

РЕАБИЛИТАЦИЯ ЛИЦ ПОЖИЛОГО ВОЗРАСТА С СИСТЕМНЫМ ОСТЕОПОРОЗОМ ПУТЕМ ВНУТРИКОСТНОГО АРМИРОВАНИЯ ПРОКСИМАЛЬНОГО ОТДЕЛА БЕДРЕННОЙ КОСТИ ДЛЯ ПРЕДУПРЕЖДЕНИЯ ПАТОЛОГИЧЕСКИХ ПЕРЕЛОМОВ. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ

УДК 617.58-001-089+614.2-082

Матвеев А.Л.^{1*}, Дубров В.Э.², Минасов Б.Ш.³, Минасов Т.Б.³, Нехожин А.В.⁴¹ГБУЗ СО Новокуйбышевская центральная городская больница, г. Новокуйбышевск, Самарская обл., Россия²ГУНО Факультет фундаментальной медицины МГУ имени М.В. Ломоносова, Москва, Россия³Башкирский Государственный медицинский университет, г. Уфа, Россия,⁴Самарский Государственный технический университет, г. Самара, Россия

*Ответственный за переписку А.Л. Матвеев (corresponding author): Mal57@rambler.ru

REHABILITATION OF ELDERLY PATIENTS WITH SYSTEMIC OSTEOPOROSIS THROUGH INTRAOSSEOUS REINFORCEMENT OF THE PROXIMAL PART OF THE FEMUR TO PREVENT PATHOLOGICAL FRACTURES. EXPERIMENTAL STUDY

Matveev AL^{1*}, Dubrov VE², Minasov BSh³, Minasov TB³, Nehogin AV⁴¹Novokuibyshevsk central city hospital, Samara region, Novokuibyshevsk, Russia²Faculty of Fundamental Medicine, Lomonosov Moscow State University, Moscow, Russia³Bashkirsky State Medical University, Ufa, Russia⁴Samara State Technical University, Samara, Russia

*Corresponding author A.L. Matveev: Mal57@rambler.ru

Введение

Демографические процессы, происходящие в современном обществе, являются актуальной, социальной проблемой во всех развитых государствах и приводят к росту дегенеративно-дистрофических заболеваний опорно-двигательной системы у лиц пожилого возраста [9]. Способность пожилого человека вести независимую жизнь – важная составляющая, обеспечивающая физический компонент качества жизни. Метаболические заболевания опорно-двигательной системы являются значимым фактором риска низкоэнергетических повреждений крупных сегментов скелета [15]. Наиболее частыми причинами снижения прочности кости являются остеопороз и значительно реже опухоли, сопровождающиеся дегенеративно-дистрофическими процессами в костях [3, 21, 25]. Среди широкого спектра низкоэнергетических переломов наибольшую социальную значимость имеют переломы проксимального отдела бедренной кости (ПОБК), так как они требуют значительных ресурсов системы здравоохранения с использованием современных хирургических технологий и средств реабилитации. Зачастую

такие переломы ведут к гипостатическим функциональным нарушениям, «обвальному синдрому» декомпенсации состояния, что не позволяет восстановить прежний уровень функциональной активности пациентов, и сопряжены с высокой летальностью (41–67%) [2, 6, 16, 17]. Основной причиной переломов (ПОБК) у лиц пожилого возраста, как правило, является падение или удар в области большого вертела с высоты собственного роста [24]. Лечение и профилактика больных старшей группы с повреждением (ПОБК) остается до конца нерешенной проблемой отечественной травматологии в виду отсутствия единой концепции лечения, которая обусловлена нарастающим количеством пациентов с этой патологией [1, 5]. 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]. В группу потенциального риска остеопоротических переломов в России входит около 34 млн. человек, в то время, как в США – 44 млн. человек, при-

чем, согласно прогнозу Международного Фонда остеопороза во всем мире более 2 млн. человек в год получают травмы, сопровождающиеся переломом ПОВК, 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. 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 гг. рост составил с 102,4 до 309,9 на 100 тыс. человек населения региона [4, 5]. Виртуальная силовая нагрузка интактной кости здорового взрослого человека, при которой происходит ее разрушение, соответствует усредненной реальной нагрузке $F=7800\text{ N}$ [15]. У пожилых лиц, страдающих остеопорозом средние величины нагрузок, вызывавших перелом ПОВК, составляют 2100–3500 N [22]. Математическое моделирование переломов шейки бедренной кости с использованием модели ПОВК, состоящей из кортикального и губчатого слоев оцениваются путем лазерного сканирования. Это позволило доказать, что разрушение кости начинается в определенных точках, в которых при этом одинаковом уровне напряжения растяжение является более опасным, чем сжатие [18, 21, 23]. Свершившийся перелом ПОВК удваивает риск контралатерального вертельного перелома [19, 22]. 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, 20].

Цель исследования

Разработать и обосновать методику хирургической профилактики переломов ПОВК с использованием оригинальных конструкций имплантатов для профилактического армирования. Оценить их достоинства и недостатки, провести математическое моделирование и стендовые испытания функционирования системы кость-имплантат, доказать существенное повышение прочности армированной системы кость-имплантат, как способа снижения вероятности возникновения переломов при низкоэнергетической травме у лиц пожилого и старческого возраста.

Материалы и методы

С целью предупреждения патологических переломов ПОВК был разработан хирургический способ профилактики переломов 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 ПОВК – в точке введения. При армировании применение этой конструкции предполагает использование от одной до трех спиц, что позволит армировать весь ПОВК. Для предотвращения миграции имплантата, конец спицы загибают Г-образно и скусывают (рис. 1а). Помимо этого, была разработана модернизированная конструкция предыдущего имплантата «бификсирующая винт-спица» [12] с головкой под гексагональный торцевой ключ. Преимущество этого имплантата заключается в том, что после завершения введения его в кость наружный конец (головка) не

травмирует и остается в мягких тканях, что облегчает, при необходимости, его удаление (рис. 1б). Имплантат «шнековый винт» [10] представляет собой шнек с центральной валом и спирально закрученной резьбовой частью. Винт заканчивается головкой со шлицем под гексагональную отвертку (рис. 1в). Имплантат «винт-штопор» [9] представляет собой устройство, состоящее из 3мм спицы из упругого пружинящего металла, закрученной в виде спирали со сферической головкой и шлицем под гексагональную отвертку (рис. 1г). Конструкция имплантата «телескопический винт-штопор» представляет собой устройство состоящее из телескопического винта с удлиненной шейкой под телескопическую трубку-направитель и рабочей частью в виде спирали для введения ее в головку бедренной кости [13]. В конструкции также используется диафизарная пластина с отверстиями под монокортикальные винты для крепления имплантата к диафизарной части бедренной кости (рис. 1д). Конструкция изоэластического имплантата представляет собой устройство [14], состоящее из изогнутых спиц, изготовленных из упругого пружинящего металла, трубчатых направителей и диафизарной пластины с отверстиями под монокортикальные винты для крепления к диафизарной части бедренной кости (рис. 1е).

Для изучения прочности системы кость-имплантат

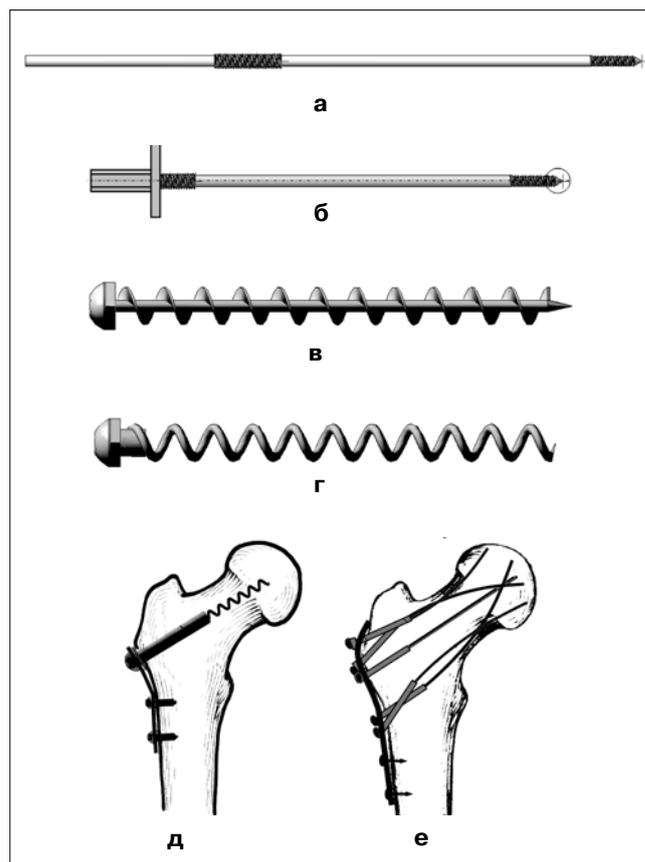


Рисунок 1. Имплантаты для армирования.

по сравнению с интактной костью, нами было проведено математическое моделирование с использованием модели ПОВК, состоящей из кортикального и губчатого слоев, параметры которых были оценены путем лазерного сканирования (рис. 2а). Исследование напряжения проводили путем виртуального приложе-

ния 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. 2б).

Благодаря вспомогательному программному ком-

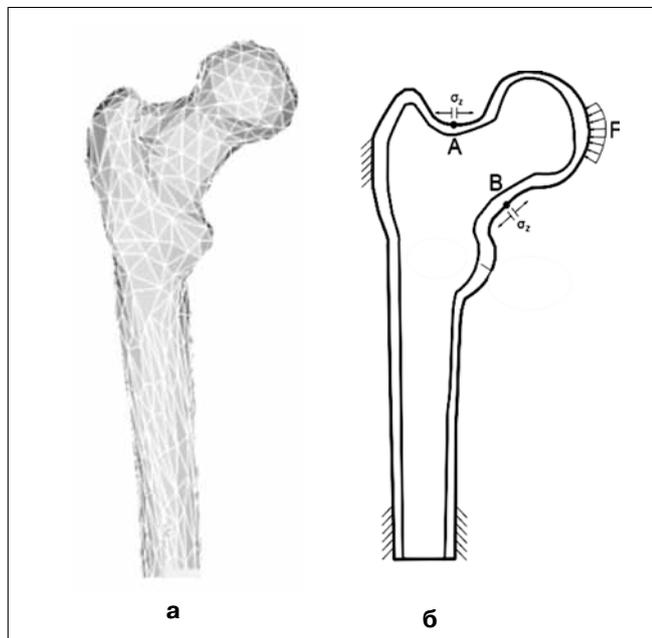


Рисунок 2. Геометрия кости (а), краевые условия (б).

плексу 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 кость-имплантат 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).

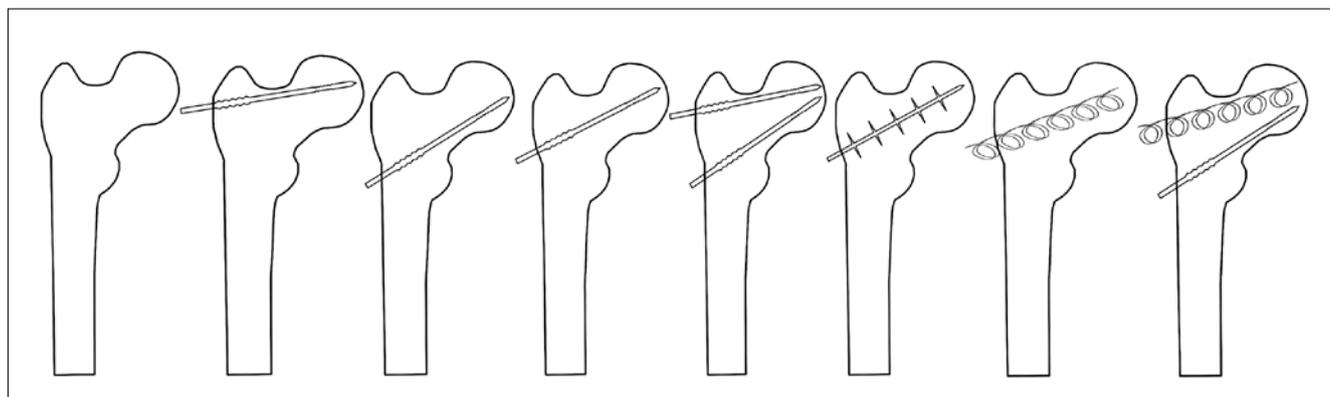


Рисунок 3. Варианты армирования кости.

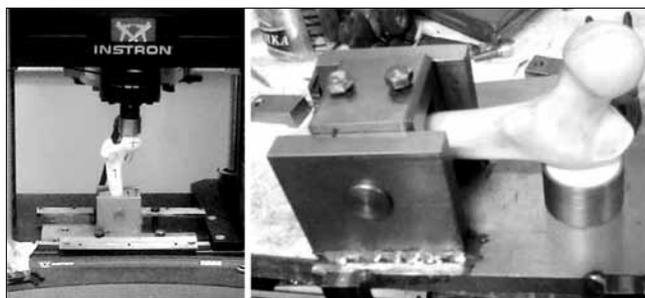


Рисунок 4. Дозированная нагрузка на универсальном динамометре INSTRON 5982.

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

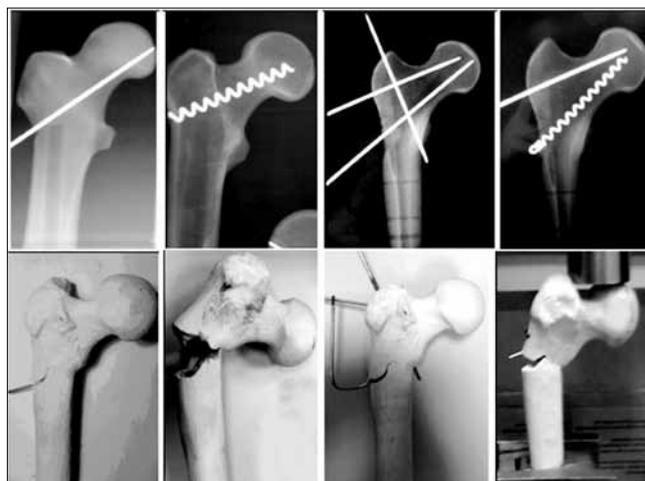


Рисунок 5. Дозированная вертикальная нагрузка вдоль оси конечности бедренной кости.

Проведены испытания, во время которых система «кость-имплантат» подвергалась деформации, вследствие приложения усилия в виде компрессии на головку бедренной кости и опорой на большой вертел при горизонтальном положении диафизарной части бедренной кости (имитация падения на область большого вертела) показаны на рис. 6.

Для подтверждения достоверности результатов экспериментальных исследований – метода профилак-

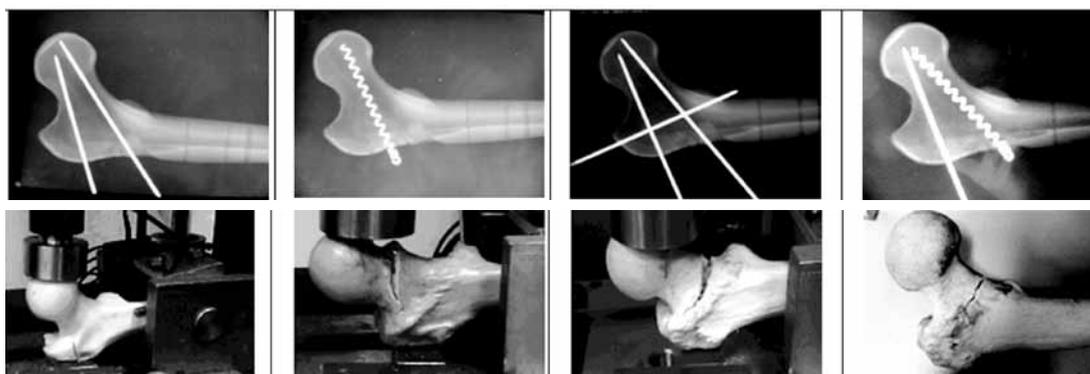


Рисунок 6. Результаты дозированной горизонтальной нагрузки на большой вертел бедренной кости.

тического армирования ПОВК, были рассмотрены различные критерии статистической обработки данных. Учитывая небольшое количество наблюдений и исследуемого материала (трупные кости и биоманекены, используемые имплантаты) мы остановили выбор на серийном критерии t – 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.

Результаты и обсуждение

Математическое моделирование показывает, что напряжения внутри кости существенно ниже, чем на ее поверхности. При нагрузке этот показатель вдоль центральной оси шейки практически стремится к нулю, тогда как в краниальной и каудальной частях шейки бедренной кости возрастает и обуславливает развитие перелома в критических точках (А, В). При этом направление линии перелома развивается от периферии внутрь, где возникают максимальные напряжения. При армировании ПОВК оригинальные имплантаты 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%. Результаты численного эксперимента моделирования напряжения для компоненты σ_z представлены в таблице 1.

Результаты стендовых испытаний свидетельствуют о преимуществах армированных 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 (положение стоя) прочность армированной шейки увеличивалась от 22,7% до 72,6% в зависимости от комбинации вводимых имплантатов (Таблица 2).

Результаты испытаний устойчивости армированных систем вследствие приложения усилия и компрессии на головку бедренной кости при горизонтальном положении ее диафизарной части – имитация падения на область большого вертела, продемонстрировали преимущества систем с наибольшей

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 | $\Delta\sigma_z$, % |
| Интактная кость | 1.64×10^8 | - | 6.57×10^7 | - |
| Спица вверх | 1.49×10^8 | 10.1 | 6.39×10^7 | 2.8 |
| Спица вниз | 1.66×10^8 | -1.2 | 6.10×10^7 | 7.7 |
| Спица + спица | 1.47×10^8 | 11.6 | 5.86×10^7 | 12.1 |
| Спица посередине | 1.60×10^8 | 2.5 | 6.49×10^7 | 1.2 |
| Шнек | 1.64×10^8 | 0.0 | 6.47×10^7 | 1.5 |
| Штопор | 1.66×10^8 | -1.2 | 6.32×10^7 | 4.0 |
| Штопор и спица | 1.69×10^8 | -3.2 | 5.96×10^7 | 10.2 |
| Спица + спица снаружи | 0.91×10^8 | 80.2 | 2.90×10^7 | 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 (сек). | Время структурной деформации (сек) | 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)

площадью контакта (винт-штопор), при этом отмечено увеличение сопротивляемости нагрузкам от 27 до 93% (Таблица 3).

Выводы

Разработанная методика профилактического армирования и конструкции оригинальных имплантатов для ее осуществления, имеющих малые размеры, обеспечивающих минимальную потерю костной массы при введении их в кость, сохраняют физиологическую способность ПОВК к амортизации при нагрузках после введения имплантата. В результате экспериментальных исследований нами доказано, что при нагрузках армированной системы кость-имплантат напряжение возрастает в точках начала разрушения кости на

11,6–12,1%, увеличивая прочностные характеристики системы.

Все изученные нами варианты профилактического армирования ПОВК показали увеличение прочности системы «кость-имплантат» при вертикальной нагрузке с компрессией на головку бедренной кости вдоль оси диафиза и при перпендикулярной оси диафиза нагрузке на область большого вертела бедренной кости на 23–93%.

Применение методики профилактического армирования ПОВК при различных дегенеративно-дистрофических процессах в клинической практике может привести к снижению частоты таких переломов при низкоэнергетической травме, что доказывается результатами наших исследований.

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 (сек). | Время структурной деформации (сек). | 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)

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ:

- Ахтямов И.Ф., Гатина Э.Б., Фазуллин Р.Р., Ключкин 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 МНИКИ им. М.Ф. Владимирского. –М., 2012, – С. 12–14.
- Загородний Н.В., Фарба Л.Я., Цыпин И.С., Семенов А.Ю. «Травматология пожилого и старческого возраста в современном мегаполисе. Опыт городской клинической больницы №13 Москвы в лечении пациентов с низкоэнергетическими переломами проксимального отдела бедренной кости». //Материалы 17-го обучающего курса SICOT, – М., 2012. – С. 37–38.
- Зоря В.И., Гнетецкий С.Ф., Джиоев С.Б., Темесов С.А. «Современные способы остеосинтеза переломов шейки бедра. Проблемы и их решения». // Материалы VII научно-практической конференции травматологов – ортопедов ФМБА России «Актуальные проблемы травматологии и ортопедии: возможности, ошибки и осложнения». 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.». //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.
5. Котельников Г.П., Булгакова С.В., Шафиева И.А. «Оценка эффективности комплекса мероприятий для профилактики переломов – маркеров остеопороза у женщин пожилого возраста». // V Конференция с международным участием «Проблема остеопороза в травматологии и ортопедии». ФБГУ ЦНИИТО им. Н.Н.Приорова, – М. – 2012, – С. 72–73.
6. Лазарев А.Ф., Солод Э.И. «Оперативное лечение переломов проксимального отдела бедренной кости». //Материалы VIII съезда травматологов-ортопедов Узбекистана «Актуальные вопросы травматологии и ортопедии». Ташкент (Узбекистан), -2012. -С. 153-154.
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, – М. -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, – М. – 2010.
11. Матвеев А.Л. «Устройство для армирования шейки бедренной кости и превентивной профилактики ее переломов ». Патент РФ на полезную модель №101351, – М. – 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, – М. 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, – М. – 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, – М. – 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». //Материалы V конференции с международным участием «Проблема остеопороза в травматологии и ортопедии», ЦИТО им. Н.Н.Приорова, – М. – 2012. – С.79-80.
16. Мионов С.П. «Организационные аспекты проблемы остеопороза в травматологии и ортопедии». //V Конференция с международным участием «Проблема остеопороза в травматологии и ортопедии». ФБГУ ЦНИИТО им. Н.Н.Приорова, – М. – 2012. – С.1-2.
17. Поворожнюк В.В., Мешталер Т.Р., Мешталер Р.Т. «Показатели рентгенденситометрии у женщин в постменопаузальном периоде с остеопоротическими переломами». //V Конференция с международным участием «Проблема остеопороза в травматологии и ортопедии». ФБГУ ЦНИИТО им. Н.Н. Приорова, – 2012. – С. 40–41.
18. Радченко, В.П. А.В. Нехожин, А.Л. Матвеев Анализ напряженного состояния армированной и неармированной биокompозитной костной ткани шейки бедра человека // Механика микрооднородных материалов и разрушение. Тезисы докладов. – Екатеринбург, 2012 – С. 139.
19. Родионова С.С., Торгашин А.Н., Морозова Н.С. «Возможности неинвазивной оценки ширины кортикала в прогнозировании риска перелома при остеопорозе». //Материалы V Российского Конгресса по остеопорозу и другим метаболическим заболеваниям скелета. Москва, 2013. С.56.
20. Рымтз Б.Л., Мелтон Л.Дж. III. //Перев. С англ. Остеопороз. Этиология, диагностика и лечение. Изд. «Бином» -С-П. -2000. 530 с.
21. Хольцгер Ж. «Кортикальная кость и ее роль в обеспечении прочности проксимального отдела бедра» //Материалы V конференции с международным участием «Проблема остеопороза в травматологии и ортопедии», ЦИТО им. Н.Н.Приорова, – М. -2012. -С.9-10.
22. Faucett, Scott C MD, MS; 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 – Volume 24 – Issue 2 – pp 65-74.
23. Harlan N. Titanium Bone Implants. //Materials Technology, 2000 – Т. 3, № 15 – pp. 185–187.
24. Robinovitch SN, Inkster L, Maurer J, Warnick B. Strategies for avoiding hip impact during sideways falls. J Bone Miner Res 2003; 18: 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: 1537–1543.

REFERENCES:

1. Akhtyamov I.F., Gatina E.B., Fazullin R.R., Klyushkin S.I., Gilmudinov I.Sh., Shigaev E.S. «Osobennosti v podkhodakh k lecheniyu travmy proksimalnogo otdela bedra v spetsializirovannoy klinike». //Nauchno-prakticheskaya konferentsiya travmatologov-ortopedov s mezhdunarodnym uchastiem, posvyaschennaya 50-letiyu kliniki travmatologii i ortopedii MONIKI im. M.F.Vladimirovskogo. – М., 2012, – С. 12–14.
2. Zagorodnij N.V., Farba L.Ya., Tsypin I.S., Semenistyj A.Yu. «Травматология пожилого и старческого возраста в современном мегаполисе. Опыт городской клинической больницы №13 Москвы в лечении пациентов с низкоэнергетическими переломами проксимального отдела бедренной кости». //Материалы 17-го общечайского курса SICOT, – М., 2012. – С. 37–38.
3. Zorya V.I., Gnetetskij S.F., Dzhioev S.B., Temesov S.A. «Sovremennyye sposoby osteosinteza perelomov shejki bedra. Problemy i ikh resheniya». //Materialy VII nauchno-prakticheskoy konferentsii travmatologov – ortopedov FMBA Rossii «Aktualnye problemy travmatologii i ortopedii: vozmozhnosti, oshibki i oslozhneniya». Tomsk, 2012. – С. 29–30.
4. Komissarov A.N., Palshin G.A. «Patomorfoz perelomov proksimalnogo otdela bedrennoj kosti, svyazannykh s osteoporozom za period nablyudeniya 1995–2012 gg.». //Materialy II S'ezda travmatologov-ortopedov Dalnevostochnogo Federalnogo okruga, posvyaschennogo 60-letiyu travmatologicheskoy sluzhby respublik Sakha (Yakutiya). «Travmatologiya, ortopediya Severa i Dalnego vostoka: vysokie tekhnologii i innovatsii». – Yakutsk, – 2012, – С 129–130.
5. Kotelnikov G.P., Bulgakova S.V., Shafieva I.A. «Otsenka effektivnosti kompleksa meropriyatij dlya profilaktiki perelomov – markerov osteoporozu u zhenschin pozhilogo vozrasta». //V Konferentsiya s mezhdunarodnym uchastiem «Problema osteoporozu v travmatologii i ortopedii». FGBU TsNIITO im. N.N. Priorova, – М. – 2012, – С. 72–73.
6. Lazarev A.F., Solod E.I. «Operativnoe lechenie perelomov proksimalnogo otdela bedrennoj kosti». //Materialy VIII s'ezda travmatologov-ortopedov Uzbekistana «Aktualnye voprosy travmatologii i ortopedii». Tashkent (Uzbekistan), – 2012. – С. 153–154.
7. Lesnyak O.M. «Osteoporoz. Diagnostika, profilaktika i lechenie: klinicheskie rekomendatsii» //Pod red.: O.M. Lesnyak, L.I. Benevolenskoj – М.: GEOTAR – Media, – 2012. – 269 s.
8. Matveev A.L. «Operativnyj sposob profilaktiki perelomov shejki bedrennoj kosti». Patent RF na izobretenie № 2316280, – М. – 2008.
9. Matveev A.L., Nekhozhin A.V. «Ustrojstvo dlya armirovaniya shejki bedrennoj kosti i preventivnoj profilaktiki perelomov ». Patent RF na poleznuyu model № 98901, 2010.
10. Matveev A.L. «Ustrojstvo dlya armirovaniya biologicheskogo kompozitnogo materiala i preventivnoj profilaktiki perelomov shejki bedrennoj kosti». Patent RF na poleznuyu model № 91845, – М. – 2010.
11. Matveev A.L. «Ustrojstvo dlya armirovaniya shejki bedrennoj kosti i preventivnoj profilaktiki ee perelomov ». Patent RF na poleznuyu model №101351, – М. – 2011.
12. Matveev A.L. Nekhozhin A.V., Minasov T.B., Frolov A.V. «Ustrojstvo dlya armirovaniya kosti i profilaktiki perelomov ee pri osteoporozе». Patent RF na poleznuyu model № 121725, – М. опубликовано 10.11.2012.
13. Matveev A.L., Dubrov V.E., Nekhozhin A.V., Minasov T.B., Stepanov O.N. «Ustrojstvo dlya profilakticheskogo armirovaniya i preduprezhdeniya perelomov proksimalnogo otdela bedra». Patent RF na poleznuyu model № 136703, – М. – 2014.
14. Matveev A.L., Dubrov V.E., Nekhozhin A.V., Minasov T.B., Stepanov O.N. «Ustrojstvo dlya profilakticheskogo armirovaniya i preduprezhdeniya perelomov proksimalnogo otdela bedra». Patent RF na poleznuyu model №140684, – М. – 2014 g.

15. Minasov B.Sh., Minasov T.B. Matveev A.L., Nekhozhin A.V. "Mekhanicheskie sistemy kost-implantat v usloviyakh profilakticheskogo armirovaniya proksimalnogo otдела bedra s ispolzovaniem nanostrukturirovannykh materialov". //Materialy V konferentsii s mezhdunarodnym uchastiem "Problema osteoporoz v travmatologii i ortopedii", TsITO im. N.N.Priorova, – M. – 2012. – С. 79–80.
16. Mironov S.P. "Organizatsionnye aspekty problemy osteoporoz v travmatologii i ortopedii". //V Konferentsiya s mezhdunarodnym uchastiem «Problema osteoporoz v travmatologii i ortopedii». FBGU TsNIITO im. N.N.Priorova, – M. – 2012. – S. 1–2.
17. Povorozyuk V.V., Meshtaler T.R., Meshtaler R.T. "Pokazateli rentgendensitometrii u zhenschin v postmenopauzalnom periode s osteoporoticheskimi perelomami". //V Konferentsiya s mezhdunarodnym uchastiem «Problema osteoporoz v travmatologii i ortopedii». FBGU TsNIITO im. N.N.Priorova, – 2012. – S. 40–41.
18. Radchenko, V.P. A.V. Nekhozhin, A.L. Matveev Analiz napryazhennogo sostoyaniya armirovannoy i nearmirovannoy biokompozitnoj kostnoj tkani shejki bedra cheloveka // Mekhanika mikroneodnorodnykh materialov i razrushenie. Tezisy dokladov. – Ekaterinburg, 2012 – S. 139.
19. Rodionova S.S., Torgashin A.N., Morozova N.S. «Vozmozhnosti neinvazivnoy otsenki shiriny kortikala v prognozirovanii riska pereloma pri osteoporozе». // Materialy V Rossijskogo Kongressa po osteoporozu i drugim metabolicheskim zabolevaniyam skeleta. Moskva, 2013. S. 56.
20. Riggs BL., Melton LJ III. Epidemiology of fractures // Perev. S angl. Osteoporoz. Etiologiya, diagnostika i lechenie. Izd.»Binom» S-P. 2000. 530 s.
21. Holzer G., Department of Orthopaedics, Medical University of Vienna. «Kortikalnaya kost i ee rol v obespechenii prochnosti proksimalnogo otдела bedra» // Materialy V konferentsii s mezhdunarodnym uchastiem "Problema osteoporoz v travmatologii i ortopedii", TsITO im. N.N.Priorova, Moskva, 2012. S. 9–10.
22. Faucett, Scott C MD, MS; 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 – Volume 24 – Issue 2 – pp 65–74.
23. Harlan N. Titanium Bone Implants. //Materials Technology, 2000 – T. 3, № 15 – С. 185–187.
24. Robinovitch SN, Inkster L, Maurer J, Warnick B. Strategies for avoiding hip impact during sideways falls. J Bone Miner Res 2003; 18: 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: 1537–1543.

РЕЗЮМЕ

Работа посвящена проблеме реабилитации лиц пожилого возраста страдающих различными заболеваниями, вызывающих деструктивно-дистрофические изменения в костной ткани таких, как остеопороз, онкологические заболевания и осложнений, являющихся причиной патологических переломов, а также изучению экспериментальной методики профилактического армирования проксимального отдела бедренной кости. Нами разработаны методика профилактического армирования и конструкции оригинальных имплантатов для ее проведения, на которые получены патенты Российской Федерации (№2316280, 91845, 98901, 101351, 121725, 136703, 136704, 140684). Изготовлены опытные образцы имплантатов из наноструктурированного титана и набор инструментов для проведения операции профилактического армирования. Для изучения биомеханических свойств костной ткани при деформации, а также изменения прочностных характеристик в результате введения имплантатов в кость нами проведены исследования путем математического моделирования, благодаря которому доказано, что напряжение при нагрузках в области проксимального отдела бедренной кости возникает неравномерно. Это приводит к образованию зон начала разрушения кости при возрастании нагрузки, а после превышения критического напряжения к возникновению перелома. Исследования показали, что в точках разрушения армированных систем кость – имплантат при критических нагрузках и деформации кости напряжение снижается на 11,6–12,1% в отличие от интактных образцов кости. Стендовые испытания с целью изучения изменения прочности армированной системы кость-имплантат в сравнении с интактными образцами кости показывают повышение устойчивости к переломам армированного проксимального отдела бедренной кости на 23–93% в зависимости от формы и комбинации используемых имплантатов. В результате испытаний выявлено, что армированная кость даже после возникновения перелома не сопровождается смещением отломков, которые удерживаются внутрикостными имплантатами. Результаты проведенных исследований дают право утверждать, что при возникновении низкоэнергетической травмы, армированные системы кость-имплантат меньше подвержены перелому.

Ключевые слова: проксимальный отдел бедренной кости, остеопороз, напряжение костной ткани, профилактическое армирование, имплантаты, математическое моделирование, стендовые испытания.

ABSTRACT

The work is devoted to the problem of rehabilitation of elderly people suffering from various diseases, causing destructive-dystrophic changes in the bone such as osteoporosis, cancer and complications that cause pathological fractures, as well as the study of experimental methods of preventive reinforcement of the proximal part of the femur. We have developed the methodology of preventive reinforcement and construction of the original implants for her conduct, to which the patents of the Russian Federation (No. 2316280, 91845, 98901, 101,351, 121,725, 136,703, 136,704, 140684). Manufactured prototypes of implants of nano-titanium and set of tools for the operation of preventive reinforcement. For the study of biomechanical properties of bone tissue, as well as changes in strength characteristics as a result of the introduction of implants in bone us studies by mathematical modeling, which proved that the voltage at the load in the area of the proximal part of the femur occurs unevenly. This leads to the formation of zones started destroying the bones as the load increases, and after exceeding the critical voltage rise to fracture. In points of destruction reinforced systems bone-implant studies have shown that when critical loads, the voltage is reduced by 11.6% – 12.1 in contrast to the intact samples of the bone. Bench testing for the purpose of studying the changes of strength reinforced system of bone-implant in comparison with healthy samples of bones show increased resistance to fractures of the proximal femur reinforced on 23–93% depending on the form and combination used implants. As a result, tests revealed that bone reinforced even after the appearance of the fracture is not accompanied by the fragment offset, which held vnutrikostnyimi implants. Studies are entitled to argue that when there is a low-energy trauma, bone-implant system less prone to fracture.

Keywords: proximal femur, osteoporosis, bone strain, preventive reinforcement, implants, mathematical modeling, testing.

Контакты:

Матвеев А.Л. E-mail: MAL57@rambler.ru