

ПРОФИЛАКТИКА ПАТОЛОГИЧЕСКИХ ПЕРЕЛОМОВ ПРОКСИМАЛЬНОГО ОТДЕЛА БЕДРА У ПОЖИЛЫХ ЛИЦ ПУТЕМ АРМИРОВАНИЯ. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ

А. Матвеев¹, кандидат медицинских наук,
В. Дубров², доктор медицинских наук, профессор,
Б. Минасов³, доктор медицинских наук, профессор,
Т. Минасов³, доктор медицинских наук,
А. Нехожин⁴

¹Центральная городская больница, Новокуйбышевск

²МГУ им. М.В. Ломоносова

³Башкирский государственный медицинский университет, Уфа

⁴Самарский государственный технический университет

E-mail: Mal57@rambler.ru

Рассматривается возможность предупреждения переломов проксимального отдела бедренной кости у пожилых лиц с различными заболеваниями, вызывающими деструктивно-дистрофические изменения костной ткани и патологические переломы, с помощью профилактического армирования кости оригинальными имплантатами. Стендовые испытания показали, что в этом случае напряжение в критических точках снижается на 11,6–12,1%, прочность системы кость–имплантат при низкоэнергетической травме повышается на 23–93%.

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

Патологическим принято называть перелом кости, пораженной каким-либо болезненным процессом и вследствие этого потерявшей свою прочность. Для возникновения такого перелома не требуется воздействие значительной силы, он вполне вероятен при разрушении кортикального слоя >50% [4, 21, 25]. Наиболее частыми причинами снижения прочности кости являются опухоли, дистрофические и диспластические процессы (остеопороз, фиброзная и хрящевая дисплазия, дистрофическая костная киста, врожденная ломкость костей) [4, 28]. Актуальность профилактики и лечения больных с переломами проксимального отдела бедренной кости (ПОБК) обусловлена учащением данной патологии и необходимостью продолжительной реабилитации пациентов [6, 7]. Переломы этой локализации составляют 60–65% всех переломов нижней конечности и являются следствием структурной несостоятельности кости. До 35–40% – это вертельные переломы, при этом 71–85% таких переломов происходят в пожилом и старческом возрасте [3, 4, 20]. В мире ежегодно травмы, сопровождающиеся переломом шейки бедра, получают >2 млн человек. В группу потенциального риска остеопоротических переломов в России входят около 34 млн человек, в США – 44 млн [16]. По прогнозам Международного фонда остеопороза, к 2050 г. ожидается увеличение числа

пациентов с переломом ПОБК до 6 млн 260 тыс. ежегодно [20]. В России ежегодно такую травму получают 100–150 человек на 100 тыс. населения, но за последние годы выявлена тенденция роста частоты переломов этой локализации до 270–309 случаев на 100 тыс. населения [5, 6]. Злокачественные опухоли костей данной локализации встречаются с частотой 1,6 случая на 100 тыс. [2].

Причиной переломов ПОБК у лиц пожилого возраста, как правило, является удар в области большого вертела вследствие падения с высоты собственного роста [27]. Нарастающая тенденция к увеличению частоты таких падений и последующих гипостатических функциональных нарушений, приводящих к «обвальному» синдрому декомпенсации состояния пострадавшего, обусловила рост высокой (41–67%) летальности у пациентов с переломами ПОБК [3, 7]. Предотвратить даже однократное падение нельзя, причем уже свершившийся вертельный перелом удваивает риск контралатерального вертельного перелома [20, 23]. Попытки уменьшить вероятность перелома путем консервативных и медикаментозных методов профилактики не позволили до настоящего времени решить проблему [6, 26, 29]. Важным является определение степени деструктивно-дегенеративных изменений костной ткани в области ПОБК с целью поиска методов предупреждения переломов [15]. Одним из методов выявления остеопороза является лучевая диагностика с помощью компьютерной томографии путем определения кортикального индекса (КИ) [17, 22].

Цель исследования: изучить биомеханику ПОБК в условиях физиологических нагрузок и экспериментально армирования, разработать методику хирургической профилактики переломов ПОБК на основе результатов оценки системы кость–имплантат путем математического моделирования и стендовых испытаний функционирования этой системы.

Для предупреждения патологических переломов ПОБК при различных заболеваниях, вызывающих дегенеративно-дистрофические изменения костной ткани, был разработан способ хирургической профилактики повреждения кости, обусловленного такой деструкцией [8]. Для реализации профилактического армирования были разработаны оригинальные конструкции имплантатов, мини-инвазивное введение которых сопровождается минимальной травмой мягких тканей и потерей костной массы.

Конструкция имплантата «бификсирующая спица» [9] 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 1 до 3 спиц (рис. 1, а). Для предотвращения центростремительной миграции конец спицы загибают и скручивают. В процессе эксперимента обнаружили недостатки имплантата, связанные с необходимостью укорочения части имплантируемой спицы и оставлением заостренного, хотя и загнутого конца, что стало основанием для разработки модернизированного варианта данного имплантата – «бификсирующей винт-спицы» [11] с головкой под гексагональный торцевой ключ. Преимущество этого имплантата заключается в том, что после завершения введения его в кость наружный конец спицы остается в мягких тканях (см. рис. 1, б), что облегчает при необходимости ее удаление. Была разработана

конструкция имплантата «шнековый винт» [10], представляющая собой видоизмененную конструкцию предыдущего имплантата со шнековой частью на центральном валу. Винт заканчивается головкой со шлицем под гексагональную отвертку (см. рис. 1, *в*). Конструкция имплантата «винт-штопор» [12] представляет собой устройство, состоящее из закрученной в виде спирали спицы диаметром 3 мм с наружным диаметром витка 8,0 мм и шагом витка 8,0 мм. На конце спицы имеется сферическая головка со шлицем под гексагональную отвертку (см. рис. 1, *г*).

При видимых положительных сторонах описанных конструкций после их имплантации в шейку бедренной кости вне армированной части оставались вертельный и подвертельный отделы ПОБК, что создавало в дальнейшем угрозу перелома дистальнее шейки бедренной кости. Это послужило поводом для разработки других конструкций имплантатов, при установке которых армированию подвергался весь ПОБК. 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 (см. рис. 1, *д*).

Конструкция изополастического имплантата [14] представляет собой устройство, состоящее из изогнутых спиц, трубчатых направителей и диафизарной пластины с отверстиями под монокортикальные винты (см. рис. 1, *е*).

Спицы имеют трехгранное сечение и изготавливаются из специальной медицинской нержавеющей стали с пружинящими свойствами. Предусмотрено введение от 2 до 4 таких спиц. Как и предыдущее, это устройство позволяет армировать весь ПОБК, предохраняя от перелома не только шейку, но и вертельную область бедренной кости.

Для изучения жесткости и прочности системы кость-имплантат по сравнению с обычной костью проведено математическое моделирование с использованием модели ПОБК [19], состоящей из кортикального и губчатого слоев, параметры которых были оценены путем лазерного сканирования [24]. В качестве алгоритма автоматического упрощения кости использован алгоритм Quadric Edge Collapse Decimation, в результате получена упрощенная геометрическая модель ПОБК в формате wrl. На языке Python был разработан программный комплекс, одной из функций которого является конвертирование данных из формата wrl в ANSYS-команды [1]. На рис. 2 показана модель ПОБК, построенная в результате использования программно-алгоритмического комплекса.

Для построения внутреннего слоя кости была использована функциональность вспомогательных программ с уменьшением масштаба исходной стереометрии моделируемой кости. Благодаря вспомогательному программному комплексу в кость были виртуально «введены» имплантаты – по отдельности и в различных сочетаниях (рис. 3).

Исследование напряжения проводили прежде всего в точках, в которых начинается разрушение кости, предполагая, что введение имплантатов ближе к этим точкам позволит увеличить прочность системы кость-имплантат. Отметим, что вместо 1 точки одновременно исследовали эту систему в области верхней и нижней части шейки бедренной кости (точки А и В, рис. 4), поскольку при одинаковом уровне напряжения растяжение более опасно, чем сжатие [18]. Максимальные значения компоненты напряжения обнаружены на оси σ_z .

Одной из основных задач исследования была разработка показаний и противопоказаний к предстоящему профилактическому армированию. Группы больных старшего возраста формировали, основываясь на факторах риска переломов, утвержденных ВОЗ. Кроме общего клинического обследования, рентгенографии ПОБК, инструмента FRAX (определение 10-летней вероятности перелома шейки бедра) и индекса Сингха проводили компьютерную томографию (КТ) с целью определения цифровых показателей качества костной ткани ПОБК, при которых риск возникновения перелома становится критическим. Исследования проводились на

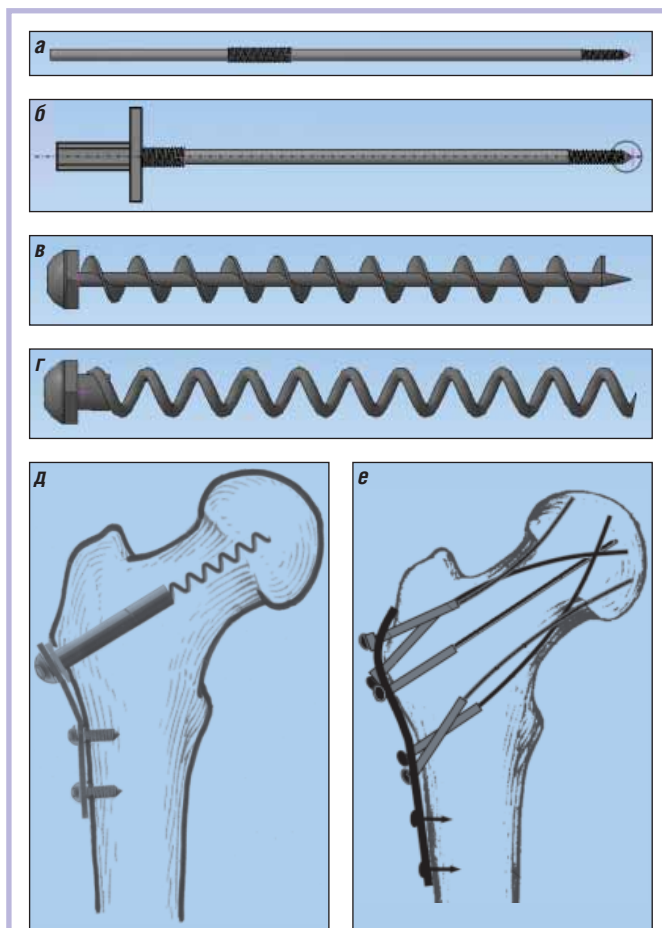


Рис. 1. Имплантаты для армирования: а – бификсирующая спица; б – бификсирующий винт-спица; в – шнековый винт; г – винт-штопор; д – телескопический винт-штопор; е – изополастический имплантат

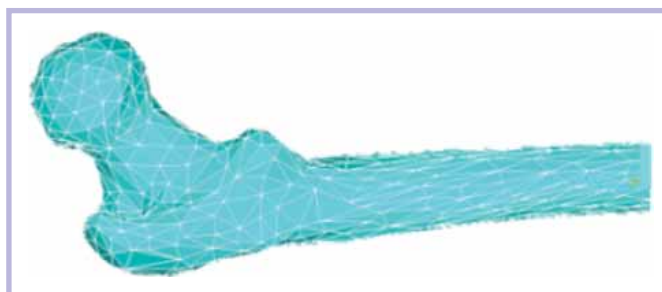


Рис. 2. Геометрия кости

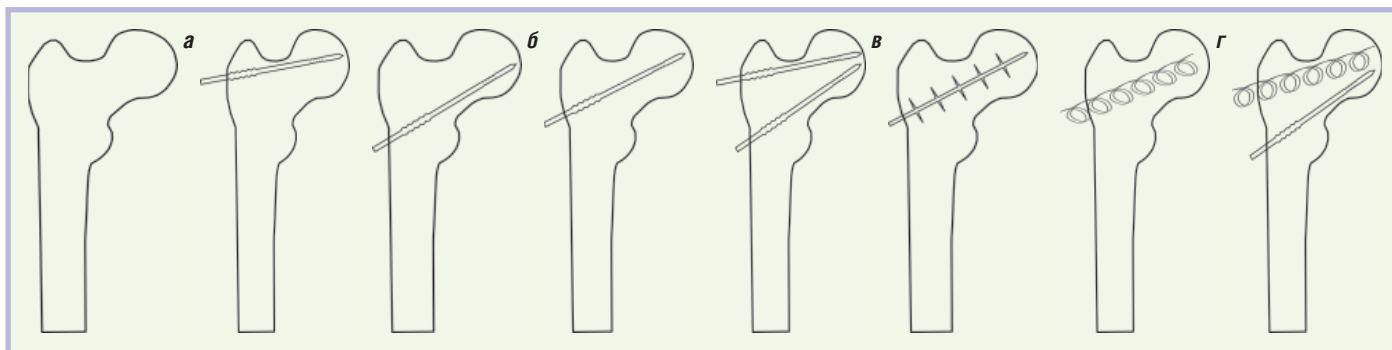


Рис. 3. Варианты (а–г) армирования кости

мультиспиральном (16-срезовом) компьютерном томографе Light Speed. В качестве исследуемых взята группа больных того и другого пола в возрасте 50–85 лет с односторонними переломами в области ПОБК. Обследование проводили через 3–5 дней после завершения остеосинтеза или эндопротезирования поврежденной бедренной кости. Исследования проводили на 10 см ниже основания малого вертела бедренной кости.

С помощью КТ определяли кортикальный индекс (КИ) [17] по формуле:

$$КИ = \frac{H + B}{Y} \cdot 100\%,$$

где КИ – кортикальный индекс (%); H – толщина наружной кортикальной пластинки (мм); B – толщина внутренней кортикальной пластинки (мм); Y – общий диаметр диафиза (мм).

В норме КИ равен 54%.

Определяли также плотность кортикального и губчатого слоев в проекции головки здоровой бедренной кости. В каждом конкретном случае этот показатель составил 150–250 ед. НУ (единицы Хаунсфилда).

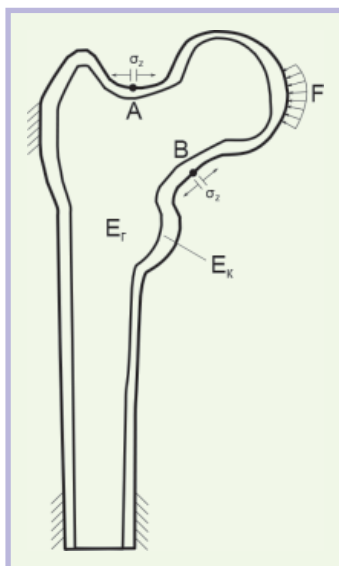


Рис. 4. Краевые условия

С целью изучения прочности ПОБК до и после ее армирования оригинальными имплантатами были проведены стендовые испытания. Имплантаты проводили вдоль оси шейки бедренной кости ближе к краниальному и каудальному краям кортикального слоя под углом 127–130° к оси диафиза бедренной кости. 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. Определены варианты композиции исследуемых образцов бедренной кости с различными имплантатами и комбинациями их введения при нагрузке вдоль оси диафиза на головку бедренной кости (рис. 5). Устойчивость армированных систем изучали путем оценки

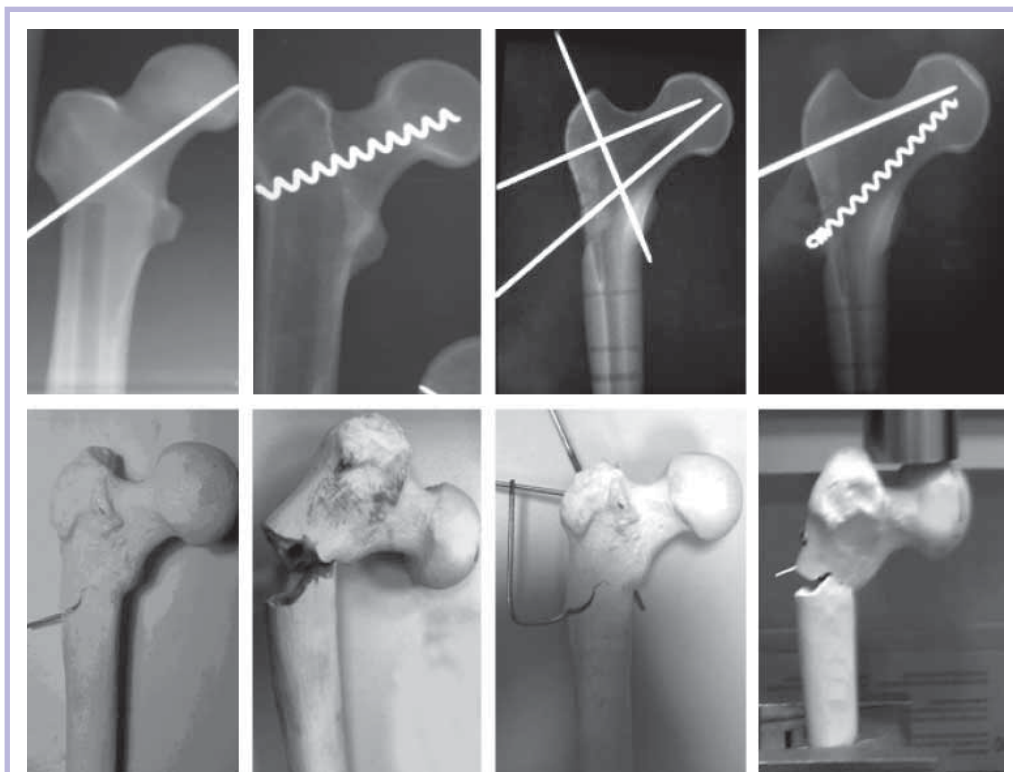


Рис. 5. Испытания при вертикальной нагрузке (верхний ряд) на головку бедренной кости с соответствующим результатом (нижний ряд)

деформации вследствие приложения усилия компрессии на головку бедренной кости при горизонтальном положении ее диафизарной части с имитацией падения на область большого вертела (рис. 6).

Компьютерная томография ПОВБ с обеих сторон при одностороннем повреждении одного из них показала, что плотность костной ткани (путем определения КИ) на здоровой и поврежденной конечностях имеют практически равные значения. Возникновение переломов происходит при показателе КИ < 50% и снижении плотности кортикального и губчатого слоев соответственно в 2 и 3 раза, что позволяет считать эти усредненные показатели соответствующими критическому состоянию костной ткани в области ПОВБ и предшествует возникновению переломов при низкоэнергетических травмах у лиц старшего возраста.

В группе здоровых пациентов максимальная плотность кортикального слоя составила >650 ед. НУ, губчатого слоя – >400 ед. НУ. КИ не отличался значительно от нормы (52–58%). При одностороннем переломе бедренной кости показатели КИ на контралатеральной стороне были понижены не более чем на 7%, при этом средний показатель составил 47%. Более выраженными оказались изменения при определении плотности костной ткани в проекции головки бедренной кости (снижение показателей в 2–3 раза). Средние показатели плотности кортикального слоя в исследуемой группе составили 215 ед. НУ, губчатого слоя – 140 ед. НУ (табл. 1).

Математическое моделирование показывает, что напряжения внутри кости существенно ниже, чем на ее поверхности, где начинается разрушение кости при критических нагрузках. Применение имплантатов, введенных в ПОВБ, снижает напряжение в критических точках на 11,6–12,1%, перекачивая его в элемент армирования (табл. 2).

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. 3).

Результаты испытаний при горизонтальных нагрузках продемонстрировали преимущества систем с наи-

большей площадью контакта (винт-штопор), при этом отмечено увеличение сопротивляемости нагрузкам с 27 до 93% (табл. 4).

Данные, полученные при анализе сопротивляемости осевой нагрузке во время стендовых испытаний, свидетельствуют о преимуществах армирующих систем с использованием винтов или системы винт-спица.

Стендовые испытания с использованием нагрузки, приводящей к структурной деформации, показали, что в условиях металлоармирования ПОВБ (в отличие от интактных костных образцов) разрушение кости в зоне растяжения происходит монокортикально, не приводя к формированию дальнейшего смещения отломков. Все изученные варианты армирования увеличивают прочность системы

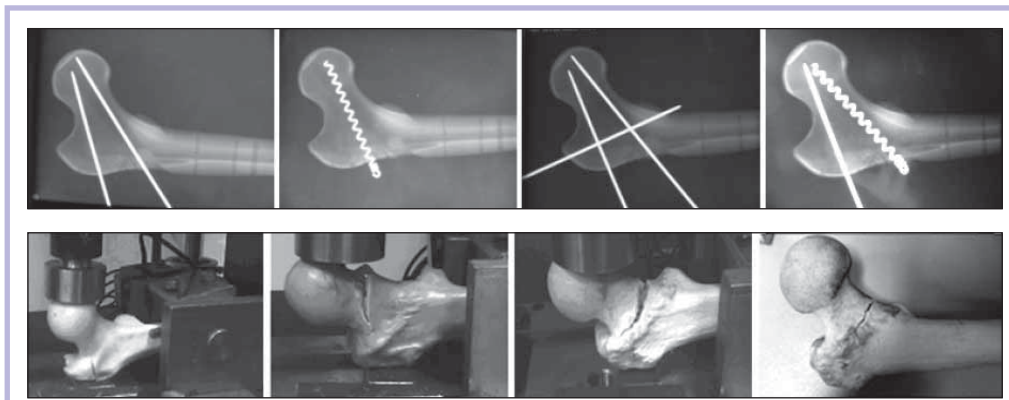


Рис. 6. Горизонтальная нагрузка (верхний ряд) на большой вертел бедренной кости с соответствующим результатом (нижний ряд)

Таблица 1

Средние показатели плотности кортикального слоя ПОВБ

Пол	Число больных	Плотность в проекции головки БК, ед. НУ		Кортикальный индекс, %
		кортикальный слой	губчатый слой	
Мужчины	28	528–828	245–288	47,0–50,7
Женщины	53	530–830	240–301	37,2–52,0

Таблица 2

Значение величин напряжения в областях сжатия и растяжения

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

Таблица 3

Испытания при вертикальной нагрузке на головку по оси бедренной кости

Система	Максимальная нагрузка, кг	Продолжительность пластической деформации, с	Время структурной деформации, с	Увеличение прочности до разрушения кости, %
Интактная кость	137,2±15,0	346	361	100,0
Спица	168,4±15,0	362	386	122,7
3 спицы	192,7±15,0	391	463	140,1
Винт-штопор	214,1±15,0	198	561	156,1
Штопор + спица	236,8±15,0	243	532	172,6

Таблица 4

Испытания при горизонтальной нагрузке на большой вертел бедренной кости

Система	Максимальная нагрузка, кг	Продолжительность пластической деформации, с	Время структурной деформации, с	Увеличение прочности до разрушения кости, %
Интактная кость	221,3±15,0	231	331	100,0
Спица	282,8±15,0	336	385	127,9
3 спицы	337,2±15,0	359	410	152,6
Штопор	345,5±15,0	361	390	156,1
Штопор + спица	428,6±15,0	361	338	193,0

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 с 23 до 93%. Внедрение в клиническую практику методики профилактического армирования кости при различных дегенеративно-дистрофических процессах в ПОБК у лиц, склонных к переломам, позволит, как показали результаты наших исследований, снизить частоту таких переломов и, следовательно, даст выраженный гуманитарный эффект.

Литература

- Басов К.А. ANSYS. Справочник пользователя / М.: ДМК пресс, 2005; 640 с.
- Болотов Д.Д., Андрианов О.В., Шахсуварян С.Б. Ампутация в составе комплексной реабилитации инвалидов вследствие злокачественных новообразований костей. Материалы научно-практической конференции травматологов-ортопедов «Актуальные вопросы ортопедии. Достижения. Перспективы». М., 2012; с. 22–3.
- Загородний Н.В., Фарба Л.Я., Цыпин И.С. и др. Травматология пожилого и старческого возраста в современном мегаполисе. Опыт городской клинической больницы №13 Москвы в лечении пациентов с низкодэнергетическими переломами проксимального отдела бедренной кости. Материалы 17-го обучающего курса SICOT. М., 2012.
- Зоря В.И., Злобина Ю.С. Патологические переломы костей конечностей метастатического происхождения // Травматол. и ортопед. России. – 2008; 1 (47): 27–34.
- 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. 129–30.

- Котельников Г.П., Булгакова С.В., Шафиева И.А. Оценка эффективности комплекса мероприятий для профилактики переломов – маркеров остеопороза у женщин пожилого возраста / М.: ЦИТО, 2012; с. 72–3.
- 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. 153–4.
- Матвеев А.Л. Оперативный способ профилактики переломов шейки бедренной кости. Патент РФ на изобретение №2316280. М., 2008.
- Матвеев А.Л. Устройство для армирования биологического композитного материала и превентивной профилактики шейки бедренной кости. Патент РФ на ПМ №91845. М., 2010.
- Матвеев А.Л., Нехожин А.В. Устройство для армирования шейки бедренной кости и превентивной профилактики переломов. Патент РФ на ПМ №98901. М., 2010.
- Матвеев А.Л. Устройство для армирования шейки бедренной кости и превентивной профилактики ее переломов. Патент РФ на ПМ №101351. М., 2011.

- Матвеев А.Л. Устройство для армирования шейки бедренной кости и превентивной профилактики ее переломов. Патент РФ на ПМ №121725. М., 2012.
- Матвеев А.Л., Дубров В.Э., Нехожин А.В. и др. Устройство для профилактического армирования и предупреждения переломов проксимального отдела бедра. Патент РФ на ПМ №136703. М., 2014.
- Матвеев А.Л., Дубров В.Э., Нехожин А.В. и др. Устройство для профилактического армирования и предупреждения переломов проксимального отдела бедра. Патент РФ на ПМ №140684. М., 2014.
- Минасов Т.Б., Минасов Б.Ш., Матвеев А.Л. и др. Механические системы кость–имплантат в условиях профилактического армирования проксимального отдела бедра с использованием наноструктурированных материалов. Материалы V Конф. с международным участием «Проблема остеопороза в травматологии и ортопедии». М.: ЦИТО им. Н.Н. Приорова, 2012; с. 79–80.
- Минасов Б.Ш., Ханин М.Ю., Якупов Р.Р. и др. Результаты стендовых испытаний системы кость–имплантат–кость в условиях стандартного остеосинтеза при переломах проксимального отдела бедра // Казанский медицинский журнал. – 2010; 1: 40–4.
- Музиченко П.Ф., Радомский О.А., Даниленко И.В. и др. Эндопротезирование тазобедренного сустава у людей старшей возрастной группы при внутрисуставных переломах шейки // Травма (Донецк, Украина). – 2013; 14 (2): 116–8.
- Радченко В.П., Нехожин А.В., Матвеев А.Л. Анализ напряженного состояния армированной и неармированной биокompозитной костной ткани шейки бедра человека. Механика микронеоднородных материалов и разрушение. Тезисы докладов. Екатеринбург, 2012; с. 139.
- Рогожников Г.И., Конюхова С.Г., Няшин Ю.И. и др. Влияние модуля упругости губчатой и кортикальной кости на напряженное состояние в области пластинчатого имплантата при окклюзионной нагрузке // Рос. журн. биомеханики. – 2004; 1 (8): 54–60.
- 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. М., 2013; с. 56.
- Сергеев С.В., Матвеев В.С., Папоян В.С. Лечение патологических переломов длинных костей как неотложное эндопротезирование кости // Остеосинтез. – 2012; 2 (19): 25–7.

22. Хамзабаев Ж.Х., Батпенов Н.Д., Рахимжанова Р.И. и др. Остеопороз. Клиника, диагностика. Лечение. Съезд травматологов и ортопедов Казахстана. Астана (Казахстан), 2012; 183 с.

23. Faucett S., Genuario J., Tosteson A. et al. Is Prophylactic Fixation a Cost-Effective Method to Prevent a Future Contralateral Fragility Hip Fracture? // J. Orthopaedic Trauma. – 2010; 24 (2): 65–74.

24. Harlan N. Titanium Bone Implants // Materials Technology. – 2000; 3 (15): 185–7.

25. 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». М.: ЦИТО им. Н.Н. Приорова, 2012; с. 9–10.

26. Riggs B., Melton L. III. Epidemiology of fractures. Пер. с англ. Остеопороз. Этиология, диагностика и лечение / СПб: Бином, 2000.

27. Robinovitch S., Inkster L., Maurer J. et al. Strategies for avoiding hip impact during sideways falls // J. Bone Miner. Res. – 2003; 18: 1267–73.

28. Zacherl M., Gruber G., Glehr M. et al. Surgery for pathological proximal femoral fractures, excluding femoral head and neck fractures. Resection vs. stabilization // Department of Orthopaedic Surgery, Medical University Graz, Austria. Department of Trauma Surgery Medical University Vienna, Austria International Orthopaedics (SICOT). – 2011; 35: 1537–43.

29. Greenspan S. et al. Fall severity and bone mineral density any risk factors for hip fracture in ambulatory elderly // JAMA. – 1994; 271: 128–33.

FRACTURE PREVENTION BY AUGMENTATION OF THE PROXIMAL FEMUR IN ELDERLY PATIENTS

A. Matveev¹, Candidate of Medical Sciences; **Professor V. Dubrov²**, MD; **Professor B. Minasov³**, MD; **T. Minasov³**, MD; **A. Nekhozhin⁴**

¹Central City Hospital, Novokuibyshevsk

²M.V. Lomonosov Moscow State University

³Bashkir State Medical University, Ufa

⁴Samara State Technical University

The paper considers whether proximal femur fractures may be prevented by prophylactic bone augmentation with original implants in elderly patients with different diseases causing bone dystrophic changes and pathological fractures. The bed tests have indicated that in this case the stress in critical points increases by 11.6–12.1%; the strength of a bone-implant system in low-energy trauma rises by 23–93%.

Key words: traumatology and orthopedics, proximal femur, prophylactic augmentation, implants, mathematical modelling.