

大气压低温等离子体射流及其生物医学应用

熊紫兰, 卢新培, 鲜于斌, 邹长林

华中科技大学电气学院低温等离子体实验室, 武汉 430074

摘要 大气压低温等离子体射流是近年来学术界兴起的新型研究领域, 由于其在大气压下产生, 气体温度低, 活性高, 在众多领域尤其是生物医学方面的应用引起了人们广泛的关注。本文依据驱动电源的不同分别介绍直流电源、交流电源、射频电源、微波、直流脉冲电源驱动的大气压低温等离子体射流装置, 及其各自的物理特性、杀菌效果, 以及大气压低温等离子体射流在生物医学方面的应用。最后叙述了大气压低温等离子体射流应用领域的前景, 以及所面临的困难和可能的解决方法。

关键词 大气压低温等离子体射流; 驱动电源; 气体温度; 杀菌消毒; 生物医学应用

中图分类号 O539, Q683

文献标识码 A

文章编号 1000-7857(2010)15-0097-09

Atmospheric Pressure Low Temperature Plasma Jets and Their Biomedical Applications

XIONG Zilan, LU Xinpei, XIAN Yubin, ZOU Changlin

Low-Temperature Plasma Laboratory, College of Electrical and Electronics Engineering, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430074, China

Abstract Atmospheric low temperature plasmas, as a new emerging field, have recently received an increased attention through several novel applications, such as surface modifications of polymers, absorption and reflection of electromagnetic radiation, especially in the biomedical field with their outstanding advantages, such as the generation in atmospheric pressure, low gas temperature, and high activity. The plasma jet devices generate plasma plumes in open space (surrounding air) rather than only in confined discharge gaps. Thus, they can be used for direct treatments with no limitation on the size of the object to be treated. Atmospheric pressure plasma jet devices driven by DC source, AC source, RF source, microwave and pulsed-DC source are reviewed in this paper, as well as their physical characteristics, the effect of inactivating microorganisms, and their biomedical applications. Finally, the problems existing in generating atmospheric low temperature plasma jet, the possible solutions, and the prospect of their application fields in the future are discussed.

Keywords atmospheric low temperature plasma jet; driving power; gas temperature; sterilization; biomedical applications

0 引言

近几十年来,随着科学技术水平的不断提高,等离子体技术在航天、环境、生物医疗、材料表面处理、食品存储、废水处理等方面的应用受到了人们越来越多的关注^[1-18]。特别是近几年兴起的低温等离子体(low temperature plasma),其气体温度可控制在几百 K 甚至是常温,电子温度约为 1eV,电子密度量级 $10^{11}\sim 10^{14}/\text{cm}^3$ 。早在 20 世纪 50 年代,就已有先驱者完成了大气压辉光放电的实验^[19],但其电极为裸露的黄铜和钨

电极块,操作存在安全隐患,且放电间隙小,不利于生物医学应用。由于大气压低温等离子体的气体温度接近或略高于室温,不会对人体造成明显的热伤害,对医疗器械也不会造成热变形,对周围环境无污染,且能有效地灭活各种细菌、真菌以及病毒等致病微生物,弥补了高压蒸汽灭菌、化学以及核辐射等方法的不足,因此在世界范围内掀起了对大气压低温等离子体研究的热潮。但是,传统意义上的低温等离子体一般在低气压下(0.1~500Pa)产生,在生成低温等离子体的过程

收稿日期: 2010-04-12

基金项目: 国家自然科学基金项目(10875048)

作者简介: 熊紫兰, 博士研究生, 研究方向为等离子体科学与技术, 电子信箱: xiongzilan@qq.com; 卢新培(通信作者), 教授, 研究方向为等离子体科学与技术, 电子信箱: luxinpei@hust.edu.cn

中,除去实验所需真空管设备价格较昂贵、不便操作因素外,其必须在低气压密封环境中产生也是临床应用的一大难点。故设法在大气压下生成低温等离子体以减少设备成本,并使等离子体的存在方式适宜于各种生物医学应用成为各个研究团队所追求的目标。

大气压低温等离子体射流装置可以在周围大气中产生等离子体射流,不会使受处理的物体受到等离子体放电间隙尺寸的限制,操作简便,且产生的气体温度低,活性高。如 Lu 等人^[20]研制的一种利用直流脉冲驱动的大气压低温等离子体射流装置(将在后面第 1.5 节详细介绍),其射流温度为常温,等离子体随着气流直接喷射到周围大气中,人手直接触摸等离子体没有任何热的或电击的感觉。此种大气压低温等离子体射流安全、操作简单,可以依据需要改变射流的长度及其他参数,杀菌效果明显,适宜于各种临床应用。

本文就各种不同驱动电源产生的大气压低温等离子体射流及其特性进行综述,这些驱动电源主要包括:直流电源(DC)、交流电源(AC)、射频电源(RF)、微波(microwave)和直流脉冲电源(DC-Pulsed);比较了各种电源所产生的大气压低温等离子体射流的各种物理参数和性能,包括电子温度、气体温度和电压电流特性,以及它们的杀菌效果和生物医学应用;讨论了大气压低温等离子体研究中所遇到的困难及解决方法;最后对大气压低温等离子体的应用前景进行了展望。

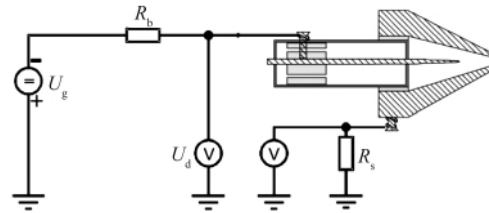
1 各种电源驱动下产生的大气压低温等离子体射流及其特性

1.1 直流电源驱动下的大气压低温等离子体射流

在直流电源驱动下,通常会产生高强度的电弧放电或电晕放电,而直流放电形成低温等离子体受到了诸多阻碍:放电不稳定、过热、无法形成射流等。直流等离子体源可用于材料的表面改性,其气体温度可达 3000~20000K^[21]。毫无疑问,如此高的温度不论是对人体或是一般的材料都会造成破坏,要想获得 DC 电源驱动下的低温等离子体,关键在于改变等离子体装置及电路的构造,如改变电极的构造、在回路中串联镇流电阻以减小电流等。

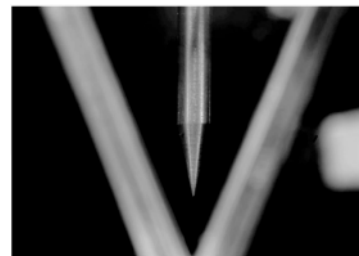
Duan 等^[22]研制了一种大气压低温直流辉光放电装置,此装置仅由几瓦或几十瓦的直流电源驱动,电极由两块裸露的平板电极,电流中串联有镇流电阻,在各种工作气体(氙气,氦气,氮气,空气)下都能形成辉光放电,维持电流在几毫安到几十毫安范围内变动。等离子体由气流吹出,可与材料表面形成放电,如果改变气流的速度,则等离子体的气体温度可从 85℃降至 40℃。但此种等离子体装置是传统的 DBD 放电装置,电极裸露,操作不安全,且等离子体不均匀,吹出来的射流很短,温度偏高,不利于生物医学应用。Dudek 等^[23]报道一种大气压直流低温等离子体射流装置(图 1),DC-APPJ 源用一根很尖的钨针作阴极,一块圆锥形金属作为阳极和排气口。电路中串联一系列阻值为 100kΩ~5MΩ 的电阻来限制电流的大小和改变等离子体的喷射范围。输入的直流电压为

6.5kV,电流约 5mA,此装置所用工作气体为流量 20L/min 的氮气,其气体温度小于 400K。同时,他们专门研究了此大气压低温等离子体射流的物理学特性^[24]。由于此装置的气体温度远大于室温,对人体和一些热敏性材料会造成严重损害,故只能用于对一些热敏性不高的医疗器械的处理。



(a) DC 等离子体射流源的电路及轮廓图(阳极外径最大可达 25mm)

(a) Electric circuit and outline of a DC plasma jet source (the maximum external diameter of the anode reaches to 25mm)



(b) 实验装置的实物图(阴极外径 2.8mm)

(b) Supplementary experimental set-up to observe the lateral emission and the active plasma volume (the diameter of the cathode pin is 2.8mm)

图 1 大气压直流低温等离子体射流装置

Fig. 1 Atmospheric pressure DC low-temperature plasma jet device

而 Kolb 等^[25]研制了一种长达 2cm 的大气压低温等离子体射流装置,此装置由直流电源驱动,如图 2 所示。阴极和阳极由直径 0.2~0.8mm、厚度 0.2~0.5mm 的绝缘体分隔开,工作气体可为空气或其他气体。当输入的直流电压为 1.5~2.5kV 时,阴极和阳极之间就会发生电击穿,且维持电压为 400~600V,由于回路中串有 51kΩ 的镇流电阻,电流被限制在 20mA 之内。如果增大镇流电阻的阻值,电流可减小至 2mA。此装置产生的大气压低温等离子体射流的气体温度不超过 55℃(328K)。他们还用此 APPJ 进行了杀菌实验,所用菌种为乳酒假丝酵母菌,处理时间为 90s,杀菌效果如图 2(c)所示。从图中可以看出,处理 90s 后,杀菌范围内的真菌被全部杀死。但此等离子体的尺寸过于微小,杀菌范围不广,不适于大面积杀菌消毒,温度虽然只是略高于室温,但若用于处理临床上一些伤口感染就不适宜了。

1.2 交流电源驱动下的大气压低温等离子体射流

交流电源驱动下所产生的等离子体常用于等离子体平板和材料的表面改性中^[26~28]。一般来说,此类等离子体常以电

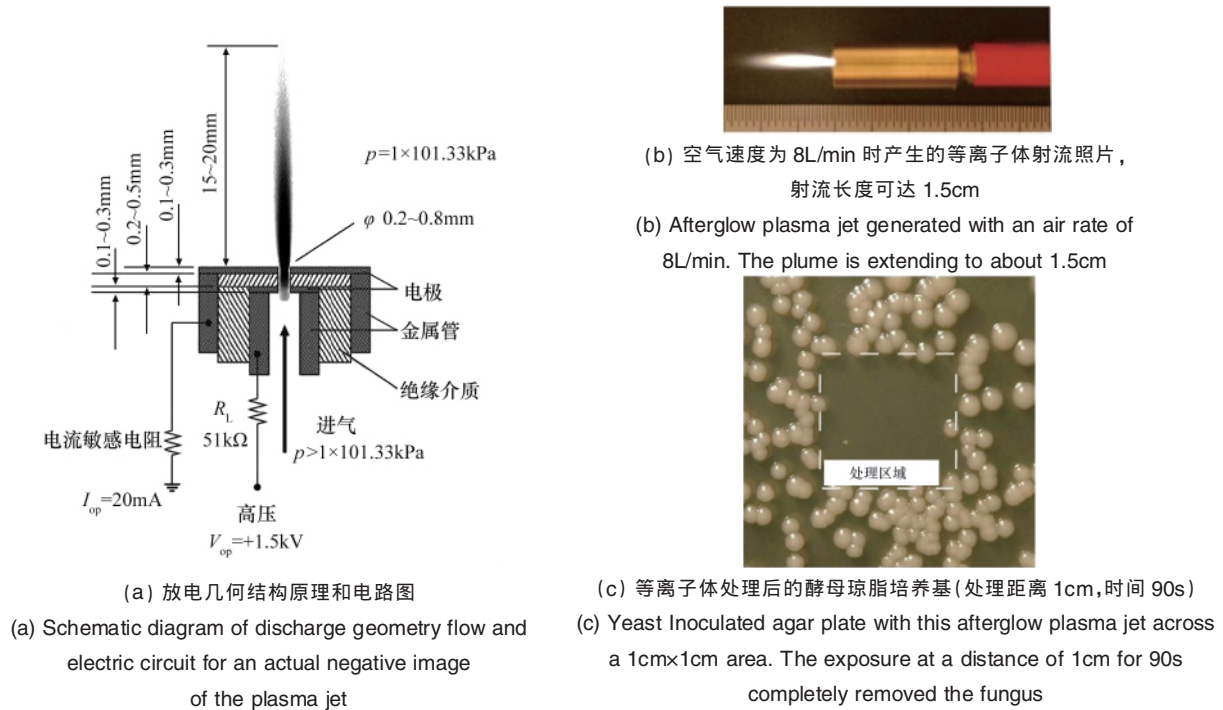


图 2 Kolb 等的大气压低温等离子体射流装置及射流灭菌效果

Fig. 2 Atmospheric pressure low temperature plasma jet device designed by Kolb and the effect of inactivating microorganisms with the jet

弧、电晕或较低气压下的辉光放电形式存在。

近几年来,由于低温等离子体技术的日趋成熟,人们研制出多种产生稳定的大气压低温等离子体射流的装置,并将其应用在生物医学方面^[29-31]。Hong 和 Uhm 等^[32]研制了一种交流电源驱动下的大气压低温等离子体射流装置(图 3)。此装置中的每块电极均由直径 20mm、厚度 3mm 的铝盘制成,中间夹一块 1.5mm 厚的电介质板。在这 3 块同轴圆板的正中间打有直径为 500μm 的小孔,工作气体通入小孔,射流从小孔喷出。此装置所用的工作气体为氮气,可形成长达 6.5cm 的大气压低温等离子体射流,其气体温度接近室温(~300K),对于人的皮肤不会造成任何伤害。在他们最新研制的一种大气压空气等离子体装置中,采用 60Hz 的工频交流电源驱动,以空

气作为工作气体,产生了长度约为 23mm 的大气压低温等离子体射流^[33],在几秒的时间内就除掉了实验所用大肠杆菌(60℃)。但是此装置外电极裸露,不利于操作,等离子体喷出长度也只有 2cm 左右,且等离子体的气体温度随射流距电极末端的距离长短变化很大,不利于生物医学的临床应用。Xu 等^[34]用 34kHz、幅值为 2kV 的交流电源驱动,在氩气环境中产生了大气压低温等离子体射流,且进行了杀菌实验^[35]。实验电路及实物如图 4、图 5 所示。此大气压低温等离子体射流气体温度接近于室温,且气体温度随着气流的增大而降低。在 90s 内,金黄色葡萄球菌样本浓度降低了 5.38 个量级。但该装置高压电极暴露在外面,人体若与等离子体接触,会有被电击的潜在危险。

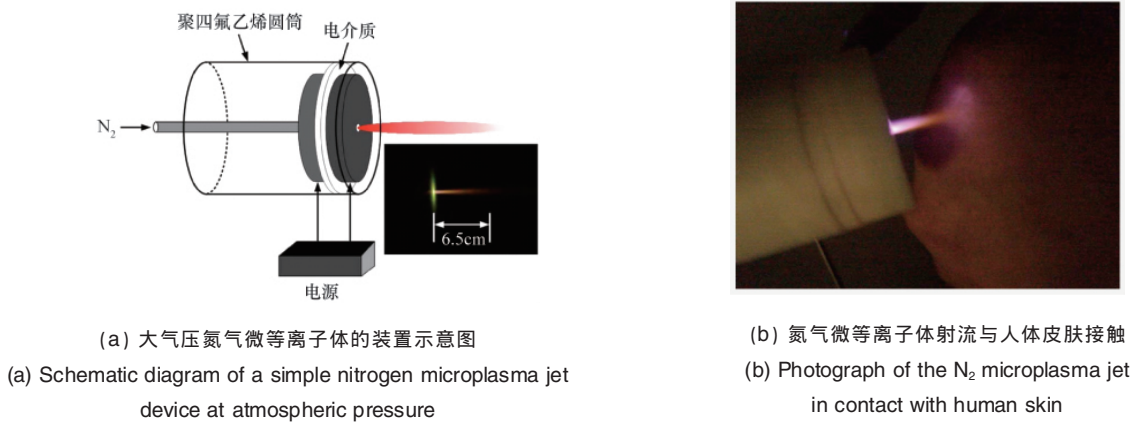


图 3 交流电源驱动下的大气压低温等离子体射流装置

Fig. 3 Atmospheric pressure low-temperature plasma jet device driven by AC power

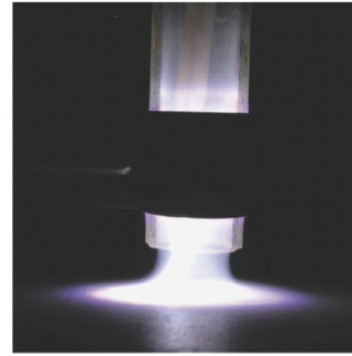
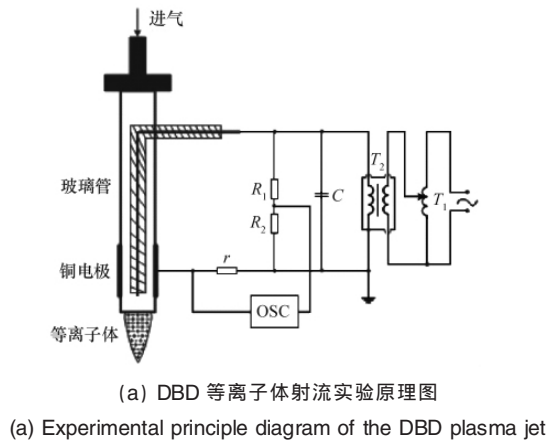


图 4 大气压低温等离子体射流实验电路图和放电照片
Fig. 4 Circuit diagram of atmospheric pressure low temperature plasma jet and the discharging photograph

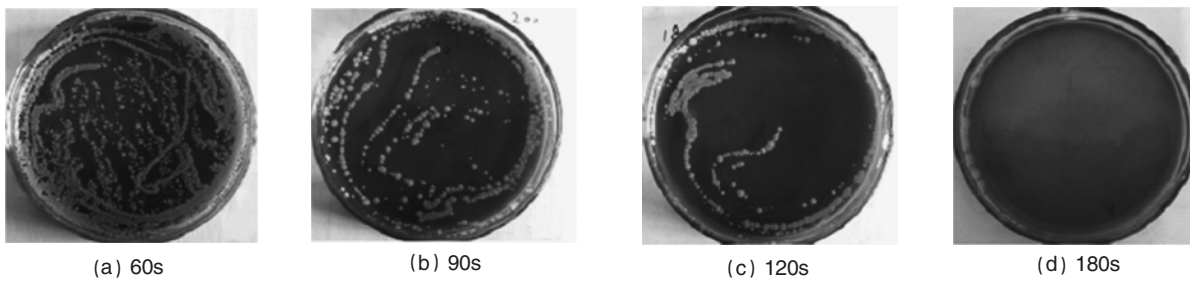
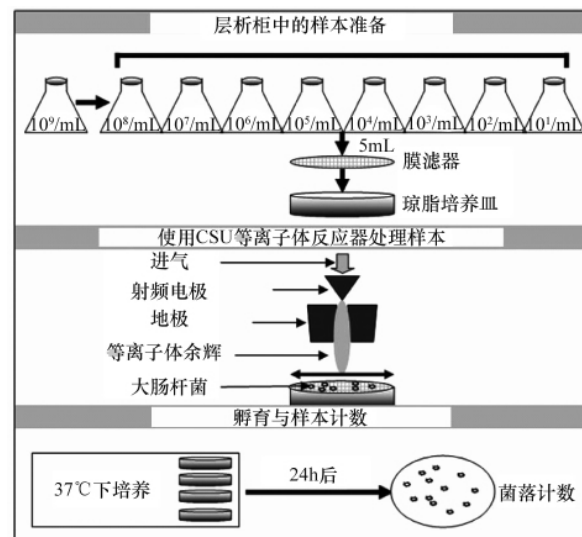
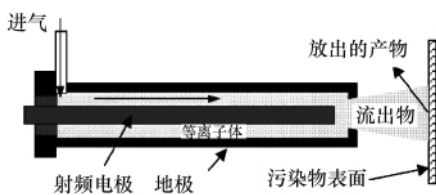


图 5 不同处理时间下的金黄色葡萄球菌存活图片
Fig. 5 Survival images of *S. aureus* for different treating durations

1.3 射频电源驱动下的大气压低温等离子体射流

射频即指工作频率在兆赫兹量级,最常用的频率为 13.56MHz。射频等离子体主要用于材料的表面处理^[36-43]。在大气压下,用 13.5MHz 的射频电源产生电容耦合等离子体,能形成稳定且均匀的辉光放电。典型的气体温度范围在 25~200℃之间,对于基底表面的热伤害较小。射频电源下,大气压低温等离子体源的工作气体一般为氩气、氮气或混有少量氧气、四氟化碳、氮气、水蒸气的混合气体。常见的射频大气压等离子体射流装置如图 6 所示^[44]。此放电装置由两个同轴金属电极组成,内电极接射频电源,外电极接地,中间通入高流速工作气体,等离子体射流随气流喷到周围大气中。Sharma 等^[45]用一种射频大气压等离子体对大肠杆菌样本进行处理,试验流程如图 7 所示。在短短 2s 内,大肠杆菌样本浓度降低了 5 个量级。而 Li 等^[46]利用大气压射频辉光放电等离子体射



流对大肠杆菌样本以及 DNA 质粒进行了处理,此射频等离子体的气体温度在 50℃以内,并可以由不同的气体(氧气、氮气、空气等)作为工作气体。研究表明,在很短的时间内,等离子体不仅可以杀死大肠杆菌,而且还可以破坏 pP-GFP 的双螺旋结构,即等离子体不仅可以从细胞层面与微生物相互作用,甚至可以作用于微生物的分子层面。

1.4 微波诱导大气压低温等离子体射流

多年来,微波诱导等离子体被广泛用于微电子工业和材料处理中,如用微波等离子体进行刻蚀、化学气象沉积、切割等等。由于其无需昂贵的真空设备,仪器价格低廉,系统简单,易操作等优点,研究者开发出各式各样的大气压微波诱导等离子体源,如微波持续气流反应器(MCFR)^[47-48]、表面波持续等离子体(SWSP)^[49]、轴向气体注入等离子体炬(TIA)^[50-51]、微波等离子体炬(MPT)^[52]及微波腔等离子体^[53-54]等,均为人们熟知的微波等离子体源。一般来说,微波等离子体的温度高达几千 K,常用频率为 2.45GHz,气体环境可为氩气、氦气以及其他气体和混合气体^[55-57]。尽管微波诱导等离子体的温度达到几千 K,但短时间的处理对于某些材料不会造成大的伤害。Lee 等研制了一种微波诱导等离子体射流,用此等离子体照射材料表面,在 20s 内材料温度约为 170°C,1min 以后温度高达 300°C。对大肠杆菌、表皮葡萄球菌形成的生物膜,以及浮游生物进行处理,结果表明,此微波等离子体射流不仅能够杀死浮游生物,还能抑制其生长;同时有效去除材料表面由细菌形成的生物膜^[58]。微波也可与其他方法结合来产生等离子体,使用交流电源与微波相结合来产生大气压等离子体^[59],如图 8 所示。此大气压等离子体由交流毛细管状的等离子体点火,通过微波能量耗散向外拓展。

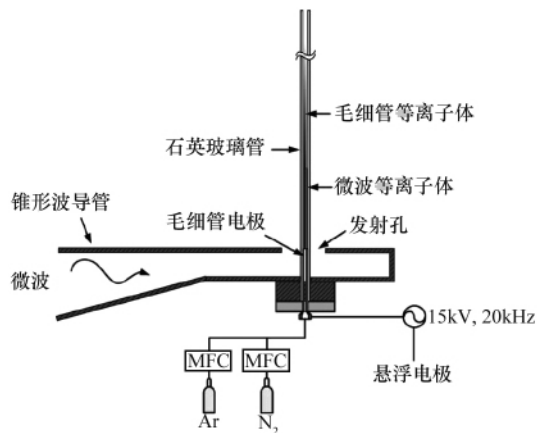


图 8 混合等离子体源的结构示意图
Fig. 8 Schematic diagram of the hybrid plasma source system

1.5 脉冲直流电源驱动下的大气压低温等离子体射流

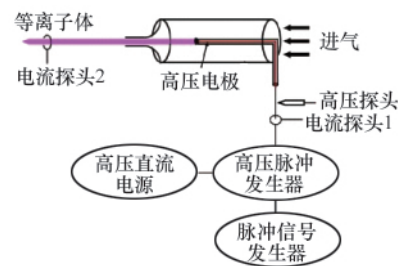
近几年来,在大气压低温等离子体领域,用脉冲直流电源驱动来产生大气压低温等离子体射流进行生物医学应用引起了许多人的注意。Lu 和 Neiger^[60], Laroussi^[61]证明使用短脉宽的脉冲电压(纳秒量级)能够加速气体的化学反应,且使电子的能量分布向高能尾部漂移,不仅提高了等离子体的化学活性,同时还能降低等离子体的气体温度。使用脉冲直流电源,通常的脉宽在微秒或者纳秒量级,频率为几百到几千 Hz,快速变化的短脉冲驱动等离子体源所产生的等离子体射流温度接近室温,且射流气体温度随接触点距电极末端的距离变化不大,人手接触无热感或电击感^[20]。Laroussi 和 Lu^[62]发

明的一种大气压低温等离子体射流,其气体温度约为常温(290K),此射流装置所产生的等离子体射流长达 3cm,对人体无任何伤害(图 9)。Lu 等^[20]还研制出一种方便安全易操作的单电极大气压低温等离子体射流装置,如图 10 所示。此等离子体源的内电极为直径 2mm 高压铜导线,插入到一根内径 2mm、外径 4mm、长度 4cm 的石英玻璃管中,此石英玻璃管又插入一个中空针筒(直径 6mm,针筒喷嘴内径 1.2mm)中。当针筒中通入流速为 2L/min 的氦气时,在高压电极端加上脉

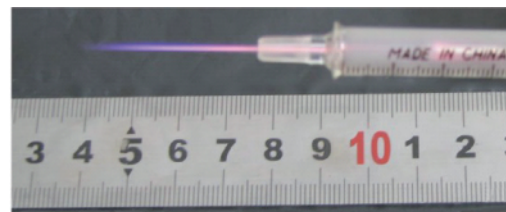


图 9 等离子体喷流装置结构示意图以及与人皮肤相接触的照片

Fig. 9 Schematic diagram of the plasma pencil and photograph of the plasma plume in contact with human skin



(a) 实验装置示意图,石英管的内径和外径分别为 2 和 4mm,针筒的内径 6mm,喷嘴的直径 1.2mm,石英管到喷嘴的距离为 1cm
(a) (Color online) schematic diagram of the experimental setup. The inner and outer diameters of the quartz tube are 2 and 4mm, respectively. The inner diameter of the hollow barrel of the syringe is 6mm and the diameter of the syringe nozzle is about 1.2mm. The distance between the tip of the quartz tube and the nozzle is 1cm

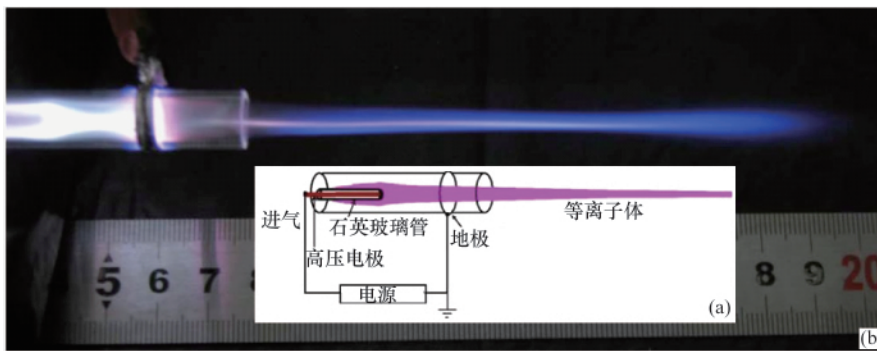


(b) 输入电压 9kV,频率 1kHz,脉宽 800ns,氦气流速 2L/min 时产生的等离子体喷流照片
(b) Photograph of the plasma plume with applied voltage V_a of 9kV, frequency of 1kHz, pulse width of 800ns, and helium flow rate of 2L/min

图 10 单电极大气压低温等离子体射流装置图
Fig. 10 Schematic diagram of the single electrode atmospheric low-temperature plasma jet device

冲电压, 就会在针筒的喷嘴外产生大气压低温等离子体射流。这种等离子体射流装置外面有陶瓷管包围, 起到了绝缘作用, 放电时直接可用手触摸等离子体而不会有电击的感觉, 安全可靠, 可适用于不同的生物医学领域, 而前面所提到的等离子体射流源的电极大多都是裸露的, 且离电极越近等离子体温度越高, 这样的等离子体源用于临床医疗存在一定的安全隐患, 只可用于处理非金属材料表面。该装置产生的大气压低温等离子体射流的峰值电流约为 360mA, 气体温度约 300K, 对人体不会造成任何电和热的伤害。若使用氦气与氧气的混合气体 (He/O₂, 3%) 作为此装置的工作气体, 由光谱仪可测得此大气压低温等离子体射流含有多种活性粒子, 如 O、O₃ 和亚稳态 O₂^{*}, 以及 He^{*}、N₂^{*}、N₂⁺、O₂⁺ 等^[63]。研究表明, 在带电粒子中, 负离子 O₂⁻ 可能起到了重要作用; 活性粒子 (O、O₃ 和亚稳态 O₂^{*}) 也在杀灭细菌的过程中起到了决定性作用, 而

He^{*}、N₂^{*}、N₂⁺ 等粒子并没有起到直接的杀菌作用。直流脉冲电源驱动下的大气压低温等离子体射流, 其长度可随气流速度、电压幅值、频率、脉宽等参数的变化而变化, 以适应于不同的生物医学应用。Lu 等研制了一种可在大气中产生长达 11cm 的大气压低温等离子体射流装置^[64](图 11), 及一种能够直接伸进牙齿根管内部产生大气压低温等离子体的装置^[65](图 12), 后者产生的等离子体不是由气体从针筒里面吹出来, 而是直接在根管内产生, 这样等离子体中的活性成分大大增加。此装置产生的等离子体气体温度约为 300K, 振动激发温度约为 2700K, 能快速杀死导致根管治疗失败的粪肠球菌。Lu 的课题组^[66]还研制出另外一种安全简易的大气压室温等离子针装置, 能直接在空气中放电, 无需通入惰性气体。该空气等离子体可以直接对人体放电, 没有任何疼痛和电击的感觉(图 13)。此种大气压低温等离子体在短短几秒钟内就可以灭活粪肠球菌。



(a) 实验装置示意图
(a) (Color online) schematic diagram of the experimental setup
(b) 电压 5kV, 频率 40kHz, 氦气流速 15L/min 时产生的等离子体喷流照片
(b) Photograph of the plasma plume with applied voltage of 5kV (rms), frequency of 40kHz, and helium flow rate of 15L/min

图 11 可在大气中产生长达 11cm 的大气压低温等离子体射流装置
Fig. 11 Device to generate an 11cm long atmospheric low-temperature plasma jet in the surrounding air

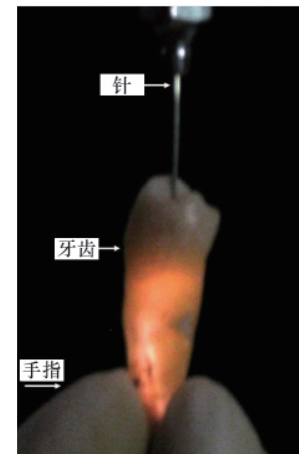
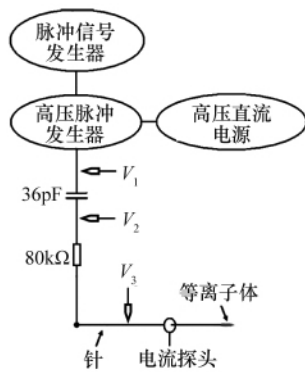
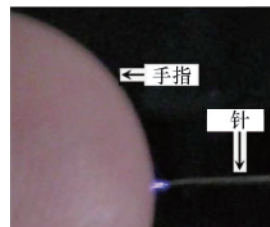


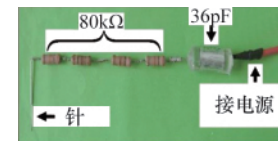
图 12 在牙齿根管内产生等离子体的实物图 (牙齿由人手拿住)
Fig. 12 Photograph of the plasma generated inside the root canal of a tooth (The tooth is held by human fingers)



(a) 实验装置示意图
(a) (Color online) schematic diagram of the device



(b) 人手直接接触空气等离子体照片 (距离约为 1mm)
(b) Photograph of the air plasma touched by a human finger. The distance between the needle tip and the finger is about 1mm



(c) 实验装置实物照片
(c) Photograph of the device

图 13 一种安全简易的大气压室温空气等离子针装置
Fig. 13 A simple and safe atmospheric pressure room-temperature air plasma needle device

综上所述,在直流电源、交流电源、射频电源、微波、直流脉冲电源驱动下,等离子体射流装置都能在大气环境中产生大气压低温等离子体射流。由于电源特性、装置构造、放电模式等的不同,它们产生的大气压低温等离子体射流的特性也不尽相同。上面所介绍的直流电源、射频电源驱动的等离子体射流的气体温度较高,且温度随测试点与电极之间的距离变化较大,离电极越近温度越高,电极一般采用裸露电极,存在一定的安全隐患,对于临床应用有一定阻碍,但可用于医疗器械材料等的处理。而上述直流脉冲电源驱动产生的等离子体的气体温度为常温,且温度受测试点距离、电极距离的影响不大。因为电极用陶瓷管包围,放电稳定,活性高,特别适用于临床应用,如凝血、根管治疗、皮肤病治疗等。

2 低温等离子体发展需要解决的问题

虽然现在对大气压低温等离子体的放电机制和特性有了一定认识,低温等离子体法也逐渐取代了一些传统的方法,特别是近几年低温等离子体在生物医学领域的应用,但是在研究过程和具体实践中,还有许多问题需要解决。

首先,从单纯的等离子体物理特性来说,对各种等离子体的放电机制(放电过程、放电模式、放电的电压电流特性、影响放电稳定的因素等)还不是很了解。因为每一种电源驱动,不同气压,不同构造的等离子体源,其放电机制是不同的。对放电等离子体物理特性的研究还需进一步深入。

其次,从等离子体化学方面来说,等离子体中的成分是十分复杂的。由于大气压下粒子之间的碰撞概率增大,等离子体中富含各种活性自由基、电子、离子和其他活性成分。对于每一种等离子体来说,其中究竟含有哪些成分,这些成分是如何产生的,哪些成分在应用过程中起到了主要的作用等,都需要进一步研究。

再次,就等离子体在生物医学方面的应用而言,虽然已经进行了一些相关的理论和应用研究,如用大气压等离子体射流进行牙齿的根管处理^[52,66]、用等离子体射流进行皮肤表面的杀菌处理^[67]、用等离子体进行血液凝结和活体组织处理等^[68],但由于等离子体中含有紫外线(UV radiation)、活性粒子和带电粒子(电子和离子)等与杀菌有关的粒子,以及热能都是造成微生物失活的原因之一(视不同的等离子体源而定),人们在等离子体与微生物之间的相互作用机制方面还存在分歧,没有达成统一。

最后,由于低温等离子体的应用领域越来越广泛,需要研究者掌握的知识也越来越多,且各学科人才之间的交流合作是必不可少的。例如,低温等离子体在生物医学应用领域需要研究者不仅熟悉等离子体物理化学方面的知识,而且对于生物的特性、临床应用等方面有一定的了解。科学合理的团队合作也是研究顺利进行的一大保证。

3 展望与结论

由于大气压低温等离子体无可比拟的优点,将来在生物

医学领域有望取代一些传统的医疗方法而占据主导位置。例如,用大气压低温等离子体进行医疗器械的消毒,在临床上用于血液凝结、皮肤病处理、牙齿的根管治疗、牙齿美容等。近年来,也有对各种癌细胞用等离子体进行处理,但用大气压低温等离子体完全杀死癌细胞短期内还无法突破。如何解决现今各项研究中的技术瓶颈并给出有效的解决方案,是当前的首要任务。将来的发展趋势是研制各种电源或者各种电源相结合,以及寻找适用于各种不同应用领域的低温等离子体源(结构、形状、大小等),找到最佳的条件(电源参数、气体参数、时间参数等),并应用到各个领域。

参考文献 (References)

- [1] Laroussi M. Low-temperature plasmas for medicine? [J]. *IEEE Trans Plasma Sci*, 2009, 37(6): 714-725.
- [2] Laroussi M. Low temperature plasma-based sterilization: Overview and state-of-the-art[J]. *Plasma Process Polym*, 2005, 2(5): 391-400.
- [3] Shashurin A, Shneider M N, Dogariu A, et al. Temporal behavior of cold atmospheric plasma jet[J]. *Appl Phys Lett*, 2009, 94: 231504-231504-3.
- [4] Boudam M K, Moisan M, Saoudi B, et al. Bacterial spore inactivation by atmospheric-pressure plasmas in the presence or absence of UV photons as obtained with the same gas mixture[J]. *J Phys D: Appl Phys*, 2006, 39: 3494-3507.
- [5] Nie Q, Ren C S, Wang D Z. Self-organized pattern formation of an atmospheric pressure plasma jet in a dielectric barrier discharge configuration [J]. *Appl Phys Lett*, 2007, 90: 221504-221504-3.
- [6] Fridman G, Brooks A, Galasubramanian M. Comparison of direct and indirect effects of non-thermal atmospheric-pressure plasma on bacteria[J]. *Plasma Process Polym*, 2007, 4(4): 370-375.
- [7] Walsh J L, Kong M G. Contrasting characteristics of linear-field and cross-field atmospheric plasma jets [J]. *Appl Phys Lett*, 2008, 93(11): 111501-111501-3.
- [8] Zhang J L, Sun J, Wang D Z, et al. A novel cold plasma jet generated by capillary atmospheric DBD discharge [J]. *Thin Solid Film*, 2006, 506-507: 404.
- [9] Stoffels E, Kieft I, Sladek R. Superficial treatment of mammalian cells using plasma needle[J]. *J Phys D: Appl Phys*, 2003, 36(23): 2908-2913.
- [10] Dorai R, Kushner M J. A model for plasma modification of polypropylene using atmospheric pressure discharges [J]. *J Phys D: Appl Phys*, 2003, 36(6): 666-685.
- [11] Chu P. Plasma-treated biomaterials [J]. *IEEE Trans Plasma Sci*, 2007, 35(2): 181-187.
- [12] Ostrikov K N, Kumar S, Sugai H. Charging and trapping of macroparticles in near-electrode regions of fluorocarbon plasmas with negative ions[J]. *Phys Plasmas*, 2001, 8(7): 3490-3497.
- [13] Lu X. One-dimensional bubble model of pulsed discharge in water[J]. *J Appl Phys*, 2007, 102: 063302-063302-4.
- [14] Bruggeman P, Leys C. Non-thermal plasmas in and in contact with liquids[J]. *J Phys D: Appl Phys*, 2009, 42(5): 053001.
- [15] Bruggeman P, Graham L, Degroote J. Water surface deformation in strong electrical fields and its influence on electrical breakdown in a metal pin-water electrode system [J]. *J Phys D: Appl Phys*, 2007, 40

- (16): 4779–4786.
- [16] Ostrikov K. Colloquium: Reactive plasmas as a versatile nanofabrication tool. [J] *Rev Mod Phys*, 2005, 77(2): 489–511.
- [17] Babayan S, Jeong J, Tu V. Deposition of silicon dioxide films with an atmospheric-pressure plasma jet[J]. *Plasma Sources Sci Technol*, 1998, 7(3): 286–288.
- [18] Mariotti D, Svrcek V, Kim D G. Self-organized nanostructures on atmospheric microplasma exposed surfaces[J]. *Appl Phys Lett*, 2007, 91: 183102–183102–3.
- [19] Gambling W A, Edels H. The high-pressure glow discharge in air[J]. *Brit J Appl Phys*, 1954, 5(1): 36–39.
- [20] Lu X, Jiang Z, Xiong Q. A single electrode room-temperature plasma jet device for biomedical application [J]. *Appl Phys Lett*, 2008, 92(15): 151504–151504–3.
- [21] Schutze A, Jeong J Y, Babayan S E. The atmospheric-pressure plasma jet: A review and comparison to other plasma sources [J]. *IEEE Trans Plasma Sci*, 2005(26): 1685–1694.
- [22] Duan Y, Huang C, Yu Q. Low-temperature direct current glow discharges at atmospheric pressure[J]. *IEEE Trans Plasma Sci*, 2005, 33(2): 328–329.
- [23] Dudek D, Bibinov N, Engemann J. Direct current plasma jet needle source[J]. *J Phys D: Appl Phys*, 2007, 40(23): 7367.
- [24] Bibinov N, Dudek D, Awakowicz P. Characterization of an atmospheric pressure dc plasma jet [J]. *J Phys D: Appl Phys*, 2007, 40 (23): 7372–7378.
- [25] Kolb J F, Mohamed A–A H, Price R O. Cold atmospheric pressure air plasma jet for medical applications [J]. *Appl Phys Lett*, 2008, 92: 241501–241501–3.
- [26] Magga Y, Dérail C, Guerton F Surface modification of polymer using AC-pulsed plasma optimization of the electrical parameters and characterization by contact angle and probe-tack tests [J]. *Surface & Coatings Technology*, 2009, 203: 1573–1579.
- [27] Chavadej S, Tansuwan A, Sreethawong T. Ethylene epoxidation over alumina-supported silver catalysts in low-temperature AC corona discharge[J]. *Plasma Chem Plasma Process*, 2008, 28: 643–662.
- [28] Jang C, Choi K C. An investigation of the temporal dark-image-sticking phenomenon in an ac plasma display panel with an auxiliary electrode [J]. *IEEE Trans Plasma Sci*, 2010, 38(2): 106–112.
- [29] Laroussi M, Alexeff I, Kang W L. Biological decontamination by nonthermal plasmas[J]. *IEEE Trans Plasma Sci*, 2000, 28(1): 184–188.
- [30] Sun Y, Qiu Y, Nie A. Experimental research on inactivation of bacteria by using dielectric barrier discharge [J]. *IEEE Trans Plasma Sci*, 2007, 35(5): 1496–1500.
- [31] Chen C W, Lee H M, Chang M B. Inactivation of aquatic microorganisms by low-frequency AC discharges [J]. *IEEE Trans Plasma Sci*, 2008, 36 (1): 215–219.
- [32] Hong Y C, Uhm H S. Microplasma jet at atmospheric pressure [J]. *Appl Phys Lett*, 2006, 89: 221504–221504–3.
- [33] Hong Y C, Kang W S, Hong Y B. Atmospheric pressure air-plasma jet evolved from microdischarges: Eradication of *E. coli* with the jet[J]. *Physics of Plasma*, 2009, 16: 123502.
- [34] Xu G M, Ma Y, Zhang G J. DBD plasma jet in atmospheric pressure argon [J]. *IEEE Trans Plasma Sci*, 2008, 36(4): 1352–1353.
- [35] Xu G M, Zhang G J, Shi X M. Bacteria inactivation using DBD plasma jet in atmospheric pressure argon[J]. *Plasma Sci and Tech*, 2009, 11(1): 83–88.
- [36] Mildner M, Korzec D, Engemann J. 13.56 MHz hollow cathode jet matrix plasma source for large area surface coating [J]. *Surface and Coatings Technology*, 1999, 112: 366–372.
- [37] Uhm H S. Breakdown voltage of high-pressure discharge in a plasma display panel[J]. *Phys Korean Phys Soc*, 2002, 40(5): L777–L780.
- [38] Uhm H S. Electrical breakdown voltage in a mixed gas [J]. *Phys Korean Phys Soc*, 2001, 38(4): 295–298.
- [39] Uhm H S. Influence of dielectric materials on electric potential in plasmas [J]. *Phys Korean Phys Soc*, 1998, 32(5): 639–642.
- [40] Jeong J Y, Babayan S E, Tu V J. Etching materials with an atmospheric-pressure plasma jet[J]. *Plasma Sources Sci Technol*, 1998, 7: 282–285.
- [41] Babayan S E, Jeong J Y, Tu V J. Deposition of silicon dioxide films with an atmospheric-pressure plasma jet [J]. *Plasma Sources Sci Technol*, 1998, 7: 286–288.
- [42] Herrmann H W, Henins I, Park J. Decontamination of chemical and biological warfare (CBW) agents using an atmospheric pressure plasma jet (APPJ)[J]. *Phys Plasmas*, 1999, 6(5): 2284–2289.
- [43] Yang J Z, Yang B L. Surface modification effect of polyimide fiber by low temperature plasma treatment [J]. *Journal of xi'an Polytechnic University*, 2009, 23(2): 136–140.
- [44] Herrmann H W, Henins I, Park J. Decontamination of chemical and biological warfare (CBW) agents using an atmospheric pressure plasma jet (APPJ)[J]. *Physics of Plasmas*, 1999, 6(5): 2284–2289.
- [45] Sharma A, Pruden A, Stan O. Bacterial Inactivation using an RF-powered atmospheric pressure plasma [J]. *IEEE Trans Plasma Sci*, 2006, 34(4): 1290–1296.
- [46] Li G, Li H P, Wang L Y. Genetic effects of radio-frequency, atmospheric-pressure glow discharges with helium [J]. *Appl Phys Lett*, 2008, 92: 221504–221504–3.
- [47] Roth J R. Industrial plasma engineering: principles [M]. Berkshire: Institute of Physics Publishing, 1995.
- [48] Woskov P P, Rhee D Y, Thoma P. Microwave plasma continuous emissions monitor for trace-metals in furnace exhaust [J]. *Rev Sci Instrum*, 1996, 67: 3700–3707.
- [49] Moisan M, Hubert J, Margot J. Microwave discharge: fundamentals and applications[M]. New York: New York Plenum, 1992.
- [50] deJonkers J, Regt J M, Mullen J A M. On the electron temperature and densities in plasma produced by the "toch a injection axiale"[J]. *Spectrochim Acta*, 1996, 51(11): 1385–1392.
- [51] Moisan M, Sauvé G, Zakrzewski Z. An atmospheric pressure waveguide-fed microwave plasma torch: the TIA design [J]. *Plasma Sources Sci Technol*, 1994, 3(4): 584–592.
- [52] Prokisch C, Bilgic A M, Voges E. Photographic plasma images and electron number density as well as electron temperature mapping of a plasma sustained with a modified argon microwave plasma torch (MPT) measured by spatially resolved Thomson scattering[J]. *Spectrochim Acta Part B*, 1999, 54: 1253–1266.
- [53] Okamoto Y. A microwave-induced unmagnetized plasma source for

- plasma processing[J]. *Plasma Sources Sci Technol*, 1996, 5(4): 648–652.
- [54] Beenakker C I M. A cavity for microwave-induced plasma operated in helium and argon at atmospheric pressure [J]. *Spectrochim Acta Part B*, 1976, 31: 483–486.
- [55] Moon S Y, Choe W, Uhm H S. Characteristics of an atmospheric microwave-induced plasma generated in ambient air by an argon discharge excited in an open-ended dielectric discharge tube[J]. *Physics of Plasmas*, 2002, 9(9): 4045–4051.
- [56] Stonies R, Schermer S, Voges E. A new small microwave plasma torch [J]. *Plasma Sources Sci Technol*, 2004, 13: 604–611.
- [57] Al-Shamma A I, Wylie S R, Lucas J. Design and construction of a 2.45 GHz waveguide-based microwave plasma jet at atmospheric pressure for material processing[J]. *J Phys D: Appl Phys*, 2001, 34:2734–2741.
- [58] Lee M H, Park B J, Jin S C. Removal and sterilization of biofilms and planktonic bacteria by microwave-induced argon plasma at atmospheric pressure[J]. *New Journal of Physics*, 2009, 11: 115022.
- [59] Hong Y C, Uhm H S. Atmospheric-pressure hybrid plasma with combination of ac and Microwave[J]. *Appl Phys Lett*, 2006, 89: 251502–251502–3.
- [60] Liu S, Neiger M. Excitation of dielectric barrier discharges by unipolar submicrosecond square pulses[J]. *J Phys D*, 2001, 34: 1632–1638.
- [61] Laroussi M, Lu X, Kolobov V. Power consideration in the pulsed dielectric barrier discharge at atmospheric pressure [J]. *J Appl Phys*, 2004, 96: 3028–3030.
- [62] Laroussi M, Lu X. Room-temperature atmospheric pressure plasma plume for biomedical applications [J]. *Appl Phys Lett*, 2005, 87: 113902–113902–3.
- [63] Lu X P, Ye T, Cao Y G. The roles of the various plasma agents in the inactivation of bacteria[J]. *J Appl Phys*, 2008, 104: 053309–053309–5.
- [64] Lu X P, Jiang Z H, Xiong Q. An 11cm long atmospheric pressure cold plasma plume for applications of plasma medicine [J]. *Appl Phys Lett*, 2008, 92: 081502–081502–2.
- [65] Lu X P, Cao Y G, Yang P. An RC plasma device for sterilization of root canal of teeth[J]. *IEEE Trans Plasma Sci*, 2009, 37(5): 668–673.
- [66] Lu X P, Xiong Z L, Xian Y B. A simple atmospheric pressure room-temperature air plasma needle device for biomedical applications [J]. *Appl Phys Lett*, 2009, 95: 181501–181501–3.
- [67] Haddow D B, MacNeil S, Short R D. A cell therapy for chronic wounds based upon a plasma polymer delivery surface [J]. *Plasma Pro and Poly*, 2006, 3(6–7): 419–430.
- [68] Leduc M, Guay D, Leask R L. Cell permeabilization using a non-thermal plasma[J]. *New Journal of Physics*, 2009, 11: 115021–115021–12.

(责任编辑 王芷)

· 学术动态 ·

“第三届中医药现代化国际科技大会”征稿



中华中医药学会将于 2010 年 11 月 25—26 日在成都市召开“第三届中医药现代化国际科技大会”。本届会议的主题是：中医药创新与发展。

征文内容：① 中医药多边国际合作机制的建立，推动中医药进入各国医疗保健体系，中医药知识产权和传统知识的保护，中医药产品注册与监管，中医药法制化标准化建设；② 中医藏象理论、中医病因病机学说、中医诊法与辨证体系研究，中药药性与配伍理论、中药复方药效物质基础和作用机理研究，经络腧穴理论、经穴特异性及针灸治疗机理研究，中医养生理论与疾病预防研究，国家重点基础研究计划(973 计划)中医药基础理论专项研究；③ 心脑血管疾病、糖尿病、慢阻肺、肿瘤、免疫性疾病、退行性疾病等慢性疾病的传统中医治疗方法或中西医综合诊疗方案研究，中医临床疗效评价方法学、中医临床研究质量控制、中医临床诊断技术研究，其他传统医药在各种慢性疾病防治中的作用研究，针灸等非药物疗法临床研究；④ 中医、中西医结合感染病学与中医疫病防治体系的研究，甲型 H1N1 流感、手足口病、人感染猪链球菌病、人禽流感等新发传染病的中医、中西医结合防治研究，病毒性肝炎、艾滋病、结核等重大传染病的中医、中西医结合防治研究，突发公共卫生事件中急性传染病的中医药应急防控能力研究；⑤ 中药种质与濒危珍稀资源的保护，中药材优良品种选育，中药材规范化种植(养殖)研究，中药材质量标准体系建设研究，中药材资源综合利用及产业化经营研究，自然灾害区域中药材恢复与重建研究，森林药用资源的培育与开发利用研究；⑥ 中药创新与开发研究，中药大品种技术改造及二次开发研究，中药新药研发关键共性技术研究，中药质量标准提高与完善研究，中药饮片炮制技术传承与创新研究，创新药物与现代中药产业发展的关键问题研究，中药健康产品的研究开发；⑦ 生物多样性与民族医药的关系，民族医药知识与经验的发掘、整理、保护研究，民族医药诊疗技术的传承与整理研究，民族医药优势病种的临床研究，青藏高原生态环境、民族医药资源可持续保护与利用，民族医药新药、保健食品研究与开发，其他传统医药(包括世界各国民族医药)在各种疾病防治中的作用，重点民族药材区域及文化品牌建设研究，特殊及知名民族药材品种研究，民族药材标准化建设研究。

征文截止时间：2010 年 8 月 31 日。

联系方式：成都市学道街 39 号 四川省科学技术厅(610016)，程祖强；电话：028-86728520；传真：028-86723142，电子信箱：icetem2010@163.com。

会议网址：<http://www.icetcm.org/info/index.jsp>。