

УДК 617

БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ПРИЧИН ОСЛОЖНЕНИЙ ОСТЕОСИНТЕЗА БЛОКИРУЕМЫМИ ИНТРАМЕДУЛЛЯРНЫМИ СТЕРЖНЯМИ НЕОПОРНЫХ ОСКОЛЬЧАТЫХ ДИАФИЗАРНЫХ ПЕРЕЛОМОВ КОСТЕЙ ГОЛЕНИ

¹Верховод А.Ю., ²Баракат М.Ф.

¹ГОУ ВПО «Петрозаводский государственный университет», Петрозаводск,
e-mail: verhovod3000@mail.ru;

²ООО «Центр костно-суставной патологии», Петрозаводск, e-mail: barakat18@hotmail.com

В исследовании на стыке клинических и биомеханических аспектов с применением метода конечных элементов были проанализированы причины осложнений, имевших место у пациентов с неопорными переломами типа B1, B2, по классификации АО/ASIF, оперированных методом блокируемого интрамедуллярного остеосинтеза в условиях недостаточной репозиции либо ее утраты. Результаты моделирования показали, что фиксирующее устройство выполняет роль несущей конструкции, которая должна отвечать условиям прочности, жесткости, устойчивости. Было доказано, что перелом дистальных блокирующих винтов является наиболее частым осложнением блокируемого интрамедуллярного остеосинтеза. Если вышеуказанное осложнение наступает до образования костной мозоли, берущей на себя достаточную часть нагрузки в системе «кость-фиксатор», происходит потеря осевой стабильности, в силу может вступить эффект телескопирования отломков, следствием которого станет укорочение длины сегмента.

Ключевые слова: оскольчатые диафизарные переломы голени, компьютерное моделирование, блокируемый интрамедуллярный остеосинтез, осложнения

THE BIOMECHANICAL COMPLICATIONS REASONS ANALYSIS OF THE FRAGMENTAL TIBIA FRACTURES OSTEOSYNTHESIS BY INTELOCKING INTRAMEDULLARY NAILS

¹Verkhovod A.Y., ²Barakat M.F.

¹Petrozavodsk State University, Petrozavodsk, e-mail: verhovod3000@mail.ru;

²Center of Bone and Articulate Pathology, Petrozavodsk, e-mail: barakat18@hotmail.com

In the study on a joint of clinical and biomechanical aspects with application of the final elements method the reasons of complications which were taking place at patients with fragmental tibia fractures, type B1, B2 (AO/ASIF classification) treated by interlocking nails in the conditions of an insufficient or lost reposition were analysed. The results of modeling showed that the fixator carries out a role of a bearing design which must answer conditions of durability, rigidity, stability. It was proved, that breaking of the distal locking screws is the most frequent complication of the interlocking osteosynthesis. If this complication comes before formation of the bone callosity, assuming a sufficient part of loading in «bone-fixator» system, loss of axial stability, the telescoping effect can happen and can cause length shortening of a segment.

Keywords: fragmental tibia fractures, computer modeling, interlocking intramedullary nails, complications

Необходимым условием стабильности остеосинтеза является, как известно, достаточная жесткость системы «кость-фиксатор». При этом должна обеспечиваться стабильность анатомически правильного положения костных отломков при всех возможных воздействиях, сопровождающих повседневные движения пациента в течение всего периода лечения и реабилитации [3, 10]. Нагрузка на травмированную конечность необходима, однако эта нагрузка должна быть дозированной по величине, продолжительности и цикличности [1, 7].

Компьютерное моделирование систем «кость-фиксатор» позволяет получить важные для клинической практики лечения неопорных оскольчатых переломов голени (НОПГ) данные об особенностях контактного взаимодействия фрагментов травмированной кости. Эти данные необходимы для обеспечения стабильности фрагмен-

тов травмированной кости, удерживаемых в анатомически правильном положении с помощью фиксирующего устройства. Анализ этих особенностей возможен при постановке и решении достаточно сложной задачи биомеханики [6].

Достоверная оценка стабильности систем «кость-фиксатор» требует, вообще говоря, проведение экспериментов *in vivo*. Однако, принимая во внимание невозможность или чрезвычайную сложность таких экспериментов с учетом аспектов деонтологии, представляется целесообразным применение методов математического моделирования и компьютерных технологий. В современных условиях достаточно надежные данные математического моделирования могут быть получены с применением метода конечных элементов, который широко используется для расчета технических устройств и инженерных объектов.

В меньшей степени этот метод используется для определения характеристик систем «кость–фиксатор», в связи с чем приобретают актуальность задачи конечно-элементного моделирования таких систем в целях прогнозирования их стабильности [3]. При этом в качестве эффективного инструмента исследования выступают стандартные программы конечно-элементного анализа, например ANSYS [4]. Применение таких программ позволяет выявить биомеханические причины возможных осложнений при использовании различных фиксирующих устройств. Полученная при этом информация позволяет в комплексе с клиническими и биомеханическими данными [7] более точно выбрать тактику лечения и объем оперативного вмешательства при лечении переломов.

В данной работе, выполненной на стыке клинических и биомеханических аспектов с применением метода конечных элементов, был выполнен анализ причин осложнений, имевших место у пациентов с НОПГ, оперированных методом блокируемого интрамедуллярного остеосинтеза (БИОС).

С применением программы ANSYS был выполнен конечноэлементный анализ системы «кость–фиксатор» [4], которая моделировала неопорные переломы типа B1, B2 по классификации AO/ASIF [10]. Моделировались два случая:

- 1) недостаточная репозиция;
- 2) утрата репозиции.

Результаты моделирования частично приведены в таблице.

Напряжения (МПа) в элементах металлоконструкции при статической нагрузке 450 Н

Дистальные блокирующие винты	Верхний	7,6
	Нижний	5,9
Проксимальные блокирующие винты	Верхний	1,4
	Нижний	6,3
Стержень (в месте перелома)		44,9
Дистальная часть стержня		28,0

Механическое напряжение в дистальных блокирующих винтах составило от 5,9 до 7,6 МПа. При этом из двух винтов наиболее нагруженным является винт, расположенный выше (рис. 1).

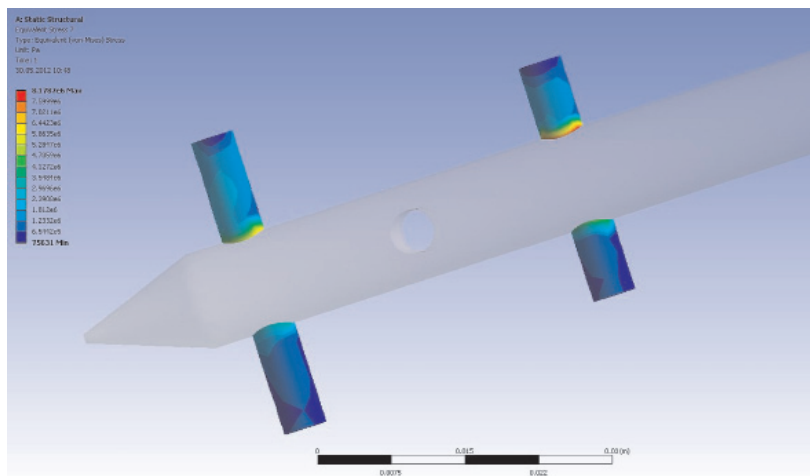


Рис. 1. Напряженное состояние дистальных блокирующих винтов (слева дана цветовая шкала величин эквивалентных напряжений по von Mises, Па)

Согласно литературным данным разрушение именно дистальных блокирующих винтов (рис. 2), так называемая самодинамизация стержня, является наиболее частым осложнением блокируемого интрамедуллярного остеосинтеза [2, 8].

Если вышеуказанное осложнение наступает до образования костной мозоли, берущей на себя достаточную часть нагрузки в системе «кость–фиксатор», происходит потеря осевой стабильности, в силу чего вступает эффект телескопирования отломков, следствием которого станет укорочение длины голени.

Стальной блокирующий винт диаметром 4,5 мм позволяет до определенной степени успешно сопротивляться осевым нагрузкам от массы тела пациента в условиях неопорного перелома. Однако под действием циклических нагрузок может произойти усталостное разрушение винта. Вопросы усталостной прочности достаточно подробно исследованы в прикладной механике машиностроительных конструкций [5], в связи с чем результаты этих исследований могут быть адаптированы к анализу и прогнозированию усталостной прочности элементов блокируемых интрамедуллярных стержней.

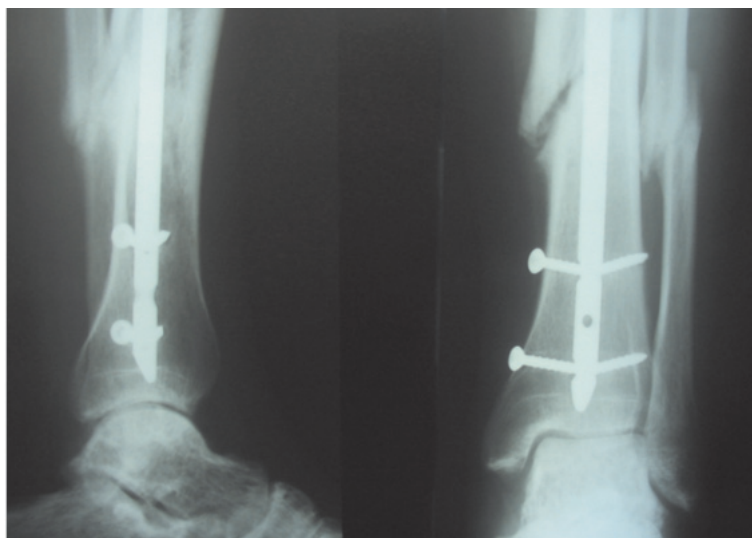


Рис. 2. Фоторентгенограммы левой голени больной П., 38 лет (ист. болезни №5230, Петрозаводск, БСМП, 2010) оперированной методом БИОС. Имеет место перелом дистальных блокирующих винтов

Анализ результатов конечно-элементного моделирования показал, что пиковые нагрузки на элементы металлоконструкции распределились таким образом, что их воздействие на дистальную и проксимальную часть конструкции для переломов типа В1 и В2 было сопоставимо. Некоторые разли-

чия были получены лишь в отношении нагрузок на стержень в зоне перелома. Так, для перелома типа В2 (рис. 3) напряжение в стержне составляет 42 МПа, тогда как для перелома типа В1 (рис. 4) аналогичный параметр равен 44,9 МПа при статической нагрузке 450 Н.

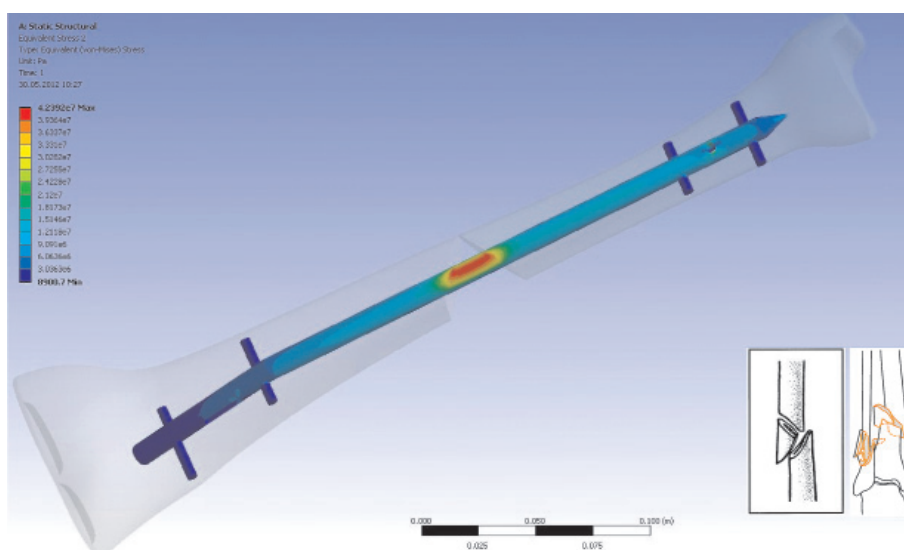


Рис. 3. Напряженное состояние металлоконструкции для перелома типа В2 в условиях утраты репозиционного эффекта (слева дана цветовая шкала величин эквивалентных напряжений по von Mises, Па)

Анализ литературных данных выявил явно недостаточное количество информации об осложнениях, связанных с деформацией тиббиального стержня на уровне перелома. Редкость такого осложнения, как перелом штифта на уровне перелома, можно объяснить отсутствием отверстий

в стержне для запирающих винтов на этом уровне, монолитностью конструкции и, несмотря на максимальные напряжения в этой области по отношению к другим элементам и уровням конструкции, способностью противостоять приходящимся на нее нагрузкам. Осложнение в виде перелома блокирующе-

го стержня в литературе рассматривалось как казуистика и касалось перелома стержня типа UFN при оскольчатых переломах в средней трети диафиза бедра.

Как правило, они были связаны с повторным травмирующим воздействием, например, повторным ударом в область перелома уже после травмы.

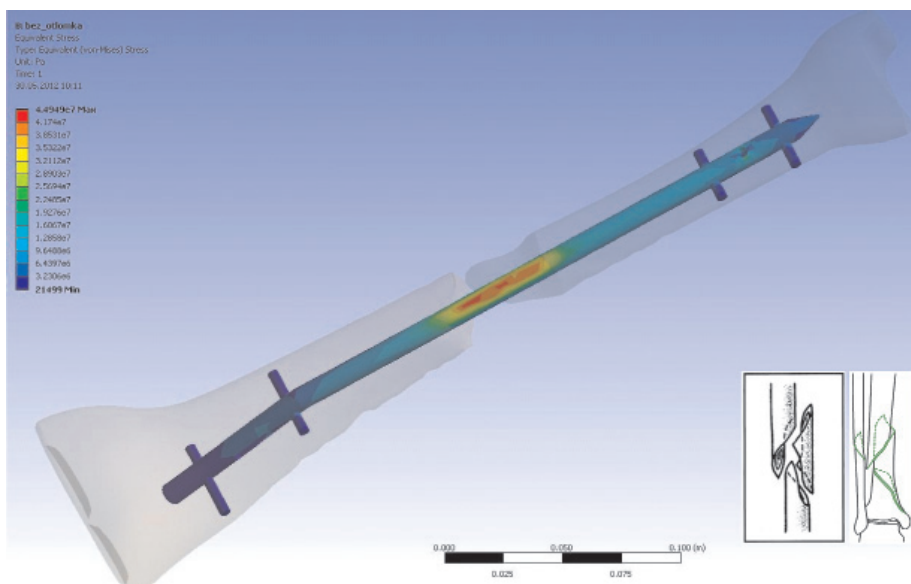


Рис. 4. Напряженное состояние металлоконструкции для перелома типа VI в условиях утраты репозиционного эффекта (слева приведена цветовая шкала величин эквивалентных напряжений по von Mises, Па)

Разрушение проксимальных блокирующих винтов (рис. 5) может явиться одной из причин формирования ложного сустава, требующего выполнения повторного оперативного вмешательства с выполнением костной

пластики. Нагрузка в нижнем из пары проксимальных запирающих винтов превосходит нагрузку в верхнем, что является причиной его разрушения и подтверждается следующим клиническим примером (рис. 6).

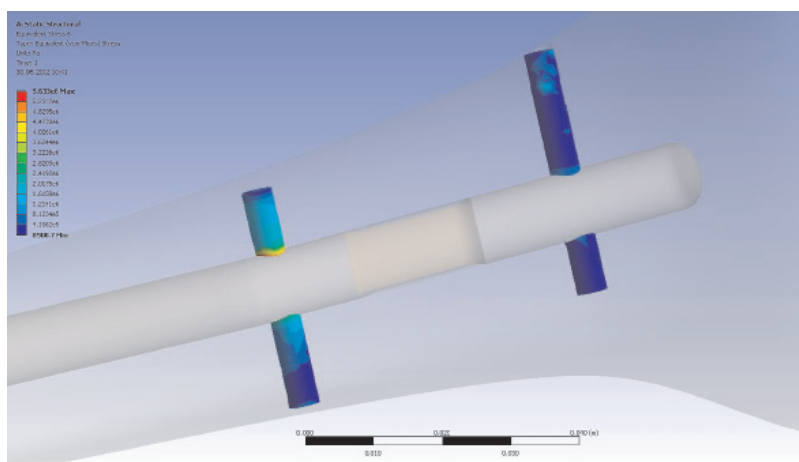


Рис. 5. Напряженное состояние дистальных проксимальных блокирующих винтов (слева приведена цветовая шкала величин эквивалентных напряжений по von Mises, Па)

Приведенные выше данные о суммарных минимальных нагрузках на проксимальные элементы блокируемого гвоздя по сравнению с дистальной частью и нагрузками, действующими на стержень в зоне перелома, согласуются с полученными в ходе компьютерного моделирования результата-

ми, согласно которым напряжение в проксимальных элементах блокируемого гвоздя меньше, чем в дистальных элементах того же гвоздя (рис. 5).

Согласно расчетам, выполненным при статической нагрузке 450 Н с применением указанной выше программной среды [4],

максимальное напряжение, действующее на дистальную часть стержня, равно 33 МПа, что в условиях циклически приложенных усилий может привести к усталостному перелому дистальной части

стержня на уровне отверстий для блокирующих винтов (рис. 7). Объясняется это тем, что отверстия для блокирующих винтов являются концентраторами механических напряжений [12].

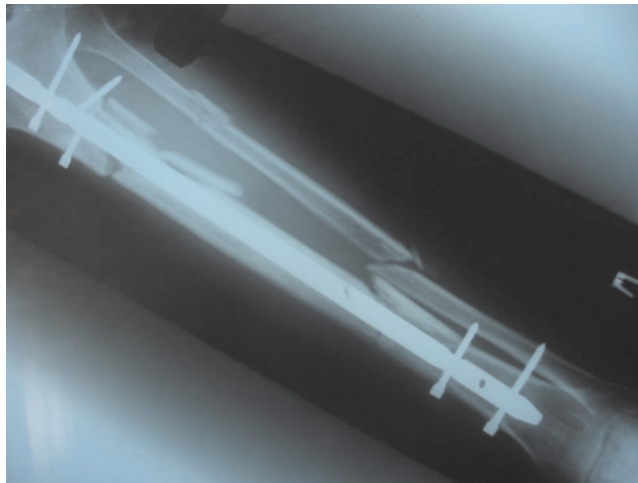


Рис. 6. Фоторентгенограммы больного Р, 43 года (ист. болезни №2715, Петрозаводск, БСМП, 2011) оперированного методом БИОС. Имеет место перелом нижнего проксимального блокирующего винта

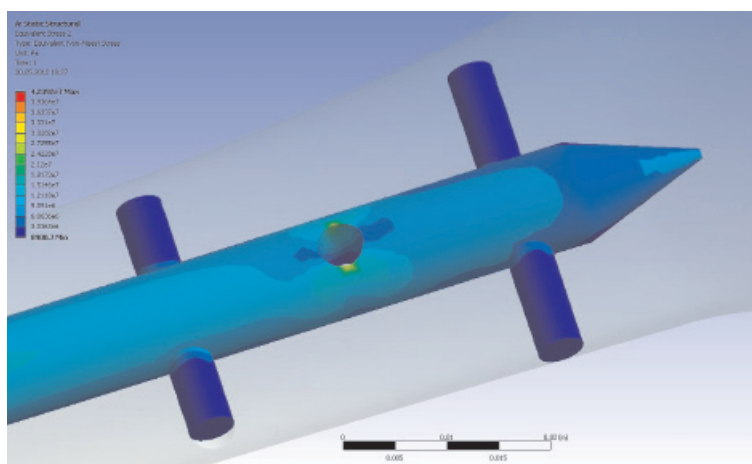


Рис. 7. Напряженное состояние дистальной части стержня (слева дана цветовая шкала величин эквивалентных напряжений по von Mises Па)

Фоторентгенограммы перелома (рис. 8) иллюстрируют последствия перелома дистальной части стержня диаметром 10 мм. Имеют место нарушение биомеханической оси конечности и прочие клинические симптомы рефрактуры. Как следствие, потребовалось удаление сломанного стержня с использованием специальных хирургических техник и приспособлений с последующим реостеосинтезом аппаратом Г.А. Илизарова.

Использованное в работе значение 450 ньютонов – это вес тела условного пациента, массой 45 кг. Однако статическая

нагрузка, а значит, и напряжения в элементах фиксатора в два раза больше, если масса тела пациента равна, например, 90 кг (аналогичен пересчет для пациентов с другой массой тела). В действительности же, даже при осторожной ходьбе, появляются динамические эффекты, вследствие чего нагрузка на систему «кость – фиксатор» еще более возрастает. Как известно, в расчетах конструкций увеличение нагрузки при динамическом воздействии учитывают, умножая статическую нагрузку на коэффициент динамичности [5]. В рассматриваемом случае этот коэффициент можно принять рав-

ным 1,5. Таким образом, используя указанное в таблице значение 44,9 МПа, получаем следующее значение напряжения в стержне (в месте перелома):

$$44,9 \cdot 2 \cdot 1,5 = 134,7 \text{ МПа.}$$

Характер распределения напряжений (см. рис. 4) указывает на то, что стержень испытывает изгиб и сжатие. В дополнение к этому, в отдельных фазах шага нельзя исключить ротационной составляющей полной нагрузки [6].

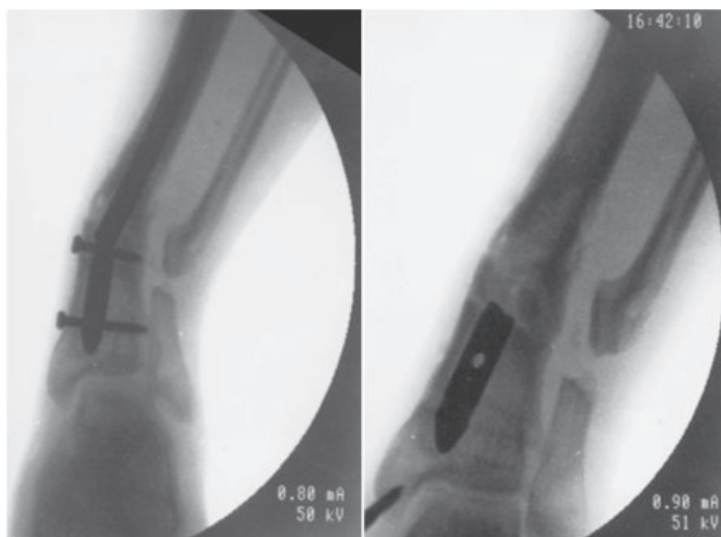


Рис. 8. Фоторентгенограммы большого со сломанным стержнем на уровне отверстий для дистальных блокирующих винтов

Известно, что предел выносливости для стали при симметричном цикле составляет примерно 40...50% от предела прочности [5]. При симметричном цикле кручения предел выносливости для стали составляет в среднем 58% от предела выносливости при симметричном цикле изгиба. При центральном растяжении и сжатии предел выносливости для стали составляет в среднем 70...90% от предела выносливости при симметричном цикле изгиба [5]. Таким образом, можно получить нижнюю оценку предела выносливости стержня (см. рис. 4) при циклической нагрузке: $0,40 \cdot 0,58 \cdot 0,70 = 0,16$, или 16% от предела прочности материала стержня. Аналогично найдем верхнюю оценку предела выносливости того же стержня: $0,50 \cdot 0,58 \cdot 0,90 = 0,26$, или 26% от предела прочности материала стержня.

В качестве примера рассмотрим стержень, изготовленный из стали марки 17X18N9. Для данной марки стали предел прочности равен 570 МПа. Тогда нижняя оценка (граница) предела выносливости составит $0,16 \cdot 570 = 91,2$ МПа. Верхняя оценка (граница) предела выносливости составит $0,26 \cdot 570 = 148,2$ МПа.

Найденное выше значение напряжения (134,7 МПа) попадает в интервал с только что вычисленными границами: $91,2 < 134,7 < 148,2$ МПа. Это означает, что

усталостного разрушения не было бы, если бы напряжение было меньше нижней границы, равной 91,2 МПа. Если бы напряжение было равно или больше 148,2 МПа, то разрушение произошло бы с вероятностью 100%. Поскольку найденное выше значение напряжения, равное 134,7 МПа, больше нижней границы, но меньше верхней границы, то разрушение возможно с определённой вероятностью, большей нуля, но меньшей 100%. Эту вероятность приближенно можно вычислить так:

$$(134,7 - 91,2) / (148,2 - 91,2) = 0,76,$$

или 76%. Заметим, что это значение (76%) получено для редко встречающегося случая, когда на систему «кость – фиксатор» в опорной фазе шага передаётся нагрузка от тела массой 90 кг. Это означает, что расчёт выполнен «в запас прочности». Поскольку среднестатистическое значение массы тела пациентов меньше 90 кг, то реальные значения вероятности разрушения также будут меньше 76%. Чтобы оценить степень достоверности результатов расчёта по данной методике, воспользуемся клиническими данными.

Согласно антропометрическим данным, масса тела пациентов мужского пола составляет в среднем 65–68 кг, а женщин на 8–10 кг меньше. Тогда средняя масса тела условного пациента с округлением в боль-

шую сторону равна: $(68 + 58)/2 = 63$ кг. Найденное выше значение напряжения 134,7 МПа соответствует массе 90 кг. Если масса тела равна 63 кг, то напряжение пропорционально уменьшится и будет равно: $134,7 \cdot 63/90 = 94,3$ МПа. Используя это значение, вычислим, как указано выше, вероятность разрушения элемента фиксатора при циклической нагрузке:

$$(94,3 - 91,2)/(148,2 - 91,2) = 0,054,$$

или 5,4%. Проверим, согласуются ли результаты расчета с приведенными ниже клиническими данными, которые были получены для контрольной группы пациентов.

В течение 7 месяцев в группе из 54 пациентов было зафиксировано три случая разрушения винтов. Приближенную оценку вероятности разрушения можно определить как отношение количества случаев разрушения винтов к общему числу пациентов в группе: $3/54 = 0,056$, или 5,6%. Это полученное на практике значение (5,6%) мало отличается от теоретически найденного выше значения, равного 5,4%. Таким образом, результаты компьютерного моделирования и расчетные данные могут быть классифицированы как достаточно достоверные.

Следует заметить, что на величину напряжений влияет ряд факторов: масса тела пациента, особенности ходьбы, свойства фиксатора, тип перелома. Кроме того, расчетное напряжение для образца не определяет полностью процесс усталостного разрушения. По причине образования микротрещин напряжения и их распределение в материале непрерывно меняются в зависимости от условий дальнейшего развития трещины. Эти условия, в свою очередь, зависят от характера приложения внешних сил, размеров и формы элементов системы «кость – фиксатор», сопротивляющихся внешним воздействиям. Комплекс этих факторов закономерно влияет на предельное количество циклов и на величину предела усталости [5], а значит, и на стабильность системы «кость – фиксатор». Полный учет перечисленных факторов представляет известные трудности. Однако полученные выше приближенные оценки верхней и нижней границ напряжений и результаты конечно-элементного моделирования можно считать достаточно достоверными, поскольку они не противоречат клиническим данным.

Для уточнения данных и для повышения их ценности для клинической практики в целях улучшения результатов лечения переломов голени необходимо применение

устройств для мониторинга нагрузки на травмированную конечность. Такие малогабаритные устройства должны быть снабжены блоком аудиовизуального информирования пациента о приближении нагрузки к опасной величине. При этом должны учитываться верхняя и нижняя границы напряжений, вычисляемые по изложенной выше методике.

В качестве заключения отметим следующее.

Производители металлоконструкций фиксаторов изначально закладывают в свои изделия запас прочности, потенциально обеспечивающий стабильность фиксации костных отломков при повседневных движениях пациента в течение всего периода лечения и реабилитации. Однако в условиях неопорных оскольчатых диафизарных переломов костей голени, когда циклическая нагрузка действует на стержень в течение достаточно длительного периода времени (от 3,5 до 10 месяцев), существенно возрастает опасность усталостного разрушения фиксатора.

По этой причине недостаточно ограничиваться расчетом биомеханической системы «кость – фиксатор» только в начальной стадии лечения перелома. Необходимо принимать во внимание, что лечение перелома сопровождается адаптационной перестройкой костной ткани и, как следствие, перераспределением нагрузки с фиксирующего устройства на кость [7, 11]. Общие закономерности такого перераспределения иллюстрируются рис. 9.

Предложенная методика расчета и представленные результаты компьютерного моделирования позволяют получить адекватные данные, которые могут быть использованы для биомеханического анализа системы «кость–фиксатор» при совершенствовании методик лечения пациентов с неопорными оскольчатыми переломами костей голени.

По причине вариабельности анатомических характеристик опорно-двигательного аппарата пациентов, влекущих за собой соответствующую вариабельность нагрузок на систему «кость–фиксатор», представляется целесообразным применение дозирующих устройств нагрузки на конечность, мониторинг такой нагрузки с применением современных малогабаритных электронных устройств. Применение таких устройств будет способствовать уменьшению частоты разрушения имплантов и улучшению результатов лечения пациентов с неопорными оскольчатыми переломами костей голени.

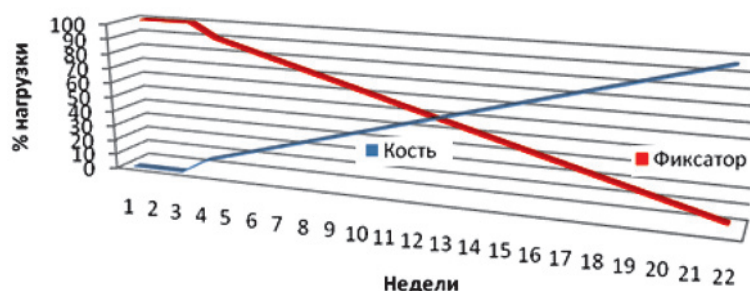


Рис. 9. Перераспределение нагрузок в процессе лечения НОДПГ (имеют место разнонаправленные тенденции)

Список литературы

1. Акулич Ю.В., Акулич А.Ю., Подгаец Р.М., Торопитин М.Н. Динамика нижней конечности человека в положении лежа на спине // Российский журнал биомеханики. – 2003. – Т. 7, № 3. – С. 44–51.
2. Блокируемый остеосинтез при переломах длинных костей / С.В. Сергеев, А.В. Джоджуа, Н.В. Загородний, А.М. Чарчян // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.И. Приорова. – 2005. – № 2. – С. 40–46.
3. 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.
4. Верховод 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. – URL: www.science-education.ru/104-6905.
5. Дарков А.В., Шпиро Г.С. Сопротивление материалов. – М.: Высшая школа, 1989. – С. 544–559.
6. Колесников Г.Н., Мельцер Р.И., Иванисенко А.В., Захаров А.Ю. Оценка сопротивления ротационной нагрузке системы кость–фиксатор // Ортопедия, травматология и протезирование. – 1992. – № 2. – С. 26–28.
7. Контролируемое восстановление кортикальной костной ткани после лечения в аппаратах внешней фиксации / Ю.В. Акулич, А.Ю. Акулич, П.А. Брюханов, А.С. Денисов // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика. – 2011. – Т. 11. – №1. – С. 50–59.
8. Профилактика и лечение осложнений закрытого блокируемого остеосинтеза переломов длинных костей у пострадавших с политравмой / В.А. Соколов, Е.И. Бялик // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.И. Приорова. – 2008. – № 2. – С. 29–32.
9. Разрушение имплантатов при накостном остеосинтезе переломов длинных костей / А.В. Бондаренко, В.В. Пелеганчук, Е.А. Распопова, С.А. Печенин // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.И. Приорова. – 2004. – № 2. – С. 41–44.
10. Руководство по внутреннему остеосинтезу / М.Е. Мюллер, М. Аллговер, Р. Шнайдер, Х. Виллингер. – М.: Ad Marginem, 1996. – 789 с.
11. Ткачева А.В. Биомеханические системы внешней фиксации при лечении переломов большеберцовой кости: автореф. дис. ... канд. физ.-мат. наук. – Саратов, 2006. – 26 с.

12. Removal of a Broken Cannulated Tibial Nail B / Jason W., Levine and M. Georgiadis // J.Bone Jt Surg. – 2004. – № 4. – P. 247–249.

References

1. Akulich Yu.V., Akulich A.Yu., Podgaets R.M., Toropitsin M.N. *Rossiyskiy zhurnal biomehaniki* (Russian biomechanic journal) 2003, no. 3, pp. 44–51.
2. C.V. Sergeev, A.V. Dzhodzhuia, N.V. Zagorodniy, A.M. Charchyan *Vestnik travmatologii i ortopedii im. N.I. Priorova*, 2005, no. 2, pp. 40–46.
3. Verkhovod A.Yu., Melcer R.I., Kolesnikov G.N. *Tezisy dokladov Desyatoy Vserossiyskoy konferentsii «Biomekhanika 2010* (Proc. 10th biomechanic Symp. «Biomechanic 2010»)). Saratov 2010, pp. 51–52.
4. Verkhovod A.Yu., Ivanov D.V. *Sovremennyye problemy nauki i obrazovaniya*, 2012 no. 4, available at: www.science-education.ru/104-6905.
5. Darkov A.V., Shpiro G.S. *Soprotivlenie materialov*, 1989, pp. 544–559.
6. Kolesnikov G.N., Meltser R.I., Ivanisenko A.V., Zakharov A.Yu. *Ortopediya, travmatologiya i protezirovaniye*, 1992, no. 2, pp. 26–28.
7. Akulich Yu.V., Akulich A.Yu., Bryukhanov P.A., Denisov A.S. *Izvestiya Saratovskogo universiteta. Novaya seriya. Seriya: Matematika. Mekhanika. Informatika*, 2011, Vol. 11, no. 1, pp. 50–59.
8. Sokolov V.A., Byalik E.I. *Vestnik travmatologii i ortopedii im. N.I. Priorova*, 2008, no. 2, pp. 29–32.
9. Peleganchuk V.V., Raspopova E.A., Pechenin S.A. *Vestnik travmatologii i ortopedii im. N.I. Priorova*, 2004 no 2, pp. 41–44.
10. Myuller M.E., Allgoever M., Shnayder R., Villinegger X. *Rukovodstvo po vnutrennemu osteosintezu*, 1996, 789 p.
11. Tkacheva A.V. *Biomekhanicheskie sistemy vneshney fiksatsii pri lechenii perelomov bolshebertsovoy kosti: Avtoref. dis. kand. fiz.-mat. Nauk*, Saratov, 2006 26 p.
12. Jason W., Levine and M. Georgiadis *Journal Bone Joint Surgery*, 2004 no. 4, pp. 247–249.

Рецензенты:

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

Колесников Г.Н., д.т.н., профессор, заведующий кафедрой механики ПетрГУ, г. Петрозаводск.

Работа поступила в редакцию 01.11.2012.