 [D]. 长春: 长春理工大学 2011
- [24] 侯世英,罗书豪,孙 韬,等. 大气压放电氦气等离子体射流特性 [J]. *高电压技术* ,2014 ,40(4) : 1207 – 1213
- [25] 江 南,曹则贤. 大气压冷等离子体射流研究进展 [J]. *物理* 2011 ,40(11) : 734 – 741
- [26] 沈 洁,程 诚,方世东,等. 大气压等离子体射流对细菌芽孢灭活机理研究 [J]. *真空科学与技术学报* , 2013 ,33(9) : 888 – 892
- [27] 李雪辰,赵欢欢,鲍文婷,等. 单针电极放电的发光特性 [J]. *光学学报* 2014 ,31(1) : 0104001-1 – 0104001-5
- [28] 郑 超. 低温等离子体和脉冲电场灭菌技术 [D]. 浙江: 浙江大学 2013
- [29] Henle E S ,Linn S. Formation, Prevention ,and Repair of DNA Damage by Iron/Hydrogen Peroxide [J]. *J Biol Chem* ,1997 ,272: 19095 – 19103
- [30] Marble A E ,MacDonald A C ,McVicar D ,et al. A Measurement of the Electrostatic Voltage ,Capacitance and Energy Storage Characteristics of the Human Body (Explosion Hazard) [J]. *Phys Med Biol* ,1977 ,22(2) : 365 – 367
- [31] Lu X P ,Zhong H J ,Qing X ,et al. An 11 cm Long Atmospheric Pressure Cold Plasma Plume for Application of Plasma Medicine [J]. *Appl Phys Lett* ,2008 ,92: 081502-1 – 081502-2