

## БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ПРИМИНЕНИЯ ДВУХРЯДНОЙ ПЛАСТИНЫ С УГЛОВОЙ СТАБИЛЬНОСТЬЮ ВИНТОВ ДЛЯ ЛЕЧЕНИЯ ПОСТРАДАВШИХ С ДИАФИЗАРНЫМИ ПЕРЕЛОМАМИ ДЛИННЫХ КОСТЕЙ КОНЕЧНОСТЕЙ

Хоминец В.В.\*<sup>1</sup>, Брижань Л.К.<sup>2</sup>, Давыдов Д.В.<sup>2</sup>, Хоминец И.В.<sup>2</sup>,  
 Доль А.<sup>3</sup>

<sup>1</sup> ФГБВОУ ВО «Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова»,  
 Санкт-Петербург

<sup>2</sup> ФГБУ «Главный военный клинический госпиталь имени  
 академика Н.Н. Бурденко» МО РФ Центр травматологии  
 и ортопедии, Москва

<sup>3</sup> ФГБОУ ВО «Саратовский национальный исследовательский  
 государственный университет имени Н.Г. Чернышевского»,  
 Саратов

DOI: 10.25881/BPNMSC.2019.35.14.012

**Резюме.** Накостный остеосинтез длинных костей конечностей пластинами нашел широкое применение в современной травматологии. Однако вопросы совершенствования используемых имплантатов сохраняют свою актуальность и остаются предметом для научных дискуссий. Актуальность темы работы была обоснована проведенным анализом научной литературы, посвященной вопросам истории внутренней фиксации пластинами и недостатками современных металлоконструкций для лечения больных с диафизарными переломами. Целью данного исследования являлась разработка биомеханической модели оригинальной двухрядной пластины с угловой стабильностью винтов и ее обоснование с биомеханическими позициями возможности использования при лечении пострадавших с диафизарными переломами длинных костей конечностей. Материалом для данного исследования послужила оригинальная двухрядная пластина из титанового сплава с угловой стабильностью и возможностью полиаксиального введения винтов (Патент RU 2476180). При помощи компьютерной навигации построены биомеханические модели длинных трубчатых костей и имплантата, с различными вариациями остеосинтеза. В процессе исследования изучены напряжения и деформации, возникающие при типовых нагрузках, которые испытывает здоровый человек. Выполнен расчет напряженно-деформированного состояния узла соединения кости и имплантата, а также выполнен расчет ресурса по количеству циклов нагружения. Расчетные исследования выполнены на основе метода конечных элементов являющегося наиболее мощным и универсальным численным методом решения задач механики деформируемого твердого тела. Также рассчитывались напряжения и деформации, возникающие при различных вариантах установки накостных пластин: непосредственно на поверхности кости и на расстоянии 2 мм. Проанализированные полученные результаты свидетельствуют о том, что по своим биомеханическим свойствам исследуемый имплантат, использованный для накостного остеосинтеза переломов длинных костей типа А3 способен выдерживать статические и динамические типовые циклические нагрузки, такие как опора на одну ногу, ходьба и повороты корпуса, с сохранением стабильной фиксации. При этом установлено, что пластину необходимо располагать непосредственно на поверхности кости. Также при анализе результатов оценки усталостной прочности материала было выявлено, что металлоконструкция не испытывает усталостных нарушений при типовых циклических нагрузках.

**Ключевые слова:** биомеханика, кость, пластина, перелом, диафиз, остеосинтез, напряжение, деформация.

### Введение

Вопросы совершенствования хирургического лечения пострадавших с переломами длинных костей конечностей сохраняют свою высокую актуальность, несмотря

### BIOMECHANICAL SUBSTANTIATION OF THE USE OF DOUBLE-ROW LOCKING COMPRESSION PLATE FOR TREATMENT OF PATIENT WITH DIAPHYSAL BONE FRACTURES

Khominets V.V.\*<sup>1</sup>, Brizhan L.K.<sup>2</sup>, Davudov D.V.<sup>2</sup>,  
 Khominets I.V.<sup>2</sup>, Dol A.<sup>3</sup>

<sup>1</sup> S.M. Kirov Military Medical Academy, Saint Petersburg

<sup>2</sup> Main Clinical Hospital named after N.N. Burdenko Centre of Traumatology and Orthopedics, Moscow

<sup>3</sup> Saratov State University, Saratov

**Abstract.** Osteosynthesis of the long bones of the limbs by plates is widely used in modern traumatology. However, the design of implants, options for their installation, the working length of the plate and the number of blocked screws, the angles of their holding, directly affecting the stability of osteosynthesis, remain the subject for further scientific discussions. The aim of the study was to develop a biomechanical model of the original double-row locking compression plate and its biomechanical substantiation of the possibility of using in the treatment of patients with diaphysis fractures. The material for this study was the original double-row locking compression plate from a titanium and the possibility of the introduction of polyaxial screws (Patent RU 2476180). The biomechanical model of the implant is developed on the basis of the finite element method. The straining and deformation that arises by the typical strains, that a healthy man can usually undergo, were explored in the research process. The calculation of the resource by the number of loading cycles, and calculated the stresses and strains that occur with various installation options of the plates plate. As a result, displacement and stress fields in bones and plates were obtained. Statistical calculation of the stress-strain junction of bone and plate was carried out for 3 types of loading: static support on one leg, walking, body rotations. The analyzed results of the biomechanical study indicate that the implant used for osteosynthesis of diaphysis fractures of type A3 is able to withstand static and dynamic typical cyclic loads while maintaining a stable fixation. It is established that the plate shall be located directly on the surface of the bone. Also, analyzing the results of the fatigue strength assessment of the material, it was found that the structure of the metal does not experience fatigue disorders under typical cyclic loads.

**Keywords:** biomechanics, bone, plate, fracture, diaphysis, osteosynthesis, tension, deformation.

на успехи современной травматологии и ортопедии. В настоящее время методом выбора при лечении большинства переломов является остеосинтез [5]. Накостный остеосинтез длинных костей конечностей пластинами

\* e-mail: Khominets24\_91@mail.ru

нашел широкое применение в современной травматологии. Однако вопросы дизайна имплантатов, вариантов их установки, рабочей длины пластины и количества заблокированных винтов, непосредственно влияющих на стабильность остеосинтеза остаются предметом для дальнейших научных дискуссий. На современном этапе эти вопросы должны оцениваться оперирующими хирургами в сочетании с биомеханическими условиями их применения. Расчетное исследование поведения биомеханики узла соединения кости и имплантата под действием возможных нагрузок позволяет судить о прочности системы, предсказать его долговечность, а также предложить модификации конструкции, направленные на повышение этих эксплуатационных характеристик. При проектировании новых имплантатов перечисленные задачи могут решаться также с помощью клинических экспериментов, однако в случае пластины для остеосинтеза сопряженность таких испытаний с рисками для пациентов делает роль расчетного обоснования особенно важной.

В соответствии с современными взглядами на репаративную регенерацию костной ткани, простые переломы костей, в том числе диафизарные (тип А по международной классификации переломов Ассоциации Остеосинтеза (АО)), лучше консолидируются при условии достижения абсолютной стабильности, что приводит к первичному костному сращению без образования костной мозоли. Это достигается путем внутреннего остеосинтеза компрессирующим винтом и нейтрализующей пластиной, а также при помощи «компрессии на пластине». На сегодняшний день в травматологии и ортопедии клинический успех накостного остеосинтеза привел к распространению имплантатов LCP (Locking Compression Plate) – компрессирующих пластин с угловой стабильностью винтов [9]. Пластина LCP имеет комбинированные овальные отверстия, состоящие из двух частей: одна часть, соответствует форме отверстия динамической компрессирующей пластины (DCP), через которое путем эксцентричного введения стандартных кортикальных винтов может обеспечиваться динамическая компрессия, в то время как другая часть имеет резьбу, позволяющую фиксировать головку блокируемого винта перпендикулярно фронтальной поверхности пластины. Недостатком пластины LCP является то, что отверстия расположены строго в один ряд, перпендикулярно фронтальной поверхности пластины, что отрицательно сказывается на устойчивости к вырывающим силам (Рис. 1).

Другой недостаток заключается в том, что головки блокируемых винтов имеют коническую (клиновидную) форму, вследствие чего нельзя исключить эффект «холодной сварки» в системе винт – пластина, что в свою очередь создает дополнительные технические трудности при необходимости удаления металлоконструкции.

Третий недостаток связан с тем, что для достижения абсолютной стабильности при лечении простых диафизарных переломов необходимо произвести открытую репозицию, что в свою очередь приводит к нарушению

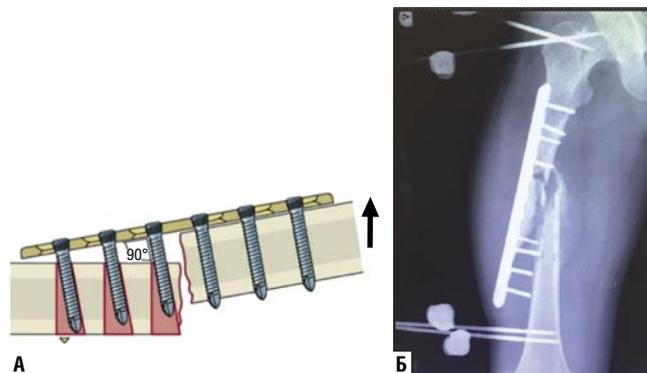


Рис. 1. А – неудачный остеосинтез пластиной с блокированием, эффект моноблока (вырывание). Б – клинический пример – рентгенограммы с неудачным остеосинтезом пластиной с эффектом вырывания.

периостального кровоснабжения отломков костей и расширению хирургического доступа с целью имплантации пластины. Это зачастую склоняет хирургов к выбору не прямой репозиции и внутреннего остеосинтеза интрамедуллярным гвоздем с блокированием, что противоречит АО принципам лечения простых переломов костей.

Перечисленные недостатки послужили основанием для создания устройства, обеспечивающего надежность остеосинтеза и снижение повреждающего действия конструкции на кость. Для достижения указанной цели на базе клиники военной травматологии Военно-медицинской академии имени С.М. Кирова разработан имплантат, состоящий из пластины желобообразной формы с отверстиями для блокируемых винтов, универсального и резьбового направителя для формирования каналов с заданным углом введения винтов в кость. Техническим результатом изобретения является высокая устойчивость к вырывающим воздействиям, предотвращение эффекта «холодной сварки» в системе винт/пластина, возможность сочетания динамической межфрагментарной компрессии с техникой угловой стабильности, а также увеличение прочности фиксации конструкции системы кость/пластина. Устройство позволяет произвести накостный остеосинтез перелома длинной трубчатой кости; увеличить стабильность и жесткость фиксации за счет конструктивных особенностей самой пластины и расположения винтов в кортикальном слое кости, исходя из заданного угла введения; уменьшить длину разреза при осуществлении доступа и травматизацию мягких тканей в связи с тем, что система остеосинтеза костей при помощи данной пластины представляет собой инструмент, реализующий идею биомеханически совершенной стабилизации с использованием прочного имплантата малой длины [1].

### Цель исследования

Разработать биомеханическую модель оригинальной двухрядной пластины с угловой стабильностью винтов, а также обосновать с биомеханических позиций возможность ее применения при лечении пострадавших с диафизарными переломами длинных костей конечностей.

Хоминец В.В., Брижань Л.К., Давыдов Д.В. и др.  
 БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ПРИМИНЕНИЯ ДВУХРЯДНОЙ ПЛАСТИНЫ С УГЛОВОЙ СТАБИЛЬНОСТЬЮ  
 ВИНТОВ ДЛЯ ЛЕЧЕНИЯ ПОСТРАДАВШИХ С ДИАФИЗАРНЫМИ ПЕРЕЛОМАМИ ДЛИННЫХ КОСТЕЙ КОНЕЧНОСТЕЙ

Материалы и методы. Сотрудниками кафедры военной травматологии и ортопедии ВМедА разработана двухрядная пластина из титанового сплава с угловой стабильностью и возможностью полиаксиального введения (Патент RU 2476180), которая послужила материалом для данного исследования (Рис. 2).

При помощи компьютерной навигации построены биомеханические модели длинных трубчатых костей и имплантата, с различными вариациями остеосинтеза. В процессе исследования изучены напряжения и деформации, возникающие при типовых нагрузках, которые испытывает здоровый человек ростом 175 см и массой 80 кг. Выполнен расчет напряженно-деформированного состояния узла соединения кости и имплантата, а также выполнен расчет ресурса по количеству циклов нагружения. Расчетные исследования выполнены на основе метода конечных элементов являющегося наиболее мощным и универсальным численным методом решения задач механики деформируемого твердого тела [8].

## Результаты

Основываясь на данных компьютерных томограмм, были построены геометрические модели бедренной, большеберцовой и плечевой костей. Затем при помощи чертежей, а также реальных моделей имплантата были построены геометрические модели накостных пластин трех типоразмеров. Далее построенные модели размещались на соответствующих костях, после чего достраивались блокирующие винты. В результате были получены модели костей с размещенными на них накостными пластинами (Рис. 3).

На основе разработанных биомеханических моделей кости и пластины произвели компьютерное моделирование процессов нагружения костей с установленными имплантатами. При этом моделировался поперечный перелом диафиза кости типа А3 по международной классификации переломов АО [3]. Это позволило оценить напряжения в пластине и винтах, а также определить максимальные нагрузки, которые способен выдержать имплантат. Дана оценка усталостной прочности пластины и винтов для различных циклов нагружения. Кость и титан считались идеально упругими изотропными, свойства которых представлены в таблице 1.

При статическом нагружении костей с установленной пластиной дистальные части моделей жестко закреплялись, а в качестве типовых воздействий прикладывались компрессионные нагрузки и скручивающий момент, величины которых представлены в таблице 2 [6; 10].

После каждого расчета максимальные напряжения в пластине и винтах сравнивались с пределом прочности титана, равном 690 МПа [7]. В результате были получены поля перемещений и напряжений в костях (Рис. 4) и пластинах (Рис. 5).

Так же рассчитывались напряжения и деформации, возникающие при различных вариантах установки накостных пластин: непосредственно на поверхности кости и на расстоянии 2 мм. Если в случае сжимающей



Рис. 2. Двухрядная пластина для накостного остеосинтеза длинных костей конечностей с угловой стабильностью и полиаксиальным введением винтов.

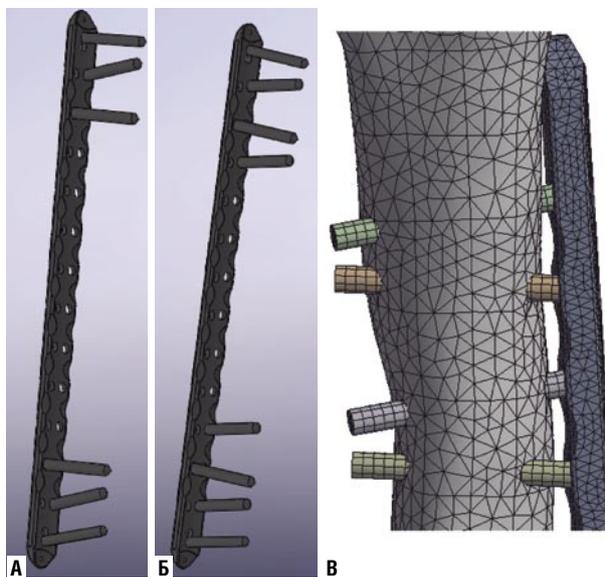


Рис. 3. Модели пластины с 3 и 4 винтами с каждой стороны. А – пластина с 3 винтами с каждой стороны. Б – пластина с 4 винтами с каждой стороны. В – модель кости с имплантированной пластиной.

Табл. 1. Свойства материалов

Параметры/ед. измерения	Кость	Титан
Модуль Юнга, МПа	30000	112000
Коэффициент Пуассона	0,2	0,3

Табл. 2. Типовые воздействия на исследуемые сегменты

Сегмент	Компрессионная нагрузка	Скручивающий момент
Бедренная кость	400 Н	10 Н*м
Большеберцовая кость	200 Н	5Н*м
Плечевая кость	500 Н	5Н*м

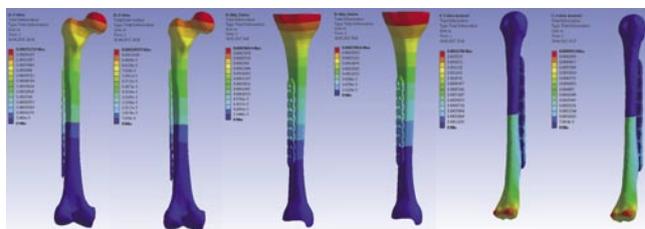
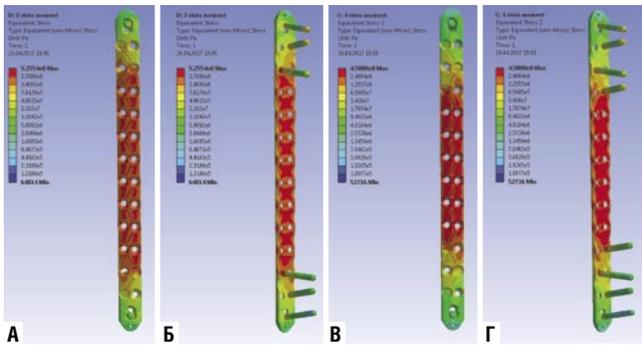


Рис. 4. Поля напряжений и перемещений в моделях бедренной, большеберцовой и плечевой костей.



**Рис. 5.** Поля напряжений в пластинах с приложенным моментом. А – модель с 3 винтами с каждой стороны пластины (вид со снаружи). Б – модель с 3 винтами с каждой стороны пластины (вид со стороны кости). В – модель с 4 винтами (вид со снаружи). Г – модель с 4 винтами с каждой стороны пластины (вид со стороны кости).

силы перемещения и напряжения как в костных отломках, так и в пластине с винтами оставались в пределах нормы и менялись несущественно, то в случае с приложенным крутящим моментом в моделях, где пластина располагалась на расстоянии 2 мм от кости, наблюдался существенный рост напряжений в пластине. При этом в случае 4 винтов максимальное напряжение в пластине составило 474 МПа, а в случае 3 винтов – 672 МПа. То есть, в последнем случае напряжения практически достигли предела прочности (690 МПа), что свидетельствует о возможной поломке конструкции. Установка наконечных пластин не в непосредственной близости от костной поверхности, а на расстоянии 2 мм от нее приводила к увеличению напряжений и перемещений при всех типовых нагрузках.

Статистический расчет напряженно-деформированного узла соединения кости и пластины проводился для 3 типов нагружения: статическая опора на одну ногу, ходьба, повороты корпуса.

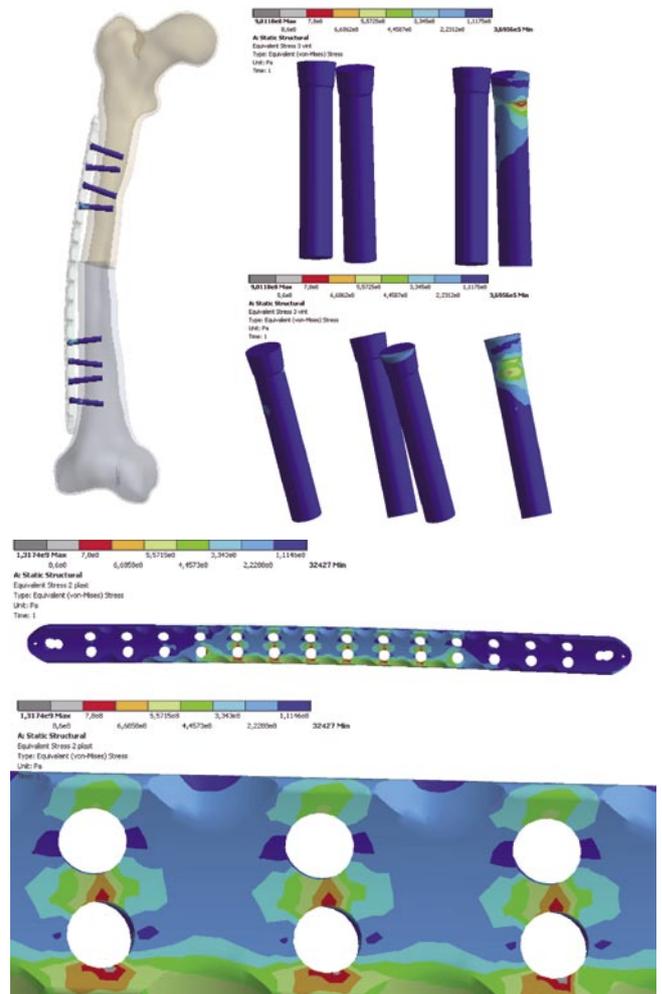
Масса человека принималась равной 80 кг, и в статическом положении весь вес считался приложенным к рассматриваемой кости (опирание на одну ногу), а нагрузки при ходьбе и повороте были вычислены на основе типовых значений максимальных ускорений, действующих во время таких движений (рассматривались свободные движения здорового человека). Величины нагрузок, использованные при расчете приведены в таблице 3.

В результате проведенного статического расчета были получены поля перемещений, напряжений и деформаций в исследуемой модели для 3 вариантов нагружения. Для примера поля напряжений в пластине и крепежных винтах в случае ходьбы представлены на рисунке 6. Светло-серым цветом обозначены те участки, на которых напряжения в модели превышают предел текучести титанового сплава; темно-серым – участки, на которых напряжения превышают предел прочности.

Максимальные напряжения в пластине и крепежных винтах во всех 3 рассмотренных случаях нагружения приведены в таблице 4.

**Табл. 3.** Типовые значения максимальных ускорений и величины нагрузки в зависимости от типов нагружения у человека массой 80 кг

Типы нагружения	Максимальное ускорение	Нагрузка
Неподвижное положение	10 м/с <sup>2</sup> (ускорение свободного падения)	F = 800 Н
Ходьба	20 м/с <sup>2</sup> (с учетом ускорения свободного падения)	F = 1600 Н
Поворот	3 м/с <sup>2</sup>	M = 11,5 Н*м



**Рис. 6.** Поля напряжений и деформаций в винтах и пластине при ходьбе.

**Табл. 4.** Максимальные напряжения в пластине и винтах при типовых нагрузках

Вариант движений	Пластина	Винты
Неподвижное положение	658,7	450,7
Ходьба	1317,4	901,3
Поворот	281,2	272,8

Как видно из данной таблицы, в случае нагружения при ходьбе напряжения в пластине и крепежных винтах существенно превышают предел прочности титанового сплава. В остальных случаях напряжения не превышают предела текучести материала.

Хоминец В.В., Брижань Л.К., Давыдов Д.В. и др.  
 БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ПРИМИНЕНИЯ ДВУХРЯДНОЙ ПЛАСТИНЫ С УГЛОВОЙ СТАБИЛЬНОСТЬЮ  
 ВИНТОВ ДЛЯ ЛЕЧЕНИЯ ПОСТРАДАВШИХ С ДИАФИЗАРНЫМИ ПЕРЕЛОМАМИ ДЛИННЫХ КОСТЕЙ КОНЕЧНОСТЕЙ

В случае нагружения при неподвижном положении максимальные напряжения в пластине и крепежных винтах не превышают 85% от предела текучести титанового сплава; допустимое число циклов нагружения при таком режиме составляет около 200. В случае нагружения при повороте напряжения составляют около 36% от предела текучести материала, допустимое количество циклов для данного режима – около 63000. В случае нагружения при ходьбе напряжения в пластине и винтах превышают предел прочности титанового сплава более чем в 1,5 раза. Вблизи крепежных отверстий в пластине возникает концентрация напряжений, в результате чего напряжения в отдельных малых областях достигают 1,3 ГПа.

Оценка усталостной прочности пластины и винтов была проведена на основании кривой усталости Велера, то есть зависимости напряжений, при которых происходит разрушение материала при данном числе циклов нагружения, от числа этих циклов. В соответствии с данной кривой можно оценить количество циклов, которое прослужат различные конфигурации пластины и винтов при разных типах нагружения. Данные по количеству циклов приведены в таблице 5.

Таким образом, пластина с установленными 4 винтами с каждой стороны, расположенная непосредственно на поверхности кости, при типовых нагрузках будет работать  $10^{10}$  циклов, что свидетельствует о том, что имплантат не испытывает усталостных нарушений.

## Выводы

Разработанная биомеханическая модель двухрядной пластины с угловой стабильностью винтов для бедренной, большеберцовой и плечевой костей позволила произвести компьютерное моделирование процесса нагружения костей с установленными пластинами, при заданных переломах диафиза костей (тип А3 по классификации АО). Это позволило определить какие статические и динамические нагрузки способна выдержать фиксация и дать оценку усталостной прочности пластины и крепежных винтов для различных циклов нагружения, а также произвести анализ влияния количества крепежных винтов и наличия непосредственного контакта между титановой пластиной и костью. Проанализированные полученные результаты свидетельствуют о том, что по своим биомеханическим свойствам исследуемый имплантат, использованный для накостного остеосинтеза переломов длинных костей типа А3, способен выдерживать статические и динамические типовые циклические нагрузки, такие как опора на одну ногу, ходьба и повороты корпуса, с сохранением стабильной фиксации. При этом установлено, что пластину необходимо располагать непосредственно на поверхности кости. Также при анализе результатов оценки усталостной прочности материала было выявлено, что металлоконструкция не испытывает усталостных нарушений при типовых циклических нагрузках. Проведенные биомеханические исследования доказывают, что разработанная двухрядная пластина с угловой стабильностью и полиаксиальным

**Табл. 5.** Количество циклов, которые прослужат различные конфигурации винтов и пластины при максимальном напряжении

Модель / Параметр	Максимальное напряжение, МПа	Кол-во циклов
3 винта, приложенная сила	34	Более 1010
4 винта, приложенная сила	14	Более 1010
3 винта, приложенный момент	525	106
4 винта, приложенный момент	458	1010
3 винта, приложенный момент, пластина на расстоянии 2 мм	672	104
4 винта, приложенный момент, пластина на расстоянии 2 мм	474	107

введением винтов может быть применена в клинической практике для выполнения стабильно-функционального остеосинтеза при лечении пострадавших с диафизарными переломами длинных костей конечностей.

**Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов (The authors declare no conflict of interest).**

## ЛИТЕРАТУРА/REFERENCES

1. Патент РФ на изобретение №RU2476180 C2/ 27.02.2013 Бюл. №6. Хоминец В.В., Шаповалов В.М., Кулик Н.Г., и др. Устройство для остеосинтеза переломов костей. [Patent RUS №RU2476180 C2/ 27.02.2013. Byul. №6. Khominets VV, Shapovalov VM, Kulik NG, et al. Ustroistvo dlya osteosinteza perelomov kostei. (In Russ.)] Доступно по: <http://www.freepatent.ru/images/patents/292/2476180/patent-2476180.pdf>. Ссылка активна на 12.10.2019.
2. Шаповалов В.М., Хоминец В.В., Михайлов С.В. Основы внутреннего остеосинтеза. – СПб.: ГЭОТАР-Медиа; 2009. – С. 49–68. [Shapovalov VM, Khominets VV, Mikhailov SV. Osnovy vnutrennego osteosinteza. St. Petersburg: GEOTAR-Media; 2009. pp. 49–68. (In Russ.)]
3. Рюди Т.П., Бакли Р.Э., Моран К.Г. АО – Принципы лечения переломов: пер. с англ. – Т. 1. 2-е изд. – Минск: ВассаМедиа; 2013. – С. 69–83. [Rüedi TP, Buckley R, Moran CG. AO principles of fracture management. Translated from english. Vol. 1. 2nd ed. Minsk:VassaMedia; 2013. pp. 69–83. (In Russ.)]
4. Беленький И.Г., Сергеев Г.Д., Гудзь Ю.В., Григорян Ф.С. История, современное состояние и перспективы развития методов накостного остеосинтеза // Современные проблемы науки и образования. – 2016. – №5. – С. 77. [Belenkiy IG, Sergeev GD, Gudzy YV, Grigoryan FS. History, modern state and perspectives of development of plate internal fixation methods. 2016;(5):77. (In Russ.)]
5. Крюков Е.В., Хоминец В.В., Самохвалов И.М., и др. Современный подход в лечении раненых с огнестрельными ранениями костей конечностей. В кн.: Медицинская помощь при травмах: новое в организации и технологиях. II Всероссийский конгресс по травматологии с международным участием. Сборник тезисов. – СПб.; 2017. – С. 48. [Kryukov EV, Khominets VV, Samokhvalov IM, et al. Sovremenniy podkhod v lechenii ranenyykh s ognestrel'nymi raneniyami kostei konechnostei. In: (Conference proceedings) Meditsinskaya pomoshch' pri travmakh: novoe v organizatsii i tekhnologiyakh. II Vserossiiskii kongress po travmatologii s mezhdunarodnym uchastiem. Sbornik tezisov. St. Petersburg; 2017. pp. 48. (In Russ.)]
6. Ivanov D, Barabash A, Barabash Yu. Expandable intramedullary nail: review of biomechanical studies. Russian Open Medical Journal. 2016;5:e0206
7. Marvan J, Horak Z, Vilimek M, et al. Fixation of distal fibular fractures: a biomechanical study of plate fixation techniques. Acta Bioeng Biomech. 2017;19(1):33–39.
8. Pochrzast M, Basiaga M, Marciniak J, Kaczmarek M. Biomechanical analysis of limited-contact plate used for osteosynthesis. Acta Bioeng Biomech. 2014;16(1): 99–105. doi: 10.5277/abb140112.
9. Sommer C. Locking compression plate. Injury. 2003;34 Suppl 2:B4–5. doi: 10.1016/j.injury.2003.09.019.
10. Ahmad M, Nanda R, Bajwa AS, et al. Biomechanical testing of the locking compression plate: when does the distance between bone and implant significantly reduce construct stability? Injury. 2007;38(3):358–364. doi: 10.1016/j.injury.2006.08.058.