

УДК 62-408.8

## ВЛИЯНИЕ СПОСОБОВ ОБРАБОТКИ ПОВЕРХНОСТИ МЕТАЛЛИЧЕСКИХ ИМПЛАНТАТОВ НА ЕЕ ЦИТОТОКСИЧНОСТЬ И АДсорбЦИОННЫЕ СВОЙСТВА

М. Г. КИСЕЛЕВ<sup>1+</sup>, А. В. ДРОЗДОВ<sup>1</sup>, С. Г. МОНИЧ<sup>1</sup>, С. Г. ПАШКЕВИЧ<sup>2</sup>, М. О. ХОТЯНОВИЧ<sup>2</sup>, М. В. МАКАРЕНКО<sup>3</sup>

<sup>1</sup> УО «Белорусский национальный технический университет», пр. Независимости, 65, 220013 г. Минск, Беларусь.

<sup>2</sup> ГНУ «Институт физиологии НАН Беларуси», ул. Академическая, 28, 220072 г. Минск, Беларусь.

<sup>3</sup> ГНУ «Институт биоорганической химии НАН Беларуси», ул. Академика В. Ф. Купревича, д. 5, корп. 2, 220141 г. Минск, Беларусь.

*Статья посвящена определению влияния различных способов обработки поверхности металлических имплантатов и на ее цитотоксичность и адсорбционные свойства. Показано, что наряду с традиционно применяемыми способами обработки (модификации) поверхности металлических имплантатов (струйно-абразивная и дробеструйная обработка) перспективным является использование электроконтактной обработки (ЭКО), которая позволяет формировать развитую поверхность, представляющую собой совокупность перекрывающихся друг друга лунок, что создает благоприятные условия для протекания процесса интеграции имплантата в организме человека. Экспериментально установлено, что у титановых образцов наибольшую цитотоксичность in vitro на клетки культуры фибробластов человека (Flv) проявляет поверхность, сформированная пескоструйной обработкой. Меньшую цитотоксичность имеют образцы после токарной обработки их поверхности, а наименьший уровень цитотоксичности имеют образцы, поверхность которых сформирована ЭКО на воздухе. Экспериментально установлено, что у образцов из нержавеющей стали наибольшей цитотоксичностью обладает поверхность, полученная после токарной обработки. Примерно такой же уровень цитотоксичности имеют образцы, поверхность которых сформирована ЭКО с использованием дистиллированной воды. Меньшей цитотоксичностью обладают образцы, поверхность которых получена ЭКО на воздухе. Наименьший уровень цитотоксичности зафиксирован у образцов, поверхность которых сформирована пескоструйной обработкой.*

### Введение

С целью обеспечения благоприятных условий взаимодействия поверхности металлического имплантата с биологическими средами в процессе его интеграции в организме человека ее модифицируют. Для этого используют травление поверхности кислотами, а также струйно-абразивную и дробеструйную обработки [1–3]. В результате выполнения этих операций происходит формирование на ней характерного для данного способа обработки микрорельефа. Так, после струйно-абразивной обработки – это совокупность лунок, образовавшихся в результате пластического деформирования металла поверхностного слоя абразивными частицами [2]. При дробеструйной обработке также происходит пластическая деформация металла, но в отличие от предыдущего способа, по-

лучаемый на поверхности микрорельеф характеризуется не острым, а плавным сопряжением образовавшихся на ней совокупности углублений [3]. Отметим, что в обоих случаях шероховатость поверхности не имеет направленных следов обработки, т.е. формируется так называемая «безразличная» шероховатость.

Авторами [4] предложено расширить арсенал способов модифицирования поверхности металлических имплантатов за счет электроконтактной обработки, которая является разновидностью электроэрозионной [5]. В этом случае модифицированная поверхность представляет собой совокупность перекрывающихся друг друга лунок, образовавшихся в результате действия электрической эрозии. Формируемая поверхность также имеет «безразличную» шероховатость, но в отличие от струйно-абразивной и дробеструйной обработки,

+ Автор, с которым следует вести переписку. E-mail: dav7@tut.by.

электроконтактный способ модифицирования поверхности характеризуется значительно большими технологическими возможностями с точки зрения управления параметрами шероховатости обработанной поверхности за счет изменения энергии электрического импульса [6].

Как показали результаты предшествующих исследований [7], по сравнению со струйно-абразивной обработкой, применение ЭКО поверхности позволяет повысить уровень ее эксплуатационных показателей. В частности, значения удельной поверхности и удельной емкости, уровень свободной энергии и показатели прочности ее соединения с имитатором костной ткани [8–9]. Как известно [10] в ходе выполнения ЭКО в поверхностном слое заготовки происходят химико-термические и термические изменения состояния исходной поверхности. Применительно к имплантатам важно, чтобы при контактировании с биологическими средами их модифицированная поверхность обладала биоинертностью, биосовместимостью и биоактивностью [11].

**Цель работы** – изучение влияния различных способов обработки поверхности металлических имплантатов на ее цитотоксичность и адсорбционные свойства.

#### Материалы и методы проведения исследования

Образцы в виде цилиндра  $\varnothing 5$  мм и длиной 40 мм изготавливали из титанового сплава ВТ1-0 и нержавеющей стали 12Х18Н10Т, т.е. из материалов, применяемых в имплантанционной технологии. Одна группа образцов имела поверхность, полученную после токарной обработки, вторая – после выполнения последующей пескоструйной обработки и третья – после выполнения последующей электроконтактной обработки. Последнюю выполняли по технологической схеме, приведенной на рис. 1.

Одним концом цилиндрический образец 1 закрепляется в цанговом патроне станка, а с противоположной стороны поджимается неподвижным центром. От привода станка он получает равномерное вращательное движение вокруг своей оси с частотой  $n_{об}$ . На поперечном суппорте станка смонтирован электродвигатель постоянного тока 2, корпус которого электрически от него изолирован. На валу электродвигателя неподвижно посажена оправка 3, в которой консольно закреплены проволочные электроды-инструменты 4 диаметром 0,35 мм, имеющие свободную длину  $L = 15$  мм. Предварительно, за счет регулировочных перемещений электродвигателя в поперечном направлении, он устанавливается в положение, при котором взаимодействие обрабатываемой поверхности образца с вращающимся проволочным элементом протекает в условиях упругого деформирования последнего. Наибольшее значение этой деформации определяется величиной предвари-

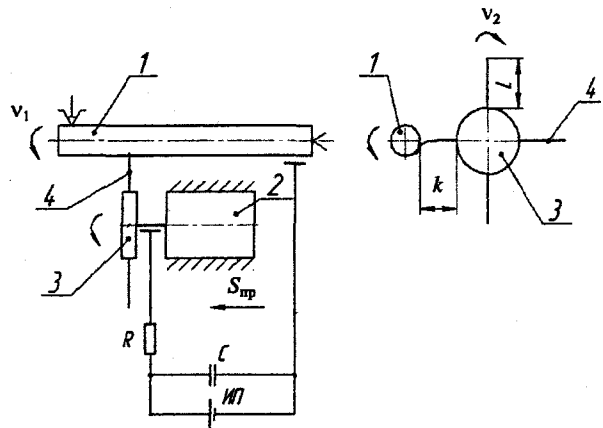


Рис. 1. Технологическая схема ЭКО цилиндрической поверхности образца металлического имплантата с использованием проволочного электрода-инструмента

тельно установленного натяга  $\delta = L - k$ . Для обработки цилиндрической поверхности образца на всю требуемую длину электродвигателю с закрепленными на его валу инструментами сообщается продольная подача  $S_{пр}$ .

Электрическая схема включает в себя источник питания постоянного тока ИП, накопительный конденсатор  $C$ , включенный параллельно контактирующим поверхностям проволочного электрода-инструмента и образца, а также последовательно подключенного им токоограничивающего резистора  $R$ . При вращении электродов-инструментов, они, периодически взаимодействуя с поверхностью образца, вызывают прерывание электрической цепи, что сопровождается возникновением электрических разрядов. В результате их действия происходит удаление металла с поверхности образца с формированием на ней характерных лунок, совокупность которых определяет микрорельеф модифицированной поверхности. Осуществлялась операция при следующих режимах: напряжение на накопительном конденсаторе составляло 80 В при его емкости 400 мкФ; частота вращения образца  $n_{об} = 600$  мин<sup>-1</sup>; частота вращения насадки с проволочными электродами-инструментами составляла 130 мин<sup>-1</sup>, при продольной подаче  $S_{пр} = 5$  мм/мин.

Обработку осуществляли как на воздухе, так и с применением диэлектрической жидкости – дистиллированной воды, которая капельно подавалась в зону контакта электрода-инструмента с поверхностью образца.

Для проведения цитологических исследований образцы металлических имплантатов после ЭКО были очищены от загрязнений, выдержаны в печи при температуре +150 °С, помещены в стерильные пакетики и переданы в ГНУ «Институт физиологии НАН Беларуси».

С целью удобства последующего описания результатов исследований и их сравнительного анализа испытуемым образцам были даны условные обозначения, учитывающие материал образца

и способ обработки его поверхности, которые приведены в табл. 1. Буквами Ti обозначены образцы из титана и буквами Ст – образцы из нержавеющей стали.

В табл. 1 приведены режимы и условия ЭКО поверхности металлических имплантатов.

Таблица 1. Условные обозначения испытуемых образцов

Условное обозначение образца	Способ обработки поверхности образца
Ti 1, Ст 1	Токарная обработка
Ti 2, Ti 6, Ст 2	ЭКО с применением диэлектрической жидкости
Ti 3, Ti 4, Ст 3	ЭКО на воздухе
Ti5, Ст 5	Пескоструйная обработка

Прививаемые клетки культуры фибробластов человека (Flv) были получены из Российской коллекции клеточных культур позвоночных (Институт цитологии РАН, г. Санкт-Петербург). Их культивировали (концентрация  $2 \cdot 10^5$  клеток/мл) в чашках Петри диаметром 35 мм в среде Dulbecco's Modified Eagle Medium (DMEM) с добавлением 10%-ной эмбриональной телячьей сыворотки и  $10^{-4}$  г/мл раствора сульфата гентамицина. Чашки размещали в  $\text{CO}_2$ -инкубаторе при 5%  $\text{CO}_2$  и температуре 37 °C [12, 13]. На наружную поверхность дна чашек Петри по периметру наносили разметку по часовой стрелке. Размещение анализируемых образцов осуществляли вблизи одной из зафиксированных меток у края чашки.

Оценку состояния клеток в культуре осуществляли в следующих сериях опытов:

- 1 – интактная культура фибробластов;
- 2 – культура фибробластов с размещением титановых образцов Ti 1, Ti 2, Ti 3 и Ti 4, Ti 5, Ti 6;
- 3 – культура фибробластов с размещением стальных образцов Ст 1, Ст 2, Ст 3 и Ст 5.

Через 24 ч после достижения конfluenceности 50% в культуру вносили указанные выше анализируемые образцы. Анализ цитотоксичности осуществляли через 10 сут после внесения анализируемых материалов. Для оценки результатов эксперимента использовалась компьютеризированная система, состоящая из инвертированного микроскопа с объективом NikonADL 10x с фазовым контрастом, оборудованная системой жизнеобеспечения клеточных культур в двух чашках. Цифровая съемка культур велась в автоматическом режиме цифровой камерой DX-3000 фирмы XLI. Обработку фотографий производили с использованием программного обеспечения ImageJ. Сопоставляли жизнеспособность клеток культуры через 10 сут без образцов и после их размещения.

Оценку жизнеспособности осуществляли окраской клеток трипановым синим. Данный краситель способен проникать только через поврежденную мембрану мертвых клеток. Таким образом, по количеству окрашенных и неокрашенных элементов определяли процентное соотношение мертвых клеток к их общему количеству.

## Результаты исследования и их обсуждение

На рис. 2 представлены фотографии монослоя клеток, полученных через 10 сут в чашках с интактной культурой, на которых темными стрелками обозначены места с мертвыми клетками.

В результате проведенных исследований установлено, что жизнеспособность клеток в чашках без образцов составила  $96 \pm 2\%$ , а при помещении в них титановых образцов получены следующие данные. Для образца Ti 1 жизнеспособность клеток составила  $95 \pm 1\%$ , для образца Ti 2 –  $93 \pm 2\%$ , для образца Ti 3 –  $95 \pm 2\%$ , для образца Ti 4 –  $92 \pm 2\%$ , для образца Ti 5 –  $10 \pm 2\%$  и для образца Ti 6 –  $95 \pm 2\%$ . Кроме того, была определена конfluenceнтность монослоя клеток через 10 дней экспозиции имплантатов на культуру клеток. Конfluenceнтность представляет собой отношение площади, занимаемой клетками к площади поверхности, на которой они растут. Установлено, что в культуре без образцов значение конfluenceнтности составило 90%, в культуре с образцом Ti 1 – 75%, в культуре с образцом Ti 2 – 70%, в культуре с образцом Ti 3 – 85%, в культуре с образцом Ti 4 имплантатом – 85%, в культуре с образцом Ti 5 – 7%, в культуре с Ti 6 имплантатом – 60%.

Таким образом, на основе полученных экспериментальных данных можно сделать вывод о том, что образцы имплантатов, поверхность которых обработана пескоструйным способом, проявляет наибольшую цитотоксичность *in vitro* на клетки культуры фибробластов человека (Flv). Меньшую цитотоксичность имеют титановые образцы после токарной обработки их поверхности, а наименьшей цитотоксичностью обладают образцы, поверхность которых сформирована электроконтактной обработкой на воздухе.

Аналогичные исследования были проведены с использованием стальных образцов, по результатам которых установлено следующее. Процент живых клеток через 10 сут в чашках с интактной культурой без образцов составил  $96 \pm 2\%$ , с образцом Ст 1 –  $2 \pm 0,5\%$ , с образцом Ст 2 –  $2 \pm 0,3\%$ , с образцом Ст 3 –  $90 \pm 2\%$ , с образцом Ст 5 –  $92 \pm 2\%$ . При этом в культуре с образцом Ст 1 конfluenceнтность составила 5%, в культуре с образцом Ст 2 – 6%, в культуре с образцом Ст 3 – 60% и в культуре с образцом Ст 5 – 90%.

Таким образом, для стальных образцов наибольшей цитотоксичностью характеризуются те образцы из них, поверхность которых сформирована точением и электроконтактной обработкой с использованием дистиллированной воды. Меньшей цитотоксичностью обладают образцы, поверхность которых модифицирована электроконтактной обработкой на воздухе, а минимальной – образцы, подвергнутые пескоструйной обработке. Здесь следует указать на то обстоятельство, что стальные образцы подвергаются коррозионному воздействию питательной среды, что ухудшает

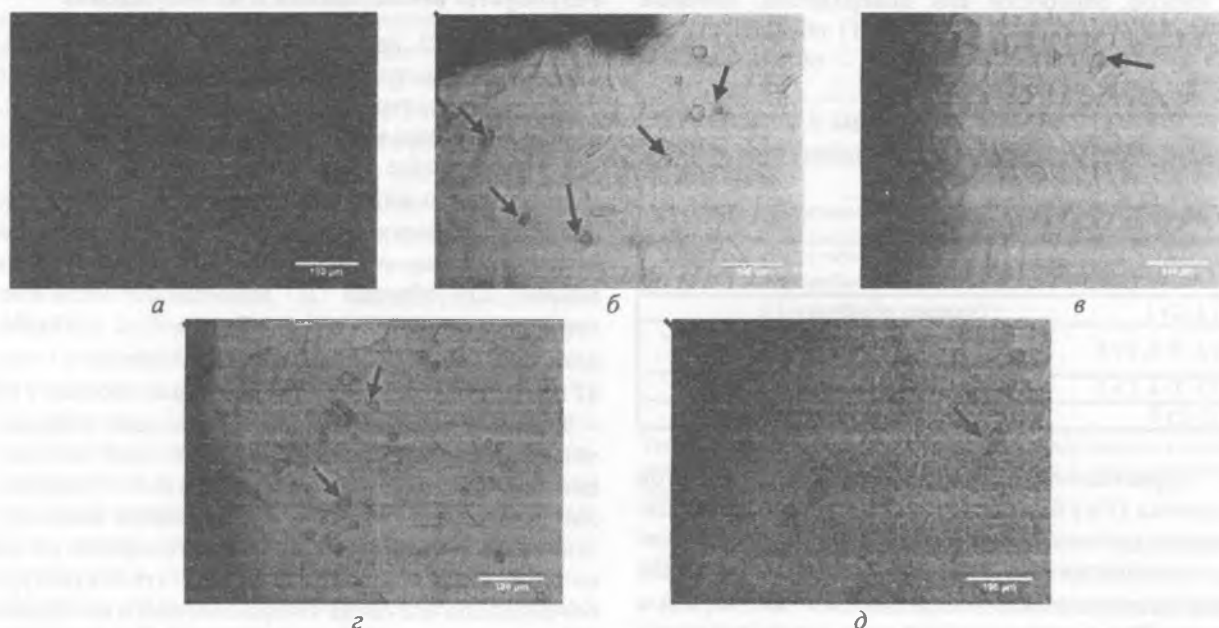


Рис. 2. Изображение монослоя клеток с имплантатами на 10-е сутки наблюдения: *a* – монослой клеток без имплантатов; *б* – монослой клеток с Ti 1 имплантатом; *в* – монослой клеток с Ti 2 имплантатом; *г* – монослой клеток с Ст 3 имплантатом; *д* – монослой клеток с Ст 5 имплантатом

способность клеток к пролиферации, т.е. размножение клеток путем деления.

Важным эксплуатационным показателем имплантатов является адсорбционная способность их поверхности, которая существенным образом влияет на протекание процесса их интеграции в организме человека. Для ее оценки были использованы титановые и стальные образцы, поверхность которых была обработана полированием, пескоструйной и электроконтактной обработкой на воздухе.

Экспериментальные исследования по определению адсорбционной способности поверхности образцов проводилось совместно с ГНУ «Институт биоорганической химии НАН Беларуси». После тщательной очистки образцы были взвешены и затем помещены в раствор человеческого сывороточного альбумина (ЧСА) (20 мг/мл) при температуре +22 °С. По истечении 48 ч образцы были изъяты из раствора, промыты дистиллированной водой и высушены в течение одного часа при температуре +50 °С. После этого образцы были повторно взвешены и по разности весовых по-

казателей была определена адсорбционная способность их поверхности. Полученные данные, отражающие влияние способа обработки поверхности образцов на изменение их массы после выдержки в растворе ЧСА, представлены в табл. 2.

Из приведенных данных следует, что как у стальных, так и у титановых образцов, имеющих полированную поверхность, подвергнутую пескоструйной обработке, приращение их массы за счет осаждения ЧСА не происходит, что свидетельствует о весьма низкой адсорбционной способности таких поверхностей. Применение электроконтактной обработки поверхности образцов благоприятно сказывается на их адсорбционной способности. Так, для титанового образца приращение его массы за счет осаждения ЧСА составило 0,05 мг, а для стального – 0,2 мг, т.е. в 4 раза больше. Таким образом, по сравнению с поверхностью, полученной полированием и пескоструйной обработкой, поверхность, сформированная в результате ЭКО, обладает более высокой адсорбционной способностью, что свидетельствует о перспективности применения ЭКО поверхностей металлических имплантатов с целью повышения их биомехани-

Таблица 2. Значения исходной и после осаждения ЧСА массы титановых (Ti) и стальных (Ст) образцов при разных способах обработки их поверхности

Номер образца	Способ обработки поверхности образца	Масса образца в исходном состоянии, г	Масса после осаждения ЧСА, г	Приращение массы образца после осаждения ЧСА, г
Ti 1	Полирование	1,04925	1,04925	0
Ti 2	Пескоструйная обработка	1,02930	1,02930	0
Ti 3	Электроконтактная обработка на воздухе	1,09685	1,09690	0,00005
Ст 1	Полирование	1,88590	1,88590	0
Ст 2	Пескоструйная обработка	1,88055	1,88055	0
Ст 3	Электроконтактная обработка на воздухе	1,90585	1,90605	0,0002

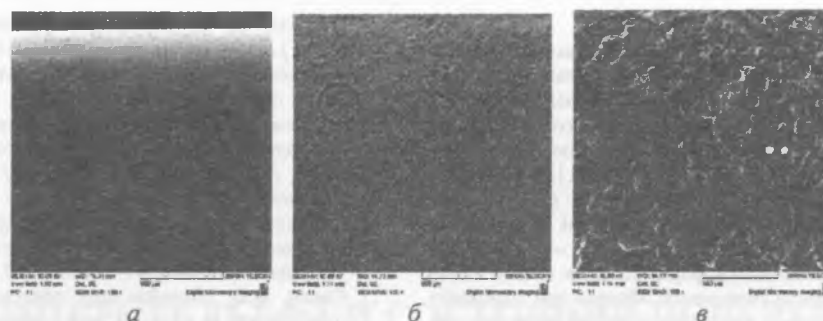


Рис. 3. Фотографии поверхности титановых образцов имплантатов, полученных различными способами обработки после осаждения на них ЧСА: а – при токарной обработке; б – при пескоструйной обработке; в – при электроконтактной обработке; кружками показано нахождение клеточной культуры на поверхности имплантата

ческих показателей.

На рис. 3 представлены фотографии поверхности титановых образцов, сформированные различными способами обработки, после осаждения ЧСА, которые получены с помощью сканирующего электронного микроскопа высокого разрешения «Mira» фирмы «Tescan» (Чехия).

При анализе четко видно, что на полированной поверхности образца, а также на поверхности, полученной пескоструйной обработкой, практически отсутствуют следы осаждения ЧСА. В то же время поверхность образца, сформированная электроконтактной обработкой на воздухе, содержит значительное количество осажденного на ней ЧСА, что свидетельствует о достаточно высокой ее адсорбционной способности.

## Выводы

1. Показано, что наряду с традиционно применяемыми способами обработки поверхности металлических имплантатов (струйно-абразивная и дробеструйная обработка) перспективным является использование электроконтактной обработки (ЭКО), которая позволяет формировать развитую поверхность, представляющую собой совокупность перекрывающихся друг друга лунок, что благоприятствует протеканию процесса интеграции имплантата в организме человека.

2. Разработана методика проведения экспериментальных исследований, позволяющая оценивать влияние способа обработки поверхности образцов из титанового сплава VT1-0 и нержавеющей стали 12Х18Н10Т на ее цитотоксичность и адсорбционную способность.

3. Экспериментально установлено, что у титановых образцов наибольшую цитотоксичность *in vitro* на клетки культуры фибробластов человека (Flv) проявляет поверхность, сформированная пескоструйной обработкой (жизнеспособность клеток составила  $10\pm 2\%$  и конфлюэнтность – 7%). Меньшую цитотоксичность имеют образцы после токарной обработки их поверхности (жизнеспособность клеток составила  $95\pm 1\%$  и конфлюэнтность – 75%), а наименьший уровень цитотоксичности имеют образцы, поверхность которых сформирована ЭКО на воздухе (жизнеспособность

клеток составила  $95\pm 2\%$  и конфлюэнтность – 85%).

4. Экспериментально установлено, что у образцов из нержавеющей стали наибольшей цитотоксичностью обладает поверхность, полученная после токарной обработки (жизнеспособность клеток составила  $2\pm 0,5\%$  и конфлюэнтность – 5%). Примерно такой же уровень цитотоксичности имеют образцы, поверхность которых сформирована ЭКО с использованием дистиллированной воды (жизнеспособность клеток составила  $2\pm 0,3\%$  и конфлюэнтность – 6%). Меньшей цитотоксичностью обладают образцы, поверхность которых получена ЭКО на воздухе (жизнеспособность клеток составила  $90\pm 2\%$  и конфлюэнтность – 60%). Наименьший уровень цитотоксичности зафиксирован у образцов, поверхность которых сформирована пескоструйной обработкой (жизнеспособность клеток составила  $92\pm 2\%$  и конфлюэнтность – 90%).

Экспериментально установлено, что как у стальных, так и у титановых образцов, имеющих полированную поверхность, а также поверхность, полученную пескоструйной обработкой, приращение их массы за счет осаждения человеческого сывороточного альбумина (ЧСА) отсутствует, что свидетельствует о низкой адсорбционной способности таких поверхностей. Поверхности образцов, сформированных ЭКО на воздухе, обеспечивают достаточно высокую адсорбционную способность. Так, приращение массы у титанового образца за счет осаждения ЧСА составило 0,05 мг, а у стального – 0,2 мг, что свидетельствует о перспективности применения ЭКО поверхности металлических имплантатов с целью повышения уровня их биомеханических показателей.

## Литература

1. Szmukler-Moncler, S. Etched implants: a comparative surface analysis of four implant systems / S. Szmukler-Moncler, T. Testori, J. Bernard // J. Biomed Mater Res B Appl Biomater. – 2004. – 69: 1. – P. 46–57.
2. Ercoli, C. Alternative procedure for making a metal supra-structure in a milled bar implant-supported overdenture / C. Ercoli, G. Graser, R. Tallents, M. Hagan // J. Prosthet Dent. – 1998. – 80. – P. 253–258.
3. Boyan, D. Role of material surfaces in regulating bone and cartilage cell response/ D. Boyan [et. al.] // J. Biomaterials. –

1996. – № 17 (2). – Р. 137–146.
4. Киселев, М.Г. Применение электроконтактной виброударной обработки для модификации образцов титановых имплантатов / М.Г. Киселев, А.В. Дроздов, В.А. Борисов // Сборник докладов международного симпозиума «Инженерия поверхности. Новые порошковые композиционные материалы. Сварка». – Минск, 2011. – С. 53–57.
  5. Rubeling, G. New techniques in spark erosion: the solution to an accurately fitting screw-retained implant restoration / G. Rubeling // Quintessence Int. – 1999. – 30. – Р. 38–48.
  6. Киселев, М.Г. Особенности формирования следов обработки на поверхности титанового образца при однократном электроконтактном воздействии на нее проволоочным электродом-инструментом / М.Г. Киселев, А.В. Дроздов, П.С. Богдан, С.Г. Монич // Наука и техника. – 2013. – № 2. – С. 23–27.
  7. Киселев, М.Г. Экспериментальные исследования смачиваемости и адсорбционной способности титановых имплантатов / М.Г. Киселев, В.В. Савич, Т.П. Павич // Тезисы докладов Международной научно-технической конференции «Полимерные композиты и трибология». – Гомель. – 2005. – С. 80–81.
  8. Eisenbarth, E. Influence of the surface structure of titanium materials on the adhesion of fibroblasts / E. Eisenbarth [et. al.] // J. Biomaterials. – 1996. – 17. – Р. 1399–1404.
  9. Киселев, М.Г. Методика и аппаратные средства определения прочностных характеристик соединения поверхностей имплантата и имитатора костной ткани, полученного с использованием фиксирующего материала / М.Г. Киселев, А.В. Дроздов, С.Г. Монич // Метрология приборостроения. – 2013. – № 2. – С. 11–15.
  10. Соколов, И.А. Механизация процесса электронского легирования / И.А. Соколов // Электронная обработка материалов. – Кишинев. – 1975. – № 1. – С. 33–34.
  11. Савич, В.В. Модификация поверхности титановых имплантатов и ее влияние на их физико-химические и биомеханические параметры в биологических средах / В.В. Савич, Д.И. Сарока, М.Г. Киселев, М.Г. Макаренко; под научн. ред. В.В. Савича. – Мн.: «Беларус. навука». – 2012. – 244 с.
  12. Кулагова, Т.А. Доклады НАН Беларуси / Т.А. Кулагова, Г.Н. Семенкова, З.Б. Квачева [и др.]. – 2007. – Т. 51, № 1. – С. 75–78.
  13. ISO 10993-5: 1999 Изделия медицинские. Оценка биологического действия медицинских изделий. Исследования на цитотоксичность: методы in vitro. – 2010. – 13 с.

Kiselev M. G., Drozdov A. V., Monich S. G., Pashkevich S. G., Hotyanovich M. O., and Makarenko M. V.  
**Influence surface treatments metal implant its cytotoxicity and adsorptive properties.**

Article is devoted to determining the effect of different surface treatments of metallic implants and its cytotoxicity and adsorption properties. It is shown that in addition to the traditionally used methods of processing (modification) of the surface of metallic implants (abrasive blast and shot peening) promising is the use of electric discharge machinery (EDM), which allows you to create a developed surface, which is a set of overlapping irregular holes that promotes favorable conditions for the occurrence of the process of integration of the implant in the human body. It was established experimentally that the titanium samples greatest cytotoxicity in vitro on cell cultures of human fibroblasts (Flv) shows the surface formed by sandblasting. Samples have lower cytotoxicity after turning of their surface, and the lowest levels of cytotoxicity are samples whose surface is formed by EDM in air. Experimentally established that the samples of stainless steel has the highest cytotoxicity surface obtained after turning. Approximately the same level of cytotoxicity are samples, whose surface is formed EDM using distilled water. Have less cytotoxic samples, the surface of which was obtained by EDM air. The lowest level of cytotoxicity was recorded in the samples, the surface of which is formed by sandblasting.

*Поступила в редакцию 10.09.2014.*

© М. Г. Киселев, А. В. Дроздов, С. Г. Монич, С. Г. Пашкевич, М. О. Хотянович, М. В. Макаренко, 2014.