УДК 617.58-001-089+614.2-082

ОСОБЕННОСТИ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ УЧАСТКОВ УПРУГОЙ ДЕФОРМАЦИЙ ПРОКСИМАЛЬНОГО ОТДЕЛА БЕДРА, СОПРОВОЖДАЮЩИХСЯ ПЕРЕЛОМАМИ И ХИРУРГИЧЕСКИЙ МЕТОД ИХ ПРЕДУПРЕЖДЕНИЯ В ЭКСПЕРИМЕНТЕ

[1]Матвеев А.Л., [2]Дубров В.Э., [3]Минасов Б.Ш., [3]Минасов Т.Б., [4]Нехожин А.В.

[1]ГБУЗ СО «Новокуйбышевская центральная городская больница», Новокуйбышевск, e-mail: Mal57@rambler.ru;

[2]Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова, Москва, e-mail: dubrov@fbm.msu.ru;

[3]Башкирский государственный медицинский университет, Уфа, e-mail: m004@yandex.ru;

[4]Самарский государственный технический университет, Самара, e-mail: stswoon@yandex.ru

Актуальность проблемы возникновения и лечения переломов проксимального отдела бедра у лиц старшего возраста при остеопорозе подтверждается статистикой. Цель исследования – разработка методики внутрикостного армирования проксимального отдела бедра с помощью оригинальных имплантатов собственной конструкции, на которые получены патенты РФ. Математическое моделирование проксимального отдела бедренной кости с использованием конечных элементов показало, что методика, предусматривающая введение имплантата в костную ткань, способствует снижению критического напряжения кости на 11,6–12,1 % в точках, где начинается разрушение при нагрузочной деформации. Проведенные стендовые испытания системы «кость-имплантат» убедительно показывают, что прочность системы «кость-имплантат» возрастает на 23–93 % в зависимости от типа и комбинации применяемых имплантатов при профилактическом армировании. Экспериментальные исследования метода профилактического армирования кости показали, что армированная кость выдерживает большую нагрузку, чем интактная, что при низкоэнергетической травме может способствовать предупреждению возникновения перелома.

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

PARTICULAR DISTRIBUTION PLOTS ELASTIC DEFORMATIONS OF THE PROXIMAL PART OF THE FEMUR, LEADING FRACTURES AND SURGICAL METHOD OF PREVENTING THEM IN THE EXPERIMENT

[1]Matveev A.L., [2]Dubrov V.E., [3]Minasov B.Sh., [3]Minasov T.B., [4]Nehogin A.V.

[1]Central City hospital Novokuibyshevsk, Novokuibyshevsk, e-mail: Mal57@rambler.ru;

[2]Lomonosov Moscow State University, Moscow, e-mail: dubrov@fbm.msu.ru;

[3]Bashkir State Medical University, Ufa, e-mail: m004@yandex.ru;

[4]Samara State Technical University, Samara, e-mail: stswoon@yandex.ru

The urgency of the problem occurrence and treatment of fractures of the proximal femur from older people with osteoporosis is confirmed by the statistics. The purpose of the study is to develop a methodology for internal fixation reinforcement of the proximal femur using original implants of its own design, on which the patents of the Russian Federation. Mathematical modeling of the proximal femur using finite elements method showed that the technique, which involves implanted of the bone-implant in the bone tissue, reduction the critical voltage bone on 11,6–12,1 % at the points where the destruction when the load deformation. Conducted testing system «bone-implant» convincingly show that the strength of the bone-implant system increases by 23–93 % depending on the type and combination of used implants used for prophylactic. Experimental research preventive method, reinforcement of the bones showed that reinforced the bone can withstand greater load than undamaged bone that when low-energy trauma can help prevent fractures.

Keywords: proximal femur, prophylactic, reinforcement, implants, mathematical modeling

Рост дегенеративно-дистрофических заболеваний опорно-двигательной системы являются следствием демографических процессов, происходящих в современном обществе и актуальной социальной проблемой во всех развитых государствах [9]. Лечение и профилактика больных старшей группы с повреждением проксимального отдела бедренной кости (ПОБК) остается до конца нерешенной проблемой отечественной травматологии в виду отсутствия единой концепции лечения, которая обусловлена нарастающим количеством пациентов с этой патологией и необходимостью их продолжительной реабилитации [1, 5, 6]. Переломы этой локализации относятся к патологическим переломам так, как являются следствием структурной несостоятельности

кости и составляют 60–65% всех переломов нижней конечности, из них 35–40% – это вертельные переломы; 71–85% таких переломов происходит в пожилом и старческом возрасте [2, 19]. Наиболее частыми причинами снижения прочности кости являются остеопороз и значительно реже опухоли, сопровождающиеся дистрофическими и диспластическими процессами в костях [3, 22, 25].

В группу потенциального риска остеопоротических переломов в России входит около 34 млн человек, в то время как в США – 44 млн человек. Согласно прогнозу Международного Фонда остеопороза во всем мире более 2 млн человек в год получают травмы, сопровождающиеся переломом ПОБК, к 2050 г. ожидается увеличение числа таких пациентов до 6 миллионов 260 тысяч ежегодно [7, 19]. В России ежегодно такую травму получают 100–150 человек на 100 тыс. населения, но выявлена тенденция роста частоты переломов этой локализации. Так, например, в Самарской области рост составил со 104 случаев в 2006 году до 270 случаев в 2012 году на 100000 населения, а в республике Саха (Якутия) за период 1995–2010 годы – с 102,4 до 309,9 на 100 тыс. населения [4, 5]. Причиной переломов ПОБК у лиц пожилого возраста, как правило, является удар в области большого вертела вследствие падения с высоты собственного роста [24]. Виртуальная силовая нагрузка интактной кости здорового взрослого человека, при которой происходит ее разрушение, соответствует усредненной реальной нагрузке $F = 7800$ Н [15]. У пожилых лиц, страдающих остеопорозом средние величины нагрузок, вызывавших перелом ПОБК, составляют 2100–3500 N [22]. Математическое моделирование переломов шейки бедренной кости с использованием модели ПОБК, состоящей из кортикального и губчатого слоев оцениваются путем лазерного сканирования [18, 21]. Это позволило доказать, что разрушение кости начинается в определенных в точках, в которых, при этом одинаковом уровне напряжения, растяжение является более опасным, чем сжатие [18, 22]. Переломы ПОБК у пожилых пациентов ведут к гипостатическим функциональным нарушениям, «обвальному» синдрому декомпенсации состояния и росту высокой летальности (41–67%) [2, 6, 16, 17]. Свершившийся перелом ПОБК удваивает риск контралатерального вертельного перелома [19, 20].

Попытки уменьшить вероятность перелома путем медикаментозной терапии, пассивного поглощения энергии подушками-амортизаторами в области большого вертела, специальными напольными покрытиями, поглощающими энергию падений, использованием методик ЛФК, не позволили до настоящего времени решить эту проблему [5, 23].

Цель исследования – изучить биомеханику ПОБК при нагрузках, вызывающих деформацию кости и особенности его повреждения при критических нагрузках, вызывающих перелом. Разработать и обосновать методику хирургической профилактики переломов ПОБК, оригинальные конструкции имплантатов для профилактического армирования ПОБК, оценить их достоинства и недостатки, провести математическое моделирование и стендовые испытания функционирования системы кость-имплантат.

Материалы и методы исследования

Для предупреждения патологических переломов ПОБК был разработан способ хирургической профилактики повреждения кости [8] и оригинальные конструкции имплантатов для его осуществления. Конструкция имплантата «бификсирующая спица» [11] представляет собой спицу с двойной проточкой и двумя участками резьбы с одинаковым шагом для фиксации ее в головке бедренной кости и наружном кортикальном слое ПОБК в точке введения. Армирование с применением этой конструкции предполагает использование от одной до трех спиц. Для предотвращения миграции имплантата, конец спицы загибают и скусывают (рис. 1, а). Помимо этого, была разработана модернизированная конструкция «бификсирующий винт-спица» с головкой под гексагональный торцевой ключ [12]. Преимущество этого фиксатора заключается в том, что после завершения введения имплантата его наружный конец не травмирует и остается в мягких тканях, что облегчает, при необходимости, его удаление (рис. 1, б). Имплантат «шнековый винт» представляет собой шнек с центральным валом и спирально закрученной резьбовой частью [10]. Винт заканчивается головкой со шлицем под гексагональную отвертку (рис. 1, в). Имплантат «винт-штопор» представляет собой устройство, состоящее из 3мм спицы из упругого пружинящего металла, закрученной в виде спирали [9] со сферической головкой и шлицем под гексагональную отвертку (рис. 1, г). Конструкция имплантата «телескопический винт-штопор» [13] представляет собой устройство, состоящее из телескопического винта, имеющего рабочую часть в виде спирали, удлиненную шейку под телескопическую трубку-направитель и диафизарной пластины с отверстиями под монокортикальные винты (рис. 1, д). Конструкция изоэластического имплантата [14] представляет собой устройство, состоящее из изогнутых спиц из упругого пружинящего металла, трубчатых направителей и диафизарной пластины с отверстиями под монокортикальные винты (рис. 1, е).

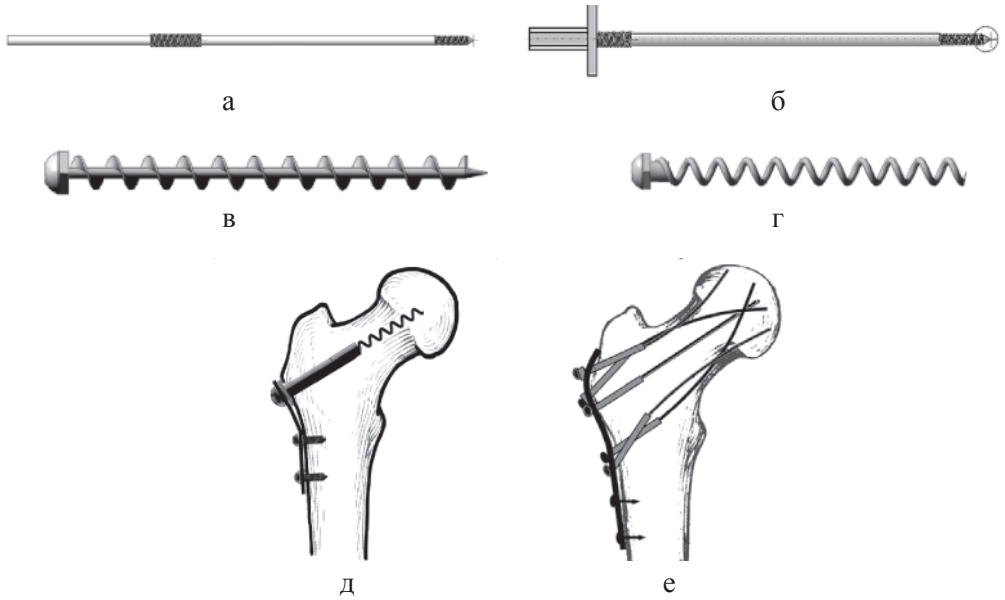

Рис. 1. Имплантаты для армирования:
а – бификсирующая спица; б – бификсирующий винт-спица; в – шнековый винт; г – винт-штопор; д – телескопический винт-штопор; е – изоэластический имплантат

Для изучения прочности системы кость-имплантат по сравнению с интактной костью, нами было проведено математическое моделирование с использованием модели ПОБК, состоящей из кортикального и губчатого слоев, параметры которых были оценены путем лазерного сканирования (рис. 2, а). Исследование напряжения проводили путем виртуального приложения силы *F* на головку бедренной кости в точках *A* и *B*, 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 были обнаружены на оси σ_z (рис. 2, б).

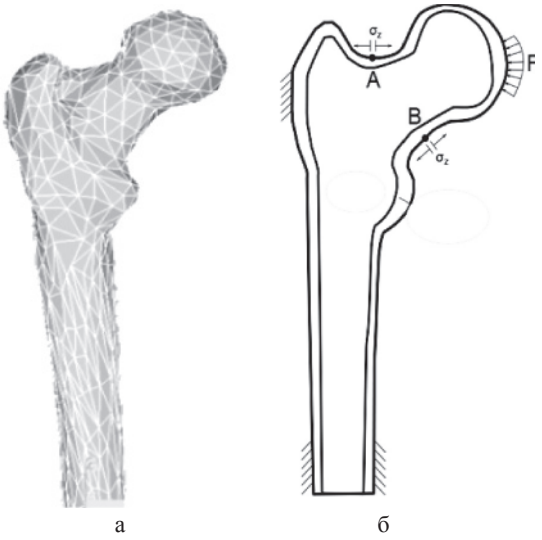

Рис. 2. Геометрия кости (а), краевые условия (б)

Благодаря вспомогательному программному комплексу в кость были виртуально введены имплантаты, как по отдельности, так и в различных сочетаниях. С целью изучения прочности ПОБК до и после ее армирования оригинальными имплантатами, были проведены стендовые испытания. Введение имплантатов проводили вдоль оси шейки бедренной кости ближе к краниальному и каудальному краю кортикального слоя под углом 127–130° к оси диафиза бедренной кости (рис. 3).

Исследуемые системы подвергали дозированной нагрузке до полного разрушения системы имплантат-кость на универсальном динамометре INSTRON 5982 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).

Варианты исследуемых образцов бедренной кости с различными имплантатами и комбинациями их введения, а также при вертикальной нагрузке вдоль оси диафиза на головку бедренной кости после введения имплантатов и доведенных до перелома после нагрузки показаны на рис. 5.

Проведены испытаний при деформации системы кость-имплантат, вследствие приложения усилия в виде компрессии на головку бедренной кости, при горизонтальном положении диафизарной части бедренной кости (имитация падения на область большого вертела (рис. 6)).

Для подтверждения достоверности результатов экспериментальных исследований – метода профилактического армирования проксимального отдела бедренной кости (ПОБК), были рассмотрены различные критерии статистической обработки данных такие, как критерии *r* Вальда – Вольфовица, *Q* – критерий Розенбаума, *T* – парный критерий Вилкоксона и ТМФ – точный метод Фишера, при применении которых результаты исследований при $P \leq 0{,}05$ являются статистически значимыми.

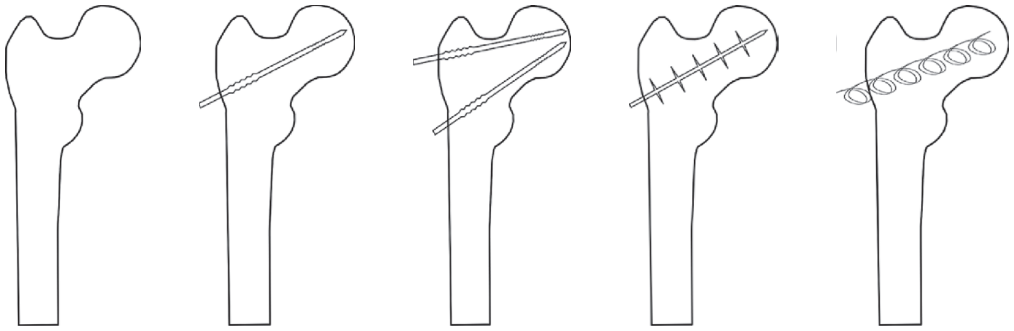

Рис. 3. Варианты армированния кости

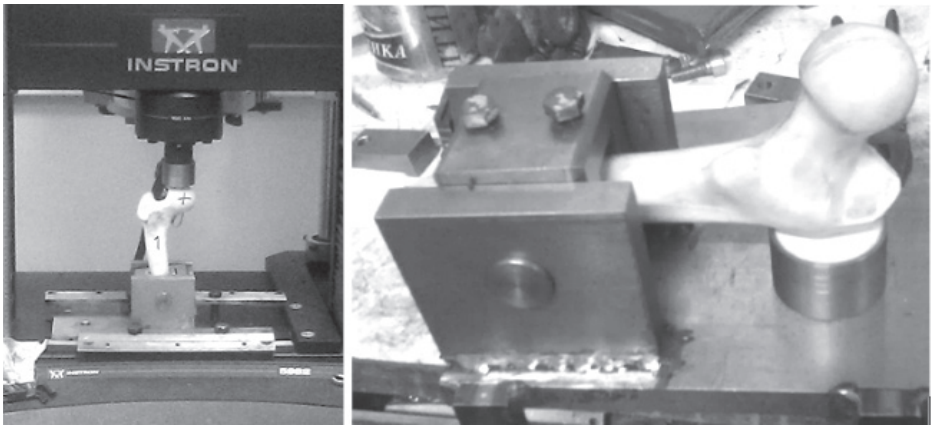

Рис. 4. Дозированная нагрузка на универсальном динамометре INSTRON 5982

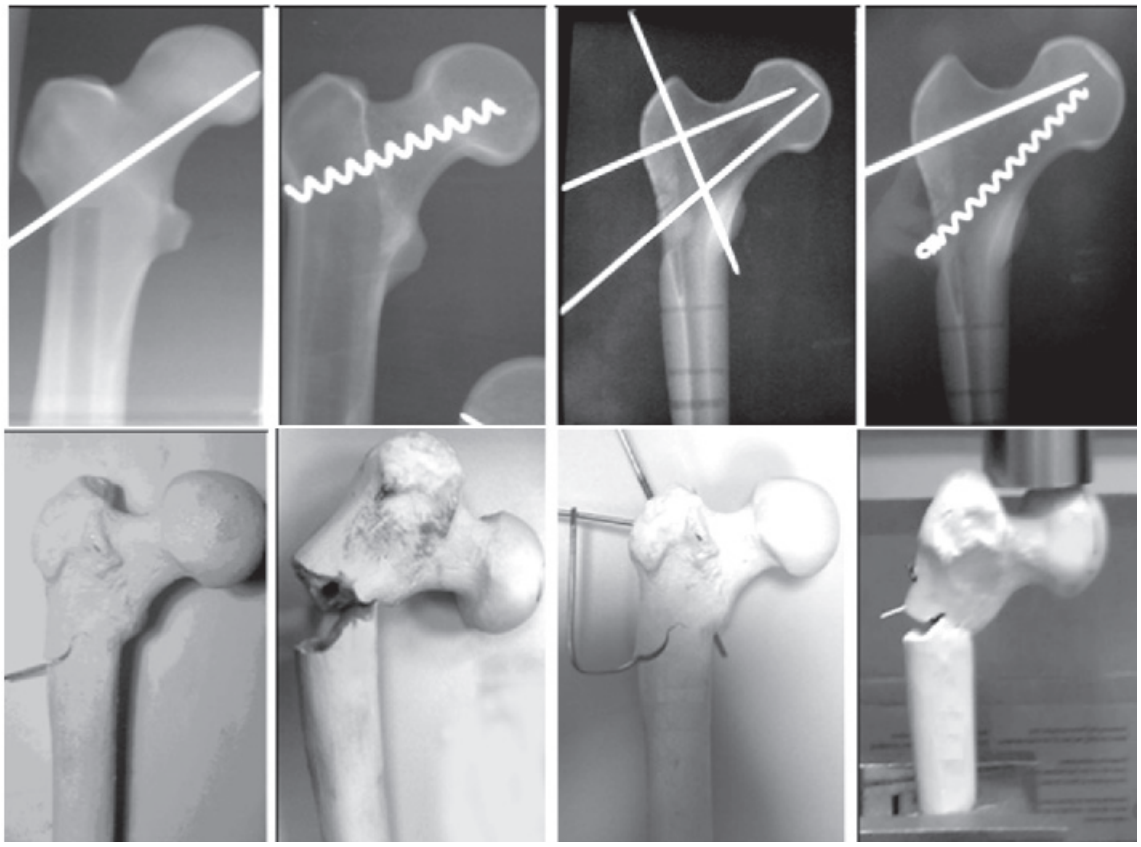

Рис. 5. Дозированная вертикальная нагрузка вдоль оси бедренной кости

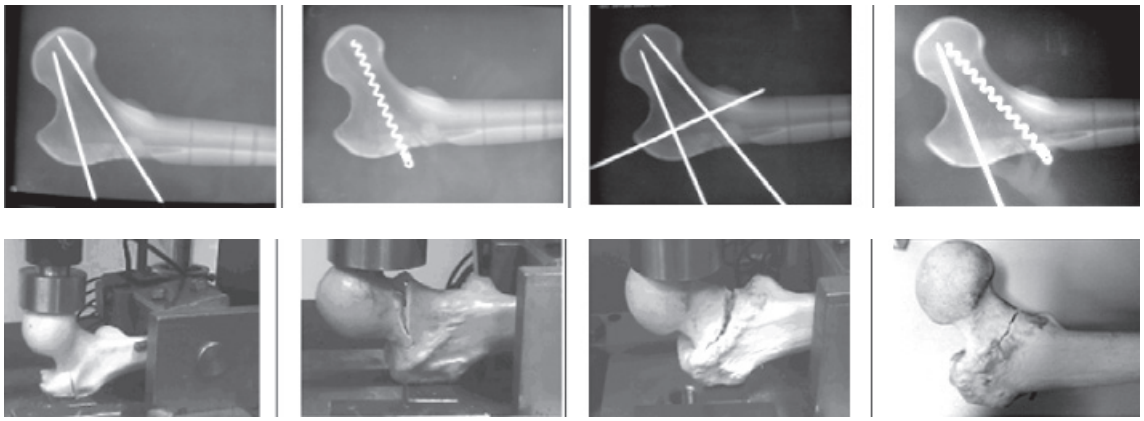

Рис. 6. Результаты дозированной горизонтальной нагрузки на большой вертел бедренной кости

Результаты исследования и их обсуждение

Напряжения внутри кости существенно ниже, чем на ее поверхности, что показало математическое моделирование. При нагрузке этот показатель вдоль центральной оси шейки практически стремится к нулю, тогда как в краниальной и каудальной частях шейки бедренной кости возрастает и обусловливает развитие перелома в критических точках (*A*, *B*). При этом направление линии перелома развивается от периферии внутрь, где возникают максимальные напряжения. При армировании ПОБК оригинальные имплантаты должны быть расположены ближе к кортикальному слою и дальше от центральной оси шейки бедренной кости. При этом напряжение уменьшается в наиболее опасных местах костной ткани за счет частичного перераспределения внешней деформирующей нагрузки в элемент армирования на 11,6–12,1 %. Результаты численного эксперимента моделирования напряжения для компоненты σ_z представлены в табл. 1.

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

Результаты испытаний устойчивости армированных систем вследствие приложения усилия компрессии на головку бедренной кости при горизонтальном положении ее диафизарной части – имитация падения на область большого вертела, продемонстрировали преимущества систем с наибольшей площадью контакта (винт-штопор), при этом, отмечено увеличение сопротивляемости нагрузкам с 27 до 93 % (табл. 3).

Таблица 1

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

Имплантат	Точка *A* (краниальная)		Точка *B* (каудальная)	
	σ_z, Па	$\Delta\sigma_z$, %	σ_z, Па	$\Delta\sigma_z$, %
Интактная кость	$1{,}64\cdot10^8$	–	$6{,}57\cdot10^7$	–
Спица вверху	$1{,}49\cdot10^8$	10,1	$6{,}39\cdot10^7$	2,8
Спица внизу	$1{,}66\cdot10^8$	–1,2	$6{,}10\cdot10^7$	7,7
Спица + спица	$1{,}47\cdot10^8$	11,6	$5{,}86\cdot10^7$	12,1
Спица посередине	$1{,}60\cdot10^8$	2,5	$6{,}49\cdot10^7$	1,2
Шнек	$1{,}64\cdot10^8$	0,0	$6{,}47\cdot10^7$	1,5
Штопор	$1{,}66\cdot10^8$	–1,2	$6{,}32\cdot10^7$	4,0
Штопор и спица	$1{,}69\cdot10^8$	–3,2	$5{,}96\cdot10^7$	10,2
Спица + спица снаружи	$0{,}91\cdot10^8$	80,2	$2{,}90\cdot10^7$	126,6

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 (%)
Интактная кость	5	137,2 ± 15	346 ± 5	361 ± 5	100,0 %
Спица	6	168,4 ± 15 *	362 ± 5*	386 ± 5*	122,7 %
3 спицы	8	192,7 ± 15*	391 ± 5*	463 ± 5*	140,1 %
Штопор	7	214,1 ± 15*	198 ± 5*	561 ± 5*	156,1 %
Штопор + спица	6	236,8 ± 15*	243 ± 5*	532 ± 5*	172,6 %

Примечание. * – $p \leq 0,05$ – статистическая значимость различий группы систем кость-имплантат и группы сравнения (интактная кость).

Таблица 3

Испытания при горизонтальной нагрузке на большой вертел бедренной кости

Системы Кость Кость-имплантат	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	231 ± 5	331 ± 5	100,0 %
Спица	6	282,8 ± 15*	336 ± 5 *	385 ± 5 *	127,9 %
3 спицы	8	337,2 ± 15*	359 ± 5*	410 ± 5 *	152,6 %
Штопор	7	345,5 ± 15 *	361 ± 5 *	390 ± 5*	156,1 %
Штопор + спица	6	428,6 ± 15*	361 ± 5 *	338 ± 5*	193,0 %

Примечание. * – $p \leq 0,05$ – статистическая значимость различий группы систем кость-имплантат и группы сравнения (интактная кость).

Заключение и выводы

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. Все изученные варианты армирования кости увеличивают прочность системы «кость-имплантат», как при вертикальной нагрузке с компрессией на головку бедренной кости вдоль оси диафиза, так и перпендикулярно оси диафиза на область большого вертела бедренной кости с 23 до 93 %. Внедрение в клиническую практику методики профилактического армирования ПОБК при различных дегенеративно-дистрофических процессах может привести к снижению частоты таких переломов при низкоэнергетической травме, что доказывается результатами наших исследований.

Список литературы

1. Ахтямов И.Ф., Гатина Э.Б., Фазуллин Р.Р., Клюшкин С.И., Гильмутдинов И.Ш., Шигаев Е.С. Особенности в подходах к лечению травмы проксимального отдела бедра в специализированной клинике // Научно-практическая конференция травматологов-ортопедов с международным участием, посвященная 50-летию клиники травматологии и ортопедии МОНИКИ им. М.Ф. Владимирского. – М., 2012. – С. 12–14.

2. Загородний Н.В., Митбрейт И.М., Цыпин И.С., Семенистый А.Ю., Голубенко Г.Н., Шумилов Б.А., Спесивцев И.В. Опыт лечения больных с переломами проксимального отдела бедренной кости // Актуальные вопросы практической медицины: сб. научных трудов к 60 летию ГКБ. – М.: РГМУ, 2000. – № 13. – С. 363–365.

3. Зоря В.И., Гнетецкий С.Ф., Джиоев С.Б., Темесов С.А. Современные способы остеосинтеза переломов шейки бедра. Проблемы и их решения // Актуальные проблемы травматологии и ортопедии: возможности, ошибки и осложнения: материалы VII научно-практической конференции травматологов – ортопедов ФМБА России. – Томск., 2012. – С. 29–30.

4. Комиссаров А.Н., Пальшин Г.А. Патоморфоз переломов проксимального отдела бедренной кости, связанных с остеопорозом за период наблюдения 1995–2012 гг. // Травматология, ортопедия Севера и Дальнего востока: высокие технологии и инновации: материалы II Съезда травматологов-ортопедов Дальневосточного Федерального округа, посвященного 60-летию травматологической службы республики Саха (Якутия). – Якутск, 2012. – С. 129–130.

5. Котельников Г.П., Булгакова С.В., Шафиева И.А. Оценка эффективности комплекса мероприятий для профилактики переломов – маркеров остеопороза у женщин пожилого возраста // Проблема остеопороза в травматологии и ортопедии: V Конференция с международным участием / ФБГУ ЦНИИТО им. Н.Н. Приорова. – М., 2012. – С. 72–73.

6. Лазарев А.Ф., Солод Э.И., Цкаев А.Ю., Овчаренко А.В., Рудой С.Г. Оперативное лечение пациентов пожилого возраста напряженными конструкциями // Травматология и ортопедия столицы. Время перемен: материалы

III Конгресса Ассоциации травматологов и ортопедов Москвы с международным участием. – М., 2016. – С. 135.

7. Лесняк О.М. «Остеопороз. Диагностика, профилактика и лечение: клинические рекомендации» / под ред. О.М. Лесняк, Л.И. Беневоленской. – М.: ГЭОТАР – Медиа, 2012. – 269 с.

8. Матвеев А.Л. Оперативный способ профилактики переломов шейки бедренной кости / Патент РФ на изобретение № 2316280, 2008.

9. Матвеев А.Л., Нехожин А.В. Устройство для армирования шейки бедренной кости и превентивной профилактики переломов / Патент РФ на полезную модель № 98901, 2010.

10. Матвеев А.Л. Устройство для армирования биологического композитного материала и превентивной профилактики переломов шейки бедренной кости / Патент РФ на полезную модель № 91845, 2010.

11. Матвеев А.Л. Устройство для армирования шейки бедренной кости и превентивной профилактики ее переломов / Патент РФ на полезную модель № 101351, 2011.

12. Матвеев А.Л. Нехожин А.В., Минасов Т.Б., Фролов А.В. Устройство для армирования кости и профилактики переломов ее при остеопорозе / Патент РФ на полезную модель № 121725, опубликовано 10.11.2012.

13. Матвеев А.Л., Дубров В.Э., Нехожин А.В.,, Минасов Т.Б., Степанов О.Н. Устройство для профилактического армирования и предупреждения переломов проксимального отдела бедра / Патент РФ на полезную модель № 136703, 2014.

14. Матвеев А.Л., Дубров В.Э., Нехожин А.В.,, Минасов Т.Б., Степанов О.Н. Устройство для профилактического армирования и предупреждения переломов проксимального отдела бедра / Патент РФ на полезную модель № 140684, 2014 г.

15. Минасов Б.Ш., Минасов Т.Б. Матвеев А.Л., Нехожин А.В. Механические системы кость-имплантат в условиях профилактического армирования проксимального отдела бедра с использованием наноструктурированных материалов // Проблема остеопороза в травматологии и ортопедии: материалы V конференции с международным участием / ЦИТО им. Н.Н. Приорова. – М., 2012. – С. 79–80.

16. Миронов С.П. Организационные аспекты проблемы остеопороза в травматологии и ортопедии // Проблема остеопороза в травматологии и ортопедии: V Конференция с международным участием / ФБГУ ЦНИИТО им. Н.Н. Приорова. – М., 2012. – С. 1–2.

17. Поворознюк В.В., Мешталер Т.Р., Мешталер Р.Т. Показатели рентгенденситометрии у женщин в постменопаузальном периоде с остеопоротическими переломами // Проблема остеопороза в травматологии и ортопедии: V Конференция с международным участием / ФБГУ ЦНИИТО им. Н.Н.Приорова. – М., 2012. – С.40–41.

18. Рогожников Г.И., Конюхова С.Г., Няшин Ю.И., Чернопазов С.А., Еремина С.В. Влияние модуля упругости губчатой и кортикальной кости на напряженное состояние в области пластинчатого имплантата при окклюзионной нагрузке // Российский журнал биомеханики. – 2004. – Т. 1, № 8 – С. 54–60.

19. Родионова С.С., Торгашин А.Н., Морозова Н.С. Влияние золедроновой кислоты на прочность проксимального отдела бедренной кости // Материалы X юбилейного съезда травматологов-ортопедов России. – М., 2014. – С. 436.

20. Faucett, Scott C.M.D., M.S.; Genuario, James W MD, MS; Tosteson, Anna N A ScD; Koval, Kenneth J MD, Is Prophylactic Fixation a Cost-Effective Method to Prevent a Future Contralateral Fragility Hip Fracture? //Journal of Orthopaedic Trauma. – February 2010 – Vol. 24 – Issue 2. – P. 65–74.

21. Harlan N. Titanium Bone Implants // Materials Technology. – 2000 – Т. 3, № 15 – С. 185-187.

22. Holzer G., Department of Orthopaedics, Medical University of Vienna. Кортикальная кость и ее роль в обеспечении прочности проксимального отдела бедра // Проблема остеопороза в травматологии и ортопедии: материалы V конференции с международным участием / ЦИТО им. Н.Н.Приорова. – М., 2012. – С. 9–10.

23. Riggs B.L., Melton L.J. III. Epidemiology of fractures // пер. с англ. Остеопороз. Этиология, диагностика и лечение. – СПб.: Изд. «Бином», 2000. – 530 с.

24. Robinovitch S.N., Inkster L., Maurer J., Warnick B. Strategies for avoiding hip impact during sideways falls // J Bone Miner Res. – 2003. – № 18. – P. 1267–73.

25. Zacherl M., Gruber G., Glehr M., Ofner P., Radl R., Greithbauer M., Vecsei V., Windhager R. Surgery for pathological proximal femoral fractures, excluding femoral head and neck fractures. Resection vs. stabilization // Department of Orthopaedic Surgery, Medical University Graz, Austria. – (SICOT) 2011. – № 35. – P. 1537–1543.