

介入材料电反应性能和电凝血栓形成实验研究

吴涛 吴焱 陈爱林 戴纯刚 朱卿

【摘要】 目的 探讨常用血管内介入材料电反应性能及其电凝血栓形成效果的差异。方法 采用万用表测量不同型号的常用微导丝和弹簧圈电阻值,获取反映介入材料电反应性能的物理参数。分别以生理盐水和新西兰白兔离体动脉血作为电解质进行体外电解产气实验,获取单位时间产气量,并通过扫描电子显微镜观察介入材料表面血栓附着情况。结果 电阻值测量显示,ASAHI、SilverSpeed、Traxcess 微导丝和 Axium 弹簧圈导电性能良好,通电后均可发生电解产气现象,且电压与产气速度呈正相关关系(均 $P < 0.05$)。离体动脉血电凝结果显示,提高电压可获得更好的血栓形成质量。结论 电阻值测量可以初步筛选出适用于动脉内电凝的微导丝和弹簧圈,而电压是决定介入材料电解反应强度和血栓形成质量的关键因素。

【关键词】 动脉瘤; 电解; 电凝术; 血栓形成; 模型,动物

Experimental study on electroreactivity and electrocoagulation of interventional materials

WU Tao, WU Yao, CHEN Ai-lin, DAI Chun-gang, ZHU Qing

Department of Neurosurgery, The Second Affiliated Hospital of Soochow University, Suzhou 215004, Jiangsu, China

Corresponding author: ZHU Qing (Email: suzhouneurosurgeon@126.com)

【Abstract】 Objective To investigate the difference of electroreactivity and electrocoagulation of commonly used interventional materials. **Methods** The resistance of different types of micro-guide wire and spring coil are measured with a multimeter to obtain the physical parameters reflecting the conductivity. The in vitro electrolytic gas production experiment was carried out with physiological saline and isolated arterial blood of New Zealand white rabbits as the medium, the gas production data were obtained, and the thrombus adhesion on the surface of the materials was observed by scanning electron microscopy. **Results** The resistance measurement results showed ASAHI, SilverSpeed, Traxcess micro-guide wire and Axium spring coil have good conductivity, the electrolytic gas production could occur after power-up, and the voltage was positively correlated with gas production speed ($P < 0.05$, for all). The results of in vitro arterial blood electrocoagulation showed that better thrombosis quality could be obtained by increasing the voltage. **Conclusions** The micro-guide wire and spring coil used for intra-arterial electrocoagulation can preliminarily selected by resistance measurement, and the voltage is the key factor to determine the electrical reaction intensity and thrombosis quality.

【Key words】 Aneurysm; Electrolysis; Electrocoagulation; Thrombosis; Models, animal

This study was supported by Postgraduate Research and Practice Innovation Program of Jiangsu (No. SJCX20_1071), Suzhou Science and Technology Planning Project in Jiangsu (No. SYS2019067, SKJYD2021088), and Medical and Health Science and Technology Project of Suzhou High Tech Zone in Jiangsu (No. 2018Z014).

Conflicts of interest: none declared

doi:10.3969/j.issn.1672-6731.2022.11.009

基金项目:江苏省研究生科研与实践创新计划(项目编号:SJCX20_1071);江苏省苏州市科技计划项目(项目编号:SYS2019067);江苏省苏州市科技计划项目(项目编号:SKJYD2021088);江苏省苏州市高新区医疗卫生科技计划项目(项目编号:2018Z014)

作者单位:215004 苏州大学附属第二医院神经外科[吴涛(现在四川省成都市第一人民医院神经外科,邮政编码:610095)]

通讯作者:朱卿,Email:suzhouneurosurgeon@126.com

动脉内微导丝直接通电致栓的方法由首都医科大学附属北京天坛医院江裕华团队率先报道,他们采用 Traxcess 14 微导丝头端置入动脉瘤腔内通电的方式治疗微导管无法超选择性进入的微小穿支动脉瘤,并发表于 2016 年的 *Int J Stroke* [1]。这一技术逐渐受到重视并应用于各类复杂脑血管病的血管内治疗,且短期预后良好,术后再出血风险较低 [2-5],有望成为脑血管病的新型治疗方法。但目前尚无针对这种特殊治疗方式的基础研究,缺少介入材料特性影响血栓形成效果的理论支持。我们课题组的前期研究在动物体内模拟电凝实验,发现改变电压可以影响血栓形成速度和血栓质量,进而影响电凝过程的有效性和安全性 [6],而介入材料是否具有好的导电性和电反应性能是确保致栓效果的先决条件。基于此,本研究在测试常用介入材料导电性能的基础上,通过体外电解产气实验明确不同通电参数下各种介入材料的电反应强度以及形成血栓的质量差异,以为进一步临床应用提供理论依据。

材料与方 法

一、实验材料

1. 介入材料及其导电性能测定 临床用于颅内动脉瘤血管内治疗的常用微导丝包括 ASAHI (日本 ASAHI 株式会社)、Traxcess (美国 Microvention 公司)、SilverSpeed (美国 EV3 公司)、Transend Soft Tip (美国 Stryker 公司)、Synchro (美国 Stryker 公司),以及常用可解脱弹簧圈 Axiom (美国 EV3 公司)、Hydrosoft (美国 Microvention 公司)。将微导丝和弹簧圈置于绝缘柔软的棉垫上,以高精度(精确度 0.1) 万用表 Fluke F107 [福祿克测试仪器(上海)有限公司]测定其不同部位电阻值,每种材料测定 3 次,取平均值。

2. 药品与仪器 (1)药品:生理盐水购自中国大冢制药有限公司,低分子量肝素(LMWH)购自常州千红生化制药股份有限公司,体积分数为 2.5% 的戊二醛溶液和体积分数为 1% 的锇酸溶液购自上海复达检测技术有限公司。(2)仪器:带精确刻度的量筒和烧杯购自南京康洛达实验科技有限公司, Echelon 10 微导管购自美国 EV3 公司,6LR61 碱性电池购自福建南平南孚电池有限公司, APREO 2S 型扫描电子显微镜为上海复达检测技术有限公司产品。

二、研究方法

1. 体外电解产气实验 (1)以生理盐水作为电解液:利用带精确刻度的量筒和烧杯自制气体收集装置(图 1),量筒内充满生理盐水垂直倒置于烧杯中,微导丝或弹簧圈置于 Echelon 10 微导管内以防止非目标区域电解产气的影响,推送杆尾端的金属裸区连接碱性电池正极,介入材料头端露出微导管头端 1 cm,导电金属丝连接电源负极后接触生理盐水构成完整的直流电闭合回路,分别以 9、18 和 36 V 电压通电,记录每分钟产气量。(2)以免离体动脉血作为电解液:采集健康新西兰白兔(苏州大学独墅湖实验中心提供,审批号:SYXK 2017-0042)耳中央动脉血 20 ml,予 15 IU/ml 低分子量肝素抗凝,替代生理盐水,同法行电解产气实验。

2. 血栓微观结构观察 由于以血液为介质的电解产气紧密附着于液体表面,导致气泡无法外逸而无法准确测量气体体积,因此通过扫描电子显微镜观察通电后材料表面血栓附着情况以评估不同通电参数对血栓形成的影响。电凝后的微导丝或弹簧圈自烧杯的血液中撤出后立即置于 2.5% 戊二醛溶液中固定 12 h,再以 0.10 mmol/L 磷酸盐缓冲液(pH 值 = 7.0)漂洗 3 次,以 1% 锇酸溶液固定样品 1~2 h,体积分数为 0、50%、70%、80% 和 90% 的梯度乙醇溶液逐级脱水,与醋酸异戊酯混合(体积比 1:1)浸泡 30 min,干燥、镀膜,于扫描电子显微镜下观察血栓微观结构。

3. 统计分析方法 采用 SPSS 26.0 统计软件进行数据处理与分析。正态性检验采用 Shapiro-Wilk 检验,呈非正态分布的计量资料以中位数和四分位数间距 [$M(P_{25}, P_{75})$] 表示,采用 Kruskal-Wallis 检验 (H 检验)或 Mann-Whitney U 检验。电压与单位时间产气量的相关分析采用 Spearman 秩相关分析。以 $P \leq 0.05$ 为差异具有统计学意义。

结 果

ASAHI 微导丝仅小部分(起始端 40 cm)推送杆被覆透明绝缘涂层,绝缘涂层呈透明状(图 2a); Traxcess (图 2b)和 SilverSpeed (图 2c)微导丝为不锈钢材质,可导电;Transend Soft Tip 微导丝外层为聚四氟乙烯(PTFE)涂层保护壳,不可导电,内芯为不锈钢,可导电(图 2d);Synchro 微导丝头端内芯为镍钛合金,可导电,头端和部分推送杆覆盖聚对二甲苯绝缘涂层,刮除涂层后仍可导电,浅色部分为可

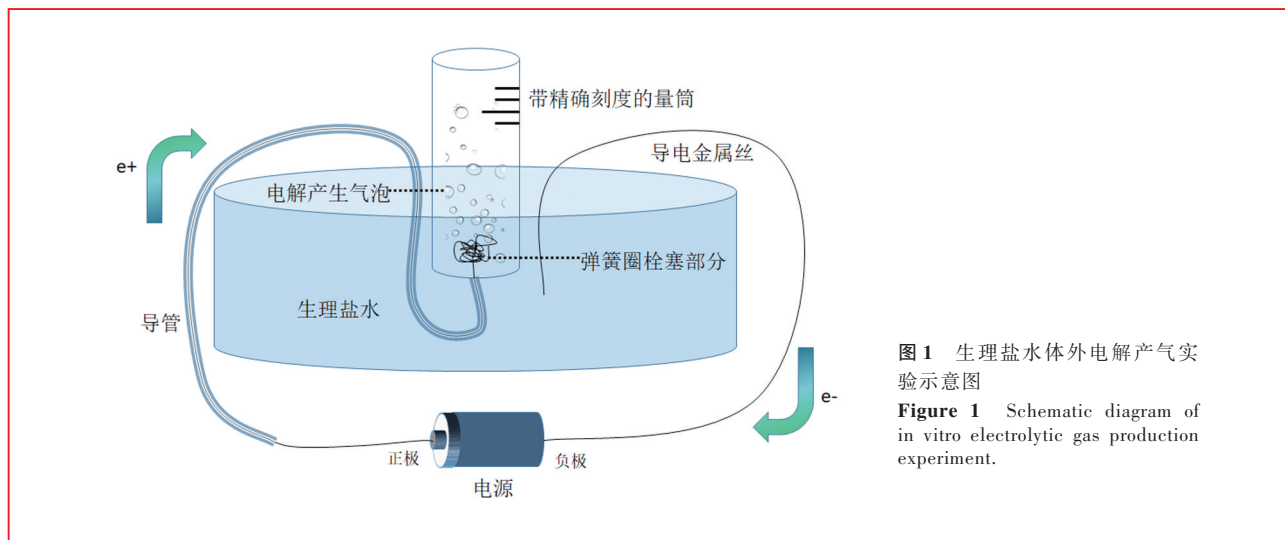


图1 生理盐水体外电解产气实验示意图

Figure 1 Schematic diagram of in vitro electrolytic gas production experiment.

导电的非涂层裸金属区,深色部分为不导电的涂层部分(图 2e);Hydrosoft 水凝胶弹簧圈内层为金属材料,外层被覆绝缘水凝胶涂层,不可导电(图 2f);Axiom 弹簧圈栓塞部分为铂钨合金,全长无绝缘涂层,可导电(图 2g)。各种介入材料的导电性能参见表 1。电压为 9 V 时各种介入材料的单位时间累积产气量参见表 2,不同电压下各种介入材料的单位时间产气量参见表 3。

以生理盐水作为介质的电解产气实验显示,导电性能良好的微导丝和弹簧圈通电后可产生气泡,气泡由小到大,并迅速自材料表面脱离(图 3),而覆盖绝缘涂层的材料无此现象。电解过程产气速度由慢到快,并于 5 s 内逐渐维持在相对稳定水平,持续通电 15 min,3 种不同型号微导丝($P = 0.823$)、2 种不同长度 2D 弹簧圈($P = 0.822$)和 3D 弹簧圈($P = 0.859$)单位时间产气量差异无统计学意义(表 4)。同一种介入材料,电压越高、产气反应越剧烈、产气速度达峰时间越短,提示电压与产气速度呈正相关关系(均 $P < 0.05$,表 5)。

以离体动脉血为介质的电解产气实验同样表现为高电压下产气反应更剧烈,不同之处在于,动脉血电解产生的气泡形状随电压升高而有所变化。低电压下气泡小而密集,呈泡沫状,随电压的升高,气泡体积增大(图 4a);弹簧圈呈盘绕形态时,线圈内侧为颜色较浅的小气泡,线圈外圈为深褐色的大气泡(图 4b)。扫描电子显微镜观察显示,通电后的介入材料表面均有明显的血栓附着,且高电压下血栓密度明显高于低电压(图 5a~5d);低电压下,血栓为血液细胞与纤维蛋白的混合物(图 5e),高电压

较低电压的血栓成分更致密,全部由纤维蛋白组成(图 5f)。同一电压水平,不同类型介入材料血栓附着程度并无明显差异,唯有升高电压方可提高血栓形成质量。

讨 论

尽管血管内电凝技术在临床已展现出巨大的应用前景,但其推广应用仍面临 3 个主要问题,即哪些介入材料能够应用于临床?各种介入材料的导电性能如何?何种通电方式更合理?电凝的基本原理是微导丝和弹簧圈通电后,介入材料头端作为闭合回路正极吸引血液中红细胞、白细胞、纤维蛋白等带负电荷的成分形成血栓,但由于缺乏相关基础研究且介入材料不以导电性能作为设计标准^[7-8],因此如何挑选适宜的介入材料以及精确控制术中电凝效果,目前尚无理论依据。

电阻值测定是筛选介入材料的有效方法,一般的万用表即可满足测量要求,但是由于覆膜涂层的彻底绝缘作用,无法满足电凝要求,我们曾试图刮除 Synchro 微导丝表面涂层,发现刮除涂层的微导丝内部如果是金属材料则可以实现电凝操作,但刮除涂层可改变微导丝的水滑性和柔韧度,且裸金属头端锐利、安全性较差。此外,不均匀破坏涂层后是否有危害人体安全的物质析出并进入血液循环,尚不得而知。因此在目前临床有多种可供选用的可导电微导丝的基础上,这种方式显得毫无价值。

电压值调整则是基于临床治疗过程的实际需要。江裕华等^[2]最初将电凝参数设置为电压 4 V、电流 1 mA,这是由于他们所采用的 Solitaire 支架

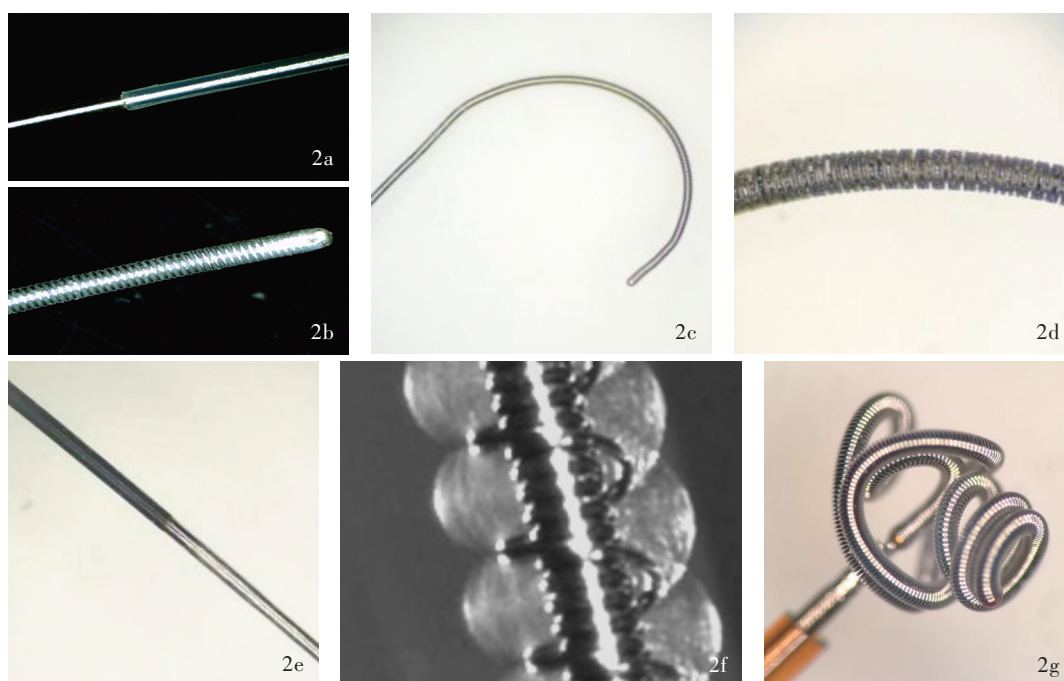


图 2 各种介入材料微观结构观察 2a ASAHI 微导丝, 绝缘涂层呈透明状 $\times 10$ 2b Traxcess 微导丝 $\times 10$ 2c SilverSpeed 微导丝 $\times 10$ 2d Transend 微导丝, 黑色为绝缘涂层外壳, 不可导电 $\times 10$ 2e Synchro 微导丝, 包括裸金属导电部分(浅色部分)和绝缘涂层部分(深色部分) $\times 10$ 2f Hydrosoft 水凝胶弹簧圈, 绝缘涂层呈透明状 $\times 50$ 2g Axiom 弹簧圈 $\times 10$

Figure 2 Microstructure of various interventional materials ASAHI micro-guide wire with transparent insulation coating (Panel 2a). $\times 10$ Traxcess micro-guide wire (Panel 2b). $\times 10$ SilverSpeed micro-guide wire (Panel 2c). $\times 10$ Transend micro-guide wire, the black part was covered with insulating coating, which was non-conductive (Panel 2d). $\times 10$ Synchro micro-guide wire, including bare metal conductive area (light part) and insulating coating area (dark part, Panel 2e). $\times 10$ Hydrosoft hydrogel spring coil with transparent insulating coating (Panel 2f). $\times 50$ Axiom spring coil (Panel 2g). $\times 10$

NDS-2 解脱器的输出电压固定, 但这一参数针对的是颅内微小穿支动脉瘤, 瘤体十分狭小, 理论上封闭瘤腔无需大量血栓即可达到治疗效果。我们在临床中也发现, 常规囊状动脉瘤弹簧圈栓塞后予以该电压的电凝效果并不满意, 改为 9 V/1 mA 输出电压后疗效较好。因此认为, 增大电压能够达到改善电凝效果的目的^[4]。朱睿等^[9]探讨电解微气泡的生长行为和驻留稳定性, 根据法拉第电解定律, 电流强度是影响微气泡反应速度的主要原因, 增大电压可直接高效地促进氢离子与电子结合, 进而增强电流, 是电解反应的核心驱动源。我们课题组最初的实验假设是将电凝闭合回路看作纯电阻电路, 根据欧姆定律, 相同电压下电阻值大的材料电解效率低, 但获得的产气数据与此并不相符。本研究根据电解反应强度将介入材料分为 3 个量级: 单位时间(1 分钟)产气量约 0.15 ml 的 Axiom 2D 弹簧圈; 单位时间(1 分钟)产气量约 0.10 ml 的 SilverSpeed 14、Traxcess 14、ASAHI 0.014 in 微导丝; 单位时间(1 分

钟)产气量约 0.01 ml 的 Axiom 3D 弹簧圈。其中, ASAHI 0.014 in 微导丝的电阻值明显高于 SilverSpeed 14 和 Traxcess 14, 但三者产气速度却无明显差异; Axiom 3D 弹簧圈的电阻值为 2D 弹簧圈的 3 倍, 但相同电凝参数下 Axiom 2D 弹簧圈的产气速度并非 3D 弹簧圈的 3 倍。进一步对产气速度与材料电阻值进行匹配, 发现二者并不存在线性关系, 因此, 介入材料产气速度仅由电压决定。推测其原因是, 电解产气反应消耗的电能一部分以内能形式耗散, 一部分转化为化学能, 故欧姆定律并不适用于非纯电阻电路^[10]; 此外, 无论是以生理盐水还是离体动脉血作为电解液, 整个回路中均为非线性元件, 故无法直接参照欧姆定律。常津等^[11]在电解脱弹簧圈的通电实验中发现介入材料电解反应强度不与电流呈线性关系, 并推测其原因为, 当电流较小时, 弹簧圈裸露部位的电蚀相对集中, 熔断时间短; 而当电流较大时, 电子快速向正极移动, 使不锈钢钝态孔蚀数目增加, 电流更加分散, 所需的

表 1 临床常用微导丝和弹簧圈的电阻值

Table 1. Resistance of micro-guide wire and spring coil commonly used in clinic

观察指标	ASAHI	Traxcess	SilverSpeed	Transend 和 Synchro	Hydrosoft	Axiu*(mm×cm)			
						2D 3×4	2D 3×8	3D 3×4	3D 3×8
是否导电	是	是	是	否	否	是	是	是	是
全长电阻(Ω)	800	135	100	—	—	206	241	556	655
头端电阻(Ω)	380	42	25	—	—	176	192	420	465
推送杆电阻(Ω)	20	30	25	—	—	16	21	14	11

*Axiu spring coil is produced by American EV3 company, 2D is two-dimensional unwinding spring coil, and 3D is three-dimensional unwinding spring coil. The front and rear numbers respectively represent the basket diameter and total length after the coil is released, 美国 EV3 公司生产的 Axiu 弹簧圈型号, 2D 为二维解脱弹簧圈、3D 为三维解脱弹簧圈, 前后数字分别代表弹簧圈解脱后的成篮直径和总长度。—, not conduction and no data available, 不导电, 无数据

表 2 电压为 9 V 时各种介入材料的单位时间产气量(ml)
Table 2. Gas production per unit time of various interventional materials at a voltage of 9 V (ml)

时间	ASAHI	Traxcess	SilverSpeed	Axiu(mm×cm)			
				2D 3×4	2D 3×8	3D 3×4*	3D 3×8*
1 min	0.11	0.09	0.12	0.15	0.17		
2 min	0.18	0.17	0.22	0.33	0.37		
3 min	0.28	0.29	0.29	0.52	0.55	0.03	0.04
4 min	0.40	0.37	0.41	0.67	0.73		
5 min	0.53	0.47	0.49	0.87	0.88		
6 min	0.61	0.56	0.60	1.01	1.04	0.05	0.06
7 min	0.70	0.67	0.71	1.22	1.25		
8 min	0.79	0.79	0.80	1.39	1.47		
9 min	0.89	0.90	0.93	1.61	1.65	0.09	0.10
10 min	1.00	0.99	1.05	1.80	1.81		
15 min	1.62	1.42	1.59	2.56	2.69	0.14	0.15

*The gas production efficiency of 3D spring coil electrolysis is low, and the gas production is recorded every 3 min to reduce metering error, 3D 弹簧圈电解产气效率较低, 每 3 分钟记录一次产气量, 以尽量降低计量误差

表 3 不同电压下各种介入材料的单位时间产气量(ml)
Table 3. Gas production per unit time of various interventional materials under different voltages (ml)

电压	ASAHI	Traxcess	SilverSpeed	Axiu(mm×cm)			
				2D 3×4	2D 3×8	3D 3×4	3D 3×8
9 V	0.11	0.09	0.09	0.11	0.12	0.03	0.04
18 V	0.21	0.17	0.20	0.21	0.23	0.05	0.07
36 V	0.40	0.35	0.40	0.39	0.40	0.09	0.15

熔断电量更大;如果在裸露部位很小的情况下进一步增大电流,可加速孔蚀的进展,与孔内 pH 值、物质传递受阻等延缓孔蚀进展的因素相抵消,所需的熔断电量变化较小甚至稍有下降。由此可见,材料

电解过程中的动态钝化反应可以改变孔蚀电位,进而影响电解反应强度,因此无法将电流作为恒定因变量影响电解反应效率。张建策和龚升高^[12]在金属镍的电化学腐蚀行为研究中也发现类似现象,进一步支持上述结论。

应注意的是,产气速度虽然是反映介入材料电解反应强度的客观指标,但致栓效果却无法根据产气速度进行类推。江裕华等^[2]认为,电凝血栓形成包含两个微观过程,一方面,一定范围的恒定直流电吸引血液中白细胞、血小板、凝血因子等带负电荷的因子诱导血栓形成;另一方面,电流产生的热效应加速血栓形成,进一步促进血栓机化,从而将不稳定血栓转变为稳定血栓。由此可见,适宜的电流可以促进电凝血栓形成,而一定时间的电热效应可以促进血栓变性、机化,阻止纤维溶解,稳定血栓。实际上,除电荷富集作用与电热效应外,电解反应过程还涉及材料表面钝化、氧化反应、材料疏水性和物理形态等复杂的金属材质改变^[13-18],电压影响电凝血栓形成的过程十分复杂。因此认为,产气效率仅是反映电解反应强度的指标,而高产气量与电凝血栓形成之间并无必然联系。此外,电凝致栓过程中产气量对电凝安全性有重要意义,这是由于电解产气在电解脱弹簧圈发明之初被认为是栓塞事件的原因之一^[19],显然电凝血栓形成过程的产气程度远超于此,故认为高电压导致的剧烈产气行为很可能诱发潜在的栓塞事件,并获得许多专家的支持。我们课题组的前期动物实验也证实,高电压可以导致电凝不良事件的风险增加,并在动脉瘤电凝后的病理标本中发现气体的存在^[6]。电凝技术自发明之初,研究者便一直致力于解决其安全性、有效性的问题,如果能够明确电压与电解产气和血栓

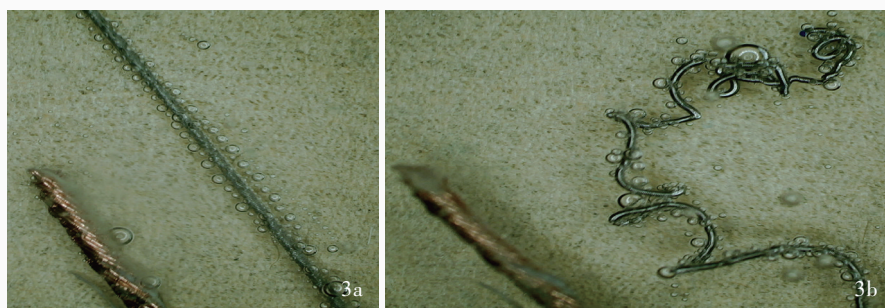


图3 生理盐水体外电解产气实验可见介入材料表面有气泡产生并呈游离状态 3a 微导丝 3b 弹簧圈
Figure 3 Electrolytic gas production experiment by physiological saline in vitro showed there were bubbles on the surface of the micro-guide wire (Panel 3a) and spring coil (Panel 3b), and presented a free state.

表4 各介入材料单位时间产气量的比较 [$M(P_{25}, P_{75})$, ml]
Table 4. Comparison of gas production per unit time of various interventional materials [$M(P_{25}, P_{75})$, ml]

介入材料	单位时间产气量	H或Z值	P值
微导丝		0.136	0.934
ASAHI	0.55(0.28, 0.79)		
Traxcess	0.48(0.29, 0.79)		
SilverSpeed	0.50(0.29, 0.80)		
2D Axiom 弹簧圈		-0.378	0.705
3 mm × 4 cm	0.96(0.52, 1.39)		
3 mm × 8 cm	0.99(0.55, 1.47)		
3D Axiom 弹簧圈		-0.655	0.513
3 mm × 4 cm	0.08(0.05, 0.09)		
3 mm × 8 cm	0.09(0.06, 0.10)		

Kruskal-Wallis test (H test) for comparison of micro-guide wire, and Mann-Whitney U test for comparison of Axiom spring coil, 3种不同型号微导丝的比较行 Kruskal-Wallis 检验 (H 检验), 2种不同长度 2D 和 3D Axiom 弹簧圈的比较行 Mann-Whitney U 检验

表5 各介入材料电压与单位时间产气量的 Spearman 秩相关分析

Table 5. Spearman rank correlation analysis of voltage and gas production per unit time of various interventional materials

介入材料	电压	
	r_s 值	P 值
微导丝		
ASAHI	1.000	0.018
Traxcess	0.999	0.026
SilverSpeed	1.000	0.007
2D Axiom 弹簧圈		
3 mm × 4 cm	1.000	0.008
3 mm × 8 cm	0.997	0.005
3D Axiom 弹簧圈		
3 mm × 4 cm	1.000	0.009
3 mm × 8 cm	0.999	0.035

质量之间的内在联系,从而在不影响血栓质量的同时控制产气量,将对电凝技术的安全性十分有益。

本实验因各种因素的限制存在一定的局限性:(1)静止条件下血液环境不符合实际的血流动力学特点,其电凝血栓形成结果有待商榷。Henkes等^[20]对比分析体内与体外电解脱弹簧圈的电凝血栓形成差异,发现体内电凝血栓形成更明显,推测可能与电凝血栓形成所需的反应底物如纤维蛋白、血液细胞等成分的持续供应有关。我们课题组后续设计了一种针对离体血液的血流动力学模拟电凝实验,即通过3D打印动脉血管及动脉瘤模型配合体外循环泵导入不同血流动力学参数进行人体血流环境仿真模拟电凝实验,有望进一步模拟人体生理血流状态,在不危害人体安全条件下尽可能真实地验证介入材料电反应性能和血栓形成效果。此外,我们课题组也在同步进行动物实验,有望尽快明确这一问题。(2)体外电解产气实验理论上最好以人离体动脉血作为电解液,但涉及伦理问题,本研究最

终选择凝血过程与人类最为相近的新西兰白兔作为替代^[21-22]。(3)实验设计过程并未针对电热效应对血栓形成质量进行对比研究,因此尚无法完全明确电热效应与通电后的电荷吸引作用对致栓效果的具体差别。

综上所述,电阻值测定可以初步明确介入材料的导电性能,并据此筛选适用于电凝的介入材料型号,但是根据电阻值进行电解反应强度的量化分析并不科学;电压是决定介入材料电解反应和血栓质量的关键因素,增大电压可获得更高的产气速度和更好的血栓质量。值得注意的是,单位时间产气量仅可作为电解反应强度的评价指标,产气效率和血栓形成质量并不相关,且高产气效率可能导致临床实践中不良事件发生率增加,因此通电模式的选择也是未来进一步研究的方向。鉴于体内外条件下电凝血栓形成的较大差异,进一步完善体内模拟电凝血栓形成过程至关重要。此外,考虑到介入材料电反应性能的改变是决定电凝安全性和有效性的

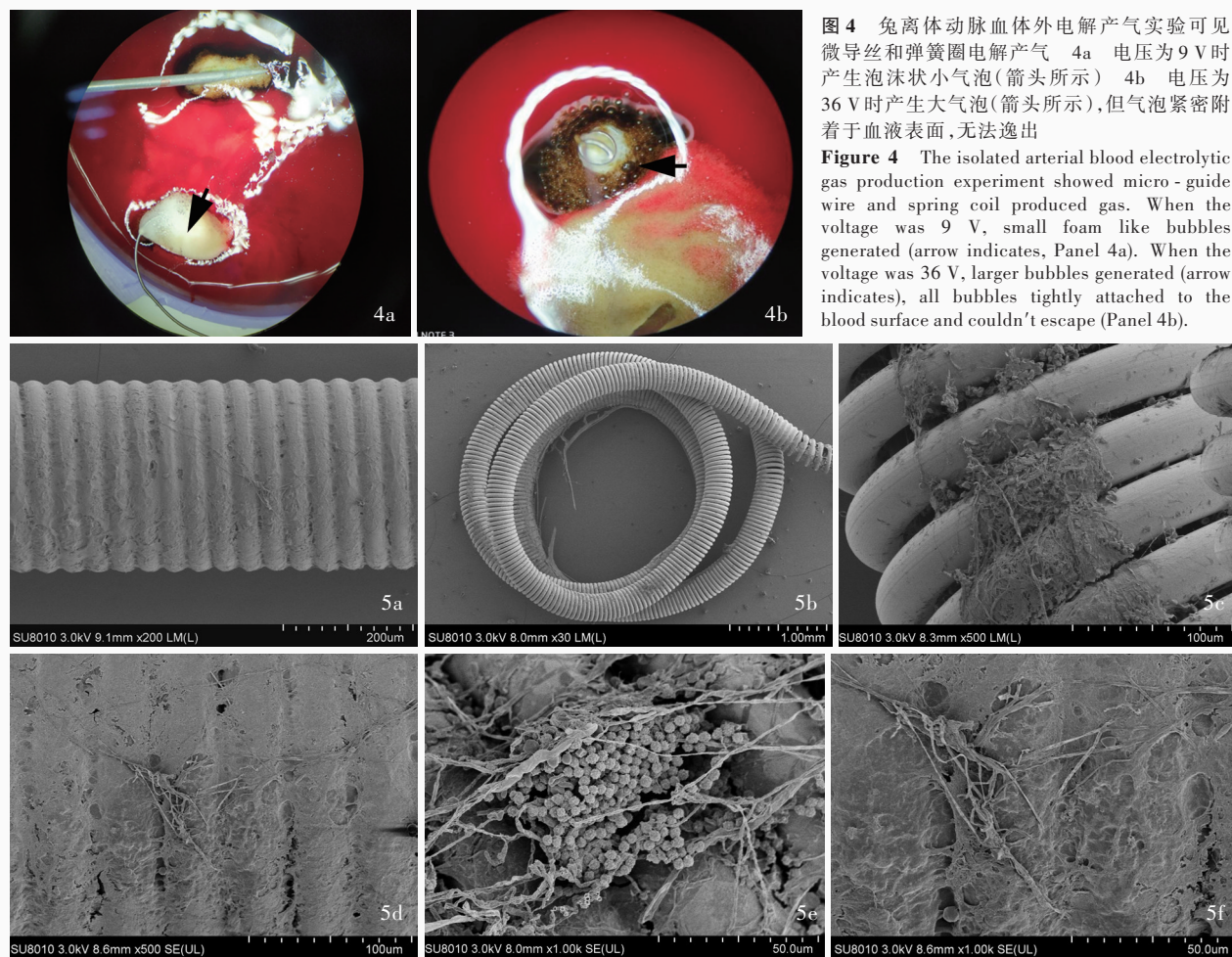


图 4 兔离体动脉血体外电解产气实验可见微导丝和弹簧圈电解产气 4a 电压为 9 V 时产生泡沫状小气泡(箭头所示) 4b 电压为 36 V 时产生大气泡(箭头所示),但气泡紧密附着于血液表面,无法逸出

Figure 4 The isolated arterial blood electrolytic gas production experiment showed micro-guide wire and spring coil produced gas. When the voltage was 9 V, small foam like bubbles generated (arrow indicates, Panel 4a). When the voltage was 36 V, larger bubbles generated (arrow indicates), all bubbles tightly attached to the blood surface and couldn't escape (Panel 4b).

图 5 扫描电子显微镜观察血栓微观结构 低倍放大 5a 电压为 9 V 时微导丝表面血栓分布均匀 5b 电压为 9 V 时弹簧圈内侧面较外侧面血栓附着更明显 5c,5d SilverSpeed 微导丝以电压 9 和 36 V 通电 1 min,后者血栓密度明显高于前者 5e 电压为 9 V 时血栓由血液细胞和纤维蛋白混合组成 5f 电压为 36 V 时血栓为致密的纤维蛋白

Figure 5 The microscopic structure of thrombus by scanning electron microscopy Low power magnified When the voltage was 9 V, the thrombus on the surface of the micro-guide wire was evenly distributed (Panel 5a), and thrombus attachment on the inner side of the spring coil was more obvious than that on the outer side (Panel 5b). The SilverSpeed micro-guide wire was powered at 9 and 36 V for 1 min respectively, and the thrombus density of the 9 V (Panel 5c) was significantly lower than that of 36 V (Panel 5d). The thrombus was composed of blood cells and fibrin when the voltage was 9 V (Panel 5e), and the thrombus was composed of dense fibrin when the voltage was 36 V (Panel 5f).

根本因素,研发一种导电性能和致栓性能良好、电反应性能稳定的介入材料十分关键。

利益冲突 无

参 考 文 献

[1] Jiang Y, Luo J, Zheng J, Li Y. Endovascular pure electrocoagulation of intracranial perforator blister-like aneurysm not accessible to microcatheter: new approach to treat small vessel hemorrhage disease [J]. Int J Stroke, 2016, 11: NP60-61.
 [2] Jiang YH, Feng JQ, Zhao Y, Zhang YL, He HW, Li YX. Endovascular guide wire electrocoagulation for the treatment of 5 cases of perforator artery blood blister-like aneurysms with implacable microcatheter [J]. Shou Du Yi Ke Da Xue Xue Bao, 2018, 39:612-616.[江裕华, 冯俊强, 赵阳, 张艳玲, 贺红卫, 李

佑祥. 血管内导丝电凝方法治疗微导管无法到位的穿支动脉血泡样动脉瘤 5 例报告 [J]. 首都医科大学学报, 2018, 39:612-616.]

[3] Jiang Y, Li Y. Treatment of tiny intracranial aneurysms with guidewire manipulation [J]. Chin J Neurosurg, 2018, 4:16-21.
 [4] Zhu Q, Wu T, Dai CG, Chen AL, Sun C, Chen YM, Lan Q. Preliminary clinical application of intracranial aneurysm embolization assisted by intracranial microwire electrocoagulation [J]. Zhonghua Wai Ke Za Zhi, 2019, 57:622-625.[朱卿, 吴涛, 戴纯刚, 陈爱林, 孙超, 陈延明, 兰青. 动脉内微导丝电凝辅助栓塞颅内动脉瘤的初步临床应用 [J]. 中华外科杂志, 2019, 57:622-625.]
 [5] Wu T, Wu Y, Chen AL, Dai CG, Zhu Q. Microwire electrocoagulation embolization for traumatic internal carotid artery injury: a case report [J]. Zhonghua Shen Jing Wai Ke Za Zhi, 2021, 37:81-83.[吴涛, 吴焱, 陈爱林, 戴纯刚, 朱卿. 微导丝电凝栓塞治疗创伤性颈内动脉损伤一例 [J]. 中华神经外科

- 杂志, 2021, 37:81-83.]
- [6] Wu T, Xu LJ, Xia W, Jin ZG, Wu Y, Li ZL, Yang DH, Chen AL, Dai CG, Zhu Q. Safety of intraarterial microguidewire electrocoagulation in aneurysms: an animal experimental study [J]. *Zhonghua Shen Jing Yi Xue Za Zhi*, 2022, 21:443-449.[吴涛, 徐龙江, 夏维, 金志高, 吴垚, 李照亮, 杨德红, 陈爱林, 戴纯刚, 朱卿. 动脉内微导丝电凝治疗动脉瘤疗效和安全性的动物实验研究[J]. *中华神经医学杂志*, 2022, 21:443-449.]
- [7] Zhao B, Liu XH, Yuan T. Research development of surface hydrophilicity and lubrication modification of interventional guide wire [J]. *Zhongguo Yi Liao Qi Xie Za Zhi*, 2015, 39:44-47.[赵兵, 刘晓红, 袁婷. 介入导丝表面亲水润滑处理研究进展[J]. *中国医疗器械杂志*, 2015, 39:44-47.]
- [8] Shen Q, Yu S, Niu JL, Wen BB, Liu SH, Yu ZT. Research progress of implanting fine metal wires and its heterogeneous materials welding technology [J]. *Cai Liao Dao Bao*, 2019, 33:2127-2132.[申琦, 余森, 牛金龙, 汶斌斌, 刘少辉, 于振涛. 植入用精细金属丝材及其异质材料焊接技术研究进展[J]. *材料导报*, 2019, 33:2127-2132.]
- [9] Zhu R, Zhuang QB, Li S, Zhang ZJ, Zhang HB, Wen WQ, Liu ZR, Wu DZ. Growth behaviors and resident stability of electrolyzed microbubble [J]. *Bing Gong Xue Bao*, 2021, 42:1023-1031.[朱睿, 庄启彬, 李尚, 张子捷, 张焕彬, 温潍齐, 刘志荣, 吴德志. 电解微气泡生长行为及驻留稳定性[J]. *兵工学报*, 2021, 42:1023-1031.]
- [10] Wang XQ, Xu XG. Experiment to explore the application of Ohm's law to electrolyte and electrolytic cell [J]. *Wu Li Jiao Xue*, 2021, 43:21-23.[王贤乾, 许贤国. 实验探究欧姆定律对电解液及电解槽适用情况[J]. *物理教学*, 2021, 43:21-23.]
- [11] Chang J, Huo AQ, Lai JH, Lü MX. Electronic chemistry study on electrolysis detachable coil for embolization of intracranial aneurysms [J]. *Zhongguo Sheng Wu Yi Xue Gong Cheng Xue Bao*, 1999, 18:341-343.[常津, 霍爱群, 赖江海, 吕鸣祥. 介入栓塞治疗用电解脱弹簧圈的电化学研究[J]. *中国生物医学工程学报*, 1999, 18:341-343.]
- [12] Zhang JC, Gong SG. Electrochemical corrosion behavior and its influence factors of metal nickel [J]. *Hua Gong Ji Shu Yu Kai Fa*, 2020, 49:42-46.[张建策, 龚升高. 金属镍的电化学腐蚀行为及其影响因素[J]. *化工技术与开发*, 2020, 49:42-46.]
- [13] Zhao XC. Influences of stern potential and electric concentration on foam stability [J]. *Hua Gong She Ji Tong Xun*, 2019, 45:190-192.[赵希春. Stern电势及电解质浓度对气泡稳定性的影响[J]. *化工设计通讯*, 2019, 45:190-192.]
- [14] An J, Wang X, He SL, Zheng H. The effect of solution surface tension on lifetime of anti-bubble [J]. *Ye Ya Qi Dong Yu Mi Feng*, 2019, 39:34-38.[安骥, 王鑫, 何随龙, 郑洪. 溶液表面张力对反气泡稳定时间的影响[J]. *液气与密封*, 2019, 39:34-38.]
- [15] Xu YD, Pang MJ, Fei T, Yuan HX. Experimental study on microbubbles generated by electrolytic process [J]. *Shi Yan Shi Ke Xue*, 2015, 18:17-21.[徐一丹, 庞明军, 费腾, 袁惠新. 电解法产生微气泡的实验研究[J]. *实验室科学*, 2015, 18:17-21.]
- [16] Ai XP, Ni BY. Influence of viscosity and surface tension of fluid on the motion of bubbles [J]. *Wu Li Xue Bao*, 2017, 66:251-261.[艾旭鹏, 倪宝玉. 流体黏性及表面张力对气泡运动特性的影响[J]. *物理学报*, 2017, 66:251-261.]
- [17] Wu T, Zhu Q. Mechanism of electrocoagulation thrombosis and its application in intracranial aneurysms [J]. *Zhongguo Jie Ru Ying Xiang Yu Zhi Liao Xue*, 2019, 16:503-506.[吴涛, 朱卿. 电凝血栓形成机制及其用于治疗颅内动脉瘤研究进展[J]. *中国介入影像与治疗学*, 2019, 16:503-506.]
- [18] Wu T, Zhu Q. Effect of physical and chemical properties of embolic materials on thrombosis by electrocoagulation [J]. *Zhonghua Nao Xue Guan Bing Za Zhi (Dian Zi Ban)*, 2020, 14:114-116.[吴涛, 朱卿. 栓塞材料理化性质对电凝血栓形成效果的影响[J]. *中华脑血管病杂志(电子版)*, 2020, 14:114-116.]
- [19] Han MH, Kwon OK, Yoon CJ, Kwon BJ, Cha SH, Chang KH. Gas generation and clot formation during electrolytic detachment of Guglielmi detachable coils: in vitro observations and animal experiment [J]. *AJNR Am J Neuroradiol*, 2003, 24:539-544.
- [20] Henkes H, Brew S, Felber S, Miloslavski E, Mogilevski G, Tavrovski I, Kühne D. In vitro and in vivo studies of the extent of electrothrombotic deposition of blood elements on the surface of electrolytically detachable coils [J]. *Interv Neuroradiol*, 2004, 10:189-201.
- [21] Jackson IL, Gurung G, Poirier Y, Gopalakrishnan M, Cohen EP, Donohue TS, Newman D, Vujaskovic Z. A New Zealand white rabbit model of thrombocytopenia and coagulopathy following total body irradiation across the dose range to induce the hematopoietic-subsyndrome of acute radiation syndrome [J]. *Int J Radiat Biol*, 2021, 97(sup1):S19-31.
- [22] Strange F, Gruter BE, Fandino J, Marbacher S. Preclinical intracranial aneurysm models: a systematic review [J]. *Brain Sci*, 2020, 10:134.

(收稿日期:2022-10-31)

(本文编辑:彭一帆)

下期内容预告 本刊2022年第12期报道专题为听神经瘤,重点内容包括:重视神经功能保护 积极开展现代听神经瘤外科;听神经瘤治疗进展;2型神经纤维瘤病相关听神经瘤治疗进展;听神经瘤显微手术中膜性理念的应用体会;听神经瘤个体化评估及乙状窦后入路手术中内听道掏刮策略;听神经瘤手术后迟发性面瘫影响因素分析;听神经瘤乙状窦后入路手术后听力保留影响因素分析;脑桥小脑角区听神经瘤合并脑膜瘤的碰撞瘤一例