

На правах рукописи

**ГРОХОЛЬСКИЙ
Виктор Николаевич**

**ХИРУРГИЧЕСКОЕ ЛЕЧЕНИЕ ПЕРЕЛОМОВ И
ПРЕЛОМО-ВЫВИХОВ ПРОКСИМАЛЬНОГО
СЕКМЕНТА ПЛЕЧЕВОЙ КОСТИ
(экспериментально-клиническое исследование)**

14.00.22. – травматология и ортопедия

АВТОРЕФЕРАТ
диссертации на соискание ученой степени кандидата
медицинских наук

Якутск – 2006

Работа выполнена в ГОУ ВПО «Амурская государственная медицинская академия МЗ и СР РФ» на кафедре травматологии, ортопедии и ВПХ с курсом стоматологии

Научный руководитель:

доктор медицинских наук,
профессор

Воронин Николай Ильич

Официальные оппоненты:

доктор медицинских наук,
профессор

Томский Михаил Иннокентьевич

доктор медицинских наук,
профессор

Комогорцев Игорь Евгеньевич

Ведущее учреждение:

ФГУ «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р.Вредена Федерального агентства по здравоохранению и социальному развитию»

Защита состоится «___» _____ 2006г. в ___ часов на заседании диссертационного совета **K212.306.02** при ГОУ ВПО «Якутском государственном университете им. М.К.Амосова» по адресу: *677000 г.Якутск, ул.Белинского, 58.*

С диссертацией можно ознакомиться в научной библиотеке ГОУ ВПО «Якутского государственного университета им. М.К.Амосова»

Автореферат разослан «___» _____ 2006 г.

*Ученый секретарь
диссертационного совета,
доктор медицинских наук,
профессор*

Ф.А.Захарова

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность проблемы

Переломы и переломо-вывихи (ПВ) проксимального отдела плечевой кости (ПОПК) наиболее сложная и тяжелая патология этой локализации (Никитин Г.Д., Грязнухин Э.Г., 1983; Ткаченко С.С., Шаповалов В.М., 1984; Neer, 1970). Проблема остеосинтеза и восстановления функции плечевого сустава при переломах и ПВ является одной из наиболее актуальных в травматологии и ортопедии.

Удельный вес переломов ПОПК среди переломов всех костей скелета достигает 4%-7,8% (Балика И.Л., 1974; Родов Л.П., Leyshon R. L., 1984), а у пожилых – 12,8%-19,8% (Каплан А.В. и соавт., 1978). Переломы хирургической и анатомической шейки плеча, переломы большого бугорка, внутрисуставные оскольчатые переломы головки составляют от 40,4%-65% переломов плечевой кости (Вайнштейн В.Г., 1974; Крупко И.Л., 1974; Трубников В.Ф., 1984 и др.). Частота ПВ плеча среди всех повреждений ПОПК составляет от 2,2%-2,6% (цит. по Л.К. Закревскому и С.А. Ласунскому, 1990) до 3%-8% (Scuderi С., 1957; Терновой К.С., Дроботун В.Я., 1980). По данным Грумеза М.А. (1989) ПВ плечевой кости составляют 58,3% от переломо-вывихов всех локализаций. Чаще всего подобные повреждения наблюдаются у лиц пожилого и старческого возраста (Дахновский И.Г., 1969; Каплан А.В., 1977; Краснов А.Ф., Ахмедзянов Р.Б., 1982). При лечении с использованием закрытой техники репозиции переломов хирургической шейки с отрывом бугорков и фиксацией повязками только в 56% случаев наблюдаются хорошие и удовлетворительные результаты, а при ПВ применение консервативного лечения неэффективно почти во всех случаях (Clifford P.C., 1980).

Хотя наилучшим методом лечения данных повреждений является оперативное вмешательство, их сложная форма, раздробление и смещение, повреждение вращающей манжетки плеча (ВМП) затрудняют выполнение надежной анатомической фиксации. Эти проблемы усугубляются снижением плотности

кости вследствие сопутствующего остеопороза (Hoffmeyer P., 2001).

Помимо традиционно применяемых для остеосинтеза спиц (Черкес-Заде Д.И., 1973; Rupf, Wiese, 1987; Kuner, Siebler, 1987), для улучшения стабильности отломков авторы предлагают фиксацию собственными металлическими и полимерными конструкциями различных форм, такими как Каплана-Антонова (1975), Воронцова, сколачивающий шнековый фиксатор Дахновского (1990), стержень-шуруп с боковой накладкой Родина (цит. по Ошнокову И.Х., 1970), серповидный фиксатор Хавкина (1972), пластина с компрессирующим устройством (Пунан Я.Р., Вассерштейн И.С., 1976), W-образная пластина с компрессирующим аппаратом Мюллера (цит. по Пунан Я.Р. и Вассерштейну И.С., 1976), T-образная пластина (Абдулхаков Н.Т. с соавт., 1984; Speck et al., 1996; Lill et al., 1977) и др. модифицированные пластины (Esser, 1994), фиксаторы из пластов с термомеханической памятью формы (Котенко В.В. с соавт., 1987), вилкообразная пластина (НИИТО им. Вредена Р.Р., 2000), штифты UHN с блокированием, пластина с угловой стабильностью LPHO AO/ASIF и др.

Однако, обеспечивая хороший контакт и высокую механическую плотность костных отломков, накостный остеосинтез пластинами и штифтами является самым травматичным, что признается даже его сторонниками. Высокий процент асептического некроза головки плеча и несращений переломов (Hoffmeyer P., 2001), нейродистрофического синдрома (Прудников О.Е., 1995) и стойких болевых контрактур плечевого сустава.

Анализируя литературные источники отечественных и зарубежных авторов, мы пришли к выводу, что большое многообразие способов и устройств используемых ортопедами-травматологами при лечении повреждений проксимального отдела плеча указывает на большой процент неудовлетворительных исходов и осложнений. При оперативном лечении переломов проксимального отдела плеча – от 10,5 – 12,8% (Каплан А.В. и соавт., 1978; Лирцман В.М. и

соавт., 1987) до 20,3% (Cofield R.H., 1988). При оперативном лечении «свежих» переломо-вывихов от 30,8 – 43,9% (Грумеза М.А., 1984; Ласунский С.А., 1988) до 47 – 50% (Дахновский И.Г., 1970; Вайнштейн В.Г., Кашкаров С.Е., 1973; Ferkel et al., 1984).

Вышеуказанное определяет необходимость экспериментально-клинического исследования данной проблемы, решение которой несомненно позволит разработать новые пути оптимизации лечения переломов и ПВ ПОПК.

Цель исследования

Разработать, экспериментально обосновать и апробировать в клинике способ хирургического лечения переломов и ПВ ПОПК и фиксирующее устройство для его осуществления, направленные на эффективное и раннее восстановление функции плечевого сустава.

В порядке осуществления данной цели решались следующие задачи:

1. На основе анализа современной литературы определить состояние проблемы, тенденции ее развития и обосновать перспективность исследования по выбранному направлению.

2. Разработать фиксирующее устройство (ФУ) для остеосинтеза, отличающееся простотой изготовления, минимальной травматичностью и обеспечивающее постоянную межфрагментарную компрессию.

3. Провести биомеханическое обоснование остеосинтеза предлагаемым ФУ по данным математического моделирования.

4. В эксперименте на трупных костях проксимального отдела плеча изучить и сравнить первично-стабилизирующие характеристики при остеосинтезе ФУ и Т-образной пластиной АО.

5. Разработать технологию нового способа остеосинтеза ФУ, провести клиническую апробацию, оценить возможности разработанной технологии.

6. Изучить ближайшие и отдаленные результаты лечения больных с переломами и ПВ ПОПК с применением ФУ для остеосинтеза.

Научная новизна исследования

- Впервые использовано физико-математическое моделирование ФУ для остеосинтеза ПОПК. В эксперименте в сравнительном аспекте исследована жесткость и прочность фиксации костных фрагментов ФУ и Т-образной пластиной АО.
- Разработаны новый способ и ФУ для остеосинтеза переломов и ПВ ПОПК (приоритетная справка на изобретение №2005122685/14 от 18.07.2005).
- Изучен клинический эффект от применения ФУ и проведена сравнительная оценка результатов лечения.

Положения выносимые на защиту

1. Результаты математического моделирования, биомеханических экспериментальных исследований для обоснования стабильно-функционального остеосинтеза при переломах плечевой кости.

2. Внутренний остеосинтез с применением ФУ обладающего постоянной межфрагментарной компрессией, стабильностью остеосинтеза и минимальной травматичностью является наиболее эффективным методом лечения переломов и ПВ ПОПК.

3. Остеосинтез ФУ обеспечивает жесткость фиксации костных фрагментов, достаточную для ранней разработки движений в плечевом суставе до сращения перелома.

Практическая значимость работы

Состоит в практическом применении разработанной технологии способа остеосинтеза переломов и ПВ ПОПК при лечении больных. Методика технически проста, эффективна, экономически выгодна, вариабильна в зависимости от конкретной ситуации, что делает ее доступной и необходимой для применения ортопедами-травматологами занимающимися

хирургией плечевого сустава. В клинической практике позволила снизить травматичность оперативного лечения, добиться стабильного остеосинтеза при любых типах повреждений, вне зависимости от возраста больного, сократить сроки лечения и первичный выход на инвалидность.

Внедрение результатов исследования в практику

Способ оперативного лечения и реабилитации при переломах и ПВ ПОПК внедрен в клиническую практику ортопедо-травматологического отделения Амурской областной клинической больницы, травматологическое отделение 3-ей муниципальной городской клинической больницы г.Благовещенска, отделение костно-суставного туберкулеза ОПТД, травматологические отделения муниципальных больниц г.Белогорска, г.Зеи, г.Свободного Амурской области, Областной больницы №4 г.Краснокаменска Читинской области, Республиканской клинической больницы г.Улан-Удэ.

Научные разработки, результаты исследования используются в учебном процессе кафедры травматологии, ортопедии и ВПХ с курсом стоматологии Амурской государственной медицинской академии, кафедре факультета усовершенствования врачей последипломной подготовки АГМА при проведении практических занятий.

Апробация работы

Основные положения диссертации доложены и обсуждены:

- на Амурском научно-практическом обществе травматологов и ортопедов (г.Благовещенск, 2003; 2004; 2005);
- на областной научно-практической конференции «Актуальные вопросы травматологии и ортопедии. Новые технологии» (г.Свободный, 2003);
- на научно практической конференции травматологов и ортопедов Приамурья, посвященной 35-летию кафедры травматологии и ортопедии АГМА (г.Благовещенск 2004);
- на областной научно-практической конференции травматологов и ортопедов Приамурья (г.Белогорск, 2004);
- на зональной научно-практической конференции травматологов и ортопедов Дальнего Востока, Восточной

Сибири и Якутии «Актуальные вопросы травматологии и ортопедии (новые технологии). Термическая травма» (г.Благовещенск, 2005);

- на проблемной комиссии Амурской государственной медицинской академии (2005).

Публикации

По теме диссертации опубликовано 8 научных работ, в том числе одно методическое пособие для врачей. Получена приоритетная справка на 1 изобретение ФУ

Объем и структура диссертации

Диссертация изложена на 131 страницах компьютерного текста и состоит из введения, обзора литературы, 5 глав, заключения, выводов, практических рекомендаций и библиографического списка использованной литературы, который включает 94 работ на русском и 112 на иностранном языках. Текст иллюстрирован 52 рисунками и 5 таблицами.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Материалы и методы исследования

Экспериментальная часть работы выполнена на 36 препаратах плечевой кости от трупов взрослых людей и 18 трупах людей обоего пола, умерших в возрасте 19-68 лет от травм или заболеваний, не связанных с патологией костно-суставной системы. Клиническая часть работы включает анализ результатов выполнения автором операций у 62 больных со свежими и застарелыми переломами и ПВ ПОПК, лечившихся в отделении ортопедии и травматологии АОКБ с 2003 по 2006 годы и в отделении костно-суставного туберкулеза ОПТД. Клинический материал содержит данные анализа контрольной группы 89 историй болезней больных, лечившихся в ортопедо-травматологическом отделении АОКБ с 1999 по 2002 годы с переломами и переломо-вывихами ПОПК.

В работе использованы клинический, рентгенологический, магнитно-резонансный, экспериментальный, биомеханический и статистический методы исследования.

Сущность остеосинтеза ПОПК фиксирующим устройством

Учитывая как положительные, так и отрицательные стороны внутреннего остеосинтеза известными многочисленными конструкциями, предложенные различными авторами, которые не являются универсальными для такого рода повреждений, мы пошли по пути экспериментально-клинического поиска и решения данной проблемы.

Разрабатывая новый способ остеосинтеза ФУ ПОПК мы придерживались 4-х принципов лечения, сформулированных АО в 1958 году (Muller et al. 1984)

- Анатомическая репозиция фрагментов кости, особенно при внутрисуставных переломах.

- Стабильная внутренняя фиксация, удовлетворяющая местным биомеханическим требованиям.

- Сохранение кровоснабжения фрагментов кости и мягких тканей посредством атравматической хирургической техники.

- Ранняя активная безболезненная мобилизация мышц и суставов, смежных с переломом, предотвращение развития болезни перелома.

В ортопедо-травматологическом отделении Амурской областной клинической больницы г. Благовещенска разработано ФУ (заявка на изобретение №2005122685/14 приоритет от 18.07.2005г.) для стабильной фиксации при любом типе перелома ПОПК.

Сущность внутреннего остеосинтеза ФУ заключается в стабилизации костных фрагментов ПОПК при нестабильных переломах и ПВ типа 11А; 11В и 11С, вне зависимости от количества фрагментов и остеопороза, с созданием межфрагментарной и осевой компрессии (Рис. 1), (Рис. 2).

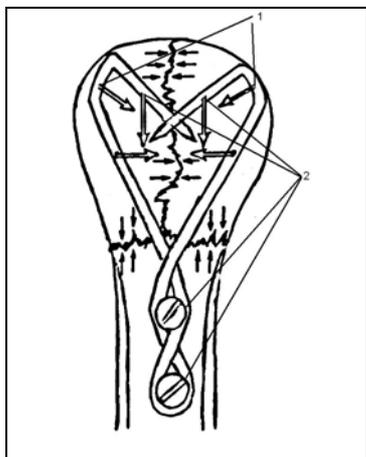


Рис. 1. Схема фиксирующего устройства (стрелками показаны: 1-встречно-боковая; 2-межфрагментарная компрессия отломков)



Рис. 2. Фото модели остеосинтеза фиксирующим устройством

Конструкции и инструменты для выполнения остеосинтеза фиксирующим устройством.

В качестве основы для изготовления ФУ нами использована выпускаемая серийно и имеющая широкое применение в клинической практике в травматологии и ортопедии спица диаметром 2мм (ТУ9438-001-12965139-94), длиной от 250мм до 280мм, в зависимости от размеров кости и распространения линии перелома. Для фиксации к диафизу плечевой кости ФУ используются стандартные кортикальные винты диаметром 4,5мм, с длиной резьбой и шагом 1,75мм. Длина винта на 5мм больше диаметра диафиза плечевой кости. Головка винта диаметром 8мм с 3,5мм шестиугольной выемкой. Сверло для отверстия под резьбу 3,2мм. Диаметр метчика 4,5мм. Допустимо использование самонарезающих винтов и винтов диаметром 3,5мм с головкой диаметром 6мм с крестообразной выемкой.

Для удобства изготовления ФУ мы используем металлическую пластину размерами 100мм×30мм и толщиной 3мм, с жестко закрепленными на ней двумя штифтами диаметром 4мм, высотой 30мм и расположенными на расстоянии 35мм. Возможно использование деревянного бруска с закрепленными в него металлическими штифтами такого же

диаметра и на таком же расстоянии. Металлическую пластину закрепляем в тиски.

После определения длины спицы, скусенные концы подвергаем трехгранной заточке. Определив центр спицы, с помощью плоскогубцев, на штифте металлической пластины формируем петлю диаметром 4мм (Рис. 3).

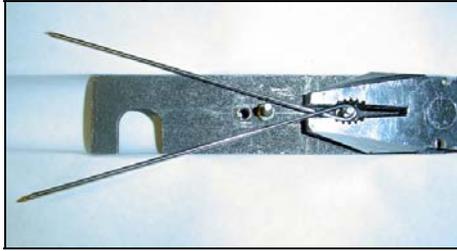


Рис. 3. Формирование дистальной петли

Вторая петля ФУ формируется вокруг второго штифта. При этом ход двух концов спицы переплетается в виде формы косы. Сформированные петли для винтов должны располагаться строго в одной плоскости (Рис. 4).

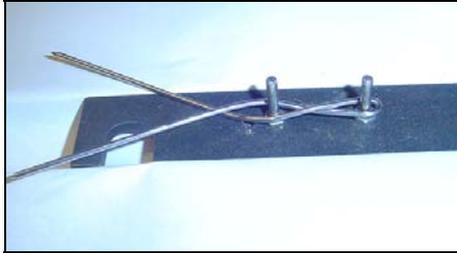


Рис. 4. Формирование второй петли

После формирования второй петли, концы спицы располагаются под углом 50-55°. Отступя 40мм от заточенных концов спицы, с помощью плоскогубцев формируются branши, ориентированные под углом 55-60° к плоскости ФУ и под углом 60° в направлении друг к другу (Рис. 5). При этом branши в дистальной трети перекрещиваются.

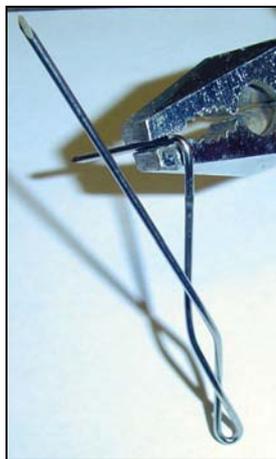


Рис. 5. Формирование браншей

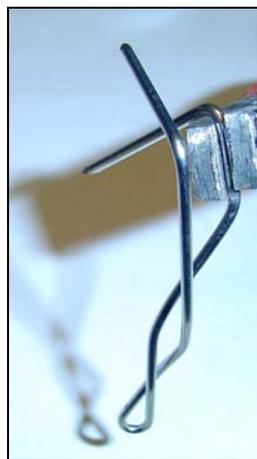


Рис. 6. Моделирование конструкции

Далее конструкция с помощью плоскогубцев дугообразно изгибается по предполагаемому по рентгенограммам продольному рельефу метадиафиза плечевой кости (Рис. 6). Окончательная форма изгиба формируется во время операции (Рис. 7).

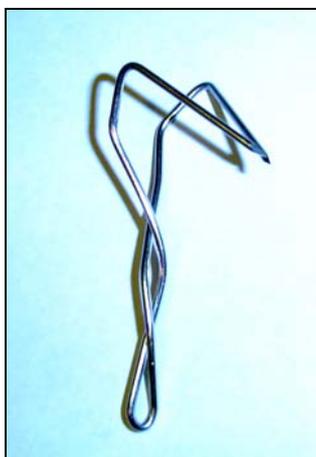


Рис. 7. Окончательный вид фиксирующего устройства

В среднем размер фиксирующего устройства составляет от 80 до 100мм, в зависимости от типа перелома. Возможна модификация по длине конструкции с учетом длины спицы.

Изготовление ФУ требует минимальной подготовки травматолога-ортопеда. Время, затраченное на изготовление, при наличии соответствующих приспособлений, около 5 минут.

Экспериментально-теоретические исследования

Целью нашего экспериментального исследования явилось изучение прочности и показателя жесткости системы «плечевая кость – фиксирующее устройство» к дислоцирующим нагрузкам при нестабильных переломах ПОПК типа 11А, 11В и 11С Универсальной классификации переломов АО в сравнении с аналогичными переломами при остеосинтезе Т-образной пластиной АО.

Проведено 36 экспериментов – 4 серии по 9 экспериментов в каждой на трупных костях проксимального отдела плеча для изучения и сравнения первично-стабилизирующих характеристик жесткости остеосинтеза ФУ и Т-образной пластиной АО.

Три основные серии для исследования жесткости остеосинтеза ФУ при переломах типа 11А; 11В и 11С

1 серия – для исследования жесткости остеосинтеза ФУ изготовленным из спицы диаметром 1,8мм

2 серия – для исследования жесткости остеосинтеза ФУ изготовленным из спицы диаметром 2,0мм

3 серия – для исследования жесткости остеосинтеза ФУ изготовленным из спицы диаметром 2,5мм

4 контрольная серия - для исследования жесткости остеосинтеза Т-образной пластиной АО при переломах типа 11А; 11В и 11С.

Выбранные виды повреждений проксимального отдела плеча, имитируемые в основной и контрольных сериях, были не случайными: по данным литературы и нашим наблюдениям, такие повреждения относятся к наиболее частым.

Для создания модели ФУ использовали спицы диаметром 1,8мм; 2,0мм; 2,5мм и длиной 280мм, чтобы в процессе экспериментального исследования выбрать оптимальный вариант, отвечающий требованиям стабильно-функционального остеосинтеза.

Для изучения показателей прочности и жесткости мы использовали оригинальный биомеханический стенд, изготовленный на основе комплектующих аппарата Илизарова, т.к. испытательные машины известные в машиностроении, могут быть только в той или иной мере апробированы для исследования жесткости остеосинтеза в 6-ти степенях свободы (Корнилов Н.В., Соломин Л.Н., 2002). Имелась возможность подвести к любой точке кости индикаторы линейных перемещений часового типа с точностью измерения 0,01мм.

По средством тарированных по 5N грузов прикладывали нагрузку с постепенным ее увеличением: 5N-10N-15N-20N и т.д. Фиксировали значение датчиков, показывающих величину смещения фрагмента кости, в зависимости от каждого приращения груза. Эксперимент прекращали, когда индикатор показывал величину смещения на 1,2-1,5мм. Опыты повторяли трехкратно в каждом случае и высчитывали средние арифметические величины. Контрольной признавалась величина, при которой наступало смещение в 1мм. Предельная величина $F_{пред}$ определялась по графикам.

Используемый нами метод исследования жесткости фиксации костных фрагментов включает проведение алгоритма стандартных действий и расчетов по определению основных характеристик жесткости костного остеосинтеза (Соломин Л.Н., 2002). Исследовали реакцию модели остеосинтеза на следующие смещающие нагрузки:

1. Продольная жесткость остеосинтеза при дистракции – жесткость остеосинтеза при растяжении силой $F_{1дистр.}$ в продольном направлении (Рис. 8).
2. Поперечная сила $F_{2сгиб.}$. Создает угловое перемещение фрагмента в сагиттальной плоскости (Рис. 8). Жесткость остеосинтеза при сгибании – поперечная жесткость остеосинтеза при изгибе фрагмента силой $F_{2сгиб.}$ в сагиттальной плоскости.
3. Поперечная сила $F_{3отв.}$. Создает угловое перемещение фрагмента во фронтальной плоскости (Рис. 8). Жесткость остеосинтеза при отведении – поперечная жесткость

остеосинтеза при изгибе фрагмента силой $F_{3отв}$ во фронтальной плоскости.

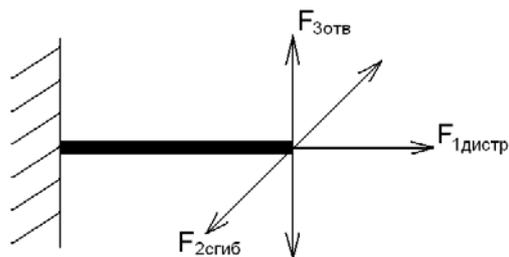


Рис. 8. Общая схема «стандартных» смещающих нагрузок

Ротационную жесткость остеосинтеза мы не исследовали т.к. на данном сегменте она существенного практического значения не имеет. За счет неровности линии перелома смещение отломков незначительное.

Следует отметить, что задача эксперимента не сводится к выяснению величины смещающего усилия, при котором наступает разрушение кости или пластическая деформация металлоконструкции и рамы аппарата, так как для клинической практики подобные знания не имеют важного прикладного значения. Эксперимент проводится на основании следующего допущения: если смещение нагружаемого фрагмента достигло 1мм или 1градус, нагрузка в этом случае называется предельной и ее дальнейшее приращение нецелесообразно (Соломин Л.Н., 2002).

При отработке технологии остеосинтеза ФУ на моделях плечевой кости и трупном материале мы отметили сложности в моделировании ФУ изготовленного из спицы диаметром 2,5мм. Оно выступает над мягкими тканями, жесткие бранши устройства трудноуправляемы при введении, частично разрушают костные фрагменты бугорков, в целом конструкция получается грубой, менее щадящей для тканей. Поэтому оптимальным является ФУ изготовленное из спицы диаметром 2мм, сохраняющее жесткость и прочность при остеосинтезе. Хотя по показателям жесткости ФУ из спицы 2,5 мм в 1,3 раза выше, чем ФУ из спицы 2.0 мм.

При биомеханическом исследовании модели остеосинтеза ФУ из 2мм спицы оказалось, что в ответ на прилагаемую нагрузку при переломах типа 11А в проекции вектора distraction, в области перелома появилось смещение $1,2\pm 0,1$ мм при усилии 45N (4,5кг), а при остеосинтезе Т-образной пластиной – 32N (3,2кг). При этом макроскопически определялась нагрузка винтов на губчатую ткань головки плеча. В проекции вектора отведения у моделей с фиксирующим устройством в области перелома появлялось смещение $1,2\pm 0,1$ мм при усилии 40N (4,0кг). У моделей с Т-образной пластиной – 45N (4,5кг). В проекции вектора сгибания эти показатели составили:

- У моделей с ФУ – 35N (3,5кг)
- У моделей с Т-образной пластиной – 37,5N (3,75кг)

При исследовании жесткости моделей при переломах типа 11В, в ответ на прилагаемую нагрузку в проекции вектора distraction в области перелома появилось смещение $1,2\pm 0,1$ мм при усилии:

- У моделей с ФУ – 38N (3,8кг)
- У моделей с Т-образной пластиной – 45N (4,5кг)

В проекции вектора сгибания:

- У моделей с ФУ – 37,5 (3,75кг)
- У моделей с Т-образной пластиной – 36N (3,6кг)

При исследовании жесткости моделей при переломах типа 11С в проекции вектора distraction в области перелома появилось смещение $1,2\pm 0,1$ мм при усилии:

- У моделей с ФУ – 40N (4,0кг)
- У моделей с Т-образной пластиной – 29N (2,9кг)

Макроскопически нагрузка на винты, введенные в головку плечевой кости.

В проекции вектора отведения:

- У моделей с ФУ – 38N (3,8кг)
- У моделей с Т-образной пластиной – 39N (3,9кг)

В проекции вектора сгибания:

- У моделей с ФУ – 30N (3,0кг)
- У моделей с Т-образной пластиной – 35N (3,5кг)

Таким образом, результаты исследования показали, что жесткость остеосинтеза ФУ при задаваемых векторах смещающего усилия превышает жесткость остеосинтеза Т-образной пластиной при переломах типа 11А, 11В и 11С в проекции вектора distraction в 1,2 раза и незначительно уступает в проекции вектора отведения и сгибания в 0,9 раза.

Жесткость остеосинтеза ФУ достигается упруго-демпфирующим ходом браншей конструкции в виде треугольника, полуохватывая головку плечевой кости с кортикальной пластинкой, с созданием встречно-боковой и осевой компрессии равной 30-45N, в зависимости от типа перелома.

Жесткость, которую обеспечивает ФУ достаточна для возможности раннего восстановления функции поврежденного плечевого сустава.

Расчетная модель фиксирующего устройства

Для решения поставленной задачи применяем один из широко распространенных численных методов – метод конечных элементов.

Расчет конструкции фиксирующего аппарата с помощью метода конечных элементов выполняется в несколько этапов:

- на первом этапе, конструкция разбивается на конечные элементы, проводится нумерация элементов и узлов;
- на втором этапе, обрабатываются данные о геометрии, свойствах материала, граничных условиях и нагрузках, а также некоторых общих данных, связанных с характером конечно-элементного представления модели;
- на третьем этапе, определяются матрицы жесткости конечных элементов и вектора нагрузок в узлах, а при решении динамических задач определяются матрицы масс и демпфирования;
- на четвертом этапе, происходит формирование матрицы жесткости конструкции в целом и вектора нагрузок;
- на пятом этапе, происходит преобразование матриц для учета граничных условий;

▪ на шестом этапе, решается система уравнений, и вычисляются узловые перемещения конструкции фиксирующего устройства.

За конечный элемент для фиксирующего устройства взят балочно-стержневой элемент круглого поперечного сечения.

Уравнение равновесия для всей конструкции:

$$\{F\} = [k]\{\Delta\} \quad (1)$$

где $[k]$ - матрица жесткости всей конструкции, $\{\Delta\}$ - вектор узловых перемещений, $\{F\}$ - вектор узловых сил.

Проведенные эксперименты показали, что расчетные показатели перемещения совпадают или очень близки к экспериментальным данным, проведенным на лабораторном стенде Амурской государственной медицинской академии. На рис. 9 приведены результаты экспериментальных данных.

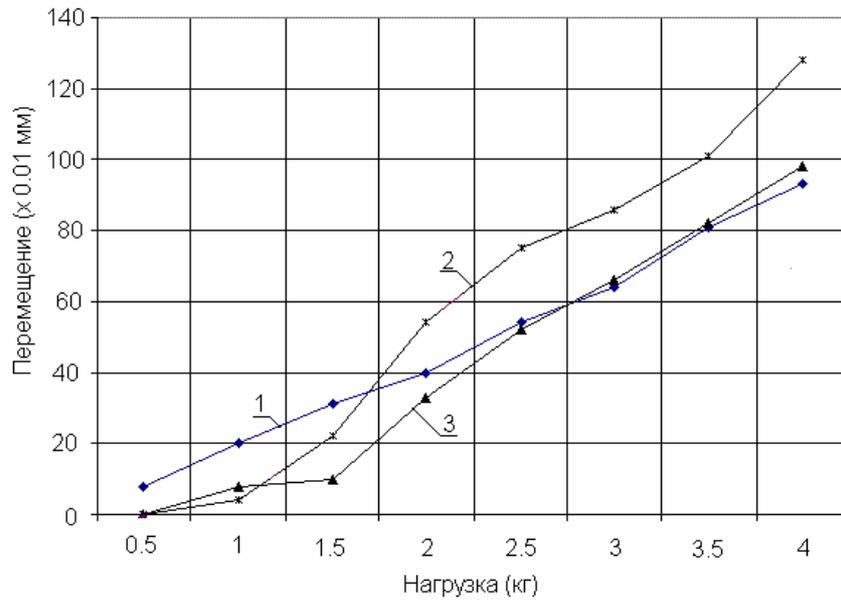


Рис. 9. Результаты эксперимента.

1 – данные при дистракции, 2 – при отведении, 3 – при сгибании.

Таким образом, предложенная модель фиксирующего устройства удовлетворяет требованиям допустимых значений перемещений узлов фиксатора в области перелома плечевой

кости. В расчетах были использованы известные программных комплексы ANSYS, MSC.Nastran и др. Погрешность в вычислениях, не превышает 3 %. Сравнение полученных решений с практическими экспериментами показывают погрешность в вычислениях не более 2-4 %, что допустимо.

Принцип математического моделирования в сочетании с экспериментом позволил создать ФУ, обладающее стабильными характеристиками и прогнозировать биомеханические изменения в системе «фиксирующее устройство – плечевая кость».

Имеющаяся экспериментально-техническая база и отработанная техника остеосинтеза на трупном материале позволила приступить к разработке технологии остеосинтеза при переломах и ПВ плечевой кости в клинике. Ее общими положениями явились:

- определение показаний и базы для исполнения;
- предоперационная подготовка;
- оперативное пособие (открытая репозиция фрагментов и стабилизация их фиксирующим устройством);
- реализация задач реабилитационного периода.

Диагностика повреждений ставилась на основании анамнеза, клинических и рентгенологических данных. При необходимости – данных МРТ.

Показанием к остеосинтезу ФУ являются: нестабильные переломы и ПВ типа 11А; 11В и 11С универсальной классификации АО у больных молодого и пожилого возраста.

Противопоказаниями является:

1. острый воспалительный процесс в области плечевого сустава.
2. наличие у пациента тяжелых соматических заболеваний, опасных для жизни.
3. неудовлетворительная материально-техническая база лечебного учреждения. Немаловажную роль играет подготовка хирурга. Хирург обязан знать топографическую анатомию плечевого сустава, владеть ситуацией, уметь разобраться в сложных проблемах.

Клиническая апробация разработанной технологии оперативного лечения переломов и ПВ проведена на 62 больных (33 (53,25%) мужчин и 29(46,75%) женщин), лечившихся в АОКБ и отделении костно-суставного туберкулеза ОПТД с 2003 – 2006 год, которым были выполнены оперативные вмешательства по разработанной технологии: открытая анатомическая репозиция отломков, биомеханически обоснованная фиксация отломков ФУ, оптимизация послеоперационного периода. Возраст пациентов составил от 18 до 68 лет (средний – 47,2 у мужчин и 44,1 – у женщин). В анализируемой группе преобладали люди старше 50 лет, составившие 38,7% от общего числа больных. Наибольшее количество пациентов мужского пола были люди трудоспособного возраста до 60 лет (19,35%), среди женщин большинство пострадавших пришлось на долю трудоспособного и пожилого возраста (12,9% и 19,35% соответственно). Среди пострадавших преобладали жители села (61,3%). У большинства пациентов травмы произошли в быту (38,7%) и в результате высокоэнергетических повреждений (ДТП, кататравма) – 28,5%. Уличный травматизм составил 27,4%. У 18 больных травма проксимального отдела плеча сопровождалась серьезными сопутствующими повреждениями:

- травма грудной клетки с переломом ребер, ключицы, пневмо- и гемотораксом – 5 больных (8,1%)
- черепно-мозговая травма – 3 больных (4,8%)
- тупая травма живота с повреждением органов брюшной полости – 2 больных (3,2%)
- переломы нескольких сегментов конечностей, таза, позвоночника – 10 больных (16,1%)

Данной группе больных оперативное лечение было отсрочено до компенсаторного восстановления витальных функций и функций поврежденных органов.

Сроки проведения оперативного лечения после травмы:

1. до 3-х дней – 9 больных (14,5%)
2. от 3-х дней до 3-х недель – 35 больных (56,4%)

3. от 3-х недель до 6-ти недель – 14 больных (22,6%)

4. свыше 6-ти недель – 4 больных (6,5%)

Средние сроки оперативного лечения после травмы составили $14,6 \pm 1,3$ дней.

У 62-х больных с переломами и ПВ ПОПК, прооперированных по данной технологии, мы встретились со следующими клиническими ситуациями:

1. переломы и ПВ на фоне остеопороза

костной ткани – 14 больных (22,3%)

2. двухфрагментарные переломы – 19 больных (30,6%)

3. трехфрагментарные переломы – 27 больных (43,5%)

4. четырехфрагментарные переломы – 7 больных (11,3%)

5. внутрисуставные переломы – 16 больных (25,8%)

6. переломы с вывихом головки – 18 больных (29,0%)

Все операции выполнялись с применением общей анестезии с ИВЛ на основе препаратов нейролептаналгезии.

Алгоритм технологии операции при переломах и переломо-вывихах.

- Доступ к проксимальному отделу плечевой кости (Тиллинга или Лексера)
- Выделение и мобилизация длинной головки двуглавой мышцы плеча
- Выделение внутреннего и наружного ротаторов ВМП с костными фрагментами малого и большого бугорков.
- Вправление головки плеча (при вывихах) и репозиция фрагментов малого и большого бугорков с помощью швов-держалок
- Остеосинтез фиксирующим устройством
- Дубликатура сухожилия длинной головки двуглавой мышцы (при вывихах)
- Ушивание раны и активное вакуумное дренирование

Продолжительность операции при отработанной технике составила 60 ± 10 минут.

Послеоперационное ведение больных.

В послеоперационном периоде проводили иммобилизацию верхней конечности косыночной или мягкой повязкой Дезо с клиновидной подушкой до снятия швов. При значительном разрушении ПОПК, сопровождающимся вывихом головки и отрывом бугорков, иммобилизацию определяли по повреждению сухожильно-мышечного аппарата. В целом послеоперационное ведение осуществляли по принципу одновременности консолидации и реабилитации.

Во время этого периода конечность разрабатывается пассивными движениями и приподнимается в плоскости лопатки насколько возможно высоко 2-3 раза в день. Пациентам также рекомендуется разрабатывать кисть, лучезапястный и локтевой суставы. После прекращения иммобилизации больным назначается восстановительное лечение, включающее: тепловые процедуры, электростимуляцию мышц плечевого пояса, массаж области плечевого сустава. Особый акцент делается на активно-пассивную ЛФК с активизацией отведения, наружной и внутренней ротации.

Активные движения в плечевом суставе начинали по окончании послеоперационного болевого синдрома. Укрепляющие упражнения начинали выполнять через 8 – 10 недель в зависимости от перелома или консолидации бугорка.. Как правило, через 6 месяцев достигается окончательный уровень функции конечности, хотя определенный прогресс может наблюдаться и в последующие 12 месяцев.

Непосредственные результаты оперативного лечения оценены у всех 62 пациентов. Осложнений в виде инфекций в послеоперационном периоде, несостоятельности остеосинтеза, стойкого болевого синдрома не было. Отдаленные результаты в сроки от 6 до 36 месяцев изучены у 49 больных (79%): у 18 мужчин и 31 женщины. Оценка результатов проводилась по 100-балльной шкале Neer (1970) и рекомендации Американской ассоциации хирургов Плечевого и Локтевого суставов (ASES)(1994) по четырем степеням: отличные, хорошие, удовлетворительные и неудовлетворительные в зависимости от жалоб больного, функции конечности в целом, объема

движений в плечевом суставе в сочетании с рентгенологическим исследованием.

При оценке исходов оперативного лечения основной группы отличные и хорошие результаты получены у 32 (65,3%) пациентов, удовлетворительные у 14 (28,6%), неудовлетворительные отмечены лишь у 3 больных, что составило 6,1%. Асептического некроза головки плеча и несращения переломов не выявлено.

Таким образом, анализируя результаты лечения больных с переломами и ПВ ПОПК следует сказать о том, что разработанная и биомеханически обоснованная технология лечения позволила значительно улучшить результаты лечения по сравнению с известными методами за счет комплексного решения проблемы, начиная от момента обследования больного, операции и заканчивая медицинской реабилитацией.

Конструкция предложенного устройства отвечает требованиям, предъявленным к функционально стабильному остеосинтезу, обладает минимальной травматизацией мягких тканей и кровоснабжения, проста в изготовлении, позволяет исключить материальные затраты на приобретение дорогостоящих имплантатов и оборудования.

ВЫВОДЫ

- 1 Проблема лечения переломов и ПВ ПОПК актуальна, сложна и недостаточно изучена как у нас в стране, так и за рубежом. Наличие большого количества устройств для остеосинтеза свидетельствует о неудовлетворительных результатах оперативного лечения до 20,3% у больных, где применялся остеосинтез различными пластинами, а в целом при ПВ до 50%, что диктует поиск новых, более простых в исполнении конструкций, создающих стабильную фиксацию отломков с наименьшей травматизацией кости и окружающих тканей.
- 2 Разработанное фиксирующее устройство для остеосинтеза ПОПК (заявка на изобретение №2005122685/14 приоритет от 18.07.2005), обладающее постоянной межфрагментарной компрессией 30N – 45N и общей площадью давления на

- кость до 4см^2 , требует минимальной подготовки травматолога-ортопеда с помощью несложных приспособлений в условиях отделения.
- 3 Совпадение результатов теоретического исследования с экспериментальным (среднее значение ошибки 2,431 %) обозначает достаточную жесткость остеосинтеза ФУ.
 - 4 Жесткость остеосинтеза ФУ достигается упруго-демферирующим ходом браншей конструкции в виде треугольника, полуохватывая головку плечевой кости с кортикальной пластинкой с созданием встречно-боковой и осевой компрессией равной 30N – 45N. Жесткость остеосинтеза ФУ при задаваемых векторах смещающего усилия превышает жесткость остеосинтеза Т-образной пластиной АО при переломах типа 11А; 11В и 11С в проекции вектора distraction в 1,2 раза и незначительно уступает в проекции вектора отведения и сгибания в 0,9 раза.
 - 5 Разработанная и примененная в клинике технология нового способа остеосинтеза включает восстановление анатомических структур плечевого сустава, биомеханически обоснованную жесткую и щадящую фиксацию отломков, обладает минимальной травматизацией мягких тканей и кровоснабжения. Применение ФУ позволило получить стабильно-функциональный остеосинтез и раньше начать реабилитационное лечение до сращения перелома без применения иммобилизирующих гипсовых повязок.
 - 6 Ближайшие и отдаленные результаты оперативного лечения больных с переломами и ПВ ПОПК показали, что при применении ФУ для остеосинтеза отличные, хорошие и удовлетворительные результаты получены у 93,9% оперированных пациентов, что в 2 раза лучше по сравнению с контрольной группой.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

Прежде, чем внедрить внутренний остеосинтез ФУ, следует учесть все необходимые показания и противопоказания к его

выполнению, создать условия для изготовления и иметь соответствующий инструментарий для его осуществления.

Обязательный этап отработки техники остеосинтеза целесообразно пройти под руководством специалиста, уже владеющего этим методом. Например, на кафедре травматологии и ортопедии АГМА, а также в ортопедо-травматологическом отделении АОКБ.

Накопленный большой опыт клинического применения внутреннего остеосинтеза ФУ позволяет высказаться в отношении некоторых возможных ошибок и осложнений.

Ошибки и осложнения можно условно разделить на этапах возникновения:

- в предоперационном периоде
- в ходе выполнения операции
- в послеоперационном периоде

Некачественно выполненная рентгенограмма и рентгенография в одной проекции может служить причиной того, что не будет правильно оценен характер повреждения кости.

Ошибки при изготовлении ФУ приведут к осложнениям во время остеосинтеза, таким как нестабильность остеосинтеза. Плечо бранши для малого бугорка должно быть ниже на 5-6мм чтобы не создать вторичного подакромиального импинджмент-синдрома выступающим плечом бранши. Необходимо моделирование конструкции по метадиафизу кости. Недостаточно разведенные бранши ФУ могут снизить жесткость остеосинтеза. Увеличение угла браншей во время остеосинтеза также приведет к снижению жесткости.

В случае, если имеет место выраженный остеопороз, возможно применение спонгиозных винтов соответствующего диаметра.

Следует помнить, что игнорирование активной аспирации раневого отделяемого в течение 24-48 часов, повышает риск возникновения инфекционных осложнений.

Профилактическое использование антибиотиков должно быть строго регламентировано современным подходом к этому вопросу (Савельев В.С. и др., 1990; Гостищев В.К. и др., 1997).

В случаях значительного разрушения ПОПК и повреждения сухожильно-мышечного аппарата возможно использование для иммобилизации гипсовых повязок до 4-6 недель.

Рекомендуемый срок удаления ФУ– 6 месяцев после ортопедической реабилитации пациента.

СПИСОК РАБОТ, ОПУБЛИКОВАННЫХ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

1. Грохольский В.Н. Фиксирующее устройство «краб» для лечения высоких переломов плеча / В.Н.Грохольский, Н.И.Воронин // Областная научно-практическая конференция. Актуальные вопросы травматологии и ортопедии /новые технологии/. – Свободный, 2003.

2. Грохольский В.Н. Способ фиксации переломов проксимального сегмента плеча / В.Н.Грохольский, Н.И.Воронин // Вестник АОКБ №24. – Благовещенск, 2004.

3. Грохольский В.Н. История лечения переломов и переломо-вывихов проксимального отдела плеча фиксирующим устройством «краб» / В.Н.Грохольский, Н.И.Воронин // Материалы научно-практической конференции травматологов и ортопедов Приамурья, посвященной 35-летию кафедры травматологии и ортопедии АГМА. - Благовещенск, 2004.

4. Грохольский В.Н. Ближайшие и отдаленные результаты лечения переломов и переломо-вывихов проксимального сегмента плеча фиксирующим устройством «краб» / В.Н.Грохольский, Н.И.Воронин // Областная научно-практическая конференция травматологов и ортопедов Приамурья. - Белогорск, 2004.

5. Грохольский В.Н. Способ остеосинтеза переломов проксимального сегмента плеча / В.Н. Грохольский, Н.И. Воронин // Материалы научно-практической конференции травматологов и ортопедов Приамурья, посвященной 35-летию

кафедры травматологии и ортопедии АГМА, Благовещенск, 2004.

6. Грохольский В.Н. Лечение переломов и переломо-вывихов проксимального отдела плеча фиксирующим устройством «краб» / В.Н.Грохольский, Н.И.Воронин, В.Ю.Комогорцев // Межобластная научно-практическая конференция травматологов и ортопедов Дальнего Востока, Восточной Сибири, Якутии. – Благовещенск, 2005. – 193-197с.

7. Бушманов А.В. Определение прочности фиксирующего устройства «краб» с применением имитационного моделирования / А.В. Бушманов, В.Н. Грохольский // Межобластная научно-практическая конференция травматологов и ортопедов Дальнего Востока, Восточной Сибири, Якутии. – Благовещенск, 2005. – 197-201с.

8. Грохольский В.Н. Функциональные результаты оперативного лечения переломов и переломо-вывихов проксимального отдела плечевой кости фиксирующим устройством «краб» / В.Н.Грохольский // бюллетень физиологии и патологии дыхания.-2006.-вып.22 (прилож.). – 85-86с.

ИЗОБРЕТЕНИЯ

1. «Устройство для остеосинтеза переломов проксимального конца плечевой кости» (заявка на изобретение №2005122685/14 от 18.07.2005г., приоритет от 18.07.2005г.)

Отпечатано в типографии ИП Сажинова А.А. г.Благовещенск, ул.Мухина,
150, офис 22. тел. 8(4162)444404 Усл. печ. л. 1,2
Тираж 100 экз. Заказ от 12.10.2006