

УДК 617-089.2:615.477.67-001.89.573

НИКИФОРОВ Р.Р., КУЦЕНКО С.Н., КОСТАНДОВ Ю.А.*, РАМСКИЙ Р.С., ШИПОВСКИЙ И.Е.*, МИТЮНИН Д.А., ЛЕЙ СЮЙ

ГУ «Крымский государственный медицинский университет им. С.И. Георгиевского»

*Таврический национальный университет им. В.И. Вернадского

МЕХАНИКО-МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ СИСТЕМЫ МЕТАЛЛООСТЕОСИНТЕЗА И РАСЧЕТ ЕЕ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ

Резюме. Широкое внедрение в последние десятилетия интрамедуллярного блокируемого остеосинтеза показало необходимость исследования допустимых значений компрессии при использовании металлоконструкций, т.е. расчета на прочность системы «металл — кость». В статье представлены материалы исследования напряженно-деформированного состояния системы металлоостеосинтеза при использовании блокируемого фиксатора Блискунова. Для исследования напряженно-деформированного состояния конструкций использовались аналитические или численные расчеты, проводились натурные или модельные эксперименты. Анализ результатов расчетов напряженно-деформированного состояния модели системы «фиксатор — кость», проведенных для областей, наиболее опасных с точки зрения прочности при диаметре фиксатора 10 мм, диаметре блокирующих винтов 5 мм, диаметре компрессирующего винта 7 мм, позволяет сделать следующие выводы: задание компрессии путем перемещения компрессирующего винта больше чем на 1,5 мм приводит к смятию кости в зоне более 50 % площади сечения в местах блокирующих элементов и создает в стенках паза фиксатора напряжение, которое приближается к границе прочности титанового сплава; допустимым является задание компрессии путем смещения компрессирующего винта М-7 на величину до 1,0 мм, что соответствует одному его обороту после надежного введения в полный контакт отломков кости.

Введение

На современном этапе развития травматологии и ортопедии главным требованием к лечению переломов длинных костей и их последствий являются: стабильная фиксация, ранняя функция, отказ от внешней иммобилизации. Этим требованиям отвечает интрамедуллярный блокируемый остеосинтез [1–6]. Прочность современных фиксаторов позволяет надежно удерживать отломки до наступления консолидации перелома при сохраненной функции смежных суставов. Стабильность остеосинтеза увеличивает межотломковая компрессия, что привлекает хирургов к ее использованию. Компрессионно-блокируемый фиксатор Блискунова представляет собой монолитный стержень из титанового сплава ВТ-16, в котором имеются круглые отверстия с резьбой для дистального и продолговатое безрезьбовое отверстие для проксимального блокирования (рис. 1А). В проксимальном торце фиксатора находится отверстие для компрессирующего винта. Таким образом, внутрикостные фиксаторы Блискунова обладают всеми свойствами современных компрессионно-блокируемых фиксаторов и имеют преимущество за счет дистального блокирования через резьбовое соединение, что увеличивает стабильность остеосин-

теза [1, 6, 7]. Разность же прочностных характеристик фиксатора и кости при выполнении неконтролируемой компрессии приводит к локальной деформации кости в области блокирующих элементов, к появлению напряженно-деформированного состояния фиксатора и блокирующих элементов, которое приближается к пределу их прочности. Широкое внедрение в последние десятилетия интрамедуллярного блокируемого остеосинтеза показало, что зачастую стабильная фиксация отломков «на операционном столе» в дальнейшем может приводить к появлению нестабильности, нарушению регенерации, излому металлоконструкции [3, 8, 9]. В связи с этим становится актуальным определение допустимых значений компрессии при использовании металлоконструкций, то есть задача расчета на прочность системы «металл — кость». В свою очередь, это требует изучения напряженно-деформированного состояния системы «металл — кость», которая пред-

© Никифоров Р.Р., Куценко С.Н., Костандов Ю.А.,
Рамский Р.С., Шиповский И.Е.*, Митюнин Д.А.,
Лей Суй, 2013

© «Травма», 2013

© Заславский А.Ю., 2013

ставляет собой достаточно сложную биомеханическую конструкцию (рис. 1Б).

Цель исследования — определить допустимые значения компрессии при использовании внутрикостных компрессионно-блокируемых фиксаторов Блискунова.

Материалы и методы исследования

Для исследования напряженно-деформированного состояния конструкций использовались аналитические или численные расчеты, проводились натурные или модельные эксперименты.

Аналитические расчеты базировались на математических методах решения краевых задач, которые обычно сложны и трудоемки, а потому ограничены достаточно простыми геометрическими формами тел, граничными условиями и схемами нагружения. Проведение натурных экспериментов, требующих применения тех или иных датчиков нагрузки или деформации, в случае металлоостеосинтеза выполнить в клинических условиях практически невозможно. Сложность конструкции системы «фиксатор — кость», требующая рассмотрения поставленной задачи в трехмерной постановке, и значительное различие физико-механических свойств ее элементов делают проведение модельных экспериментов чрезвычайно сложным и

дорогостоящим, а адекватность результатов, полученных на моделях, реальным значениям в натуре — весьма сомнительной.

Численные методы исследования напряженно-деформированного состояния конструкций не ограничены ни формой ее элементов, ни способом приложения нагрузки и позволяют варьировать в широких пределах физико-механические свойства элементов конструкций. С распространением и совершенствованием вычислительной техники все вышеперечисленное способствует их широкому применению для решения широкого спектра задач механики твердого деформируемого тела.

Исследование напряженно-деформированного состояния системы металлоостеосинтеза было выполнено на базе отдела деформирования и разрушения материалов НИИ проблем геодинамики Таврического национального университета им. В.И. Вернадского.

В основе любого расчета на прочность лежит расчетная схема, включающая в себя геометрию конструкции и действующие на нее нагрузки. В дальнейшем, в зависимости от конечных целей расчета, определяются напряжения и деформации элементов конструкции. Затем на основе анализа полей напряжений устанавливаются наиболее опасные сечения. При этом в зависимости от свойств материала и условий работы конструкции используются те или иные гипотезы прочности. Естественно, что при создании расчетной схемы сложной конструкции прибегают к некоторой идеализации ее формы, при этом степень этой идеализации влияет на достоверность результатов расчета.

Рассмотрим основные этапы численного исследования прочности конструкции: построение физической модели, построение математической модели, метод исследования математической модели и анализ полученных результатов. Построение физической модели включает в себя идеализацию свойств конструкции и внешних воздействий. В практических расчетах учесть все имеющиеся особенности конструкции, материала, формы, нагрузки невозможно. Приступая к практическим расчетам, приходится заменять реальные тела некоторыми идеализированными объектами — механическими моделями. Определенной идеализации подвергается также и понятие «внешние силы и нагрузки». Таким образом, физическая модель может быть наделена лишь частью свойств реальной конструкции, что приводит к упрощению ее математического описания. От того, насколько удачно выбрана физическая модель конструкции, зависит в итоге трудоемкость расчета и точность его результатов.

Следующим этапом расчета является математическое описание поведения модели, или построение математической модели. В общих чертах она включает в себя входные и выходные данные и математически сформулированный оператор перехода от первых ко вторым. При математическом описании поведения модели часто вводятся дополнительные упрощающие предположения о характере отдельных свойств модели и ее материала.

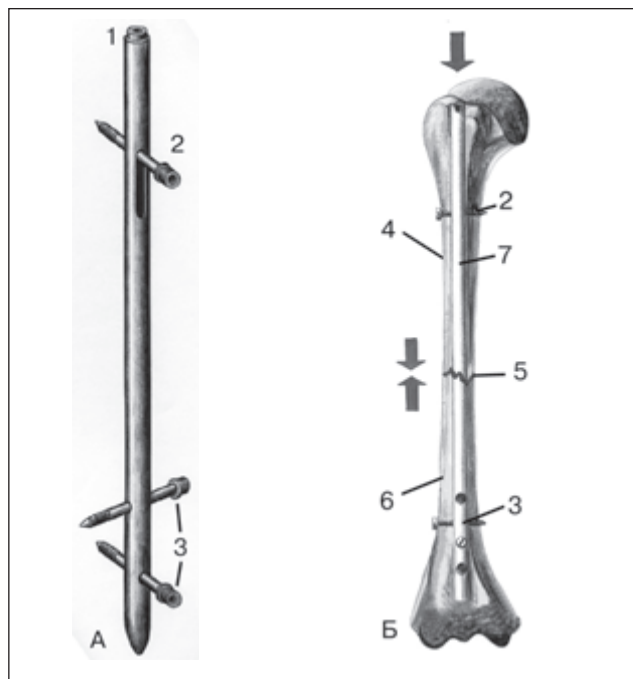


Рисунок 1. А — схема компрессионно-блокируемого фиксатора Блискунова; Б — схема металлоостеосинтеза плечевой кости: 1 — компрессирующий винт (стрелками указано направление компрессии); 2 — проксимальные блокирующие элементы; 3 — дистальные блокирующие элементы; 4 — проксимальный отломок; 5 — место перелома; 6 — дистальный отломок; 7 — внутрикостный компрессионно-блокируемый фиксатор

В результате воздействия на тело внешних нагрузок его точки могут переместиться относительно друг друга в новые положения. В этом случае вектор перемещения можно записать в виде $u = \{u_x, u_y, u_z\}$, где u_x, u_y, u_z — проекции вектора перемещений на координатные оси x, y, z соответственно. Разность перемещений двух соседних точек вызывает деформации в материале и связанные с ними напряжения. В общем случае линейные (ϵ) и угловые (γ) деформации, а также нормальные (σ) и касательные (τ) напряжения в материале состоят из шести компонентов: $\epsilon_x, \epsilon_y, \epsilon_z, \gamma_{xy}, \gamma_{yz}, \gamma_{zx}$ и $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z, \tau_{xy}, \tau_{yz}, \tau_{zx}$. Для упругих изотропных материалов, которые идеализированно рассматриваются в поставленной физической задаче, имеем следующие соотношения между напряжениями и деформациями, определяемые законом Гука [10]:

$$\begin{aligned}\epsilon_x &= \sigma_x / E - \nu \sigma_y / E - \nu \sigma_z / E, \\ \epsilon_y &= \sigma_y / E - \nu \sigma_x / E - \nu \sigma_z / E, \\ \epsilon_z &= \sigma_z / E - \nu \sigma_x / E - \nu \sigma_y / E, \\ \gamma_{xy} &= \tau_{xy} / G, \\ \gamma_{yz} &= \tau_{yz} / G, \\ \gamma_{zx} &= \tau_{zx} / G,\end{aligned}\quad (1)$$

где E и G — модули упругости и сдвига соответственно, ν — коэффициент Пуассона, $G = E / 2(1 + \nu)$.

Система уравнений, которым должны удовлетворять всюду в образце компоненты напряжений, включает уравнения равновесия

$$\begin{aligned}\frac{\partial \sigma_x}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial z} &= 0, \\ \frac{\partial \sigma_y}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial z} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} &= 0, \\ \frac{\partial \sigma_z}{\partial z} + \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} &= 0.\end{aligned}\quad (2)$$

Соответствующие деформации $\epsilon_x, \epsilon_y, \epsilon_z, \gamma_{xy}, \gamma_{yz}, \gamma_{zx}$ должны удовлетворять уравнению совместности

$$\frac{\partial^2 \epsilon_x}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 \epsilon_y}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \epsilon_z}{\partial x^2} = \frac{\partial^2 \gamma_{xy}}{\partial x \partial y} + \frac{\partial^2 \gamma_{yz}}{\partial y \partial z} + \frac{\partial^2 \gamma_{zx}}{\partial z \partial x}, \quad (3)$$

причем деформации связаны с перемещениями следующими соотношениями:

$$\begin{aligned}\epsilon_x &= \frac{\partial u_x}{\partial x}, \epsilon_y = \frac{\partial u_y}{\partial x}, \epsilon_z = \frac{\partial u_z}{\partial x}; \\ \gamma_{xy} &= \frac{\partial u_x}{\partial y} + \frac{\partial u_y}{\partial x}, \gamma_{yz} = \frac{\partial u_y}{\partial z} + \frac{\partial u_z}{\partial y}, \gamma_{zx} = \frac{\partial u_z}{\partial x} + \frac{\partial u_x}{\partial z}.\end{aligned}\quad (4)$$

Дополнительно к уравнениям (1) — (4) должны выполняться соответствующие граничные условия. При-

менительно к системе «фиксатор — кость» таковыми являются нижеприведенные.

На ненагружаемых поверхностях аппарата и кости поверхность материала свободна от напряжений, то есть

$$\vec{\sigma} = \vec{\tau} = 0. \quad (5)$$

На контактных поверхностях «+» и «-» реализуется условие непрерывности нормальной составляющей вектора напряжений и условие скольжения без трения

$$\sigma_n^- = \sigma_n^+; \sigma_\tau^- = 0; \sigma_\tau^+ = 0, \quad (6)$$

где $\sigma_n; \sigma_\tau$ — соответственно нормальные и касательные к контактной поверхности составляющие вектора напряжений.

Для решения поставленной краевой задачи используется сертифицированный численный метод конечных элементов (МКЭ), являющийся основой статического прочностного анализа программного комплекса ANSYS. Система «фиксатор — кость» разбивается на большое количество малых по размеру элементов, называемых конечными. Считается, что конечные элементы взаимодействуют между собой только в ограниченном количестве точек — эти точки называются узлами конечных элементов. Основная задача решения — найти неизвестные перемещения узлов конечных элементов. По известным перемещениям далее определяются деформации, а по деформациям — напряжения.

Физическая модель «фиксатор — кость»

В исследовании кость моделировалась, как показано на рис. 2, конической трубкой (1) длиной 320 мм с разрезом (2) посередине ее длины и перпендикулярно ее оси, моделирующим перелом кости. Перпендикулярно оси трубки в каждой из ее частей для установки блокирующих винтов выполнялись по сквозному отверстию (3) диаметром 5 мм: одно — на 100 мм выше разреза, второе — на 100 мм ниже разреза. В месте установки верхнего блокирующего винта (4) внешний диаметр конической трубки составлял $D_1 = 24$ мм, а внутренний диаметр — $d_1 = 15$ мм. В месте установки нижнего блокирующего винта (5) внешний диаметр конической трубки составлял $D_2 = 20$ мм, а внутренний диаметр — $d_2 = 12$ мм. Блокирующие винты (4) и (5) моделировались цилиндрическими стержнями диаметром 5 мм и длиной 30 мм. На этом же рисунке показана используемая система координат $хоу$.

Внутрикостный фиксатор для металлоостеосинтеза моделировался в виде цилиндрического стержня (1) длиной 270 мм и диаметром 10 мм, как показано на рис. 3. С одной стороны (верхней) вдоль его оси выполнялось на глубину 60 мм отверстие (2) диаметром 7 мм. С этой же стороны стержня в нем выполнялся сквозной паз (3) шириной 6 мм с закругленными краями на расстоянии 40–60 мм от торца стержня. С другой стороны (нижней) стержня перпендикулярно его оси выполнялось сквозное

отверстие (4) диаметром 5 мм на расстоянии 10 мм от торца стержня.

Сборка системы «фиксатор — кость» проводилась в следующей последовательности:

— стержень (1) с отверстиями и пазом вводился в нижнюю часть трубки (2) до совпадения выполненных в них отверстий (3), как показано на рис. 4А;

— нижний блокирующий винт (4) вводился в отверстия (4) в трубке (2) и стержне (1), как показано на рис. 4Б;

— верхняя часть трубки (5) надевалась на часть стержня (1) с пазом;

— верхний блокирующий винт (6) вводился в отверстие (3) в трубке и в паз в стержне, как показано на рисунках 2 и 4В;

— компрессирующий винт (8) диаметром 7 мм вставлялся в отверстие (7) в верхней части трубки до касания им верхнего блокирующего винта (6), как показано на рис. 4В.

Задание компрессии для остеосинтеза моделировалось заданием смещения u_x компрессирующего винта (8) вдоль оси фиксатора в направлении нижнего блокирующего винта (4) при запрещении осевого смещения ($u_x^a = 0$)

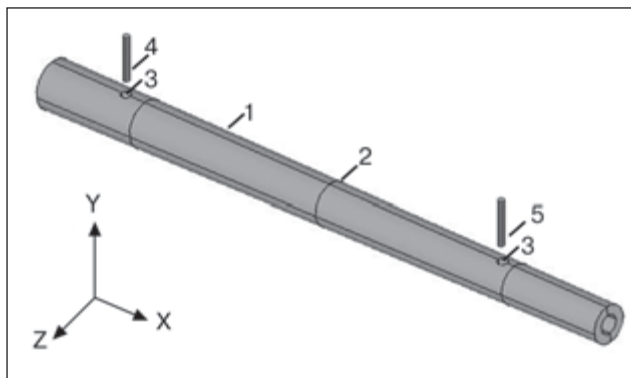


Рисунок 2. Модель кости с переломом, блокирующие винты и используемая система координат:

1 — коническая трубка, моделирующая бедренную кость; 2 — разрез трубки, моделирующий перелом кости; 3 — сквозные отверстия в трубке для установки блокирующих винтов; 4 и 5 — верхний и нижний блокирующие винты соответственно

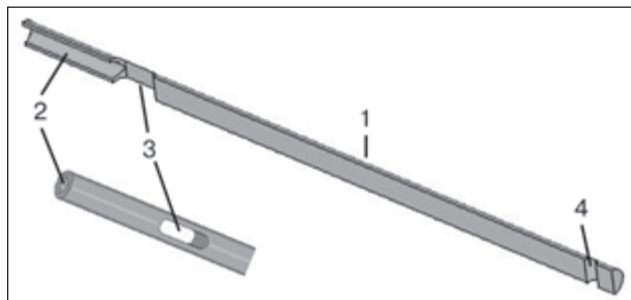


Рисунок 3. Модель внутрикостного фиксатора для металлоостеосинтеза (объяснение в тексте)

верхнего торца (9) стержня (см. рис. 4А), моделирующего внутрикостный фиксатор. При этом верхний блокирующий винт (6) передает деформацию сжатия верхней (5) и нижней (2) частям трубки, моделирующей кость.

В свою очередь, нижняя часть трубки (2) через нижний блокирующий винт (4) передает деформацию растяжения на стержень (1), моделирующий фиксатор. В итоге стержень (1) оказывается в состоянии растяжения, а обе части трубки (5) и (2) — в состоянии сжатия, что и моделирует состояние компрессии при остеосинтезе. При этом компрессия будет возрастать с увеличением смещения u_x компрессирующего стержня (8), определяемого в натуре вращением компрессирующего винта. Поскольку натурный компрессирующий винт выполнен с шагом резьбы $\delta = 1$ мм/об, легко определить величину его смещения: $u_x = n\delta$, где n — количество оборотов нагружающего винта.

При моделировании системы металлоостеосинтеза физико-механические свойства ее элементов были приняты такими же, как и натуральных элементов, которые представлены в табл. 1, с учетом того, что все элементы устройства для металлоостеосинтеза выполняются из титанового сплава ВТ-16.

В качестве критерия прочности был принят критерий по максимальным растягивающим или сжимающим напряжениям, соответствующий первой гипотезе прочности [14]:

$$\sigma \leq |\sigma_e| \text{ ,}$$

где σ — действующее (расчетное) нормальное напряжение в элементе системы металлоостеосинтеза; σ_c — предел прочности, при котором наступает

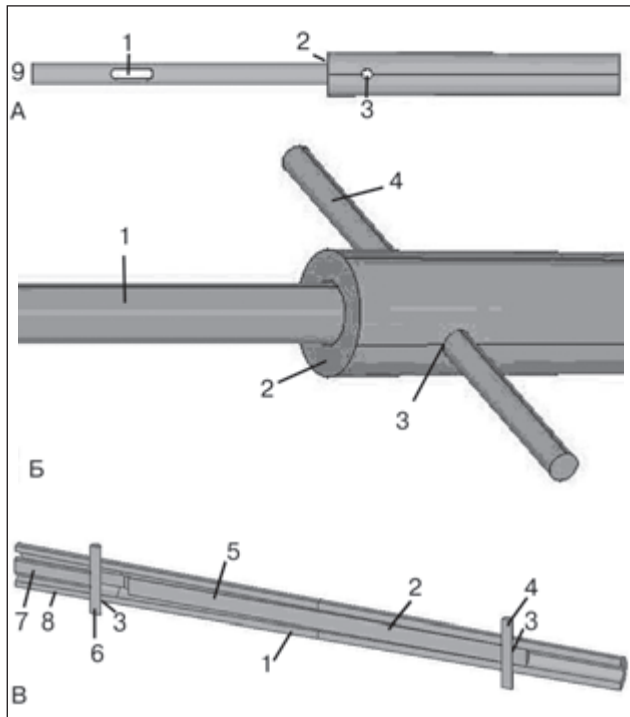


Рисунок 4. Модель системы металлоостеосинтеза (объяснение в тексте)

предельное состояние, т.е. разрушение с образованием отдельностей или новых свободных границ, либо возникновение значительных остаточных деформаций.

Результаты и их обсуждение

Расчеты напряженно-деформированного состояния модели системы «фиксатор — кость» были проведены при величинах смещения нагружающего стержня $0,5 \text{ мм} \leq u_x \leq 2 \text{ мм}$. Очевидно, что областями, наиболее опасными с точки зрения прочности, в аппарате являются стенки паза, т.к. они имеют наименьшую площадь сечения, блокирующие винты, а в кости — зоны ее контакта с блокирующими винтами. Поэтому на рис. 5–7 приведены примеры результатов расчетов напряженно-деформированного состояния модели системы «фиксатор — кость» именно для этих областей. На этих рисунках результаты расчетов приведены в виде изополей нормальных напряжений σ_x , действующих вдоль оси системы «фиксатор — кость», что достаточно наглядно показывает напряженное состояние ее элементов.

С целью оценки и анализа напряженного состояния элементов металлоостеосинтеза с учетом существенного различия их прочностных свойств при построении изополей напряжений σ_x использовались различные шкалы напряжений. При этом символы «Е + 09» или «Е + 10», указанные на рисунках в значениях единиц шкал после чисел, следует понимать как умножение соответствующих чисел на 10^9 Па или 10^{10} Па. Наличие перед числами в значениях единиц шкал знака «—» означает действие сжимающих напряжений, а его отсутствие — растягивающих напряжений. Картины изополей напряжений σ_x в областях верхнего и нижнего блокирующих винтов системы металлоостеосинтеза в сечении $хоу$, проходящем через продольную ось системы, при различных значениях смещения нагружающего стержня u_x , рассчитанные в шкале напряжений, удобной для анализа напряженного состояния кости, приведены на рис. 5. Из представленной на рис. 5А картины изополей напряжений σ_x следует, что в кости в области ее контакта с верхним блокирующим винтом при $u_x = 0,5 \text{ мм}$ сжимающие напряжения не превышают 120 МПа, что составляет 0,75 от предела прочности кости на сжатие $\sigma_{\text{с}}^K = 160 \text{ МПа}$. При увеличении значения u_x до 1,0 мм (рис. 5В) в кости с ее внутренней стороны наблюдается на расстоянии 2,0–2,5 мм от верхнего блокирующего винта небольшая зона концентрации сжимающих напряжений глубиной $\approx 1 \text{ мм}$, в которой напряжения сжатия пре-

вышают величину $\sigma_{\text{с}}^K$. Эта зона захватывает лишь 18 % от площади сечения кости. Увеличение значения u_x до 1,5 мм приводит, как следует из рис. 5Д, к росту этой зоны до 50 % от площади сечения кости. Она наблюдается на расстоянии 1–6 мм от верхнего блокирующего винта и имеет глубину $\approx 2,5 \text{ мм}$. Из этого можно сделать вывод о том, что при смещении компрессирующего стержня u_x более чем на 1,5 мм (полтора оборота компрессирующего винта) будет происходить значительное смятие кости в области ее контакта с верхним блокирующим винтом. Из представленной на рис. 5Б картины изополей напряжений σ_x следует, что при $u_x = 0,5 \text{ мм}$ в кости в области ее контакта с нижним блокирующим винтом с ее внутренней стороны наблюдается на расстоянии 0–0,5 мм от блокирующего винта незначительная зона концентрации сжимающих напряжений глубиной $\approx 0,5 \text{ мм}$, в которой напряжения сжатия превышают величину $\sigma_{\text{с}}^K$. Эта зона захватывает около 1 % от площади сечения кости. При увеличении значения u_x до 1,0 мм (рис. 5Г) в кости с ее внутренней стороны происходит рост размеров этой зоны: она наблюдается на расстоянии 0–1,6 мм от нижнего блокирующего винта, имеет глубину около 0,5 мм и захватывает уже 40 % от площади сечения кости. Увеличение значения u_x до 1,5 мм приводит, как следует из рис. 5Е, к росту этой зоны до 58 % от площади сечения кости. Она наблюдается на расстоянии 0–3 мм от верхнего блокирующего винта и имеет глубину около 2,9 мм. Из этого можно сделать вывод о том, что при смещении нагружающего стержня u_x более чем на 1,0 мм будет происходить значительное смятие кости в области ее контакта с нижним блокирующим винтом. Из картин изополей напряжений σ_x , приведенных на рис. 5, следует, что величины напряжений сжатия в кости в области контакта с нижним блокирующим винтом значительно больше, чем в области контакта с верхним блокирующим винтом. Это легко объяснить различием приведенных ранее геометрических параметров кости в этих областях, в результате чего площадь сечения кости в месте установки верхнего блокирующего винта $S_1 = \pi(D_1^2 - d_1^2)$ больше площади сечения кости в месте установки нижнего блокирующего винта $S_2 = \pi(D_2^2 - d_2^2)$ в

$$\frac{S_1}{S_2} = \frac{D_1^2 - d_1^2}{D_2^2 - d_2^2} = 1,37 \text{ раза.}$$

Картины изополей напряжений σ_x в областях верхнего и нижнего блокирующих винтов системы металлоостеосинтеза в сечениях $хоу$ и $хоz$, проходящих через продольную ось системы, при различных значениях смещения ком-

Таблица 1. Физико-механические свойства материалов системы металлоостеосинтеза

Материал	Модуль упругости E , МПа	Коэффициент Пуассона ν	Прочность $\sigma_{\text{в}}$, МПа
Титановый сплав ВТ-16	1500×103	0,34	1050 (на растяжение)
Компактная кость	$20 \times 103^{**}$	0,25 ^{**}	160 (на сжатие) ^{***}

Примечания: * — физические характеристики титанового сплава [11]; ** — физические характеристики компактной кости [12]; *** — физические характеристики компактной кости [13].

прессирующего стержня u_x , рассчитанные в шкале напряжений, удобной для анализа напряженного состояния фиксатора, приведены на рис. 6 и 7 соответственно.

Из представленных на рис. 6 картин изополей напряжений σ_x следует, что при всех рассмотренных значениях смещения нагружающего стержня u_x и в

верхнем, и в нижнем блокирующих винтах системы металлоостеосинтеза растягивающие напряжения σ_x^p не превышают 250 МПа, что составляет 0,25 от предела прочности титанового сплава ВТ-16 на растяжение $\sigma_\sigma^T = 1050$ МПа. Из картины изополей напряжений σ_x , приведенной на рис. 6А, 6В и 6Д следует, что при вели-

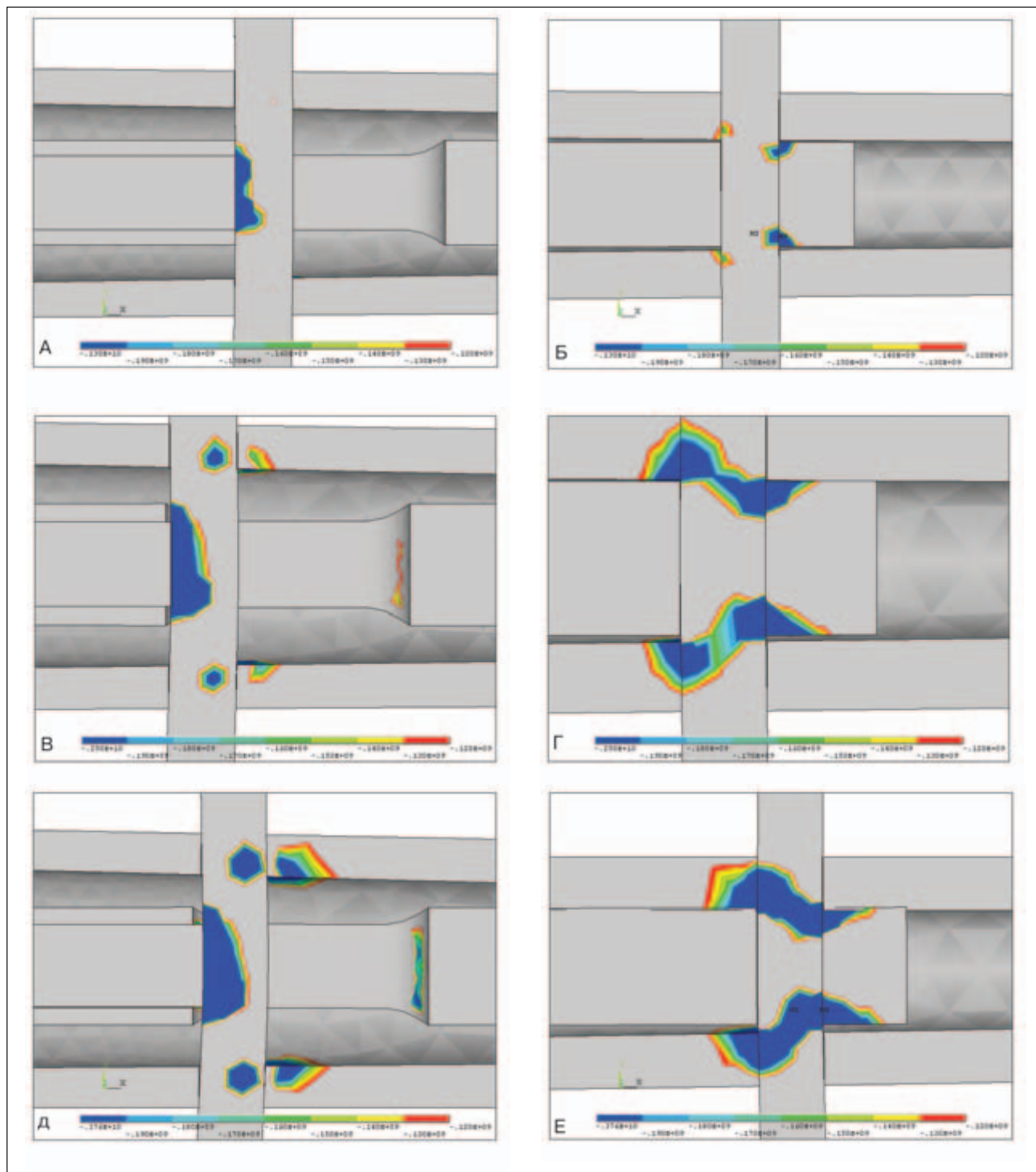


Рисунок 5. Картины изополей напряжений σ_x в системе металлоостеосинтеза в областях верхнего (А, В, Д) и нижнего (Б, Г, Е) блокирующих винтов в сечении хоу, проходящем через продольную ось системы, при различных значениях смещения нагружающего стержня: $u_x = 0,5$ мм (А, Б), $1,0$ мм (В, Г) и $1,5$ мм (Д, Е) (объяснение в тексте)

чинах смещения нагружающего стержня u_x , равных 0,5 мм, 1,0 мм и 1,5 мм, на внутренней стороне (поверхности) стенки паза фиксатора растягивающие напряжения σ_x^p не превышают 500 МПа (что составляет 0,5 от σ_e^T), 750 МПа (что составляет 0,75 от σ_e^T) и достигают 1000 МПа (что практически равно значению σ_e^T) соответственно.

Это же следует и из картин изолей напряжений σ_x , представленных на рис. 7. Следует отметить, что при смещении компрессирующего стержня $u_x = 1,5$ мм большая часть сечения стенки паза в фиксаторе оказывается под воздействием напряжений растяжения величиной $\sigma_x^p \approx 1000$ МПа (рис. 7В), практически равной значению предела прочности титанового сплава ВТ-16

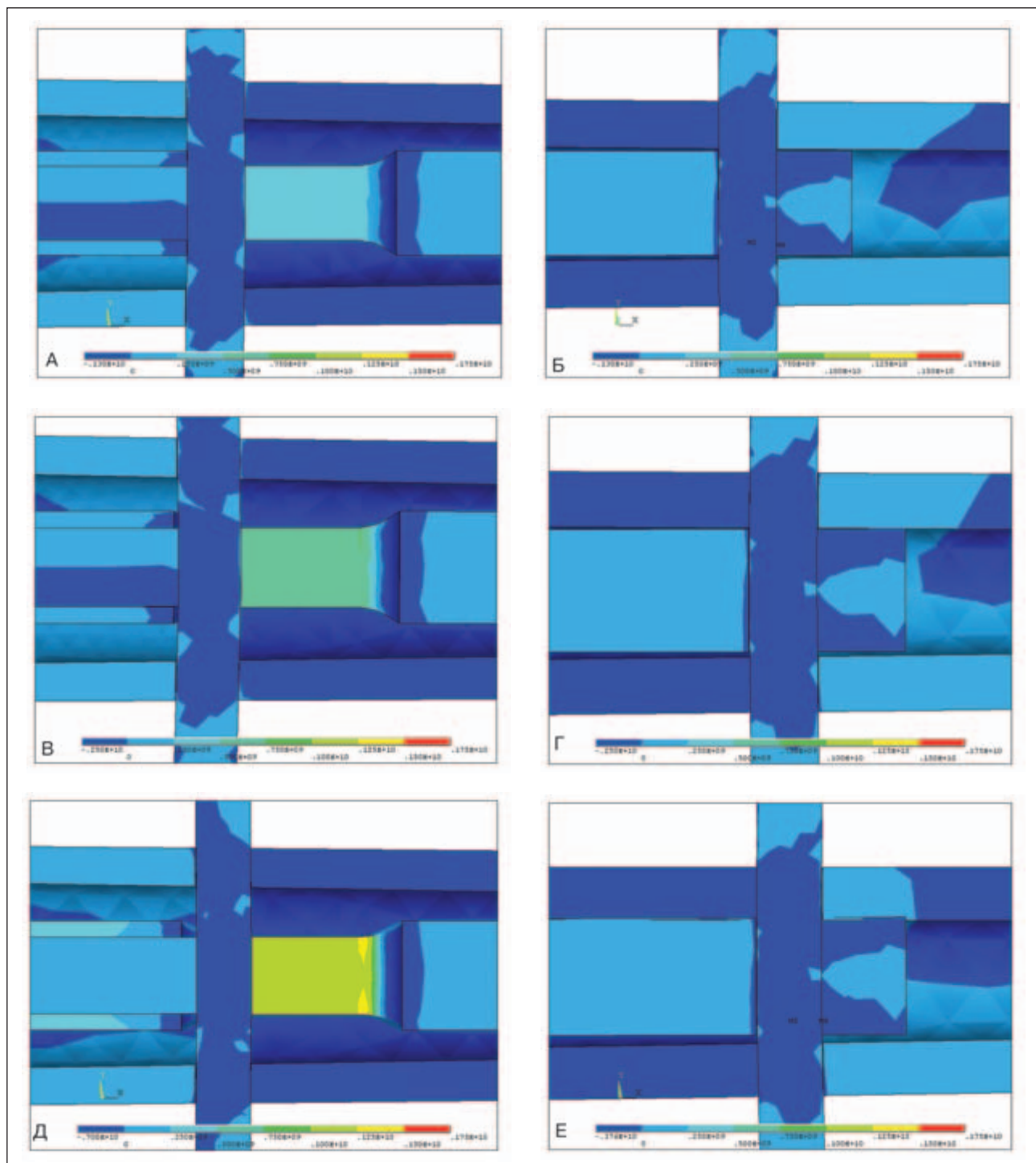


Рисунок 6. Картины изолей напряжений σ_x в системе металлоостеосинтеза в областях верхнего (А, В, Д) и нижнего (Б, Г, Е) блокирующих винтов в сечении хоу, проходящем через продольную ось системы, при различных значениях смещения нагружающего стержня: $u_x = 0,5$ мм (А, Б), 1,0 мм (В, Г) и 1,5 мм (Д, Е) (объяснение в тексте)

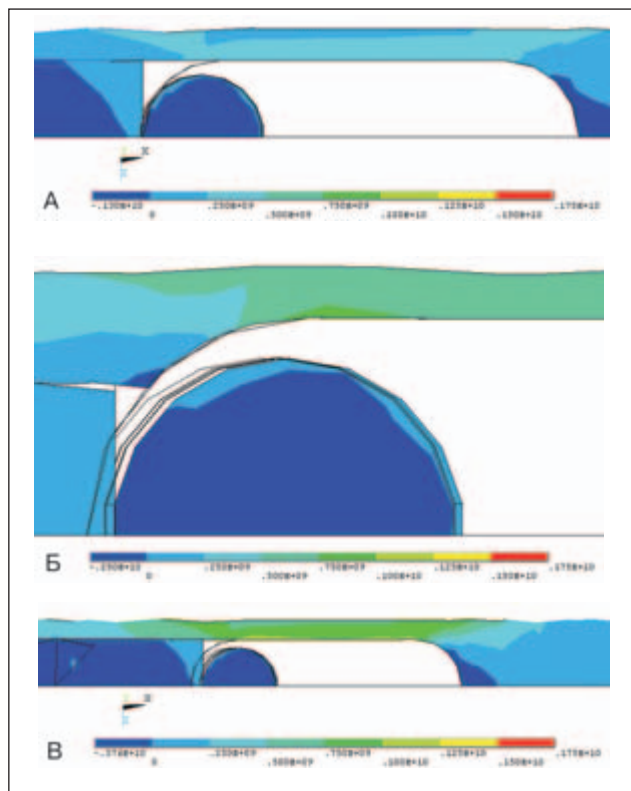


Рисунок 7. Картины изополей напряжений σ_x в системе металлоостеосинтеза в области верхнего блокирующего винта в сечении хоз, проходящем через продольную ось системы, при различных значениях смещения нагружающего стержня: $u_x = 0,5$ мм (А); 1,0 мм (Б); 1,5 мм (В) (объяснение в тексте)

на растяжение $\sigma_\sigma^T = 1050$ МПа. На остальной небольшой части сечения стенки паза в фиксаторе действуют растягивающие напряжения $\sigma_x^P \approx 1250$ МПа, которые превосходят величину σ_σ^T . Это означает, что при смещении нагружающего стержня u_x на 1,5 мм будет происходить разрушение устройства для металлоостеосинтеза.

Выводы

Анализ результатов расчетов напряженно-деформированного состояния модели системы «фиксатор — кость», проведенных для областей, наиболее опасных с точки зрения прочности при диаметре фиксатора 10 мм, диаметре блокирующих винтов 5 мм, диаметре компрессирующего винта — 7 мм, позволяет сделать следующие выводы.

1. Задание компрессии путем смещения компрессирующего винта более чем на 1,5 мм приводит к смятию кости в зоне более 50 % от площади сечения в области блокирующих элементов, что может в дальнейшем вызывать дестабилизацию системы «фиксатор — кость». Такое же значение компрессии приводит к созданию в стенках паза фиксатора напряжения, приближающегося к пределу прочности титанового сплава, а следовательно, может вызвать излом металлоконструкции.

2. Допустимым является задание компрессии путем смещения компрессирующего винта на величину до 1,0 мм, что соответствует одному его обороту после надежного введения в полный контакт отломков кости.

3. Исследование напряженно-деформированного состояния системы «фиксатор — кость» целесообразно провести для каждого типоразмера и дизайна фиксатора, что позволит исключить ряд технических осложнений и повысить качество остеосинтеза.

Список литературы

1. А.с. 1648426 СССР, МКИ А 61 В 17/58. Устройство для фиксации бедренной кости / А.И. Блискунов (СССР). — № 4708278/14; Заявл. 21.04.89; Опубл. 15.05.91; Бюл. № 18.
2. Гайко Г.В. Интрамедуллярный блокирующий остеосинтез в лечении больных с закрытыми переломами длинных костей конечностей / Г.В. Гайко, А.В. Калашников, П.В. Никитин // Вісник ортопед., травматол. та протезув. — 2007. — № 1. — С. 26-33.
3. Дергачев В.В. Интрамедуллярный блокирующий остеосинтез: новая методика, новые сложности, осложнения / В.В. Дергачев и др. // Травма. — 2011. — Т. 12, № 4. — С. 20-23.
4. Practice of intramedullary locked nails / Chief editors K.S. Leung, G. Taglang, R. Schuettler. — Berlin; Heidelberg; New York: Springer Verlag, 2006. — 312 p.
5. Климовицкий В.Г. Применение блокирующего интрамедуллярного остеосинтеза в системе лечения диафизарных переломов костей нижней конечности / В.Г. Климовицкий и др. // Вісник ортопедії, травматології та протезування. — 2008. — № 2. — С. 5-7.
6. Куценко С.Н. Блокируемый остеосинтез отечественными фиксаторами в системе лечения переломов длинных костей / С.Н. Куценко и др. // Материалы научно-практической конференции с международным участием «Хирургическое лечение, медицинская реабилитация, физиотерапия при переломах костей и заболеваниях». — К., 2008. — С. 34-35.
7. А.с. 1695906 СССР, МПК А 61 В 17/18. Устройство для фиксации фрагментов кости / А.И. Блискунов (СССР). — № 476436/14; Заявл. 12.10.89; Опубл. 07.12.91; Бюл. № 45. — 13 с.
8. Григорян А.С., Тумян Г.А., Санагян А.А., Погосян К.Дж. Осложнения при интрамедуллярном функционально-стабильном остеосинтезе длинных костей нижних конечностей // Сб. материалов I Международного медицинского конгресса Армении. — Ереван, 2003. — С. 98-99.
9. Куценко С.Н. Остеосинтез переломов плечевой кости и их последствий блокируемыми фиксаторами Блискунова / С.Н. Куценко и др. // Вісник ортопедії, травматології та протезування. — 2007. — № 2. — С. 51-55.
10. Феодосьев В.И. Сопротивление материалов. — М.: Наука, 1972. — 544 с.
11. Шаркеев Ю.П., Ерошенко А.Ю., Кашин О.А. и др. Объемный наноструктурный титан — материал нового поколения для стоматологии и челюстно-лицевой хи-

пургии // Сб. трудов «Актуальные вопросы стоматологии и челюстно-лицевой хирургии». — Новокузнецк, 2007. — С. 114-119.

12. Руководство по внутреннему остеосинтезу. Методика, рекомендованная группой АО (Швейцария) / М.Е. Мюллер, М. Альговер, Р. Шнейдер, Х. Вилингер: Пер. с англ. — М.: Ad Marginem, 1996. — 750 с.

13. http://bone-surgery.ru/view/biomechanicheskie_i_materialovedcheskie_svojstva_kostnoj_tkani/

14. Кнетс И.В., Пфаффорд Г.О., Саулгозис Ю.Ж. Деформирование и разрушение твердых биологических тканей. — Рига: Зинатне, 1980. — 320 с.

Получено □

Нікіфоров Р.Р., Куценко С.Н., Костандов Ю.А. *, Рамський Р.С., Шиповський І.Е. *, Мітюнін Д.А., Лей Сюй
ДУ «Кримський державний медичний університет
ім. С.І. Георгієвського»

*Таврійський національний університет
ім. В.І. Вернадського

Nikiforov R.R., Kutsenko S.N., Kostandov Yu.A. *, Ramsky R.S.,
Shipovsky I.Ye. *, Mityunin D.A., Lei Xui
State Institution «Crimean State Medical University named
after S.I. Georgiyevsky»

*Taurian National University named after V.I. Vernadsky,
Simferopol, Ukraine

МЕХАНІКО-МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ СИСТЕМИ МЕТАЛООСТЕОСИНТЕЗУ Й РОЗРАХУНОК ЇЇ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ

Резюме. Широке впровадження в останні десятиліття інтрамедулярного остеосинтезу, що блокується, показало необхідність дослідження допустимих значень компресії при використанні металоконструкцій, тобто задача розрахунку на міцність системи «метал — кістка». У статті надані матеріали дослідження напружено-деформованого стану системи металоостеосинтезу при використанні фіксатора Блискунова, що блокується. Для дослідження напружено-деформованого стану конструкцій використовувалися аналітичні або чисельні розрахунки, проводилися натурні або модельні експерименти. Аналіз результатів розрахунків напружено-деформованого стану моделі системи «фіксатор — кістка», проведених для областей, найбільш небезпечних з точки зору міцності при діаметрі фіксатора 10 мм, діаметрі блокуючих гвинтів 5 мм, діаметрі компресуючого гвинта — 7 мм, дозволяє зробити наступні висновки: завдання компресії шляхом переміщення компресуючого гвинта більше ніж на 1,5 мм призводить до зминання кістки в зоні більше 50 % площі січення в місцях блокуючих елементів та створює в стінках паза фіксатора напругу, що наближається до межі міцності титанового сплаву; допустимим є завдання компресії шляхом зміщення компресуючого гвинта М-7 на величину до 1,0 мм, що відповідає одному його оберту після надійного введення в повний контакт відламків кістки.

MECHANIC AND MATHEMATICAL MODEL OF METAL OSTEOSYNTHESIS SYSTEM AND THE CALCULATION OF ITS STRESS-STRAIN STATE

Summary. The widespread introduction in recent decades of locked intramedullary nailing has shown the need for the study of valid values of compression when using metal osteosynthesis, i.e. calculating the strength of the «metal — bone» system. The paper presents the data on the study of stress-strain state of system for metal osteosynthesis using fixation device of Bliskunov. In order to study the stress-strain state of the structures we used analytical or numerical calculations, carried out full-scale or model experiments. Analysis of the results of calculations of stress-strain state of the model of the «fixator — bone» conducted for the areas most dangerous in terms of the strength in fixator diameter of 10 mm, locking screws diameter of 5 mm, compression screws diameter of 7 mm, leads to the following conclusions: compression by moving the compression screw more than 1.5 mm leads to the collapse of bone in the area of more than 50 % of the sectional area in locking elements and creates in groove walls the stress which is close to boundary strength of titanium alloy; tolerable compression is that caused by displacement of compression screws M-7 by up to 1.0 mm, which corresponds to one of its turnover after the introduction of bone fragments in a reliable full-contact.