

Полезная модель относится к способам модифицирования медицинских изделий антибактериальными покрытиями, которые в физиологических условиях снижают вероятность поселения болезнетворных микроорганизмов на поверхности медико-биологических имплантатов.

Фиксация бактерий и развитие биопленки на поверхности имплантирующихся биомедицинских устройств очень часто приводят к инфекциям и воспалениям, к сожалению, даже к необходимости их удаления. Все эти процессы связаны с болезненными и длительными, а также сложными дорогостоящими лечениями, в некоторых случаях и с летальным исходом больных. В связи с этим в современной медицине остро стоит вопрос ингибирования роста биопленки вокруг имплантата. С этой целью поверхности имплантатов необходимо обрабатывать противомикробными средствами, предотвращающими бактериальную адгезию и формирование биопленки. Инфекции, связанные с медицинскими имплантатами, представляют большую проблему для здравоохранения многих стран, в том числе и Казахстана.

Одним из наиболее перспективных в научном и прикладном отношении разновидностей антибактериальных покрытий являются тонкие полимерные пленки, которые высвобождают биологические активные вещества в ответ на появление бактерий.

В этой области исследований значительных успехов достигли научные разработки ученых США (патент США № 5520664 «Катетер с поверхностью, длительно выделяющей противомикробные препараты», патент США № 6261271 «Медицинские устройства с противомикробными и антитромбогенными препаратами», патент США № 5902283 «Пропитанные антибактериальными препаратами катетеры и другие медицинские имплантаты»). Общим недостатком всех этих методов является сложность получения антибактериальных покрытий.

Известен способ получения антимикробного покрытия при изготовлении внутритканевых эндопротезов на титановой основе (Патент РФ № 2504349, МПК А61F 2/30, А61К 33/06, А61Р 31/04, С23С 4/12, опубл. 20.01.2014 г., бюлл. № 2). Для этого осуществляют предварительную подготовку серебросодержащего раствора, предварительную подготовку поверхности имплантата и формирование покрытия. При подготовке серебросодержащего раствора сначала помещают порошок гидроксиапатита в 0,04 % раствор AgNO_3 , затем осуществляют выдержку порошка на воздухе при комнатной температуре в течение времени, необходимого для качественной пропитки частиц гидроксиапатита раствором AgNO_3 , после чего отфильтровывают осадок, который затем промывают горячей водой и высушивают при 200-300 °С в течение 4-6 часов, а затем отжигают при 600-700 °С в течение 2-3 часов. Предварительную подготовку поверхности имплантата осуществляют путем струйной обработки поверхности порошком электрокорунда под давлением. Формирование

покрытия производят плазменным напылением сначала титанового подслоя, затем серебросодержащего порошка гидроксиапатита.

При этом плазменное напыление титанового подслоя осуществляют при напряжении 35 В, силе тока 450 А, дистанции напыления 100 мм и дисперсности титанового порошка 100-120 мкм, расход аргона 55-60 л/мин. Плазменное напыление серебросодержащего порошка гидроксиапатита производят при силе тока 450 А, напряжении 35 В, дистанции 80 и 120 мм, дисперсности 70-75 мкм и расходе аргона 65-70 л/мин.

Способ обеспечивает получение покрытия имплантата, способствующее быстрой и надежной остеоинтеграции этого имплантата за счет формирования развитой морфологии поверхности и создания антимикробного эффекта. Основными недостатками этого метода являются:

- длительный и сложный метод нанесения покрытий;
- необходимость предварительной подготовки поверхности имплантата дорогостоящим методом;
- формирование покрытия осуществляют плазменным напылением.

Второй способ нанесения покрытия с антибактериальным действием на медицинское изделие на основе высокомолекулярного соединения предложены авторами в следующей работе. (Патент Республики Беларусь № 13256, МПК С08J 7/00, А61L 27/00, А61L 29/00, опубл. 30.06.2010 г.). Способ заключается в том, что проводят активационную обработку поверхности изделия в плазме тлеющего разряда в течение 5-30 минут при силе тока 10-30 мА, последовательно воздействуют электронным лучом в вакууме на мишени, представляющие собой механическую смесь порошков полиуретана и ципрофлоксацина или диоксида, и продукты разрушения мишеней послойно осаждают на поверхности изделия, при этом количество мишеней и массовое соотношение порошков полиуретана и ципрофлоксацина или диоксида в каждой мишени определяют с учетом заданного градиента распределения ципрофлоксацина или диоксида по толщине покрытия.

Основными недостатками данного способа являются:

- использование дорогостоящего оборудования: плазма тлеющего разряда;
- воздействие электронного пучка в вакууме на поверхность мишени, содержащей антибактериальные агенты;
- сложная технология получения антибактериальных покрытий.

Наиболее близким аналогом по химической сущности к предлагаемой полезной модели является способ нанесения антибактериального покрытия на основе триклозана, полученный авторами методом мультислойной сборки (патент РК № 31974 «Способ нанесения антибактериальных покрытий на медико-биологические изделия методом мультислойной сборки», Оспанова А.К., Ментбаева А.А., Омарова Р.А., Абдуразаков У.Л., Исакова М.К., Жартыбаев