

**ФИЗИКО-ХИМИЧЕСКИЕ ПОДХОДЫ К УЛУЧШЕНИЮ ХАРАКТЕРИСТИК
ЭЛЕКТРОХИРУРГИЧЕСКОГО ИНСТРУМЕНТА****И.Н. Мягкова, А.К. Евсеев, Н.А. Поляков, А.Б. Дровосеков, И.В. Горончаровская, А.К. Шабанов**

Данная статья посвящена обзору подходов к улучшению характеристик электрохирургического инструмента. В настоящее время в малоинвазивной хирургии основным материалом электрохирургического инструмента, как правило, является нержавеющая сталь, однако в процессе эксплуатации происходит налипание тканей, образование нагара и коррозия инструмента, что приводит к снижению эффективности и неблагоприятным явлениям. В связи с этим весьма перспективным является разработка новых физико-химических подходов к улучшению характеристик электрохирургического инструмента, лишенных отмеченных выше недостатков. С одной стороны, предлагается замена нержавеющей стали на другие электропроводные материалы (золото, вольфрам, диоксид циркония и др.), с другой стороны рассмотрены варианты разработки функциональных покрытий нержавеющей стали (металлические, полимерные и композитные). Среди «классических» подходов можно выделить покрытия золотом, а также нитридами и оксидами тугоплавких металлов (Cr, Zr, Ti), характеризующиеся более высокой теплопроводностью и выраженным антипригарным эффектом. Весьма перспективным является использование покрытий на основе алмазоподобного углерода, обладающих более высокой величиной краевого угла смачивания по сравнению с нержавеющей сталью ($97,25 \pm 1,87^\circ$ против $75,47 \pm 2,55^\circ$) при более высокой микротвердости покрытия (2250 Нв против 500 Нв). Особое внимание привлекают супергидрофобные покрытия, например, покрытие на основе гексаметилдисилазана с наночастицами SiO_2 , по величине краевого угла смачивания в два раза превосходящее нержавеющую сталь ($153,4 \pm 2,6^\circ$ против $73,1 \pm 0,6^\circ$). Альтернативой покрытиям является формирование на поверхности электрохирургического инструмента микроканалов и наношероховатостей с целью снижения адгезии тканей и риска образования нагара. Внедрение принципов биомимикрии, т.е. подражание структурам живой природы, привело к исследованиям в области создания аналогов микроструктур (чешуйки панголина, кожа акулы), а также пропитанных жидкостью поверхностей, имитирующих свойства листьев хищного растения Кувшиночника, обладающих за счет слоя лубриканта на своей поверхности более низкими адгезионными свойствами по сравнению с немодифицированным материалом. Таким образом, к проблеме модифицирования поверхности электрохирургического инструмента уже удалось подойти с нескольких сторон и можно с достаточной долей уверенности заявить, что число исследований в данном направлении будет только увеличиваться.

Ключевые слова: электрохирургия, модифицирование поверхности, покрытия, микроструктурирование, адгезия, микротвердость

**PHYSICO-CHEMICAL APPROACHES TO IMPROVE THE CHARACTERISTICS
OF ELECTROSURGICAL INSTRUMENTS****I.N. Myagkova, A.K. Evseev, N.A. Polyakov, A.B. Drovosekov, I.V. Goroncharovskaya, A.K. Shabanov**

This article is devoted to an overview of approaches to improving the characteristics of electrosurgical instruments. Currently, in minimally invasive surgery, the main material of an electrosurgical instrument is usually stainless steel. However, during operation, tissue sticking and carbonization occur, as well as corrosion of the instrument, which leads to a decrease in efficiency and adverse events. In this regard, it is very promising to develop new physicochemical approaches

to improve the characteristics of electrosurgical instruments in order to avoid disadvantages noted above. On the one hand, it is proposed to replace stainless steel with other electrically conductive materials (gold, tungsten, zirconium dioxide, etc.). On the other hand, options for developing functional coatings of stainless steel (metallic, polymeric and composite) are considered. Among the "classical" approaches, one can distinguish coatings with gold, as well as nitrides and oxides of refractory metals (Cr, Zr, Ti), which are characterized by higher thermal conductivity and a pronounced anti-sticking effect. Very promising is the use of coatings based on diamond-like carbon, which have a higher contact angle compared to stainless steel ($97.25 \pm 1.87^\circ$ versus $75.47 \pm 2.55^\circ$) with a higher microhardness of the coating (2250 Hv versus 500 Hv). Particular attention is drawn to superhydrophobic coatings, for example, a coating based on hexamethyldisilazane with SiO_2 nanoparticles, the contact angle of which is two times higher than stainless steel ($153.4 \pm 2.6^\circ$ versus $73.1 \pm 0.6^\circ$). An alternative to coatings is the formation of microchannels and nanoroughness on the surface of electrosurgical instruments in order to reduce tissue adhesion and the risk of carbonization. Implementation of the principles of biomimicry, i.e. imitation of the structures of wildlife, has led to research in the field of creating analogues of microstructures (pangolin scales, shark skin), as well as liquid-infused surfaces, imitating the properties of the leaves of the carnivorous Nepenthes pitcher plant, which, due to the lubricant layer on their surface, have lower adhesive properties compared to unmodified material. Thus, the problem of modifying the surface of electrosurgical instruments has already been approached from several angles, and it can be stated with a sufficient degree of confidence that the number of studies in this direction will only increase.

Key words: electrosurgery, surface modification, coatings, microstructuring, adhesion, microhardness



Инна Николаевна Мягкова (ORCID 0000-0002-6911-890X)

Российский химико-технологический университет им. Д.И. Менделеева, Миусская площадь, 9, Москва, Российская Федерация, 125047

Область научных интересов: технология электрохимических процессов

E-mail: cabbage-omm@mail.ru

Inna N. Myagkova (ORCID 0000-0002-6911-890X)

D. Mendeleev University of Chemical Technology of Russia, Miusskaya sq., 9, Moscow, 125047, Russia.

Research interests: technology of electrochemical processes.

E-mail: cabbage-omm@mail.ru



Анатолий Константинович Евсеев (ORCID 0000-0002-0832-3272)

Научно-исследовательский институт скорой помощи им. Н.В. Склифосовского Департамента здравоохранения города Москвы, Большая Сухаревская пл., 3, стр. 1, Москва, Российская Федерация, 129090.

E-mail: anatolevseev@gmail.com

Область научных интересов: медицинские приложения электрохимии.

Anatoly K. Evseev (ORCID 0000-0002-0832-3272)

N.V. Sklifosovsky Research Institute for Emergency Medicine, B. Sukharevskaya sq., 3, b. 1, Moscow, 129090, Russia.

Research interests: medical applications of electrochemistry.

E-mail: anatolevseev@gmail.com



Николай Анатольевич Поляков (ORCID 0000-0002-2450-644X)

Институт физической химии и электрохимии им. А. Н. Фрумкина РАН, Ленинский проспект, 31, стр. 4, Москва, Российская Федерация, 119071.

Область научных интересов: электроосаждение металлов и сплавов, композиционные покрытия.

Nikolay A. Polyakov (ORCID 0000-0002-2450-644X)

Frumkin Institute of Physical Chemistry and Electrochemistry of the RAS, Leninsky prosp., 31, b. 4, Moscow, 119071, Russia.

Research interests: electrodeposition of metals and alloys, composite coatings.

E-mail: grottopna@mail.ru



Андрей Борисович Дровосек (ORCID 0000-0001-9947-6735)

Институт физической химии и электрохимии им. А. Н. Фрумкина РАН, Ленинский проспект, 31, стр. 4, Москва, Российская Федерация, 119071.

Область научных интересов: электроосаждение металлов и сплавов.

Andrey B. Drovosekov (ORCID 0000-0001-9947-6735)

Frumkin Institute of Physical Chemistry and Electrochemistry of the RAS, Leninsky prosp., 31, b. 4, Moscow, 119071, Russia.

Research interests: electrodeposition of metals and alloys.

E-mail: drovosekov_andr@mail.ru



Ирина Викторовна Горончаровская (ORCID 0000-0003-0113-306X)*

Научно-исследовательский институт скорой помощи им. Н.В. Склифосовского Департамента здравоохранения города Москвы, Большая Сухаревская пл., 3, стр. 1, Москва, Российская Федерация, 129090.

Область научных интересов: медицинские приложения электрохимии.

Irina V. Goroncharovskaya (ORCID 0000-0003-0113-306X)*

N.V. Sklifosovsky Research Institute for Emergency Medicine, B. Sukharevskaya sq., 3, b. 1, Moscow, 129090, Russia.

Research interests: medical applications of electrochemistry.

E-mail: goririna22@gmail.com*



Аслан Курбанович Шабанов (ORCID 0000-0002-3417-2682)

Научно-исследовательский институт скорой помощи им. Н.В. Склифосовского Департамента здравоохранения города Москвы, Большая Сухаревская пл., 3, стр. 1, Москва, Российская Федерация, 129090.

Область научных интересов: разработка и внедрение новых методов интенсивной терапии.

Aslan K. Shabanov (ORCID 0000-0002-3417-2682)

N.V. Sklifosovsky Research Institute for Emergency Medicine, B. Sukharevskaya sq., 3, b. 1, Moscow, 129090, Russia.

Research interests: development and implementation of new intensive care methods.

E-mail: aslan_s@mail.ru

Для цитирования:

Мягкова И.Н., Евсеев А.К., Поляков Н.А., Дровосек А.Б., Горончаровская И.В., Шабанов А.К. Физико-химические подходы к улучшению характеристик электрохирургического инструмента. *Изв. вузов. Химия и хим. технология.* 2022. Т. 65. Вып. 10. С. 6–13. DOI: 10.6060/ivkkt.20226510.6649.

For citation:

Myagkova I.N., Evseev A.K., Polyakov N.A., Drovosekov A.B., Goroncharovskaya I.V., Shabanov A.K. Physico-chemical approaches to improve the characteristics of electrosurgical instruments. *ChemChemTech [Izv. Vyssh. Uchebn. Zaved. Khim. Khim. Tekhnol.]*. 2022. V. 65. N 10. P. 6–13. DOI: 10.6060/ivkkt.20226510.6649.

ВВЕДЕНИЕ

Более 100 лет назад с разработкой Уильямом Т. Бови первого электрохирургического аппарата, дошедшего до практического использования, началась эпоха электрохирургии [1], которая к настоящему времени стала одной из наиболее частых процедур в современной оперативной практике. Принцип электрохирургии основан на разрушении биологических тканей высокочастотным переменным током (100 кГц – 5 МГц [2, 3]) за счет его преобразования в тепловую энергию. Так, ниже 45 °С термическое повреждение тканей носит обратимый характер, при температуре выше 45 °С происходит денатурация белка в тканях и теряется их структурная целостность. Выше 90 °С в зависимости от скорости нагрева может происходить иссушение (десикация) ткани при медленном нагреве, либо ее испарение при быстром нагреве. При достижении температуры 200 °С оставшиеся твердые компоненты ткани обугливаются [4]. Нижний порог значения частоты переменного тока выбран за счет того, что при частотах выше 100 кГц пропадают болевые эффекты и исключается нейромышечная стимуляция [4].

В качестве основного материала электрохирургического инструмента, как правило, используется нержавеющая сталь, однако ведутся исследования по возможности использования та-

ких материалов, как вольфрам [5, 6], титан [7], серебро [8], цирконий [9] и диоксид циркония [10]. Среди отмеченных выше материалов широкое практическое применение нашел только вольфрам, который используется при изготовлении инструмента с острыми рабочими поверхностями (например, иглы и петли). Более высокая температура плавления вольфрама (3400 °С) по сравнению с нержавеющей сталью (1800 °С) исключает вероятность оплавления острия инструмента, что позволило увеличить ресурс его работы [11].

Несмотря на ряд существенных преимуществ электрохирургии, таких как быстрота операции, возможность минимизации оперативного вмешательства лапароскопически или эндоскопически, в процессе эксплуатации происходит налипание тканей, образование нагара и коррозия инструмента, что приводит к снижению эффективности и неблагоприятным явлениям.

Решение проблемы снижения адгезионных свойств поверхности инструмента имеет два пути. С одной стороны, это модифицирование поверхности за счет ее микротекстурирования. С другой стороны, разработка функциональных покрытий электродов.

НАНЕСЕНИЕ ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ ПОКРЫТИЙ

Замена нержавеющей стали на материалы, обладающие лучшими характеристиками, напри-

мер, золото [7] или диоксид циркония [10], связано с высокими капитальными затратами, в связи с чем актуальным является разработка функциональных покрытий рабочих поверхностей электрохирургического инструмента, лишенных отмеченных выше недостатков.

Согласно [12], функциональные покрытия электрохирургического инструмента должны обладать следующими характеристиками:

1. биосовместимость – должны быть нетоксичными и не производить токсичные продукты распада во время процедуры;
2. электропроводность – должны пропускать высокочастотный ток и обладать низкими утечками;
3. низкая поверхностная энергия – обладать антипригарными свойствами или легко очищаться;
4. хорошая адгезия к подложке;
5. должны выдерживать стерилизацию;
6. прочность;
7. дешевизна.

В основном покрытия или пленки, используемые для улучшения характеристик электрохирургического инструмента, условно делят на три типа: металлические покрытия, синтетические полимерные пленки и покрытия на основе композитов металл – полимер.

Металлические покрытия

Одним из первых подходов к решению проблемы налипания тканей во время операции стало снижение влияния перегрева рабочей части инструмента за счет нанесения на его поверхность металлических покрытий, обладающих более высокой теплопроводностью по сравнению с нержавеющей сталью. Так для повышения антипригарных свойств использовали серебро [13, 14], никель [15], золото [16, 17]. Однако использование никеля в качестве покрытия вызывает вопросы ввиду его высокой аллергенности [18], а применение благородных металлов (золота и серебра) является нецелесообразным из-за их дороговизны.

Покрытия оксидами и нитридами металлов

Поскольку одной из характеристик покрытий является прочность, в ряде работ было предложено использовать покрытия на основе оксидов и нитридов металлов, обладающих более высокой твердостью по сравнению с нержавеющей сталью.

Было показано, что такие покрытия обладают как более высокими величинами краевого угла смачивания, так и твердостью. Например, в [19] величина краевого угла смачивания по сравнению со сталью марки SUS 304 (52°) составила 80° для ZrO_x , $99,5^\circ$ для $CrWN_x$ и 103° для CrO_x . В то же время твердость покрытия по сравнению с

материалом основы (3,7 ГПа) возросла до 20,7 ГПа для CrO_x , 26,3 ГПа для ZrO_x и 44 ГПа для $CrWN_x$. В модельных экспериментах было показано снижение величины адгезии ткани по сравнению с непокрытым стальным электродом примерно в два раза в случае ZrO_x и $CrWN_x$ и в 4,88 раз для CrO_x . Нанесение покрытия CrN толщиной порядка 1 мкм на иголки из стали марки AISI 304 привело к повышению твердости и величины краевого угла смачиваемости с 180 Hv и 65° в случае непокрытого инструмента до при 1040 Hv и 104° после нанесения покрытия CrN [20]. Еще одним из методов повышения гидрофобности поверхности стало применение электрохимической полировки электродов из стали марки AISI440A, в процессе которой на поверхности образуется слой Cr_2O_3 толщиной не более 50 мкм. Благодаря такому подходу, удалось добиться повышения величины краевого угла смачиваемости с $68,13 \pm 2,3^\circ$ в случае необработанной поверхности до $101,78^\circ$ при продолжительности электрохимической полировки 12 мин [21]. Нанесение TiO_2 толщиной 10-15 мкм на предварительно текстурированную поверхность медицинской стали марки 304, несмотря на некоторое снижение величины краевого угла смачивания с околосупергидрофобного значения 148° в случае просто текстурированной поверхности до 105° после нанесения слоя диоксида титана, привело к существенному снижению адгезии ткани [22].

Полимерные покрытия

Расширение представления о свойствах материалов, а именно, влиянии величины краевого угла смачивания, поверхностной энергии, привело к попыткам использования пленок таких полимеров как политетрафторэтилен (ПТФЭ, Тефлон) [23], поли-пара-ксилилен (парилен) [24, 25], гексаметилдисилоксан [26]. Использование парилена было ограничено в связи с неудовлетворительной адгезией к подложке, а получение пленок с хорошей адгезией требует сложной предварительной подготовки поверхности [27]. Наиболее выигрышно в качестве функционального покрытия выглядит ПТФЭ, благодаря снижению степени термического повреждения тканей и высоким антипригарным свойствам. ПТФЭ инертен и стабилен вплоть до $250^\circ C$, однако при более высоких температурах начинается его медленное разложение со скоростью убыли массы $0,004\%/ч$ при $371^\circ C$ [28], а нагрев до температур выше $400^\circ C$ приводит к образованию таких токсических продуктов, как тетрафторэтилен (C_2F_4), гексафторпропилен (C_2F_4), октафторциклобутан (C_4F_8) и др. [29-31].

Композиционные и супергидрофобные покрытия

Объединение достоинств покрытий на основе металлов и полимеров привело в разработке композиционных покрытий, обладающих лучшими характеристиками по сравнению с индивидуальными компонентами покрытия. Опубликован целый ряд работ, посвящённых композиционным покрытиям на основе алмазоподобного углерода, допированного наночастицами меди (DLC-Cu) [32-35]. Полученные покрытия значительно превосходят нержавеющую сталь по микротвердости (2250 Hv против 500 Hv), краевому углу смачивания ($97,25 \pm 1,87^\circ$ против $75,47 \pm 2,55^\circ$) и, что немаловажно, рабочая температура электрода с композиционным покрытием в среднем на 12% ниже, чем температура электрода без покрытия, что оказывает влияние на степень повреждения тканей. Еще одним из возможных применений алмазоподобного углерода является алмазоподобное композитное покрытие Dylun™ (Ti:DLN) [12] на основе взаимопроникающих аморфных сеток DLC и стеклоподобного SiO_x [36], а также электропроводных частиц титана. В качестве положительных характеристик данного композиционного покрытия отмечают хорошую адгезию, долговечность и электропроводность [12].

Отдельно стоит выделить покрытия придающие поверхности свойства супергидрофобности, т.е. обладающие величиной краевого угла смачиваемости более 150° . Наиболее широкое применение в данном направлении получили покрытия на основе ПТФЭ. Так, разработка композита золото-ПТФЭ позволила получить покрытие с более высокой величиной краевого угла смачивания по сравнению с золотым покрытием – $142,6 \pm 3,6^\circ$ против $74,9 \pm 2,1^\circ$ без снижения электропроводных свойств [37]. Покрытие ПТФЭ использовалось также для модифицирования поверхности, предварительно структурированной лазером с целью создания микроканалов, что в итоге позволило добиться увеличения краевого угла смачивания с $79,5^\circ$ (немодифицированная сталь марки 304) до $148,6^\circ$ [38]. Однако лидером стало покрытие на основе гексаметилдисилазана с наночастицами SiO_2 , которое практически в два раза превосходит немодифицированную нержавеющую сталь по величине краевого угла смачивания, $153,4 \pm 2,6^\circ$ против $73,1 \pm 0,6^\circ$, обеспечивая при этом более низкую рабочую температуру [39].

МИКРОТЕКСТУРИРОВАНИЕ ПОВЕРХНОСТИ

Хотя нанесение покрытий на электрохирургический инструмент и позволяет снизить ад-

гезию тканей к поверхности электрода, широкое внедрение таких технологий связано с рядом ограничений. В качестве металлических покрытий, как правило, используют благородные металлы, что существенно увеличивает стоимость инструмента. Полимерные покрытия оказываются недостаточно стабильными при высоких температурах, что может привести к выделению вредных веществ в процессе работы. Композиционные покрытия сочетают достоинства металлических покрытий и полимерных пленок, но имеют и определенные недостатки. Кроме того, процесс получения композиционных покрытий является более сложным, в связи с чем ошибка на одном из этапов может существенно повлиять на конечные характеристики полученного покрытия.

Альтернативным подходом к модифицированию электрохирургического инструмента стало структурирование поверхности с целью улучшения антипригарных свойств. В данном случае на поверхности предварительно формируются упорядоченные структуры, представляющие собой микроканалы или углубления [40], либо повышается шероховатость на уровне наноструктур [41, 42]. Так, формирование на поверхности электрохирургического ножа из нержавеющей стали марки 304 микроканалов, перпендикулярных оси инструмента, шириной 50 мкм и глубиной 12 мкм, позволило снизить адгезию тканей за счет снижения рабочей температуры со 116°C (не структурированная поверхность) до 93°C [40]. Придание наносероховатости поверхности электрода с помощью обработки фемтосекундным лазером поверхностного слоя толщиной 0,5 мкм также приводило к уменьшению степени адгезии ткани за счет снижения рабочей температуры с $170,48^\circ\text{C}$ до $148,45^\circ\text{C}$ [41].

Однако наибольший интерес в данном направлении вызывают пропитанные жидкостью поверхности, представляющие собой текстурированную или пористую подложку, обладающую микроструктурой, достаточной для удержания верхнего слоя жидкости (лубриканта), обеспечивающего антиадгезионные свойства. Рождение этой технологии было вдохновлено особыми свойствами листьев хищного растения *Nepenthes* (Непентес или Кувшиночник), микроструктура которых удерживает тонкий слой воды, что обеспечивает скользкую поверхность для насекомых [43].

При создании пропитанных жидкостью поверхностей на металле сначала, как и в подходе, описанном выше, формируются структуры, представляющие собой микроканалы, углубления или

столбики, следующим шагом является модифицирование структурированной поверхности с целью повышения сродства к функциональному слою жидкости, а затем нанесение лубриканта. Как правило, в качестве лубриканта используют силиконовое масло, при этом для повышения сродства на поверхность металла наносят тонкий слой октодецилтрихлоросилана [44-46]. Модифицированные поверхности обладают меньшей степенью адгезии к ткани, при этом величина краевого угла смачивания достигает $104 \pm 0,21^\circ$ [46].

Опыт использования примеров живой природы не ограничивается только применением общих подходов, в ряде случаев исследователи не только адаптируют суть метода, но и пытаются имитировать природную структуру, т.е. следуют принципам биомимикрии. Получение на поверхности нержавеющей стали марки 304 структуры, имитирующей поверхность кукурузного листа, позволило более чем в три раза снизить силу адгезии по сравнению с немодифицированной поверхностью [47]. Модифицирование поверхности нержавеющей стали марки 316L лазером с целью получения структуры, подобной чешуйкам панголина, привело к увеличению краевого угла смачивания с 68° до 94° и снижению массы адгезированной ткани на 16,5% по сравнению с гладкой поверхностью электрода [48]. Структурированная поверхность нержавеющей стали 316L, имитирующая кожу акулы, достигала величины краевого угла смачивания до $86,13^\circ$ в зависимости от параметров текстуры, а также обеспечивала снижение массы адгезированной ткани на 16,91% [49].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Прогресс в области электрохирургии подталкивает к разработке и внедрению новых подходов, повышающих качество проводимых операций и снижающих неблагоприятное воздействие электрохирургического инструмента на ткани организма. Несмотря на достаточно долгую историю метода, внимание к решению проблемы налипания ткани на поверхность инструмента было обращено только в 90-х годах прошлого века. За это время прошел значительный скачок от замены нержавеющей стали на другие металлы (серебро, золото, вольфрам и др.) до использования методов наноструктурирования поверхности и придания ей супергидрофобных свойств с целью снижения адгезии к тканям. В настоящее время основным направлением работ является обеспечение повышения угла смачиваемости и понижения рабочей температуры электрохирургического инструмен-

та. Кроме того, тренд на биомимикрию приводит к исследованиям в области создания микрорельефа на поверхности, имитирующего антиадгезионные структуры, встречающиеся в живой природе (поверхность листа кукурузы, кожа акулы, чешуйки панголина). Таким образом, к проблеме модифицирования поверхности электрохирургического инструмента уже удалось подойти с нескольких сторон и можно с достаточной долей уверенности заявить, что число исследований в данном направлении будет только увеличиваться.

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов, требующего раскрытия в данной статье.

The authors declare the absence a conflict of interest warranting disclosure in this article.

ЛИТЕРАТУРА REFERENCES

1. **O'Connor J.L., Bloom D.A., William T.** Bovie and electro-surgery. *Surgery*. 1996. V. 119. N 4. P. 390-396. DOI: 10.1016/s0039-6060(96)80137-1.
2. **Cordero I.** Electrosurgical units – how they work and how to use them safely. *Commun. Eye Health*. 2015. V. 28. N 89. P. 15-16.
3. **Fahad S., Mahdi A.J., Ullah N.** A new robust closed-loop control system for electrosurgical generators. *Res. Biomed. Eng.* 2020. V. 36. P. 213-224. DOI: 10.1007/s42600-020-00062-y.
4. **Massarweh N.N., Cosgriff N., Slakey D.P.** Electrosurgery: History, Principles, and Current and Future Uses. *J. Am. Coll. Surg.* 2006. V. 202. N 3. P. 520-530. DOI: 10.1016/j.jamcollsurg.2005.11.017.
5. **Galloro G., Magno L., Ruggiero S., Iovino P., Formisano C., Cortese L., Fusco F., Meola C., Carlomagno G.M.** Comparison between tungsten and steel polypectomy snares: evaluation of depth of colonic thermal wall injury in a pig model. *Endoscopy*. 2013. V. 45. N 2. P. 121-126. DOI: 10.1055/s-0032-1325930.
6. **Malis L.I.** Electrosurgery. *J. Neurosurg.* 1996. V. 85. N 5. P. 970-975. DOI: 10.3171/JNS.1996.85.5.0970.
7. **Mikami T., Takahashi A., Hashi K., Gasa S., Houkin K.** Performance of bipolar forceps during coagulation and its dependence on the tip material: a quantitative experimental assay. Technical note. *J. Neurosurg.* 2004. V. 100. N 1. P. 133-138. DOI: 10.3171/jns.2004.100.1.0133.
8. **Rondinone J., Brassell J., Miller III S.A., Thorne J.O., Rondinone D.M., Jason Safabash, Vega F.D.V.M.** A New Electrosurgical Ball Electrode with Non-Stick Properties. *SPIE*. V. 3249. P. 142-146. DOI: 10.1117/12.304338.
9. **Belov S.V., Borik M.A., Danileiko J.K., Shulutko A. M., Lomonova E.E., Osiko V.V., Salyuk V.A.** New Bipolar Electrosurgical Tools Based on Zirconia. *Biomed. Eng.* 2013. V. 47. N 2. P. 78-82. DOI: 10.1007/s10527-013-9339-4.
10. **Belov S.V., Danyleiko Yu.K., Shulutko A.M., Semikov V.I., Gryaznov S.E., Osmanov E.G., Gorbacheva A.V., Patalova A. R., Osiko V.V., Salyuk V.A.** Use of High-Tech Electrosurgical Instruments to Increase the Efficacy and Safety of Operations on the Thyroid Gland. *Biomed. Eng.* 2017. V. 51. N 1. P. 11-15. DOI: 10.1007/S10527-017-9674-Y.

11. **Peterson J.L.** Application of Electrosurgery in Scalp Reduction. Experience with an Ultrasharp Tungsten Needle Electrode. *J. Dermatol. Surg. Oncol.* 1994. V. 20. N 3. P. 209-212. DOI: 10.1111/J.1524-4725.1994.TB00468.X.
12. **Konesky G.** Porosity Evolution in Electrosurgical Blade Coatings. *MRS Proceed.* 1998. V. 550. P. 249-254. DOI: 10.1557/PROC-550-249.
13. **Jacques S., Bullara L.A., Pudenz R.H.** Microvascular bipolar coagulator. Technical note. *J. Neurosurg.* 1976. V. 44. N 4. P. 523-524. DOI: 10.3171/jns.1976.44.4.0523.
14. **Ohta T., Kuroiwa T., Kajimo Y.** New bipolar diathermy forceps with automatic dripping and flushing. Technical note. *Neurol. Med. Chir. (Tokyo).* 1999. V. 39. N 7. P. 548-550. DOI: 10.2176/nmc.39.548.
15. **Samii A., Dujovny M.** Kirwan "non-stick" bipolar forceps. *Surg. Neurol.* 1996. V. 45. N 3. P. 297-298. DOI: 10.1016/0090-3019(95)00414-9.
16. **Urueta R.W.** Gold-plated electrosurgical instrument: In the metal finishing field. *Met. Finish.* 1998. V. 96. N 3. P. 90. DOI: 10.1016/S0026-0576(97)83097-8.
17. **Wu C.M., Lu Y.J., Chen S.Y., Wen S.C., Wu C.H., Liao P.B., Ou K.L., Chou H.H.** Surface characterization and thermomechanical behavior of nanostructured-gold layer for biomedical applications. *J. Alloy. Compd.* 2019. V. 782. P. 1114-1120. DOI: 10.1016/J.JALLCOM.2018.12.255.
18. **Boyd A.H., Hylwa S.A.** Nickel release from surgical instruments and operating room equipment. *Dermatol. Online J.* 2018. V. 24. N 4. Art. 3. DOI: 10.5070/D3244039353.
19. **Hsu Y.L., Lee C.H., Chiu S.M., Sung Y.C., Yang K.Y., Chu C.W.** Anti-sticking Properties of PVD CrWN_x, CrO_x and ZrO_x Coatings on Medical Electrode Application. *Defect Diffus. Forum.* 2010. V. 297-301. P. 656-663. DOI: 10.4028/www.scientific.net/DDF.297-301.656.
20. **Ou K.L., Chu J.C., Hosseinkhani H., Chiou J.F., Yu C.H.** Biomedical nanostructured coating for minimally invasive surgery devices applications: characterization, cell cytotoxicity evaluation and an animal study in rat. *Surg. Endosc.* 2014. V. 28. N 7. P. 2174-2188. DOI: 10.1007/s00464-014-3450-9.
21. **Lo J.L., Shieu F.S., Hung C.C.** Characterization of textured Cr₂O₃ layer formed on AISI440A stainless steel via anisotropic electropolishing for electrosurgical instruments. *Mater. Res. Express.* 2019. V. 6. P. Art. 025402. DOI: 10.1088/2053-1591/aec5e.
22. **Han Z., Fu J., Feng X., Niu S., Zhang J., Ren L.** Bionic anti-adhesive electrode coupled with maize leaf microstructures and TiO₂ coating. *RSC Adv.* 2017. V. 7. N 72. P. 45287-45293. DOI: 10.1039/C7RA08184G.
23. **Çeviker N., Keskil S., Baykaner K.** A New Coated Bipolar Coagulator: Technical Note. *Acta Neurochir.* 1998. V. 140. P. 619-620. DOI: 10.1007/s007010050150.
24. **Reichel A., Franz G., Amann M.C.** Correlation of Growth and Surface Properties of Poly(p-xylylenes) to Reaction Conditions. *Coating.* 2015. V. 5. N 2. P. 142-171. DOI: 10.3390/coatings5020142.
25. **Golda-Cepa M., Engvall K., Hakkarainen M., Kotarba A.** Recent progress on parylene C polymer for biomedical applications: A review. *Prog. Org. Coat.* 2020. V. 100. P. 105493. DOI: 10.1016/j.porgcoat.2019.105493.
26. **Kang S.K., Kim P.Y., Koo I.G., Kim H.Y., Jung J.C., Choi M.Y., Lee J.K., Collins G.J.** Non-stick Polymer Coatings for Energy-based Surgical Devices Employed in Vessel Sealing. *Plasma Process. Polym.* 2012. V. 9. N 4. P. 446-452. DOI: 10.1002/PPAP.201100155.
27. **Tan T., Meng J., Rahbar N., Li H., Papandreou G., Maryanoff C.A., Soboyejo W.O.** Effects of silane on the interfacial fracture of a parylene film over a stainless steel substrate. *Mat. Sci. Eng. C.* 2012. V. 32. N 3. P. 550-557. DOI: 10.1016/j.msec.2011.12.008.
28. **Huber S., Moe M.K., Schmidbauer N., Hansen G.H., Herzke D.** Emissions from incineration of fluoropolymer materials. A literature survey. Kjeller: Norwegian Institute for Air Research. 2009. P. 58.
29. **Waritz R.S.** An industrial approach to evaluation of pyrolysis and combustion hazards. *Environ. Health Perspect.* 1975. V. 11. P. 197-202. DOI: 10.1289/EHP.7511197.
30. **Chen D.M., Hsieh W.H., Snyder T.S., Yang V., Litzinger T.A., Kuo K.K.** Combustion behavior and thermophysical properties of metal-based solid fuels. *J. Propulsion.* 1991. V. 7. N 2. P. 250-257. DOI: 10.2514/3.23318.
31. **Bhadury P.S., Singh S., Sharma M., Palit M.** Flash pyrolysis of polytetrafluoroethylene (teflon) in a quartz assembly. *J. Anal. Appl. Pyrolysis.* 2007. V. 78. N 2. P. 288-290. DOI: 10.1016/J.JAAP.2006.07.006.
32. **Shen Y.D., Lin L.H., Chiang H.J., Ou K.L., Cheng H.Y.** Research of electrosurgical unit with novel antiadhesion composite thin film for tumor ablation: Microstructural characteristics, thermal conduction properties, and biological behaviors. *J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.* 2016. V. 104. N 1. P. 96-105. DOI: 10.1002/jbm.b.33363.
33. **Ou K.L., Weng C.C., Sugiatno E., Ruslin M., Lin Y.H., Cheng H.Y.** Effect of nanostructured thin film on minimally invasive surgery devices applications: characterization, cell cytotoxicity evaluation and an animal study in rat. *Surg. Endosc.* 2016. V. 30. N 7. P. 3035-3049. DOI: 10.1007/s00464-015-4596-9.
34. **Lin L.H., Hsu Y.J., Chiang H.J., Cheng H.Y., Wang C.S., Ou K.L.** The Application of Minimally Invasive Devices with Nanostructured Surface Functionalization: Antisticking Behavior on Devices and Liver Tissue Interface in Rat. *J. Nanomat.* 2015. Art. 357943. DOI: 10.1155/2015/357943.
35. **Hsiao W.H., Lin L.H., Chiang H.J., Ou K.L., Cheng H.Y.** Biomedical electrosurgery devices containing nanostructure for minimally invasive surgery: reduction of thermal injury and acceleration of wound healing for liver cancer. *J. Mater. Sci. Mater. Med.* 2015. V. 26. N 2. Art. 77. DOI: 10.1007/s10856-015-5416-4.
36. **Hauert R.** A review of modified DLC coatings for biological applications. *Diam. Relat. Mater.* 2003. V. 12. N 3-7. P. 583-589. DOI: 10.1016/S0925-9635(03)00081-5.
37. **Mikami T., Minamida Y., Koyanagi I., Houkin K.** Novel bipolar forceps with protein repellence using gold-polytetrafluoroethylene composite film. *Neurosurgery.* 2007. V. 60. N 2. P. 157-161. DOI: 10.1227/01.NEU.0000249252.86417.85.
38. **Khalili E., Sarafbidabad M.** Combination of laser patterning and nano PTFE sputtering for the creation a super-hydrophobic surface on 304 stainless steel in medical

- applications. *Surf. Interfaces*. 2017. V. 8. P. 219-224. DOI: 10.1016/J.SURFIN.2017.06.008.
39. **Park J.Y., Tenjimbayashi M., Muto J., Shiratori S.** Antiadhesion Function between a Biological Surface and a Metallic Device Interface at High Temperature by Wettability Control. *ACS Biomater. Sci. Eng.* 2018. V. 4. N 5. P. 1891-1899. DOI: 10.1021/acsbmaterials.8b00387.
 40. **Zhou C., Lu J., Wang X.** Adhesion Behavior of Textured Electrosurgical Electrode in an Electric Cutting Process. *Coating*. 2020. V. 10. N 6. Art. 596. DOI: 10.3390/coatings10060596.
 41. **Lin C.C., Lin H.J., Lin Y.H., Sugiatno E., Ruslin M., Su C.Y., Cheng H.Y.** Micro/nanostructured surface modification using femtosecond laser pulses on minimally invasive electrosurgical devices. *J. Biomed. Mat. Res. B*. 2016. V. 105. N 4. P. 865-873. DOI: 10.1002/jbm.b.33613.
 42. **Golovanov A.V., Luparev N.V., Sorokin B.P.** Modification of diamond surface during photolithography, plasma-chemical cleaning, and magnetron deposition. *ChemChemTech [Изв. Vyssh. Uchebn. Zaved. Khim. Khim. Tekhnol.]*. 2020. V. 63. N 11. P. 49-56. DOI: 10.6060/ivkkt.20206311.6232.
Голованов А.В., Лупарев Н.В., Сорокин Б.П. Модификация алмазной поверхности при фотолитографии, плазмохимической очистке и магнетронном осаждении. *Изв. вузов. Химия и хим. технология*. 2020. Т. 63. Вып. 11. С. 49-56. DOI: 10.6060/ivkkt.20206311.6232.
 43. **Villegas M., Zhang Y., Jarad N.A., Soleymani L., Didar T.F.** Liquid-Infused Surfaces: A Review of Theory, Design, and Applications. *ACS Nano*. 2019. V. 13. N 8. P. 8517-8536. DOI: 10.1021/acsnano.9b04129.
 44. **Zhang P., Chen H., Zhang L., Zhang D.** Anti-adhesion effects of liquid-infused textured surfaces on high-temperature stainless steel for soft tissue. *Appl. Surf. Sci.* 2016. V. 385. P. 249-256. DOI: 10.1016/j.apsusc.2016.05.110.
 45. **Zhang P., Liu G., Zhang D., Chen H.** Liquid-Infused Surfaces on Electrosurgical Instruments with Exceptional Antiadhesion and Low-Damage Performances. *ACS Appl. Mater. Interfaces*. 2018. V. 10. N 39. P. 33713-33720. DOI: 10.1021/acsmi.8b13373.
 46. **Liu G., Zhang P., Liu Y., Zhang D., Chen H.** Self-Lubricating Slippery Surface with Wettability Gradients for Anti-Sticking of Electrosurgical Scalpel. *Micromachines*. 2018. V. 10. N 12. Art. 816. DOI: 10.3390/mi9110591.
 47. **Han Z., Fu J., Fang Y., Zhang J., Niu S., Ren L.** Anti-adhesive property of maize leaf surface related with temperature and humidity. *J. Bionic Eng.* 2017. V. 14. P. 540-548. DOI: 10.1016/S1672-6529(16)60420-1.
 48. **Li C., Yang Y., Yang L., Shi Z.** Biomimetic Anti-Adhesive Surface Microstructures on Electrosurgical Blade Fabricated by Long-Pulse Laser Inspired by Pangolin Scales. *Micromachines*. 2019. V. 10. N 12. Art. 816. DOI: 10.3390/mi10120816.
 49. **Li C., Yang L.J., Yan C.C., Chen W., Cheng G.H.** Biomimetic Anti-adhesive Surface Micro-structures of Electrosurgical Knife Fabricated by Fibre Laser. *J. Laser Micro Nanoeng.* 2018. V. 13. N 3. P. 309-313. DOI: 10.2961/jlmn.2018.03.0028.

Поступила в редакцию 11.05.2022

Принята к опубликованию 20.07.2022

Received 11.05.2022

Accepted 20.07.2022