УДК 616-77

Мейснер С.Н.[1], Котенко М.В.[2], Копысова В.А.[3], Яременко А.И.[4], Раткин И.К.[2]

ОСОБЕННОСТИ ПОВРЕЖДЕНИЯ ИМПЛАНТАТОВ ИЗ МЕТАЛЛИЧЕСКИХ СПЛАВОВ

[1]Федеральное государственное бюджетное учреждение науки Институт физики прочности и материаловедения Сибирского отделения Российской академии наук, г.Томск
[2]Государственное бюджетное образовательное учреждение дополнительного профессионального образования «Новокузнецкий государственный институт усовершенствования врачей», г.Новокузнецк
[3]Всероссийский научно-практический центр имплантатов с памятью формы, г.Новокузнецк
[4]ГБОУ ВПО Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет им. акад. И. П. Павлова, г. Санкт-Петербург

Резюме. *Технологические повреждения и загрязнения существенно снижают выживаемость имплантатов в организме.* ***Цель исследования:*** *выявить особенности осложнений после имплантации, характер изменений при поверхностных слоев и изломов конструкций из медицинской стали, сплавов титана и технически чистого титана.*
Перелом, миграция элементов фиксирующих конструкций, наблюдались при использовании конструкций из медицинской стали в 15 (44,1%) случаях и у 25 (22,9%) больных после остеосинтеза конструкциями из сплава ВТ-6 (χ^2=25,322, p=0,021, статистически значимый результат).
С применением метода растровой электронной микроскопии, оптической металлографии и микрорентгеновского спектрального анализа выявлены отклонения химического состава сплавов от эталонов по ГОСТ, механические повреждения, загрязнения поверхности конструкций.
Причинами перелома конструкций являлись избыточная концентрация напряжений в областях с изменениями элементного состава и фазовой структуры сплавов титана и дентального имплантата, выполненного методом литья из технически чистого титана.
Ключевые слова: *имплантаты, металлические сплавы, осложнения, причины.*

Meisner S.N.[1], Kotenko M.V.[2], Kopysova V.A.[3], Yaryomenko A.I.[4], Ratkin I.K.[2]

FEATURES IMPLANT DAMAGE OF METAL ALLOYS

Summary. *Technical damages and fouling remarkably reduce implant survival rate in an organism.*
Research target is *to find out implantation aftertrouble peculiarities; also the target is to observe structures' made from medical steel or titanium alloys or commercially pure titanium near-surface layers and breakages behaviour.*
Fracture and fixing structure elements' migration were observed when structures made from medical steel were used in 15 (44,1%) cases and in 25 (22,9%) patients after osteosynthesis using structures made from BT-6 alloy (χ^2=25,322, p=0,021, statistically significant result).
Alloy elemental composition' deviation from the GOST rated value and mechanical damage and structure surface fouling were identified using scanning electronic microscopy and optical metallography and microroentgen spectral analysis methods.
The causes of structure factures were strain's excess concentration in the areas with changes in elemental composition and titanium alloys' and dental implant made by c.p.Ti casting phase structure.
Keywords: *implants, metal alloys, aftertroubles, causes.*

Конструкции для остеосинтеза костей скелета, дентальной имплантации изготавливают из коррозионно устойчивых сплавов, наименее подверженных риску разрушения в организме [2, 3]. Напряжения, возникающие в материале имплантатов, под воздействием функциональных нагрузок усиливают процессы диффузии элементов сплава, при этом изменяется структура материала, прочностные характеристики [5].

После имплантации в организм конструкций из медицинской стали (03×18Н16М3, ИСО 5832-1-87), кобальт-хромового сплава Реманиум-2000 (Pin 13912-1996) у 12,8-25,6% больных наблюдаются воспалительные реакции тканей, окружающих имплантаты, их мигра-

ция и разрушение [6, 7]. Осложнения после остеосинтеза поврежденных костей с применением конструкций из сплавов титана ВТ-6 (ГОСТ 19807-91) в 6,8-17,3% случаях обусловлены миграцией и переломом фиксаторов [9].

Конструкции из сплава никелида титана (Ni45Ti ASTM Fremont, USA; ТН-1 (ТУ 184220-003-16980791-2013 – «Матекс», Москва) используют для остеосинтеза костей скелета, дентальной имплантации. В доступной нам литературе мы не обнаружили сообщений о развитии металлоза, миграции имплантатов из кости. Имеются упоминания о случаях перелома скоб для заднего спондилодеза, дентальных имплантатов [3]. Известно, что технологические загрязнения и неровности при поверхностных слоев имплантатов провоцируют развитие воспаления окружающих тканей, усиление коррозии и отторжение имплантатов [8]. Особенности изменений структуры имплантационных материалов извлеченных из организма и поверхности изломов разрушенных конструкций изучены недостаточно.

Цель исследования: выявить особенности осложнений после имплантации, характер изменений приповерхностных слоев и изломов конструкций из медицинской стали, сплавов титана и технически чистого титана.

Материалы и методы. За период с 2005 по 2014 годы у 237 пациентов были удалены конструкции из медицинской стали, титана и его сплавов, установленные с целью фиксации костных отломков при переломах костей скелета и в качестве опоры несъемных зубных протезов (табл. 1). Все конструкции были сертифицированы, имелись разрешения Росздравнадзора на их производство и применение в клинике. Нарушений медицинских технологий остеосинтеза у пациентов с переломами костей скелета, хирургического и ортопедического этапов восстановления зубного ряда у больных с частичной адентией не было.

Таблица 1

Области применения и материалы удаленных имплантатов

Область и особенности применения	**Материал имплантатов**								**Всего**	
	сталь медицинская, ремониум-2000		сплав титана		титан		никелид титана			
	абс	%	абс	%	абс	%	абс	%	абс	%
Остеосинтез костей лицевого скелета	9	21,9	15	36,6	-	-	17	41,5	41	100,0
Остеосинтез трубчатых костей	19	16,8	68	60,2	-	-	26	23,0	113	100,0
Задний спондилодез	6	14,3	26	61,9	-	-	10	23,8	42	100,0
Итого	34	17,3	109	55,6	-	-	53	27,1	196	100,0
Дентальная имплантация накостная	16	61,5	-	-	10	38,5	-	-	26	100,0
Дентальная имплантация внутрикостная	-	-	12	80,0	-	-	3	20,0	15	100,0
Итого	50	21,1	121	51,1	10	4,2	56	23,6	237	100,0

В соответствии с медицинскими рекомендациями после сращения костных фрагментов фиксирующие конструкции из медицинской стали (накостными пластинами и винтами, интрамедуллярными блокируемыми стержнями, транспедикулярной системой) были удалены у 15 (44,1%) из 34 пациентов и у 84 (77,1%) из 109 больных удалены конструкции из сплава ВТ-6 (см. табл. 1).

У 19 (55,9%) из 34 пострадавших показаниями к удалению фиксаторов из медицинской стали послужили некроз мягких тканей, гнойные осложнения, спровоцированные металлозами, переломы, миграция элементов конструкций. Осложнения остеосинтеза с приме-

нением фиксаторов из сплава ВТ-6 (переломы, миграция элементов конструкций) наблюдались в 25 (29,9%) из 109 случаев.

Стягивающие скобы и пластины с эффектом памяти формы, использованные для фиксации костей лицевого скелета, у 17 (32,1%) из 53 больных удалены после сращения костных отломков. Задние динамические скобы из никелида титана удалены в плановом порядке у 9 (17,0%) больных и в 1 (1,9%) случае в связи с переломом скоб (см. табл. 1). После комбинированного остеосинтеза трубчатых костей стягивающие скобы вместе с шинирующими конструкциями (накостными пластинами или интрамедуллярными стержнями) удалены у 26 (49,0%) пациентов.

Накостные имплантаты из кобальт-хромового сплава Реманиум-2000 в сроки 3-5 лет после протезирования удалены в 5 случаях в связи с их переломом, и у 11 больных наблюдалась подвижность протезно-имплантатной системы. Разрушение накостных имплантатов из технически чистого титана Grade-4 произошло у 3 пациентов, и у 7 больных, причиной удаления послужила подвижность протезно-имплантатной системы. Показаниями для удаления внутрикостных дентальных имплантатов из сплава ВТ-6 у 12 пациентов с частичной адентией послужила ранняя миграция (до протезирования) 8 винтовых конструкций, у одного больного через 3 года после завершения лечения развился декомпенсированный периимплантит в области пластиночного имплантата, и у трех больных винтовые имплантаты сломались через 3-5 лет после протезирования.

Пластиночные и два цилиндрических внутрикостных имплантата из никелида титана удалены в связи с их переломом через 3, 1 и 5 лет после восстановления зубного ряда (см. табл. 1).

На базе ЦПК ИФПМ СО РАН «Нанотех» с использованием растровой электронной микроскопии, спектрального микрорентгеновского анализа (растровый электронный микроскоп высокого разрешения Evo50-Zeiss, Германия, спектрометр INCA-Oxsford instrument) изучены особенности структуры, топографии поверхности, химический состав двух винтов из медицинской стали и двух – из сплава ВТ-6 (ООО «Остеосинтез-Н, Рыбинск, Россия), дентального пластиночного имплантата из сплава ВТ-6 (ООО «Конмет», Москва), не задействованных для хирургического лечения.

Проведено исследование структуры поверхности аналогичных конструкций, удаленных в плановом порядке (после сращения костных отломков) или мигрировавших. Извлеченные из кости образцы перед исследование очищали от биологических тканей в ультразвуковой ванне в 70% спирте, затем дистиллированной воде с последующей механической обработкой поверхности нетканым безворсовым материалом.

Выполнена электронная микроскопия поверхности изломов, спектральный анализ винтового дентального имплантата из сплава ВТ-6 (срок имплантации 5 лет), пластиночного и цилиндрического дентальных имплантатов из никелида титана (срок имплантации 1 и 5 лет) и индивидуального отлитого из технически чистого титана Grade-4 накостного имплантата (срок имплантации 13 месяцев).

В основе метода исследования лежит сканирование сфокусированным электронным зондом поверхности образца. Отраженные и поглощенные электроны создают характеристическое рентгеновское излучение регистрируемое детекторами. Особенностью эмиссии отраженных электронов является зависимость от атомных номеров химических элементов изучаемого образца. Таким образом, создаются условия получения объемного изображения структуры и рельефа поверхности материала и картина количественного и качественного распределения элементов сплава по поверхности изучаемого объекта.

С применением метода электронной металлографии (оптический микроскоп Axiovert-200 MAT, Zeiss, Германия) исследованы поверхности накостных пластин для фиксации костей лицевого скелета из сплава ВТ-6 (ООО «Конмет», Москва) и из никелида титана (ООО «МИЦ СПФ», Новокузнецк), не бывших в употреблении.

Изучен характер изменений поверхности четырех аналогичных образцов накостных пластин, удаленных в плановом порядке после сращения поврежденных костей лицевого

скелета. С целью исследования адгезионных свойств поверхности двух пластин из сплава ВТ-6 и двух – из никелида титана выполнена оптическая микроскопия поверхности с использованием метода дифференциально-интерференционного контраста в темном и светлом поле.

При извлечении пластин их поверхность не травмировали инструментами для сохранения гликопротеиновых пленок, интимно прилежащих к поверхности конструкций. Пластины помещали на 3-4 часа в сушильный шкаф при температуре 50÷60°С.

Лежащие на отражающей поверхности металлических имплантатов оптически прозрачные биологические пленки становятся видимыми при прохождении через них двух когерентных поляризованных лучей света в результате разницы их хода.

Результаты. После сращения переломов в процессе планового удаления фиксирующих конструкций из медицинской стали было выявлено, что накостные элементы конструкций окружает мощная рубцовая капсула, через которую пальпаторно определялись головки фиксирующих винтов, выдвинувшихся из кости. Прилегающие к пластинам кость и мягкие ткани в местах наибольшего контакта имели включения серо-зеленого цвета. В результате резорбции костной ткани удаление винтов не представляло затруднений, диаметр костного канала на 0,10-1,15 мм превышал диаметр винта (рис. 1, а). Разрушение накостных пластин у 3 больных с оскольчатыми переломами костей скелета (подвертельный – бедренной кости, диафизарный – костей предплечья), винтов блокирующих интрамедуллярный стержень у 4 пациентов с оскольчатыми переломами диафиза костей голени привело к разобщению костных отломков и формированию ложного сустава. У пострадавшего с осложненным компрессионным переломом L_2 позвонка перелом 3 винтов транспедикулярной системы привел к дестабилизации поврежденного сегмента, появлению кифотической деформации, неврологическим нарушениям.

В результате миграции винтовых элементов, фиксирующих конструкций из медицинской стали наблюдались потеря коррекции положения костных отломков, несращения – у 11 пациентов. Причем в 5 случаях миграция винтов сопровождалась гнойно-воспалительной реакцией костной и мягких тканей (возможно вызванных металлозом), что потребовало длительного восстановительного лечения.

Таким образом, осложнения остеосинтеза, связанные с переломом, либо миграцией конструкций из медицинской стали, были у 19 (55,9%) из 34 пациентов, и лишь у 15 (44,1%) больных клинически значимых осложнений не было.

При удалении накостных имплантатов из кобальт-хромового сплава Реманиум-2000 после рассечения мягких тканей элементы имплантата выделены и извлечены без затруднений. Накостные элементы разрушенных на уровне шейки конструкций, вмурованные в рубцовую ткань, были выделены и извлечены.

При удалении конструкций из сплава ВТ-6 у 109 пациентов признаки воспалительной реакции, металлоза наблюдались лишь в 3 случаях.

Винтовые элементы конструкций, подвергающиеся постоянной тракции, ротации и осевым нагрузкам, преждевременно мигрировали у 19 (17,4%) из 109 больных, и у 6 (5,5%) пациентов произошел перелом накостных пластин (n=3), винтов блокирующих интрамедуллярный стержень (n=2) и винтов транспедикулярной системы у одного больного. В процессе удаления конструкций произошел перелом четырех блокирующих интрамедуллярный стержень винтов (рис. 1, б).

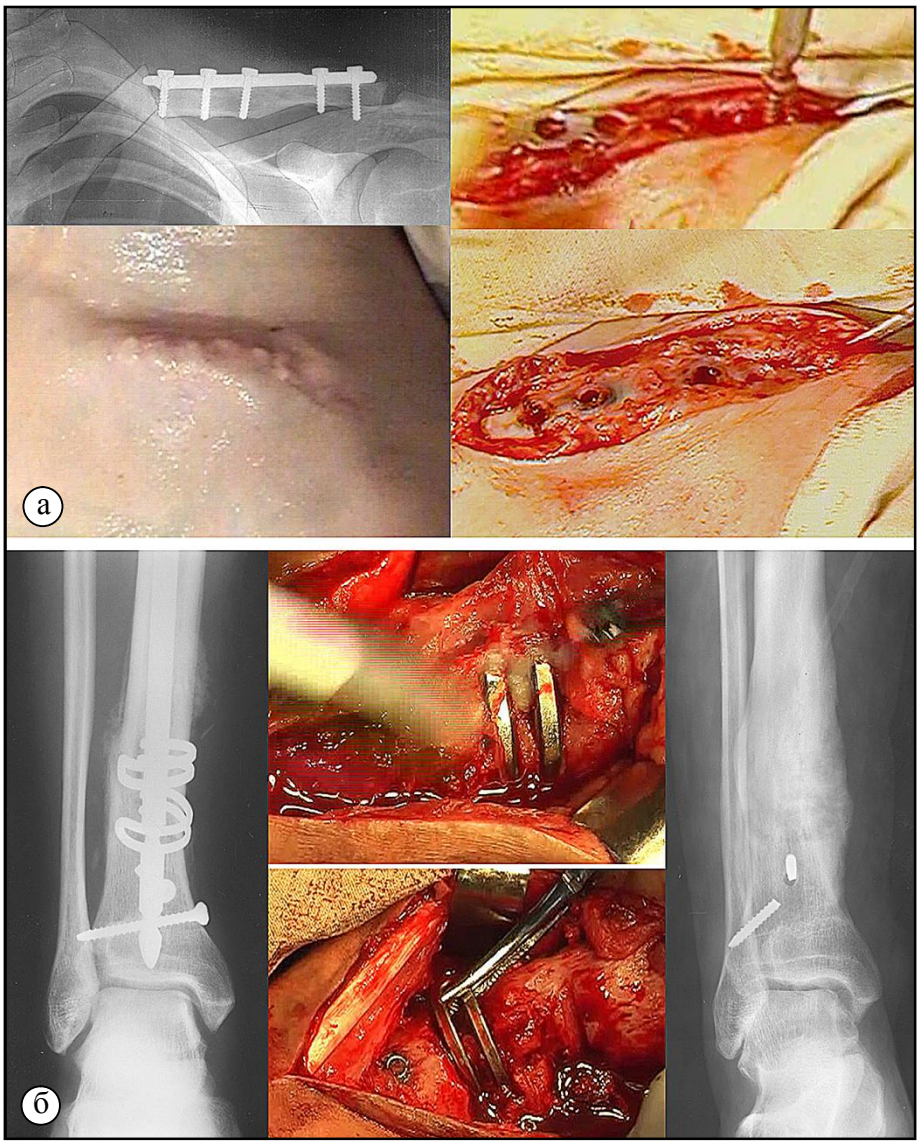

Рис. 1. Фото рентгенограмм и операционной раны:
а – при удалении конструкции (медицинская сталь марки «0318Н16М3») из ключицы;
б – при удалении стержня, винтов (сплав ВТ-6) и кольцевидных скоб из никелида титана.

С использованием непараметрического критерия χ^2 с поправкой Йетса выполнен сравнительный анализ результатов металлоостеосинтеза с применением конструкций из медицинской стали, сплава титана ВТ-6, ВТ-8. Количество осложнений статистически значимо выше в группе больных с повреждениями костей скелета, лечившихся с применением конструкций из медицинской стали (χ^2=5,322, p=0,021).

Конструкции из никелида титана были удалены у 56 пациентов, в т.ч. сломавшиеся динамические скобы для задней фиксации позвоночника у одного больного.

Каких-либо патологических изменений тканей, окружающих имплантат, в т.ч. изменений поверхности имплантатов в области контакта шинирующими конструкциями из сплава ВТ-6, не выявлено. В двух случаях при удалении винтов из сплава ВТ-6 произошел перелом.

Накостные индивидуальные имплантаты, изготовленные из титана Grade-4, путем литья в вакуумной печи Cyclare-II (J. Morita corporation – Япония), удалены у 10 больных в сроки от 6 месяцев до 10 лет после протезирования в связи с переломом на уровне шейки в 3 случаях и у 7 больных в связи с подвижностью протезно-имплантатной системы. В процессе выделения имплантатов из рубцовой ткани изменений подлежащей кости не обнаружено.

Стандартные винтовые двухэтапные и пластиночные внутрикостные дентальные имплантаты из сплава ВТ-6 в связи с развитием декомпенсированного периимплантита в 8 случаях удалены до протезирования. Разрушение трех винтовых имплантатов на уровне плеч внутрикостного тела, пластиночного имплантата – на уровне шейки произошло через 3-5 лет после протезирования. Один пластиночный и два цилиндрических дентальных имплантата из никелида титана сломались через 4-5 лет после протезирования.

При изучении металлографической картины поверхности стерильных накостных пластин, не бывших в употреблении, из сплава ВТ-6 (рис. 2, а) выявлены очевидные дефекты поверхности в виде царапин, неровностей полученные, вероятно, в процессе изготовления. Очаги точечной коррозии и ямок травления с высокой плотностью распределения, присутствие инородных тел (окалин, абразива). Рельеф поверхности пластин из никелида титана носит следы механической обработки в виде царапин, неровностей, следы точечной коррозии с единичными ямками травления (рис. 2, б).

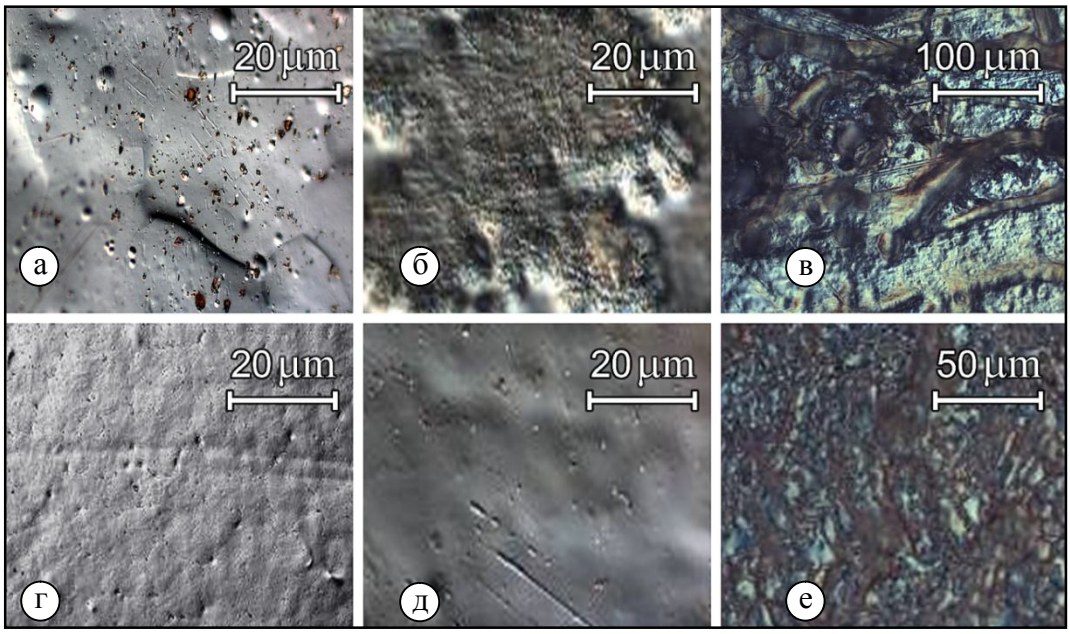

Рис. 2. Морфология поверхности пластин из сплава ВТ-6 и никелида титана (увеличение Х100):
а – поверхность стерильных пластин из ВТ-6, не бывших в употреблении;
б – через 12 месяцев после остеосинтеза, внутри коррозионного пятна глубокий коррозионный рельеф за счет слияния очагов питтинговой коррозии;
в – оптическое изображение покрытия поверхности пластины из ВТ-6 гликопротеиновыми пленками, их отсутствие в области пятен коррозии;
г – рельеф поверхности стерильной пластины из никелида титана;
д – изменение рельефа через 12 месяцев после остеосинтеза;
е – поверхность исследуемой области пластин из никелида титана обволакивает прозрачная, толщиной 5-7 мкм биологическая пленка, через которую виден рельеф поверхности с отсутствием участков коррозионного повреждения.

Поверхность извлеченных пластин из сплава ВТ-6 имеет значительные участки коррозии в виде пятен с очагами точечной коррозии внутри пятна, которые сливаясь образуют глубокий коррозионный рельеф (рис. 2). Структура и морфология переходного биологического слоя, сформированного на поверхности пластин, имеет неоднородный характер с отсутствием гликопротеиновых пленок в области коррозионных пятен. Менее половины площади поверхности обволакивают пленки толщиной 20-50 мкм в виде пятен неправильной формы, тяжей высокой интенсивности и оптически прозрачные пленки толщиной 5-12 мкм, через которые видна металлическая поверхность с царапинами и очагами питтинговой коррозии.

Как следует из картин оптической металлографии поверхности извлеченных после имплантации образцов коррозионный процесс распространился как вширь, так и вглубь, соз-

давая глубокие впадины, которых не наблюдалось на образцах, не бывших в употреблении. Распространение коррозионного процесса с большой степенью вероятности снизило адгезионные свойства поверхности конструкций из сплава ВТ-6 (см. рис. 2).

Сравнительный анализ морфологии поверхности образцов пластин из никелида титана свидетельствует об их стабильности в высокоактивной биологической среде организма, высоких адгезионных свойствах никелида титана (см. рис. 2).

Выполнен сравнительный анализ результатов растровой электронной микроскопии поверхности и спектрального анализа винтов из медицинской стали, сплава ВТ-6 и дентального пластиночного имплантата из сплава ВТ-6, не использованных для хирургического лечения пациентов, и аналогичных конструкций, удаленных из кости в плановом порядке (рис. 3).

Неустраняемое загрязнение биологическими материалами поверхности имплантатов, удаленных из кости, ограничило число объектов исследования, т.к. под воздействием электронного пучка продукты выгорания биологического материала негативно воздействуют на колонну микроскопа.

При исследовании поверхности винтов из медицинской стали и сплава ВТ-6, ранее не использованных для остеосинтеза, выявлены очевидные повреждения поверхности в результате технологии изготовления и в результате механической обработки с характерным рельефом следов нарезки резьбы, усадочными раковинами, расслоениями, расщеплениями, неравномерным распределением по поверхности очагов скопления абразивного материала (см. рис. 3).

Энергодисперсионный анализ из нескольких точек исследуемых поверхностей (погрешность изменения 1,0%, единица измерения весовой %) показал неравномерное распределение основных элементов: железа – от 64,7 до 69,2%, хрома – 0,5-16,7%, никеля – 8,94-0,05%, отсутствие молибдена, высокое содержание углерода – 4,8-5,8% и кислорода – 1,81-4,84%, примесных соединений в основном за счет кремния, серы, алюминия – 1,8-6,0%. Имеет место отклонение химического состава от эталона ГОСТ 5632-1-87 (по ГОСТ содержание хрома 17,0-18,5% и молибдена – 2,6-3,1%, никеля – 14,5-16,5%, углерода – 0,03%, примесных соединений – не более 0,3%).

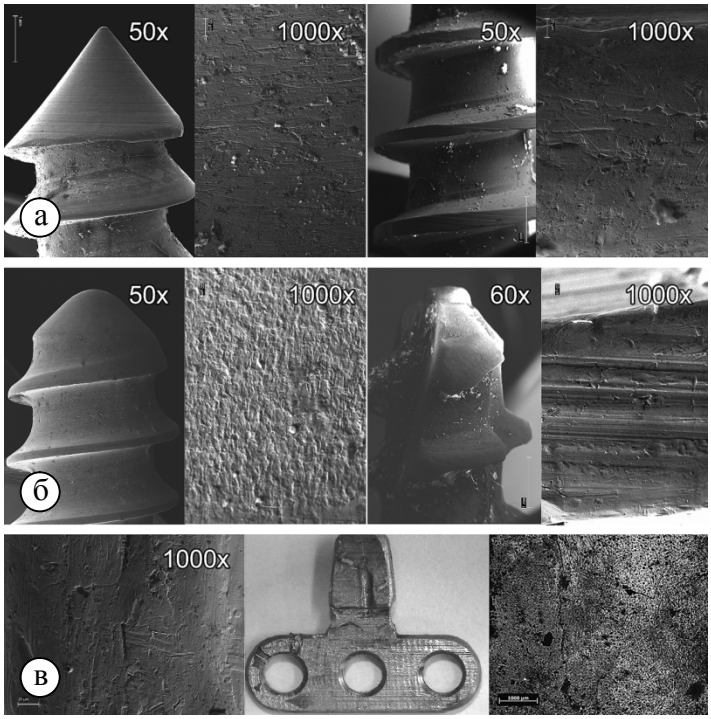

Рис. 3. Растровая электронная микроскопия конструкций, не бывших в употреблении, и через 15 мес., 3 года после имплантации:

а – поверхность винта из медицинской стали до и после имплантации;

б – поверхность винта из ВТ-6 до и после имплантации;

в – электронно-микроскопическая картина поверхности пластиночного дентального имплантата, фото удаленного имплантата и морфология.

Повреждения поверхности в комплексе с отклонениями химического состава изменяют ожидаемые физические свойства материала, прежде всего параметры пластической деформации со снижением прочности конструкций.

Аналогичные повреждения, а также неоднородность химического состава наблюдалась на поверхности конструкций из сплава ВТ-6. Содержание титана 74,9-86,6% (86,6-87,6%), ванадия – 5,24-5,42% (3,5-5,3%), алюминия – 2,58-2,43% (5,3-6,8%), кремния – 0,56-7,10% (0,1-2,3%), молибдена – 4,89-4,91% (не содержат), углерода – 4,85-4,91% (0,1%), кислорода – 19,70-24,81% (0,2%). В скобках даны показатели по ГОСТ 19807-91 (см. рис. 3).

Структура поверхности извлеченных из кости и отмытых от биологических тканей имплантатов существенно ухудшается за счет сколов на внешней резьбе винтов, коррозионных пятен, трещинообразования. В области непосредственного контакта конструкций с костью, особенно на внешней поверхности резьбы винтов, наблюдаются следы биологического материала. Существенно увеличилось содержание кислорода и углерода (см. рис. 3).

При анализе электронномикроскопических изображений поверхности излома накостных имплантатов, изготовленных методом литья из титана Grade-4, выявлены магистральные трещины (которые распространяются через поперечное сечение), вдоль которых наблюдается катастрофическое разрушение образца. Структура материала сильно неоднородна. Внутренний объем характеризуется типом зернограничного хрупкого разрушения (разрушение по границам зерен). Наружный слой характеризуется сглаженным рельефом, характерным для вязкого типа разрушения. Вероятно, основной причиной разрушения являлось наличие хрупкой внутренней области, объем которой соизмерим с размерами образца в целом (рис. 4).

Детальный микроанализ химического состава материала Grade-4 образца выявил присутствие значительного количества углерода во внутреннем объеме, превышающий 60 ат.%. На наш взгляд, углерод находится не на поверхности, а в матрице сплава. Напротив, наружный слой с пластичным рельефом излома имеет в составе почти 100 ат.% Ti. Это говорит в пользу качественного вывода о причине разрушения данного образца, обусловленного неоднородностью фазового состава и, вероятно, наличием карбидов титана в материнской фазе и по границам зерен этой фазы (см. рис. 4).

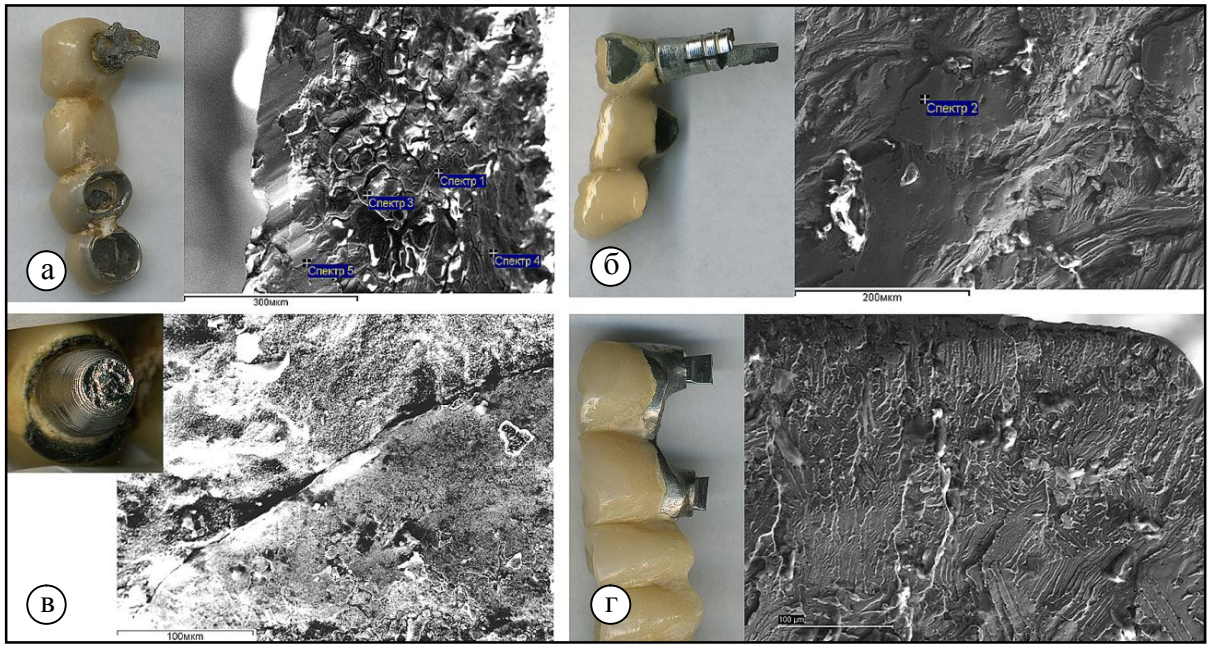

Рис. 4. Фото разрушенных дентальных имплантатов и электронно-микроскопическая картина поверхности излома:

а – накостный индивидуальный имплантат, отлитый из титана Grade-4;
б – цилиндрический четырехкорневой имплантат из никелида титана;
в – пластиночный дентальный имплантат из никелида титана;
г – винтовой двухэтапный имплантат из сплава ВТ-6.

Из анализа электронномикроскопических изображений различных областей поверхности излома дентального цилиндрического имплантата из никелида титана (перелом на уровне ножки) следует, что в объеме образца материал находился преимущественно в мартенситном состоянии с характерным мартенситным рельефом пластинчатого типа. При изучении рельефа поверхности разрушения наблюдаются ступенчатые сколы вдоль отдельных пластин с элементами вязкого разрушения. Вдоль кромки образцов такого рельефа не наблюдается. Скол соответствует хрупкому разрушению. Имеет место область локализации деформации, около которой определяется ряд поперечных трещин. Вероятное место разрушения расположено вблизи данной области.

Оценка элементного состава во внутреннем объеме образца и вблизи его кромок показывает высокую концентрацию углерода и кислорода в приповерхностном слое образца, что привело к охрупчиванию по механизму дисперсионного упрочнения частицами оксидов и карбидов титана, источниками которых являются примесные элементы – кислород и углерод. Именно это может быть причиной разрушения цилиндрического имплантата из никелида титана. Можно предположить, что в процессе изготовления имплантат подвергался чрезмерному высокотемпературному воздействию.

На электронномикроскопических изображениях поверхности излома пластиночного дентального имплантата из никелида титана (излом в области шейки) выявлена область концентрации напряжений и деформации. Следов трещин на рельефе поверхности излома не обнаружено. Сравнительный микрорентгеноспектральный анализ показал, что химический состав материала по всей площади поверхности (включая кромки) однороден. Содержание углерода, кислорода и примесных элементов минимально (см. рис. 4).

Изучение поверхности излома винтового дентального имплантата из сплава ВТ-6 выявило ямочный рельеф поверхности излома, микроуглубления соответствующие участкам с остаточными упругими напряжениями, на которых происходили рост и слияния микротрещин, что в конечном итоге привело к хрупкому разрушению (растрескиванию материала). Неравномерная структура материала с изменением элементного и фазового состава, высокая концентрация карбида титана и кислорода также способствовали разрушению материала (см. рис. 4).

Обсуждение. Одновременное комплексное воздействие на имплантированные в организм конструкции высокоактивной биологической среды, разнонаправленных механических нагрузок, контакт элементов конструкций, отличающихся по химическому составу, оказывают влияние на электрохимическое поведение, скорость и характер коррозионных процессов в сплавах титана и сталей [1, 4]. В области резких переходов сечения конструкций, дефектов имплантатов (инородные включения, раковины, царапины), а также при структурных нарушениях материала возникает сильная локализация напряжений с образованием и развитием трещин вплоть до разрушения материала [7, 8].

При анализе топографии поверхности и химического состава исследуемых образцов имплантатов, ранее не используемых для хирургического лечения, выявлены очевидные дефекты поверхности в виде царапин, раковин, следов режущих инструментов, очагов точечной коррозии, загрязнения поверхности неорганическими и органическими соединениями, а также несоответствие эталонам ГОСТ химического состава исследуемых сплавов [10, 11, 12].

Оценка поверхностей конструкций из коррозионно стойкого сплава ВТ-6, извлеченных из кости в разные сроки после имплантации, свидетельствует об изменениях рельефа поверхности за счет сколов наружных граней резьбы винтов, развития (как вширь, так и вглубь) коррозионного процесса, микроструктура материала с очагами концентрации напряжений. На поверхности внутрикостного дентального имплантата, подвергающегося значительным знакопеременным нагрузкам, выявлены трещины, идущие от коррозионных пятен. Имеет место увеличение содержание углерода и кислорода. Появление в структуре приповерхностных слоев карбида титана ослабляет сцепление оксидной пленки с подлежащим сплавом. Оксидная пленка под воздействием сжимающих напряжений деформируется и отслаивается, обеспечивая скачкообразное увеличение скорости коррозионных процессов с катастрофическим ухудшением механических свойств сплава [4]. Коррозионные изменения приповерхностных слоев

имплантатов существенно снижают адгезионные свойства материала. Формирование гликопротеинового покрытия создает условия сродства материала имплантатов с окружающими тканями, соответственно выживаемость имплантатов в организме [7, 8, 11, 12].

Изучение поверхности изломов образцов подтверждает, что изменения структуры материала в результате нарушений технологической обработки, например, при литье из технически чистого титана Grade-4 накостного имплантата, высокотемпературном воздействии при разведении ножек имплантата из никелида титана, приводят к изменению фазового и элементного состава и инициируют остаточные напряжения, охрупчивание материала [10, 12].

Воздействие на имплантат в течение длительного времени знакопеременных механических нагрузок приводит к накоплению очагов концентрации пластической (остаточной) деформации, трещинообразованию и разрушению материала с характерным изломом по волокнистому типу.

Выводы:

1. Под воздействием на имплантаты механических нагрузок, активной биологической среды в сплавах накапливаются напряжения, очаги пластической деформации, вплоть до трещинообразования.
2. Загрязнение поверхности конструкции, нарушения элементного состава и структуры сплавов ухудшают механические свойства, устойчивость к коррозии, снижаются сроки эксплуатации.

Литература:

1. Анализ основных способов остеосинтеза при лечении метадиафизарных и диафизарных переломов бедренной кости / Г.Р. Реквава [и др.] // Гений ортопедии. – 2011. – № 3. – С. 5-11.
2. Клиническое исследование влияния имплантатов, изготовленных из различных видов металлов на физическое состояние подопытных животных / Э.Б. Гатина [и др.] // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 2014. – № 4. – С. 75-78.
3. Коррозионная стойкость и биосовместимость никелида титана с обогащенным титаном наноразмерными поверхностными слоями, сформированными ионно- и электронно-лучевыми методами / Л.Л. Мейснер [и др.] // Перспективные материалы. – 2009. – № 2. – С. 32-44.
4. Коррозия и защита металлов. Ч.1. Химическая коррозия металлов: уч. пособие / Н.А. Назаренко [и др.] – Харьков: ХНУ, 2007. – 187 с.
5. Наноуровневый механизм жесткости и прочности кости / А.С. Аврунин [и др.] // Травматология и ортопедия России. – 2008. – №2 (48). – С. 77-83.
6. Хирургические осложнения при транспедикулярной стабилизации травматических поражений позвоночника / Е.К. Валеев [и др.] // Неврологический вестник. – 2008. – Т. XL. – Вып. 2. – С. 10-15.
7. Duddeck D. Surface analysis of sterile-packaged implants / D. Duddeck, J. Neugebauer // EDI Journal. – 2015. – Vol. 11, Issue 1. – P. *54-63.*
8. Identification card and codification of the chemical and morphological characteristics of 62 dental implant surfaces. Part 1: description of the Implant Surface Identification Standard (ISIS) codification system / D. M. Dohan Ehrenfest [et al.] // POSEIDO. – 2014. – Vol. 2, Issue 1. – P. 7-22.
9. Interaction of Human Osteoblast-Like Saos-2 and MG-63 Cells with Thermally Oxidized Surfaces of a Titanium-Niobium Alloy / M. Vandrovcova [et al.] // PLoS ONE. – 2014. – Vol. 9, Issue 6: e100475. doi:10.1371/journal.pone.0100475.
10. Quantitative and qualitative element-analysis of implant-surfaces by SEM [Электронный ресурс] / D.U. Duddeck [at al.] – Режим доступа: http://www.medical-instinct.de/wp-content/uploads/2015/03/Preliminary_Report_Medical_Instinct_of_BDIZ_EDI_Study_2014-2015-lowRes.pdf
11. Surface-protein interactions on different stainless steel grades: effects of protein adsorption, surface changes and metal release / Y. Hedberg [et al.] // J. Mater. Sci: Mater. Med. – 2013. – № 24. – P. 1015-1033.
12. The Improved Biological Performance of a Novel Low Elastic Modulus Implant / L. Shi, [et al.] // PLoS ONE. – 2013. – Vol. 8, Issue 2: e55015. doi: 10.1371/journal.pone.0055015