

Ю.А. Барабаш¹, Р.А. Алфимов², С.П. Шпиняк³, С.П. Скрипкин¹, Н.В. Тишков^{4, 5}

БИОМЕХАНИЧЕСКАЯ СТАНДАРТИЗАЦИЯ ЧРЕСКОСТНОГО ОСТЕОСИНТЕЗА

¹ Саратовский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии (Саратов)

² Пятигорская городская клиническая больница (Пятигорск)

³ Саратовский государственный медицинский университет им. В.И. Разумовского (Саратов)

⁴ Научный центр реконструктивной и восстановительной хирургии СО РАМН (Иркутск)

⁵ Иркутская государственная медицинская академия последипломного образования (Иркутск)

Обосновано преимущество спице-стержневой компоновки аппарата внешней фиксации над спицевым. При нестабильных переломах с нагрузкой по оси отмечена меньшая в 5 раз прочность. Во всех наблюдениях вне зависимости от линии излома (поперечная, косая, оскольчатая) выявлено повышение прочности фиксации отломков (на 10–85 %) при использовании стержневых чрескостных фиксаторов в промежуточных опорах.

Повышение жесткости фиксации наблюдается при увеличении угла в направлении, перпендикулярном излому. Выбор оптимального направления введения стержня относительно линии излома должен согласовываться с предполагаемыми нагрузками пациента и характером излома.

Ключевые слова: чрескостные аппараты, биомеханика остеосинтеза

BIOMECHANICAL NORMALIZATION OF TRANSOSSEOUS OSTEOSYNTHESIS

Yu.A. Barabash¹, R.A. Alphonov², S.P. Shpinyak³, S.P. Skripkin¹, N.V. Tishkov^{4, 5}

¹ Saratov Scientific Research Institute of Traumatology and Orthopedics, Saratov

² Pyatigorsk Municipal Clinical Hospital, Pyatigorsk

³ Saratov State Medical University named after V.I. Razumovskiy, Saratov

⁴ Scientific Center of Reconstructive and Restorative Surgery SB RAMS, Irkutsk

⁵ Irkutsk State Medical Academy of Postgraduate Education, Irkutsk

The preference of pin-stem layout of external fixation device over the pin layout was proved. At the unstable fractures with load along the axis 5 times less durability was registered. In all cases regardless of fracture line (transverse, oblique, comminuted) we discovered increase of strength of fragments' fixation (10–85 % more) at the use of stem transosseous locks in intermediate bearings.

Increase of fixation rigidity is observed at the increase in the direction perpendicular to the fracture. Choose of optimal direction of introduction of the shank in relation to the fracture line should conform to the supposed loading of patient and he character of fracture.

Key words: transosseous devices, biomechanics of osteosynthesis

Лечение переломов длинных трубчатых костей — одна из наиболее актуальных проблем в травматологии и ортопедии. Общепринятые методы лечения переломов без учета условий необходимых для регенерации кости не гарантируют костного сращения без осложнений. Сократить сроки лечения и улучшить исходы при диафизарных переломах костей конечностей возможно лишь вследствие адекватного остеосинтеза, основанного на знании закономерностей остеогенеза, ранней функции и опороспособности конечности [9, 10].

Стремление хирургов к выполнению оптимального вида остеосинтеза привело к развитию и формированию различных школ травматологов-ортопедов, пропагандирующих различные способы фиксации переломов. Однако показания к использованию, выбор наиболее рационального вида остеосинтеза, а также техника их применения до настоящего времени находятся в стадии совершенствования и модернизации [7, 12, 19, 22, 23, 24].

В результате анализа данных литературы выявлено, что общая частота осложнений при интрамедуллярном, накостном и комбинированном остеосинтезе достигает 24,5–35 % [5, 18].

Экспериментальные и клинические исследования ряда авторов [3, 14, 20] показали, что компрессия при остеосинтезе создает плотный контакт поверхностей отломков и полноценную иммобилизацию их в течение всего периода консолидации, обеспечивая наилучшие условия для регенерации и сращения костных фрагментов в более сжатые сроки.

В настоящее время подобными возможностями обладают малоинвазивные компоновки аппаратов внешней фиксации, обосновывающие новую технологию чрескостного остеосинтеза при переломах длинных костей [1, 2, 6, 7, 15].

Одним из показаний к применению данной методики являются диафизарные переломы костей голени со смещением отломков, при которых стандартные методы лечения не оказывают постоянно поддерживаемого регенеративного эффекта в процессе лечения, а открытые диафизарные переломы костей являются абсолютным показанием для проведения чрескостного остеосинтеза [11, 20].

Для решения лечебных задач различной степени сложности со снижением осложнений разработан метод унифицированного обозначения чрескостного остеосинтеза, основанного на

системе координат и бесконфликтной технологии проведения чрескостных элементов [2] с использованием для репозиции отломков и их фиксации нескольких вариантов компоновки новой системы фиксации [8, 16, 18]. Универсальная система чрескостной фиксации переломов предполагает прочную связь внешних фиксирующих опор с костью, которые позволяют создать универсальную систему адаптации «фиксатор — кость» в каждом конкретном случае [4, 13, 17, 21, 23, 24]. На основе совершенствования средств фиксации немаловажно усовершенствовать технику репозиции отломков при переломах и условий малотравматичного воздействия на регенераторный процесс с учетом фаз костеобразования.

Целью исследования явилось биомеханическое обоснование компоновок чрескостной фиксации при хирургическом лечении больных с диафизарными переломами длинных костей.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Исследование основано на проведении экспериментального биомеханического исследования стабильности чрескостной фиксации отломков при разных видах чрескостных фиксаторов и линии излома.

Эксперимент проводился при помощи тарированной разрывной машины типа Р-10 № 1677, ГОСТ 7855-14. В качестве исследуемых образцов использовались деревянные (березовые) модели диаметром 30 мм, длиной 400 мм, на которых в средней трети моделировалось 3 типа переломов: поперечный, косой, оскольчатый. Поперечный перелом производился распиливанием образца посередине под углом 90° к длинной оси, косой — пересечением образца под углом 45° к продольной и поперечной осям образца. Оскольчатый перелом моделировался двумя встречно направленными

распилами под углом 45° к средней поперечной линии образца.

Для стабилизации отломков использовались кольцевые аппараты внешней фиксации (Г.А. Илизарова), состоящие из 4 внешних опор при диаметре кольца 150 мм. Проксимальное и дистальное базовые кольца устанавливались на 3 см ниже и выше концов образца, что соответствовало метафизарным областям кости. В них с натяжением 80 кгс крепились по паре проведенных спиц диаметром 2 мм.

Промежуточные кольца размещались на 5 см проксимальнее и дистальнее линии распила образца.

В зависимости от поставленной цели мы исследовали стабильность фиксации отломков образца в четырех сериях экспериментальных исследований (рис. 1).

В первой серии исследовалась стабильность фиксации при использовании «стандартной» фиксации спицевым аппаратом Илизарова. При этом в промежуточные кольца во фронтальной плоскости проводили спицы с упорными площадками в позициях 3 — 9.

Во второй серии к промежуточным кольцам фиксировали винтовой стержень, введенный в образец под углом 90° к продольной оси отломка в коридоре позиций 1 — 2.

В третьей серии к промежуточным кольцам фиксировали винтовой стержень, введенный в образец под углом 45° к продольной оси отломка, т.е. параллельно линии распила (перелома) в коридоре позиций 1 — 2.

В четвертой серии к промежуточным кольцам фиксировали винтовой стержень, введенный в образец под углом 125° к продольной оси отломка, т.е. перпендикулярно линии распила (перелома) в коридоре позиций 1 — 2.

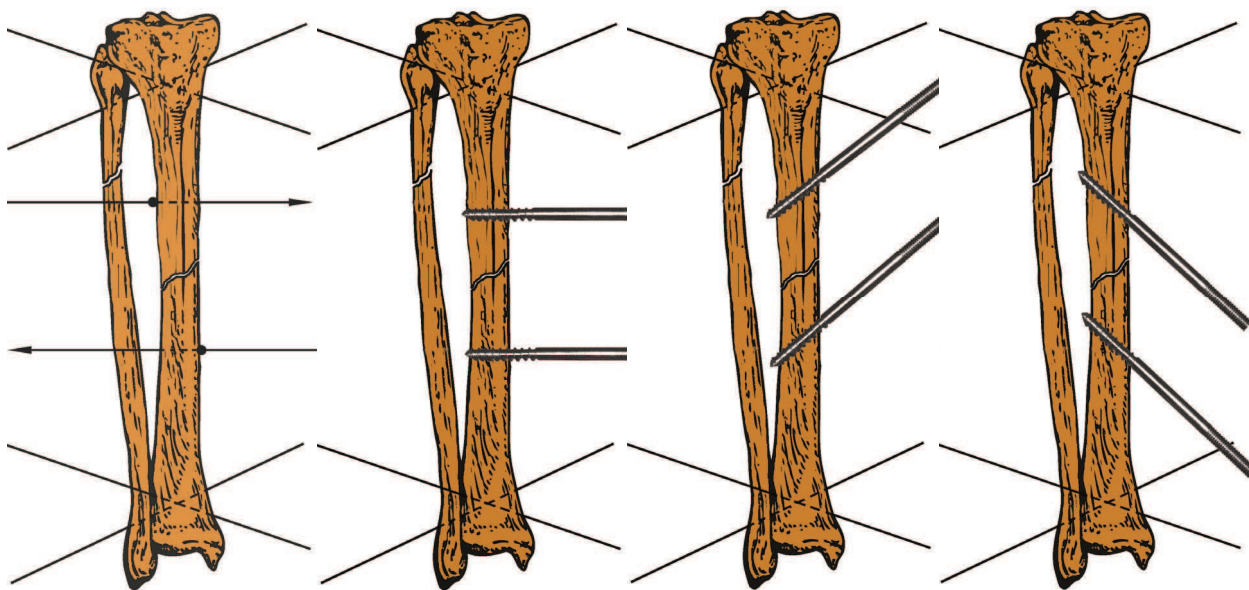


Рис. 1. Схематичное изображение компоновок чрескостной фиксации отломков костей голени по сериям эксперимента при косой линии излома.

Приложение нагрузки осуществлялось в трех плоскостях (вдоль, перпендикулярно и ротационно оси образцов) до потери жесткости в системе «образец — фиксатор». Потеря жесткости определялась по шкале разрывной машины в момент прекращения нарастания нагрузки. Чаще всего этому соответствовало смещение фрагментов образца на 1 мм.

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 исследовалась степень фиксации отломков образца **при нагружении по оси** при поперечной, косой и оскольчатой линиях распила (рис. 2).

В первой серии опыта при нагрузке на торцовые поверхности образца, фиксированного аппаратом внешней фиксации с применением спицевых фиксаторов, при поперечном переломе отмечалось нарушение стабильности фиксации при $1416,6 \pm 17,6$ кг/см²; при косой линии излома — $158,33 \pm 4,4$ кг/см²; при оскольчатой — $75 \pm 7,63$ кг/см² ($p \leq 0,05$).

Во второй серии опыта исследовалась фиксация отломков, закрепленных аппаратом внешней фиксации, где в базовых опорах использовались спицевые фиксаторы, а в промежуточных — по винтовому стержню, введенным в образец под углом 90° к продольной оси отломка. Так, при поперечной линии распила образца, нарушение стабильности

фиксации наступало при $1976,66 \pm 67,65$ кг/см²; при косой линии — $450 \pm 15,27$ кг/см²; при оскольчатой — $186,6667 \pm 12,01$ кг/см² ($p \leq 0,05$). При сравнении показателей нагрузки, отмечалось повышение стабильности фиксации отломков образца при поперечной линии распила — на 40,6 % ($r = 0,990256$; $Kr = 1,404$); косой линии — на 184,2 % ($r = 0,032663$; $Kr = 0,0462$), а при оскольчатой — на 148,9 % ($r = 0,981981$; $Kr = 1,3887$).

В третьей серии опыта исследовалась фиксация отломков АВФ при парафрактурно введенных винтовых стержнях под углом 45°, т.е. параллельно линии распила. Так, при поперечной линии отломков нарушение стабильности фиксации наступало при $1733,33 \pm 26,03$ кг/см²; при косой линии — при $276,66 \pm 6,66$ кг/см²; при оскольчатой — при $140 \pm 5,77$ кг/см² ($p \leq 0,05$). При сравнении показателей нагрузки отмечалось понижение стабильности фиксации отломков образца с предыдущей серией: при поперечной линии распила — на 17 % ($r = 0,405014$; $Kr = 0,5728$); при косой линии — на 110 % ($r = 0,606143$; $Kr = 0,857$), а при оскольчатой — на 62,3 % ($r = 0,339422$; $Kr = 0,48$). Сравнивая показатели жесткости фиксации третьей серии опыта с первой (спицевая компоновка АВФ), можно отметить повышение жесткости при поперечном переломе на 22,3 % ($r = 0,273738$; $Kr = 0,3871$), при косом — на 74,4 % ($r = 0,775133$; $Kr = 1,0962$) и при оскольчатом — на 86,67 % ($r = 0,155543$; $Kr = 0,22$).

В четвертой серии опыта исследовалась фиксация отломков при парафрактурно введенных винтовых стержнях под углом 125° к оси образца, что соответствовало перпендикулярному отношению к линии распила. Так, при поперечной линии модели перелома кости нарушение стабильности фиксации наступало при $1780 \pm 26,45$ кг/см²; при косой линии — при $293,3 \pm 12,01$ кг/см²; при оскольчатой — при $133,3 \pm 12,018$ кг/см² ($p \leq 0,05$). При сравнении показателей нагрузки отмечалось повышение стабильности фиксации отломков образца с первой серией, при поперечной линии распила — на 25,9 % ($r = 0,581818$; $Kr = 0,8228$); при косой линии — 85,2 % ($r = 0,99992$; $Kr = 1,4141$), а при оскольчатой — на 77,78 % ($r = 0,921551$;

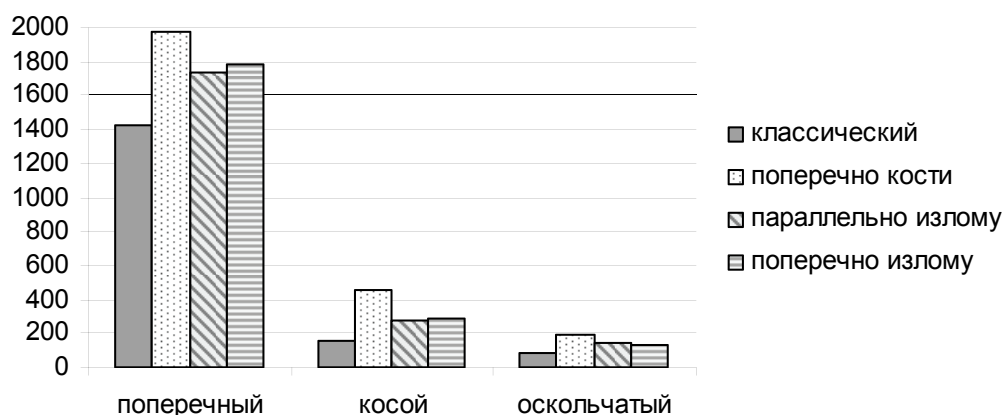


Рис. 2. Сравнительная жесткость фиксации отломков в четырех сериях компоновок АВФ при нагружении по оси.

Кг = 1,3033). Данные показатели превосходят и предыдущую серию на 10 – 15 %.

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

В первой серии опыта при нагрузке на боковые поверхности образца, фиксированного аппаратом внешней фиксации с применением спицевых фиксаторов, при поперечном переломе отмечалось нарушение стабильности фиксации при $230 \pm 2,88$ кг/см²; при косой линии излома – при $252,5 \pm 1,44$ кг/см²; при оскольчатой – при $142 \pm 1,34$ кг/см² ($p \leq 0,05$).

Во второй серии опыта исследовалась фиксация отломков, закрепленных аппаратом внешней фиксации, где в базовых опорах использовались спицевые фиксаторы, а в промежуточных – по винтовому стержню, введенному в образец под углом 90° к продольной оси отломка. Так, при поперечной линии распила образца нарушение стабильности фиксации наступало при $278,33 \pm 3,03$ кг/см²; при косой линии – $285 \pm 2,88$ кг/см²; при оскольчатой – $171,66 \pm 7,2$ кг/см² ($p \leq 0,05$). При сравнении показателей нагрузки отмечалось повышение стабильности фиксации отломков образца при поперечной линии распила на 21,3 % ($r = 0,990256$; Кг = 1,404); косой линии – 12,8 % ($r = 0,032663$; Кг = 0,0462), а при оскольчатой – на 20,4 % ($r = 0,981981$; Кг = 1,3887).

В третьей серии опыта при поперечной линии отломков нарушение стабильности фиксации наступало при $265 \pm 7,23$ кг/см²; при косой линии – при $281,67 \pm 1,67$ кг/см²; при оскольчатой – при $163,33 \pm 3,33$ кг/см² ($p \leq 0,05$). Сравнивая показатели жесткости фиксации третьей серии опыта с первой (спицевая компоновка АВФ), можно отметить повышение жесткости при поперечном переломе на 15,2 % ($r = 0,3648$; Кг = 0,2451), при косом – на 11,55 % ($r = 0,35374$; Кг = 1,1412) и при оскольчатом – на 14,6 % ($r = 0,2536$; Кг = 0,13422). При сравнении показателей нагрузки отмечалось понижение стабильности фиксации отломков образца с предыдущей серией: при поперечной линии распила – на 5 % ($r = 0,247414$; Кг = 0,2348); косой

линии – 1,3 % ($r = 0,475853$; Кг = 0,76567), а при оскольчатой – на 6 % ($r = 0,76422$; Кг = 0,5248).

В четвертой серии опыта исследовалась фиксация отломков при парафрактурно введенных винтовых стержнях под углом 125° к оси образца, что соответствовало перпендикулярному отношению к линии распила. Так, при поперечной линии модели перелома кости, нарушение стабильности фиксации наступало при $255 \pm 2,886$ кг/см²; при косой линии – при $280 \pm 2,1234$ кг/см²; при оскольчатой – при $158,33 \pm 4,56$ кг/см² ($p \leq 0,05$). При сравнении показателей нагрузки отмечалось повышение стабильности фиксации отломков образца с первой серией: при поперечной линии распила – на 10,9 % ($r = 0,2238$; Кг = 0,4528); косой линии – 10,8 % ($r = 0,43624$; Кг = 1,2314), а при оскольчатой – на 11,1 % ($r = 0,86471$; Кг = 1,123303). Данные показатели превосходят и предыдущую серию на 5, 1,5 и 3 % соответственно.

В третьем биомеханическом испытании исследовалась степень фиксации отломков образца при **ротационной нагрузке** при поперечной, косой и оскольчатой линиях распила (рис. 4).

В первой серии опыта при поперечном переломе отмечалось нарушение стабильности фиксации при 150 ± 5 кг/см²; при косой линии излома – при $185 \pm 7,63$ кг/см²; при оскольчатой – при $160 \pm 2,88$ кг/см² ($p \leq 0,05$).

Во второй серии опыта при фиксации отломков, где в промежуточных кольцах использовались по винтовому стержню, введенному в образец под углом 90° к продольной оси отломка, при поперечной линии распила образца нарушение стабильности фиксации наступало при $203,3 \pm 4,45$ кг/см²; при косой линии – $213,3 \pm 6,2$ кг/см²; при оскольчатой – $201,6 \pm 4,02$ кг/см² ($p \leq 0,05$). При сравнении показателей нагрузки, отмечалось повышение стабильности фиксации отломков образца в данной серии при поперечной линии распила на 23,2 % ($r = 0,75634$; Кг = 1,2314); при косой линии – на 15,3 % ($r = 0,85763$; Кг = 0,4242), а при оскольчатой – на 26,04 % ($r = 0,67681$; Кг = 1,1237).

В третьей серии опыта при поперечной линии отломков нарушение стабильности фиксации наступало при $190 \pm 5,77$ кг/см²; при косой линии

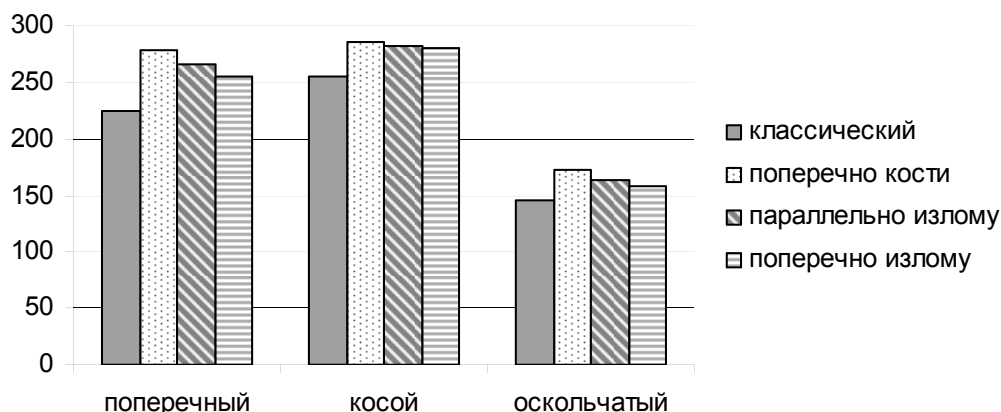


Рис. 3. Сравнительная жесткость фиксации отломков в четырех сериях компоновок АВФ при поперечном нагружении.

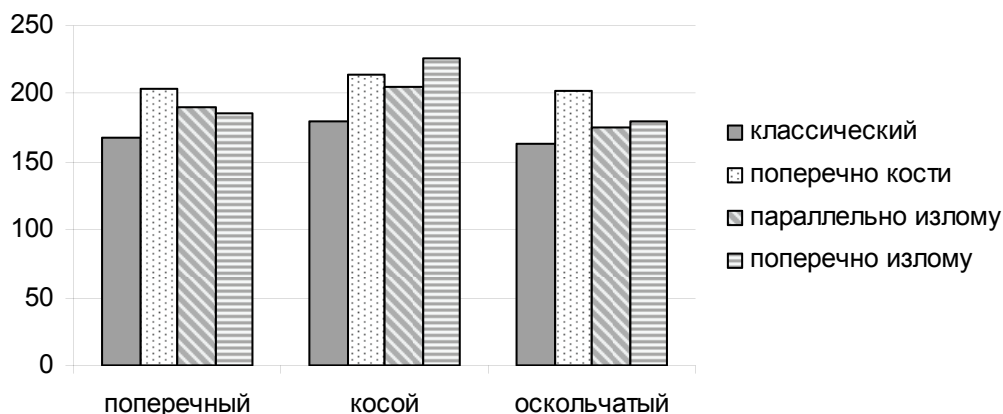


Рис. 4. Сравнительная жесткость фиксации отломков в четырех сериях компоновок АВФ при ротационной нагрузке.

— при $205 \pm 2,8$ кг/см²; при оскольчатой — при $175 \pm 5,3$ кг/см² ($p \leq 0,05$). Сравнивая показатели жесткости фиксации третьей серии опыта с первой (спицевая компоновка АВФ), можно отметить повышение жесткости при поперечном переломе на 15,15 % ($r = 0,4348$; $Kr = 0,762451$), при косом — на 10,8 % ($r = 0,37374$; $Kr = 1,5712$) и при оскольчатом — на 9,37 % ($r = 0,672536$; $Kr = 0,7813422$).

В четвертой серии опыта исследовалась фиксация отломков при парафрактурно введенных винтовых стержнях под углом 125° к оси образца, что соответствовало перпендикулярному отношению к линии распила. Так, при поперечной линии модели перелома кости нарушение стабильности фиксации наступало при $185 \pm 3,56$ кг/см²; при косой линии — при $226,88 \pm 4,567$ кг/см²; при оскольчатой — $180 \pm 1,246$ кг/см² ($p \leq 0,05$). При сравнении показателей нагрузки с первой серией отмечалось повышение стабильности фиксации отломков образца: при поперечной линии распила — на 12,1 % ($r = 0,8738$; $Kr = 0,54528$); при косой линии — на 22,52 % ($r = 0,543624$; $Kr = 1,5714$), а при оскольчатой — на 12,5 % ($r = 0,65871$; $Kr = 1,2533$). Данные показатели превосходят и предыдущую серию на 3–12 %.

ОБСУЖДЕНИЕ

Исследование биомеханической прочности фиксации отломков в аппарате внешней фиксации при приложении нагрузок параллельно и перпендикулярно оси образца, а также при ротационном воздействии показало преимущество спице-стержневой компоновки аппарата. Особенно разница в жесткости наблюдается при нагрузке по оси. Так, при нестабильных переломах с нагрузкой по оси выявлена прочность, меньше в 5 раз. Во всех наблюдениях вне зависимости от линии излома (поперечная, косая, оскольчатая) выявлено повышение прочности фиксации (на 10–85 %) с использованием стержневых чрескостных фиксаторов в промежуточных опорах. При продолжении исследования оптимального направления введения стержня относительно линии излома при разных нагружениях на образец отмечена наибольшая жесткость с введением стержня перпендикулярно кости. Но при рота-

ционной нагрузке, при косой линии распила, что соответствует нестабильным переломам кости, которые встречаются в 80 % случаев, введение стержня поперечно линии излома предпочтительнее — таким образом увеличивается жесткость фиксации на 7 %. Данный факт нужно исследовать дополнительно для выявления оптимального угла введения чрескостных стержней, что позволит разработать схему чрескостного остеосинтеза в зависимости от линии излома.

ВЫВОДЫ

Исследование жесткости фиксации отломков показало преимущество управляемого чрескостного остеосинтеза с использованием спице-стержневой компоновки аппарата внешней фиксации. В зависимости от прилагаемой нагрузки при косой и оскольчатой линиях излома, что чаще наблюдается в клинической практике при переломах костей голени, в промежуточных кольцах нужно использовать стержневые фиксаторы, введенные под углом к линии излома. Повышение жесткости фиксации наблюдается при увеличении угла в направлении перпендикулярном излому.

ЛИТЕРАТУРА

1. Барабаш А.П. Оптимизация условий управления репаративным процессом при замещении дефектов длинных трубчатых костей по Илизарову // Матер. IV Всерос. съезда травматологов-ортопедов. — Куйбышев, 1984. — С. 167–169.
2. Барабаш А.П., Барабаш Ю.А., Русанов А.Г., Иванов В.М. и др. Лечение больных с диафизарными переломами костей голени по новой технологии репозиции и фиксации отломков // Вестник РГМУ. — 2003. — № 5. — С.14.
3. Барабаш А.П., Иванов В.М., Барабаш Ю.А. и др. Новая технология лечения нешокогенной травмы костей голени // Высокие технологии в травматологии и ортопедии: организация, диагностика, лечение, реабилитация, образование: матер. Первого съезда травматол.-ортопедов Урал. федер. округа. — Екатеринбург, 2005. — С. 64–65.
4. Барабаш А.П., Соломин Л.Н. «Эсперанто» проведения чрескостных элементов при остеосин-

тезе аппаратом Илизарова. — Новосибирск: Наука, 1997. — 188 с.

5. Бейдик О.В., Котельников Г.П., Островский Н.В. Остеосинтез стержневыми и спицестержневыми аппаратами внешней фиксации. — Самара, 2002. — 234 с.

6. Валиев Э.Ю. Чрескостный компрессионно-дистракционный остеосинтез в лечении свежих диафизарных переломов костей голени // Актуальные проблемы травматол. и ортопед.: сб. науч. трудов. — Ташкент, 1998. — С. 21 — 27.

7. Каплунов О.А. Чрескостный остеосинтез по Илизарову в травматологии и ортопедии. — М.: Издат. дом «ГЭОТАР-МЕД», 2002. — 237 с.

8. Компрессионно-дистракционный аппарат: пат. 2068241 Рос. Федерация: МКИ⁶ А 61 В 17/56 / Барабаш А.П.; заявитель и патентообладатель Барабаш А.П. — № 93048235/14; заявл. 15.10.1993; опубл. 27.10.1996; Бюл. № 30.

9. Корж А.А., Белоус А.М., Панков Е.Я. Репаративная регенерация кости. — М.: Медицина, 1972. — 230 с.

10. Лаврищева Г.И., Горюнова Г.П. К проблеме рационального лечения тяжких повреждений костей скелета (по материалам V съезда и Конгресса травматологов-ортопедов) // Гений ортопедии. — 2000. — № 4. — С. 98 — 104.

11. Миронов С.П., Матитис В.В., Троценко В.В. Стандартизированные исследования в травматологии и ортопедии. — М.: Новости, 2008. — 87 с.

12. Мюллер М.Е., Альговер М., Шнайдер Р., Виллинегер Х. Руководство по внутреннему остеосинтезу. Методика, рекомендованная группой АО (Швейцария) / пер. на рус. язык. — М.: Изд-во «Ad Marginem», 1996. — 750 с.

13. Негреева М.Б., Соломин Л.Н. Биомеханическая оценка опороспособности нижних конечностей у больных с переломами костей голени при лечении методом чрескостного остеосинтеза // Вестн. травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. — 2000. — № 3. — С. 68 — 72.

14. Остеосинтез: Руководство для врачей / под ред. С.С. Ткаченко. — Л.: Медицина, 1987. — 267 с.

15. Семенов А.Ю., Гаркави А.В., Зорохович О.А. Диафиксация костей голени при винтообразных переломах большеберцовой кости у пожилых // VI съезд травматологов и ортопедов России: тез. докл. — Н. Новгород, 1997. — С. 446 — 446.

16. Способ остеосинтеза переломов костей голени: пат. 2299032 Рос. Федерация: МКИ⁶ А 61 В 17/60 / Барабаш А.П.; заявитель и патентообладатель ФГУ «СарНИИТО Росздрава». — № 20005117283/14; заявл. 06.06.2005; опубл. 20.05.2007; Бюл. № 14.

17. Способ чрескостного остеосинтеза костей голени: пат. 2371137 Рос. Федерация: МКИ⁶ А 61 В 17/56 / Барабаш А.П., Барабаш Ю.А.; заявитель и патентообладатель ФГУ «СарНИИТО Росздрава». — № 2008138125; заявл. 25.05.2009; опубл. 27.10.2009; Бюл. № 30.

18. Устройство для проведения спиц в аппарате внешней фиксации: пат. 84692 Рос. Федерация: МКИ⁶ А 61 В 17/56 / Барабаш А.П., Клочков М.А., Барабаш Ю.А., Барабаш А.А.; заявитель и патентообладатель ФГУ «СарНИИТО Росздрава». — № 200813078; заявл. 25.07.08; опубл. 20.07.09; Бюл. № 20.

19. Швед С.И. Чрескостный остеосинтез закрытых, открытых, огнестрельных и множественных переломов // VII съезд травматологов-ортопедов России: тез. докл. — Новосибирск, 2002. — Т. 1. — С. 298 — 299.

20. Шукуров Э.М. Новый способ лечения спице-стержневым аппаратом множественных переломов нижней конечности // Современные методы лечения больных с травмами и их осложнениями: матер. Всерос. науч.-практ. конф. — Курган, 2006. — С. 487 — 488.

21. Щуров И.В. Механические и биологические аспекты в лечении методом чрескостного остеосинтеза больных с закрытыми диафизарными переломами костей голени: автореф. дис. ... канд. мед. наук. — Курган, 2010. — 24 с.

22. Garcia-Lopez A., Domingues I., Lopez-Duran L. Treatment of grade I and II open tibial fractures: comparison of external fixation, reamed locked nailing and nonreamed locked nailing // The Second Congr. Europ. Feder. Nation. Ass. Orthopaed. Traumatol. — Munich, 1995. — P. 98.

23. Ostermann P.A., Haase N., Rubberdt A. et al. Management of a long segmental defect at the proximal meta-diaphyseal junction of the tibia using a cyli // J. Orthop. Trauma. — 2002. — Vol. 16, N 8. — P. 597 — 601.

24. Tommasini S.M., Nasser P., Schaffler M.B., Jepsen K.J. Relationship between bone morphology and bone quality in male tibias: implications for stress fracture risk // J. Bone Miner. Res. — 2005. — Vol. 20, N 8. — P. 1372 — 1380.

Сведения об авторах

Барабаш Юрий Анатольевич — доктор медицинских наук, ведущий научный сотрудник отдела новых технологий в травматологии Саратовского научно-исследовательского института травматологии и ортопедии, профессор кафедры травматологии и ортопедии Саратовского государственного медицинского университета им. В.И. Разумовского (410002, г. Саратов, ул. Чернышевского, 148, тел.: 8 (8452) 393-068, e-mail: sarniito@yandex.ru)

Шпиняк Сергей Петрович — аспирант кафедры ортопедии и травматологии Саратовского государственного медицинского университета им. В.И. Разумовского (410012, Саратов, ул. Большая Казачья, д. 112)

Алфимов Роман Александрович — заведующий отделением Пятигорской центральной городской больницы (357500, Ставропольский край, г. Пятигорск, ул. Пирогова, д. 22; тел.: 8 (8793) 33-93-78).

Скрипкин Сергей Павлович — младший научный сотрудник отдела новых технологий в травматологии Саратовского научно-исследовательского института травматологии и ортопедии (410002, г. Саратов, ул. Чернышевского, 148)

Тишков Николай Валерьевич — кандидат медицинских наук, доцент, заведующий научно-клиническим отделом травматологии Научного центра реконструктивно-восстановительной хирургии СО РАМН, ассистент кафедры травматологии, ортопедии и нейрохирургии Иркутской государственной медицинской академии последипломного образования (664003, г. Иркутск, ул. Борцов Революции, 1; тел.: 8 (3952) 29-03-66)