

Получена: 7 ноября 2017 / Принята: 6 декабря 2017 / Опубликовано online: 31 декабря 2017

УДК 616.089.223.004.94

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ БЛОКИРУЕМЫХ ШТИФТОВ МЕТОДОМ КОНЕЧНЫХ ЭЛЕМЕНТОВ

Ернар Н. Токтаров¹, <http://orcid.org/0000-0002-5166-243X>

Марат А. Жанаспаев¹, <https://orcid.org/0000-0002-0610-0112>

Айдос С. Тлемисов¹, <http://orcid.org/0000-0002-4239-6627>

Нурлан А. Бокембаев¹, <http://orcid.org/0000-0003-4140-1831>

Людмила А. Ерыгина², <http://orcid.org/0000-0002-6126-1381>

Аян О. Мысаев¹, <http://orcid.org/0000-0001-7332-4856>

¹ Государственный медицинский университет города Семей, г. Семей, Республика Казахстан.

² Национальный ядерный центр Республики Казахстан, г. Курчатов, Республика Казахстан.

Введение. Внедрение и использование новых типов ортопедических конструкций предполагает решение сложных биомеханических, биофизических, технологических проблем. В настоящей статье рассматривается математическая модель штифта, описанная с помощью метода конечных элементов, и имитация явлений, происходящих в этой системе с течением времени.

Материалы и методы. На первом этапе определяем и выполняем геометрию 3D модели. В зависимости от выбора геометрии проводим построение модели. На втором этапе необходимо определить форму и размеры конечных элементов для наложения на модель расчетной сетки. На этапе задания механических и прочностных свойств указываются состав материала, его плотность, модуль упругости, температура системы во время эксперимента. Для реализации геометрической модели были выбраны два вида штифтов: исследуемый эластичный блокируемый штифт (образец 1) и блокируемый интрамедуллярный стержень фирмы ChM (образец 2). Разбиение сетки проводили стандартной процедурой, встроенной в программный пакет SolidWorks.

Результат. Минимальное значение напряжения в образце 1 в 2200 раз меньше, чем в образце 2. Максимальное значение напряжения в образце 1 в 14 раз меньше по сравнению со значением в образце 2. В образце 2, при аналогичном сравнении, получаем максимальное напряжение в 3,2 раза меньше предела текучести. Таким образом, образец 1 обладает значительным запасом прочности, что позволяет использовать его при больших нагрузках и, соответственно, применять для пациентов с большей массой тела.

В образце 1 верхняя часть испытывает минимальные напряжения, а нижние составные части нагружены немного больше, однако распределение напряжений по всей их длине равномерное и на порядок ниже, чем в образце 2. Максимальное напряжение приходится на нижнюю часть в месте крепления штифта блокирующим винтом. Такое распределение напряжений и их невысокие значения, по нашему мнению, связаны с особенностью составной конструкции образца 1.

Заключение. Эластичный блокирующий штифт обладает повышенными прочностными и эксплуатационными характеристиками по сравнению со стержнем фирмы ChM.

Ключевые слова: модель штифта, математическое моделирование, напряжение, блокируемый штифт.

Summary

**MATHEMATICAL MODELING OF INTERLOCKING NAILS
BY THE FINITE ELEMENT METHOD****Yernar N. Tokhtarov**¹, <http://orcid.org/0000-0002-5166-243X>**Marat A. Zhanaspayev**¹, <https://orcid.org/0000-0002-0610-0112>**Aidos S. Tlemisov**¹, <http://orcid.org/0000-0002-4239-6627>**Nurlan A. Bokembayev**¹, <http://orcid.org/0000-0003-4140-1831>**Lyudmila A. Yerygina**², <http://orcid.org/0000-0002-6126-1381>**Ayan O. Mysayev**¹, <http://orcid.org/0000-0001-7332-4856>¹ Semey State Medical University,
Semey c., Kazakhstan;² National Nuclear Center of the Republic of Kazakhstan,
Curchatov c., Kazakhstan.

Introduction. The implementation and using new types of orthopedic devices involves solving complex biomechanical, biophysical, technological problems. In this paper, we consider a mathematical model of a nail, described by the finite element method, and an imitation of phenomena occurring in this system over time.

Materials and methods. At the first stage we define and execute the 3D model geometry. Depending on the geometry type, we construct the model. At the second stage, it is necessary to determine the shape and size of the finite elements to be applied to the grid model. At the stage of specifying mechanical and strength properties, the composition of the material, its density, modulus of elasticity, and temperature of the system during the experiment are indicated. To implement the geometric model, two types of nails were chosen: the investigated elastic locking nail (sample 1) and the intramedullary interlocking nail ChM (sample 2). The mesh was partitioned using a standard procedure built into the SolidWorks software package.

Result. The minimum of stresses in sample 1 is 2200 times less than in sample 2. The maximum of stresses in sample 1 is 14 times smaller than stresses in sample 2. In sample 2, in a similar comparison, we obtain a maximum stress of 3.2 times less yield point. Thus, sample 1 has a significant margin of strength, which allows it to be used at high loads and, accordingly, for patients with a higher body weight.

In sample 1, the upper part undergoes minimal stresses, and the lower components are slightly loaded, but the distribution of stress along their entire length is uniform and much lower than in sample 2. The maximum stress falls on the lower part of nail where locking screw place is located. Such a distribution of stresses and their low values, in our opinion, are due to the peculiarity of the composite design of the sample 1.

Conclusion. Elastic locking nail has high strength and performance characteristics in comparison with the ChM' nail.

Keywords: *model of a nail, mathematical model, voltage, locking nail.*

Түйіндеме

СОҢҒЫ ЭЛЕМЕНТ ӘДІСІМЕН ҚҰЛЫПТАМАЛЫ ШТИФТТЕРДІ МАТЕМАТИКАЛЫҚ МОДЕЛЬДЕУ

Ернар Н. Токтаров¹, <http://orcid.org/0000-0002-5166-243X>

Марат А. Жанаспаев¹, <https://orcid.org/0000-0002-0610-0112>

Айдос С. Тлемисов¹, <http://orcid.org/0000-0002-4239-6627>

Нурлан А. Бокембаев¹, <http://orcid.org/0000-0003-4140-1831>

Людмила А. Ерыгина², <http://orcid.org/0000-0002-6126-1381>

Аян О. Мысаев¹, <http://orcid.org/0000-0001-7332-4856>

¹ Семей қаласының Мемлекеттік медицина университеті, Семей қ., Қазақстан Республикасы;

² Қазақстан Республикасының ұлттық ядролық орталығы, Курчатов қ., Қазақстан Республикасы.

Кіріспе. Ортопедиялық құрылғылардың жаңа түрлерін ойлап шығару және оларды қолданысқа енгізу көптеген қиын биомеханикалық, биофизикалық және технологиялық мәселелерді шешуге мүмкіндік береді. Осы мақалада соңғы элемент әдісі көмегімен берілген бір уақыт барысында осы жүйеде жүргізілген имитациясы сипатталатын штифттің математикалық моделі қарастырылуда.

Материалдар және әдістер. Бірінші этаппен 3D модельдің геометриясын анықтаймыз және оны орындаймыз. Геометрияны таңдау барысында модельді құраймыз. Екінші этаппен модельге есептеу торшасын құру үшін соңғы элементтің формасы мен көлемін анықтап алуымыз керек. Механикалық және беріктік қасиетін анықтау этапы кезінде материалдың құрамы, тығыздығы, төзімділік модулі, эксперимент кезіндегі жүйенің температурасы көрсетілуі қажет. Геометриялық модельді жүзеге асыру үшін штифттердің екі түрі таңдалып алынды: зерттелініп отырған эластикалық құлыптамалы штифт (үлгі 1) және ChM фирмасының интрамедуллярлы құлыптамалы штифті (үлгі 2). Торшаларға бөлу SolidWorks бағдарламалы пакетінде орнатылған стандартты рәсім арқылы жүргізілді.

Нәтижесі. Кернеудің минимальді көрсеткіші 1 үлгіде 2 үлгіге қарағанда 2200 есе аз. Кернеудің максимальді көрсеткіші 1 үлгіде 2 үлгіге қарағанда 14 есе аз. Осындай салыстыру нәтижесінде 2 үлгіде кернеудің максимальді көрсеткішіне байланысты оның беріктігі 3,2 есе төмен екенін көрсетеді. Сонымен, 1 үлгінің мықтылығы орасан зор болуына байланысты оны өте ауыр жүктемелерде қолдануға мүмкіндік береді. Яғни, аталған құрылғыны дене массасы ауыр науқастарға кеңінен қолдануға болады.

1 үлгіде жоғарғы бөлігі минимальді кернеуді өзіне алады, ал төменгі жағы оған қарағанда көбірек жүктеме қабылдайды, бірақ кернеудің таралуы 2 үлгіге қарағанда барлық жерінде бірдей. Максимальді кернеу төменгі жағына, яғни, штифт пен құлыптамалы бұранда жанасқан жеріне келеді. Кернеудің бұлай таралуы және аса мағынасыз болуы біздің ойымызша 1 үлгідегі құрылғының ерекшелігіне байланысты.

Қорытынды. Эластикалық құлыптамалы штифт ChM фирмасының штифтіне қарағанда жоғары беріктілік қасиетімен және пайдалануға оңай болуымен ерекшеленеді.

Негізгі сөздер: штифттің моделі, математикалық модельдеу, кернеу, құлыптамалы штифт.

Библиографическая ссылка:

Токтаров Е.Н., Жанаспаев М.А., Тлемисов А.С., Бокембаев Н.А., Ерыгина Л.А., Мысаев А.О. Математическое моделирование блокируемых штифтов методом конечных элементов // Наука и Здравоохранение. 2017. №6. С. 101-115.

Tokhtarov Ye.N., Zhanaspayev M.A., Tlemisov A.S., Bokembayev N.A., Yerygina L.A., Mysayev A.O. Mathematical modeling of interlocking nails by the finite element method. *Nauka i Zdravookhranenie* [Science & Healthcare]. 2017, 6, pp. 101-115.

Токтаров Е.Н., Жанаспаев М.А., Тлемисов А.С., Бокембаев Н.А., Ерыгина Л.А., Мысаев А.О. Соңғы элемент әдісімен құлыптамалы штифттерді математикалық модельдеу // Ғылым және Денсаулық сақтау. 2017. №6. Б. 101-115.

Введение

Внедрение и использование новых типов ортопедических конструкций предполагает решение сложных биомеханических, биофизических, технологических проблем [11]. Следует отметить, что при проведении клинических исследований требуется совокупность условий, таких как большая длительность эксперимента, повторяемость условий для установленного количества экспериментов, соблюдение всех клинико-биологических факторов и возможность статистической оценки полученных результатов. Соблюдение всех условий позволяет получить результаты с высокой степенью надежности и достоверности, совершенствовать конструкцию применяемых фиксаторов при повышении надежности и снижении их отрицательного воздействия на кровоснабжение [12]. Однако, данный вид исследований требует значительных материальных, финансовых и временных ресурсных затрат. Одним из решений указанной проблемы является применение современных методов исследований, таких как компьютерное моделирование.

В настоящее время с помощью компьютерного моделирования решают ряд специфических задач ортопедии, таких как расчет напряженно-деформированного состояния фиксатора, в результате которого получают данные высокой точности о надежности и эксплуатационных характеристиках конструкции, а также значительное сокращение ресурсозатрат и ошибок исследования [13].

Как показывает обзор литературных источников наиболее эффективным инструментом компьютерного моделирования

является имитационное моделирование на основе метода конечных элементов [13,5,4,8,14].

Сущность имитационного моделирования можно упрощенно описать следующим образом: на начальном этапе записываются все данные о сложной системе в доступной для компьютера форме. Сюда можно отнести системы уравнений, графики, законы теории вероятности. На следующем этапе задаются значения условий, к которым относят внешние и внутренние параметры системы. Затем мы воспроизводим на компьютере созданные события и оцениваем полученные результаты для выбора оптимального варианта.

Материалы и методы

В настоящей статье приводятся результаты математического моделирования прочности двух металлических конструкции без результатов их применения на пациентах. Поэтому мы не описываем клиническое исследование на пациентах, а рассматриваем математическую модель штифтов, описанную с помощью метода конечных элементов, и имитацию явлений, происходящих в этой системе с течением времени.

Прежде всего, необходимо установить критерии выбора средств ее изучения. В связи с чем, приведем классификацию существующих имитационных моделей по следующим признакам [1]:

1) Статистическая или динамическая? Статистическая имитационная модель – это система, в которой время не учитывается. Примерами статистической имитационной модели являются модели, созданные по методу Монте-Карло, основанном на моделировании случайных величин в определенном диапазоне. При построении

динамической имитационной модели, наоборот, время является важной переменной, например, отслеживание динамики частей сложной системы «штифт - голень».

2) Детерминированная или стохастическая? Имитационную модель, в которой отсутствуют случайные компоненты, называют детерминированной [9]. Например, в простейшем случае детерминированная модель по методу конечных элементов представляет собой систему из N элементов, характеризуемых законом распределения функций в пределах области отдельного элемента и не зависящим от распределения функций других элементов. Поведение системы задается системой дифференциальных уравнений. Далее полученная система дифференциальных уравнений решается численно, пошагово, то есть по известным параметрам для момента времени t рассчитываются параметры для момента времени $t + \Delta t$, где Δt – временной шаг, при этом фактически выполняя интегрирование по времени. В детерминированной модели результат можно получить лишь в том случае, когда известны все входные параметры. Многие системы моделируются с рядом случайных входных данных компонентов, в результате создается стохастическая имитационная модель. Стохастическая модель реализует метод Монте-Карло, в котором полученный результат случаен, и поэтому, он может рассматриваться лишь в качестве оценки реальных параметров модели.

3) Непрерывная или дискретная? Для начала определим, какие сложные системы относят к дискретным, а какие – к непрерывным. В дискретной системе переменные, описывающие состояние, в разные моменты времени меняются мгновенно. Соответственно, в непрерывной системе переменные меняются непрерывно во времени. Реальные системы редко являются только дискретными или только непрерывными. Дискретная и непрерывная модели определяются подобно описанным дискретной и непрерывной системам. Отметим, что дискретная модель не во всех случаях подходит для моделирования дискретной системы, и наоборот.

Необходимость использования дискретной или непрерывной модели определяется задачами исследования. Так, модель будет дискретной, если нам необходимо учесть характеристики и перемещение отдельных элементов. Однако, если элементы можно рассматривать в совокупности, то систему можно описать с помощью дифференциальных уравнений в непрерывной модели.

Таким образом, имитационные модели, которые реализованы в данной работе, являются дискретными, динамическими и детерминированными.

Описание математической модели

Перейдем к описанию математической модели напряженно-деформированного состояния штифта с использованием метода конечных элементов.

В практическом применении метод конечных элементов является численным методом решения прикладных задач. Суть метода заключается в следующем: в области определения искомой непрерывной величины, в нашем случае перемещения, фиксируют заданное количество точек, в которых значение перемещения принимается в качестве переменной, требующей определения. Затем область непрерывной величины разбивают на некоторое количество подобластей, называемых элементами, имеющими общие точки (узловые точки) и максимально близко повторяющими свойства области. Далее для каждого элемента аппроксимацией определяют полиномиальную функцию при условии непрерывности искомой величины по границам элементов. Затем по найденным значениям перемещения определяют деформацию, после чего находят напряжения [10]. Следует также отметить, что в основу метода конечных элементов положен физический принцип минимума полной потенциальной энергии, гласящий, что в положении равновесия полная потенциальная энергия системы минимальна [3].

С учетом вышесказанного, состояние в любой точке тела можно задать следующими величинами: линейной деформацией, угловой деформацией, касательным напряжением и нормальным напряжением.

Тогда тензор для напряженного состояния в некоторой точке тела запишем в виде:

$$\begin{pmatrix} \delta_{xx} & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \delta_{yy} & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \delta_{zz} \end{pmatrix}, \quad (1)$$

где σ – нормальное напряжение, Па;

τ – касательное напряжение, Па.

Для главных осей соотношение запишем в виде:

$$\begin{pmatrix} \delta_x & 0 & 0 \\ 0 & \delta_y & 0 \\ 0 & 0 & \delta_z \end{pmatrix}. \quad (2)$$

Аналогично, для деформированного состояния произвольной точки тела запишем:

$$\begin{pmatrix} \varepsilon_{xx} & \varepsilon_{xy} & \varepsilon_{xz} \\ \varepsilon_{yx} & \varepsilon_{yy} & \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{zx} & \varepsilon_{zy} & \varepsilon_{zz} \end{pmatrix}, \quad (3)$$

где ε – линейная деформация, м;

Учтем, что угловые деформации γ , являющиеся малыми изменениями первоначальных прямых углов равны [7]:

$$\gamma_{xz} = \gamma_{zx} = 2\varepsilon_{xz}, \quad (4)$$

Тогда

$$\begin{pmatrix} \varepsilon_{xx} & \frac{1}{2}\gamma_{xy} & \frac{1}{2}\gamma_{xz} \\ \frac{1}{2}\gamma_{yx} & \varepsilon_{yy} & \frac{1}{2}\gamma_{yz} \\ \frac{1}{2}\gamma_{zx} & \varepsilon_{zy} & \frac{1}{2}\gamma_{zz} \end{pmatrix}. \quad (5)$$

Для положения равновесия запишем следующую систему уравнений [7]:

$$\begin{cases} \frac{\partial \sigma_{xx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial z} + f_x = 0 \\ \frac{\partial \sigma_{yy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{yx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial z} + f_y = 0, \\ \frac{\partial \sigma_{zz}}{\partial z} + \frac{\partial \tau_{zy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial x} + f_z = 0 \end{cases} \quad (6)$$

где f_x, f_y, f_z – проекции вектора внешних сил, действующих на выбранный элемент.

В случае упругих деформаций в изотропном теле, рассматриваемых в настоящей работе, применяют закон Гука и верны следующие соотношения [10]:

$$\begin{cases} \varepsilon_{xx} = \frac{\sigma_{xx}}{E} - \nu \frac{\sigma_{yy}}{E} - \nu \frac{\sigma_{zz}}{E} \\ \varepsilon_{yy} = \frac{\sigma_{yy}}{E} - \nu \frac{\sigma_{zz}}{E} - \nu \frac{\sigma_{xx}}{E} \\ \varepsilon_{zz} = \frac{\sigma_{zz}}{E} - \nu \frac{\sigma_{xx}}{E} - \nu \frac{\sigma_{yy}}{E} \\ \gamma_{xy} = \frac{\tau_{xy}}{G} \\ \gamma_{yz} = \frac{\tau_{yz}}{G} \\ \gamma_{zx} = \frac{\tau_{zx}}{G} \end{cases}, \quad (7)$$

где E – модуль упругости, Па;

G – модуль сдвига, Па;

ν – коэффициент Пуассона.

Учтем, что деформация связана с перемещением u следующим образом [10]:

$$\left\{ \begin{array}{l} \varepsilon_{xx} = \frac{\partial u_{xx}}{\partial x} \\ \varepsilon_{yy} = \frac{\partial u_{yy}}{\partial y} \\ \varepsilon_{zz} = \frac{\partial u_{zz}}{\partial z} \\ \gamma_{xy} = \frac{\partial u_{xx}}{\partial y} + \frac{\partial u_{yy}}{\partial x} \\ \gamma_{yz} = \frac{\partial u_{yy}}{\partial z} + \frac{\partial u_{zz}}{\partial y} \\ \gamma_{zx} = \frac{\partial u_{zz}}{\partial x} + \frac{\partial u_{xx}}{\partial z} \end{array} \right. \quad (8)$$

Для решения систем уравнений (6) – (8) введем граничные условия. Для поверхностей, на которые не действуют силы, выполняется равенство [10]:

$$\vec{\sigma} = \vec{\tau} = 0. \quad (9)$$

Также при расчете будем учитывать, что для контактирующих поверхностей выполняется условие скольжения без трения и непрерывность нормальной составляющей вектора напряжений [10]

Таким образом, мы имеем 15 неизвестных, для нахождения которых необходимо решить системы уравнений (6) – (8) с учетом введенных граничных условий.

Моделирование напряженно-деформированного состояния штифта в программном комплексе SolidWorks

Прежде чем перейти непосредственно к созданию расчетной модели, опишем алгоритм проводимого нами моделирования.

На рисунке 1 приведена схема моделирования, кратко опишем каждый этап. На первом этапе определяем и выполняем геометрию модели: 2D или 3D модель. В зависимости от выбора геометрии проводим построение модели. Для нашего случая геометрия будет трехмерная. На втором этапе необходимо определить форму и размеры конечных элементов для наложения на модель расчетной сетки. На этапе задания механических и прочностных свойств будут указаны состав материала, его плотность, модуль упругости, температура системы во время эксперимента. Затем будут заданы значения и направления векторов действующей силы. Для нашей модели будет задана сила тяжести. После проведения расчета на этапе валидации модели полученные результаты будут сравниваться с

результатами лабораторных испытаний. В заключении будет проведен анализ результатов и выданы рекомендации по оптимизации системы.

Результаты и обсуждение

Перейдем к описанию модели, реализованной в программном комплексе SolidWorks. Выбор именно этого программного комплекса обусловлен рядом причин, а именно, возможностью создания отдельных деталей системы, широким выбором стандартных элементов, моделированием поверхностей, созданием вспомогательных плоскостей, эскизов и кривых, возможностью комплексной сборки отдельных элементов в единой геометрии, наличием модуля прочностного анализа COSMOSXpress, простотой интерфейса [2].

Для реализации геометрической модели были выбраны два вида штифтов. Конструкция и основные геометрические размеры первого исследуемого блокирующего штифта (образец 1) приведены в [6]. В качестве второго исследуемого штифта был выбран блокируемый интрамедуллярный стержень (образец 2) фирмы Chm (Польша) [5]. На рисунке 2 приведен внешний вид геометрической модели обоих штифтов после реализации в программном комплексе SolidWorks. Размеры конечно-элементной модели вводились в режиме создания эскиза, физико-механические свойства – в режиме симуляции (таблица 1). В качестве решателя применяли встроенную программу FFEPlus.



Рисунок 1. Схема проведения компьютерного моделирования.



Рисунок 2. 3D-модель штифта.

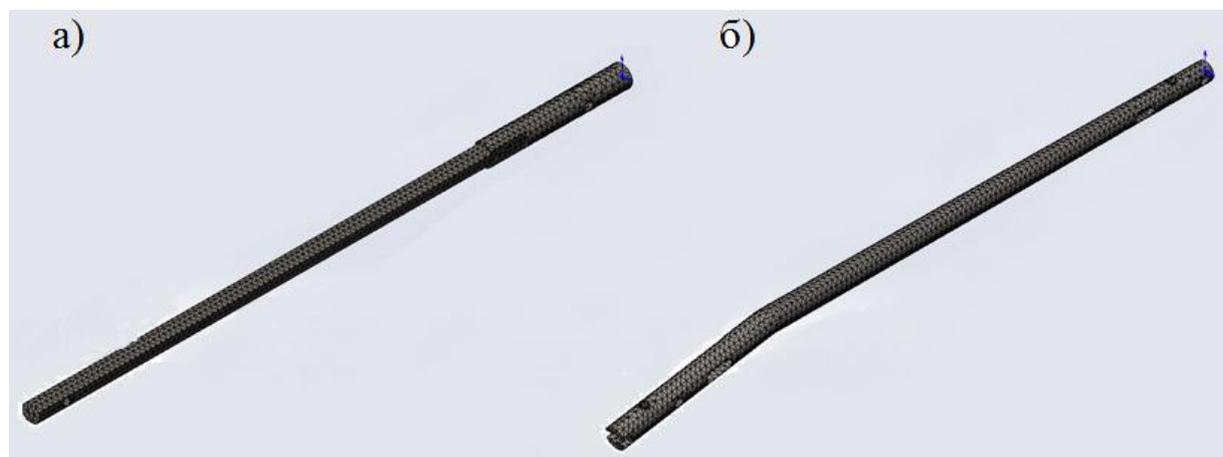
Таблица 1.

Входные параметры для расчета в SolidWorks Simulation.

Параметр	Значение	
	Образец 1	Образец 2
Тип материала	Сталь мартенситного класса 20X13 (зарубежный аналог X20Cr14 (Италия), 1.4021 (Германия))	Титановый сплав бета ковки Ti10V2Fe3Al
Плотность материала, кг/м ³	7700	4650
Предел текучести, Па	6·10 ⁺⁸	8,27·10 ⁺⁸
Предел прочности при растяжении, Па	7,5·10 ⁺⁸	1·10 ⁺⁹
Модуль упругости, Па	2,15·10 ⁺¹¹	1,1·10 ⁺¹¹
Коэффициент Пуассона	0,28	0,33
Модуль сдвига, Па	7,9·10 ⁺¹⁰	4,1·10 ⁺¹⁰
Коэффициент теплового расширения, К ⁻¹	1,1·10 ⁻⁵	1,1·10 ⁻⁵
Объем детали, м ³	2,65·10 ⁻⁵	2,09·10 ⁻⁵
Масса детали, кг	0,20	0,10
Начальная температура, К	298	298

Для обоих образцов была выбрана нагрузка равная 800 Н, что соответствовало среднему весу пациента около 80 кг. Верхнюю и нижнюю грань каждого образца жестко закрепляли, нагрузку, направленную по нормали, прилагали к верхней грани. Разбиение сетки проводили стандартной

процедурой, встроенной в программный пакет SolidWorks. На рисунке 3 приведен внешний вид образцов после процедуры формирования расчетной сетки. В таблице 2 приведены данные о параметрах полученной для каждого образца сетки.



а) образец 1,

б) образец 2

Рисунок 3. Внешний вид расчетной сетки.

Таблица 2..

Параметры расчетной сетки.

Параметр	Значение	
	Образец 1	Образец 2
Тип сетки	Сетка на твердом теле	
Размер элементов сетки, мм	2,983	2,755
Количество узлов	15603	16139
Количество элементов	9198	8427

На рисунках 4 – 9 представлены результаты проведенных расчетов. На рисунках 4 и 5 приведены распределения эквивалентных

напряжений. В таблице 3 приведены значения максимальных и минимальных значений напряжений для обоих образцов.



Рисунок 4. Распределение эквивалентных напряжений в образце 1.

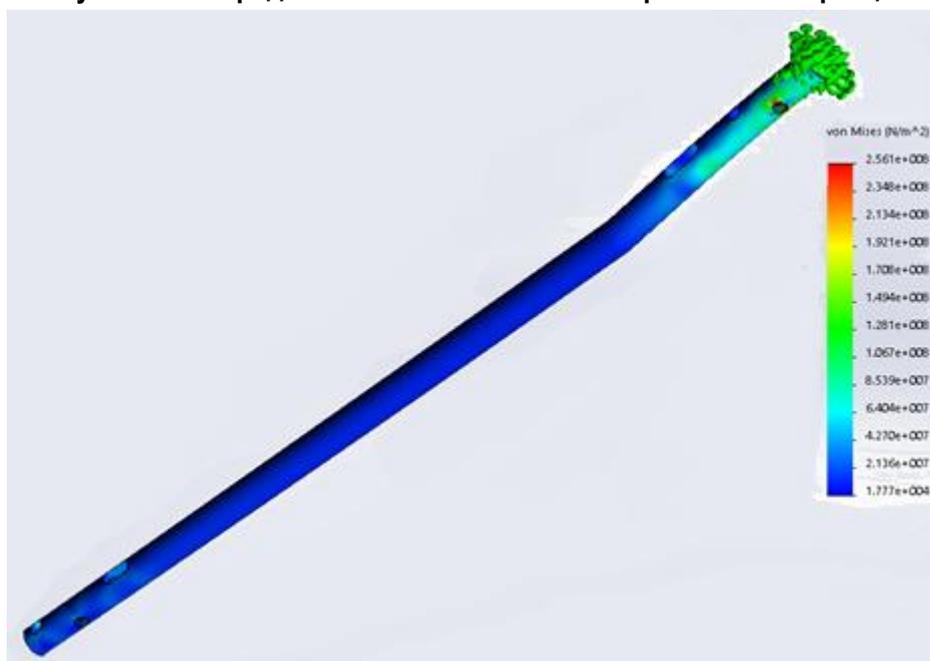


Рисунок 5. Распределение эквивалентных напряжений в образце 2.

Таблица 3.

Значения максимальных и минимальных эквивалентных напряжений в образцах.

Эквивалентное напряжение, Па	№ образца	
	1	2
Минимальное значение	8,005	17768,60
Максимальное значение	$3,703 \cdot 10^7$	$2,561 \cdot 10^8$

Из таблицы 3 видно, что минимальное значение напряжения в образце 1 в 2200 раз меньше, чем в образце 2. Максимальное значение напряжения в образце 1 в 14 раз меньше по сравнению со значением в образце 2.

Следует также отметить, что максимально значение напряжения в образце 1 в 16 раз

меньше значения предела текучести. В образце 2, при аналогичном сравнении, получаем максимальное напряжение в 3,2 раза меньше предела текучести. Таким образом, образец 1 обладает значительным запасом прочности, что позволяет использовать его при больших

нагрузках и, соответственно, применять для пациентов с большей массой тела.

Анализ характера распределения в обоих образцах показывает различия. Так, в образце 1 верхняя часть испытывает минимальные напряжения, а нижние составные части нагружены немного больше, однако распределение напряжения по всей их длине равномерное и на порядок ниже, чем в образце 2. Максимальное напряжение приходится на нижнюю часть в месте крепления штифта блокирующим винтом. Такое распределение напряжений и их невысокие значения, по нашему мнению, связаны с особенностью составной конструкции образца 1. При установке штифта нагрузка распределяется равномерно между

двумя частями штифта, которые плотно фиксируются по всей длине костномозгового канала. Все указанное приводит к положительному эффекту, заключающемуся в снижении отрицательного влияния на кровоснабжение тканей и снижении нагрузки.

В образце 2, наоборот, менее всего нагружена нижняя часть, а на верхнюю часть приходится большая нагрузка. Следует отметить, что места крепления в образце 2 и прилежащие к ним области испытывают достаточно высокие напряжения. Такое распределение напряжений может отрицательно влиять на кровообращение и соединительные ткани в месте контакта.

На рисунках 6 и 7 приведены распределения результирующих перемещений.

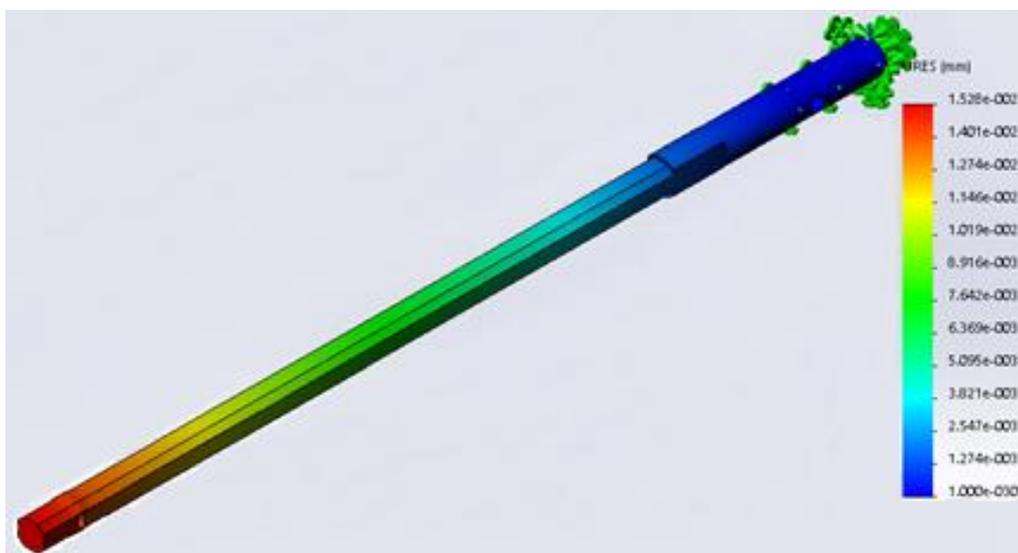


Рисунок 6. Распределение результирующих перемещений в образце 1.

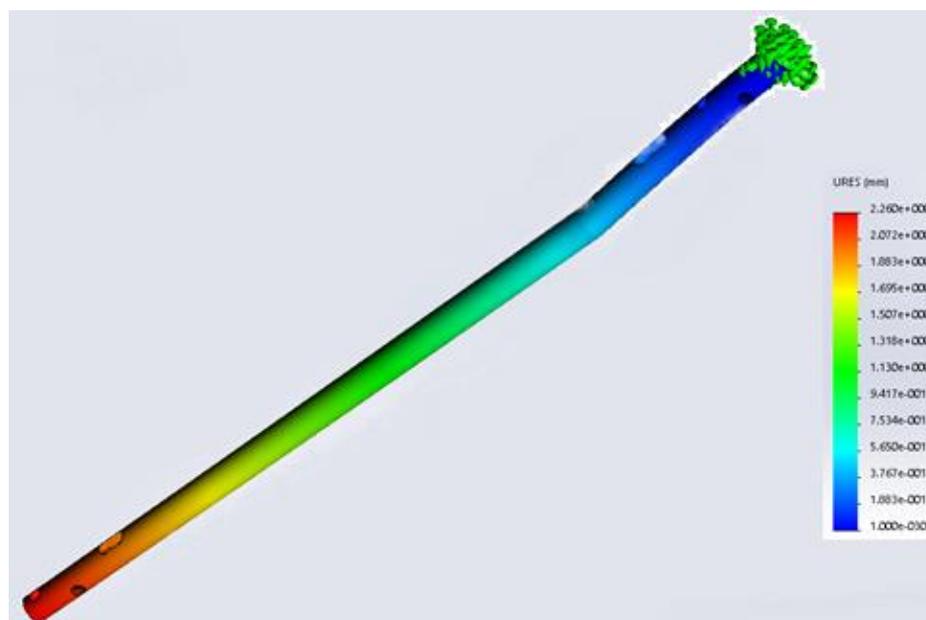


Рисунок 7. Распределение результирующих перемещений в образце 2.

Максимальное результирующее перемещение для образца 1 составляет 0,015 мм, для образца 2 – 2,26 мм. Таким образом, перемещения образца 1 при

указанной нагрузке практически не происходит.

На рисунках 8 и 9 приведены распределения эквивалентных деформаций.



Рисунок 8. Распределение эквивалентных деформаций в образце 1.

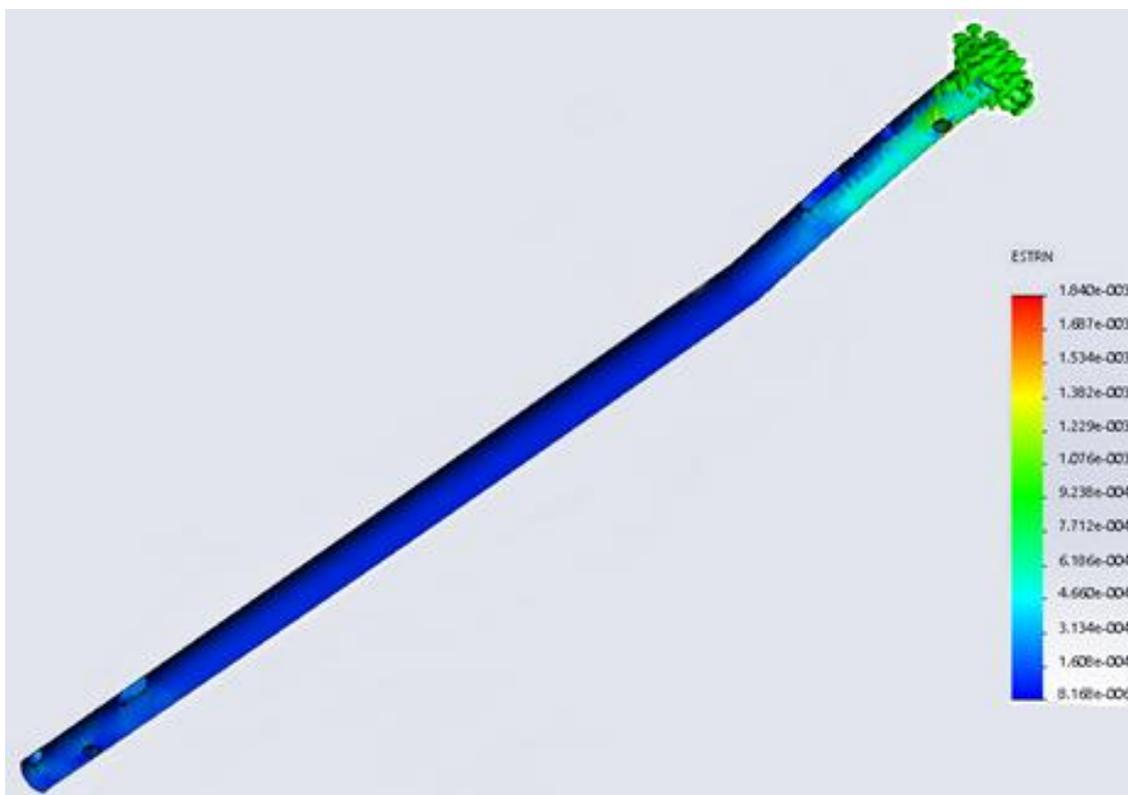


Рисунок 9. Распределение эквивалентных деформаций в образце 2.

В таблице 4 приведены значения максимальных и минимальных значений деформации для обоих образцов.

Таблица 4.

Значения максимальной и минимальной эквивалентных деформации в образцах.

Эквивалентная деформация, мм	№ образца	
	1	2
Минимальное значение	$1,532 \cdot 10^{-9}$	$8,168 \cdot 10^{-6}$
Максимальное значение	0,0001	0,0018

Из таблицы 4 видно, что в образце 1 минимальное значение деформации в 5330 раз меньше, чем в образце 2. Для максимальных значений отношение деформации образца 2 к деформации в образце 1 равно 18.

Таким образом, образец 1 на несколько порядков прочнее и обладает повышенными эксплуатационными характеристиками по сравнению с образцом 2.

Выводы

В результате применения имитационного моделирования методом конечных элементов:

Обнаружено, что эластичный блокирующий штифт обладает повышенными прочностными и эксплуатационными характеристиками по сравнению с блокируемым интрамедуллярным стержнем фирмы Chm.

Установлено, что особенности составной конструкции предлагаемого блокирующего штифта положительно влияют на надежность устанавливаемого фиксатора и позволяют значительно снизить отрицательное воздействие на кровоснабжение.

Лечение диафизарных переломов большеберцовой кости эластичным блокируемым штифтом может быть рекомендовано для широкого применения.

Авторы заявляют, что конфликт интересов отсутствует.

Финансовой поддержки со стороны компании производителя штифтов ChM и от других компаний авторы не получали.

Работа выполнялась в рамках научного исследования PhD докторанта Е.Н. Токтарова на кафедре травматологии и ортопедии Государственного медицинского университета г. Семей.

Литература:

1. Аверилл М. Лоу, В.Дэвид Кельтон Имитационное моделирование – СС. 3-е издание.– СПб.: Питер. 2004. 847 с.
 2. Алямовский А.А. Инженерный анализ методом конечных элементов.– М.:

SolidWorks/COSMOSWorks. ДМК Пресс, 2004. 432 с.

3. Берлин А.А., Балабаев Н.К. Имитация свойств твердых и жидких тел методами компьютерного моделирования // Соросовский образовательный журнал. 1997. № 11. С. 85-92.

4. Бушманов А.В., Еремин Е.Л. Методика имитационного моделирования механического поведения фиксирующих устройств в травматологии // Вестник ТОГУ. 2009. № 4 (15). С. 61-70.

5. Верховодов А.Ю., Иванов Д.В. Применение метода конечных элементов для сравнительной оценки стабильности остеосинтеза оскольчатых диафизарных переломов костей голени блокируемыми интрамедуллярными стержнями и аппаратами наружной фиксации // Современные проблемы науки и образования. 2012. № 4. <http://science-education.ru/ru/article/view?id=6905>

6. Жанаспаев М.А., Мысаев А.О., Бахтыбаев Д.Т., Зейнеев Р.Т., Сурков С.В., Токтаров Е.Н. Евразийский патент на изобретение №020632 «Эластичный штифт для блокирующего остеосинтеза перелома длинной трубчатой кости» от 30.12.2014 г.

7. Князева А.Г. Теплофизические основы современных методов металлообработки: пособие для подготовки курсовых проектов по курсу лекций <portal.tpu.ru:7777/SHARED/a/AGKNYAZEVA/pre-dmet/Tab2/posobie.pdf>

8. Левадный Е.В., Дзюба А.П. Конечноэлементное моделирование состояния бедренной кости при переломах проксимального отдела, фиксируемого различными конструкциями // Проблеми обчислювальної механіки і міцності конструкцій. 2014. Вып. 23. С. 85-95.

9. Марченко В.М., Можей Н.П., Шинкевич Е.А. Эконометрика и экономико-математические методы и модели. В 2 ч. Ч. 2. Учеб. пособие для студентов учреждений

высшего образования по экономическим специальностям.– Минск: БГТУ, 2012.– 214 с.

10. Никифоров Р.П., Куценко С.Н., Костандов Ю.А. и др. Механико-математическая модель системы металлоостеосинтеза и расчет ее напряженно-деформированного состояния // Травма. 2013. Т.14. № 13. С. 43-51.

11. Рубникович С.П., Наумович С.А. Методы определения напряженно-деформационного состояния твердых тканей зубов и ортопедических конструкций // Медицинский журнал. 2008. № 1. <https://medmag.bsmu.by/category23/article1093/>

12. Ситник А.А., Ковеня А.С., Ковеня Т.А., Чернышев Д.А. Моделирование напряженно-деформированного состояния системы «большеберцовая кость – фиксатор» // Механика машин, механизмов и материалов. 2012. № 1 (18). С. 90-95.

13. Ямщиков О.Н. Компьютерное моделирование в травматологии и ортопедии (обзор литературы) // Вестник ТГУ. 2014. Т.19, вып.6. С. 1974-1979.

14. Duan Y., Wang H.H., Jin A.M. et al. Finite element analysis of posterior cervical fixation // Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research. 2015. Vol.101. PP. 23–29.

References:

1. Averill M. Lou, V.Devid Kell'ton Imitatsionnoye modelirovaniye [Simulation modeling CS]. 3-ye izdaniye.– SPb. [3rd edition .- SPb].: Piter. 2004. 847 p.

2. Alyamovskiy A.A. *Inzhenernyy analiz metodom konechnykh elementov.* – M. SolidWorks / COSMOSWorks.- Moscow: DMK Press. DMK Press, 2004. 432 p.

3. Berlin A.A., Balabayev N.K. Imitatsiya svoystv tverdykh i zhidkikh tel metodami komp'yuternogo modelirovaniya [Simulation of the properties of solid and liquid bodies using computer simulation methods]. Sorosovskiy obrazovatel'nyy zhurnal [Soros Educational Journal]. 1997. № 11.pp. 85-92.

4. Bushmanov A.V., Yeremin Ye.L. Metodika imitatsionnogo modelirovaniya mekhanicheskogo povedeniya fiksiruyushchikh ustroystv v travmatologii [The method of simulation simulation of the mechanical behavior of fixing devices in traumatology]. *Vestnik TOGU* [Bulletin

of the Tajik State University]. 2009. № 4 (15). pp. 61-70.

5. Verkhovodov A.YU., Ivanov D.V. Primneniye metoda konechnykh elementov dlya sravnitel'noy otsenki stabil'nosti osteosinteza oskol'chatykh diafizarnykh perelomov kostey goleni blokiruyemyimi intramedullyarnymi sterzhnyami i apparatami naruzhnoy fiksatsii [The application of the finite element method for a comparative evaluation of the stability of osteosynthesis of comminuted diaphyseal fractures of the shin bones with blocked intramedullary rods and external fixation apparatuses]. *Sovremennyye problemy nauki i obrazovaniya* [Modern problems of science and education]. 2012. № 4. <http://science-education.ru/ru/article/view?id=6905> [in Russian]

6. Zhanaspayev M.A., Myssayev A.O., Bakhtybayev D.T., Zeyneyev R.T., Surkov S.V., Toktarov Ye.N. *Yevraziyskiy patent na izobreteniyе №020632 «Elastichnyy shtift dlya blokiryuyushchego osteosinteza pereloma dlinnoy trubchatoy kosti»* [Eurasian patent for invention №020632 «Elastic pin for blocking osteosynthesis of a fracture of a long tubular bone». 30.12.2014 g.

7. Knyazeva A.G. *Teplofizicheskiye osnovy sovremennykh metodov metalloobrabotki. Posobiye dlya podgotovki kursovykh proyektov po kursu lektsiy* [Thermophysical fundamentals of modern metal working methods. A manual for preparing course projects on the course of lectures].

portal.tpu.ru:7777/SHARED/a/AGKNYAZEVA/predmet/Tab2/posobie.pdf

8. Levadnyy Ye.V., Dzyuba A.P. Konechnoelementnoye modelirovaniye sostoyaniya bedrennoy kosti pri perelomakh proksimal'nogo otdela, fiksiruyemogo razlichnymi konstruksiyami [Finite element simulation of the condition of the femur with fractures of the proximal part, fixed by various constructs]. *Problemi obchislyval'noi mekhaniki i mitsnosti konstruksiy* [Problems of the Calculation of Mechanisms and Design]. 2014. Vyp. 23. pp. 85-95.

9. Marchenko V.M., Mozhey N.P., Shinkevich Ye.A. *Ekonometrika i ekonomiko-matematicheskiye metody i modeli. V 2 ch. CH. 2* [Econometrics and economic-mathematical methods and models. In 2 hours Part 2].– Минск: BGTU, 2012.– 214 pp.

10. Nikiforov R.R., Kutsenko S.N., Kostandov YU.A. i dr. Mekhaniko-matematicheskaya model' sistemy metalloosteosinteza i raschet yeye napryazhenno-deformirovannogo sostoyaniya [A mechanic-mathematical model of the system of metal-osteosynthesis and calculation of its stress-strain state]. *Travma*. 2013. T.14. № 13.pp. 43-51.

11. Rubnikov S.P., Naumovich S.A. Metody opredeleniya napryazhenno-deformatsionnogo sostoyaniya tverdykh tkanei zubov i ortopedicheskikh konstruksii [Methods for determining the stress-strain state of hard tissues of teeth and orthopedic structures]. *Meditsinskii zhurnal* [Medical Journal]. 2008. № 1. <https://medmag.bsmu.by/category23/article1093/> [in Russian]

12. Sitnik A.A., Kovenya A.S., Kovenya T.A., Chernyshev D.A. Modelirovanie napryazhenno-

deformirovannogo sostoyaniya sistemy «bol'shebertsovaya kost' – fiksator» [Modeling of the stress-strain state of the system "tibia-fixator"]. *Mekhanika mashin, mekhanizmov i materialov* [Mechanics of machines, mechanisms and materials]. 2012. № 1 (18). pp. 90-95. [in Russian]

13. Yamshchikov O.N. Komp'yuternoye modelirovaniye v travmatologii i ortopedii (obzor literatury) [Computer modeling in traumatology and orthopedics (review of the literature)]. *Vestnik TGU* [Vestnik TSU]. 2014. T.19, vyp.6. pp. 1974-1979. [in Russian]

14. Duan Y., Wang H.H., Jin A.M. et al. Finite element analysis of posterior cervical fixation. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. 2015. Vol.101. PP. 23–29.

Контактная информация:

Мысаев Аян Оралханович - доктор PhD, ассоциированный профессор, заведующий кафедры общественного здравоохранения Государственного медицинского университета г. Семей.

Почтовый адрес: Республика Казахстан, 071400 Восточно-Казахстанская область, г. Семей, ул. Абая, 103, Государственный медицинский университет г. Семей, кафедра общественного здравоохранения.

E-mail: amyssaev@mail.ru

Телефон: +7 (7222) 56 97 55, сот: +7 707 662 16 63