Результаты спектрального анализа удаленных сломанных имплантов после остеосинтеза длинных костей конечностей

В.В. Ложкин, В.И. Зоря

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования
«Московский государственный медико-стоматологический университет им. А.И. Евдокимова»
Министерства здравоохранения Российской Федерации, г. Москва, Россия

Results of spectral analysis of extracted broken implants after osteosynthesis of long bones

V.V. Lozhkin, V.I. Zorya

A.I. Evdokimov Moscow State University Medical and Dental, Moscow, Russian Federation

Введение. С расширением показаний для остеосинтеза и увеличением количества установленных имплантов современная оперативная травматология продолжает сталкиваться с таким осложнением как перелом металлофиксатора. Часто причиной перелома становится некорректный остеосинтез или неправильно выбранный имплант, однако иногда причины осложнения остаются неизвестными. **Цель.** Установить необходимость спектрального анализа при оценке случаев разрушения металлофиксатора после остеосинтеза длинных костей конечностей, а также определить частоту нарушений в составе имплантов, используемых для остеосинтеза костей конечностей. **Материалы и методы.** Мы провели спектральный анализ 16 извлеченных сломанных имплантов у 15 пациентов, прооперированных в ДКБ им. Семашко, ГКБ № 17 и ГКБ № 68. Исследовали металлофиксаторы как для интра-, так и для экстремедуллярного остеосинтеза. **Результаты.** Из 16 исследованных имплантов полностью отвечали стандартам 5 – два стальных и три титановых металлофиксатора – 31,25 %, остальные 11 – не отвечали существующим международным стандартам (68,75 %). **Дискуссия.** В ряде случаев (например, у стальных имплантов) отклонения были существенными. У титановых имплантов отмечена вариабельность сплавов. В связи с тем, что эти отклонения могут играть роль в разрушении металлофиксаторов, мы считаем, что такое исследование как спектрография должно быть рекомендовано для анализа случаев разрушения имплантов.

Ключевые слова: остеосинтез, осложнения, переломы имплантов

Introduction Along with expansion of the types of metal implants and indications to osteosynthesis with their application, contemporary operative traumatology continues to meet with such a complication as metal fixator breakage. The frequent cause of fixator failure is an incorrect osteosynthesis or an improperly chosen implant. Quite often, the cause of the complication remains unknown. The purpose of our study was to establish the need for spectral analysis in assessing the cases of metal fixator collapse after osteosynthesis of long bones as well as to determine the rate of the composition defects of the implants used for osteosynthesis of limb bones. **Methods** We performed a spectral analysis of 16 broken implants extracted from 15 patients operated on in Semashko Hospital, State Hospital No. 17 and State Hospital No. 68. The group included metal implants for both intra- and extramedullary osteosynthesis. **Results** Of the 16 implants studied, five (31.25 %) complied completely with the requirements of the standard, two stainless steel and three titanium metal implants among them; eleven implants (68.75 %) did not meet the international standards. **Discussion** In a number of cases (for example, with stainless steel implants) the deviations were significant; variability of the alloys was also noted in titanium implants. Because these deviations in composition may play a role in the destruction of metal fixators, we believe that such a study as spectrography should be recommended for the analysis of cases of implant breakage.

Keywords: osteosynthesis, complications, implant breakage

ВВЕДЕНИЕ

По данным зарубежной и отечественной литературы, частота переломов металлофиксаторов при остеосинтезе различных сегментов конечностей составляет от 4 до 7,2 %, и тенденции к снижению этого показателя не отмечается, несмотря на совершенствование методик остеосинтеза и улучшение качества имплантов. Это, в первую очередь, обусловлено ростом травматизма среди населения, а также расширением показаний к оперативному лечению.

Исследования разрушенных имплантов проводятся достаточно редко. Мы проанализировали имеющиеся в журналах сообщения о такого рода исследованиях.

В. Gervais с соавторами приводят результаты исследований в данном направлении. По их данным, из 130 переломов бедра, синтезированных при помощи пластины LCP, в 27 случаях развились те или иные осложнения, которые, в свою очередь, в 18 случаях привели к повторной операции. По частоте осложнений на первом месте – замедленная консолидация, затем – нестабильность фиксации и перелом импланта [1].

Анализируемая ими пластина LCP для дистального отдела бедренной кости длиной 242 мм на десять отверстий. Пластина проксимально была фиксирована тремя блокирующими и двумя кортикальными винтами. Разрушение импланта произошло вследствие падения пациента в послеоперационном периоде менее чем два года спустя. Выявлен перелом импланта и двух винтов – по одному кортикальному и блокирующему.

Было проведено исследование химического, микроструктурного состава пластины и изучены механические свойства. Анализ места перелома пластины выявил усталостный перелом импланта (на протяжении 85 % с одной стороны отверстия и до 30 % – с другой). Сканирующая микроскопия подтвердила эти данные, выявив характерные для усталостного перелома изменения в структуре импланта. Аналогичные выводы были сделаны и в отношении сломанных винтов.

По подсчетам авторов, пластина с момента операции выдержала 1642500 циклов нагрузки. На основании отсутствия выраженных дефектов в пластине авторы де-

лают выводы, что причинами усталостного перелома являлась чрезмерная физическая нагрузка на ногу пациента, а также мостовидная фиксация, в результате чего большое количество отверстий в зоне перелома было не использовано и являлось зоной концентрации больших нагрузок. Падение пациента является, с точки зрения авторов, лишь заключительным этапом, и если бы усталостного повреждения не было, то имплант должен был выдержать чрезмерную нагрузку.

J.B. Marcomini с соавторами провели анализ стальной LCP пластины, установленной 83-хлетнему пациенту с косым переломом диафиза бедра. Первая пластина была удалена у пациента спустя 4 месяца после остеосинтеза из-за потери фиксации, вторая – через шесть месяцев из-за разрушения импланта [2].

Авторы также произвели анализ химического и микроструктурного анализа пластин, фрактографию.

Они обнаружили, что химический состав пластины не подходит под текущие стандарты сплавов для ортопедических имплантов за счет превышения содержания фосфора практически в два раза от максимально допустимого. Кроме того, холодная технология изготовления пластины приводит к повышенной хрупкости импланта.

Таким образом, основной причиной перелома этого импланта стало нарушение как технологии изготовления, так и химического состава пластины.

C.R.F. Azevedo анализировал случай перелома титановой миллиметровой реконструктивной пластины на 13 отверстий.

Пластина была изучена на изменение химического состава, микроскопия и фрактография также были применены.

Химических отклонений от стандарта ISO 5832-2 не было отмечено. При микроструктурном анализе были выявлены следы коррозии, свидетельствующие об изменениях в местах контакта пластины с естественными жидкостями организма.

Автор заключает причину перелома в изменениях, вызванных коррозией металла и последующим усталостным напряжением. Вероятной причиной усталостного перелома автор указывает либо изначально нестабильную фиксацию перелома вследствие хирургической техники, или возникшую в дальнейшем резорбцию костной ткани в месте проведения винтов [3].

L. Guerra-Fuentes с соавторами анализировали случай перелома клинковой пластины для остеосинтеза переломов дистального отдела бедра. Перелом пластины наступил на 4 месяце у 53-летнего пациента.

Химический состав соответствовал нормам стандарта ASTM F-138-00 для стальных пластин.

Фрактография пластины показала усталостный

характер перелома с финальным разломом от усилия. Микрография подтвердила эти предположения. Разрушение импланта автор связывает с фреттингом и длительными циклическими нагрузками, вызванными неидеальным моделированием пластины по поверхности кости. Сопутствующий остеопороз привел к нестабильности фиксации и разрушению импланта [4].

H. Amel-Farзад с соавторами исследовал случай перелома DCS пластины также для дистального отдела бедра. Пластина была удалена у пациента спустя два года после остеосинтеза на фоне сросшегося перелома. Предположительно, перелом возник в первые несколько месяцев до окончательной консолидации перелома.

Даже при визуальном исследовании авторы обнаружили следы коррозионного повреждения, которому способствовали сульфидные включения, выявленные при металлографии. Химический анализ состава пластины обнаружил существенные отличия от рекомендованного при изготовлении имплантов из медицинской стали. Авторы считают это основной причиной перелома импланта. Механизм перелома они описывают как последовательный процесс коррозии металла. Соответствие стандартам химического состава, по их мнению, должно было предотвратить разрушение [5].

N. Thapa с коллегами исследовал сломанную компрессирующую пластину на 10 отверстий с возможностью применения как блокирующих, так и кортикальных винтов с помощью металлографического и фрактографического анализа. Основной причиной перелома стала усталость металла и коррозия. Перелом фиксатора начался с коррозии в области металлического включения, затем вследствие действия коррозии и сил напряжения перелом распространился. Пластина проработала примерно 2035 циклов нагрузки после начала процесса. К сожалению, в анализе отсутствуют клинические данные о пациенте [6].

В таблице 1 приведен обзор выбранных исследователями методов анализа сломанных металлофиксаторов.

Почти все исследователи используют химический анализ, однако лишь в двух случаях авторы исследования делают заключение о влиянии химического состава импланта на последующее его разрушение.

Целью нашего исследования было установить необходимость спектрального анализа при оценке случаев разрушения металлофиксатора после остеосинтеза длинных костей конечностей, а также определить частоту нарушений в составе имплантов, используемых для остеосинтеза костей конечности.

Учитывая приведенные данные литературы, спектральный анализ должен являться неотъемлемой частью оценки случаев перелома (разрушения) имплантов.

Таблица 1

Анализ использованных методов исследования при изучении случаев разрушения металлофиксаторов

Автор исследования	Химический анализ	Фрактография	Механический анализ
Benjamin Gervais	+	+	+
J.B. Marcomini	+	+	+
C.R.F. Azevedo	+	+	—
L. Guerra-Fuentes	+	+	—
H. Amel-Farзад	+	+	+
Nirajan Thapa	+	+	+

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Данная публикация является частью диссертационного исследования по теме «Разрушение металлофиксаторов при остеосинтезе длинных костей конечностей».

Учитывая все многообразие используемых имплантов в

травматологии при остеосинтезе, большое количество поставщиков (европейских, азиатских и отечественных), мы решили проанализировать состав сплава тех имплантов, которые были удалены у пациентов, проходивших лечение в трех стационарах г. Москва: ДКБ им. Семашко, ГКБ № 68 и ГКБ № 17. Количество пациентов в исследовании составило 15 человек, число имплантов – 16. Пациенты были госпитализированы в отделения травматологии как по экстренным показаниям, так и в плановом порядке по направлениям из поликлиник. Два исследуемых импланта были интрамедуллярными штифтами с блокированием, остальные – металлофиксаторы для экстремедуллярного остеосинтеза.

Исследование проводилось на базе НТЛ «Прибор» методом рентгеновской флуоресцентной спектроскопии. Данный метод позволяет определить содержание элементов в кристаллической решетке исследуемого объекта и широко применяется в металловедении для определения состава сплава. Исследование проводилось прибором Innov-x Alpha 2000.

Все импланты на исследование доставлялись в виде двух фрагментов, прошедших соответствующую обработку после извлечения их во время операции реостеосинтеза/удаления металлофиксатора. Измерения проводились минимум в четырех точках: в удалении от места скола и непосредственно в месте перелома импланта

для исключения отклонений в измерениях. По результатам исследования все импланты были разделены на три большие группы: стальные (нержавеющая медицинская сталь – 7 образцов – 44 %), титановые (3 образца – 19 %), импланты из легированного титана (6 образцов – 37 %).

Далее мы проверяли соответствие установленного состава сплава с действующими в России ГОСТами. На данный момент для указанных групп имплантов на территории РФ действуют три стандарта, которые основаны на рекомендациях международной группы ISO. Это ГОСТ Р ISO 5832-1:2010 (нержавеющая сталь), ГОСТ Р ISO 5832-2:2014 (нелегированный титан) и ГОСТ Р ISO 5832-3:2014 (легированный титан). Кроме этого, мы проверяли соответствие стальных имплантов ГОСТу на стандартный сплав, часто используемый и для производства внутренних имплантов – это сплав нержавеющей стали 316L. ГОСТы, принятые на основе документов Международной Ассоциации по стандартизации, в целом отвечают международным, имеются лишь расхождения в ГОСТе ISO 5832-1. В России действует стандарт 2010 года, тогда как Ассоциацией принят документ от 2016 года.

В этих стандартах определяются как химический состав сплавов, которые используются для изготовления хирургических имплантов, так и физические свойства данных имплантов.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Данные, полученные нами при спектральном анализе по трем различным группам имплантов, мы разде-

лили и сопоставили с соответствующими изучаемыми стандартами (табл. 2, 3, 4).

Таблица 2

Результаты спектрального анализа разрушенных стальных имплантов

Пластина	Замер	Fe	Cu	Ni	Mo	Cr	Mn
1	1,1	69,53	0,22	10,46	0,16	18,27	0,62
	1,2	69,67	0,2	10,66	0,15	17,98	0,63
	1,3	69,40	0,25	10,48	0,15	18,23	0,67
	1,4	69,31	0,2	10,76	0,16	18,18	0,68
2	2,1	68,78	0,22	11,74	0,13	17,28	1,2
	2,2	68,99	ND	12,07	0,12	17,17	1,03
	2,3	68,67	0,18	11,91	0,12	17,32	1,19
	2,4	68,66	0,23	12,02	0,13	17,16	1,12
3	3,1	70,71	0,18	10,57	0,14	17,26	0,30
	3,2	70,79	ND	10,7	0,14	17,40	0,19
	3,3	70,67	0,16	10,44	0,15	17,30	0,34
	3,4	70,78	0,16	11,15	0,15	16,65	0,31
4	4,1	68,56	0,12	10,53	0,11	19,06	0,70
	4,2	68,91	ND	10,57	0,10	18,86	0,66
	4,3	68,62	ND	10,63	0,11	18,96	0,73
	4,4	68,86	ND	10,65	0,12	18,75	0,68
5	5,1	62,34	ND	15,08	2,88	17,96	1,75
	5,2	62,12	ND	15,45	2,82	17,85	1,76
	5,3	62,40	0,1	14,83	2,86	17,95	1,79
	5,4	61,79	ND	16,41	2,71	17,44	1,65
6	6,1	67,48	0,34	11,37	2,72	16,70	1,39
	6,2	66,44	0	12,03	2,46	16,80	1,36
	6,3	67,40	0,31	11,29	2,61	16,84	1,38
	6,4	67,53	0	11,76	2,8	16,37	1,54
7	7,1	70,55	0,42	9,68	0,33	17,12	1,52
	7,2	71,21	0	9,62	0,93	16,51	1,34
	7,3	70,51	0,34	9,68	0,34	17,37	1,45
	7,4	69,38	0	9,89	0,66	17,20	1,6
ГОСТ	ISO 5832-1:2010	Основа	Не более 0,5	13,0–15,0	2,25–3,0	17,0–19,0	Не более 1,0
ГОСТ	316L	Основа	Нет регламента	10,0–15,0	2,2–2,8	16,8–18,3	1,0–2,0

Таблица 3

Результаты спектрального анализа разрушенных титановых нелегированных имплантов

Пластина	Замер	Ti	Fe
1	1,1	99,96	0,04
	1,2	99,93	0,07
	1,3	99,96	0,04
	1,4	99,94	0,06
2	2,1	99,70	0,30
	2,2	99,45	0,55*
	2,3	99,69	0,31
	2,4	99,51	0,49*
3	3,1	100,00	0
	3,2	100,00	0
	3,3	100,00	0
	3,4	99,54	0,46*
ГОСТ	–	Остальная часть	Не менее 0,1 и не более 0,4

Таблица 4

Результаты спектрального анализа разрушенных легированных титановых имплантов

Пластина	Замер	Ti	Fe	V	Sn	Mo	Ni	Nb	Mn	Zr	Al
1	1,1	96,26	0,08	ND	3,23	ND	ND	ND	ND	ND	ND
	1,2	97,25	0,20	ND	2,52	ND	ND	ND	ND	ND	ND
	1,3	96,57	0,10	ND	3,29	ND	ND	ND	ND	ND	ND
	1,4	96,40	0,12	ND	3,46	ND	ND	ND	ND	ND	ND
2	2,1	95,33	0,24	4,27	ND	0,05	0,06	0,07	ND	ND	ND
	2,2	95,35	0,21	4,26	ND	0,05	0,05	0,08	ND	ND	ND
	2,3	95,24	0,21	4,38	ND	0,04	0,07	0,07	ND	ND	ND
	2,4	95,36	0,18	4,29	ND	0,05	0,06	0,07	ND	ND	ND
3	3,1	95,51	0,20	4,26	ND	0,01	0,03	ND	ND	ND	ND
	3,2	95,44	0,20	4,27	ND	0,01	0,02	ND	ND	ND	ND
	3,3	95,44	0,20	4,32	ND	0,01	0,03	ND	ND	ND	ND
	3,4	95,43	0,21	4,32	ND	0,01	0,03	ND	ND	ND	ND
4	4,1	99,03	0,11	ND	ND	ND	0,02	ND	0,84	ND	ND
	4,2	99,06	0,07	ND	ND	ND	0,02	ND	0,85	ND	ND
	4,3	98,93	0,09	ND	ND	ND	0,02	ND	0,97	ND	ND
	4,4	98,93	0,12	ND	ND	ND	0,02	ND	0,93	ND	ND
5	5,1	95,67	0,21	4,12	ND	ND	ND	ND	ND	ND	ND
	5,2	95,17	0,35	4,48	ND	ND	ND	ND	ND	ND	ND
	5,3	95,44	0,26	4,29	ND	ND	ND	ND	ND	ND	ND
	5,4	95,29	0,30	4,41	ND	ND	ND	ND	ND	ND	ND
6	6,1	94,52	0,09	1,44	ND	3,87	0,03	ND	ND	0,06	ND
	6,2	94,59	0,12	1,51	ND	3,71	0,03	ND	ND	0,06	ND
	6,3	94,38	0,12	1,57	ND	3,88	0	ND	ND	0,06	ND
	6,4	94,76	0,10	1,42	ND	3,67	0	ND	ND	0,05	ND
ГОСТ		Основа		Max 0,3		от 3,5 до 4,5		Не регламентируется		от 5,5 до 6,75	

ОБСУЖДЕНИЕ

В составе стальных имплантов отмечалась большая вариабельность в долях регламентируемых элементов. При проверке на соответствие ГОСТ ISO 5832-1:2010 ни в одном из 7 имплантов не было соблюдено содержание никеля – либо превышение, либо снижение в составе сплава до 4 п.п. В пяти исследуемых образцах – резкая нехватка молибдена, в то время как в двух – полное соответствие нормам. Марганец в четырех образцах превышал нормативы почти в полтора раза. Отклонения в содержании хрома на фоне вышеописанных изменений можно признать незначительными, однако в одном случае в трех из четырех замеров отмечалось снижение его содержания.

При соотношении результатов исследования с ГОСТ на сталь марки 316 L обнаружено, что два импланта (образец № 5 и № 6) состоят из указанной стали. В остальных образцах для указанного стандарта имеется нехватка одного из элементов сплава – молибдена, который является антикоррозийным элементом.

Таким образом, из семи исследованных стальных имплантов состав отвечал стандартам только у двух фиксаторов.

Группа титановых имплантов, как видно из таблицы 3, полностью соответствовала стандартам ISO. Высокопрочный сплав титана может быть использован для производства медицинских изделий согласно текущим стандартам.

Как видно из табл. 4, где приведены результаты исследования имплантов из легированного титана, там тоже нормы содержания этих двух элементов соблюдены. Однако в двух из шести образцах вообще не было регламентированного ванадия, еще в одном случае его было в два раза меньше, чем необходимо, а в оставшихся трех случаях нормы были соблюдены. Но ни в одном из имплантов не был обнаружен алюминий – элемент, который должен был занимать второе место по массовой доле в составе данной группы металлофиксаторов. Вместо алюминия мы обнаружили целых шесть элементов, присутствие которых в сплаве для медицинских имплантов никак не регламентируется.

С учетом отсутствия алюминия в сплавах можно признать, что только один из исследуемых имплантов соответствовал изучаемым стандартам (имплант № 5). Еще два импланта содержали различные примеси, однако их общая доля была мала (до 0,15 п.п.). Оставшиеся три импланта изготавливались из иных сплавов, не содержали в качестве легирующего компонента ванадий, а также содержали примеси в больших количествах (> 1 п.п.). Стоит отметить, что комбинации сплавов с указанными добавленными элементами встречаются в производстве и допустимы, однако их использование для производства медицинских имплантов не регламентировано.

ВЫВОДЫ

Из 16 исследованных имплантов полностью отвечали стандартам 5 – два стальных и три титановых металлофиксатора – 31,25 %, остальные 11 – не отвечали существующим международным стандартам (68,75 %). В ряде случаев (например, у стальных имплантов) отклонения были существенными. У тита-

новых имплантов отмечена вариабельность сплавов. В связи с тем, что эти отклонения могут играть роль в разрушении металлофиксаторов, мы считаем, что такое исследование как спектрография должно быть рекомендовано для анализа случаев разрушения имплантов.

ЛИТЕРАТУРА

1. Failure analysis of a 316L stainless steel femoral orthopedic implant / B. Gervais, A. Vadean, M. Raison, M. Brochu // *Case Studies in Engineering Failure Analysis*. 2016. Vol.5-6. P.30-38. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.csefa.2015.12.001>.
2. Investigation of a fatigue failure in a stainless steel femoral plate / J.B. Marcomini, C.A. Baptista, J.P. Pascon, R.L. Teixeira, F.P. Reis // *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 2014. Vol. 38. P. 52-58. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2014.06.011.
3. Azevedo C.R., Hippert E. Jr. Retrieval and failure analysis of surgical implants in Brazil: the need for proper regulation // *Cad. Saude Publica*. 2002. Vol.18, No 5. P. 1347-1358.
4. Failure analysis in 316L stainless steel supracondylar blade plate / L. Guerra-Fuentes, E. Garcia-Sanchez, A. Juarez-Hernandez, M.A.L. Hernandez-Rodriguez // *Engineering Failure Analysis*. 2015. Vol. 57. P. 243-247. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.engfailanal.2015.07.033>.
5. Amel-Farзад H., Peivandi M.T., Yusof-Sani S.M.R. In-body corrosion fatigue failure of a stainless steel orthopaedic implant with a rare collection of different damage mechanisms // *Engineering Failure Analysis*. 2007. Vol.14, No 7. P. 1205-1217. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.engfailanal.2006.11.037>.
6. Thapa N., Prayson M., Goswami T. A failure study of a locking compression plate implant // *Case Studies in Engineering Failure Analysis*. 2015. Vol. 3. P. 68-72. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.csefa.2015.03.004>Get rights and content.

REFERENCES

1. Gervais B., Vadean A., Raison M., Brochu M. Failure analysis of a 316L stainless steel femoral orthopedic implant. *Case Studies in Engineering Failure Analysis*, 2016, vol.5-6, pp.30-38. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.csefa.2015.12.001>.
2. Marcomini J.B., Baptista C.A., Pascon J.P., Teixeira R.L., Reis F.P. Investigation of a fatigue failure in a stainless steel femoral plate. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, 2014, vol. 38, pp. 52-58. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2014.06.011.
3. Azevedo C.R., Hippert E. Jr. Retrieval and failure analysis of surgical implants in Brazil: the need for proper regulation. *Cad. Saude Publica*, 2002, vol.18, no. 5, pp. 1347-1358.
4. Guerra-Fuentes L., Garcia-Sanchez E., Juarez-Hernandez A., Hernandez-Rodriguez M.A.L. Failure analysis in 316L stainless steel supracondylar blade plate. *Engineering Failure Analysis*, 2015, vol. 57, pp. 243-247. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.engfailanal.2015.07.033>.
5. Amel-Farзад H., Peivandi M.T., Yusof-Sani S.M.R. In-body corrosion fatigue failure of a stainless steel orthopaedic implant with a rare collection of different damage mechanisms. *Engineering Failure Analysis*, 2007, vol.14, no. 7, pp. 1205-1217. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.engfailanal.2006.11.037>.
6. Thapa N., Prayson M., Goswami T. A failure study of a locking compression plate implant. *Case Studies in Engineering Failure Analysis*, 2015, vol. 3, pp. 68-72. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.csefa.2015.03.004>Get rights and content.

Рукопись поступила 16.05.2018

Сведения об авторах:

1. Ложкин Владислав Викторович, ФГБОУ ВО «Московский государственный медико-стоматологический университет им. А.И. Евдокимова» Минздрава России, г. Москва, Россия; Email: evgenvladislav@gmail.com
2. Зоря Василий Иосифович, д. м. н., профессор, ФГБОУ ВО «Московский государственный медико-стоматологический университет им. А.И. Евдокимова» Минздрава России, г. Москва, Россия

Information about the authors:

1. Vladislav V. Lozhkin, M.D., A.I. Evdokimov Moscow State University Medical and Dental, Moscow, Russian Federation; Email: evgenvladislav@gmail.com
2. Vasilii I. Zorya, M.D., Ph.D., Professor A.I. Evdokimov Moscow State University Medical and Dental, Moscow, Russian Federation