

УДК 617-089.844

*М.В. Гилев<sup>1</sup>, Е.А. Волокитина<sup>1</sup>, Ю.Н. Логинов<sup>2</sup>, А.И. Голоднов<sup>2</sup>, С.И. Степанов<sup>2</sup>,  
Ю.В. Антониади<sup>1</sup>, М.Ю. Измоденова<sup>1</sup>, Ф.Н. Зверев<sup>1</sup>*

## ОПТИМИЗАЦИЯ АУГМЕНТАЦИИ КОСТНЫХ ДЕФЕКТОВ ТИТАНОВЫМИ ЯЧЕЙСТАМИ ИМПЛАНТАТАМИ В ОПЕРАТИВНОЙ ТРАВМАТОЛОГИИ И ОРТОПЕДИИ

<sup>1</sup> Уральский государственный медицинский университет, г. Екатеринбург, Российская Федерация;

<sup>2</sup> Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б.Н.Ельцина,  
г. Екатеринбург, Российская Федерация

*M.V. Gilev<sup>1</sup>, E.A. Volokitina<sup>1</sup>, Y.N. Loginov<sup>2</sup>, A.I. Golodnov<sup>2</sup>, S.I. Stepanov<sup>2</sup>,  
Y.V. Antoniadis<sup>1</sup>, M.Y. Izmodenova<sup>1</sup>, F.N. Zverev<sup>1</sup>*

## OPTIMIZATION OF BONE GRAFTING BY POROUS TITANIUM IMPLANTS IN SURGICAL ORTHOPEDICS AND TRAUMATOLOGY

<sup>1</sup> Ural State Medical University, Yekaterinburg, Russian Federation;

<sup>2</sup> Ural Federal University, Yekaterinburg, Russian Federation

**Резюме.** Интенсивность использования титановых имплантатов в оперативной травматологии и ортопедии непрерывно увеличивается. Широкое применение титана и его сплавов обусловлено высокой биохимической и биомеханической совместимостью этих материалов с живыми тканями.

**Цель.** Изучить влияние пористости сетчатой структуры на модуль упругости и предел текучести ячейки имплантата из сплава Ti-6Al-4V путем расчетов, выполненных с применением метода конечных элементов.

**Материалы и методы.** Как модельный материал был взят титановый сплав Ti-6Al-4V. В качестве базовой архитектуры использовали сетчатую структуру, элементарная ячейка которой состоит из цилиндров, ориентированных в пространстве под углом 109°28' друг к другу. Для проведения расчетов в программном пакете Solid Works построены 3D модели элементарной ячейки с разной долей пор. Образцы проектировали в форме куба с открытой пористостью, при этом сторона куба составляла не менее 10 размеров поры и не менее 10 мм. Был проведен опыт на сжатие, регламентированный стандартом ISO 13314. Для проведения расчетов в модуле Mechanical Structure комплекса программ ANSYS построены тетрагональные сетки для всех типов образцов. Для проверки корректности результатов в модуле Mechanical Structure комплекса программ ANSYS оценивалась сходимость расчетов по минимальному значению перемещений вдоль оси нагружения Y.

**Результаты.** При помощи расчетов создана ячейчатая структура имплантата с понижением модуля упругости более чем в три раза по отношению к компактному титановому сплаву. Выявлены зоны локали-

**Abstract.** Titanium implants are extensively used in surgical traumatology and orthopedics. Wide application of titanium and his alloys is caused by high biochemical and biomechanical compatibility of these materials with living tissues.

**Aim.** To study influence of porosity of mesh structure on the module of elasticity and a limit of fluidity of a cellular implant from Ti-6Al-4V alloy by the calculations executed with application of a finite element method.

**Materials and methods.** As model material has been taken titanic Ti-6Al-4V alloy. As basic architecture used mesh structure which elementary cell consists of the cylinders focused in space at an angle 109 °28 ' to each other. For carrying out calculations in a software package of Solid Works 3D models of an elementary cell with a different share of a time are constructed. Samples projected in the form of a cube with open porosity, at the same time the party of a cube made not less than 10 sizes of a pore and not less than 10 mm. The experiment on compression regulated by ISO 13314 has been made. For carrying out calculations in the Mechanical Structure module of a complex of programs ANSYS tetragonal grids for all types of samples are constructed. For check of correctness of results in the Mechanical Structure module of a complex of programs ANSYS the convergence of calculations for the minimum value of movements along an axis of loading of Y was estimated.

**Results.** By means of calculations the mesh structure of an implant with decrease in the module of elasticity more than three times in relation to compact titanic alloy is created. Zones of localization of equivalent tension are revealed, recommendations about possible improvement of architecture of an implant are made.

**Conclusion.** This research has shown that mechanical

зации эквивалентных напряжений, даны рекомендации по возможному улучшению архитектуры имплантата.

**Заключение.** Данное исследование показало, что с позиции прочностных свойств использование пористого титана для замещения дефектов кости является перспективным направлением в совершенствовании методов костной пластики.

**Ключевые слова:** имплантат, пористый титан, модуль упругости

properties of porous titanium are optimal. For this reason use of the porous titan for replacement of defects of a bone is the perspective direction in improvement of methods of bone grafting.

**Keywords:** bone graft, porous titanium, elastic modulus

Конфликт интересов отсутствует.

There is no conflict of interest.

Контактная информация автора, ответственного за переписку: Гилев Михаил Васильевич  
gilevmikhail@gmail.com

Contact information of the author responsible for correspondence: Mikhail V. Gilev  
gilevmikhail@gmail.com

Дата поступления 02.11. 2017

Received 02.11.2017

Образец цитирования:

Гилев М.В., Волокитина Е.А., Логинов Ю.Н., Голоднов А.И., Степанов С.И., Антониади Ю.В., Измоденова М.Ю., Зверев Ф.Н. Оптимизация аугментации костных дефектов титановыми ячеистыми имплантатами в оперативной травматологии и ортопедии. Вестник уральской медицинской академической науки. 2017, Том 14, №4, с. 435–442, DOI: 10.22138/2500-0918-2017-14-4-435-442

For citation

M. V. Gilev M.V., E. A. Volokitina E.A., Y. N. Loginov Y.N., A.I. Golodnov A.I., S.I. Stepanov S.I., M.Y., Y. V. Antoniadu Y.V., Izmodenova M.Yu., F. N. Zverev F.N. Optimization of bone grafting by porous titanium implants in surgical orthopedics and traumatology. Vestn. Ural. Med. Akad. Nauki. Journal of Ural Medical Academic Science. 2017, Vol. 14, no. 4, pp. 435–442. DOI: 10.22138/2500-0918-2017-14-4-435-442 (In Russ)

## Введение

Замещение дефектов костной ткани имплантационными материалами позволяет восстановить архитектуру кости в зоне повреждения и уменьшить сроки восстановления трудоспособности пациентов с хирургической патологией опорно-двигательного аппарата [1]. Аутогенные трансплантаты продолжают оставаться «золотым стандартом» для замещения костных дефектов, так как они обладают наиболее выраженными остеоиндуктивными, остеогенными и остеоиндуктивными свойствами, являются надежной опорой для фиксаторов и не вызывают иммунологических реакций. Но аутогенная трансплантация имеет и отрицательные моменты. Объем доступной аутокости ограничен, возможна преждевременная резорбция аутогенного трансплантата с образованием вторичного дефекта, в то же время увеличивается продолжительность оперативного вмешательства, кровопотеря, риск инфекционных осложнений [2].

Современные технологии позволяют изготовить пластические материалы, по свойствам приближающиеся к аутокости. С середины XX века титан стал одним из основных материалов для изготовления имплантов. К наиболее важным требованиям, предъявляемым к имплантационному материалу, относятся

механическая прочность, пластичность, износ- и циклоустойчивость, значимое сопротивление механизмам «усталости металла». Значительная роль также отводится пористости материала и гистерезисным свойствам тканей в области имплантации [3]. Монолитные металлические импланты остеонейтральны, они позволяют заполнить пустое пространство и со временем покрываются фиброзной капсулой. Ячеистая структура импланта обеспечивает ему хорошие остеоиндуктивные свойства, так как создаются условия для васкуляризации и продвижения остеобластов вглубь имплантата с образованием в зоне бывшего дефекта тканевого регенерата [4, 5].

Интенсивность имплантационного использования титана и его сплавов непрерывно увеличивается вследствие его биохимической и биомеханической совместимости с тканями организма, низкого удельного веса, высокой коррозионной устойчивости в статических условиях. Авторами также отмечено, что такой сплав как пористый никелид титана легко обрабатывается с помощью стандартных ортопедических инструментов, позволяя при необходимости осуществлять дополнительное интраоперационное моделирование имплантата [6]. Высокий модуль упругости металла по сравнению с костью приводит к перераспре-

делению механических нагрузок на костную ткань и возникновению эффекта защиты от нагрузок («stress-shielding»). Данный эффект обуславливает резорбцию кости вокруг импланта и является причиной его последующей нестабильности [7]. Решение проблемы заключается в изготовлении имплантов с оптимально подобранными параметрами ячеистой структуры, что позволяет эффективно снизить модуль упругости и предотвратить перифокальную резорбцию кости.

**Целью исследования** является изучение влияния пористости сетчатой структуры на модуль упругости и предел текучести ячеистого имплантата из сплава Ti-6Al-4V на основе расчетов, выполненных с применением метода конечных элементов.

### Материалы и методы

Модуль упругости ячеистых имплантатов оценивается при проведении специального опыта на сжатие, что регламентировано стандартом ISO 133141. Само испытание подробно описано в статье [14]. Расчеты нагружения ячеистой структуры в упрощенной постановке (плоское деформированное состояние и круглые поры) приведены в публикации [15].

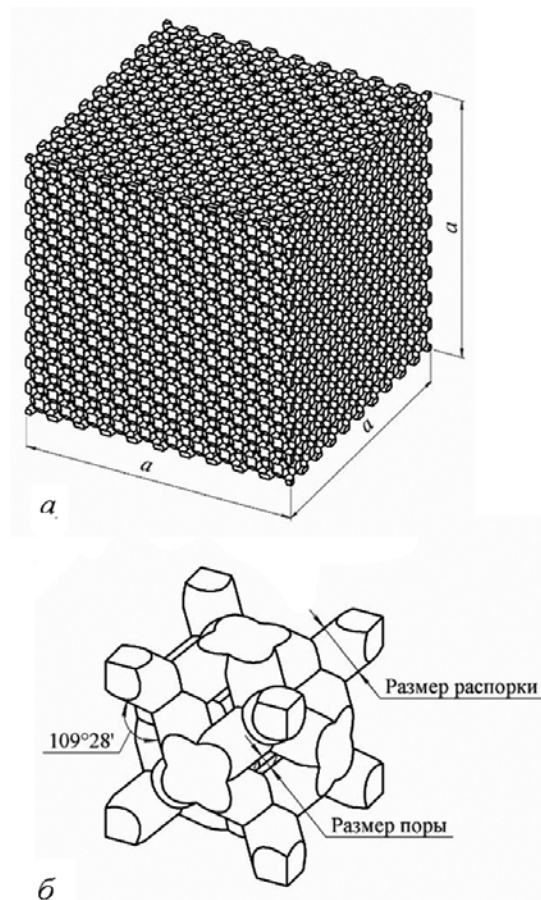


Рис. 1. Архитектурное строение имплантата (а) и выделение элементарной ячейки (б)

Fig. 1. Architectural structure of an implant (a) and allocation of an elementary particle (b)

В качестве базовой архитектуры использовали сетчатую структуру, представленную на рис. 1, а. Элементарная ячейка, образующая данную структуру, представляет собой структуру алмаза, которая состоит из цилиндров, ориентированных в пространстве под углом  $109^{\circ}28'$  друг к другу рис. 1, б.

Для проведения расчетов в программном пакете Solid Works построены 3D модели элементарной ячейки с разной долей пор. Образцы проектировали в форме куба с открытой пористостью, при этом сторона куба составляла не менее 10 размеров поры и не менее 10 мм. Основные характеристики ячеистых структур представлены в табл. 1. В качестве модельного материала в расчетах использовали титановый сплав Ti-6Al-4V, как наиболее часто применяемый сплав для изготовления имплантатов, его плотность  $4430 \text{ кг/м}^3$ .

Пористость имплантата  $P$  оценивали в процентах по формуле:

$$P = \left(1 - \frac{\rho_v}{\rho_t}\right) \cdot 100\%, \quad (1)$$

где  $\rho_v$  и  $\rho_t$  — плотность сетчатой структуры с порами и плотность материала, из которого изготовлен имплантат, соответственно/  $\rho_v$  — density of mesh structure,  $\rho_t$  — density of material of the implant.

При этом

$$\rho_v = \frac{m}{V}, \quad (2)$$

$m$  и  $V$  — масса и объем образца с порами, соответственно/  $m$  — weight of a sample,  $V$  — volume of a sample.

Нагружение при сжатии моделировали методом конечных элементов в модуле Mechanical Structure комплекса программ ANSYS. Свойства титанового сплава Ti-6Al-4V заданы константами: плотность  $4430 \text{ кг/м}^3$ ; модуль упругости  $114 \text{ ГПа}$ ; коэффициент Пуассона  $0,342$ ; предел текучести при растяжении и сжатии  $780 \text{ МПа}$ ; временное сопротивление при растяжении  $900 \text{ МПа}$  и предел прочности при сжатии  $1100 \text{ МПа}$ .

Поскольку элементарная ячейка состоит из четырех одинаковых частей, циклически повторяющихся вокруг вертикальной оси  $Y$  ортогональной системы координат  $XYZ$ , для упрощения задачи в качестве исходной модели выделили четверть исходного образца. Графическое отображение условий нагружения и граничных условий представлено на рис. 2, а.

По условиям задачи ячейка испытывает равномерное распределенное давление в  $10 \text{ МПа}$  (показано вертикальными стрелками) вдоль оси  $Y$ . Выбор нагрузки, равной  $10 \text{ МПа}$ , обусловлен тем, что при таком напря-



жении металл не перейдет в пластическое состояние, поэтому задачу можно решать в упругой постановке.

Плоскости XY и YZ рассматриваются как плоскости симметрии, поэтому горизонтальные перемещения UX в плоскости YZ и UZ в плоскости XY равны нулю.

Таблица 1  
Основные характеристики ячеистых структур  
Table 1  
Main characteristics of porous structures

Тип образца/ sample type	Размер образца a, мм/ size of a sample a, mm	Объем образца с порами V, м³/ sample volume V, m³	Масса образца с порами m, кг (рассчитано в SolidWorks)/ The mass of a sample m, kg	Плотность сетчатой структуры с порами ρ, кг/м³/ Density of mesh structure ρ, kg/m³	Доля пор в образце, %/ A share of porosity %	Размер поры, мкм/ size of a pore, μm	Размер распорки, мкм/ strut size, μm
1	48,57	0,0001146	0,2539	2215,54	50	680	1300
2	38,31	0,0000562	0,0995	1770,00	60	680	880
3	31,63	0,0000316	0,042	1327,47	70	680	610
4	26,67	0,0000190	0,0168	885,48	80	680	410

Для проведения расчетов в модуле Mechanical Structure комплекса программ ANSYS построены тетрагональные сетки для всех типов образцов (рис. 2, б). Для оценки качества сетки использовали обобщенный показатель качества Element Quality. В рассматриваемом случае указанный показатель изменяется в диапазоне от 0,25 до 1. Среднее значение показателя составляет 0,75. Для проверки корректности результатов в модуле Mechanical Structure комплекса программ ANSYS оценивалась сходимости расчетов по минимальному значению перемещений вдоль оси нагружения Y.

**Результаты и обсуждение**

В последнее время в качестве универсального подхода изготовления пористых титановых имплантатов для применения в хирургии выдвигаются на первый план аддитивные технологии [8,9]. Они позволяют изготовить объект с заранее проектируемой структурой, внутренней и внешней архитектурой. Важным параметром имплантата является модуль упругости, который подбирается, исходя из представлений об оптимальном соотношении прочности и жесткости конструкции [10]. Для определения модуля упругости используют экспериментальные приемы и расчетные методы, основанные на учете фазового состава [11], текстуры [12] и архитектуры пор [13]. Следует отметить, что модуль упругости зависит не только от пористости конструкции. На него влияет также форма

и расположение пор в ячеистой структуре. Поэтому вначале приходится создавать архитектуру пространства, состоящего из пор и перемычек, а затем определять характеристики упругости и при необходимости выполнять прочностные расчеты.

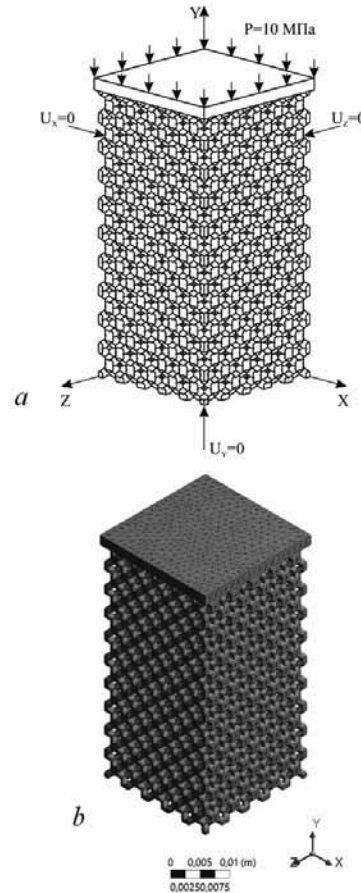


Рис. 2. Графическое отображение условий нагружения и граничных условий (а), сетка для проведения расчетов (б)

Fig. 2. Graphic display of conditions of loading and boundary conditions (a), a grid for carrying out calculations (b)

Расчетным путем нами получено распределение характеристик деформированного и напряженного состояния, что отражено на рис. 3 и 4 на четверти объема исходного образца. Для определения модуля упругости наиболее важное значение имеет величина перемещений вдоль оси нагружения Y (рис. 3, а). Как видно из рисунка, наибольшее перемещение достигнуто для верхней плоскости ячейки.

Модуль упругости E ячеистой структуры оценивали по формуле:

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon}, \tag{3}$$

σ — нормальное напряжение, приложенное к ячеистой структуре; ε — деформация укорочения ячеи-

стой структуры под действием приложенной нагрузки/  $\sigma$  — stress;  $\varepsilon$  — deformation:

$$\varepsilon = \frac{\Delta}{l}, \tag{4}$$

где  $\Delta$  — перемещение верхней грани ячейки;  $l$  — высота ячейки/

$\Delta$  — displacement of the top face of the cell;  $l$  — height.

Результаты расчетов представлены в таблице 2.

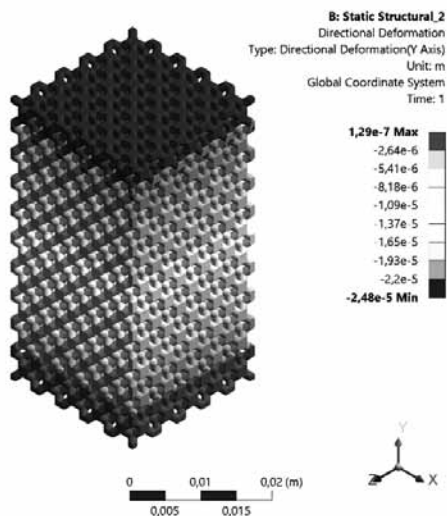


Рис. 3. Эпюра перемещений в направлении оси Y. Доля пор – 50% /

Fig. 3. Diagram of movements in the direction of axis Y. A share of porosity – 50%

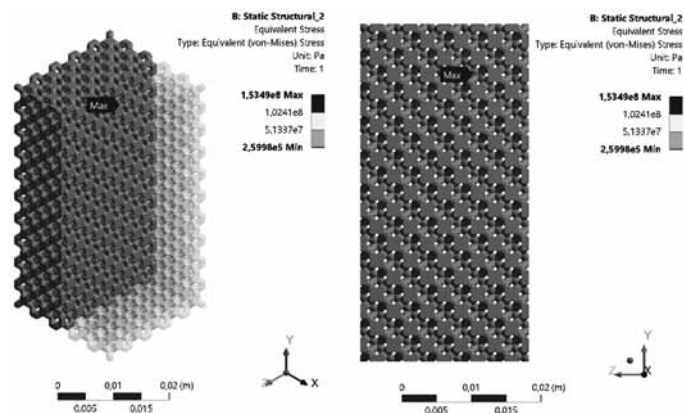


Рис. 4. Эпюра эквивалентных напряжений von-Mises. Доля пор – 50%, /

Fig. 4. Diagram of the equivalent tension of von-Mises. A share of porosity – 50%

Сравнение с модулем упругости самого материала, из которого изготовлен имплантат (114 ГПа) показывает, что удастся уменьшить исходный модуль более чем в три раза.

На рис. 4, а и б показаны зоны локализации эквивалентных напряжений, появившихся в результате приложения нагрузки. Они расположены в местах пересечения цилиндров. Тем самым указанные зоны являются опасными сечениями. Конструкция имплантата может быть усовершенствована созданием радиальных плоскостей, позволяющих плавно соединить пересекающиеся цилиндрические поверхности. Как известно из теории упругости, это позволяет сгладить пики эквивалентных напряжений и не допустить чрезмерной их локализации.

Таблица 2

Структурные и механические характеристики образцов

Table 2

Structural and mechanical characteristics of samples

Тип образца/ sample type	Доля пор в образце, %/ A share of porosity %	Перемещение в направлении оси Y/ Movements in the direction of axis Y		Деформация образца/ deformation of sample	Модуль упругости ячеистой структуры, ГПа/ Modulus of elasticity, GPa
		Результаты расчета, мм/ Results of calculation, mm	Сходимость, %/ Convergence, %		
1	50	0,024796	0,14	0,000510521	19,59
2	60	0,034118	0,05	0,000890577	11,23
3	70	0,059911	0,26	0,00189412	5,28
4	80	0,14386	3,7	0,005394076	1,85

**Выводы**

- Оценка упругих свойств ячеистых структур имплантатов медицинского назначения возможна с применением вычислительных процедур метода конечных элементов.
- В выполненной работе удалось расчетным путем создать ячеистую структуру имплантата с понижением модуля упругости более чем в три раза по отношению к компактному титановому сплаву.
- Выявлены зоны локализации эквивалентных напряжений, которые расположены в местах примыкания цилиндрических поверхностей.
- Выработаны рекомендации по возможному улучшению архитектуры имплантата.

**Заключение**

Новые инженерные решения позволяют с успехом решать проблему устранения обширных костных дефектов, когда существуют противопоказания к аутопластике. Математическое моделирование дает возможность путем изменения формы, величины и взаимного расположения пор создавать имплантаты, по микроархитектуре и механическим свойствам приближенные к биологическому прототипу. Данное исследование показало, что с позиции прочностных свойств использование пористого титана для замеще-

ния дефектов кости является перспективным направлением в совершенствовании методов костной пластики, позволяющим качественно улучшить результаты лечения пациентов травматологического профиля.

*Работа выполнена при финансовой поддержке Министерства образования и науки Российской Федерации, субсидия на реализацию комплексных проектов по созданию высокотехнологичного производства в рамках реализации постановления Правительства Российской Федерации от 9 апреля 2010 года № 218, очередь 8 по теме “Создание высокотехнологичного цифрового производства прецизионных металлических комплексов для имплантации на базе аддитивных технологий”, номер соглашения 03.G25.31.0234 от 03.03.2017г.*

## ЛИТЕРАТУРА

1. Гилев М.В. Опорная остеопластика внутрисуставных импрессионных оскольчатых переломов пяточной кости / М.В. Гилев, Е.А. Волокитина, Ю.В. Антониади, С.М. Кутепов// Вестник уральской медицинской академической науки. 2017. №14(2).- С. 123–130. DOI: 10.22138/2500-0918-2017-14-2-123-130
2. Гилев М.В. Костная аутопластика участком гребня крыла подвздошной кости в хирургии внутрисуставных переломов костей конечностей. Анализ встретившихся осложнений/ М.В. Гилев, Е.А. Волокитина, Ю.В. Антониади, В.Д. Гвоздевич, Ф.Н.Зверев, Д.Н. Черницын// Вестник уральской медицинской академической науки. 2017. №14(1), С. 5–11. DOI: 10.22138/2500-0918-2017- 14-1-5-11
3. Предеин Ю.А. Костные и клеточные имплантаты для замещения дефектов кости/ Ю.А.Предеин, В.В. Рерих// Современные проблемы науки и образования. 2016. №6.-С. 132.
4. Макарова Э.Б. Экспериментальное обоснование замещения дефектов костной ткани пористыми титановыми имплантатами с углеродсодержащими нерезорбируемыми нанопокровками / Э.Б. Макарова, Екатеринбург: 2015. С. 323.
5. Passarelli M.C. Comparison of Puddu osteotomy with or without autologous bone grafting: a prospective clinical trial/ M.C. Passarelli, J.R.T. Filho, F.A.M. Brizzi, G.C.Campos, A.R. Zorzi, J.B. Miranda //Rev Bras Ortop. 2017.V.52(5). -P.555-560.
6. Гаин Ю. М. Применение в хирургии материала с памятью формы из никелида титана/ Ю. М. Гаин, М. А, Герасименко, В. Л. Денисенко, С. В. Шахрай, В. Г. Богдан, М. Ю. Гаин, В. В. Рубаник, В. В. Рубаник, С. А.Легкоступов//Медицинский журнал.2016. №2(56). -С. 28-35.
7. Eglin D. Degradable polymeric materials for osteosynthesis: tutorial/ D. Eglin, M. Alini// European Cells and Materials. 2008. V. 16. - P. 80 - 91.
8. Fuping Li Porous Ti6Al4V alloys with enhanced normalized fatigue strength for biomedical applications/ Fuping Li, Jinshan Li, Hongchao Kou, Lian Zhou// Materials Science and Engineering: C. 2016. V. 60. - P. 485–488.

## REFERENCES

1. Gilev M.V. Bone grafting in surgical management of intraarticular impressional calcaneal fractures. M.V. Gilev, E.A. Volokitina, Y.V. Antoniad, S.M. Kutepov. Jour. Ural Med. Acad. Science. 2017. Vol.14. No. 2. pp. 123–130. DOI: 10.22138/2500-0918-2017-14-2-123-130. (In Russ)
2. Gilev M.V. Iliac crest bone grafting in intraarticular fracture’s surgery. Analysis of the complications. M.V. Gilev, E.A. Volokitina, Y.V. Antoniad, V.D. Gvozdevich, F.N. Zverev, D.N. Chernitsyn. Journal of Ural Medical Academic Science. 2017. Vol. 14, No. 1. pp. 5–11. DOI: 10.22138/2500-0918-2017-14-1-5-11. (In Russ)
3. Predein Y.A. Bone and cellular implants for replacement of defects of a bone. Y.A. Predein, V.V. Roerich. Modern problems of science and education. 2016. No. 6. pp. 132. (In Russ)
4. Makarova E.B. Experimental justification of replacement of defects of a bone tissue with porous titanic implants with carboniferous nerezorbiyemy nanocoverings. E.B. Makarova, Yekaterinburg: 2015. 323 p. (In Russ)
5. Passarelli M.C. Comparison of Puddu osteotomy with or without autologous bone grafting: a prospective clinical trial. M.C. Passarelli, J.R.T. Filho, F.A.M. Brizzi, G.C.Campos, A.R. Zorzi, J.B. Miranda. Rev Bras Ortop. 2017, V. 52(5). pp. 555-560.
6. Gain Yu. M. Application in material surgery with shape memory from a nikelid of the titan. Yu.M. Gain, M.A, Gerasimenko, V.L. Denisenko, S.V. Shakhrai, V.G. Bogdan, M.Yu. Gain, V.V. Rubanik, V.V. Rubanik, S.A. Legkostupov. the Medical magazine. 2016. No. 2 (56). pp. 28-35. (In Russ)
7. Eglin D. Degradable polymeric materials for osteosynthesis: tutorial. D. Eglin, M. Alini. European Cells and Materials. 2008. V.16. pp. 80-91.
8. Fuping Li Porous Ti6Al4V alloys with enhanced normalized fatigue strength for biomedical applications. Fuping Li, Jinshan Li, Hongchao Kou, Lian Zhou. Materials Science and Engineering: C. 2016. Vol. 60. pp. 485–488.
9. Loginov Yu.N. About the equations of communication of tension and deformations for the compressed rigid and plastic material. Y.N. Loginov, N.N. Sharafutdinov, V.L. Kolmogorov. Technology of light alloys. 1977. No. 4. pp. 20-25. (In Russ)
10. Tsukrov I. Effective elastic properties of solids with



9. Логинов Ю.Н. Об уравнениях связи напряжений и деформаций для сжимаемого жестко-пластического материала/ Ю.Н.Логинов, Н.Н. Шарифутдинов, В.Л. Колмогоров //Технология легких сплавов. 1977. № 4.- С. 20-25.
10. Tsukrov I. Effective elastic properties of solids with defects of irregular shapes/ Tsukrov Igor, Novak Jindrich//International Journal of Solids and Structures. 2002. V. 39.- P. 1539–1555.
11. Grib S.V. Development and investigation of the structure and physical and mechanical properties of low-modulus Ti-Zr-Nb alloys. /S.V. Grib, A.G. Illarionov, A.A. Popov, O.M. Ivasishin// The Physics of Metals and Metallography. 2014. V. 115. Iss. 6. P. 600-608.
12. Pal-Val P.P. Unusual Young's modulus behavior in ultrafine-grained and microcrystalline copper wires caused by texture changes during processing and annealing/ P.P. Pal-Val, Y. Loginov, S.L. Demakov, A.G. Illarionov, V.D. Natsik, L.N. Pal-Val, A.A. Davydenko, A.P. Rybalko // Materials Science and Engineering A. 2014. V. 618. - P. 9-15.
13. Shen H. Effect of microstructural configurations on the mechanical responses of porous titanium: A numerical design of experiment analysis for orthopedic applications/ H. Shen, H. Li, L.C. Brinson // Mechanics of Materials, 2008. Vol. 40. Iss. 9. P. 708-720.
14. Логинов Ю.Н. Испытание на осадку пористого имплантата, полученного аддитивным методом из титанового сплава/ Ю.Н. Логинов, А.А.Попов, С.И.Степанов, Е.Ю. Ковалев //Титан. 2017. №2.
15. Loginov Y.N. Effect of Pore Architecture of Titanium Implants on Stress-Strain State upon Compression/ Y.N. Loginov, S.I. Stepanov, E.V. Khanykova //Solid State Phenomena V. 265. - P. 606-610.
- defects of irregular shapes. Tsukrov Igor, Novak Jindrich. International Journal of Solids and Structures. 2002. Vol. 39, pp. 1539–1555.
11. Grib S.V. Development and investigation of the structure and physical and mechanical properties of low-modulus Ti-Zr-Nb alloys. S.V. Grib, A.G. Illarionov, A.A. Popov, O.M. Ivasishin. The Physics of Metals and Metallography. 2014. Vol. 115. Iss. 6. pp. 600-608.
12. Pal-Val P.P. Unusual Young's modulus behavior in ultrafine-grained and microcrystalline copper wires caused by texture changes during processing and annealing/ P.P. Pal-Val, Y. Loginov, S.L. Demakov, A.G. Illarionov, V.D. Natsik, L.N. Pal-Val, A.A. Davydenko, A.P. Rybalko. Materials Science and Engineering A. 2014. Vol. 618. pp. 9-15.
13. Shen H. Effect of microstructural configurations on the mechanical responses of porous titanium: A numerical design of experiment analysis for orthopedic applications. H. Shen, H. Li, L.C. Brinson. Mechanics of Materials, 2008. Vol. 40. Iss.9. pp. 708-720.
14. Loginov Yu.N. Test for the draft of the porous implant received by an additive method from titanic alloy. Y.N. Loginov, A.A. Popov, S.I. Stepanov, E.Y. Kovalyov. Titan. 2017. No. 2. (In Russ)
15. Loginov Y.N. Effect of Pore Architecture of Titanium Implants on Stress-Strain State upon Compression. Y.N. Loginov, S.I. Stepanov, E.V. Khanykova. Solid State Phenomena V. 265. pp. 606-610.

## Авторы

Гилев Михаил Васильевич

Уральский государственный медицинский университет

К.м.н., доцент кафедры оперативной хирургии и топографической анатомии, старший научный сотрудник института травматологии и ортопедии  
Российская Федерация, 620028, Екатеринбург, Репина, 3  
gilevmikhail@gmail.com

Волокитина Елена Александровна

Уральский государственный медицинский университет

Д.м.н., профессор кафедры травматологии и ортопедии ФПК и ПП ФГБОУ, ведущий научный сотрудник института травматологии и ортопедии  
Российская Федерация, 620028, Екатеринбург, Репина, 3

## Authors

Mikhail V. Gilev

Ural State Medical University

Russian Federation, 620028, Yekaterinburg, ul. Repin, 3  
gilevmikhail@gmail.com

Elena A. Volokitina

Ural State Medical University

Russian Federation, 620028, Yekaterinburg, ul. Repin, 3

Yuri N. Loginov

Ural Federal University named after the first President of

Russia B.N. Yeltsin

Russian Federation, 620002, Yekaterinburg, ul. Mira, 19

Anton I. Golodnov

Ural Federal University named after the first President of

Russia B.N. Yeltsin

Russian Federation, 620002, Yekaterinburg, ul. Mira, 19

Логинов Юрий Николаевич  
Уральский федеральный университет имени первого  
Президента России Б.Н. Ельцина  
Профессор, д.т.н., профессор кафедры обработки ме-  
таллов давлением  
Российская Федерация, 620002, Екатеринбург, ул. Ми-  
ра, 19

Stepan I. Stepanov  
Ural Federal University named after the first President of  
Russia B.N. Yeltsin  
Russian Federation, 620002, Yekaterinburg, ul. Mira, 19

Yuriy V. Antoniadi  
Ural State Medical University  
Russian Federation, 620028, Yekaterinburg, ul. Repin, 3

Голоднов Антон Игоревич  
Уральский федеральный университет имени первого  
Президента России Б.Н. Ельцина  
К.т.н., доцент кафедры литейного производства и  
упрочняющих технологий  
Российская Федерация, 620002, Екатеринбург, ул. Ми-  
ра, 19

Mariya Yu. Izmodenova  
Ural State Medical University  
Russian Federation, 620028, Yekaterinburg, ul. Repin, 3

Fedor N. Zverev  
Ural State Medical University  
Russian Federation, 620028, Yekaterinburg, ul. Repin, 3

Степанов Степан Игоревич  
Уральский федеральный университет имени первого  
Президента России Б.Н. Ельцина  
К.т.н., доцент кафедры термообработки и физики ме-  
таллов  
Российская Федерация, 620002, Екатеринбург, ул. Ми-  
ра, 19

Антониади Юрий Валерьевич  
Уральский государственный медицинский универси-  
тет  
К.м.н., доцент кафедры травматологии и ортопедии  
ФПК и ПП  
Российская Федерация, 620028, Екатеринбург, ул. Ре-  
пина, 3

Измоденова Мария Юрьевна  
Уральский государственный медицинский универси-  
тет  
Студентка IV курса педиатрического факультета  
Российская Федерация, 620028, Екатеринбург, ул. Ре-  
пина, 3

Зверев Федор Николаевич  
Уральский государственный медицинский универси-  
тет  
Аспирант кафедры травматологии и ортопедии ФПК и  
ПП  
Российская Федерация, 620028, Екатеринбург, ул. Ре-  
пина, 3