

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.⁴.

ВОЗМОЖНОСТИ И ПЕРСПЕКТИВЫ ПРОФИЛАКТИЧЕСКОГО СИЛОВОГО ШУНТИРОВАНИЯ ПРОКСИМАЛЬНОГО ОТДЕЛА БЕДРЕННОЙ КОСТИ У ЛИЦ СТАРШЕГО ВОЗРАСТА

¹ГБУЗ СО Центральная городская больница, г. Новокуйбышевск,²ГУ НО Факультет фундаментальной медицины МГУ им. М.В. Ломоносова, г. Москва,³Башкирский государственный медицинский университет, г. Уфа,⁴Самарский государственный технический университет, г. Самара

Резюме. Работа посвящена экспериментальному исследованию метода хирургической профилактики переломов проксимального отдела бедренной кости у лиц старшего возраста, страдающих различными дегенеративно-дистрофическими заболеваниями костной ткани, являющихся причиной патологических переломов путем разработки метода профилактического силового шунтирования кости с применением оригинальных имплантатов, математического моделирования с использованием конечных элементов и стендовых испытаний системы кость-имплантат. Исследования показали, что профилактическое силовое шунтирование проксимального отдела бедренной кости способствует повышению прочности системы кость-имплантат в зависимости от типа имплантата на 23-93%, а при низкоэнергетической травме может предупредить возникновение перелома.

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

A.I. Matveev¹, V.Er. Dubrov², B.Sh.Minasov³ T.B.Minasov³, A.V.Nehogin⁴,

OPPORTUNITIES AND PROSPECTS PREVENTIVE POWER BYPASS THE PROXIMAL PART OF THE FEMUR AMONG OLDER PERSONS.

Summary. The work is devoted to the pilot study of surgical method for prevention of fractures of the proximal part of the femur bone in elderly individuals suffering from various degenerative-Dystrophic diseases of the bone, causing pathological fractures through the development of preventive method of power dice and using original bypass grafts, mathematical modeling using finite elements and system test bench bone-implant. Studies have shown that preventive force shunt Proximal Femoral bone strength system contributes to the improvement of bone-implant depending on the type of implant to 23-93%, while low-energy trauma can prevent fractures. **Keywords:** proximal femur, preventative power bypass, implants, mathematical modelling.

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

Введение. Демографические процессы, происходящие в современном обществе, приводят к росту дегенеративно-дистрофических заболеваний опорно-двигательной системы. Метаболические заболевания скелета и в особенности их осложнения являются актуальной социальной проблемой во всех развитых государствах [6, 10]. 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 [4, 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 [8, 10]. Патологическим принято называть перелом кости, пораженной каким-либо болезненным процессом и, вследствие этого, потерявшей свою прочность; для возникновения такого перелома не требуется воздействия значительной силы. Наиболее частыми причинами снижения прочности кости являются опухоли, дистрофические и диспластические процессы (остеопороз, фиброзная и хрящевая дисплазия, дистрофическая костная киста, вро-

жденная ломкость костей) [2, 11, 13, 15]. Во всем мире более 2 млн. человек в год получают травмы, сопровождающиеся переломом шейки бедра [6, 10].

В группу потенциального риска остеопоротических переломов в России входит около 34 млн. человек, в то время как в США – 44 млн. человек, причем, согласно прогнозу Международного Фонда остеопороза, к 2050 г. ожидается увеличение числа пациентов с переломом шейки бедренной кости до 6 миллионов 260 тысяч ежегодно [6, 10]. В России ежегодно в среднем такую травму получают 100-150 человек на 100 тыс. населения, однако, выявлена тенденция роста частоты переломов этой локализации до 270 – 309,9 на 100 тыс. населения [3, 4].

Серьезность проблемы остеопороза обусловлена переломами, возникающими при минимальной травме. Причиной переломов ПОБК у лиц пожилого возраста, как правило, является удар в области большого вертела вследствие падения с высоты собственного роста [5, 14]. Нарастающая тенденция к увеличению частоты таких падений и последующих этой травме гипостатических функциональных нарушений, приводящих к «обвальному» синдрому декомпенсации состояния пострадавшего, обусловила рост высокой (41-67%) летальности у пациентов с переломами ПОБК [5, 8]. Предотвратить даже однократное падение нельзя, причем уже свершившийся вертельный перелом удваивает риск контралатерального вертельного перелома [10, 12]. Попытки уменьшить вероятность перелома ПОБК путем существующих методов профилактики включая медикаментозное лечение, методик ЛФК не позволили до настоящего времени решить эту проблему [4, 14].

Цель исследования. Проанализировать существующие методы профилактики переломов ПОБК при различных заболеваниях, в первую очередь при остеопорозе и онкологических заболеваниях, у лиц старшей возрастной группы по данным литературы, оценить их достоинства и недостатки. Разработать методику хирургической профилактики переломов ПОБК путем силового шунтирования новыми оригинальными конструкциями имплантатов. Провести исследования путем математического моделирования и стендовых испытаний системы кость–имплантат, оценить результаты профилактического силового шунтирования ПОБК и функционирования этой системы.

Материалы и методы исследования. Для предупреждения патологических переломов ПОБК при различных заболеваниях, вызывающих деструкцию костной ткани, нами был разработан способ хирургической профилактики переломов кости [Патент РФ на изобретение №2316280]. Для реализации способа нами были разработаны оригинальные конструкции имплантатов [7], миниинвазивное введение которых сопровождается минимальной травмой мягких тканей и незначительной потерей костной массы.

Конструкция имплантата «бификсирующая спица» [Патент РФ № 101351] представляет собой спицу с двумя участками резьбы. Первая резьба диаметром 2,5 мм рассчитана на фиксацию спицы в головке бедренной кости, вторая, диаметром 3,5 мм – в наружном кортикальном слое в точке введения. Шаг резьбы на обоих участках спицы одинаков (0,3 мм), что позволяет равномерно вводить ее в костную ткань. Армирование с применением этой конструкции предполагает использование от одной до трех спиц (рис.1а). Для предотвращения центростремительной миграции, конец спицы штыкообразно загибают и скусывают. Помимо этого, была разработана модернизированная конструкция «бификсирующей спицы» [Патент РФ № 121725] с головкой под гексагональный торцевой ключ. Преимущество этого фиксатора заключается в том, что после завершения введения имплантата конец спицы остается в мягких тканях (Рис. 1б.), что облегчает, при необходимости, ее удаление. Имплантат «шнековый винт» [Патент РФ № 91845] представляет собой шнек с центральным валом диаметром 3 мм и спирально закрученной резьбовой частью с наружным диаметром 8 мм и шагом резьбы 8 мм. Винт заканчивается головкой со шлицем под гексагональную отвертку (рис.1в). Имплантат «винт-штопор» [Патент РФ № 98901] представляет собой устройство, состоящее из спицы диаметром 3 мм, закрученной в виде спирали с наружным диаметром витка 8,0 мм и шагом витка 8,0 мм. На конце спирально закрученной спицы имеется сферическая головка со шлицем под гексагональную отвертку (рис.1г). Конструкция имплантата «телескопический винт-штопор» [Патент РФ № 136703] представляет собой устройство, состоящее из телеско-

пического винта, имеющего рабочую часть в виде спирали, удлиненную шейку под телескопическую трубку-направитель и диафизарной пластины с отверстиями под монокортикальные винты. (Рис. 1д). Конструкция изоэластического имплантата [Патент РФ № 140684] представляет собой устройство, состоящее из изогнутых спиц, трубчатых направителей и диафизарной пластины с отверстиями под монокортикальные винты (рис. 1е).

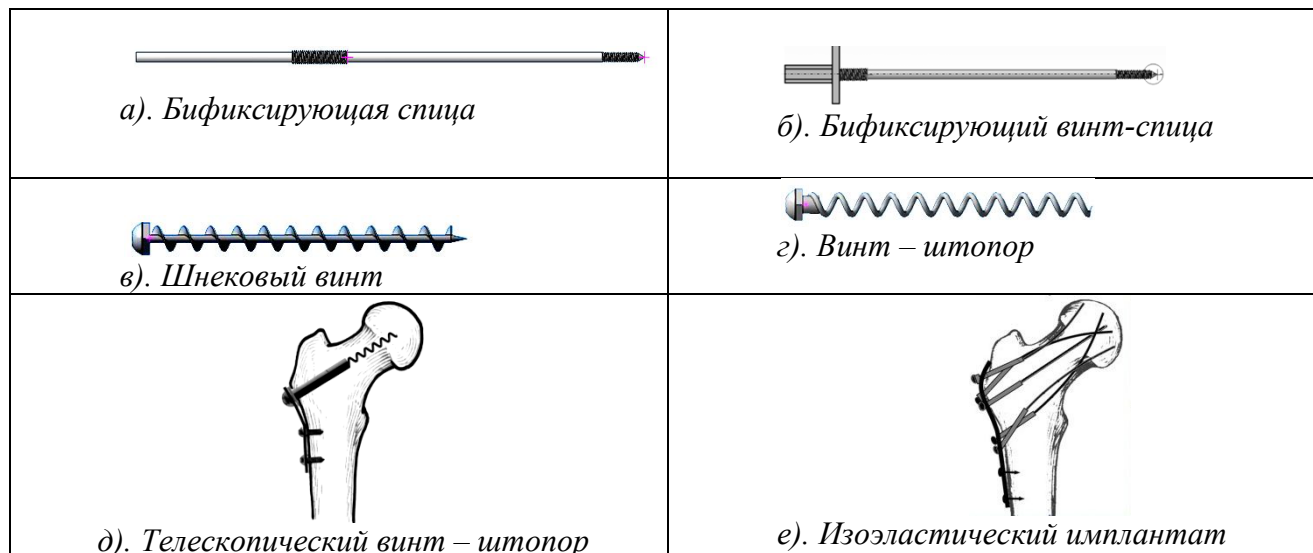


Рис. 1. Имплантаты для армирования [7].

Материалом для предлагаемых имплантатов может использоваться нержавеющая медицинская сталь, чистый титан и его сплавы.

Для изучения прочности системы кость-имплантат по сравнению с интактной костью было проведено математическое моделирование с использованием модели ПОБК, состоящей из кортикального и губчатого слоев, параметры которых были оценены путем лазерного сканирования, в результате чего была получена упрощенная геометрическая модель ПОБК в формате **Wrl**. На языке Python был разработан программный комплекс, одной из функции которого является конвертирование данных из формата **Wrl** в ANSYS-команды [1]. (Рис. 2а). Виртуальная силовая нагрузка, оцениваемая при моделировании, соответствовала усредненной реальной нагрузке $F=7800$ Н, при превышении которой происходит разрушение интактной кости здорового взрослого человека [8]. Доказано, что напряжение на поверхности кости больше, чем внутри нее, а максимальные напряжения возникают в критических точках (А, В), в которых начинается разрушение кости при нагрузке. При проведении исследований выявлено максимальное значение компоненты напряжения на оси σ_z (рис.2б).

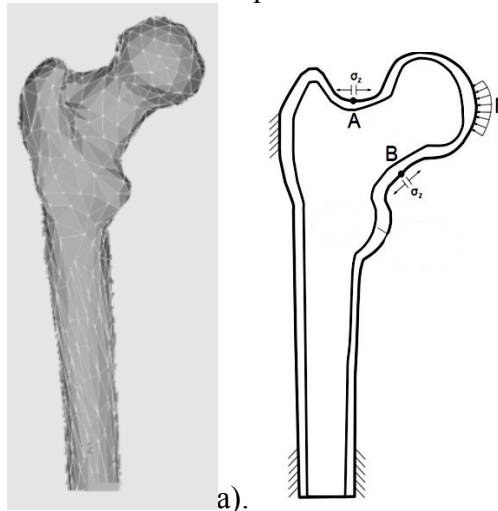


Рис. 2. а) Геометрия кости, б) Краевые условия.

Благодаря вспомогательному программному комплексу в кость были виртуально “введены” имплантаты, как по отдельности, так и в различных сочетаниях (рис.3).

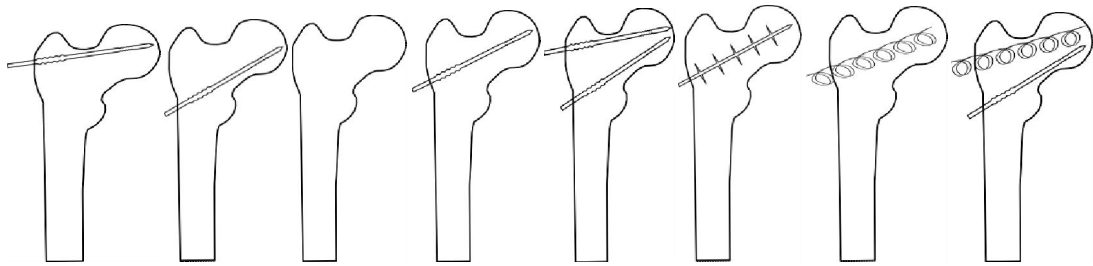


Рис. 3. Варианты армирования кости.

Нами были проведены стендовые испытания с использованием трупных и искусственных биоманекенов бедренной кости человека с целью практического изучения прочности системы кость-имплантат. Введение имплантатов проводили параллельно оси шейки бедренной кости ближе к краниальному и каудальному краю кортикального слоя под углом $127-130^{\circ}$ к оси диафиза бедренной кости. 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).

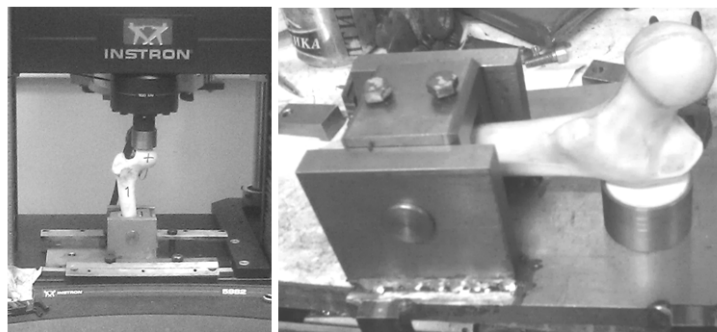


Рис.4. Дозированная нагрузка до полного разрушения на универсальном динамометре INSTRON 5982.

Варианты композиций исследуемых образцов трупных и искусственных биоманекенов бедренной кости с различными имплантатами и комбинациями их введения, а также при нагрузке вдоль оси диафиза на головку бедренной кости показаны на рис. 5.

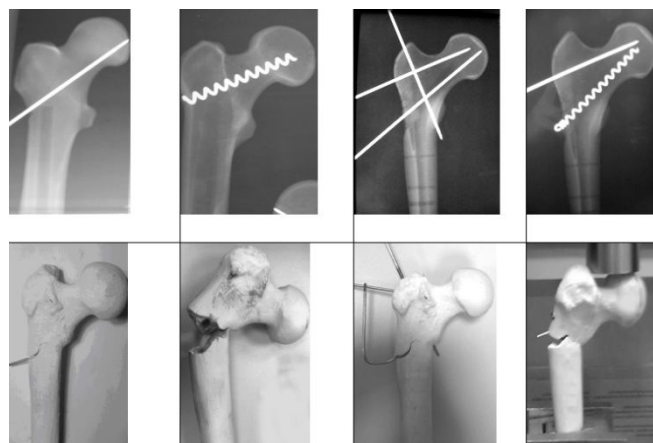


Рис.5. Результаты дозированной нагрузки до полного разрушения ПБК.

Варианты 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, продемонстрировали преимущества систем с наибольшей площадью контакта (винт-штопор) (рис. 6).

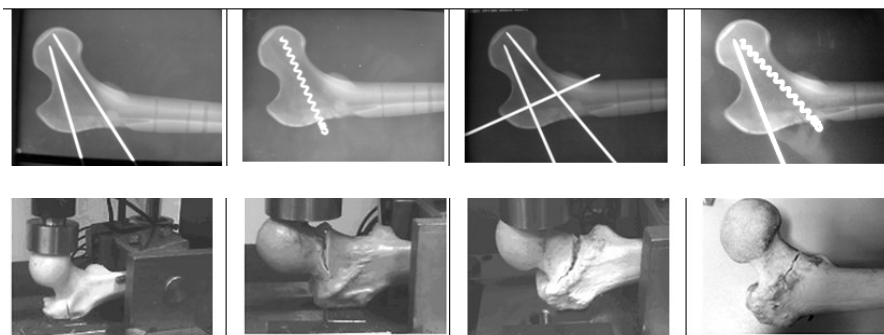


Рис.6. Горизонтальная нагрузка на большой вертел бедренной кости.

Для подтверждения достоверности результатов экспериментальных исследований - метода профилактического армирования проксимального отдела бедренной кости (ПОБК), были рассмотрены различные критерии статистической обработки данных. Учитывая небольшое количество наблюдений и исследуемого материала (трупные кости и биоманекены, используемые имплантаты) мы рассмотрели такие непараметрические методы статистического анализа, как КЗ – критерий знаков, Т - парный критерий Вилкоксона, Q –критерий Розенбаума, серийный критерий r Вальда-Вольфовица, ТМФ – точный метод Фишера. Любой из перечисленных критериев вполне достоверно подтверждает результаты наших исследований. Мы остановили выбор на серийном критерии r Вальда - Вольфовица, Q –критерий Розенбаума, Т - парный критерий Вилкоксона и ТМФ – точный метод Фишера, при применении которых результаты исследований при $P \leq 0,05$ являются статистически значимыми.

Результаты исследований и обсуждение. Метод математического моделирования с использованием технологии конечных элементов позволяет объективно оценить степень увеличения критического напряжения в наиболее опасных местах костной ткани за счет частичного перераспределения внешней деформирующей нагрузки в элемент армирования. Результаты численного эксперимента моделирования напряжения для компоненты σ_z (рис. 2б) представлены в таблице 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	$\Delta\sigma_z$, %
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

Исследование устойчивости армированных систем проводили путем оценки деформации системы кость-имплантат вследствие приложения усилия компрессии на головку бедренной кости при вертикальном и горизонтальном положении ее диафизарной части (имитация падения на область большого вертела). При вертикальной нагрузке на головку вдоль оси диафиза бедренной кости прочность системы кость-имплантат шейки бедра увеличивалась с 22,7% до 72,6% ($p < 0,05$) в зависимости от комбинации вводимых имплантатов (Таблица 2).

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%

*- $p < 0,05$ – статистическая значимость различий группы систем кость-имплантат и группы сравнения (интактная кость);

По данным проведенных исследований при вертикальной нагрузке на головку бедренной кости получены результаты, наглядно показывающие преимущество систем кость-имплантат после профилактического силового шунтирования по сравнению с интактными образцами (диаграмма 1).

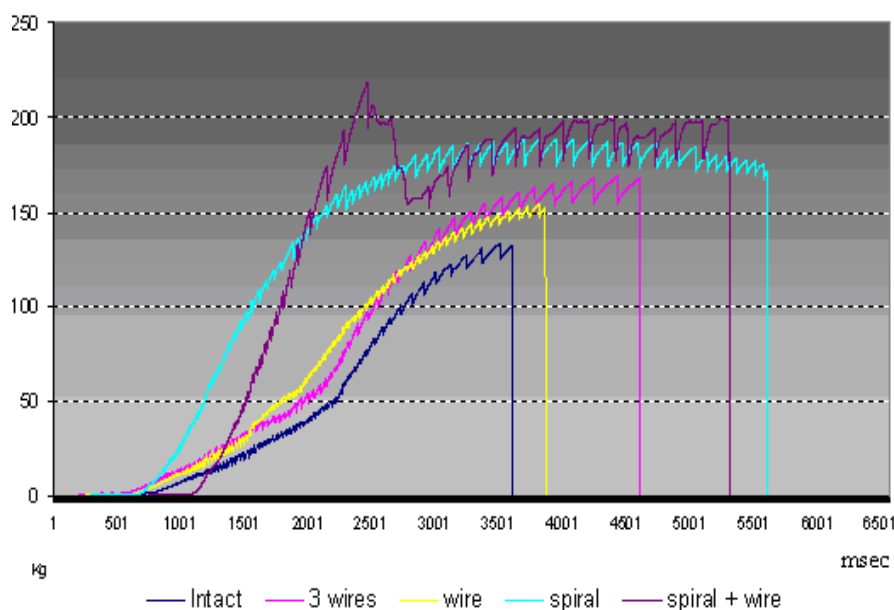


Диаграмма 1. Результаты стендовых испытаний при вертикальной нагрузке.

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% по сравнению со значениями в группе с интактными образцами ($p < 0,05$) (Таблица 3).

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%

*- $p < 0,05$ – статистическая значимость различий группы систем кость-имплантат и группы сравнения (интактная кость);

По данным проведенных исследований при горизонтальной нагрузке на головку бедренной кости (имитация падения на область большого вертела) до полного разрушения кости получены результаты, наглядно показывающие преимущество систем кость-имплантат после профилактического силового шунтирования по сравнению с интактными образцами (диаграмма 2).

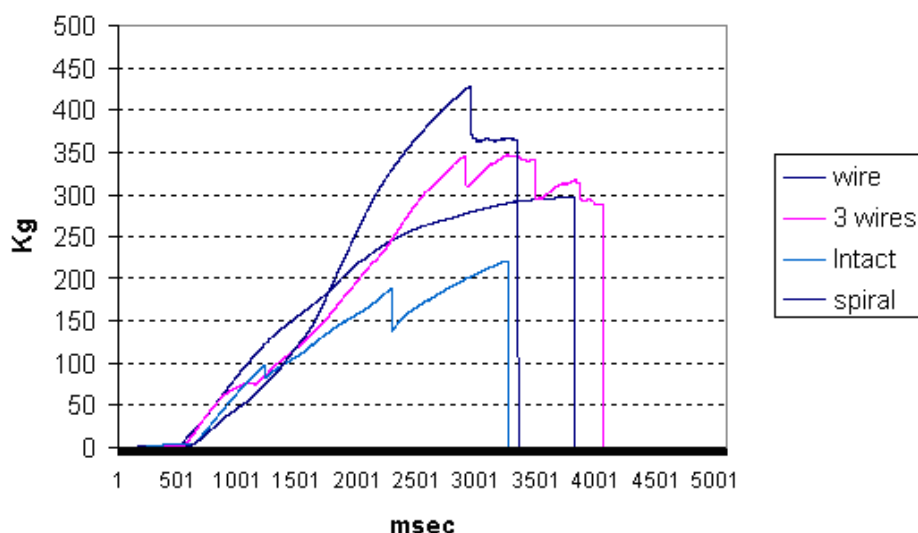


Диаграмма 2. Результаты стендовых испытаний при горизонтальной нагрузке.

Заключение. Имплантаты для профилактического силового шунтирования ПОБК должны иметь малый размер конструкции, облегчающий миниинвазивность установки имплантата во время операции, обладать выносливостью к длительной эксплуатации, долговечностью и биосовместимостью, обеспечивать минимальную потерю костной массы при имплантации, сохранять физиологическую способность ПОБК после введения имплантата к амортизации при нагрузках.

Математическое моделирование показывает, что показатель напряжения внутри кости существенно ниже, чем на ее поверхности. При нагрузке этот показатель вдоль центральной оси шейки практически стремится к минимуму, тогда, как, в краниальной и каудальной частях шейки бедренной кости возрастает, что и обуславливает развитие перелома от периферии внутрь. При профилактическом силовом шунтировании ПОБК имплантатами, расположенными ближе к ее периферии и дальше от центральной оси, показатель критического напряжения (начала разрушения кости) возрастает.

Стендовые испытания с использованием нагрузки, приводящей к структурной деформации, показали, что в условиях силового шунтирования ПОВК, в отличие от интактных костных образцов, разрушение кости в зоне растяжения происходит монокортикально, не приводя к формированию дальнейшего смещения отломков. Данные, полученные при анализе сопротивляемости осевой нагрузке свидетельствуют о преимуществах армирующих систем с использованием винтов, либо систем винт плюс спица.

Все изученные варианты армирования увеличивают прочность системы кость-имплантат, как при вертикальной нагрузке с компрессией на головку бедренной кости вдоль оси диафиза, так и перпендикулярно оси диафиза с нагрузкой на область большого вертела бедренной кости с 23 до 93%.

Внедрение в клиническую практику методики профилактического силового шунтирования ПОВК при различных дегенеративно-дистрофических процессах у лиц, склонных к переломам, может привести к снижению частоты таких переломов и, следовательно, выраженным гуманитарным и экономическим эффектам, что доказывается результатами наших исследований.

Литература:

1. Басов К.А. ANSYS. Справочник пользователя. – М.: ДМК пресс, 2005 – 640 с.
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 // ЦИТО, Москва. – 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 (Узбекистан). – 2012. – С. 153-154.
6. Лесняк О.М. Остеопороз. Диагностика, профилактика и лечение: клинические рекомендации // Под ред.: О.М. Лесняк, Л.И. Беневоленской. –М.: ГЭОТАР-Медиа, 2012. – 269 с.
7. Матвеев А.Л. Оригинальные имплантаты для армирования шейки бедренной кости с целью хирургической профилактики переломов при остеопорозе / А.Л. Матвеев, А.В. Нехожин, Б.Ш. Минасов // Нижегородский симпозиум ортопедов «Эволюция хирургии крупных суставов», К 100-летию со дня рождения Джона Чанли. – Нижний Новгород. – 2011. – С. 84-85.
8. Минасов Б.Ш. Результаты стендовых испытаний системы кость-имплантат-кость в условиях стандартного остеосинтеза при переломах проксимального отдела бедра / Б.Ш. Минасов, М.Ю. Ханин, Р.Р. Якупов, Т.Б. Минасов // Казанский медицинский журнал. – 2010. – № 1. – С. 40-44.
9. Рогожников Г.И. Влияние модуля упругости губчатой и кортикальной кости на напряженное состояние в области пластинчатого имплантата при окклюзионной нагрузке / Г.И. Рогожников, С.Г. Конюхова, Ю.И. Няшин // Российский журнал биомеханики. – 2004. – Т. 1, № 8. – С. 54-60.
10. Родионова С.С. Возможности и ошибки неинвазивной количественной оценки МПКТ для диагностики остеопороза / С.С. Родионова, А.К. Морозов // Остеопороз и остеопатии. – 2005. – №1. – С. 41-44.

11. Сергеев С.В. Лечение патологических переломов длинных костей как неотложное эндопротезирование кости / С.В. Сергеев, В.С. Матвеев, В.С. Папоян // Реферативный журнал «Остеосинтез». – Международный Альянс Остеосинтеза, ОТС 2(19). – 2012. – С. 25-27.
12. Faucett S.C. Is Prophylactic Fixation a Cost-Effective Method to Prevent a Future Contralateral Fragility Hip Fracture? / S.C. Faucett, J.W.Genuario; A.N. Tosteson, K.J. Koval // Journal of Orthopaedic Trauma. – 2010. – Volume 24, Issue 2. – P. 65-74.
13. Holzer G. «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, Москва. – 2012. – С.9-10.
14. Riggs B.L. Epidemiology of fractures / B.L. Riggs, L.J. Melton // Перев. С англ. Остеопороз. Этиология, диагностика и лечение. Изд. «Бином» С-П. 2000.
15. Surgery for pathological proximal femoral fractures, excluding femoral head and neck fractures. Resection vs. stabilization / M. Zacherl [et al.] // Austria International Orthopaedics. – 2011. – № 35. – P. 1537-1543.