

© Группа авторов, 2001

## **Биомеханическое поведение в кости титановых имплантатов с модифицированной поверхностью**

**А.В. Карлов, И.А. Хлусов, А.В. Хохлов**

### ***Biomechanical behaviour of titanium implants with modified surface in bone***

**A.V. Karlov, I.A. Khlousov, A.V. Khokhlov**

Центр ортопедии и медицинского материаловедения Томского научного центра СО РАМН, г. Томск

На 18 интактных кроликах изучено влияние 3-х видов технологической модификации поверхности на транспедикулярную фиксацию титановых имплантатов в поясничных позвонках. Установлено, что в течение 3-х месяцев после установки титановые штифты без покрытия по сравнению с имплантатами с модифицированной поверхностью обладают наименьшим сцеплением с костной тканью. Биоинертные имплантаты с металлокерамическим электроискровым покрытием характеризуются стабильными, средними по амплитуде биомеханическими индексами, снижающимися, тем не менее, в условиях моделирования нагрузки (микроподвижности). Рентгеноаморфное (остеоиндуктивное) кальций-фосфатное покрытие, нанесенное электрохимическим методом, способствует сильной, но кратковременной фиксации титановых штифтов, регрессирующей под нагрузкой. Способность керамических (остеоиндуктивных) кальций-фосфатных материалов в 2-3 раза увеличивать показатели динамометрии имплантатов в условиях моделирования микроподвижности предполагает значительные перспективы их применения в лечении ортопедической патологии системами внешней фиксации.

Ключевые слова: кролики, позвоночник, кальций-фосфатные покрытия, имплантаты, динамометрия.

An influence of three kinds of surface technological modification on transpedicular fixation of titanium implants in lumbar vertebrae has been investigated using 18 intact rabbits. The uncoated titanium pins have been established to have the least bond with bone tissue during 3 months after their insertion in comparison with the modified-surface implants. Bioinert implants with metalloceramic electrosparking coating are characterized by stable biomechanical indices of mean range, which decrease nevertheless in the conditions of loading modelling (micromobility). Roentgen-amorphous (osteoconductive) calcium phosphate coating applied by electrochemical methods contributes to strong but short-term fixation of titanium pins, which regresses under loading. The ability of ceramic (osteoinductive) calcium phosphate materials to 2-3-fold increase of dynamometric indices of the implants in the conditions of micromobility modelling presupposes significant outlooks of their use in treatment of orthopaedic pathology using external fixation systems.

Keywords: rabbits, spine, calcium phosphate coatings, implants, dynamometry

#### ВВЕДЕНИЕ

Внешняя фиксация – это непрерывное противостояние между растущей стабильностью, обеспечиваемой созреванием костной мозоли и дестабилизирующим влиянием расшатывания погружных конструкций [16], которое является в определенной степени естественным для внешней фиксации процессом [17]. При фиксации стандартными стержнями, независимо от их типа, имеет место прогрессирующее механическое ухудшение границы раздела кость/имплантат [14], приводящее к расшатыванию [18] и возникновению инфекции (от 5% до 15 % стержневых трактов) [17]. Внутри любой системы конструкций (спиц, стержней, винтов) рекомендуется до 11 шагов, направленных на увеличение стабильности аппарата внешней фиксации [6, 17], кардинально не меняющих, по

мнению [14], ситуацию.

Для преодоления существующих проблем было предложено нанесение гидроксилатапата (ГА) на металлические имплантаты [8, 12]. В экспериментах на животных [13, 15] и в клинике [14, 16] показаны усиление остеоинтеграции кости со стержнем, увеличение прочности границы раздела и уменьшение расшатывания в случае применения стержней с ГА покрытием по сравнению с таковыми без покрытия.

Ранее нами была установлена зависимость биомедицинских свойств ортопедических имплантатов, в том числе с кальций-фосфатными покрытиями, от способа формирования их поверхности [1]. Результирующим критерием остеоинтеграционных процессов, протекающих на границе имплантат/кость, является количествен-

ный биомеханический анализ [16]. В этой связи целью работы является сравнительная динамо-

метрическая оценка фиксации в кости различных классов биосовместимых имплантатов.

#### МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

В качестве образцов для исследования использовалось 108 прутков сплава титана ВТ-16 длиной 16 мм и диаметром 2 мм без покрытия, а также с модифицированной, как описано ранее [1], поверхностью: 1) анодно-оксидная (электрохимическая), металлокерамическая пленка; 2) рентгеноаморфное кальций-фосфатное (электрохимическое) покрытие; 3) стеклокерамическое кальций-фосфатное (шликерное) покрытие, нанесенное на кальций-фосфатную подложку.

Эксперименты проведены в осенне-зимний период на 18 кроликах массой 2,9-3,2 кг. Методика введения штифтов повторяла применяемую в клинической практике установку транспедикулярного инструментария. Имплантаты вводились в три нижних поясничных позвонка попарно на глубину, составляющую в среднем 6-8 мм. В один позвонок вводились одинаковые штифты, часть из которых (28 штук) для моделирования нагрузки стягивалась попарно в верхней части хромированной проволокой. Животные выводились из эксперимента через 1,2 и 3 месяца после установки имплантатов группами по 6 кроликов. После изъятия блоков по-

звонков и фиксации их в 10 % растворе формальдегида была выполнена динамометрическая оценка абсолютной силы (Н), необходимой для разрыва сцепления имплантата и кости, на разрывной машине для испытания пластмасс Р-50. Благодаря специальному фиксатору длинная ось штифта совпадала с направлением действующей силы. Глубину погружения имплантата в костную ткань и минеральную плотность кости под штифтом оценивали на рентгенограммах при помощи программы "PhotoShop 5.0". Проводили компьютерную морфометрию изображений согласно статистике серых уровней [11]. Для устранения вариабельности рентгеновской плотности в различных позвонках условные единицы оптической плотности (у.е.о.п.) губчатой кости выражали в процентах от соответствующего показателя для кортикальной кости.

Статистическую обработку данных осуществляли согласно t-критерию Стьюдента. Проводили регрессионный анализ зависимости силы фиксации имплантатов от рентгеновской плотности кости под штифтом.

#### РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Результаты биомеханического анализа показывают, что в течение 1-2-го месяцев эксперимента прочность фиксации в кости штифтов с технологически заданными покрытиями существенно превышала таковую для самопассивирующегося титанового имплантата (табл.1). Так, через 2 месяца после установки штифтов абсолютное значение силы, необходимой для их извлечения из кости, возрастало более чем в 2-4 раза. При этом в случае имплантатов с керамической (шликерной) КФ поверхностью величины показателя достигали 440 % и 159 % ( $P < 0,05$ ) соответственно по сравнению с группой без покрытия и с металлокерамикой. К 3-му месяцу наблюдения показатели динамометрии для изделий с покрытиями, в большей степени с кальций-фосфатным аморфным и керамическим, приближались к таковому для титана без покрытия (табл. 1).

В дальнейших расчетах учитывались следующие моменты:

1. Поскольку имплантаты с металлокерамическим покрытием показывали в динамике эксперимента стабильные результаты, их динамометрические показатели были приняты за 100 % контроль для каждого кролика. Это позволяло нивелировать ошибку измерений вследствие индивидуальной реакции животных на раздра-

житель.

2. Была учтена различная глубина погружения штифтов в кости, что позволило получить силу прикрепления кости на единицу длины имплантата в кости (Н/м).

Оказалось, что согласно общим (без учета нагрузки) динамометрическим индексам наименьшей прочностью фиксации обладают титановые имплантаты без покрытия (табл.2). В частности, ко 2-му месяцу их показатели были снижены по сравнению с штифтами с металлокерамической поверхностью практически в 5 раз. Напротив, различные типы КФ покрытий резко увеличивали значения динамометрического теста. Так, электрохимическое покрытие к 1-му месяцу, а керамическое – к 1-2-му месяцам более чем на 50-100 % повышало сцепление имплантатов с костью.

Дифференцированно проявляли себя имплантаты с различным типом покрытий в условиях моделирования нагрузки (микроподвижности) (табл. 3, 4). Если в обычных условиях аморфное (электрохимическое) КФ покрытие давало прирост динамометрического показателя (более чем на 82 %, 1 месяц,  $P < 0,05$ ), то под нагрузкой отмечалось, как и в случае металлокерамического покрытия (2-й месяц), практически двукратное падение фиксации имплантатов. В то же время

прилагаемая нагрузка на штифты с керамическим (шликерным) КФ слоем значительно усиливала (более чем на 130-150 %, 1-2-й месяцы наблюдения) их сцепление с костью, достигавшее статистических различий с другими группами сравнения. При этом падение по сравнению с металло-керамическим (анодно-оксидным) покрытием биомеханических параметров керамического КФ покрытия (табл. 1, 3), в отличие от аморфного КФ покрытия, не имело драматического характера в случае исключения влияния на измерения индивидуальной нормы реакции животных на раздражитель (табл. 2, 4).

Разнонаправленные процессы были установлены при исследовании соответствия динамометрических показателей и рентгеновской плотности под штифтом. В условиях приложения нагрузки для имплантатов с металлокерамическим слоем оба показателя имели тенденцию к

снижению, с аморфным КФ покрытием – к увеличению плотности под штифтом при уменьшении фиксации в кости, с керамическим КФ покрытием – неизменную плотность под штифтом при тенденции к возрастанию момента извлечения имплантатов из кости (табл. 5). Регрессионный анализ показал различное поведение имплантатов без нагрузки (рис.1). Коэффициент регрессии силы извлечения имплантатов оказался положительным ( $b=32,8$ ) для аморфного КФ покрытия, отрицательным ( $b=-2,23$ ) для металло-керамического и резко отрицательным ( $b=-18,75$ ) – для керамического КФ покрытия (рис. 1). При этом в условиях имитации нагрузки на штифты имело место усиление негативной зависимости показателей для металлокерамики, инверсия коэффициента регрессии в противоположные стороны для аморфного и керамического КФ покрытий соответственно (рис. 1).

Таблица 1.

Влияние модификации поверхности на силу фиксации (Н) титановых имплантатов в кости позвонков кролика,  $X \pm m, P$

Срок наблюдения	Без покрытия	Металлокерамическое покрытие	Аморфное кальций-фосфатное покрытие	Керамическое кальций-фосфатное покрытие
1 мес	64,55±8,07	67,19±5,05	86,32±18	87,5±17,62
2 мес	21,85±6,84	60,63±7,89*	49,18±8,15*	96,16±11,34*#
3 мес	37,65±28,85	54,64±4,55	35,68±6,88#	37,2±4,53#

Примечание: здесь и в табл.2-4 (\*) отмечены достоверные различия с титаном без покрытия; (#) – с металлокерамической модификацией поверхности согласно t-критерию Стьюдента.

Таблица 2.

Общие динамометрические индексы (% от металлокерамики, с учетом глубины погружения) титановых имплантатов с модифицированной поверхностью,  $X \pm m, P$

Срок наблюдения	Без покрытия	Металлокерамическое покрытие	Аморфное кальций-фосфатное покрытие	Керамическое кальций-фосфатное покрытие
1 мес	69,31±1,0#	100±8,21	153,30±21,75*#	198,33±42,14*#
2 мес	23,12±7,76#	100±14,89	77,65±11,74*	205,41±35,93*#
3 мес	42,88±17,29#	100±11,18	66,55±14,42	84,04±9,93*

Таблица 3.

Динамометрические индексы (Н/м) титановых имплантатов с модифицированной поверхностью в различные сроки после имплантации,  $X \pm m, P$

Срок наблюдения	Металлокерамическое покрытие		Аморфное кальций-фосфатное покрытие		Керамическое кальций-фосфатное покрытие	
	Без нагрузки	С нагрузкой	Без нагрузки	С нагрузкой	Без нагрузки	С нагрузкой
1 мес	828±68	-	1441±289	785±55&	782±385	1500±75
2 мес	1255±219	665±100 &	713±546	586±85	1323±422	1702±445#
3 мес	960±72	760±87	415±114#	566±104	390±71#	-

Примечание: здесь и в табл. 4 (&) отмечены достоверные различия с соответствующими показателями без нагрузки согласно t-критерию Стьюдента.

Таблица 4.

Динамометрические индексы (% от металлокерамики, с учетом глубины погружения) титановых имплантатов с модифицированной поверхностью в различные сроки после имплантации,  $X \pm m, P$

Срок наблюдения	Металлокерамическое покрытие		Аморфное кальций-фосфатное покрытие		Керамическое кальций-фосфатное покрытие	
	Без нагрузки	С нагрузкой	Без нагрузки	С нагрузкой	Без нагрузки	С нагрузкой
1 мес	100±8,21	-	182,49±28,75#	124,11±8,71	84,04±45,85	237,16±11,87&
2 мес	100±17,23	100±15,19	67,26±51,84	88,05±12,71	125,49±32,94	255,94±66,87#
3 мес	100±15,49	100±15,0	50,89±16,15#	79,07±20,05	84,04±9,93	-

Таблица 5.

Влияние нагрузки на рентгеновскую плотность (у.е.о.п.) и силу фиксации (Н/м) в позвонках кролика титановых имплантатов с модифицированной поверхностью в течение всего периода наблюдений, X±m

Показатель	Металлокерамическое покрытие		Аморфное кальций-фосфатное покрытие		Керамическое кальций-фосфатное покрытие	
	Без нагрузки	С нагрузкой	Без нагрузки	С нагрузкой	Без нагрузки	С нагрузкой
Плотность под штифтом	123,57±4,89	118,11±5,45	115,55±7,12	122,11±4,22	120,27±6,16	119,75±15,34
Сила фиксации	851,29±78,57	705,88±76,33	725,08±266,85	510,25±70,6	1020,44±362,84	1634,67±313,7

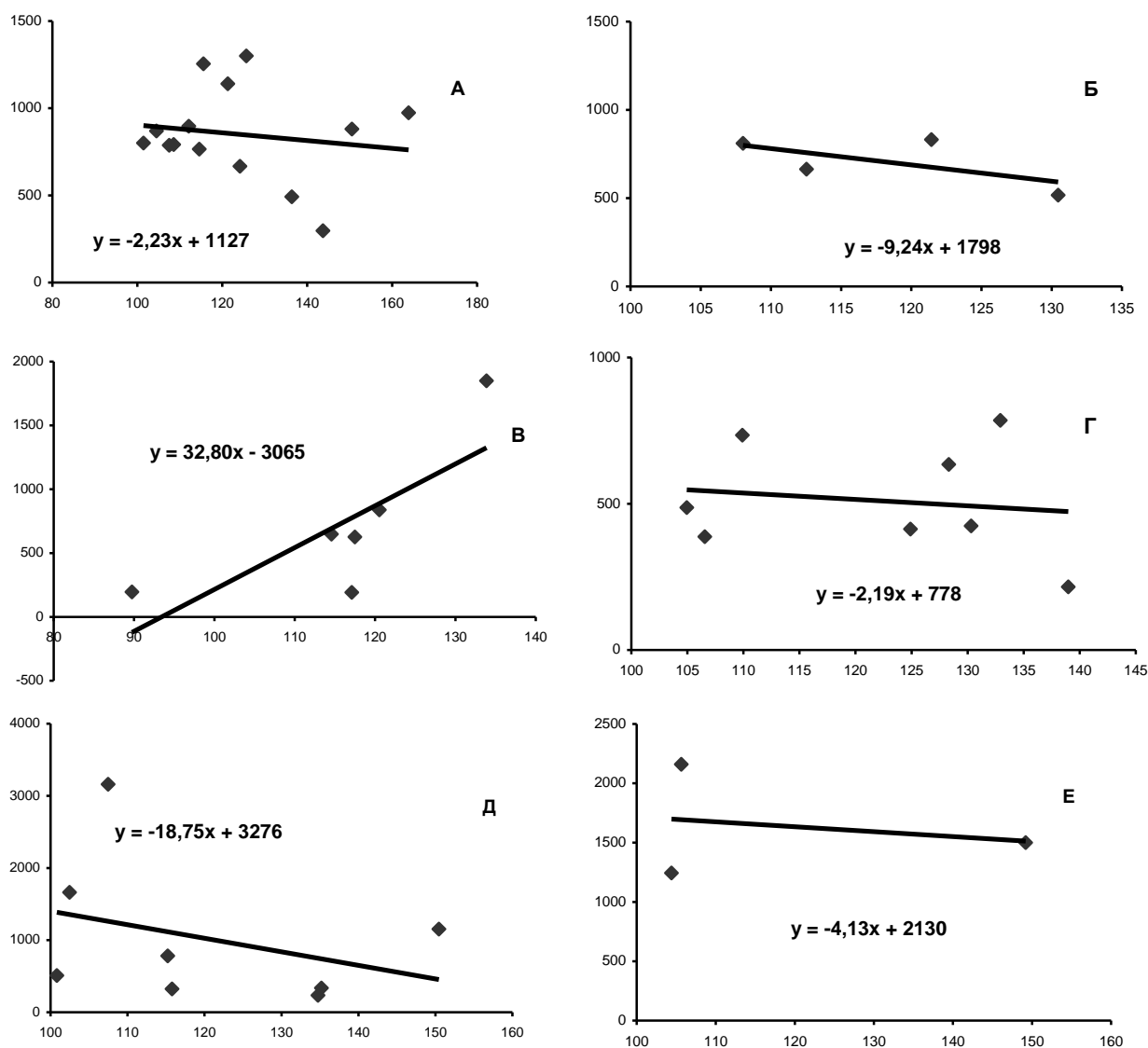


Рис. 1. Зависимость между рентгеновской плотностью кости и фиксацией титановых имплантатов с металлокерамическим (А), аморфным кальций-фосфатным (В) и керамическим кальций-фосфатным (Д) покрытиями без нагрузки и под нагрузкой (Б, Г, Е соответственно). По осям абсцисс – рентгеновская плотность (%), по осям ординат – сила фиксации (Н/м).

### ОБСУЖДЕНИЕ

Стабильность конструкции кость-фиксатор является одним из важнейших факторов успешного лечения переломов системами внешней фиксации (СВФ). Тем не менее, вследствие постоянных напряжений постепенное механическое расшатывание имплантатов рассматривает-

ся как обычное явление [17]. С одной стороны, повышения прочности границы раздела кость/имплантат можно добиться медленным эволюционным совершенствованием СВФ. Однако это направление достигло высшей критической точки развития, поскольку, несмотря на

видимую простоту, требует от ортопеда значительного опыта и развивается в основном в специализированных центрах [5]. При этом осложнения (расшатывание, инфекция) возникают и в случае правильного управления СВФ [18].

На наш взгляд, более перспективным направлением является улучшение остеоинтеграции ортопедических имплантатов посредством новых классов материалов, устраняющих нежелательные реакции на границе кость/имплантат и обладающих, таким образом, высокой биосовместимостью [4,21]. Ранее нами была показана способность имплантатов из титановых сплавов с модифицированной поверхностью проявлять биоинертные свойства (анодно-оксидное металлокерамическое покрытие), а также биоактивные потенции, связанные с остеокондукцией (аморфное КФ покрытие) и остеоиндукцией (керамическое КФ покрытие) [1]. При этом если встречаются работы по биомеханическому анализу (динамометрической оценке) остеоинтеграции имплантатов с модифицированной поверхностью в длинных трубчатых костях, в основном А.Могони с соавт. (1997,1998,2000)[13-16] и некоторых других исследователей [9], то в вертебологии данный вопрос практически не изучен.

Динамометрическая оценка фиксации имплантатов с различной поверхностью в костной ткани позвонков кроликов показала, что существует определенная динамика их биомеханического поведения, тесно связанная с технологией изготовления (табл.1-4). Вследствие обычного для динамометрии значительного разброса данных [13] были выполнены расчеты (учет глубины погружения штифтов, устранение влияния индивидуальных особенностей животных), позволившие добиться удовлетворительных результатов.

Коррозия имплантированного материала является одним из факторов, снижающих его биосовместимость. Титан и его сплавы более устойчивы к коррозии в телесных жидкостях по сравнению с нержавеющей сталью, кобальт-хром-молибденовыми и кобальт-хром-никелевыми сплавами вследствие формирования защитной оксидной пленки с диэлектрическими свойствами (процесс самопассивирования) [10]. Тем не менее, существует проблема незначительной прочности и сопротивления на износ, существенной фрикционной коррозии пассивного слоя, образующегося на титане [21], что проявлялось в относительно слабой, снижающейся со временем фиксации в кости титановых имплантатов без искусственного покрытия (табл. 1, 2).

Выходом из ситуации является модификация поверхности, повышающая толщину и твердость оксидного слоя с соответствующим увеличением биоинертности титанового имплантата [10, 20, 21], что может быть достигнуто, например, электрохимическим способом [1].

Штифты с металлокерамикой обладали более высокой и стабильной прочностью фиксации в костной ткани (табл. 1, 3), что позволило принять их динамометрические показатели за 100 % контроль для других имплантатов (табл. 2, 4).

Однако в условиях моделирования нагрузки, когда, по-видимому, имела место микроподвижность штифтов, отмечалось резкое падение величин динамометрического теста (2-3 месяца, табл. 3), сопровождавшееся тенденцией к снижению рентгеновской плотности костной ткани под штифтом (табл. 5). В частности, к 3-му месяцу эксперимента у всех кроликов радиопрозрачность кости в зоне введения биоинертных штифтов под нагрузкой достоверно увеличивалась на 4-21 %. Радиопрозрачность указывает на механическое расшатывание имплантатов [14] и снижение минеральной плотности кости [3]. При этом коэффициент регрессии находящихся под нагрузкой биоинертных имплантатов сдвигался в резко отрицательную сторону (рис.1). Это могло свидетельствовать о соединительно-тканной прослойке между биоинертными штифтами и костной тканью, поскольку механическая, физико-химическая и биологическая нестабильность приводят к прорастанию соединительной ткани между поверхностью биоматериалов и костью [20].

Следующим шагом в повышении остеоинтеграции имплантатов представляется модификация поверхности путем нанесения КФ материалов, улучшающих биосовместимость изделий [10, 12-16, 21], придающих им остеокондуктивные и остеоиндуктивные свойства [1]. Действительно, аморфное КФ покрытие (1 месяц) и в большей степени биокерамический КФ слой (1-2 месяца) способствовали повышенной в 1,5-2 раза прочности фиксации титановых имплантатов в кости позвонков кролика (табл. 1-4). Возрастание данных динамометрии носило, тем не менее, конечный характер, вероятно, вследствие постепенной биодеградации покрытий, обусловленной технологическими моментами их формирования и активным взаимодействием с костной тканью. Аналогичное биомеханическое поведение КФ покрытий, нанесенных на металлические подложки, отмечено в работе [19].

Так, имплантаты с аморфным (остеоиндуктивным) КФ покрытием к 3-му месяцу снижали сцепление с костью до значений, соответствующих самопассивированному титану. При этом дополнительная нагрузка ускоряла процесс расшатывания штифтов с увеличением минеральной плотности окружающей костной ткани (табл. 5), по-видимому, вследствие прогрессирующей химической (биохимической) деградации покрытия. Об этом свидетельствует также отрицательный коэффициент зависимости динамометрии и рентгеновской плотности кости (рис. 1).

Напротив, согласно регрессионному анализу, без нагрузки бифазный (95 % гидроксилатапата,

5% трикальций-фосфата) КФ керамический, макропористый слой (линейный размер пор  $211 \pm 15$  мкм), обладающий остеоиндуктивными свойствами [1], при максимальной в начальных точках исследования прочности фиксации в кости насыщает окружающую ткань растворимой фазой (рис. 1), которая может быть представлена трикальций-фосфатом [7]. Однако в условиях микродвижений диффузия минералов становится взаимной (коэффициент регрессии сдвигается в положительную сторону, рентгеновская плотность практически не меняется), что связано, вероятнее всего, с ремоделированием гидроксилapatитовой фазы покрытия, вызывающим соответствующий рост остеointеграции штифтов еще на 100-200 % (табл. 4, 5).

Обусловленное гидроксилapatитовым покрытием усиление прочности связывания на границе раздела имплантат – костная ткань отмечена не только в здоровой, но и в остеопороз-

ной кости, а также в условиях инфекции стержневого тракта [14, 16]. Тем не менее, ремоделирование материала покрытия в динамике эксперимента, предположительно протекающее через механизмы клеточной биорезорбции, приводит к постепенному снижению фиксации остеиндуктивных имплантатов в кости, не имеющему в то же время драматического характера (табл. 2, 4).

Данные динамометрии укладываются в ранее сформулированную нами концепцию "интеллектуальности" (информативности) имплантатов [2], согласно которой шкала соответствия их технологических и биомедицинских свойств, определяющая остеointеграционные процессы, располагается следующим образом: остеиндуктивные > остеокондуктивные > биоинертные имплантаты. Это предполагает целесообразное использование разнообразных имплантатов согласно конкретной клинической ситуации.

#### ВЫВОДЫ

1. Титановые штифты с самопассивирующимся оксидным поверхностным слоем по сравнению с имплантатами с технологически модифицированной поверхностью обладают наименьшим сцеплением с костной тканью позвонков интактных кроликов.

2. Биоинертные имплантаты с металлокерамическим анодно-искровым покрытием характеризуются стабильными, средними по амплитуде биомеханическими индексами, снижающимися, тем не менее, в условиях моделирования нагрузки (микродвижности).

3. Аморфное (остеоиндуктивное) кальций-

фосфатное покрытие, нанесенное анодно-искровым (электрохимическим) методом, способствует сильной, но кратковременной фиксации титановых штифтов в кости, регрессирующей под нагрузкой.

4. Способность керамических (остеоиндуктивных) кальций-фосфатных материалов в 2-3 раза увеличивать показатели динамометрии имплантатов в условиях моделирования микродвижности предполагает значительные перспективы их применения в лечении ортопедической патологии системами внешней фиксации.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Остеоиндуктивные, остеокондуктивные и электрохимические свойства кальцийфосфатных покрытий на титановых имплантатах и влияние их на минеральный обмен при переломах трубчатых костей в эксперименте / А.В. Карлов, В.И. Верещагин, В.П. Шахов и др. // Гений ортопедии. - 1999. - № 4. - С.28-33.
2. Карлов А.В., Хлусов И.А. Регулируемые клеточные и тканевые механизмы оптимальной биомеханики аппаратов внешней фиксации // Новые технологии в медицине: Тез. науч. практ. конф. с междунар. участ. - Курган, 2000. - Ч. II. - С. 185-186.
3. Свешников А.А., Якубов Ю.Н., Макушин В.Д. Лучевая диагностика репаративного костеобразования при лечении оскольчатых переломов плечевой кости // Медицинская радиология. - 1989. - Т. 34, № 10. - С. 17-20.
4. Bruijn I.D. Calcium phosphate biomaterials: Bone-bonding and biodegradation properties. - Leiden, 1993. - 170 p.
5. Catagni M.A. Upgrade of the Ilizarov method // European Instructional Course Lectures. - 1999. - Vol. 4. - P. 152-158.
6. Chao E.Y.S., Aro H. Biomechanics of fracture fixation // Basic Orthopaedic Biomechanics / Ed. by V.C. Mow, W.C. Hayes. - N.Y.: Raven Press, 1991. - P. 293-336.
7. Daculsi G. New technology for calcium phosphate bioactive ceramics in bone repair // Med. Biol. Eng. Comput. - 1999. - Suppl. 2. - Part. II. - P. 1598-1599.
8. De Groot K. Bioceramics consisting of calcium phosphate salts // Biomaterials. - 1981. - Vol. 1, N 1. - P. 47-50.
9. Ellingsen J.E. Pre-treatment of titanium implants with sodium fluoride improves their retention in bone // 12<sup>th</sup> European Conference on Biomaterials: abstracts, 10-13 Sept 1995, Porto, Portugal. - Porto, 1995. - P.37.
10. Imam M.A., Fraker A.C. Titanium alloys as implant materials // Medical Applications of Titanium and its Alloys: the material and biological issues, ASTM STP 1272 / Ed. by S.A. Brown and J.E. Lemons. - ASTM, 1996. - P. 3-16.
11. Measurement of bone mineral density using trabecular patterns of conventional X-ray films / Lee S., Park S.H., Pyo H.B., Kim S. // Med. Biol. Eng. Comput. - 1999. - Suppl. 2. - Part. II. - P. 1066-1067.
12. Improvement of the bone pin interface with hydroxyapatite coating: an in vivo long term experimental study / A. Moroni, L. Orienti, S. Stea, M. Visentin // J. Orthop. Trauma. - 1996. - Vol. 10. - P. 236-242.
13. Biomechanical, scanning electron microscopy, and microhardness analyses of the bone-pin interface in hydroxyapatite coated versus uncoated pins / A. Moroni, V.L. Caja, M.C. Maltarello et.al. // J. Orthop. Trauma. - 1997. - Vol. 11, N 3. - P. 154-161.
14. Enhanced fixation with hydroxyapatite coated pins / A. Moroni, P. Aspenberg, S. Toksvig-Larsen et.al. // Clin. Orthop. - 1998. - N 346. - P.171-177.
15. A comparison of hydroxyapatite-coated, titanium-coated, and uncoated tapered external-fixation pins. An in vivo study in sheep / A.

- Moroni, S. Toksvig-Larsen, M.S. Maltarello et al. // J. Bone Jt. Surg. - 1998. – Vol. 80-A, No 4. – P. 547-554
16. Hydroxyapatite-coated pins dramatically improve the strength of fixation / A. Moroni, C. Faldini, F. Vannini et.al. // Proceedings of the 13<sup>th</sup> Int. Symp. on Ceramics in Medicine. - Bolona, 2000. - P. 1037-1042.
17. Nepola J.V. External fixation // Rockwood and Green's fractures in Adults. Four Edition. - Philadelphia: Lippincot-Raven Publishers, 1996. - Vol. 1. - P. 229-304.
18. Pettine K.A., Chao E.Y., Kelly P.J. Analysis of the external fixator pin-bone interface // Clin. Orthop. - 1993. -Vol. 293. - P. 18-27.
19. Attachment strength and histology of hydroxylapatite coated implants / K.A. Thomas, S.D. Cook, J.F. Kay et.al. // Proc. 5<sup>th</sup> South. Biomed. Eng. Conf. - N.Y., 1986. - P. 205-210.
20. Thull R. Naturwissenschaftliche Aspekte von Werkstoffen in der Medizin // Naturwissenschaften. - 1994. -Bd. 81, H. 11. - S. 481-488.
21. Thull R. Werkstoffkundliche Oberflächeneigenschaften knochenimplantierbarer Biomaterialien // Jahrbuch für orale Implantologie. - 1994. - P. 55-69.

Рукопись поступила 02.04.01.

---

## Предлагаем вашему вниманию



**В.И. Шевцов, А.В. Попков**  
**Оперативное удлинение нижних конечностей**  
Москва: Медицина, 1998 – 192с.

В монографии проанализирован мировой опыт по уравниванию укороченных конечностей врожденной и приобретенной этиологии. На основе экспериментальных разработок и клинического опыта Российского научного центра «Восстановительная травматология и ортопедия» имени акад. Г.А. Илизарова расширены современные представления о регенерации тканей конечности в условиях чрескостного дистракционного остеосинтеза. Отражены последние достижения в удлинении конечности, основанные на современных методах исследования. Особый интерес представляют новые клинические данные о состоянии кровоснабжения конечности, обменных процессах и их нейрогуморальном регулировании. Представлены последние методики чрескостного дистракционного остеосинтеза аппаратом Илизарова, классификация, биомеханические основы управления остеосинтезом и регенеративными процессами.

---