

$L_V$  – 14,0 мм слева и 14,5 мм справа; угол схождения ножек:  $L_{IV}$  – 11° слева и 12° справа;  $L_V$  – 29° слева и справа;  $S_1$  – 30° слева и справа; угол наклона ножек:  $L_{IV}$  – 0° слева и справа;  $L_V$  – 4° слева и справа. Длина транспедикулярных винтов составила: для  $L_{IV}$  – 35,0; мм; для  $L_V$  и для  $S_1$  – 40,0 мм; диаметр – 5,5 мм. Угол введения винтов в сагиттальной плоскости у  $L_{IV}$  составил 10°; у  $L_V$  и  $S_1$  – 30° (табл. 1, 3).

В послеоперационном периоде на фоне восстановительного лечения неврологическая симптоматика регрессировала, больной активизирован. При наблюдении через год жалоб нет, работает рентгенологом.

**Обсуждение.** Правильный выбор метода коррекции позвоночного столба и типоразмеров фиксирующих металлоконструкций на этапе предоперационного планирования с учетом размеров и ориентации элементов всех трех опорных комплексов позвоночного столба позволяет повысить процент надежной стабилизации позвоночника и ранней социальной адаптации пациентов [7, 8]. В случае недостаточного учета изменчивости размеров и ориентации элементов позвонков возникают технические интраоперационные осложнения и часто требуется реоперация, что увеличивает риск послеоперационных осложнений и инвалидизации больных [9]. Сведения, касающиеся закономерностей изменчивости костных структур позвоночного столба, имеют практическое значение для решения ряда вопросов, касающихся операций по восстановлению анатомической целостности и функции позвоночного столба и содержимого позвоночного канала, для разработки принципиально новых и оптимизации существующих оперативно-технических приемов коррекции позвоночника, интерпретации данных рентгеноспондило-, КТ-, МРТ-исследований [10].

**Заключение.** Хирургическое лечение спондилолистезов, таким образом, следует разделить на два основных этапа: редукцию или вправление смещенного позвонка и фиксацию пораженного позвоночно-двигательного сегмента в исправленном положении. Установку и компоновку металлоконструкций при редукции необходимо производить с учетом особенностей задних структур и переднего опорного комплекса поясничных позвонков и крестца – размеров тел, толщины и высоты корней дуг, углов схождения и на-

клона ножек позвонков, размеров крестца; для определения показаний к декомпрессии спинного мозга и корешков спинно-мозговых нервов необходимо знать размеры позвоночного канала – сагиттальный диаметр и межпозвоночное расстояние. Необходимо помнить о возможном патологическом изменении ориентации суставных отростков, дефектах межсуставной части дуги крестца, изменении угла его наклона относительно поясничных позвонков.

**Конфликт интересов.** Работа выполнена в рамках диссертационного исследования.

#### Библиографический список

1. Миронов С.П., Ветрилэ С.Т., Ветрилэ М.С. Оперативное лечение спондилолистеза позвонка LV с применением транспедикулярных фиксаторов // Хирургия позвоночника. 2004. № 1. С. 39-46.
2. Доценко В.В., Загородний Н.В. Спондилолистез. Передние малотравматичные операции. Тверь: ООО «Изд-во Триада», 2005. 176 с.
3. Kim Y.J., Lenke L.G., Cho S.K. Comparative analysis of pedicle screw versus hook instrumentation in posterior spinal fusion of adolescent idiopathic scoliosis // Spine. 2004. № 18. P. 2040-2048.
4. Sobottke R., Frangen T., Lohmann U. The dorsal spondylosis of rotationally unstable thoracic fractures. Is additional ventral stabilization necessary? // Chirurg. 2007. № 2. P. 148-154.
5. Дулаев А.К., Надулич К.А., Теремшонок А.В. Современные подходы к хирургическому лечению дегенеративно-дистрофических заболеваний пояснично-крестцового отдела позвоночника // Травматология и ортопедия XXI века: сб. тез. докл.: В 2 т. Самара, 2006. Т. 2. С. 683-684.
6. Effect of facetectomy on lumbar spinal stability under sagittal plane loadings / K.K. Lee, E.C. Teo, T.X. Qiu, K. Yang // Spine. 2004. Vol. 29 (15). P. 1624-1631.
7. Перих В.В., Гладков А.В., Денисова Л.А. Оперативное лечение спондилолистеза // VII съезд травматологов-ортопедов России: Сб. науч. тр. Новосибирск, 2002. С. 210.
8. Donaldson S., Stephens D., Howard A. Surgical decision making in adolescent idiopathic scoliosis // Spine. 2007. № 14. P. 1526-1532.
9. Classification of high-grade spondylolistheses based on pelvic version and spine balance: possible rationale for reduction / M.T. Hresko, H. Labelle, P. Roussouly [et al.] // Spine. 2007. № 20. P. 2208-2213.
10. Surgical versus Nonsurgical Treatment for Lumbar Degenerative Spondylolisthesis / N.J. Weinstein, J.D. Lurie, T.D. Tosteson [et al.] // J. Watch General. 2007. Vol. 356. P. 2257-2270.

УДК 616.71-001.5-089.84-612.76.001.6

Оригинальная статья

### БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ СТЕПЕНИ ФИКСАЦИИ ОТЛОМКОВ НАКОСТНЫМ ОСТЕОСИНТЕЗОМ

**Ю.А. Барабаш** – ФГУ СарНИИТО Росмедтехнологий, ведущий сотрудник отдела новых технологий в травматологии, доктор медицинских наук; **С.П. Скрипкин** – ФГУ СарНИИТО Росмедтехнологий, младший научный сотрудник; **К.А. Гражданов** – ФГУ СарНИИТО, научный сотрудник.

### BIOMECHANICAL EVALUATION OF FIXATION DEGREE OF FRAGMENTS BY PERIOSTEAL OSTEOSYNTHESIS

**Yu.A. Barabash** – Saratov Scientific Research Institute of Traumatology and Orthopaedics, Department of New Technologies in Orthopedics, Chief Research Assistant, Doctor of Medical Science; **S.P. Skripkin** – Saratov Scientific Research Institute of Traumatology and Orthopaedics, Junior Research Assistant; **K.A. Grazhdanov** – Saratov Scientific Research Institute of Traumatology and Orthopaedics, Research Assistant.

Дата поступления – 10.07.2010 г.

Дата принятия в печать – 16.09.2010 г.

**Барабаш Ю.А., Скрипкин С.П., Гражданов К.А.** Биомеханическое обоснование степени фиксации отломков на костном остеосинтезом // Саратовский научно-медицинский журнал. 2010. Т. 6, № 3. С. 683–687.

В связи с расширением показаний к оперативному лечению и на костному остеосинтезу длинных костей увеличилось число осложнений, обусловленных нестабильностью отломков за счет конструктивных особенностей или ятрогенных факторов. Причины этих осложнений кроются в недостаточной жесткости фиксации отломков из-за технических ошибок лечения и неправильного выбора фиксатора. Экспериментально обоснованы биомеханические параметры жесткости на костной фиксации в зависимости от рычага крепления фиксатора.

**Ключевые слова:** на костный остеосинтез, биомеханика.

*Barabash Yu.A., Skripkin S.P., Grazhdanov K.A. Biomechanical evaluation of fixation degree of fragments by periosteal osteosynthesis // Saratov Journal of Medical Scientific Research. 2010. Vol. 6, № 3. P. 683–687.*

Expansion of indications for surgery and plate osteosynthesis of long bones points to increased number of complications caused by instability of fragments, that can be associated in their turn with constructive features or iatrogenic factors. Insufficient rigidity of fragment fixation is due to incorrect technical treatment and wrong choice of fixator. Biomechanical parameters of periosteal fixation rigidity have been experimentally proved, depending on fixator lever.

**Key words:** periosteal osteosynthesis, biomechanics.

**Введение.** Лечение переломов длинных костей давно вышло за рамки медицинской проблематики и приобрело острую социальную значимость. Среди последствий травм случаются неврологические расстройства – 1,7%, несросшиеся переломы – 21,3%, остеомиелиты – 10,8%, ампутированные культы – 10,5%, ложные суставы – 8,8%, прочие осложнения – 8,4% [1]. Осложнения воспалительного характера после лечения переломов составляют от 3,4 до 53,1% [2]. В связи с этим неудовлетворительные результаты лечения и, как следствие, большой процент выхода на инвалидность больных с травмой костей обусловили огромное многообразие методик оперативных пособий и способов стимуляции костной регенерации.

Одними из неперенных факторов для первичного костного сращения является ранняя и точная репозиция костных отломков с максимальным сохранением их кровоснабжения для последующей реваскуляризации кости в процессе формирования регенерата [1, 3, 4]. Следствием расстройств регионального кровообращения становятся длительное заживление костной раны, обусловленное преобладанием гликолитического и полисахаридного типов обмена, что способствует образованию волокнистой и хондроидной ткани, и резорбция концов отломков; при этом создание максимальной жесткости фиксации отломков рассматривается как неперенное условие для формирования «первичного» костного сращения [4–6].

Накостные пластины практически применимы в любой клинической ситуации, где необходимо соединить два и более костных фрагмента с учетом того, что риск, связанный с открытой репозицией, полностью оправдан. Особенно эффективен накостный остеосинтез при косых, крупно-оскольчатых и винтообразных переломах [6], когда внутрикостный остеосинтез не обеспечивает, как правило, стабильного положения отломков.

В последние годы за рубежом особое внимание стали уделять модификации пластины с ограниченным контактом для накостного остеосинтеза. Слабой стороной остеосинтеза такой пластиной является достаточно частая нестабильность и миграция винтов [7].

Несращение переломов, часто приписываемое металлоконструкции, в действительности бывает обусловлено недостаточной (по сроку и качеству) фиксацией отломков [5, 8], а первичное сращение переломов при применении накостного остеосинтеза обязано не столько взаимной компрессии отломков, сколько их прочной, стабильной фиксации [1]. Учитывая изложенное, особое внимание следует уделить подбору длины пластины и количеству винтов, фиксирующих ее к кости, в зависимости от характера перелома, так как от этого в немалой степени зависит стабильность накостной фиксации.

Цель исследования: биомеханическое обоснование в эксперименте степени стабильности накостной фиксации отломков длинных костей в зависимости

от особенности фиксации и характера линии излома для оптимизации методики погружного остеосинтеза.

**Методы.** Эксперимент проводился при помощи тарированной разрывной машины типа P-10 № 1677, ГОСТ 7855-14. В качестве исследуемых образцов использовались деревянные (березовые) модели диаметром 30 мм, длиной 400 мм, на которых в средней трети моделировали 3 типа переломов: поперечный, косой, оскольчатый. Поперечный перелом производили путем распиливания образца посередине под углом 90° к длинной оси, косой – пересечения образца под углом 45° к продольной и поперечной осям образца. Оскольчатый перелом моделировали двумя встречно направленными распилами под углом 45° к средней поперечной линии образца.

Использовали стандартные погружные фиксаторы (накостные пластины) из набора фирмы LCP с угловой стабильностью (фирма «Synthes», Швейцария) длиной 255 мм, шириной 25 мм, толщиной 4 мм. Длина пластины составляла 63,75% от длины деревянной модели костного сегмента. Во всех сериях механических испытаний пластины крепились таким образом, чтобы их середина соответствовала линии излома образца.

Пластину фиксировали винтами в количестве от 4 до 14 штук. Винты располагались симметрично, на равноудаленном расстоянии от линии перелома, с шагом 13 мм. Винты вводили в каждое последующее от линии перелома отверстие пластины поочередно с каждой стороны.

В первой серии пластину фиксировали четырьмя винтами, при этом в каждый отломок вводили по два винта через два ближайших к линии перелома отверстия (парафрактурных), в результате чего расстояние от линии перелома до последнего фиксирующего винта составило 12,5% от общей длины отломка (рис. 1а).

Во второй серии пластину фиксировали шестью винтами, при этом в каждый отломок вводили по три винта через три ближайших парафрактурных отверстия; расстояние от линии перелома до последнего фиксирующего винта составило 20,5% от общей длины отломка (рис. 1б).

В третьей серии опыта пластину фиксировали семью винтами, при этом в каждый отломок вводили по четыре винта через четыре ближайших парафрактурных отверстия; расстояние от линии перелома до последнего фиксирующего винта составило 34% от общей длины отломка (рис. 1в).

В четвертой серии пластину фиксировали десятью винтами, при этом в каждый отломок вводили по пять винтов через пять ближайших парафрактурных отверстий; расстояние от линии перелома до последнего фиксирующего винта составило 43,5% от общей длины отломка (рис. 1г).

В пятой серии пластину фиксировали двенадцатью винтами, при этом в каждый отломок вводили по шесть винтов через шесть ближайших парафрактурных отверстий; расстояние от линии перелома до последнего фиксирующего винта составило 52,5% от общей длины отломка (рис. 1д).

**Ответственный автор** – Сергей Павлович Скрипкин.  
Тел.: 233904.  
E-mail: samiito@yandex.ru

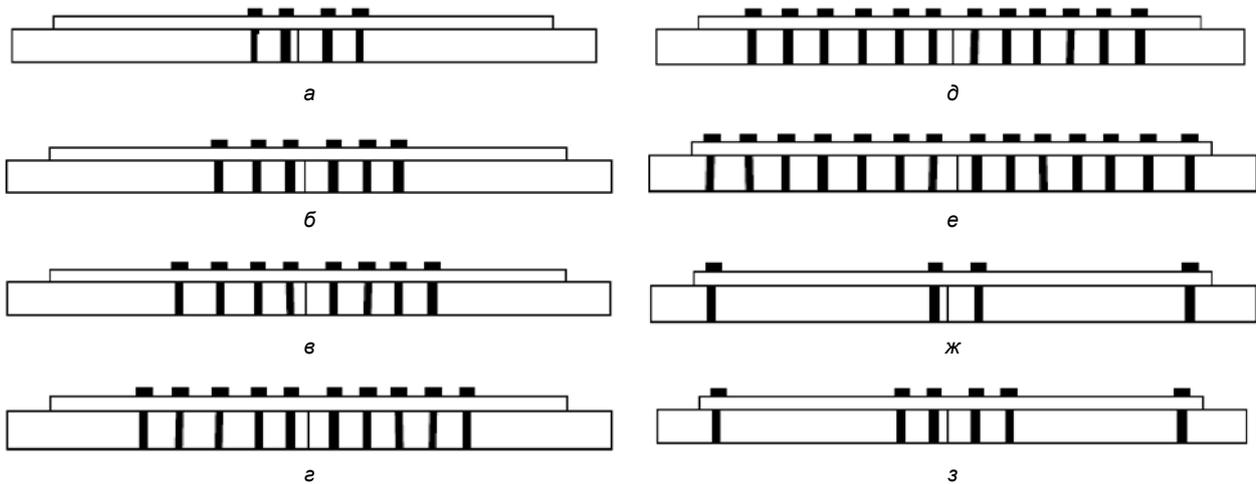


Рис. 1. Расположение фиксирующих винтов в отверстиях пластины при накостном остеосинтезе (а-з)

В шестой серии пластину фиксировали четырнадцатью винтами, при этом в каждый отломок вводили по семь винтов через семь ближайших парафрактурных отверстий; расстояние от линии перелома до последнего фиксирующего винта составило 57% от общей длины отломка (рис. 1е).

В седьмой серии пластину фиксировали четырьмя винтами, при этом в каждый отломок вводили по 2 винта на расстоянии 6 и 114 мм от линии перелома (первое и последнее отверстия пластины); расстояние от линии перелома до последнего фиксирующего винта составило 57% от общей длины отломка (рис. 1ж).

В восьмой серии пластину фиксировали шестью винтами, при этом в каждый отломок вводили по три винта (два винта – в два ближайших парафрактурных отверстия и один – в последнее отверстие пластины от линии перелома); расстояние от линии перелома до последнего фиксирующего винта составила 57% от общей длины отломка (рис. 1з).

Приложение нагрузки осуществлялось вдоль и перпендикулярно оси образцов до потери жесткости в системе «образец – фиксатор». Потеря жесткости определялась по шкале разрывной машины в момент прекращения нарастания нагрузки. Чаще всего этому соответствовал характерный щелчок прорезы-

вания винта или смещение фрагмента образца относительно пластины на 1 мм.

Прочность фиксации отломков исследовалась на модели поперечного, косого (45°) и оскольчатого переломов в средней части образца путем нагружения в двух взаимно перпендикулярных плоскостях трижды. Полученные результаты исследований вносились в таблицу. Статистическая обработка проводилась с помощью персонального компьютера с программным обеспечением Microsoft Excel-7.0 и Statistica (StatSoft, Inc., 1995) по двум направлениям. Во-первых, проверялась гипотеза о равенстве выборок анализируемых признаков на основе равенства средних значений (критерий Стьюдента) и дисперсий (критерий Фишера). Второе направление исследований включало изучение связи различных параметров между собой на основе корреляционного анализа, который оценивает степень близости корреляционной (вероятностной) зависимости к функциональной. При коэффициенте корреляции меньше 0,3 зависимость считали слабой; 0,3-0,5 – умеренной; 0,5-0,7 – средней; больше 0,7 – тесной.

**Результаты.** В первом биомеханическом испытании исследовали степень фиксации отломков образца при нагружении по оси при поперечной, косой и оскольчатой линиях распила (рис. 2).

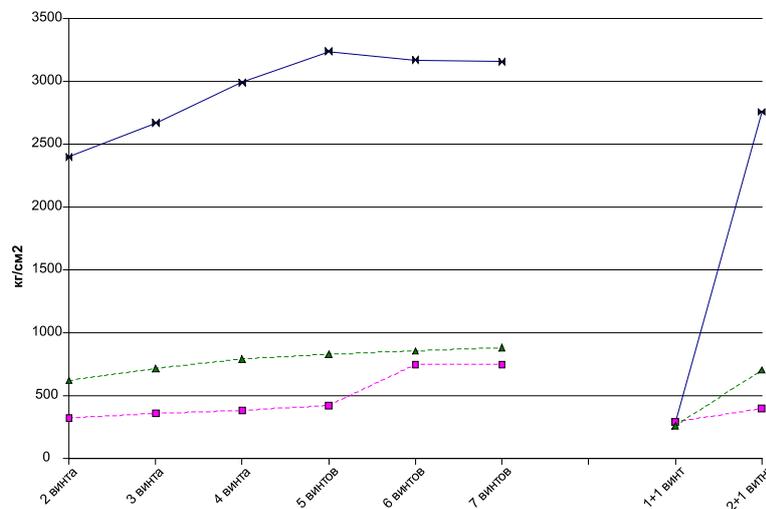


Рис. 2. Графики изменения степени стабильности отломков при осевой нагрузке на образцы моделей с поперечным, косым и оскольчатым переломами в зависимости от способа фиксации пластин

В первой серии при поперечном переломе отмечалось нарушение стабильности фиксации при  $2401 \pm 1,763$  кг/см<sup>2</sup>; при косой линии излома – при  $323,66 \pm 1,07$  кг/см<sup>2</sup>; при оскольчатой – при  $621,666 \pm 0,522$  кг/см<sup>2</sup> ( $p \leq 0,05$ ).

Во второй серии опыта при поперечной линии распила образца нарушение стабильности фиксации наступало при  $2671 \pm 1,154$  кг/см<sup>2</sup>; при косой линии – при  $359 \pm 1,732$  кг/см<sup>2</sup>; при оскольчатой –  $716,66 \pm 1,855$  кг/см<sup>2</sup> ( $p \leq 0,05$ ). При сравнении показателей нагрузки отмечалось повышение стабильности фиксации отломков образца при поперечной линии распила на 10,1% ( $r=0,98198051$ ;  $Kr=1,38873$ ); косой линии – на 9,84% ( $r=0,211604$ ;  $Kr=0,299$ ), а при оскольчатой – на 13,3% ( $r=0,987829$ ;  $Kr=1,397$ ).

В третьей серии опыта при поперечной линии распила образца нарушение стабильности фиксации наступало при  $2992,667 \pm 1,763834$  кг/см<sup>2</sup>; при косой линии – при  $384 \pm 2,081666$  кг/см<sup>2</sup>; при оскольчатой – при  $794,6667 \pm 2,027588$  кг/см<sup>2</sup> ( $p \leq 0,05$ ). При сопоставлении показателей нагрузки отмечалось повышение стабильности фиксации отломков образца по сравнению с предыдущей серией при поперечной линии распила на 10,7% ( $r=1,0403159$ ;  $Kr=1,47122$ ); косой линии – 6,51% ( $r=0,27735$ ;  $Kr=0,3922$ ) и при оскольчатой – на 9,82% ( $r=0,826754$ ;  $Kr=1,1692$ ). Сравнивая показатели жесткости фиксации третьей серии опыта с первой, можно отметить повышение жесткости при поперечном переломе на 19,8% ( $r=0,5$ ;  $Kr=0,707107$ ), при косом – на 15,7% ( $r=0,880325$ ;  $Kr=1,245$ ) и при оскольчатом – на 21,7% ( $r=0,904194$ ;  $Kr=1,2787$ ).

В четвертой серии опыта при поперечной линии перелома испытываемого образца нарушение стабильности фиксации наступало при  $3140 \pm 1,333333$  кг/см<sup>2</sup>; при косой линии – при  $523 \pm 0,57735$  кг/см<sup>2</sup>; при оскольчатой – при  $830,6667 \pm 1,20185$  кг/см<sup>2</sup> ( $p \leq 0,05$ ). При сопоставлении показателей нагрузки отмечалось повышение стабильности фиксации отломков образца по сравнению с предыдущей серией при поперечной линии распила на 4,68% ( $r=0,18898224$ ;  $Kr=0,267261$ ); косой линии – на 26,6% ( $r=0,693375$ ;  $Kr=0,981$ ), а при оскольчатой – на 4,33% ( $r=0,319173$ ;  $Kr=0,4514$ ).

В пятой серии опыта при поперечной линии перелома образца нарушение стабильности фиксации наступало при  $3172,333 \pm 7,55879$  кг/см<sup>2</sup>; при косой линии – при  $748,3333 \pm 5,56478$  кг/см<sup>2</sup>; при оскольчатой – при  $857,6667 \pm 6,35864$  кг/см<sup>2</sup> ( $p \leq 0,05$ ). При сопоставлении показателей нагрузки отмечалось повышение стабильности фиксации отломков образца по сравнению с предыдущей серией при поперечной линии распила на 1,36% ( $r=0,89123135$ ;  $Kr=1,260391$ ); косой линии – на 30,1% ( $r=0,919566$ ;  $Kr=1,3$ ), а при оскольчатой – на 3,15% ( $r=0,93472$ ;  $Kr=1,3219$ ).

В шестой серии опыта, при фиксации пластины семью винтами, значение практически не отличались от предыдущей, пятой, серии опыта.

В седьмой серии опыта при поперечном переломе жесткость фиксации составила  $294,333 \pm 2,905933$  кг/см<sup>2</sup>; при косой линии –  $293 \pm 2,08166$  кг/см<sup>2</sup>; при оскольчатой –  $260,6667 \pm 2,728451$  кг/см<sup>2</sup> ( $p \leq 0,05$ ). При сопоставлении показателей нагрузки отмечалось более низкая степень фиксации отломков при всех видах переломов, даже в сравнении с первой серией опыта. Так, при поперечной линии излома стабильность оказалась ниже в 9 раз, при косой линии – на 9,47% ( $r=0,440162$ ;  $Kr=0,87493$ ), а при оскольчатой – в 2,5 раза ( $r=0,48356$ ;  $Kr=0,593759$ ).

В восьмой серии опыта исследовалась стабильность фиксации при креплении пластины винтами в два рядом расположенных парафрактурных отверстия и последнее от линии перелома отверстие пластины (на расстоянии 114 мм). Результаты исследования ока-

зались сопоставимы с жесткостью фиксации пластины тремя парафрактурно введенными винтами в отверстия пластины (с результатами второй серии опыта).

Во втором биомеханическом испытании исследовалась степень фиксации отломков при поперечном нагружении оси образца при поперечной, косой и оскольчатой линиях перелома (рис. 3).

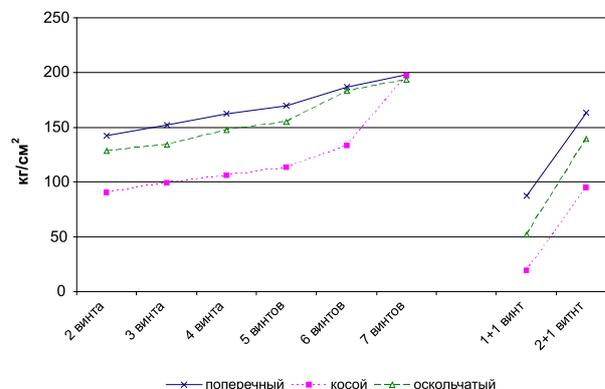


Рис. 3. Графики изменения степени стабильности отломков при поперечной нагрузке на образцы моделей с поперечным, косым и оскольчатым переломами в зависимости от способа фиксации пластин

В первой серии опыта при поперечном переломе отмечалось нарушение стабильности фиксации при  $142,3 \pm 1,457$  кг/см<sup>2</sup>; при косой линии излома – при  $90,6 \pm 0,915$  кг/см<sup>2</sup>; при оскольчатой – при  $128 \pm 1,037$  кг/см<sup>2</sup> ( $p \leq 0,05$ ).

Во второй серии опыта при поперечной линии распила образца нарушение стабильности фиксации наступало при нагрузке  $152,3 \pm 2,848001$  кг/см<sup>2</sup>; косой линии –  $99,67 \pm 3,179797$  кг/см<sup>2</sup>; при оскольчатой –  $134,3 \pm 3,756476$  кг/см<sup>2</sup> ( $p \leq 0,05$ ). При сравнении показателей нагрузки отмечалось повышение стабильности фиксации отломков образца при поперечной линии распила на 6,56% ( $r=0,5074114$ ;  $Kr=0,6815$ ); косой линии – 9,084% ( $r=0,815322$ ;  $Kr=1,0314$ ), а при оскольчатой – на 4,7% ( $r=0,42541$ ;  $Kr=0,3327$ ).

В третьей серии опыта при поперечной линии распила образца нарушение стабильности фиксации наступало при нагрузке  $162,3 \pm 1,763834$  кг/см<sup>2</sup>; при косой линии –  $106 \pm 2,081666$  кг/см<sup>2</sup>; при оскольчатой –  $147,3 \pm 2,027588$  кг/см<sup>2</sup> ( $p \leq 0,05$ ). При сопоставлении показателей нагрузки отмечалось повышение стабильности фиксации отломков образца по сравнению с предыдущей серией при поперечной линии распила на 6,16% ( $r=0,490134$ ;  $Kr=0,61329$ ); косой линии – на 5,851% ( $r=0,41467$ ;  $Kr=0,38872$ ), оскольчатой – на 8,82% ( $r=0,674539$ ;  $Kr=0,647310$ ). Сравнивая показатели жесткости фиксации третьей серии опыта с первой (парафрактурная фиксация по 2 винта), можно отметить повышение жесткости при поперечном переломе на 12,8% ( $r=0,97415$ ;  $Kr=0,31789$ ), при косом – на 5,7% ( $r=0,2474$ ;  $Kr=0,472533$ ) и при оскольчатом – на 8,7% ( $r=0,522197$ ;  $Kr=0,54910$ ).

В четвертой серии опыта при поперечной линии перелома образца нарушение стабильности фиксации наступало при нагрузке  $170 \pm 2,886751$  кг/см<sup>2</sup>; косой линии –  $113,3 \pm 3,756476$  кг/см<sup>2</sup>; при оскольчатой –  $155,3 \pm 4,841946$  кг/см<sup>2</sup> ( $p \leq 0,05$ ). При сопоставлении показателей нагрузки отмечалось повышение стабильности фиксации отломков образца по сравнению с предыдущей серией при поперечной линии распила на 4,58% ( $r=0,27934$ ;  $Kr=0,39104$ ); косой линии – на 6,6% ( $r=0,53719$ ;  $Kr=0,402648$ ), оскольчатой – на 5,1% ( $r=0,32084$ ;  $Kr=0,2552849$ ).

В пятой серии опыта при поперечной линии перелома образца нарушение стабильности фиксации наступало при нагрузке  $187 \pm 7,55879$  кг/см<sup>2</sup>; косой линии –  $132 \pm 3,711843$  кг/см<sup>2</sup>; при оскольчатой –  $187 \pm 8,35864$  кг/см<sup>2</sup> ( $p \leq 0,05$ ). При сопоставлении показателей нагрузки отмечалось повышение стабильности фиксации отломков образца по сравнению с предыдущей серией при поперечной линии распила – на 9,36% ( $r=0,87463$ ;  $Kr=0,319$ ); косой линии – на 15,1% ( $r=1,34256$ ;  $Kr=0,9645$ ), а при оскольчатой – на 15,15% ( $r=1,174589$ ;  $Kr=0,9473$ ).

В шестой серии опыта, при поперечной линии излома, нарушение стабильности фиксации наступало при нагрузке  $198,33 \pm 4,73092$  кг/см<sup>2</sup>; косой –  $197 \pm 3,711843$  кг/см<sup>2</sup> и при оскольчатой –  $193,6 \pm 4,56511$  кг/см<sup>2</sup> ( $p \leq 0,05$ ). По сравнению с предыдущей серией опыта отмечено повышение стабильности отломков при поперечной линии излома на 5,71%; при косой – на 32% и оскольчатой – на 5,05%. Стоит отметить, что при данной фиксации при любой линии излома наблюдаются практически одинаковые значения стабильности отломков.

В седьмой серии опыта при поперечном переломе образца жесткость фиксации составила  $87,3333 \pm 1,855921$  кг/см<sup>2</sup>; при косой линии –  $19,33 \pm 1,08166$  кг/см<sup>2</sup>; при оскольчатой –  $57,32 \pm 1,47281$  кг/см<sup>2</sup> ( $p \leq 0,05$ ). При сопоставлении показателей нагрузки отмечалась более низкая степень фиксации отломков при всех видах переломов, даже в сравнении с первой серией опыта. Так, при поперечной линии излома стабильность ниже на 38% ( $r=1,73601$ ;  $Kr=0,84911$ ), при косой линии – в 4 раза, а при оскольчатой – в 2,5 раза, как и при нагружении по оси образца.

В восьмой серии опыта исследовалась стабильность фиксации при креплении пластины винтами в два рядом расположенных парафрактурных отверстия и последнее от линии перелома отверстие пластины (на расстоянии 114 мм). Результаты исследования сопоставимы с жесткостью фиксации пластины четырьмя парафрактурно введенными винтами в отверстия пластины (третья серия опыта).

**Обсуждение.** По нашему убеждению, одним из факторов, способствующих уменьшению количества осложнений, является правильный подбор длины накостного фиксатора по отношению к длине сегмента. Анализ экспериментального материала показал, что максимальная стабильность при фиксации костей накостными имплантатами может быть достигнута при условии, что длина фиксатора составляет не менее 54,7% [9].

**Заключение.** Таким образом, исследуя механическую прочность фиксации отломков пластиной, закрепленной разным количеством винтов с интервалом в 13 мм, удалось сделать следующие выводы. При поперечном переломе максимальная стабильность наблюдалась в пятой и шестой сериях эксперимента (по 6-7 винтов в каждом отломке) при продольном нагружении и в шестой и седьмой сериях – при поперечном нагружении, что соответствовало 52,5 и

57% длины покрытия отломка фиксирующей пластиной.

При косом переломе максимальная стабильность отмечалась в шестой и седьмой сериях эксперимента как при продольном, так и при поперечном нагружении, что соответствовало 52,4 и 57% длины покрытия отломка фиксирующей пластиной.

При оскольчатом переломе максимальная стабильность отмечалась в шестой и седьмой сериях эксперимента при продольном и в седьмой серии – при поперечном нагружении, что соответствовало 52,5 и 57% длины покрытия отломка фиксирующей пластиной [9].

Отдельно следует выделить одинаковую жесткость фиксации при поперечном нагружении во всех типах перелома при фиксации отломков пластиной, закрепленной семью винтами (шестая серия опыта).

Таким образом, интерполируя данные биомеханического исследования на клинику, можно сделать вывод, что у пациентов с двухрычаговыми диафизарными переломами длинных костей накостный остеосинтез пластинами с винтами позволяет получить хорошие результаты только в случае правильного подбора длины имплантата по отношению к длине сегмента и фиксацией его 5-7 винтами в каждом отломке.

#### Библиографический список

1. Руководство по внутреннему остеосинтезу / М.Е. Мюллер, М.Е. Альговер, Р. Шнейдер, Х. Виллингерю. М., 1996. 144 с.
2. Бойков В.П., Караулов С.А. Применение закрытых, малотравматичных методов в лечении переломов костей // Человек и травма: Материалы междунар. мед. форума. Н. Новгород, 2001. С. 15-16.
3. Ахмедов Б.А., Тихилов Р.М., Атаев А.Р. Остеосинтез пластинами с угловой стабильностью винтов в лечении огнестрельных переломов длинных костей конечностей // Травматология и ортопедия России. 2007. № 2. С. 18-23.
4. Барабаш А.П. Аспекты методологии и практической реализации в технологии лечения больных с последствиями травм конечностей // Травматология и ортопедия России. 1995. № 4. С. 14-17.
5. Корнилов Н.В., Шапиро К.И., Мстиславская И.А. Социальное значение травм и заболеваний костно-мышечной системы и их последствий у жителей Российской Федерации // Анналы травматологии и ортопедии. 1996. № 4. С. 5-8.
6. Лаврищева Г.И., Оноприенко Г.А. Морфологические и клинические аспекты репаративного остеогенеза опорных органов и тканей. М.: Медицина, 1996. 208 с.
7. Маркин В.А. Литературный обзор современных методов оперативного лечения переломов проксимального отдела плечевой кости // Остеосинтез. 2008. № 2. С. 33-40.
8. Бережной С.Ю. Фиксаторы с угловой стабильностью в повседневной практике травматолога // Современные технологии в травматологии и ортопедии: Материалы III междунар. конгресса. М., 2006. С. 19.
9. Лечение больных с переломами ключицы и их последствиями на основе биомеханической концепции фиксации отломков / Р.М. Пичхадзе, А.М. Мацакян, К.А. Кузьменков [и др.] // Вестник травматологии и ортопедии. № 2. С. 15-21.

УДК 616.717.4-001.6-089

Обзор

### СОВРЕМЕННЫЕ МЕТОДЫ ЛЕЧЕНИЯ ПРИВЫЧНОГО ВЫВИХА ПЛЕЧА (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ)

**Н.Г. Длясин** – ФГУ СарНИИТО Росмедтехнологий, старший научный сотрудник отдела новых технологий в ортопедии, кандидат медицинских наук; **А.И. Норкин** – ФГУ СарНИИТО Росмедтехнологий, клинический ординатор; **С.А. Грамма** – ФГУ СарНИИТО Росмедтехнологий, руководитель отдела формирования и управления интеллектуальной собственностью; **В.Ю. Горшков** – ФГУ СарНИИТО Росмедтехнологий, врач отделения ортопедии; **А.В. Деревянов** – ФГУ СарНИИТО Росмедтехнологий, клинический ординатор.

### MODERN TREATMENT METHODS OF HABITUAL SHOULDER DISLOCATION (LITERATURE REVIEW)

**N.G. Dlyasin** – Saratov Research and Development Institute of Traumatology and Orthopaedics of Rosmedtechnologies, Senior Research Scientist of the Department of New Technologies in Orthopaedics, Candidate of Medical Science; **A.I. Norkin** – Saratov Research and Development Institute of Traumatology and Orthopaedics of Rosmedtechnologies, Resident; **S.A. Gramma** – Head of the