
Вопросы общей патологии

УДК 617.58-001-089+614.2-082

ОСОБЕННОСТИ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ УЧАСТКОВ УПРУГОЙ ДЕФОРМАЦИИ В ОБЛАСТИ ПРОКСИМАЛЬНОГО ОТДЕЛА БЕДРА И ХИРУРГИЧЕСКОЕ ПРЕДУПРЕЖДЕНИЕ НИЗКОЭНЕРГЕТИЧЕСКИХ ПЕРЕЛОМОВ В ЭКСПЕРИМЕНТЕ

А. Л. Матвеев^{1*}, кандидат медицинских наук,
В. Э. Дубров², доктор медицинских наук,
Б. Ш. Минасов³, доктор медицинских наук,
Т. Б. Минасов³, кандидат медицинских наук,
А. В. Нехожин⁴

¹ ГБУЗ СО «Новокуйбышевская центральная городская больница», 446200, Россия, Самарская обл., г. Новокуйбышевск, ул. Пирогова, д. 1

² ГУНУ «Факультет фундаментальной медицины Московского государственного университета имени М. В. Ломоносова», 119192, Россия, г. Москва, Ломоносовский просп., д. 31, корп. 5

³ ФГБОУ ВО «Башкирский государственный медицинский университет» Минздрава России, 450000, Приволжский федеральный округ, Республика Башкортостан, г. Уфа, ул. Ленина, д. 3

⁴ ФГБОУ ВО «Самарский государственный технический университет», 443100, Россия, г. Самара, ул. Молодогвардейская, д. 244

РЕЗЮМЕ

Цель исследования – изучить в эксперименте особенности распределения участков упругой деформации при нагрузках в области ПОБК, приводящих к перелому; оценить прочность ПОБК при профилактическом армировании с использованием оригинальных конструкций имплантатов.

Материал и методы. Проведено математическое моделирование с использованием модели ПОБК. Параметры кортикального и губчатого слоев кости оценивались методом лазерного сканирования. В кость были виртуально введены оригинальные запатентованные конструкции имплантатов в 8 различных вариантах. Осуществлены стендовые испытания 4 вариантов армирования (спица, винт-штопор, три спицы, винт-штопор + спица) на 27 образцах трупных костей и искусственных бедренных костей до полного разрушения системы.

Результаты. Путем математического моделирования установлено, что при нагрузке в краниальной и каудальной частях шейки бедренной кости напряжение возрастает, что и обуславливает перелом в критических точках. При этом линия перелома имеет направление от периферии вовнутрь, где возникает максимальное напряжение. Результаты стендовых испытаний свидетельствуют о том, что при вертикальной нагрузке на головку вдоль оси диафиза бедренной кости прочность армированной шейки увеличивалась на 22,7–72,6%, а при горизонтальной – на 27–93% в зависимости от комбинации вводимых имплантатов.

Выводы. Имплантаты при армировании ПОБК должны быть расположены ближе к кортикальному слою и дальше от центральной оси шейки бедренной кости: при этом напряжение внешней деформирующей нагрузки частично перераспределяется в элемент армирования. Все изученные варианты армирования увеличивают прочность системы кость – имплантат как при вертикальной, так и при горизонтальной нагрузке; причем лучший эффект продемонстрировали системы с наибольшей площадью контакта (винт-штопор).

Ключевые слова: проксимальный отдел бедренной кости, профилактическое армирование, имплантаты, математическое моделирование.

* Ответственный за переписку (corresponding author): mal57@rambler.ru

Лечение и профилактика повреждений проксимального отдела бедренной кости (ПОБК) у пожилых больных остается до конца не решенной проблемой отечественной травматологии ввиду нарастающего числа пациентов с данной патологией, нуждающихся в продолжительной реабили-

тации, а также отсутствия единой концепции лечения [4, 5, 10].

Частота переломов ПОБК составляет 60–65% всех переломов нижней конечности, из них 35–40% – это вертельные переломы [9, 13]. Перело-

мы ПОВК у пожилых лиц ведут к гипостатическим функциональным нарушениям, «обвальному» синдрому декомпенсации состояния и высокой летальности (41–67%) [5, 7, 9, 12]. Перелом ПОВК удваивает риск контралатерального вертельного перелома [13, 22]. В России ежегодно такую травму получают 100–150 человек на 100 тыс. населения. К сожалению, выявлена тенденция к росту частоты переломов этой локализации. Так, в Самарской области за 2006–2012 гг. она увеличилась со 104 до 270 случаев на 100 тыс. чел., в Республике Саха (Якутии) за 1995–2010 гг. – со 102,4 до 309,9 [3, 4]. Потенциальный риск остеопоротических переломов в России имеется примерно у 34 млн чел., в США – у 44 млн чел. Согласно прогнозу Международного фонда остеопороза, во всем мире более 2 млн чел. в год получают травмы, сопровождающиеся переломом ПОВК, а к 2050 г. ожидается увеличение частоты травм до 6 млн 260 тыс. в год [11, 13].

Переломы ПОВК относятся к патологическим переломам, так как являются следствием структурной несостоятельности кости при остеопорозе и – значительно реже – опухолях, сопровождающихся дистрофическими и диспластическими процессами в костях [2, 21, 24]. Виртуальная силовая нагрузка интактной кости, при которой происходит ее разрушение, у здорового взрослого человека соответствует усредненной реальной нагрузке $F = 7800$ Н [6], а у пожилых лиц, страдающих остеопорозом, – 2100–3500 Н [21]. Причиной переломов ПОВК у лиц пожилого возраста, как правило, является удар в область большого вертела вследствие падения с высоты собственного роста [23]. Математическое моделирование с лазерным сканированием переломов на модели ПОВК, состоящей из кортикального и губчатого слоев, позволило доказать, что разрушение ПОВК при нагрузках начинается в определенных участках упругой деформации – точках, в которых, при одинаковом уровне напряжения, растяжение является более опасным, чем сжатие [1, 20, 21].

Попытки уменьшить вероятность перелома с помощью медикаментозной терапии, ЛФК, использования подушек-амортизаторов в области большого вертела, пассивно поглощающих энергию удара, и специальных напольных покрытий, поглощающих энергию падений, не позволили до настоящего времени решить эту проблему [4]. Внедрение в клиническую практику методики профилактического армирования ПОВК при различных дегенеративно-дистрофических процессах может привести к повышению прочности системы кость – имплантат, что, вероятно, снизит частоту таких переломов при низкоэнергетической травме.

Цель исследования – изучить в эксперименте особенности распределения участков упругой деформации при нагрузках в области ПОВК, приводящих к перелому; оценить прочность ПОВК при профилактическом армировании с использованием оригинальных конструкций имплантатов.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

На кафедре прикладной математики и вычислительной техники Самарского государственного технического университета для изучения распределения участков упругой деформации в области ПОВК при нагрузках, влияющих на прочностные характеристики системы кость – имплантат, проведено математическое моделирование с использованием модели ПОВК, состоящей из кортикального и губчатого слоев, параметры которых были оценены путем лазерного сканирования (рис. 1, а). Исследование напряжения проводили путем виртуального приложения силы F на головку бедренной кости в точках А и В, в которых начинается разрушение кости, предполагая, что введение имплантатов ближе к этим точкам позволит увеличить показатель напряжения и, как следствие, повысить прочность системы кость – имплантат. Максимальное значение компоненты напряжения было обнаружено на оси σ_z (рис. 1, б).

Благодаря вспомогательному программному комплексу в кость были виртуально введены имплантаты, как по отдельности, так и в различных сочетаниях.

Оригинальные конструкции имплантатов и способ хирургической профилактики патологических

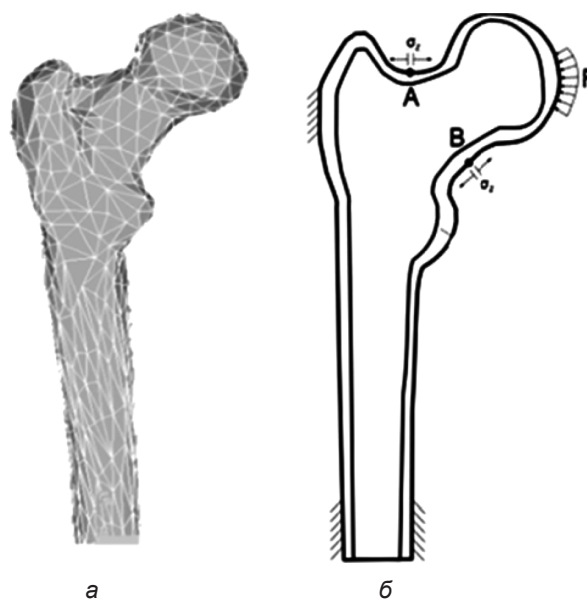


Рис. 1. Геометрия кости: а – математическая модель, б – схема приложения сил

переломов ПОБК с их помощью были нами разработаны в 2008 г. [8]. Бификсирующая спица [17] представляет собой спицу с двойной проточкой разного диаметра и двумя участками резьбы на ней с одинаковым шагом для фиксации ее в головке бедренной кости и наружном кортикальном слое ПОБК в точке введения. Армирование предполагает использование одной-трех спиц. Для предотвращения миграции имплантата конец спицы загибают и скусывают (рис. 2, а). Позднее описанный имплантат был модернизирован с учетом некоторых недостатков. Бификсирующий винт-спица [15] с головкой под гексагональный торцевой ключ обнаружил ряд преимуществ: после завершения введения имплантата его наружный конец не травмирует мягкие ткани и остается в них, что облегчает, при необходимости, его удаление (рис. 2, б). Шнековый винт [14] имеет центральный вал и спирально закрученную резьбовую часть, которая заканчивается головкой со шлицем под гексагональную отвертку (рис. 2, в). Винт-штопор [16] представляет собой трехмилли-

метровую спицу из упругого пружинящего металла, закрученную в виде спирали, со сферической головкой и шлицем под гексагональную отвертку (рис. 2, а). Телескопический винт-штопор [12] имеет рабочую часть в виде спирали, удлиненную шейку под телескопическую трубку-направитель и диафизарную пластину с отверстиями под монокортикальные винты (рис. 2, д). Изоэластический имплантат [19] состоит из изогнутых спиц из упругого пружинящего металла, трубчатых направителей и диафизарной пластины с отверстиями под монокортикальные винты (рис. 2, е). Разработанные конструкции оригинальных имплантатов имеют малые размеры, обеспечивают минимальную потерю костной массы при введении в кость, сохраняют физиологическую способность ПОБК к амортизации при нагрузках и после введения имплантата. При математическом моделировании использовали 8 вариантов армирования (рис. 3).

С целью изучения прочности ПОБК до и после ее армирования оригинальными имплантатами были проведены стендовые испытания на ка-

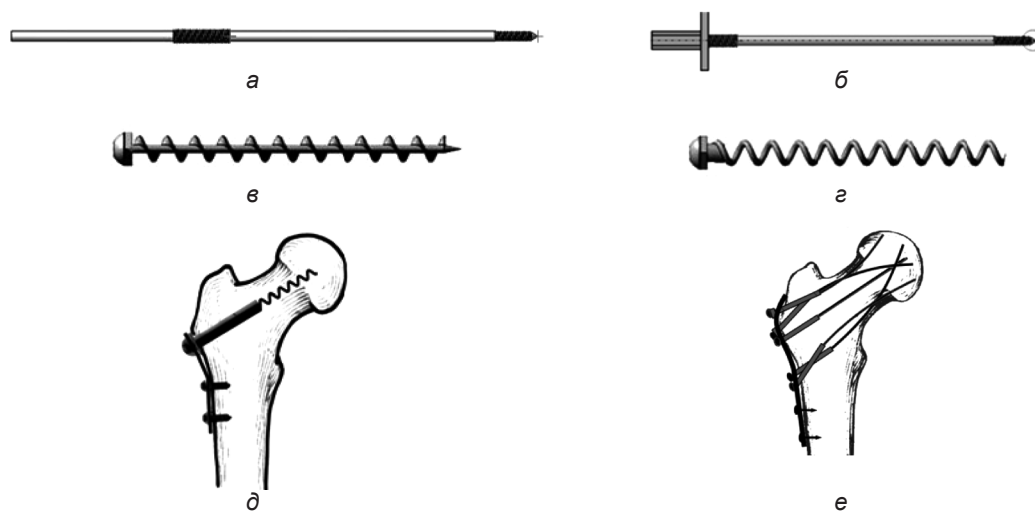


Рис. 2. Имплантаты для армирования: а – бификсирующая спица, б – бификсирующий винт-спица, в – шнековый винт, г – винт-штопор, д – телескопический винт-штопор, е – изоэластический имплантат

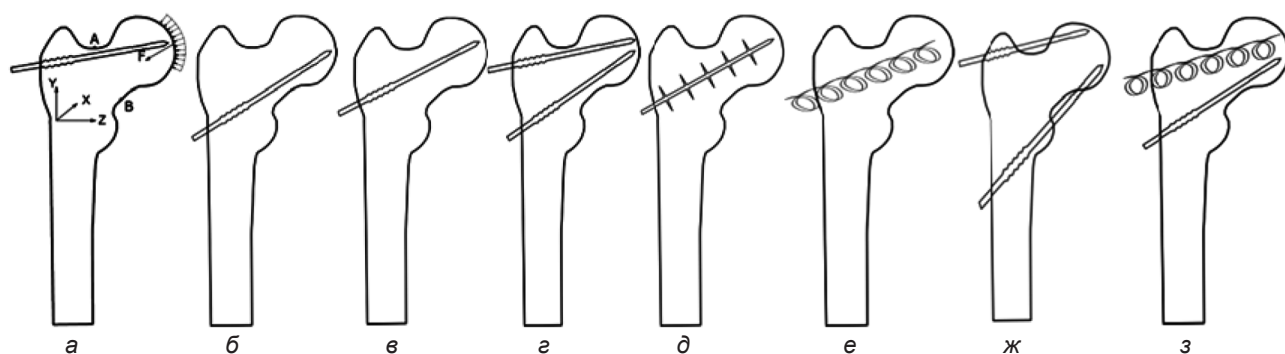


Рис. 3. Расположение имплантатов в шейке бедра: а – спица сверху, б – спица снизу, в – спица вдоль оси, г – спица + спица, д – шнековый винт, е – винт-штопор, ж – спица + спица (вне шейки), з – винт-штопор + спица

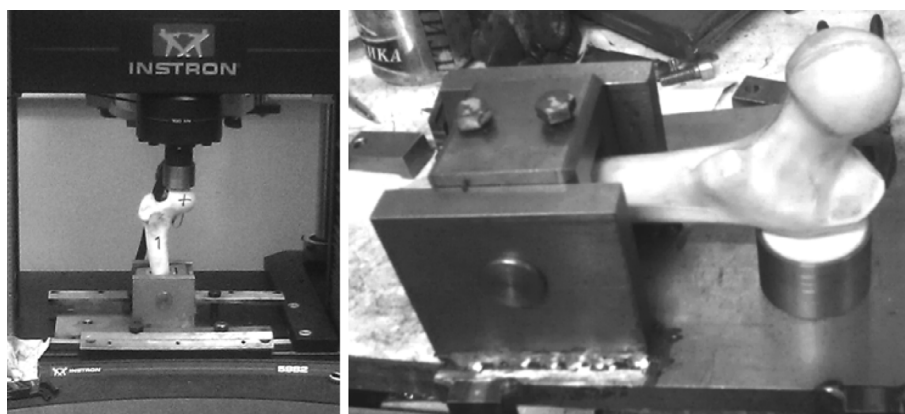


Рис. 4. Дозированная нагрузка на универсальном динамометре INSTRON 5982

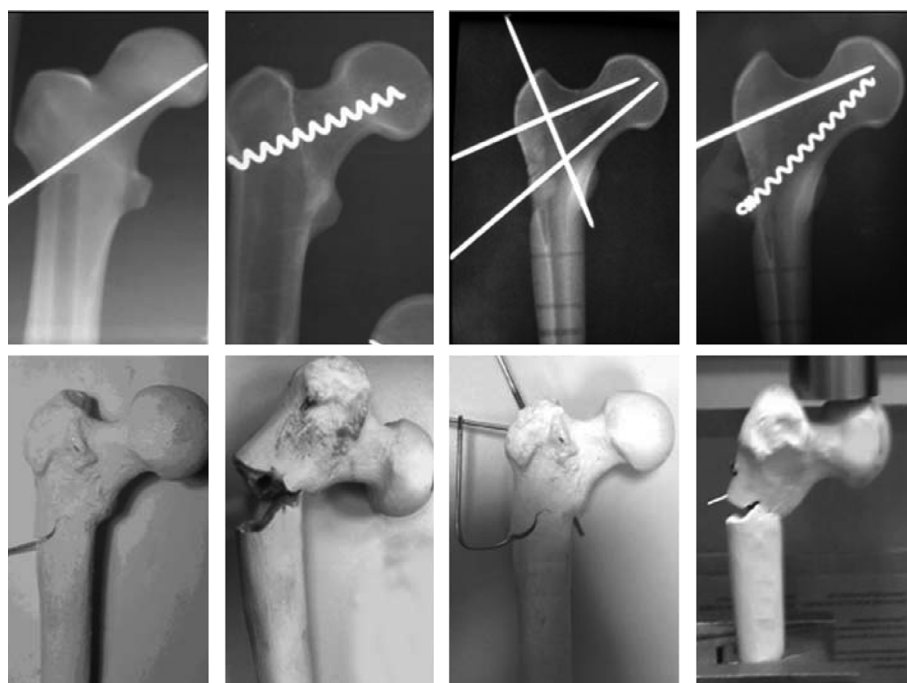


Рис. 5. Дозированная вертикальная нагрузка вдоль оси диафиза бедренной кости

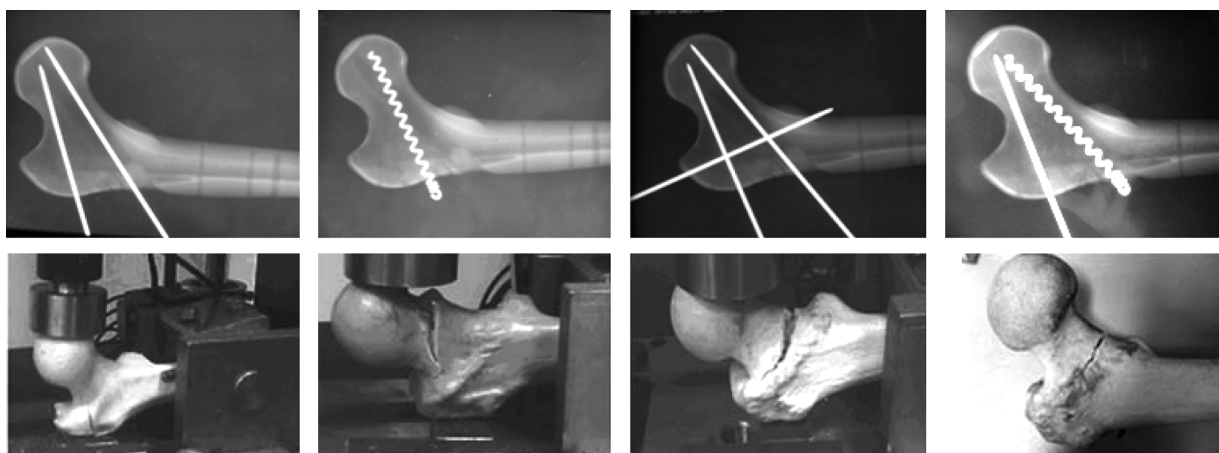


Рис. 6. Результаты дозированной горизонтальной нагрузки на большой вертел бедренной кости

федре травматологии и ортопедии Башкирского государственного медицинского университета. Использованы 4 варианта армирования (рис. 4, 5). Для сравнения использованы 5 образцов intactной кости, которые также подвергали дозированной нагрузке до возникновения перелома. Имплантаты вводили вдоль оси шейки бедренной кости ближе к краниальному и каудальному краю кортикального слоя под углом 127–130° к оси диафиза бедренной кости.

Дозированной нагрузке подвергали 27 образцов трупных и искусственных бедренных костей на универсальном динамометре INSTRON 5982 до полного разрушения системы с силой, направленной на головку бедренной кости вдоль оси диафиза или перпендикулярно оси диафиза бедренной кости с силой, направленной на область большого вертела (рис. 4).

Исследуемые образцы с различными имплантатами и комбинациями их введения при вертикальной нагрузке вдоль оси диафиза на головку бедренной кости были доведены до перелома (рис. 5).

Проведены стендовые испытания по деформации системы кость – имплантат вследствие давления на головку бедренной кости при горизонтальном положении диафизарной части бедренной кости –

имитация падения на область большого вертела (рис. 6).

Для статистической обработки выбраны серийный критерий Вальда – Вольфовица, критерий Розенбаума, парный критерий Вилкоксона и точный метод Фишера. Различия считались статистически значимыми при $p \leq 0,05$.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Как показывают результаты математического моделирования, при нагрузке напряжение вдоль центральной оси шейки практически стремится к нулю. В краниальной и каудальной частях шейки бедренной кости напряжение возрастает, что и обуславливает перелом в критических точках (А, В). При этом линия перелома имеет направление от периферии вовнутрь, где возникает максимальное напряжение. Оригинальные имплантаты при армировании ПОБК должны быть расположены ближе к кортикальному слою и дальше от центральной оси шейки бедренной кости. При этом напряжение увеличивается в наиболее опасных местах костной ткани за счет частичного перераспределения внешней деформирующей нагрузки в элемент армирования на 11,6–12,1% (табл. 1).

Таблица 1. Значение величин напряжения в областях сжатия и растяжения в критических точках σ_z шейки бедренной кости

Имплантат	Точка А (краниальная)		Точка В (каудальная)	
	σ_z , Па	$\Delta\sigma_z$, %	σ_z , Па	$\Delta\sigma_z$, %
Intactная кость	$1,64 \times 10^8$	–	$6,57 \times 10^7$	–
Спица сверху	$1,49 \times 10^8$	10,1	$6,39 \times 10^7$	2,8
Спица внизу	$1,66 \times 10^8$	-1,2	$6,10 \times 10^7$	7,7
Спица вдоль оси	$1,60 \times 10^8$	2,5	$6,49 \times 10^7$	1,2
Спица + спица	$1,47 \times 10^8$	11,6	$5,86 \times 10^7$	12,1
Шнековый винт	$1,64 \times 10^8$	0,0	$6,47 \times 10^7$	1,5
Винт-штопор	$1,66 \times 10^8$	-1,2	$6,32 \times 10^7$	4,0
Спица + спица (вне шейки)	$0,91 \times 10^8$	80,2	$2,90 \times 10^7$	126,6
Винт-штопор + спица	$1,69 \times 10^8$	-3,2	$5,96 \times 10^7$	10,2

Таблица 2. Испытания при вертикальной нагрузке на головку по оси бедренной кости

Системы	Кол-во опытных образцов	Максимальная нагрузка, кг	Продолжительность пластической деформации, с	Время структурной деформации, с	Увеличение прочности до разрушения кости, %
Intactная кость	5	$137,2 \pm 15,0$	346 ± 5	361 ± 5	–
Спица	6	$168,4 \pm 15,0^*$	$362 \pm 5^*$	$386 \pm 5^*$	+22,7
Три спицы	8	$192,7 \pm 15,0^*$	$391 \pm 5^*$	$463 \pm 5^*$	+40,1
Винт-штопор	7	$214,1 \pm 15,0^*$	$198 \pm 5^*$	$561 \pm 5^*$	+56,1
Винт-штопор + спица	6	$236,8 \pm 15,0^*$	$243 \pm 5^*$	$532 \pm 5^*$	+72,6

Примечание. * – различия с группой сравнения статистически значимы ($p \leq 0,05$).

Таблица 3. Испытания при горизонтальной нагрузке на большой вертел бедренной кости

Системы	Кол-во опытных образцов	Максимальная нагрузка, кг	Продолжительность пластической деформации, с	Время структурной деформации, с	Увеличение прочности до разрушения кости, %
Интактная кость	5	221,3 ± 15,0	231 ± 5	331 ± 5	–
Спица	6	282,8 ± 15,0*	336 ± 5*	385 ± 5*	+27,9
Три спицы	8	337,2 ± 15,0*	359 ± 5*	410 ± 5*	+52,6
Винт-штопор	7	345,5 ± 15,0*	361 ± 5*	390 ± 5*	+56,1
Винт-штопор + спица	6	428,6 ± 15,0*	361 ± 5*	338 ± 5*	+93,0

Примечание. * – различия с группой сравнения статистически значимы ($p \leq 0,05$).

Результаты стендовых испытаний свидетельствуют о преимуществах армирующих систем с использованием винтов либо систем винт-штопор + спица. Разрушение кости в зоне растяжения происходит монотонно, не приводя к дальнейшему смещению отломков. При вертикальной нагрузке на головку вдоль оси диафиза бедренной кости прочность армированной шейки увеличивалась на 22,7–72,6% в зависимости от комбинации вводимых имплантатов (табл. 2).

При горизонтальной нагрузке (имитация падения на область большого вертела) результаты испытаний устойчивости армированных систем вследствие давления на головку бедренной кости с упором на большой вертел продемонстрировали преимущества систем с наибольшей площадью контакта (винт-штопор + спица), при этом отмечено увеличение сопротивляемости нагрузкам на 27–93% в зависимости от комбинации вводимых имплантатов (табл. 3).

ВЫВОДЫ

Результаты математического моделирования свидетельствуют о том, что имплантаты при армировании ПОБК должны быть расположены ближе к кортикальному слою и дальше от центральной оси шейки бедренной кости: при этом напряжение внешней деформирующей нагрузки частично перераспределяется в элемент армирования.

Все изученные варианты армирования увеличивают прочность системы кость – имплантат как при вертикальной нагрузке с компрессией на головку бедренной кости по оси диафиза, так и перпендикулярно оси диафиза на область большого вертела бедренной кости на 22,7–93,0%, причем лучший эффект продемонстрировали системы с наибольшей площадью контакта (винт-штопор).

ЛИТЕРАТУРА

1. Влияние модуля упругости губчатой и кортикальной кости на напряженное состояние в области пластинчатого имплантата при окклюзионной нагрузке / Г. И. Рогожников [и др.] // Российский журн. биомеханики. – 2004. – Т. 1, № 8. – С. 54–60.
2. Зоря, В. И. Патологические переломы костей конечностей метастатического происхождения / В. И. Зоря, Ю. С. Злобина // Травматология и ортопедия России. – 2008. – № 1(47). – С. 27–34.
3. Комиссаров, А. Н. Патоморфоз переломов проксимального отдела бедренной кости, связанных с остеопорозом за период наблюдения 1995–2012 гг. / А. Н. Комиссаров, Г. А. Пальшин // Материалы II Съезда травматологов-ортопедов Дальневосточного федерального округа, посвященного 60-летию травматологической службы Республики Саха (Якутия) «Травматология, ортопедия Севера и Дальнего востока: высокие технологии и инновации». – Якутск, 2012. – С. 129–130.
4. Котельников, Г. П. Оценка эффективности комплекса мероприятий для профилактики переломов – маркеров остеопороза у женщин пожилого возраста / Г. П. Котельников, С. В. Булгакова, И. А. Шафиева // Материалы V Конференции с международным участием «Проблема остеопороза в травматологии и ортопедии». – М.: ЦНИИТО им. Н. Н. Приорова, 2012. – С. 72–73.
5. Лазарев, А. Ф. Оперативное лечение переломов проксимального отдела бедренной кости / А. Ф. Лазарев, Э. И. Солод // Материалы VIII Съезда травматологов-ортопедов Узбекистана «Актуальные вопросы травматологии и ортопедии». – Ташкент, 2012. – С. 153–154.
6. Механические системы кость-имплантат в условиях профилактического армирования проксимального отдела бедра с использованием наноструктурированных материалов / Б. Ш. Минасов [и др.] // Материалы V Конференции с международным участием «Проблема остеопороза в травматологии и ортопедии». – М.: ЦНИИТО им. Н. Н. Приорова, 2012. – С. 79–80.
7. Миронов, С. П. Организационные аспекты проблемы остеопороза в травматологии и ортопедии /

- С. П. Миронов // Материалы V Конференции с международным участием «Проблема остеопороза в травматологии и ортопедии». – М. : ЦНИИТО им. Н. Н. Приорова, 2012. – С. 1–2.
8. Оперативный способ профилактики переломов шейки бедренной кости : пат. 2316280 Рос. Федерация : МПК⁷ А61В 17/56 / Матвеев А. Л. ; заявитель и патентообладатель Матвеев А. Л. – № 2006114271/14 ; заявл. 26.04.2006 ; опубл. 10.02.2008, Бюл. № 4. – 4 с.
 9. Опыт лечения больных с переломами проксимального отдела бедренной кости / Н. В. Загородний [и др.] // Актуальные вопросы практической медицины : сб. науч. тр. к 60-летию ГКБ № 13. – М. : РГМУ, 2000. – С. 363–365.
 10. Особенности в подходах к лечению травмы проксимального отдела бедра в специализированной клинике / И. Ф. Ахтямов [и др.] // Научно-практическая конференция травматологов-ортопедов с международным участием, посвященная 50-летию клиники травматологии и ортопедии МОНИКИ им. М. Ф. Владимирского : матер. конф. – М., 2012. – С. 12–14.
 11. Остеопороз. Диагностика, профилактика и лечение : клинические рекомендации / под ред. О. М. Лесняк, Л. И. Беневоленской. – М. : ГЭОТАР-Медиа, 2012. – 269 с.
 12. Поворотознож, В. В. Показатели рентгенденситометрии у женщин в постменопаузальном периоде с остеопоротическими переломами / В. В. Поворотознож, Т. Р. Мешталер, Р. Т. Мешталер // Материалы V Конференции с международным участием «Проблема остеопороза в травматологии и ортопедии». – М. : ЦНИИТО им. Н. Н. Приорова, 2012. – С. 40–41.
 13. Родионова, С. С. Комбинированное лечение переломов шейки бедренной кости на фоне остеопороза / С. С. Родионова, А. Ф. Колондаев, А. Ф. Соллод // Русский медицинский журн. – 2004. – Т. 12, № 24. – С. 117–122.
 14. Устройство для армирования биологического композитного материала и превентивной профилактики переломов шейки бедренной кости : пат. 91845 Рос. Федерация : МПК⁷ А61В 17/74 / Матвеев А. Л. ; заявитель и патентообладатель Матвеев А. Л. – № 2009144053/22 ; заявл. 27.11.2009 ; опубл. 10.03.2010, Бюл. № 7. – 4 с.
 15. Устройство для армирования кости и профилактики переломов ее при остеопорозе : пат. 121725 Рос. Федерация : МПК⁷ А61В 17/56 / Матвеев А. Л., Нехожин А. В., Минасов Т. Б., Фролов А. В. ; заявитель и патентообладатель Матвеев А. Л. – № 2012113218/14 ; заявл. 04.04.2012 ; опубл. 10.11.2012, Бюл. № 31. – 5 с.
 16. Устройство для армирования шейки бедренной кости и превентивной профилактики переломов : пат. 98901 Рос. Федерация : МПК⁷ А61В 17/74 / Матвеев А. Л., Нехожин А. В. ; заявители и патентообладатели Матвеев А. Л., Нехожин А. В. – № 2010123245/14 ; заявл. 07.06.2010 ; опубл. 10.11.2010, Бюл. № 31. – 4 с.
 17. Устройство для армирования шейки бедренной кости и превентивной профилактики ее переломов : пат. 101351 Рос. Федерация : МПК⁷ А61В 17/74 / Матвеев А. Л. ; заявитель и патентообладатель Матвеев А. Л. – № 2010123247/14 ; заявл. 07.06.2010 ; опубл. 20.01.2011, Бюл. № 2. – 2 с.
 18. Устройство для профилактического армирования и предупреждения переломов проксимального отдела бедра : пат. 136703 Рос. Федерация : МПК⁷ А61В 17/74 / Матвеев А. Л., Нехожин А. В., Минасов Т. Б., Степанов О. Н., Дубров В. Э. ; заявитель и патентообладатель Матвеев А. Л. – № 2013138344/14 ; заявл. 16.08.2013 ; опубл. 20.01.2014, Бюл. № 2. – 2 с.
 19. Устройство для профилактического армирования и предупреждения переломов проксимального отдела бедренной кости : пат. 140684 Рос. Федерация : МПК⁷ А61В 17/74 / Матвеев А. Л., Нехожин А. В., Минасов Т. Б., Степанов О. Н., Дубров В. Э. ; заявитель и патентообладатель Матвеев А. Л. – № 2013138346/14 ; заявл. 16.08.2013 ; опубл. 20.05.2014, Бюл. № 14. – 5 с.
 20. Harlan, N. Titanium Bone Implants / N. Harlan // Materials Technology. – 2000. – Т. 3, № 15. – С. 185–187.
 21. Holzer, G. Кортикальная кость и ее роль в обеспечении прочности проксимального отдела бедра / G. Holzer // Материалы V Конференции с международным участием «Проблема остеопороза в травматологии и ортопедии». – М. : ЦНИИТО им. Н. Н. Приорова, 2012. – С. 9–10.
 22. Is Prophylactic Fixation a Cost-Effective Method to Prevent a Future Contralateral Fragility Hip Fracture? / Scott C. Faucett [et al.] // J. of Orthopaedic Trauma. – 2010. – Vol. 24, Iss. 2. – P. 65–74.
 23. Strategies for avoiding hip impact during sideways falls / S. N. Robinovitch [et al.] // J. Bone Miner. Res. – 2003. – Vol. 18. – P. 1267–1273.
 24. Surgery for pathological proximal femoral fractures, excluding femoral head and neck fractures. Resection vs. stabilization / M. Zacherl [et al.] // SICOT. – 2011. – Vol. 35. – P. 1537–1543.

THE PECULIARITIES OF ELASTIC DEFORMATION ZONES DISTRIBUTION IN THE AREA OF FEMUR PROXIMAL SEGMENT AND SURGICAL PREVENTION OF LOW ENERGETIC FRACTURES IN EXPERIMENT

A. L. Matveev, V. E. Dubrov, B. Sh. Minasov, T. B. Minasov, A. V. Nekhozhin

ABSTRACT

Objective – to study experimentally the peculiarities of elastic zones distribution under loads in the area of femur proximal segment which resulted in fractures; to estimate femur proximal segment durability in prophylactic reinforcement with using of original implant constructions.

Material and methods. Mathematic simulation was performed with using the model of femur proximal segment. The parameters of cortical and sponge bone layers were estimated by laser scanning technique. Original patent implant constructions in 8 various variants were virtually introduced in the bone. Stand tests of 4 variants of reinforcement (pin, screw-corkscrew, three pins, screw-corkscrew + pin) were carried out using 27 samples of cadaver bones and artificial femur bones until complete system destruction.

Results. By mathematic simulation it was established that under load in cranial and caudal parts of femur neck the tension was increased and it stipulated fractures in critical points. In this case the line of fracture was directed from periphery to inside where the maximal tension was appeared. The results of stand tests testified to the fact that under vertical load at whirlbone along femur shaft axis the durability of reinforced neck was increased to 22,7-72,6% and under horizontal one – to 27-93% in dependence on introduced implants combination.

Conclusions. Implants in femur proximal segment should be located nearer to the cortical layer and far from the central femur shaft axis; in this case the tension of external deformation load was partially redistributed into reinforcement element. All studied reinforcement variants increased the durability of bone-implant system both under vertical and under horizontal load; the best effect was demonstrated while using the systems with the most contact square (screw-corkscrew).

Key words: femur proximal segment, prophylactic reinforcement, implants, mathematic simulation.