

Применение технологии воздушно-термического оксидирования для получения оксидных биосовместимых покрытий на чрескостных остеофиксаторах из нержавеющей стали

И. В. Родионов

Исследована принципиальная возможность получения оксидных биосовместимых покрытий на чрескостных ортопедических остеофиксаторах из нержавеющей стали методом воздушно-термического оксидирования. Исследованы свойства покрытий при различных температурных режимах оксидирования. Выполнены испытания *in vivo* стальных остеофиксаторов с воздушно-термическими оксидными покрытиями, показавшие высокую биосовместимость остеофиксаторов с покрытиями, полученными при температуре оксидирования 400 и 500°C при продолжительности обработки 0,5 ч.

Ключевые слова: нержавеющая сталь, ортопедические остеофиксаторы, воздушно-термическое оксидирование, оксидные покрытия, биосовместимость, свойства покрытий.

Basic possibility of reception oxide biocompatible coverings on bone orthopedic osteoclamps from stainless steel by a method air-thermal oxidizing is investigated. Results of research properties of coverings are resulted at a various temperature mode oxidizing. Tests *in vivo* steel osteoclamps with air-thermal oxide the coverings, shown high biocompatibility of osteoclamps with the coverings received at temperature oxidizing 400 and 500°C with duration of processing 0,5 h are executed.

Keywords: stainless steel, orthopaedic osteoclamps, air-thermal oxidizing, oxide coverings, biocompatibility, properties of coverings.

Введение

При лечении переломов костей, исправлении врожденных либо приобретенных деформаций различных костных сегментов опорно-двигательного аппарата широко применяются системы внешнего чрескостного остеосинтеза [1, 2]. В конструктивный состав данных систем входят спицевые и стержневые имплантаты-остеофиксаторы, вводимые в костную ткань и функционирующие в организме на протяжении всего периода лечения. При этом вводимые в кость остеофиксаторы испытывают как механические нагрузки, передаваемые от костного сегмента, так и биологическое воздействие жидких сред организма (кровь, лимфа, тканевая жидкость). Поэтому при изготовлении чрескостных остеофиксаторов для травматологии и ортопедии используется довольно

ограниченное число металлических материалов, физико-химические и механические свойства которых определяют их способность к эффективному функционированию в биологических структурах [3 – 5].

Наиболее доступными и широко распространенными материалами для ортопедических имплантатов являются нержавеющие хромоникелевые стали 12Х18Н9Т и 12Х18Н10Т, обладающие требуемыми механическими свойствами и определенной биоинертностью (нетоксичностью). Однако эффективность приживления и прочного закрепления имплантатов в костной ткани во многом зависит от характеристик их поверхности, которые должны способствовать протеканию процесса остеоинтеграции изделий. Для этого на поверхности стальных имплантатов создают остеоинтеграционные биосовместимые покрытия из гидроксиапатита, биостекла,

углерода. Наряду с указанными материалами в качестве функциональных покрытий могут использоваться некоторые металлооксидные соединения, характеризующиеся сочетанием высокой коррозионной устойчивости к действию сред организма и требуемой механической прочности [6].

Получение металлооксидных покрытий на металлах и их сплавах осуществляется методами электрохимического и газотермического оксидирования. Последний метод нашел более широкое применение, вследствие относительной простоты реализации технологического процесса, возможности варьирования свойствами покрытий в большом диапазоне и благодаря высоким технико-экономическим показателям.

Один из самых распространенных способов газотермического оксидирования — оксидирование в воздушной атмосфере, довольно часто применяемое для получения защитных оксидных покрытий на нержавеющих сталях [7].

Цель работы — исследование принципиальной возможности получения на стальных чрескостных остеофиксаторах воздушно-термических оксидных покрытий, обладающих биосовместимостью и способностью срастания с костной тканью.

Методика эксперимента

Опытные остеофиксаторы изготавливали из нержавеющей стали 12Х18Н9Т в виде стандартных резьбовых стержней для внешнего чрескостного остеосинтеза.

Поверхность стержней подвергали пескоструйной обработке корундовым абразивом на установке “Чайка-20” для получения исходной микрошероховатости. Затем шероховатую поверхность обезжиривали путем ультразвуковой очистки в специальной ультразвуковой ванне с моющим раствором, представляющим электролит 40 г/л Na_3PO_4 , в течение 25 – 30 мин при частоте ультразвуковых колебаний 22 кГц и интенсивности 1,2 Вт/см². После обезжиривания стержни промывали в дистиллированной воде и сушили в термошкафу при температуре 50°C в течение 20 мин.

Воздушно-термическое оксидирование стержневых остеофиксаторов проводили в кварцевой трубчатой электропечи с нихромовым нагревательным элементом и специальной теплоизоляцией при температурах 400, 500, 600, 700°C с выдержкой 0,5 ч при каждой температуре.

Исследование физико-химических и механических свойств получаемых воздушно-термических оксидных покрытий осуществляли по методике

экспериментов, включающей установление характеристик фазового состава, толщины, шероховатости поверхности, морфологии, коррозионной активности, микротвердости и адгезии покрытий.

Фазовый состав покрытий устанавливали методом рентгенофазового анализа с помощью дифрактометра ДРОН-4, снабженного рентгеновской трубкой с медным анодом, в CuK_α -излучении при сканировании брэгговского угла со скоростью 2 град./мин.

Толщину получаемых покрытий определяли с помощью оптической микроскопии на специально подготовленных микрошлифах по стандартной методике. Измерения проводили с использованием микроскопа МИМ-7, имеющего окуляр с размерной микрометрической шкалой, при увеличении $\times 190$.

Шероховатость поверхности исследовали с помощью микропроцессорного профилографа-профилометра “Калибр-117071”.

Морфологические характеристики оксидных покрытий изучали методом бесконтактного определения размерных параметров выступающих частиц и имеющихся углублений, включая поры. Для таких измерений и обработки их результатов использовали анализатор изображений микроструктур АГПМ-6М с микроскопом “Биолам” и цифровой камерой Sony, а также специальную компьютерную программу PlotCalc, объединенные в оптико-компьютерный комплекс.

Коррозионную активность оксидированных остеофиксаторов определяли потенциометрическим методом с установлением величины бестоковых коррозионных потенциалов $E_{\text{корр}}$ образцов в физиологическом растворе, моделирующем условия функционирования остеофиксаторов при воздействии жидких сред организма. В качестве электрода сравнения использовали хлорсеребряный электрод (х.с.э), насыщенный в растворе KCl.

Микротвердость покрытий измеряли на специально подготовленных микрошлифах образцов с косым срезом при помощи прибора ПМТ-3.

Адгезию покрытий исследовали методом нормального отрыва с помощью разрывной машины ИР-5046-5.

Результаты исследования и их анализ

При исследовании фазового состава получаемых покрытий было установлено, что при температурах 400, 500, 600°C покрытие имело четырехфазную структуру, включающую интерметаллид FeNi, Fe, оксиды Ti_3O_5 , Fe_2O_3 (рис. 1а – в). В этих условиях с повышением температуры содержание Fe, Ti_3O_5 увеличивалось, а доля FeNi, Fe_2O_3 снижалась, так что

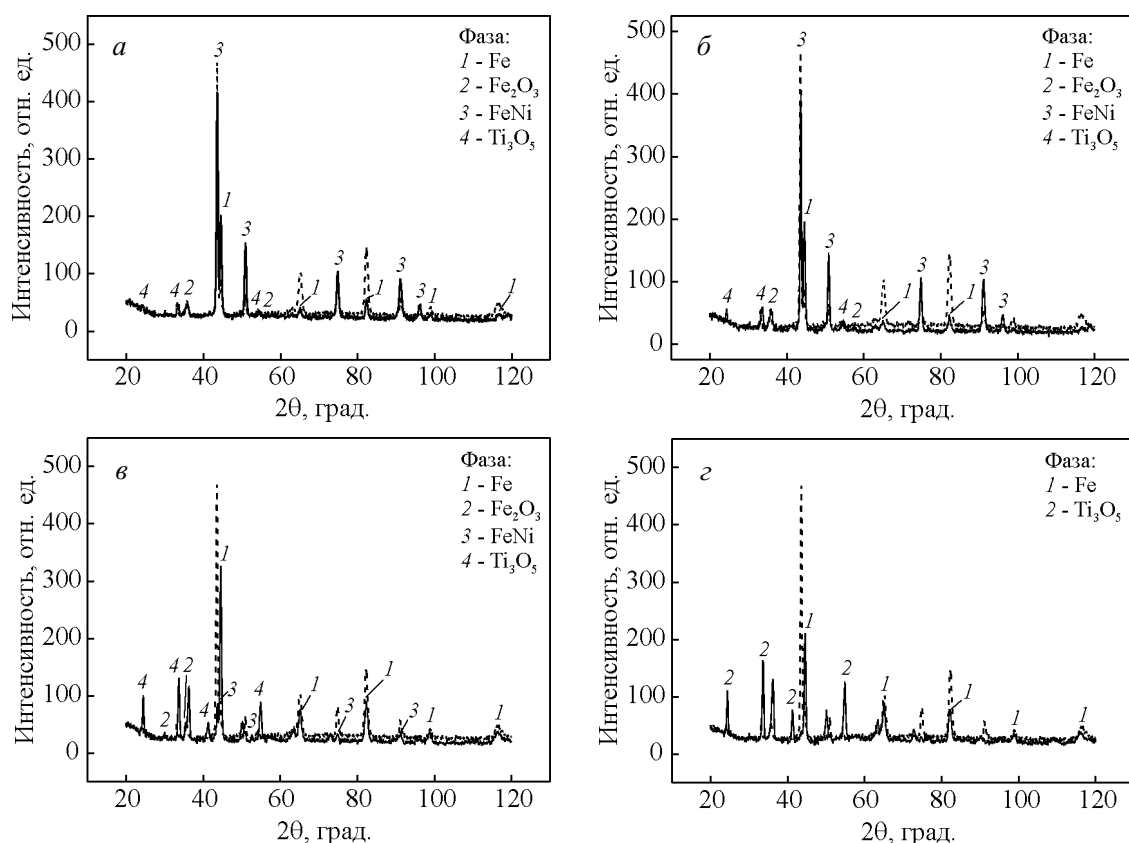


Рис. 1. Дифрактограммы покрытий, полученных воздушно-термическим оксидированием стали 12Х18Н9Т при различных температурах и продолжительности 0,5 ч: а – 400°С; б – 500°С; в – 600°С; з – 700°С.

при температуре 700°С в покрытии было отмечено наличие фаз Fe и Ti₃O₅, имеющих явно выраженные спектры на дифрактограммах (рис. 1з).

Установленное влияние повышения температуры оксидирования связано, по-видимому, с возрастанием окисляемости титана из-за усиленного поглощения O₂, а также с уменьшением термодинамической устойчивости интерметаллида FeNi и оксида Fe₂O₃. Отсутствие на дифрактограммах выраженных линий, характеризующих наличие оксидов Cr и Ni, как элементов, входящих в состав сплава, вероятнее всего, объясняется высокой жаростойкостью данных элементов, а также трудностью идентификации некоторых слабоинтенсивных дифракционных линий. Установлено, что оксиды этих элементов присутствуют в покрытии в весьма малых, “следовых” количествах.

Воздушным оксидированием стали при температурах 400, 500, 600, 700°С и продолжительности обработки 0,5 ч создавались покрытия разной толщины, значения которой значительно увеличивались с повышением температуры нагрева печи. Так, при 400°С толщина оксидного покрытия

составляла 25–30 мкм, при 500°С она увеличивалась до 40 мкм, при 600°С ее значения находились на уровне 75 мкм, а при 700°С толщина повышалась до 100–110 мкм. Таким образом, увеличение температуры воздушно-термической обработки способствует интенсивному росту толщины покрытия и в интервале температур от 400 до 700°С приводит практически к трехкратному возрастанию толщины. Данное явление сопровождается сильным изменением уровня механической прочности металлооксидов, который существенно снижается у толсто-слоистых покрытий, полученных при температурах оксидирования 600, 700°С и имеющих значения толщины в пределах 75–110 мкм. Поэтому для создания механически прочного оксидного покрытия на стальных остеофиксаторах целесообразно ограничиваться температурами воздушно-термической обработки — 400 и 500°С.

Оптико-микроскопическое изучение характера микрорельефа, а также профилометрическое исследование шероховатости поверхности стержневых остеофиксаторов позволили установить влияние температуры воздушно-термического оксидирова-

Таблица 1

Сравнительная характеристика шероховатости поверхности стальных остеофиксаторов до и после оксидирования при различных температурах и продолжительности 0,5 ч

Температура, °С	Параметры шероховатости поверхности остеофиксаторов, мкм									
	после пескоструйной обработки (до оксидирования)					после оксидирования				
	R_a	R_z	R_{max}	R_p	S_m	R_a	R_z	R_{max}	R_p	S_m
400	1,03	3,23	4,50	2,42	8,10	1,06	3,74	5,64	2,57	7,60
500	1,00	3,26	4,68	2,35	7,68	1,02	3,78	5,83	2,55	7,24
600	1,08	3,12	5,09	2,54	9,47	1,23	3,38	5,20	2,83	5,63
700	1,20	3,33	5,40	2,70	7,86	1,30	3,40	5,55	2,85	4,60

R_a — среднее арифметическое отклонение профиля, R_z — высота неровностей профиля, R_{max} — наибольшая высота неровностей профиля, R_p — среднее квадратичное отклонение профиля, S_m — средний шаг неровностей профиля.

ния на изменение микрогеометрии профиля и параметров неровностей оксидных покрытий (табл. 1).

Полученные результаты показывают, что в процессе оксидирования хромоникелевой стали с пескоструйно-обработанной поверхностью значения

параметров высоты R_a , R_z , R_{max} , R_p увеличиваются, причем наиболее заметное повышение величины неровностей характерно для параметров R_z и R_{max} , которые в основном и способствуют наилучшим условиям остеоинтеграции. Шаг неровностей S_m при

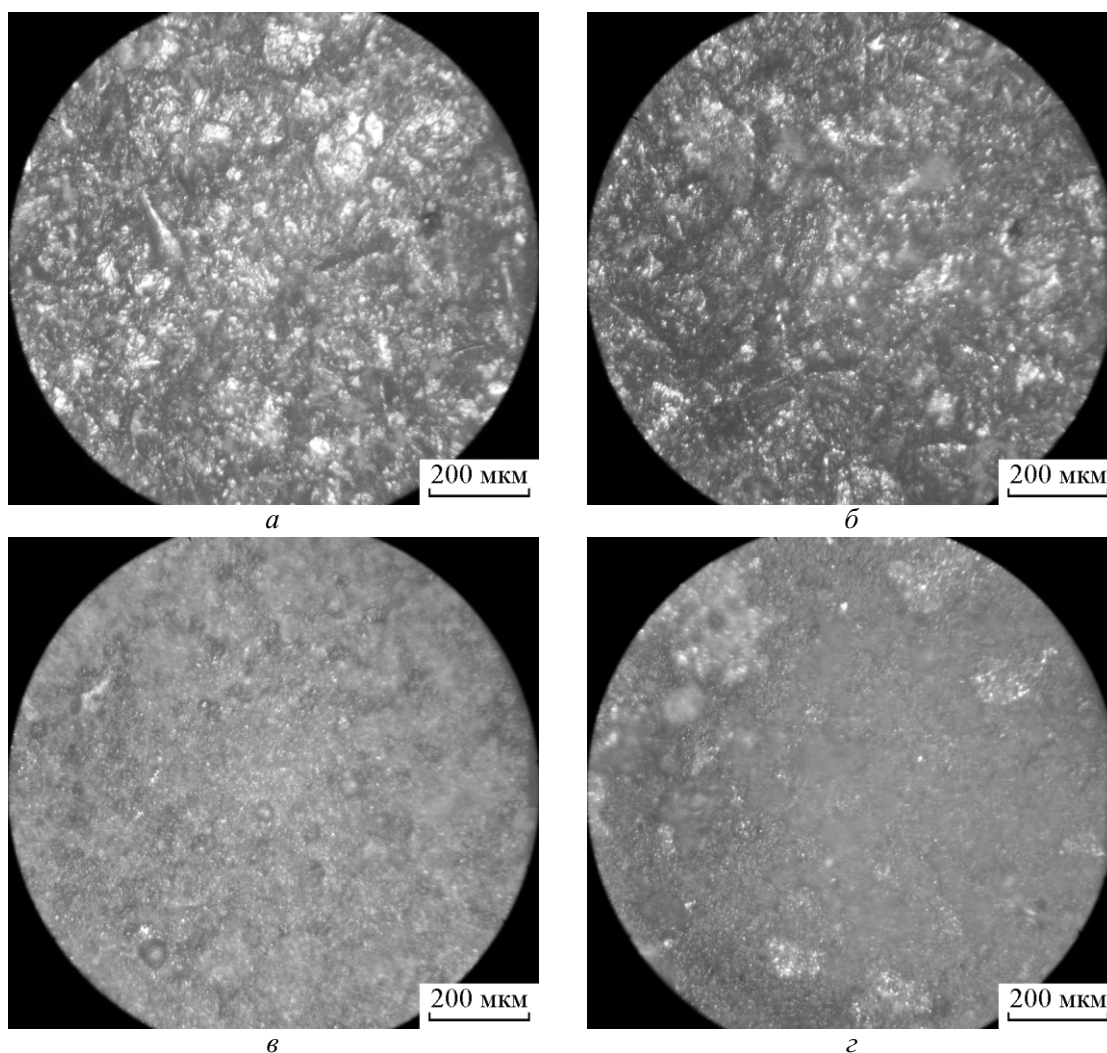


Рис. 2. Морфология воздушно-термических оксидных покрытий стальных остеофиксаторов, полученных при различных температурах и продолжительности 0,5 ч.

оксидировании остеофиксаторов несколько уменьшается, что связано с преимущественным окислением микровыступов поверхности и уменьшением расстояния между выступающими частицами покрытия.

Оценивая влияние температуры оксидирования на изменение микрорельефа поверхности остеофиксаторов, можно утверждать, что при всех выбранных температурах увеличиваются параметры высоты неровностей и уменьшаются значения шага выступов. Повышенные значения параметров R_z и R_{max} , в первую очередь, определяют способность воздушно-термических оксидных покрытий к эффективному физико-механическому взаимодействию с биотканью. Наиболее высокие значения шероховатости оксидных слоев характерны для параметров R_z и R_{max} , формируемых при температурах 400 и 500°C, что обуславливает наилучшую способность рельефа таких покрытий к остеоинтеграционному процессу.

Исследование морфологии оксидированной поверхности остеофиксаторов показало, что покрытия, полученные при температурах 400 и 500°C характеризуются наличием явно выраженных неровностей поверхности, ее структурной неоднородности и высокой открытой пористости (рис. 2). Элементы профиля расположены хаотично, имеют сложную форму и различные размеры, что создает морфологически гетерогенную микрогеометрию поверхности. Такие покрытия способны эффективно взаимодействовать с костной тканью, обеспечивая прочное закрепление остеофиксаторов в костных отломках.

Рельеф и структура поверхности покрытий, полученных при температурах 600 и 700°C, носят сглаженный характер без явно выраженных морфологических признаков (рис. 2). Это объясняется более высокими значениями температуры оксидирования, приводящими к интенсификации процессов окисления, образованию толстого оксидного слоя с повышенной сплошностью поверхности. За счет значительной толщины покрытия и больших внутренних напряжений, возникающих в нем при оксидировании, происходит саморазрушение и отслоение металлооксидных соединений от поверхности стальной основы с образованием открытых участков без частиц покрытия. Особенно четко данные явления наблюдаются у покрытия, полученного при температуре 700°C (рис. 2). Оптико-микроскопический анализ таких покрытий показал отсутствие у них каких-либо поверхностно-структурных признаков, стимулирующих остеоинтеграцию, а также невозможность их практического использования на чрескостных ортопедических остеофиксаторах.

Таблица 2

Коррозионные потенциалы воздушно-термических оксидных покрытий остеофиксаторов из стали 12X18H9T, полученных при различной температуре и продолжительности 0,5 ч

Температура оксидирования, °C	Потенциал поверхности $E_{корр}$, В (х.с.э) при температурах физиологического раствора t , °C				
	25	30	35	40	45
400	-0,349	-0,350	-0,352	-0,351	-0,351
500	-0,359	-0,365	-0,372	-0,380	-0,414
600	-0,362	-0,364	-0,387	-0,402	-0,412
700	-0,375	-0,407	-0,415	-0,424	-0,435

При исследовании коррозионной активности оксидированных изделий наблюдался рост отрицательных значений коррозионного потенциала $E_{корр}$ поверхности как с ростом температуры оксидирования, так и с повышением температуры модельного физиологического раствора (табл. 2). Только покрытие, полученное при температуре оксидирования 400°C, практически не изменяло наименьшей отрицательной величины своего потенциала, составлявшей около -0,351 В при повышении температуры раствора. Причиной этого может служить улучшенная структурная плотность покрытия и небольшие значения размеров неровностей его поверхности.

Повышение температуры раствора от 25 до 45°C приводило к более заметному росту отрицательных значений потенциала, чем при увеличении температуры оксидирования от 400 до 700°C (табл. 2). Так, в растворе с температурой 25°C потенциал покрытия изменялся от значения -0,349 В для температуры оксидирования 400°C до величины -0,375 В для температуры 700°C. В растворе с температурой 45°C потенциал покрытия, полученного при температуре 400°C, составлял -0,351 В, а созданного при температуре 700°C был равен -0,435 В.

Указанное влияние температуры модельного раствора, связано с увеличением толщины и внутренних напряжений покрытия, а также с ростом его структурных микронесплошностей, в которые проникает раствор. Из-за возрастания площади контакта поверхности с раствором происходит смещение коррозионного потенциала $E_{корр}$ в более отрицательную сторону, что особенно заметно проявляется при температуре оксидирования 700°C.

Таким образом, коррозионные потенциалы с повышенными значениями формируются на поверхности остеофиксаторов с покрытиями, полученными воздушно-термическим оксидированием при температурах 400 и 500°C. Поэтому воздушно-термическое оксидирование стали 12X18H9T при указанных

температурах может быть использовано для формирования покрытий с требуемыми свойствами на спицевых и стержневых имплантатах-остеофиксаторах.

Определение микротвердости оксидных покрытий, созданных при различных температурных режимах оксидирования, показало, что повышенная температура обработки значительно снижает микротвердость покрытия. Так, при температуре 400°C микротвердость на середине толщины покрытия составляла 5,5 ГПа, при 500°C она уменьшалась до 5,1 ГПа, при 600°C была равна 3,5 ГПа и при 700°C значение микротвердости находилось на уровне 3,2 ГПа. Данное снижение микротвердости покрытий в зависимости от увеличения температуры воздушно-термического оксидирования нержавеющей стали обусловлено повышенной толщиной образующегося металлооксидного слоя, которая соответствует низкому уровню механической прочности поверхностных оксидов.

Толстослойные покрытия, полученные при температурах 600 и 700°C, характеризуются невысокими значениями микротвердости на середине толщины и у поверхности покрытия, а также некоторым увеличением микротвердости на границе с металлом. Покрытия, созданные при температурах 400 и 500°C, отличаются сравнительно небольшой толщиной и относительной однородностью структуры, которая обеспечивает близкие повышенные значения микротвердости по всей толщине оксидного покрытия.

Таким образом, температуры оксидирования 400 и 500°C способствуют формированию покрытий с наилучшими показателями механической прочности.

Адгезиометрическое исследование показало, что прочность сцепления оксидных покрытий с металлом основы, полученных при 400 и 500°C, находится на высоком уровне и характеризуется значениями 26 и 24 МПа, соответственно. Адгезия покрытия, сформированного при 600°C, имела сравнительно небольшую величину, составляющую 9 МПа, а адгезия покрытия, полученного при 700°C, составляла всего 2 МПа. При действии на такое покрытие механической нагрузки от костной ткани может произойти его частичное разрушение и отсоединение частиц оксидов от металлической поверхности с нарушением нормального функционирования остеофиксатора. В этих условиях в местах отсутствия и непрочного сцепления покрытия начинают протекать коррозионные процессы, когда биожидкости проникают под оксидный слой и возникающие продукты коррозии, накапливаясь, вызывают его дальнейшее разрушение. Указанные явления приводят к возникновению металлоза и воспалению прилегающих к остеофиксатору тканей с опасностью его отторжения. Поэтому учитывая биотехнические требования к материалам имплантатов, а также мировой опыт имплантологии и практические рекомендации по созданию покрытий с адгезией на уровне не менее 17 МПа, целесообразно использовать температуры воздушно-термической обработки 400 и 500°C для получения оксидиро-

Таблица 3

Протокол клинического испытания стальных имплантатов-остеофиксаторов с воздушно-термическими оксидными покрытиями на лабораторных животных (кроликах)

Материал остеофиксаторов	Сталь 12Х18Н9Т			
Способ обработки	Воздушно-термическое оксидирование			
Температура обработки, °С	400	500	600	700
Продолжительность обработки, ч	0,5			
Серия остеофиксаторов	<i>C1</i>	<i>C2</i>	<i>C3</i>	<i>C4</i>
Количество животных	4	5	4	4
Костный сегмент	Большая берцовая кость			
Вид экспериментального перелома	Флексионный, в средней трети диафиза			
Время появления воспалительных осложнений в тканях	—	—	на 3-и сутки	на 2-е сутки
Время появления расшатывания остеофиксаторов в кости	—	—	на 5-е сутки	на 2-е сутки
Период полного сращения перелома	3 недели	4 недели	отторжение	отторжение
Внешний вид поверхности остеофиксатора после извлечения из кости	Шероховатая, со значительными костными фрагментами и явными признаками эффективной остеоинтеграции		без признаков сращения с костью, со следами коррозионного и механического разрушения	

ванных имплантатов-остеофиксаторов с наилучшими функциональными качествами поверхности.

Апробация *in vivo* чрескостных стальных остеофиксаторов с воздушно-термическими оксидными покрытиями

Биологическая совместимость покрытий, полученных воздушно-термическим оксидированием, определена путем проведения испытаний *in vivo* оксидированных чрескостных остеофиксаторов на лабораторных животных (кролики породы “нидерландская красная”) (табл. 3). Испытания проводили на лабораторно-клинической базе факультета “Ветеринарная медицина” Саратовского государственного аграрного университета под руководством д.в.н., проф. В.В. Анникова.

Животным под нейролептаналгезией рометаром и золетилом выполняли флекссионный перелом

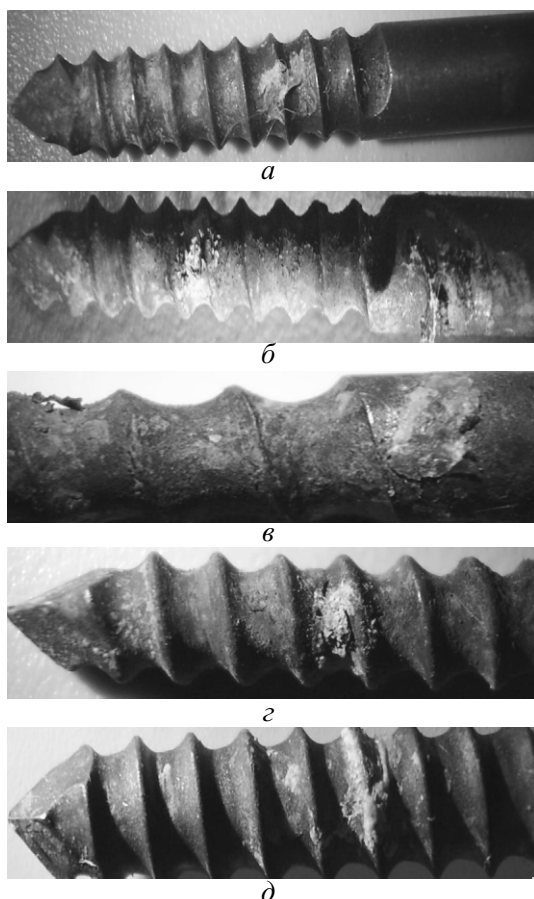


Рис. 3. Внешний вид стальных остеофиксаторов после испытания *in vivo*: а, б, в, г — с воздушно-термическим оксидным покрытием, полученным при 400, 500, 600 и 700°С выдержкой 0,5 ч, соответственно; д — без оксидного покрытия. Увеличение $\times 20$.

большой берцовой кости в области средней трети диафиза. Остеофиксаторы в виде стандартных резьбовых стержней для остеосинтеза устанавливали в предварительно сформированные в костных отломках каналы, после чего фиксаторы закрепляли во внешних опорах аппарата остеосинтеза.

В качестве контрольных образцов использовали стержневые остеофиксаторы без оксидного покрытия.

Результаты испытаний показали, что покрытия, созданные воздушно-термическим оксидированием нержавеющей стали 12Х18Н9Т при $t = 400$ и 500°C продолжительностью 0,5 ч, обеспечивают высокий уровень приживления остеофиксаторов, эффективную остеоинтеграцию их поверхности при отсутствии воспалительных явлений в зоне имплантации (табл. 3). Благодаря развитой морфологии таких покрытий (рис. 2) происходило прорастание костных структур в имеющиеся поры и микронеровности поверхности с последующим прочным закреплением изделий в кости.

Такие стальные остеофиксаторы успешно адаптировались в организме с образованием прочной взаимосвязи с окружающей костью, характеризовались отсутствием подвижности и смещений при функционировании. После извлечения имплантатов из костей животных отмечалось наличие на оксидированной поверхности значительных фрагментов костной ткани, что свидетельствует о выраженной остеоинтеграционной способности применяемых покрытий (рис. 3а, б).

В покрытиях, полученных при 600 и 700°С, возникали существенные воспалительные явления в окружающей остеофиксаторы ткани с их дальнейшим расшатыванием в костном канале и отторжением. Вследствие низкой механической прочности таких покрытий под действием нагрузки на оперированный сегмент происходило разрушение металлооксидов и на поверхности остеофиксаторов начинали протекать интенсивные коррозионные процессы, что, в конечном результате, привело к нагноению ткани и вынужденному удалению изделий из организма.

Таким образом, остеофиксаторы с воздушно-термическим оксидным покрытием, полученным при 600 и 700°С, 0,5 ч, характеризуется низким качеством, недостаточными физико-химическими и механическими свойствами, отсутствием остеоинтеграционной способности и биосовместимости, необходимых для эффективной адаптации биоструктур к имплантируемым техническим изделиям (рис. 3 в, г).

Остеофиксаторы без оксидного покрытия по истечении 10–13 суток эксперимента под действием

внешней нагрузки расшатывались в кости, что вызывало раздражение окружающей ткани и ее последующее воспаление и отторжение остеофиксаторов. При этом, после извлечения фиксаторов из костей лабораторных животных не обнаружено существенных фрагментов костной ткани, интегрированной с металлической поверхностью (рис. 3д). Это обстоятельство дает основание полагать, что остеофиксаторы без оксидного покрытия не проявляют способность эффективного интеграционного взаимодействия с окружающей костью и обладают невысоким уровнем биосовместимости.

Выводы

Воздушно-термическое оксидирование предварительно пескоструйно-обработанных и обезжиренных остеофиксаторов из стали 12Х18Н9Т при температурах 400 и 500°C и продолжительностью 0,5 ч приводит к получению покрытий с комплексом показателей физико-химических и механических свойств, способных обеспечить надежную остеointegrацию и эффективное приживание ортопедических изделий в костной ткани; такие воздушно-термические оксидные покрытия характеризуются толщиной 25 – 40 мкм, значениями коррозионного потенциала $E_{корр}$ в физиологическом растворе, находящимися в пределах от –0,35 до –0,38 В (по х.с.э. сравнения), развитым микрорельефом поверхности, а также показателями микротвердости и адгезии, обуславливающими высокую механическую прочность покрытий; оксидные слои, созданные при повышенных температурах оксидирования 600 и 700°C, отличаются значительно большей толщиной 75 – 110 мкм, низкой коррозионной устойчивостью и малой прочностью.

Экспериментами *in vivo* доказано, что металлооксидные покрытия, созданные воздушно-термическим оксидированием нержавеющей хромоникелевой стали при 400 и 500°C, обеспечивают эффективную интеграцию поверхности чрескостных остеофиксаторов с костной тканью и надежное закрепление изделий в кости при отсутствии воспалительных процессов в окружающих биоструктурах.

Работа выполнена при поддержке гранта Президента РФ МК-1799.2011.8. "Научные основы создания оксидных биосовместимых покрытий на изделиях медицинской техники".

Литература

1. Афанасьев Д.В., Левченко К.К. Стержневой и спице-стержневой чрескостный остеосинтез в лечении деформаций проксимального отдела бедра. Аспирантские чтения. Вып. 1. Материалы межрегион. конф. посвящ. 150 летию В.И. Разумовского. Саратовский государственный медицинский университет, 4 – 7 апреля. Саратов: Изд-во Саратов. мед. ун-та, 2007, с. 193.
2. Бейдик О.В., Левченко К.К., Сакалла Х.М.Ф., Карнаев Х.С., Адамович Г.А. Стержневой и спице-стержневой чрескостный остеосинтез в лечении больных с врожденными деформациями и укорочениями сегментов конечностей. Материалы Всеросс. научн.-практич. конф. с междунар. уч. "Клиника, диагностика и лечение больных с врожденными аномалиями развития". Российский научный центр "Восстановительная травматология и ортопедия" им. акад. Г.А.Илизарова. Курган, 2007, с. 37 – 38.
3. Бейдик О.В., Бутовский К.Г., Островский Н.В., Лясников В.Н. Моделирование наружного чрескостного остеосинтеза. Саратов: Изд-во СГМУ, 2002, 198 с.
4. Rodionov I.V., Butovsky K.G. Biological and mechanical compatibility materials bone implants. Материалы за III-а Международна научна практична конференция "Умение и нововведения". Бялград ООД, 16 – 31 отомври. София, България: Изд-во Бял ГРАД-БГ, 2007, т. 13, с. 12 – 14.
5. Вильямс Д.Ф., Роуф Р. Имплантаты в хирургии. Пер. с англ. М.: Медицина, 1978, 552 с.
6. Родионов И.В., Анников В.В. Исследование и разработка металлооксидных биосовместимых покрытий для медицинского применения. Новые технологии создания и применения биокерамики в восстановительной медицине: Материалы международной научно-практической конференции. Томский политехнический университет, 4 – 7 октября, Томск: Изд-во ТПУ, 2010, с. 137 – 143.
7. Биркс Н., Майер Дж. Введение в высокотемпературное окисление металлов. М.: Металлургия, 1987, 183 с.

Статья поступила в редакцию 06.07.2011 г.

Родионов Игорь Владимирович — Саратовский государственный технический университет, научно-технологический парк "Волга-техника", доктор технических наук, ведущий научный сотрудник. Специалист в области разработки технологий создания материалов и покрытий медицинского назначения. E-mail: iv.rodionov@mail.ru.