

ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА КОНЕЧНЫХ ЭЛЕМЕНТОВ ДЛЯ СРАВНИТЕЛЬНОЙ ОЦЕНКИ СТАБИЛЬНОСТИ ОСТЕОСИНТЕЗА ОСКОЛЬЧАТЫХ ДИАФИЗАРНЫХ ПЕРЕЛОМОВ КОСТЕЙ ГОЛЕНИ БЛОКИРУЕМЫМИ ИНТРАМЕДУЛЛЯРНЫМИ СТЕРЖНЯМИ И АППАРАТАМИ НАРУЖНОЙ ФИКСАЦИИ

Верховод А.Ю.¹, Иванов Д.В.²

¹ ГОУ ВПО «Петрозаводский государственный университет», Петрозаводск, Россия (185910, Россия, Республика Карелия, г. Петрозаводск, пр. Ленина, 33), e-mail: verhovod3000@mail.ru

² ФГБОУ ВПО «Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского», образовательно-научный институт наноструктур и биосистем, Россия, Саратов (410012, г. Саратов, ул. Астраханская, д. 83, корпус 9), e-mail: ivanovdv@info.sgu.ru

Рассмотрены актуальные вопросы компьютерного моделирования систем «кость – фиксатор» на примере оскольчатого диафизарного перелома большеберцовой кости типа В2 по классификации АО/ASIF, в условиях остеосинтеза блокируемым интрамедуллярным стержнем и аппаратом Г.А. Илизарова, представлена их сравнительная оценка. При исследовании напряжений рассматривалась стабильность систем «кость – фиксирующая конструкция» методом конечных элементов. Компьютерное моделирование на основе томограмм позволило создать модели большеберцовой кости, подобные биологическому прототипу. Геометрические модели кости и фиксаторов импортировались в систему конечно-элементного моделирования, где проводились расчеты напряженно-деформированного состояния систем, в том числе при функциональной нагрузке. Было доказано, что система «кость – блокируемый стержень» имеет преимущество, так как концентрация напряжений в отломках и элементах остефиксатора в этом случае меньше, чем в системе «кость – аппарат наружной фиксации». Представленная методология позволяет решать на более высоком уровне информативности задачи определения тактики лечения и выбора оптимального метода фиксации, а также прогнозирования хода лечебных мероприятий.

Ключевые слова: оскольчатые диафизарные переломы голени, компьютерное моделирование, блокируемый интрамедуллярный остеосинтез, аппарат наружной фиксации.

USE OF THE FINAL ELEMENTS METHOD FOR COMPARATIVE EVALUATION OF STABILITY OF THE FRAGMENTAL TIBIA FRACTURES OSTEOSYNTHESIS BY INTELOCKING INTRAMEDULLARY NAILS AND EXTERNAL FIXATORS

Verkhovod A.Y.¹, Ivanov D.V.²

¹ Petrozavodsk State University, Russia, Petrozavodsk (185910, Russia, Karelia, Petrozavodsk, Lenina street, 33), e-mail: verhovod3000@mail.ru

² Saratov State University n.a. V.I. Razumovsky, Educational-scientific institute of nanostructures and biosystems, Russia, Saratov (410012, Saratov, astrakhanskaya street, 83 building 9), e-mail: ivanovdv@info.sgu.ru

Urgent computer modeling questions of the "Bone-implant" systems on the example of osteosynthesis of the fragmental tibia fracture, type B (AO/ASIF classification), by intramedullary nail and external Ilizarov fixing method and their comparative assessment were examined. Tension stability of systems «bone - a fixing design» was considered by the final elements method, in the research. Computer modeling, based on the tomography results, allowed to create models of the tibia bone similar to a biological prototype. Geometrical models of the bone and fixators were imported to the final elements modeling system, where tension-deformation system condition calculations, including functional loading, were carried out. It was proved, that the «bone – interlocking nail» system has an advantage, because tension concentration in the fragments and fixator elements is less, than in «bone – external fixator» system. The presented methodology allows to solve tactics definition problems of treatment, to choose an optimal fixing method, and also to forecast medical actions at higher level.

Key words: fragmental tibia fractures, computer modeling, interlocking intramedullary nails, external fixators.

Лечение пострадавших с наиболее сложными переломами длинных трубчатых костей, к числу которых относятся переломы костей голени, не только продолжает оставаться

актуальной проблемой современной травматологии и ортопедии, но и приобретает особое значение в современных условиях нарастающей этажности городской застройки, стремительного развития высокоскоростного транспорта и техногенного давления на человека всё более усложняющейся производственной обстановки [1].

Растущие требования социума к качеству лечения переломов привели за последние несколько десятилетий к разработке современных оперативных методик, обеспечивающих высокую стабильность фиксации за счет биосовместимости используемых конструкций, совершенствования технико-технологических характеристик процессов их установки и удаления на завершающей стадии консолидации перелома. Успехи в совершенствовании методик лечения переломов достигнуты как результат клинического опыта и применения методов биомеханики. Показательны в этом отношении исследования А.И. Сеппо [8] и Х.А. Янсона [10], выполненные до начала широкого применения компьютерных технологий. В современных условиях методы математического моделирования и информационные технологии многократно увеличивают возможности исследователей, в том числе в области совершенствования методик лечения переломов. К числу наиболее эффективных и универсальных инструментов компьютерного моделирования относится метод конечных элементов [2]. Этот метод успешно применяется в моделировании инженерных конструкций и биомеханических систем [4].

Для сравнительного исследования качества получаемых при различных вариантах остеосинтеза моделей «кость – фиксатор» и «кость – аппарат внешней фиксации» («кость – АНФ») используются, в соответствии с положениями механики, методы, применяемые при решении задач, возникающих в условиях деформации твердого тела. При этом костная ткань рассматривается как изотропный материал.

Конструкторская разработка и оптимизация современных и футурных средств фиксации переломов требуют тщательной экспериментальной оценки качества всех вариантов остеосинтеза согласно требованиям биомеханики. То есть выявления мест возникновения наибольших напряжений в условиях нагрузки, испытываемых твердым телом, приводящих к разрушению костной ткани или фиксирующих устройств (чаще всего в местах их рабочего контакта) [3; 6].

Представленная работа является фрагментом исследования, посвященного проблеме выбора оптимального варианта фиксации различных оскольчатых диафизарных переломов костей голени типа В2 по классификации АО/ASIF [7], в условиях остеосинтеза блокируемым интрамедуллярным стержнем и аппаратом Г.А. Илизарова. При исследовании напряжений производилось компьютерное моделирование систем «кость – фиксирующая конструкция» и исследовалась их стабильность методом конечных элементов. При создании

Рис. 1. Моделирование геометрии.

Первым этапом настоящего исследования было создание компьютерной модели оскольчатого перелома типа В2 по классификации АО/ASIF большеберцовой кости на основе данных компьютерной томографии. А также построения моделей блокирующего интрамедуллярного стержня и аппарата Г.А. Илизарова на основе схем и технических характеристик конструкции (рис. 2).

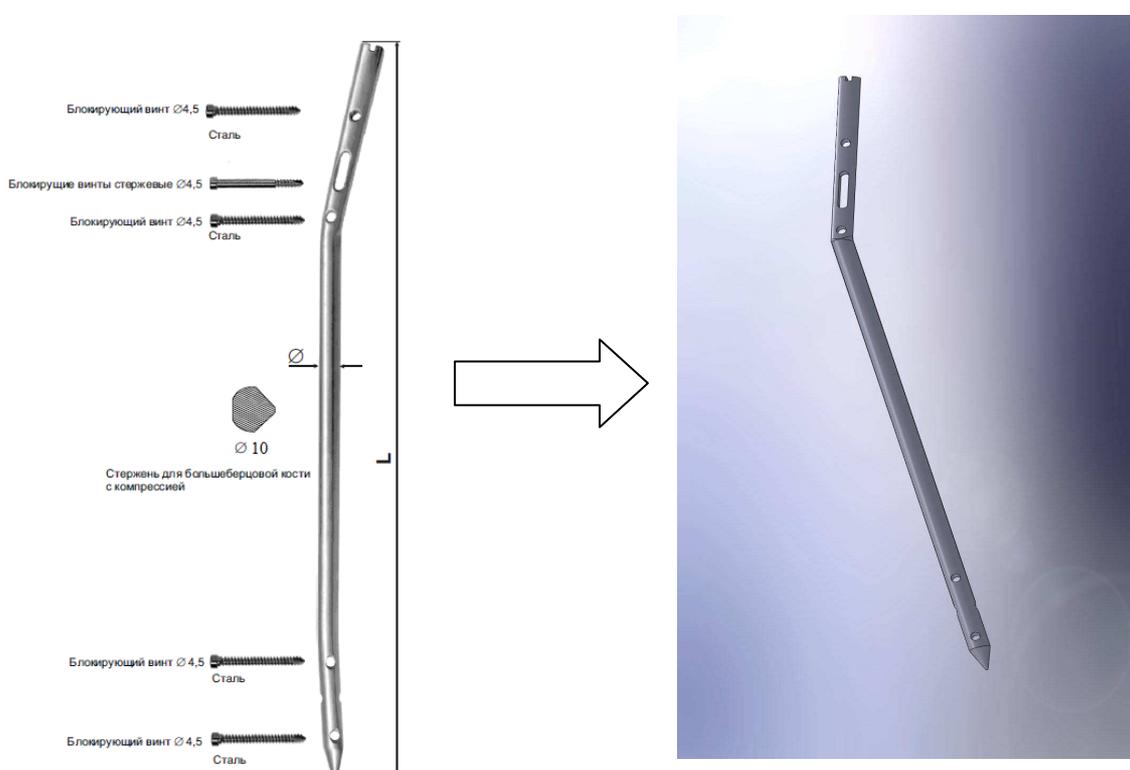


Рис. 2. Построение 3D-модели фиксатора на примере блокируемого интрамедуллярного стержня фирмы Chm (Польша).

Вторым этапом являлось создание сборной компьютерной модели «кость – фиксатор» в условиях остеосинтеза блокирующим интрамедуллярным стержнем и аппаратом Г.А. Илизарова (рис. 3). Далее геометрические модели кости и фиксаторов импортировались в систему конечно-элементного моделирования, где и проводились расчеты напряженно-деформированного состояния систем.

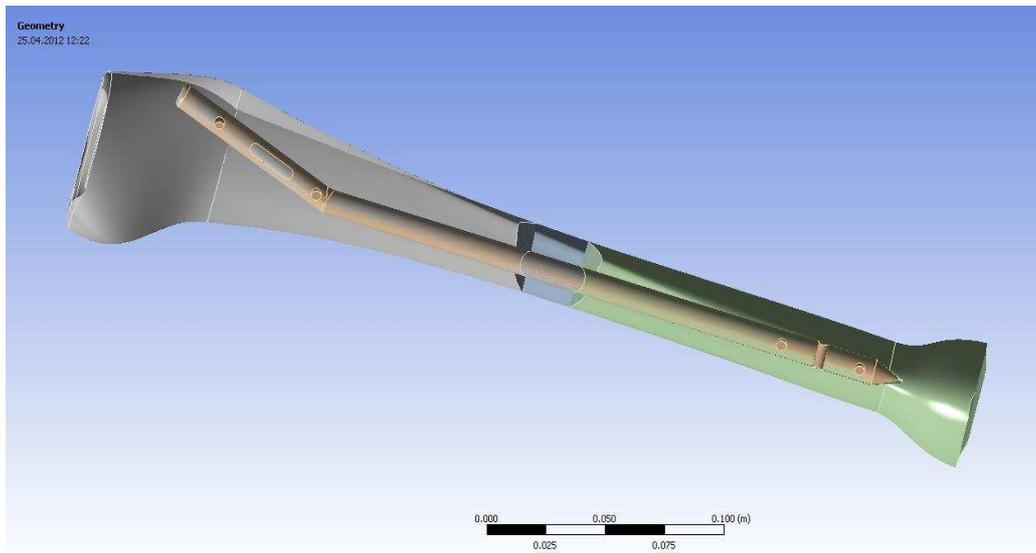


Рис. 3. Модель фиксации перелома на примере блокируемого интрамедуллярного стержня (в разрезе продольной плоскости).

Задача о нагружении системы «большеберцовая кость – фиксатор» решалась в трехмерной постановке. В программном комплексе ANSYS решались стационарные уравнения теории упругости в перемещениях Навье–Ламе. Нижний торец кости жестко закреплялся, а к верхнему концу (суставная площадка проксимального эпифиза большеберцовой кости) прикладывалась осевая нагрузка 450 Н (рис. 4, 5).

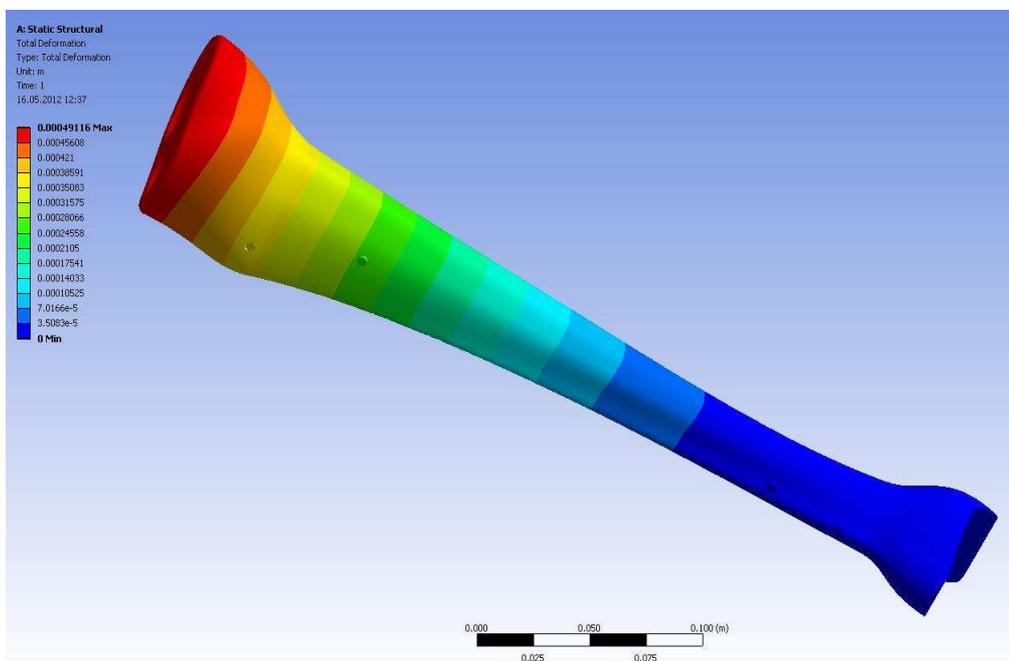


Рис. 4. Общая картина деформированного состояния модели «кость – фиксатор» (слева дана цветовая шкала величин перемещений в м).

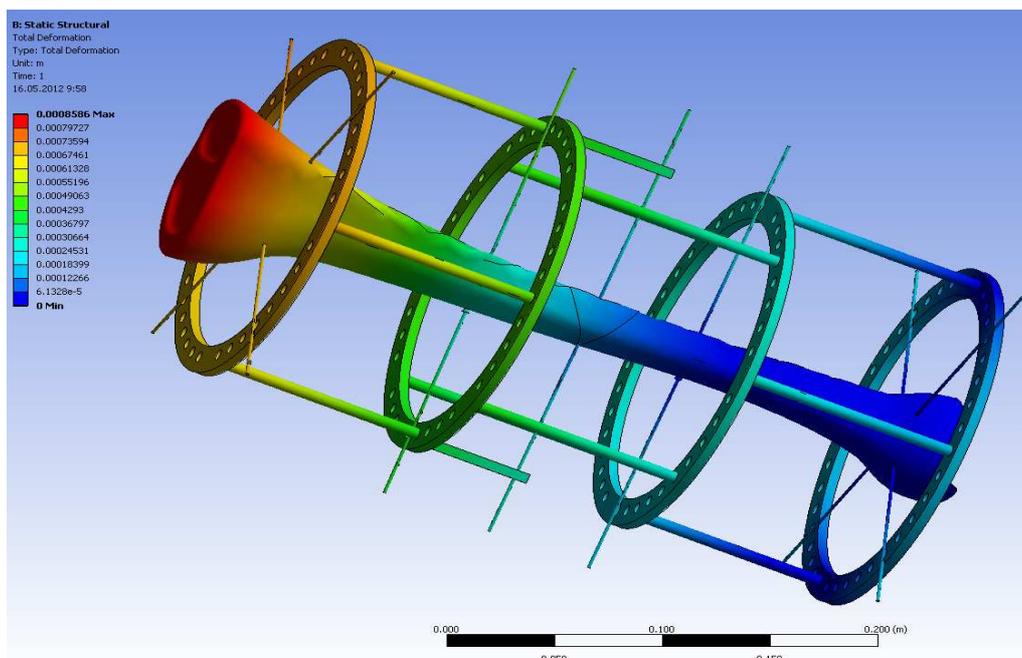


Рис. 5. Общая картина деформированного состояния модели «кость – АНФ» (слева дана цветовая шкала величин перемещений в м).

Картина деформированного состояния большеберцовой кости, блокируемого интрамедуллярного стержня и аппарата Г.А. Илизарова под действием нагрузки 450 Н позволяют сделать вывод об адекватности представленных моделей «кость – фиксатор».

Между элементами фиксатора (аппарат Илизарова, интрамедуллярный гвоздь) и костными отломками создавались условия контакта с трением. Коэффициент трения составлял 0,55. Механические свойства фиксаторов задавались на основе технических данных изготовителя, а механические свойства кости на основе литературных данных. Материал кости и фиксаторов предполагался изотропным идеально-упругим.

Таким образом, алгоритм решения задачи методом конечных элементов состоял из следующих шагов.

1. Выбор математической модели. Это означает, что необходимо выбрать соответствующий конечный элемент или задать дифференциальные уравнения, описывающие исследуемый процесс.
2. Создание или импорт геометрической модели.
3. Задание свойств материалов, граничных и начальных условий, параметров решателя.
4. Разбиение модели на конечно-элементную сетку.
5. Решение задачи.
6. Визуализация и обработка полученных результатов.

Оценка с помощью конечно-элементной программы ANSYS напряжений в системе «кость – фиксатор» в условиях статического блокирования под действием осевой нагрузки в 450 Н выявила максимальное напряжение в 7,44 МПа (рис. 6).

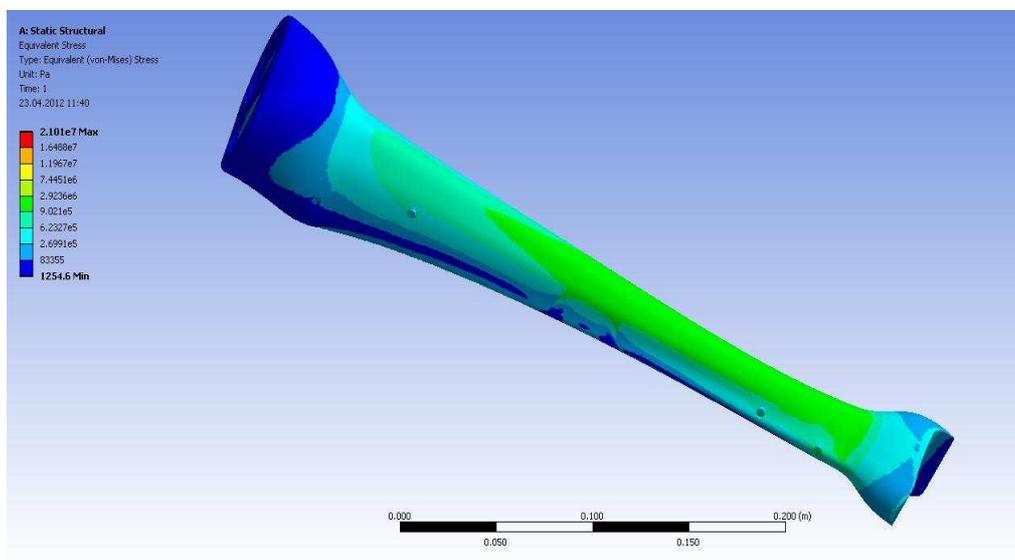


Рис. 6. Общая картина напряженного состояния модели (слева дана цветовая шкала величин эквивалентных напряжений по von Mises в Па).

В результате оценки максимальных напряжений в стержне и блокирующих элементах с помощью метода конечных элементов в условиях статического блокирования нестабильного перелома большеберцовой кости было выявлено значение 24,76 МПа (рис. 7).

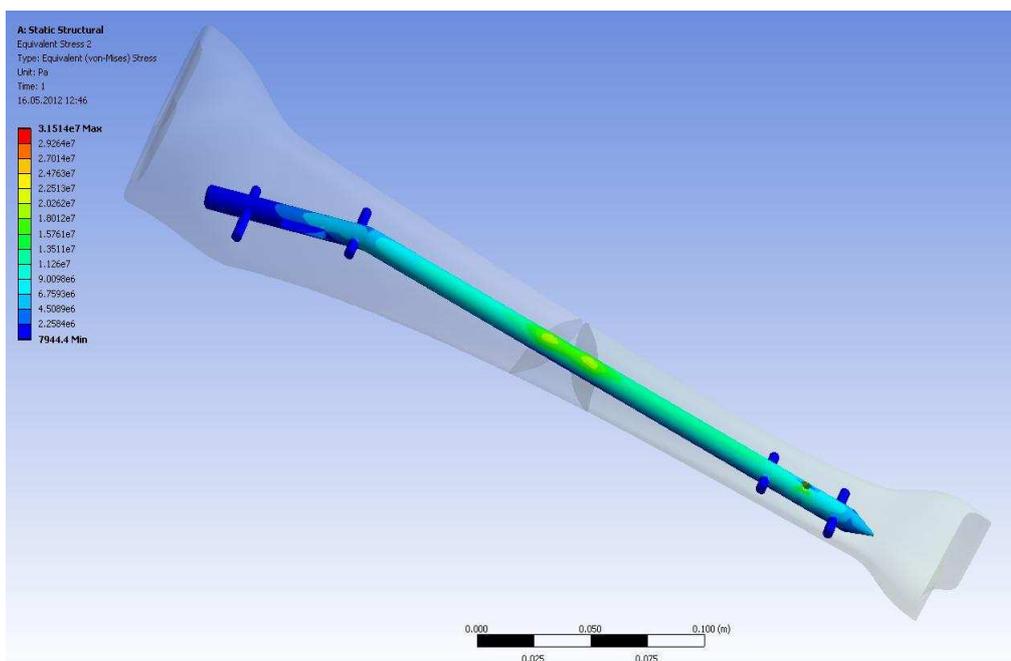


Рис. 7. Общая картина напряженного состояния фиксатора (слева дана цветовая шкала величин эквивалентных напряжений по von Mises в Па).

Максимальное напряжение, приходящееся на проксимальный отломок большеберцовой кости, равно 3,9 МПа (рис. 8).

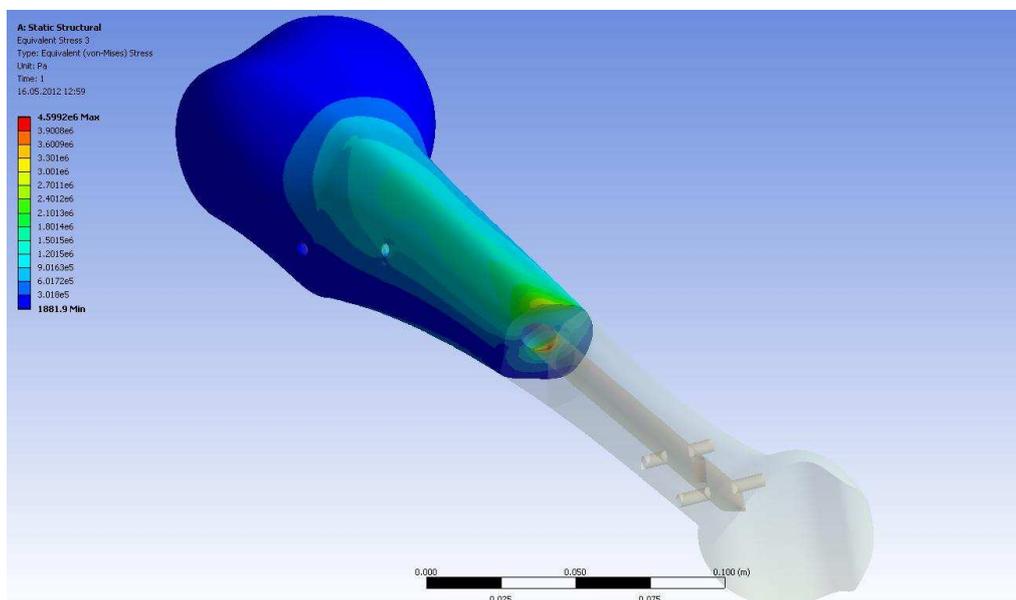


Рис. 8. Напряженное состояние проксимального отломка модели (слева дана цветовая шкала величин эквивалентных напряжений по von Mises в Па).

Максимальное напряжение в центральном отломке равно 4,04 МПа (рис. 9, 10).

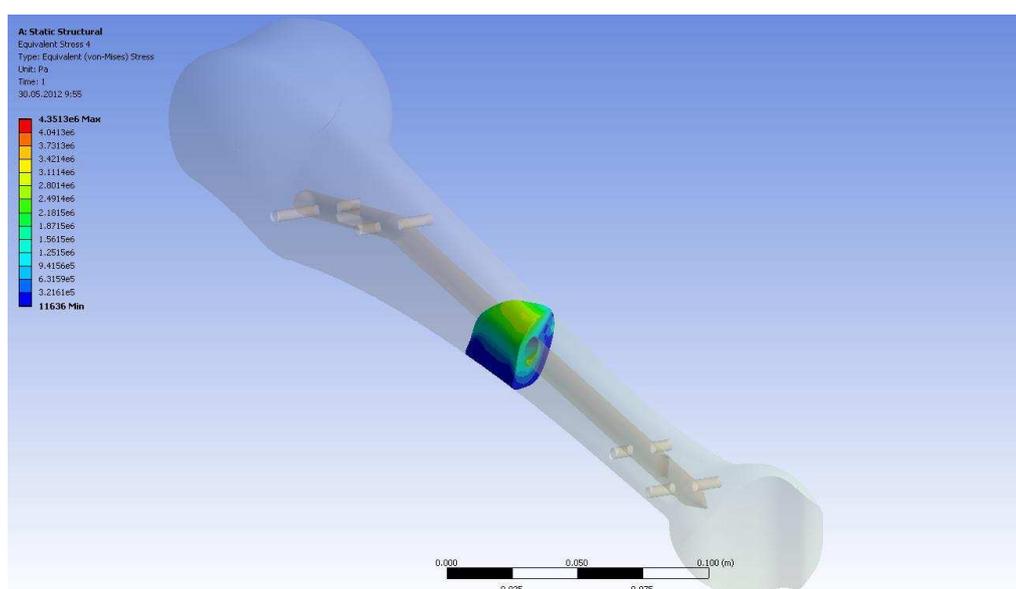


Рис. 9. Напряженное состояние центрального отломка модели (слева дана цветовая шкала величин эквивалентных напряжений по von Mises в Па).

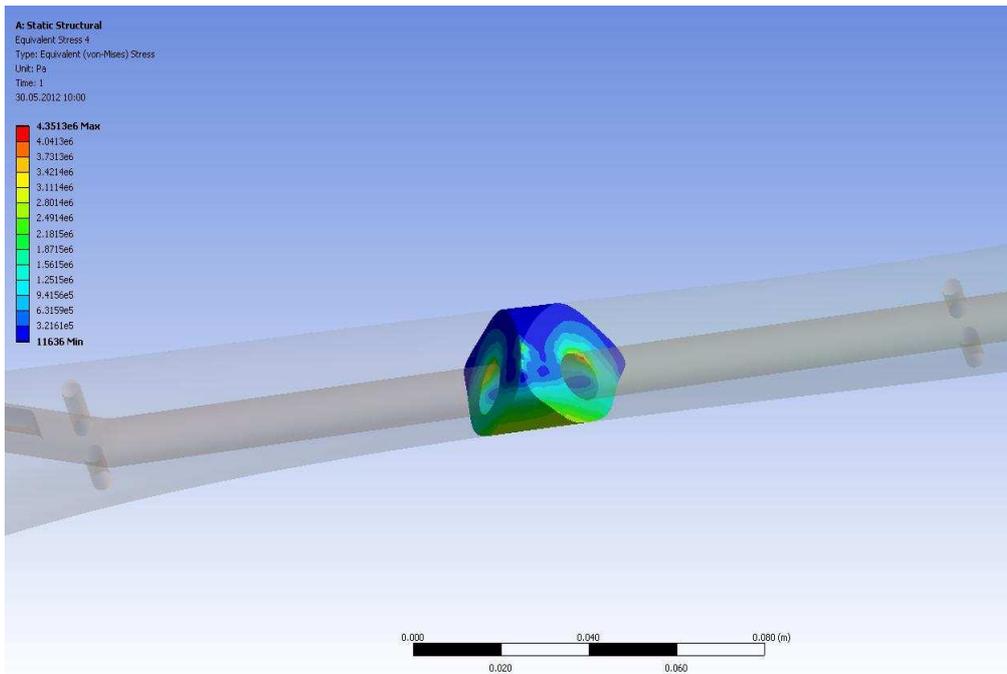


Рис. 10. Напряженное состояние центрального отломка модели (повернуто).

Максимальное напряжение в дистальном отломке равно 4,1 МПа (рис. 11).

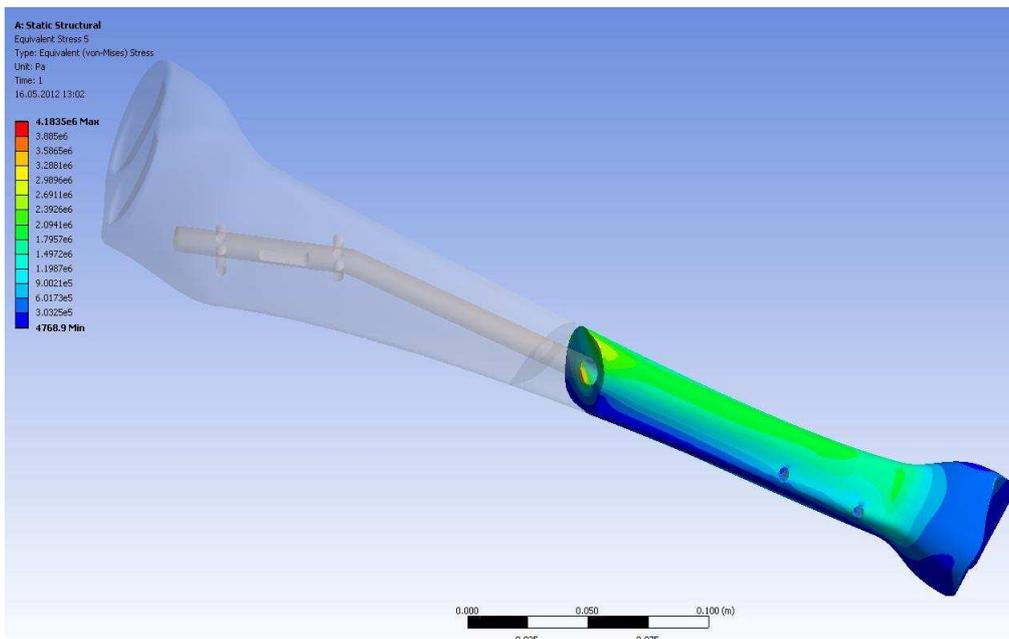


Рис. 11. Напряженное состояние дистального отломка модели (слева дана цветовая шкала величин эквивалентных напряжений по von Mises в Па).

При оценке по методу конечных элементов максимального эквивалентного напряжения, которое возникает в стержне толщиной 10,0 мм, длиной 285 мм, а также верхних и нижних стальных блокирующих винтах диаметром 4,5 мм, в условиях

статического блокирования под действием осевой нагрузки в 450 Н, максимальные эквивалентные напряжения не превышают 24,76 МПа, что делает запас прочности достаточным.

Оценка с помощью конечно-элементной программы ANSYS напряжений в системе «кость – АНФ» в условиях чрескостного остеосинтеза аппаратом Г.А. Илизарова под действием осевой нагрузки в 450 Н равна 4,52 МПа (рис. 12).

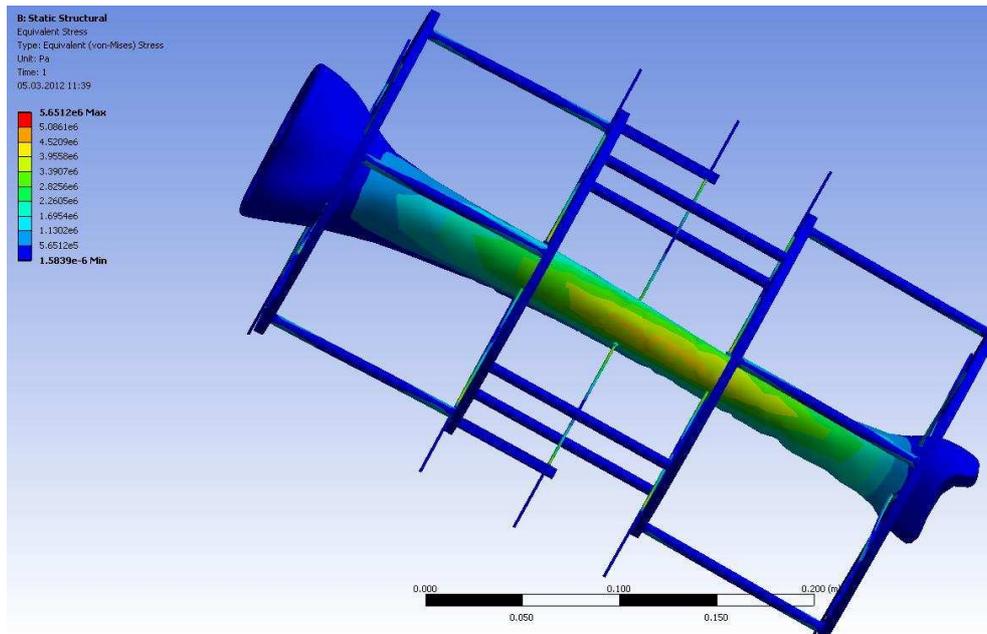


Рис. 12. Общая картина напряженного состояния модели (слева дана цветовая шкала величин эквивалентных напряжений по von Mises в Па).

Максимальное напряжение в системе «кость – АНФ» испытывает центральный отломок в месте проведения репозиционной спицы с напайкой – 39 МПа (рис. 13).

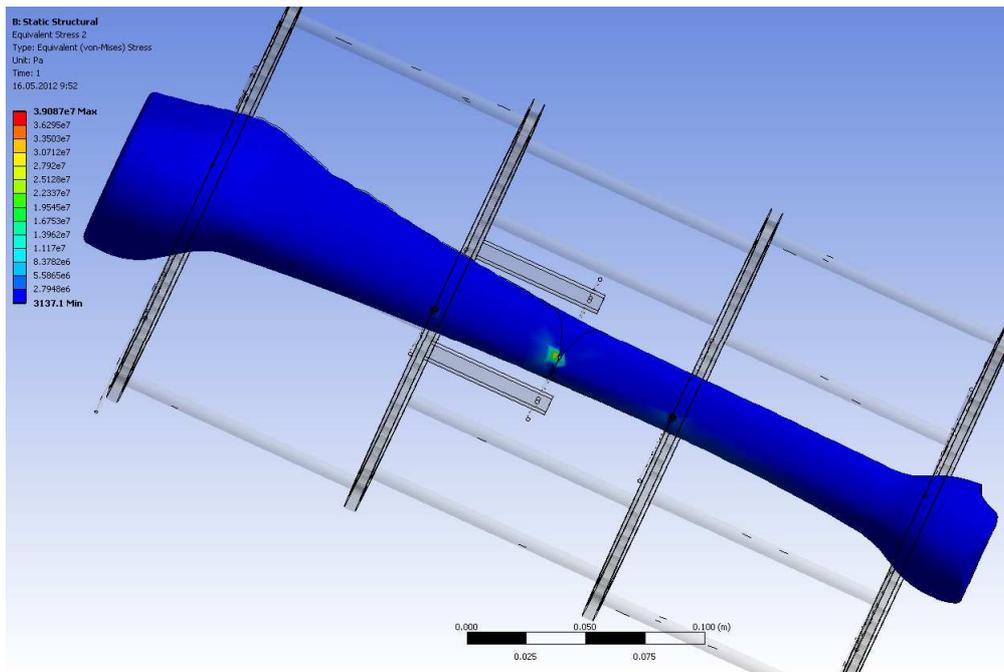


Рис. 13. Общая картина напряженного состояния модели (слева дана цветовая шкала величин эквивалентных напряжений по von Mises в Па).

Максимальное напряжение в проксимальном отломке равно 5,58 МПа (рис. 14).

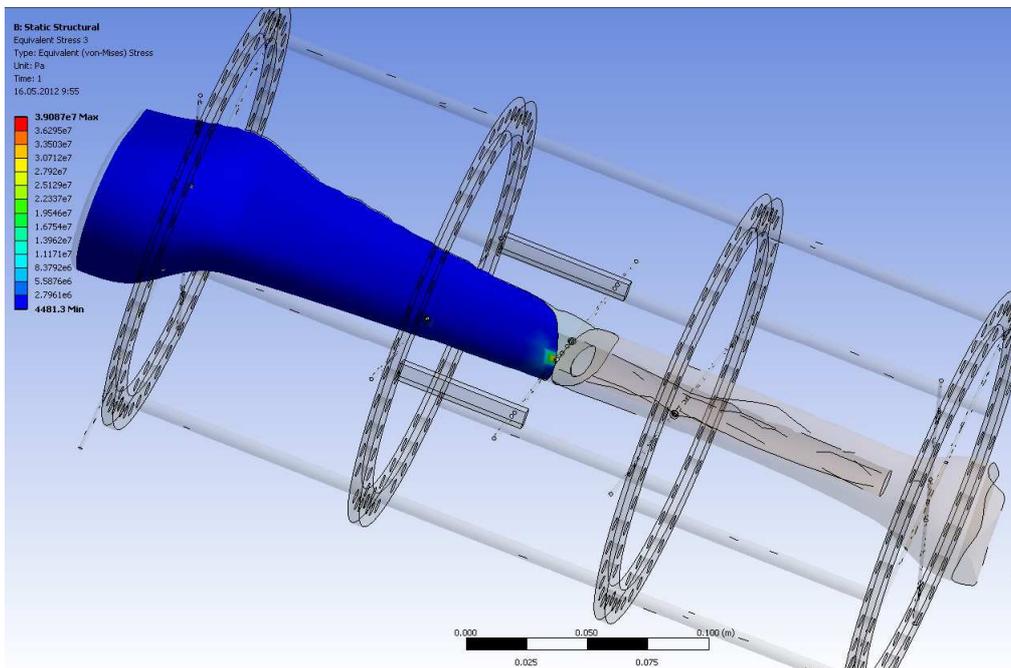


Рис. 14. Напряженное состояние проксимального отломка модели (слева дана цветовая шкала величин эквивалентных напряжений по von Mises в Па).

Максимальное напряжение в центральном отломке равно 7,61 МПа (рис. 15).

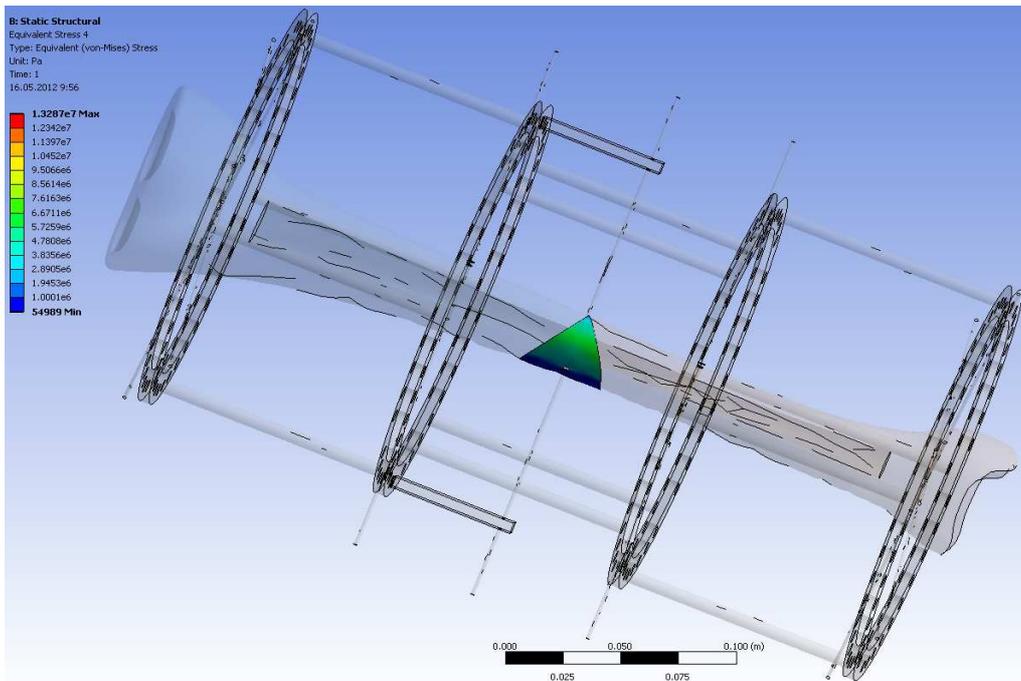


Рис. 15. Напряженное состояние центрального отломка модели (слева дана цветовая шкала величин эквивалентных напряжений по von Mises в Па).

Максимальное напряжение в дистальном отломке равно 3,97 МПа (рис. 16).

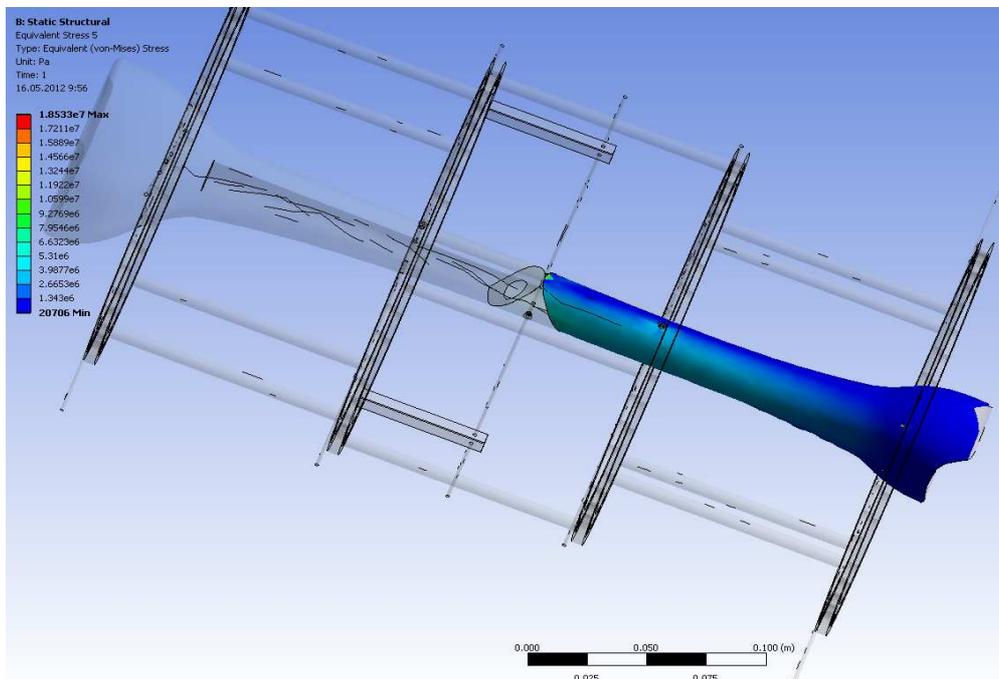


Рис. 16. Напряженное состояние дистального отломка модели (слева дана цветовая шкала величин эквивалентных напряжений по von Mises в Па).

С помощью метода конечных элементов оценивалось максимальное эквивалентное напряжение, которое возникает в кольцах, с внутренним диаметром 160 мм, толщиной 5 мм и шириной 20 мм, имеющих отверстия диаметром 7 мм через каждые 15°. Предложенная компоновка аппарата под действием осевой нагрузки в 450 Н испытывает напряжение, равное 10 МПа. В спицах диаметром 1,5 мм, в том числе с напайками, максимальное эквивалентное напряжение было равно 31 МПа, что также делает запас прочности фиксирующей системы достаточным (рис. 17).

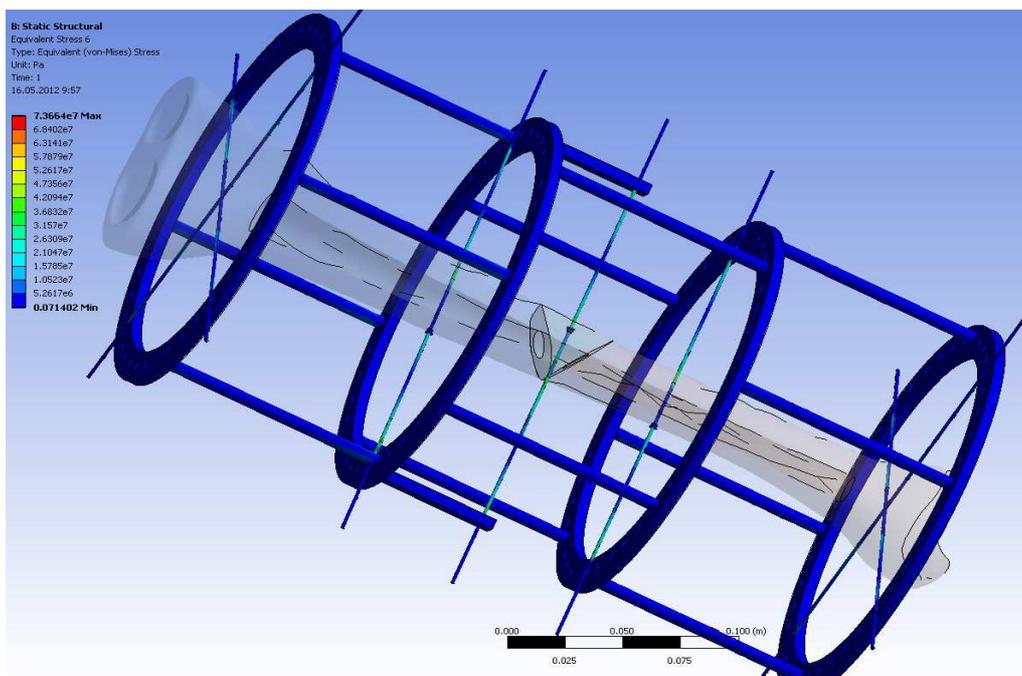


Рис. 17. Общая картина напряженного состояния фиксатора (слева дана цветовая шкала величин эквивалентных напряжений по von Mises в Па).

Сравнение результатов компьютерного моделирования показало, что в системе «кость – блокируемый стержень» механическое напряжение в фиксаторе достигает максимальной величины 24,76 МПа (табл. 1), что меньше, чем в системе «кость – АНФ» – 31 МПа (табл. 2). Длительная концентрация напряжений на элементах фиксирующего устройства может послужить причиной разрушения последних.

Таблица 1 – Сводные результаты конечноэлементного моделирования по системе «кость – блокируемый стержень»

Локализация	Напряжение, МПа	Максимальное напряжение, МПа
Система «кость – блокируемый стержень»	7,44	7,44

Проксимальный отломок	3,9	4,04
Центральный отломок	4,04	
Дистальный отломок	4,1	
Фиксатор	24,76	24,76

Таблица 2 – Сводные результаты конечноэлементного моделирования по системе «кость – АНФ»

Локализация	Напряжение, МПа	Максимальное напряжение, МПа
Система «кость – АНФ»	4,52	4,52
Проксимальный отломок	5,58	7,61
Центральный отломок	7,61	
Дистальный отломок	3,97	
Кольца	10	31
Спицы	31	
Напряжение репозиционной спицы	39	39

Как в системе «кость – блокируемый стержень», так и в системе «кость – АНФ» имеет место концентрация напряжений, приходящихся на кость. Так, максимальное механическое напряжение и в первом, и во втором случае имеет место в центральном отломке, однако в условиях остеосинтеза аппаратом Г.А. Илизарова концентрация напряжений выражена в большей степени. В результате компьютерного моделирования было доказано, что система «кость – блокируемый стержень» имеет преимущество, так как концентрация напряжений в отломках в этом случае меньше, чем в системе «кость – АНФ», что особенно важно в условиях неопорного перелома, так как оно может вести к смещению отломков. Максимальное напряжение в системе «кость – АНФ» имеет место в области проведения репозиционной спицы, что в условиях избыточной нагрузки может сопровождаться переломом последней и смещением отломка.

Заключение. Реализация методологии математического моделирования элементов опорно-двигательного аппарата человека как сборной конструкции на основе метода конечных элементов с решением контактной задачи теории упругости является актуальным научным направлением. Эта методология позволяет решать на более высоком уровне

информативности задачи определения тактики лечения и выбора оптимального метода фиксации, а также прогнозирования хода лечебных мероприятий в области травматологии.

Список литературы

1. Верховод А.Ю., Мельцер Р.И., Колесников Г.Н. Биомеханические аспекты остеосинтеза оскольчатых диафизарных переломов костей голени // Биомеханика 2010: тезисы докладов Десятой Всероссийской конференции (Саратов, 16–22 мая 2010 г.). – Саратов, 2010. – С. 51-52.
2. Зенкевич О. Метод конечных элементов в технике. – М. : Мир, 1975. – 542 с.
3. Кнетс И.В. Деформирование и разрушение твердых биологических тканей / И.В. Кнетс, Г.О. Пфафрод, Ю.Ж. Саулгозис. – Рига : Зинатне, 1980. – 319 с.
4. Маслов Л.Б., Козлов М.В. Конечно-элементный программный комплекс «МЕХАНИКА» – приложение в инженерном деле и биомеханике // Вестник Иван. гос. энерг. ун-та. – Иваново : ИГЭУ, 2002. – № 2. – С. 23-28.
5. Определяющие соотношения структурной адаптации костной ткани / Ю.В. Акулич [и др.] // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика. – 2011. –Т. 11. – № 2. – С. 54-61.
6. Разрушение имплантатов при накостном остеосинтезе переломов длинных костей / А.В. Бондаренко [и др.] // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.И. Приорова. – 2004. – № 2. – С. 41–44.
7. Руководство по внутреннему остеосинтезу / М.Е. Мюллер [и др.]. – М. : Ad Marginem, 1996. – 789 с.
8. Сеппо А.И. Металлоостеосинтез переломов костей на основе точных клинико-технических наук. – Таллин : Периодика, 1978. – 80 с.
9. Ткачева А.В. Биомеханические системы внешней фиксации при лечении переломов большеберцовой : автореф. дис. ... канд. физ.-мат. наук. – Саратов, 2006. – 26 с.
10. Янсон Х.А. Биомеханика нижней конечности человека. – Рига : Зинатне, 1975. – 324 с.

Рецензенты:

Мельцер Рудольф Ионтелевич, д.м.н., профессор, заведующий курсом травматологии, ортопедии и ВПХ кафедры общей и факультетской хирургии ПетрГУ, г. Петрозаводск.

Колесников Геннадий Николаевич, д.т.н., профессор, заведующий кафедрой механики ПетрГУ, г. Петрозаводск.