

Математическое моделирование состояния системы «кость-металлофиксатор» в процессе лечения чрезвертельных переломов бедренной кости

В.Э. Дубров¹, И.М. Щербаков¹, К.А. Сапрыкина¹, И.А. Кузькин²,
Д.А. Зюзин¹, Д.В. Яшин¹

¹ ФГБОУ ВО «Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова», Москва, Россия

² ООО «Хекса», Москва, Россия

Реферат

Актуальность — необходимость объективного обоснования выбора типа фиксации при лечении пациентов с чрезвертельными переломами бедренной кости. **Цель** — изучение изменения свойств консолидирующегося чрезвертельного перелома, фиксированного динамическим цефаломедуллярным штифтом, в условиях циклической динамической нагрузки. **Материал и методы.** Выполнено построение математической модели чрезвертельного перелома бедренной кости (типа А1 по классификации АО) в условиях фиксации динамическим цефаломедуллярным штифтом. Затем проведено исследование свойств системы (давление между отломками, механическое напряжение в кости и фиксаторе, амплитуда смещений, величина шеечно-диафизарного угла) в условиях виртуальной нагрузки весом тела 80 кг при различных степенях погружения динамического винта (от 10 до 0 мм). **Результаты.** В процессе укорочения оси шейки бедренной кости на 1 см стабильность системы «кость-металлофиксатор» увеличивается, на что указывает уменьшение максимальной амплитуды смещений в системе под нагрузкой на 16,8%, снижение максимального напряжения в элементах фиксатора на 20,2%, понижение давления в зоне контакта отломков на 19,8%. Кроме того, выявлено уменьшение шеечно-диафизарного угла на 2,8%. **Заключение.** Математическое моделирование системы «кость-металлофиксатор» в условиях динамического остеосинтеза показало, что потенциально происходит увеличение стабильности цефаломедуллярной системы и создаются благоприятные условия для консолидации перелома в условиях циклической нагрузки весом тела.

Ключевые слова: динамический цефаломедуллярный остеосинтез, перелом проксимального отдела бедренной кости, метод конечных элементов.

DOI: 10.21823/2311-2905-2019-25-1-113-121

Mathematical Modeling of the “Bone-Fixator” System during the Treatment of Intertrochanteric Fractures

V.E. Dubrov¹, I.M. Shcherbakov¹, K.A. Saprykina¹, I.A. Kuzkin²,
D.A. Zyuzin¹, D.V. Yashin¹

¹ Lomonosov Moscow State University, Moscow, Russian Federation

² Hexa LLC, Moscow, Russian Federation

Abstract

Relevance — the need for an objective justification in choosing the type of fixation in the treatment patients with pertrochanteric hip fractures. **Objective** — to study the changes in the properties of a consolidating trochanteric fracture fixed by a dynamic cephalomedullary nail when subjected to cyclic dynamic loads. **Materials and methods.** A mathematical model was developed for trochanteric fracture of the femur (A1 according to AO classification) when

Дубров В.Э., Щербаков И.М., Сапрыкина К.А., Кузькин И.А., Зюзин Д.А., Яшин Д.В. Математическое моделирование состояния системы «кость-металлофиксатор» в процессе лечения чрезвертельных переломов бедренной кости. *Травматология и ортопедия России*. 2019;25(1):113-121. DOI: 10.21823/2311-2905-2019-25-1-113-121.

Cite as: Dubrov V.E., Shcherbakov I.M., Saprykina K.A., Kuzkin I.A., Zyuzin D.A., Yashin D.V. [Mathematical Modeling of the “Bone-Fixator” System during the Treatment of Intertrochanteric Fractures]. *Травматология и ортопедия России* [Traumatology and Orthopedics of Russia]. 2019;25(1):113-121. (In Russ.). DOI: 10.21823/2311-2905-2019-25-1-113-121.

Щербаков Иван Михайлович / Ivan M. Shcherbakov; e-mail: imscherbackov@yandex.ru

Рукопись поступила/Received: 30.09.2018. Принята в печать/Accepted for publication: 08.02.2019.

fixed with a dynamic cephalomedullary nail. Then, the properties of the system were studied (pressure between fragments, mechanical stress in the bone and fixation device, displacement amplitude, neck-diaphysis angle) under a virtual load of a 80 kg body at various amount of insertion of the dynamic screw (from 10 mm to 0 mm). **Results.** In the process of shortening the femoral neck axis by 1 cm, the stability of the 'bone-metal fixation device' system increases, as indicated by a decrease in the maximum amplitude of displacements in the system under load by 16.8%, a decrease in the maximum stress in the fixation elements by 20.2%, a decrease in pressure at the site of contact of fragments by 19.8%. In addition, there was a decrease in the neck-diaphysis angle by 2.8%. **Conclusion.** The mathematical modeling of the 'bone-metal fixation device' system simulating conditions of dynamic osteosynthesis showed that there is a potential increase in the stability of the cephalomedullary system and that favorable conditions are created for the consolidation of the fracture when subjected to cyclic load of body mass.

Keywords: dynamic cephalomedullary osteosynthesis, finite element analysis, trochanteric fractures.

Competing interests: the authors declare that they have no competing interests.

Funding: the authors have no support or funding to report.

Введение

Чрезвертельные переломы бедренной кости нарушают функцию тазобедренного сустава и приводят к существенному ограничению активности пациентов, а также необходимости посторонней помощи и ухода [1]. Увеличение доли населения старшего возраста и распространение остеопороза сопровождаются ростом абсолютного числа этих травм [2]. При этом лечение чрезвертельных переломов бедренной кости и их последствий представляет трудную и все ещё не решенную задачу, поскольку каждый метод лечения имеет как свои достоинства, так и свои недостатки [3].

В последние десятилетия все чаще при чрезвертельных переломах применяется остеосинтез фрагментов бедренной кости, позволяющий разрешить нагрузку на конечность до наступления сращения перелома [4]. При этом фиксаторы бывают статические (жесткие конструкции, полностью разгружающие зону перелома) и динамические (конструкции с заложенной возможностью смещения элементов, передающие часть нагрузки на зону перелома). В старшей возрастной группе ранняя активизация рассматривается как мера профилактики гипостатических осложнений и снижения смертности, однако среди пожилых людей часто встречаются пациенты, которые при ходьбе не могут ограничивать нагрузку весом тела на оперированную конечность.

Одним из возможных последствий регулярной циклической нагрузки на оперированную конечность может быть повышенная резорбция костной ткани в области перелома. В условиях динамической фиксации отломков эта резорбция приводит к уменьшению расстояния (т.н. офсета) между центром ротации головки и продольной осью диафиза бедренной кости, которое, по данным Y. Kawatani с соавторами, составляет от 0 до 19 мм со средним значением 6 мм [5]. При этом в случае консолидации перелома с выраженным уменьшением офсета происходит снижение силы мышц

в области проксимального отдела бедренной кости из-за сближения точек их начала и прикрепления, что приводит к появлению хронических болей и нарушению походки. В условиях статической фиксации, не допускающей смещения элементов фиксатора и отломков, неконтролируемая резорбция может нарушить процесс консолидации перелома и привести к миграции или деформации элементов фиксатора с вторичной потерей репозиции [4]. В связи с этим остается открытым вопрос, рассматривать ли вышеописанное явление в качестве осложнения применения динамизируемых фиксаторов или как приспособительный процесс, сопровождающий консолидацию перелома и опосредованно позволяющий избежать миграции элементов фиксатора, формирования деформаций и несращения?

В связи с этим **целью нашего исследования** является изучение изменений биомеханических свойств бедренной кости в условиях фиксации чрезвертельного перелома динамизируемым цефаломедуллярным штифтом при разных степенях укорочения офсета бедренной кости.

Материал и методы

На первом этапе исследования в модуле Abaqus/CAE программного комплекса Abaqus проводили построение математической объемной модели чрезвертельного перелома проксимального отдела бедренной кости 31-A1.1 по классификации АО/ASIF [6], или типа I по классификации Evans [7]. Для её построения использовали обобщенные результаты мультиспиральной компьютерной томографии (аппарат Toshiba Aquilion Multi 64, Япония) с целью дифференциальной диагностики характера повреждения бедренной кости при неясной рентгенографической картине. МСКТ была выполнена 12 пациентам, в том числе 8 (66,7%) женщинам и 4 (33,3%) мужчинам в возрасте 37–77 лет (средний возраст 66 лет) Данные МСКТ использовались для задания формы модели прокси-

мального отдела бедренной кости, распределения в объеме кортикальной и губчатой костной ткани и расположения плоскости перелома.

Перелом был виртуально зафиксирован титановым динамическим цефаломедуллярным фиксатором Targon PF. В модели использовали штифт длиной 180 мм, диаметром 14 мм, угол 130° с длиной втулки фиксатора 100 мм, длина динамического винта — 70 мм и антитротационного пина — 110 мм. Особенностью этого фиксатора является возможность свободного скольжения шеечного винта в фиксируемой в штифте втулке [5].

За исходное положение в модели принято состояние точной анатомической репозиции перелома в условиях фиксации цефаломедуллярным фиксатором, при этом динамический винт выстоял из втулки на 10 мм.

Моделям были заданы физико-механические свойства согласно данным литературы*. Упругие свойства материала полностью определяются двумя показателями — модулем упругости Юнга и коэффициентом Пуассона (табл. 1). При построении модели кости выделяли губчатый и кортикальный компоненты, обладающие различными физико-механическими свойствами.

На втором этапе проводили анализ системы «кость-металлофиксатор» с использованием ме-

тода конечных элементов. При помощи программных комплексов конечно-элементного анализа Abaqus (версия 6.10) была создана расчетная математическая модель с использованием десятиузловых изопараметрических тетраэдров с тремя степенями свободы в каждом узле. Общее количество элементов в системе составило 242 тыс., узлов — 112 тыс.

Нижний конец модели, приходящийся на среднюю треть диафиза бедренной кости, был виртуально зафиксирован относительно всех шести степеней свободы. К головке бедренной кости виртуально прикладывали силу, эквивалентную 80 кг, соответствующую усредненному весу тела [8]. В процессе моделирования рассматривали 6 вариантов погружения динамического винта: смещение на 0, 2, 4, 6, 8 и 10 мм относительно втулки винта, что соответствовало различным степеням укорочения оси шейки бедренной кости в процессе консолидации перелома. Для каждого варианта погружения динамического винта измеряемыми параметрами являлись амплитуда смещения элементов системы под нагрузкой, величина шеечно-диафизарного угла, давление в зоне контакта отломков и распределение напряжений по Мизесу в области металлофиксаторов и кости (табл. 2).

Таблица 1

Физико-механические свойства материалов моделей

Материал	Модуль упругости Юнга E, МПа	Коэффициент Пуассона
Кортикальный слой костной ткани	12000	0,3
Губчатый материал костной ткани	100	0,2
Имплантат (титан)	112000	0,32

Таблица 2

Характеристика измеряемых параметров системы «кость-металлофиксатор»

Измеряемый параметр	Характеристика параметра
Смещение элементов системы под нагрузкой	Амплитуда смещений проксимального отломка относительно дистального, мм
Шеечно-диафизарный угол	Угол между осью шейки бедренной кости и анатомической осью диафиза бедренной кости, градусы
Давление в зоне контакта костных отломков	Величина давления между проксимальным и дистальным отломком, возникающего в плоскости перелома при нагрузке, МПа
Напряжение Мизеса в элементах системы	Внутреннее напряжение, возникающее в элементах системы при деформациях, вызванных внешней нагрузкой, МПа

* Ануриев В.И. Справочник конструктора-машиностроителя; под ред. И.Н. Жестковой — М. : Машиностроение, 2001. Т. 1. С. 262-263.

Для оценки напряженно-деформированного состояния материала использовали вычисление напряжений по Мизесу с учетом данных об основных тензорах напряженности. В нашем исследовании в качестве параметра предельного напряжения использовали предел текучести материала. Согласно теории Губера–Мизеса–Хенки при превышении эквивалентного напряжения предела текучести в материале возникают пластические деформации [9].

Статистический анализ. Статистическая обработка результатов проводилась путем вычисления коэффициента ранговой корреляции Спирмена (*r*) для определения наличия зависимости между глубиной погружения динамического винта и изменениями измеряемых параметров (давление в контакте отломков, смещение отломков, максимальное напряжение в металлофиксаторе).

Результаты

Графические изображения построенных математических моделей, использованных для проведения расчетов, и распределение напряжений по Мизесу в них представлены на рисунках 1–3.

Анализ напряженно-деформированного состояния системы «кость-металлофиксатор» под виртуальной нагрузкой, соответствующей усредненной массе человека 80 кг, показал повышенную концентрацию напряжения по Мизесу в области дистальной части плоскости перелома вблизи малого вертела, дуги Адамса и зоны контакта втулки винта и деротационного пина со штифтом. Однако не было обнаружено критических значений напряжения по Мизесу в костной ткани и металло-

фиксаторе, при которых следовало бы предполагать разрушение объектов.

В результате анализа математической модели системы «кость-металлофиксатор» в зависимости от степени погружения динамического винта были получены пределы амплитуды смещения элементов системы под нагрузкой, давления в контакте костных отломков, максимального напряжения в металлических имплантах и величина шеечно-диафизарного угла (табл. 3, рис. 4.),

В таблице представлены абсолютные величины и изменения параметров относительно нулевого уровня, под которым подразумевалось полное погружение динамического винта. Относительные величины вычисляли по формуле:

$$\frac{A_i - A_0}{A_0} \times 100\%,$$

где A_0 — значение параметра при полном погружении динамического винта; A_i — значение параметра при данном значении погружения динамического винта.

По результатам вычислений коэффициента корреляции была выявлена прямая линейная зависимость между степенью укорочения оси шейки бедренной кости (погружение динамического винта) и уменьшением измеряемых параметров: максимальной амплитуды смещения в системе «кость-металлофиксатор», давления между отломками и максимального напряжения в элементах фиксатора. Эта зависимость является сильной — коэффициент ранговой корреляции Спирмена $r = 0,99$ ($p < 0,05$) (см. рис. 4).

Таблица 3

Результаты вычисления параметров, представленных в таблице 2, в зависимости от динамизации перелома в процессе сращения (значение коэффициента ранговой корреляции Спирмена *r* для всех параметров 0,99)

Параметр	Длина плеча, мм					
	0	2	4	6	8	10
Смещение элементов системы под нагрузкой, мм	1,88	1,91	2,0	2,07	2,13	2,2
Давление в контакте костных отломков, МПа	9,1	9,5	10,0	10,4	10,6	10,9
Максимальное напряжения в металлических имплантатах, МПа	226,3	228,2	237,8	250,5	261,4	272,0
Шеечно-диафизарный угол, град.	126,5	127,0	127,4	128,1	129,7	130,0

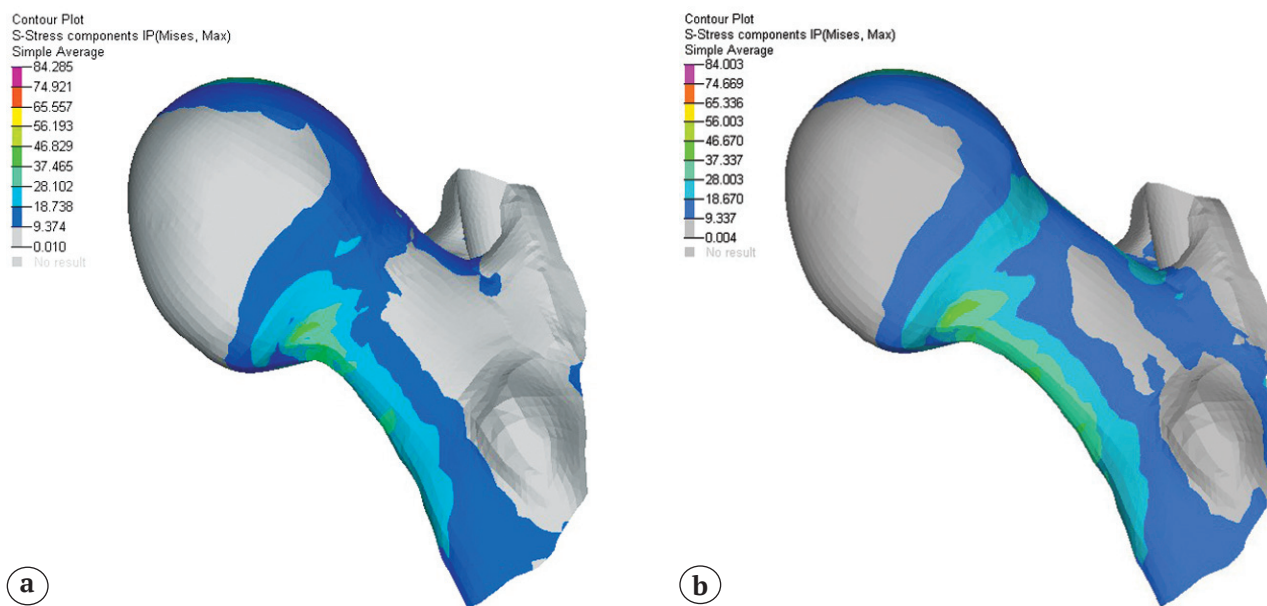


Рис. 1. Распределение максимальных напряжений по Мизесу в проксимальном отломке при длине плеча, равном 10 мм (а) и 0 мм (б)

Fig. 1. The distribution of the maximum von Mises stresses in the proximal fragment with a leverage length of 10 mm (a) and 0 mm (b)

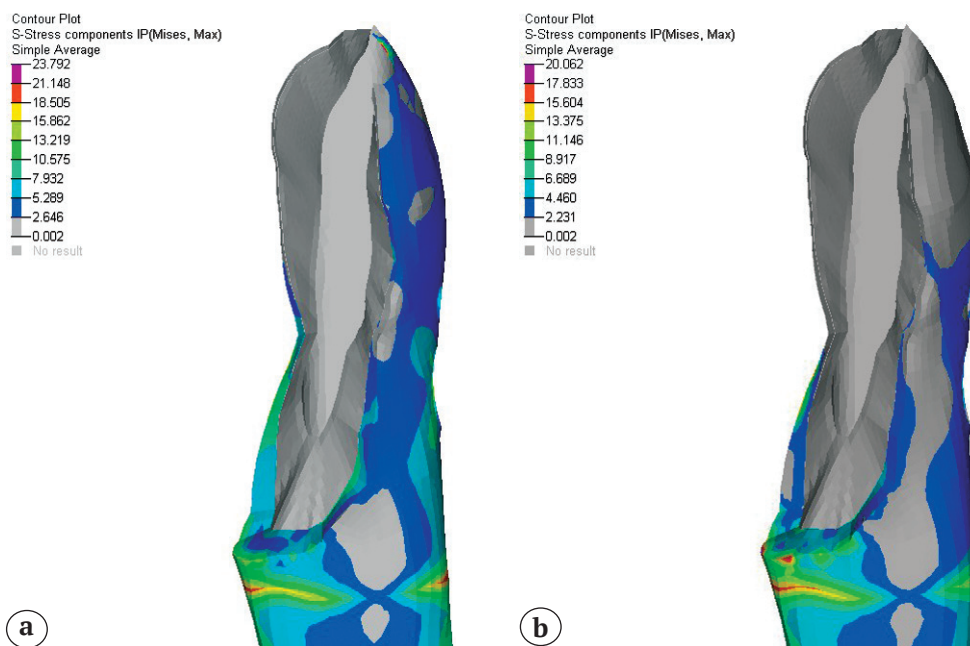


Рис. 2. Распределение максимальных напряжений по Мизесу в дистальном отломке (при длине плеча, равном 10 мм (а) и 0 мм (б))

Fig. 2. The distribution of the maximum von Mises stresses in the distal fragment with a leverage length of 10 mm (a) and 0 mm (b)

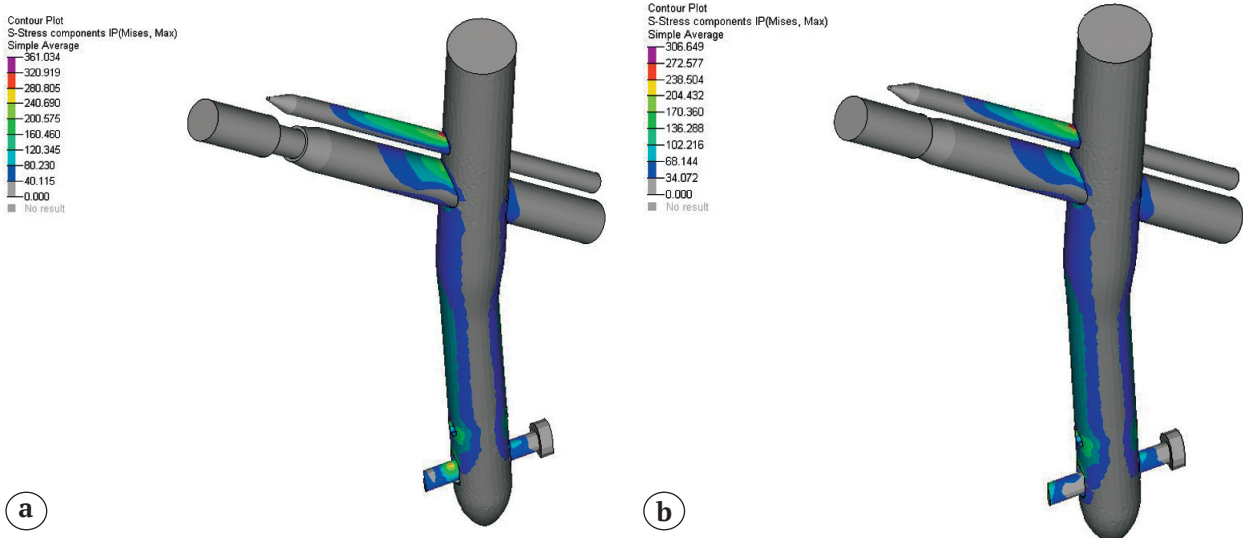


Рис. 3. Распределение максимальных напряжений по Мизесу в металлофиксаторе при длине плеча, равном 10 мм (а) и 0 мм (б)

Fig. 3. The distribution of the maximum von Mises stresses in the metal fixation device with a leverage length of 10 mm (a) and 0 mm (b)

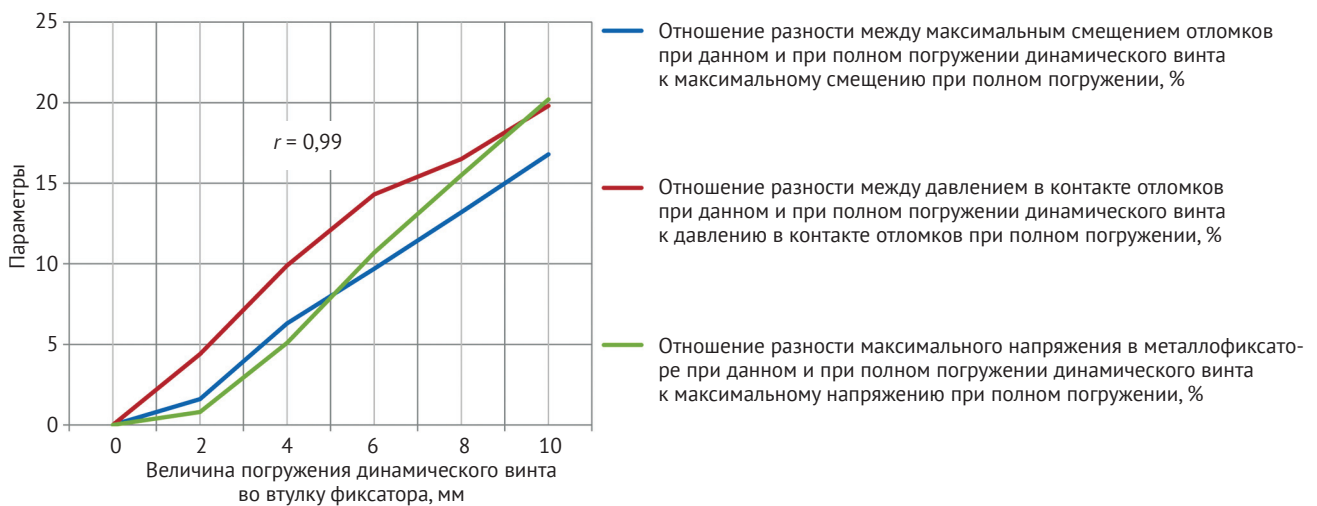


Рис. 4. Зависимость максимальной амплитуды смещения отломков, давления в контакте отломков и максимального напряжения в металлофиксаторе от величины погружения динамического винта (значение коэффициента ранговой корреляции Спирмена r для всех параметров 0,99)

Fig. 4. Ratios of the maximum amplitude of the fragment displacement, the pressure at the contact of the fragments and the maximum stress in the metal fixation device to the value at the depth of insertion of the dynamic screw (the value of the Spearman's correlation coefficient r for all parameters is 0.99)

Обсуждение

Возникновение осложнений после оперативного лечения чрезвертельных переломов бедренной кости определяется комплексом как биологических (течение процесса консолидации перелома, качество костной ткани), так и механических (тип импланта, качество репозиции, взаиморасположение фиксатора и костных отломков в момент имплантации, режим нагрузки на конечность после операции) факторов, что, в конечном итоге, влияет на геометрию приложения сил и распределение нагрузок в кости и фиксаторе. Несмотря на постоянное обсуждение в литературе проблем объяснения и прогноза развития этих осложнений, единая концепция выбора лечебной тактики у пациентов с чрезвертельными переломами так и не сформирована [10–12].

Для формирования прогноза прочности какой-либо системы можно подвергнуть соответствующим нагрузкам образец, аналогичный кости по своим свойствам (материальную модель — трупная человеческая кость, кости животных или пластмассовые модели костей). Однако во всех этих экспериментах есть существенный недостаток — они не учитывают резорбцию костной ткани и изменение взаиморасположения отломков проксимального отдела бедренной кости в процессе консолидации перелома, поскольку точно смоделировать процесс укорочения оси шейки бедренной кости на одной и той же модели практически невозможно [13–19].

Этот недостаток можно нивелировать при математическом моделировании, в частности, применения метода конечных элементов, позволяющего учитывать изменения величины и направления нагрузок в системе «кость-металлофиксатор» [14, 20]. Однако в большинстве работ, посвященных конечно-элементному моделированию систем «кость-металлофиксатор», проводится изучение их свойств после установки фиксаторов и не учитывается последующее изменение геометрии системы [21–27]. Например, в исследовании J.M. Goffin с соавторами применены сходные параметры для создания модели и её тестирования [27]. При этом получены сходные результаты распределения нагрузок и деформаций в проксимальном отделе бедренной кости и металлофиксаторе. Однако отличием этой работы от нашей является моделирование переломов с различными размерами заднемедиального фрагмента с малым вертелом, что, по мнению авторов статьи, повышало нестабильность переломов, но пространственные изменения, происходящие с переломом в процессе консолидации, в расчетах не учитывались.

Проведенное моделирование естественного процесса укорочения оси шейки бедренной кости в процессе консолидации перелома с оценкой из-

менения механических свойств системы «кость-металлофиксатор» в этих условиях показало, что уменьшение напряжения по Мизесу в зоне «кость-фиксатор» свидетельствует о снижении риска разрушения элементов этой зоны при уменьшении оффсета бедренной кости (см. табл. 3, рис. 5). Снижение давления между отломками может свидетельствовать о потенциальном самоограничении процесса укорочения, если рассматривать циклическое повышение нагрузки на зону перелома как причину ускоренной резорбции. Уменьшение амплитуды смещений отломков можно рассматривать как возможный эквивалент повышения стабильности системы «кость-металлофиксатор». Этот факт может косвенно способствовать консолидации, поскольку избыточная подвижность нарушает васкуляризацию и созревание костной ткани в зоне перелома. Выявленное уменьшение шейечно-диафизарного угла может быть связано с ускоренной резорбцией кости в зонах повышенной нагрузки в области малого вертела и дуги Адамса.

Полученные данные в целом могут свидетельствовать о теоретическом преимуществе использования динамического цефаломедуллярного остеосинтеза при чрезвертельных переломах в условиях ранней полной нагрузки. Положительный эффект этого использования заключается в обеспечении аутокомпрессии зоны перелома за счет изменения положения элементов системы, а значит и создания, несмотря на резорбцию костной ткани, постоянного контакта костных фрагментов друг с другом [5, 21].

Но при этом не следует забывать и о негативных последствиях укорочения оси шейки бедренной кости — уменьшении шейечно-диафизарного угла с формированием варусной деформации проксимального отдела бедренной кости и укорочении расстояния между осью диафиза бедренной кости и центром ротации тазобедренного сустава (оффсета бедра). Все это в совокупности может привести к нарушению биомеханики в области тазобедренного сустава, наиболее ярким проявлением чего служит развитие симптома Тренделенбурга.

Сравнительные исследования с моделями чрезвертельных переломов в условиях статической фиксации не проводились ввиду незаложенной в их конструкции возможности динамизации, которая в случае развития избыточной резорбции костной ткани носит неконтролируемый характер и является осложнением.

Таким образом, полученные в настоящем исследовании факты позволяют сделать предположение, что динамическая фиксация может снизить частоту осложнений при лечении чрезвертельных переломов бедренной кости у пожилых пациентов, которым трудно соблюдать ортопедический режим в силу различных причин (снижение интел-

лекта, саркопения и др.). Это приводит к повышенным нагрузкам на зону перелома и увеличению степени укорочения оси шейки бедренной кости, однако для подтверждения этого факта требуются клинические исследования.

Математическое моделирование динамики взаиморасположения элементов системы «кость-металлофиксатор» в условиях динамического остеосинтеза показало возможность снижения максимальной амплитуды смещения отломков и уменьшения давления между ними, снижения напряжения в элементах фиксатора при уменьшении офсета бедренной кости. Этот факт можно рассматривать в качестве эквивалента увеличения стабильности цефаломедуллярной системы и создания благоприятных условий для консолидации перелома в условиях циклической нагрузки весом тела.

Конфликт интересов: не заявлен.

Источник финансирования: исследование проведено без спонсорской поддержки.

Литература [References]

- Dyer S.M., Crotty M., Fairhall N., Magaziner J., Beaupre L.A., Cameron I.D., Sherrington C. A critical review of the long-term disability outcomes following hip fracture. *BMC Geriatr.* 2016;2(16):158. DOI: 10.1186/s12877-016-0332-0.
- World Health Organization: WHO Global report on falls Prevention in older Age. 2007. Available from: <https://extranet.who.int/agefriendlyworld/wp-content/uploads/2014/06/WHO-Global-report-on-falls-prevention-in-older-age.pdf>.
- Bonnaire F., Weber A., Bösl O., Eckhardt C., Schwieger K., Linke B. [«Cutting out» in pertrochanteric fractures – problem of osteoporosis?] *Unfallchirurg.* 2007;110(5):425-432. (In German). DOI: 10.1007/s00113-007-1248-0.
- Windolf J., Hollander D.A., Hakimi M., Linhart W. Pitfalls and complications in the use of the proximal femoral nail. *Langenbecks Arch Surg.* 2005;390(1):59-65. DOI: 10.1007/s00423-004-0466-y.
- Kawatani Y., Nishida K., Anraku Y., Kunitake K., Tsutsumi Y. Clinical results of trochanteric fractures treated with the TARGON® proximal femur intramedullary nailing fixation system. *Injury.* 2011;42(4):22-27. DOI: 10.1016/S0020-1383(11)70008-0.
- Muller M.E., Allgower M., Schneider R., Willenegger H. Manual of Internal Fixation. Techniques Recommended by the AO Group, Ed. 3. New-York: Springer, 1991. 282-299.
- Evans E.M. The treatment of trochanteric fractures of the femur. *J Bone Joint Surg Br.* 1949;31(2):190-203.
- Anez-Bustillos L., Derikx L.C., Verdonschot N., Calderon N., Zurakowski D., Snyder B.D. et al. Finite element analysis and CT-based structural rigidity analysis to assess failure load in bones with simulated lytic defects. *Bone.* 2014;58:160-167. DOI: 10.1016/j.bone.2013.10.009.
- Noor S., Pridham C., Fawcett T., Barclay M., Feng Y.T., Hassan O., Pallister I. Finite element analysis modelling of proximal femoral fractures, including post-fixation periprosthetic fractures. *Injury.* 2013;44(6):791-795. DOI: 10.1016/j.injury.2012.10.023.
- Goffin J.M., Pankaj P., Simpson A.H. Are plasticity models required to predict relative risk of lag screw cut-out in finite element models of trochanteric fracture fixation? *J Biomech.* 2014;47(1):323-328. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2013.09.014.
- Ali A.A., Cristofolini L., Schileo E., Hu H., Taddei F., Kim R.H. et al. Specimen-specific modeling of hip fracture pattern and repair. *J Biomech.* 2014;47(2):536-543. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2013.10.033.
- Eberle S., Gerber C., von Oldenburg G., Hungerer S., Augat P. Type of hip fracture determines load share in intramedullary osteosynthesis. *Clin Orthop Relat Res.* 2009;467(8):1972-1980. DOI: 10.1007/s11999-009-0800-3.
- Hambli R., Allaoui S. A robust 3D finite element simulation of human proximal femur progressive fracture under stance load with experimental validation. *Ann Biomed Eng.* 2013;41(12):2515-2527. DOI: 10.1007/s10439-013-0864-9.
- Helwig P., Faust G., Hindenlang U., Kröplin B., Eingartner C. Finite element analysis of a bone-implant system with the proximal femur nail. *Technol Health Care.* 2006;14(4-5):411-419. DOI: 10.1016/S0021-9290(06)84862-1.
- Koivumäki J.E., Thevenot J., Pulkkinen P., Kuhn V., Link T.M., Eckstein F., Jämsä T. CT-based finite element models can be used to estimate experimentally measured failure loads in the proximal femur. *Bone.* 2012;50(4):824-829. DOI: 10.1016/j.bone.2012.01.012.
- Hambli R. A quasi-brittle continuum damage finite element model of the human proximal femur based on element deletion. *Med Biol Eng Comput.* 2013;51(1-2):219-31. DOI: 10.1007/s11517-012-0986-5.
- 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). Режим доступа: <https://science-education.ru/ru/article/view?id=6905>.
- Verhovod A.Yu., Ivanov D.V. [Use of the final elements method for comparative evaluation of stability of the fragmental tibia fractures osteosynthesis by interlocking intramedullary nails and external fixator]. *Sovremennye problemy nauki i obrazovaniya* [Modern Problems of Science and Education]. 2012;(4). (In Russ.). Available from: <https://science-education.ru/ru/article/view?id=6905>.
- Канзюба А.И., Филиппенко В.А. Конечно-элементное моделирование остеосинтеза при переломах вертлужной впадины. *Травма.* 2003;4(4):417-423.
- Kanzuba A.I., Filippenko V.A. [Final element analysis of osteosynthesis in acetabular fractures]. *Trauma* [Trauma]. 2003;4(4):417-423. (In Russ.).
- Aspenberg P., Sandberg O. Distal radial fractures heal by direct woven bone formation. *Acta Orthop.* 2013; 84(3):297-300. DOI: 10.3109/17453674.2013.792769.
- van den Munckhof S., Zadpoor A.A. How accurately can we predict the fracture load of the proximal femur using finite element models? *ClinBiomech (Bristol, Avon).* 2014; 29(4):373-380. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2013.12.018.
- Mahaisavariya B., Chantapanich N., Riansuwan K., Sitthiseripatip K. Prevention of excessive medialisation of trochanteric fracture by a buttress screw: a novel method and finite element analysis. *J Med Assoc Thai.* 2014;97(Suppl 9):127-132.

22. Shih K.S., Hsu C.C., Hsu T.P. A biomechanical investigation of the effects of static fixation and dynamization after interlocking femoral nailing: a finite element study. *J Trauma Acute Care Surg.* 2012;72(2): 46-53. DOI: 10.1097/TA.0b013e3182244027.
23. Ковалевская Д.В., Боблак О.Н., Яблоков С.В., Стрельченко Е.А., Овчинников И.А. Компьютерные технологии для биомеханического анализа остеосинтеза переломов проксимального отдела бедра. *Известия ЮФУ.* 2009;(9):98-102.
Kovalevskaya D.V., Boblak O.N., Yablokov S.V., Strelchenko E.A., Ovchinnikov I.A. [Computer technology for biomechanical analysis of proximal femur fractures' osteosynthesis]. *Izvestiya YUFU* [Proceedings of the South Federal University]. 2009;(9):98-102.
24. Helwig P., Faust G., Hindenlang U., Hirschmuller A., Konstantinidis L., Bahrs C. et al. Finite element analysis of four different implants inserted in different positions to stabilize an idealized trochanteric femoral fracture. *Injury.* 2009;40(3):288-295. DOI: 10.1016/j.injury.2008.08.016.
25. Papini M., Zdero R., Schemitsch E.H., Zalzal P. The biomechanics of human femurs in axial and torsional loading: comparison of finite element analysis, human cadaveric femurs, and synthetic femurs. *J Biomech Eng.* 2007;129(1):12-19. DOI: 10.1115/1.2401178.
26. Bowman K.F., Jr., Fox J., Sekiya J.K. A clinically relevant review of hip biomechanics. *Arthroscopy.* 2010;26(8): 1118-1129. DOI: 10.1016/j.arthro.2010.01.027.
27. Goffin J.M., Pankaj P., Simpson A.H. A computational study on the effect of fracture intrusion distance in three- and four-part trochanteric fractures treated with Gamma nail and sliding hip screw. *J Orthop Res.* 2014;32(1):39-45. DOI: 10.1002/jor.22469.

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ:

Дубров Вадим Эрикович — д-р мед. наук, профессор, заведующий кафедрой общей и специализированной хирургии факультета фундаментальной медицины, ФГБОУ ВО «Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова», Москва

Щербakov Иван Михайлович — аспирант кафедры общей и специализированной хирургии факультета фундаментальной медицины, ФГБОУ ВО «Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова», Москва

Сапрыкина Ксения Андреевна — аспирант кафедры общей и специализированной хирургии факультета фундаментальной медицины, ФГБОУ ВО «Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова», Москва

Кузькин Иван Анатольевич — ведущий инженер ООО «Хекса», Москва

Зюзин Дмитрий Александрович — аспирант кафедры общей и специализированной хирургии факультета фундаментальной медицины, ФГБОУ ВО «Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова», Москва

Яшин Дмитрий Владимирович — ординатор кафедры общей и специализированной хирургии факультета фундаментальной медицины, ФГБОУ ВО «Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова», Москва

INFORMATION ABOUT AUTHORS:

Vadim E. Dubrov — Dr. Sci. (Med.), professor, chairman, Department of General and Specialized Surgery, School of Medicine, Lomonosov Moscow State University, Moscow, Russian Federation

Ivan M. Shcherbakov — PhD student, Department of General and Specialized Surgery, School of Medicine, Lomonosov Moscow State University, Moscow, Russian Federation

Kseniya A. Saprykina — PhD student, Department of General and Specialized Surgery, School of Medicine, Lomonosov Moscow State University, Moscow, Russian Federation

Ivan A. Kuz'kin — principal engineer, «Hexa» Company, Moscow, Russian Federation

Dmitrii A. Zyuzin — PhD student, Department of General and Specialized Surgery, School of Medicine, Lomonosov Moscow State University, Moscow, Russian Federation

Dmitrii V. Yashin — resident, Department of General and Specialized Surgery, School of Medicine, Lomonosov Moscow State University, Moscow, Russian Federation