

КЛИНИКО-БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ ОСТЕОСИНТЕЗА ВНУТРИСУСТАВНЫХ ПЕРЕЛОМОВ КОЛЕННОГО СУСТАВА

CLINICAL AND BIOMECHANICAL ASPECTS OF OSTEOSYNTHESIS OF INTRA-ARTICULAR KNEE FRACTURES

N. Kallaev
A. Ataev
N. Mirzoev
M. Ganiev
A. Magaramov
A. Ogurliev
R. Osmanov

Summary. The paper presents a biomechanical assessment of the outcomes of treatment of 148 patients with intra-articular fractures of the knee joint. The outcomes of treatment of 2 groups of patients were studied: those who received surgical treatment using traditional immersion fixators and with the help of an external fixation apparatus with a dynamic compression device developed by us. On the basis of clinical and experimental data, it has been established that the optimal values of the compression force for fractures of the condyles of the femur and tibia are the force in the range of 274.1 ± 6.7 N. This allowed 92.1% of patients to obtain positive anatomical and functional results.

Keywords: fracture, biomechanics, osteosynthesis.

Каллаев Нажмудин Омаркадиевич

Д.м.н., Дагестанский государственный медицинский университет» МЗ РФ (Махачкала)
nazgmudin_K@mail.ru

Атаев Алевдин Рашитханович

Д.м.н., Дагестанский государственный медицинский университет» МЗ РФ (Махачкала)
drataev57@mail.ru

Мирзоев Назим Эминович

К.м.н., ассистент, Дагестанский государственный медицинский университет» МЗ РФ (Махачкала)

Ганиев Магомедрауф Хадиевич

К.м.н., Дагестанский государственный медицинский университет» МЗ РФ (Махачкала)

Магарамов Абдул Магарамович

Ассистент, Дагестанский государственный медицинский университет» МЗ РФ (Махачкала)
abdulla-magaramov@yandex.ru

Огурлиев Алим Пахрудинович

Ассистент, Дагестанский государственный медицинский университет» МЗ РФ (Махачкала)

Османов Расим Тельманович

Ассистент, Дагестанский государственный медицинский университет» МЗ РФ (Махачкала)
rustelm66@mail.ru

Аннотация. В работе представлена биомеханическая оценка исходов лечения 148 пациентов с внутрисуставными переломами коленного сустава. Изучены исходы лечения 2-х групп больных: получивших оперативное лечение с применением традиционных погружных фиксаторов и с помощью разработанного нами аппарата внешней фиксации с устройством динамической компрессии. На основании клинко- экспериментальных данных установлено, что оптимальными величинами силы компрессии при переломах мыщелков бедренной и большеберцовой костей является сила в пределах $274,1 \pm 6,7$ Н. Это позволило у 92,1% пациентов получить положительные анатомо-функциональные результаты.

Ключевые слова: перелом, биомеханика, остеосинтез.

Актуальность

Внимание к проблеме объясняется не только тяжёлыми последствиями около- и внутрисуставных повреждений области коленного сустава, но и большим удельным весом неудовлетворительных и посредственных исходов и функциональными нарушениями, которые составляют от 12 до 45% (1,7,9). Частота тяжёлых повреждений достигает более 2,5–10% всех около и внутрисуставных переломов (4) и 6–10% всех переломов нижней конечности (3,4). Осложнения, в виде деформирующих артрозов, при внутрисуставных переломах коленного сустава отмечается в пределах 26,9–33,3% (2–7). Процент инвалидности, составляет по данным различных авторов 31,8–42% (2, 6,7),

Цель

Изучение особенностей оптимального распределения сил в плоскостях переломов дистального метаэпифиза бедренной и проксимального сегмента большеберцовой костей при используемом нами компрессионном остеосинтезе внутрисуставных переломов

Материал и методы исследования

Работа основана на изучении исходов лечения 148 больных в возрасте от 18 до 76 лет с внутрисуставными переломами дистального сегмента бедренной и проксимального метаэпифиза большеберцовой костей. В зависимости от методов лечения пациенты распределены на две группы. Первую группу составили 70 больных, получившие оперативное лечение с применением традиционных погружных фиксаторов. Во вторую группу включены 78 пациентов, которым для восстановления нарушенных анатомических соотношений применён аппарат внешней фиксации (4) с устройством динамической компрессии (а.с. № 1731200). Показаниями к применению метода были внутрисуставные переломы коленного сустава по классификации АО/ASIF переломы мыщелков бедренной кости — 33-B3.2, переломы мыщелков большеберцовой кости — 41-B1.1 (1). Компрессионный остеосинтез аппаратом внешней фиксации с устройством динамической компрессии показан после открытой репозиции в ургентной травматологии, при угрозе повреждения сосудисто-нервного пучка или кожных покровов. Показания к применению метода расширяются у пациентов с множественными и сочетанными повреждениями.

Аппарат состоит из трех основных частей (рис. 1): внешней опоры (Б) противоупорных спице-стержневых фиксаторов (В) и компрессирующего устройства (А). По-

следнее посредством подвижного в вертикальном направлении кронштейна (5) и резьбовой штанги (7) соединено с дугами внешней опоры (5). Компрессирующее устройство (рис. 1) состоит из корпуса (1) со шкалой (6) в виде втулки с прорезью, в которой установлен пружинный толкатель (2) с отверстием и цанговым фиксатором (3) под спицу. Внутри втулки (1) установлена пружина (8), которая контактирует с дном втулки и пластиной кронштейна (5). При вращении ручки (4) пружина оказывает взаимное давление на толкатель и перемещает спицу с упорной площадкой на отломок, обеспечивая давление на него силой от 0 до 540 Н. В динамике лечения в раннем послеоперационном периоде, компрессирующее устройство позволяет управлять величиной жёсткости соединения костного фрагмента, с учётом биологической резорбции костной раны. Унифицированные узлы устройства позволяют при необходимости перемещать костные фрагменты в сагитальной и фронтальной плоскостях, сблизать и разъединять их. Оценка прочности фиксации костных фрагментов проводилась нами на 10 моделях внутрисуставных переломов. Экспериментальные исследования проводились на кафедрах «Физики твёрдого тела» и «Сопrotivления материалов» Ульяновского технического университета, а статистическую обработку полученных данных осуществлялась путём компьютерной обработки. Серию экспериментов проводили на дистальном сегменте бедренной кости и проксимальном метаэпифизе большеберцовой кости биоманекенов (4). В экспериментах различного типа внутрисуставные моно- и бикондилярные переломы бедренной и большеберцовой костей имитировали косым распилом на расстоянии от 4 до 6 см от их суставных краёв. Между репонированными отломками предварительно помещали одинаковой толщины (10 мм) прослойку и самотвердеющей пластмассы (акрилакcid), а затем проводили остеосинтез перелома спицей (2 мм) с упорной площадкой и осуществляли компрессию. Полученные слепки плоскости перелома имели в профиль различные размеры в зависимости от испытываемого давления на каждый участок своей поверхности. Каждый слепок распиливали в плоскости перпендикулярной оси верхней конечности или осевой линии, проведенной через центр отломка строго посередине, а затем с помощью измерительного микроскопа МН-1 измеряли толщину опила пластмассы через каждые 2 мм. Уровень сечения, на котором слепок имел наименьшую толщину, являлся наиболее нагружаемым, т.е. здесь была максимальная деформация слепка, которую мы условно принимали за 100%. На основании полученных результатов были составлены графики компрессии плоскости перелома мыщелков бедренной и большеберцовой костей. Максимальная компрессия при переломах мыщелков, достигалась при проведении спиц перпендикулярно плоскости костной раны и соответствовала 70–100%

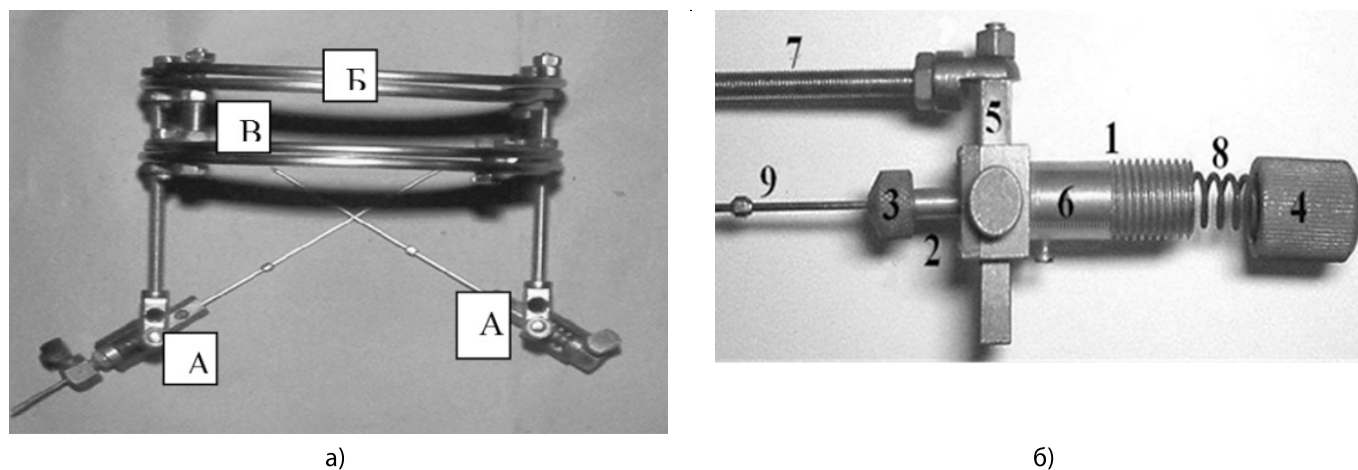


Рис. 1. А — Аппарат внешней фиксации с устройствами динамической компрессии; Б — устройство динамической компрессии

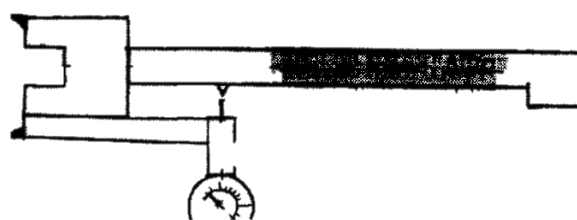


Рис. 2. Схема динамометрического ключа для исследования предела смещения костного фрагмента на «ротацию»

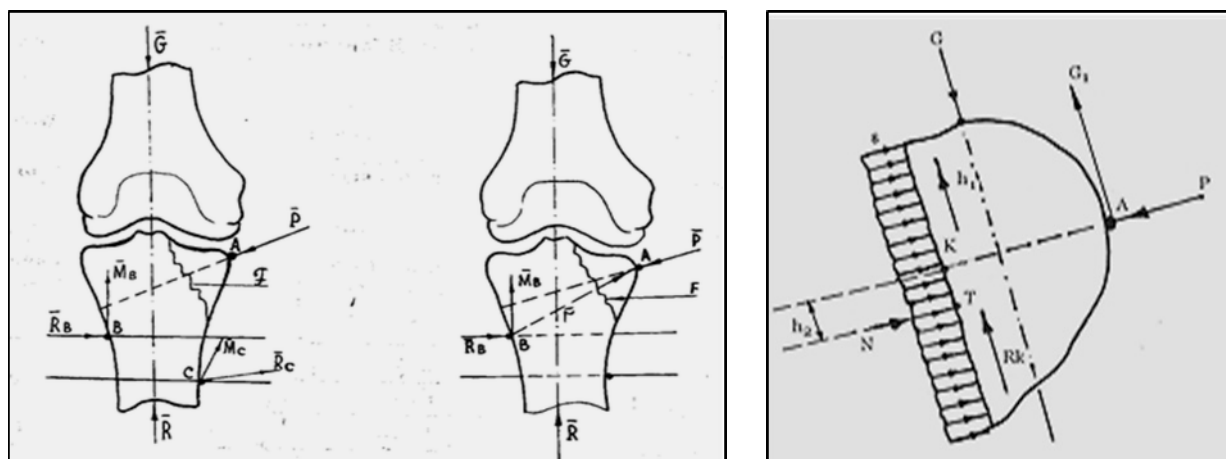


Рис. 3. Схема распределения сил компрессии при переломе мыщелка большеберцовой кости сил на отломок.

величины деформации слепков, умеренная — 40–60%, минимальная — менее 40%.

Испытания прочности остеосинтеза системы «кость-внешний фиксатор» проводились на разрывной машине Р-10 с регистрацией полученных данных

манометром, а предел ротационного смещения — с помощью специально изготовленного ключа (рис 2). Величина прочности фиксированного отломка на разрыв (отрыв — $P_{отр}$) в экспериментах зависела от локализации перелома, от величины костного фрагмента, площади и направления линии излома, модуля упругости

пружины, величины площадки упорной площадки спицы, количества компрессирующих сил.

Исследования показали, что величины усилий, направленных на разъединение и ротационное смещение отломков, находились в прямой зависимости от количества и направления компрессирующих сил и площади костной раны. Эта зависимость легла в основу расчетных схем компрессии и клинического применения метода.

В качестве примера, предлагаем расчёты направлений и величин сил компрессий при переломе мыщелка большеберцовой кости при среднем весе пациента 70 кг (рис 3).

Для удобства расчётов мы ввели следующие биомеханические параметры распределения сил: P — сила компрессии, создаваемая аппаратом и приложенная в точке A ; Q — напряжения на плоскости излома; σ — распределение сил на плоскости излома, препятствующих скольжению отломка; G — часть силы тяжести (веса тела); K — центр площади излома отломка; R_k — реакция упорной спицы, стремящаяся уравновесить силу G . Противоупорная и опорная площадки в точках B и C создают встречно-боковую компрессию, препятствующую боковому перемещению внешней опоры по отношению к сегменту большеберцовой кости. Предположим, что основное напряжение при этом воспринимается в зоне контакта противоупорной спицы с кортикальной пластинкой в точке B . Спица с упорной площадкой в точке C является вспомогательной. Она обеспечивает большую надежность фиксации сегмента конечности и воспринимает на себя малую часть нагрузки основной противоупорной силы в точке B . С учетом этих положений напряжения противоупора в точке B будут несколько завышенными на ту величину нагрузки, которая в реальной ситуации воспринимается упором в точке C . Данное предположение позволяет перейти к расчетной схеме, изображающей статически определенную систему. На рис. 3 система сил $\{P, R, Mb\}$ находится в равновесии, следовательно, для нее имеют место уравнения равновесия, которые в векторной форме имеют вид:

$$P + R_b = 0 \quad (1)$$

$$M_b(P) + M_b = 0, \quad (2)$$

где $M_b(P)$ — момент силы P относительно точки B . Из (1) следует

$$R_b = -P \quad (3)$$

$$\text{Из (2) следует } M_b = Mb(P) \quad (4)$$

Момент силы P относительно точки B равен $M_b(P) = r \times P$, (5), где r радиус-вектор, соединяющий точку натяжения силы компрессии (точки B и A)

Реакция R_b по величине равна силе компрессии P и противоположна по направлению, несмотря на несопадение линий действия этих сил. Направление силы компрессии P определяется ориентацией плоскости излома F (сила компрессии P должна быть перпендикулярна направлению плоскости излома отломка, чтобы избежать появления составляющей силы, направленной на сдвиг отломка). При равномерном распределении сил по плоскости излома их равнодействующая представляется следующим образом: $N = \sigma \times F$ (6) и приложена в центре тяжести сечения в точке T — тогда силы, действующие на отломок, можно изобразить схемой, представленной на рис. 4. Если сила тяжести (веса тела) G_x имеет относительно точки K плечо h_1 , то точка K смещена относительно центра тяжести сечения перелома (точки T) на величину, равную h_2 , причем $h_2 = G \cdot h_1 : P$ (7).

При переломе, когда линия излома проходит на уровне суставного края, сила тяжести $G = 0$, при этом центр плоскости излома совпадает с центром тяжести отломка (компрессирующая спица проходит через центр сечения перелома). Аналогичная ситуация возникает в случаях, если плечо силы тяжести G стремится к нулю, т.е. $h_1 \rightarrow 0$.

Возвратимся к формулам (3) и (4). Напряжение противоупорной площадки спицы в точке B равно $r_b = P$ (8), тогда момент сил, создаваемый противоупором в точке B , представляется следующим образом: $M_b = P \cdot h$, где h — плечо силы P относительно точки B (расстояние от противоупора до линии действия силы компрессии). Например, сила веса тяжести, действующая на метафиз большеберцовой кости, составляет часть веса тела человека и может изменяться в пределах $G = (0,5 - 1,0) G_t$; если G_t (вес тела человека) равен 70 кг (700 Н), то $G = 350 \text{ } \sigma \text{ } 700 \text{ Н}$. При опоре на конечность реакция R , действующая в проксимальном направлении на метаэпифиз, уравнивает силу тяжести G , следовательно, $R = G$, $R = 350 \text{ } \sigma \text{ } 700 \text{ Н}$, при условии $G = 700 \text{ Н}$

Сила P , создаваемая компрессирующим устройством равна равнодействующей распределенных сил давления на всю площадь излома, т.е. $P = N$, а с учетом силы тяжести G (часть веса тела) $P = \sigma F$ (9)

При известных данных прочности соединения отломков на компрессию и ротацию, напряжения, испытываемые по плоскости излома, препятствуют сращению перелома. При этом сила компрессии равна

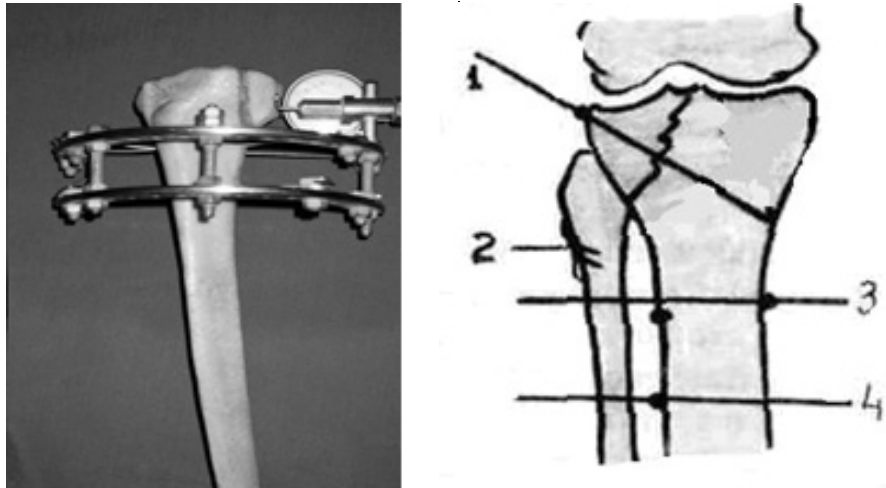


Рис. 4. Модель аппарата и схема остеосинтеза при переломе мыщелков большеберцовой кости: 1 — компрессирующие спицы; 2 — n. Peroneus communis; 3–4 —противоупорные спице-стержневые конструкции.

$P = [\sigma]F$, (10) где $[\sigma]$ — известная величина прочности соединения костного фрагмента, F — площадь сечения перелома.

При $[a] = 0,25-10^6$ Па и площади сечения перелома $F = 4 \text{ см}^2$ сила компрессии на отломок составит $P = 0,25-10^6 \cdot 4 = 100 \text{ Н}$.

Если $[\sigma] = 0,5-10^6$ Па, $F = 8 \text{ см}^2$, то $P = 0,5-10^6 \cdot 8 = 400 \text{ Н}$.

Реакция противоупорного устройства B вычисляется по формуле (7) $rb = P$. Момент сил, создаваемый противоупором в точке B , как следует из формулы (8), $mb = P \cdot h$. Если плечо силы P относительно точки B равно $h = 1,5 \sigma 2 \text{ см}$, то величина момента M_b при $P = 250 \text{ Н}$ составит $M_b = 250 \cdot 2 = 500 \text{ Нм}$. С учётом сил, направленных на горизонтальное и ротационное смещения костного фрагмента ($P_{отр.}$) ($P_{рот.}$), сила компрессии на отломок должна быть не менее $P = ([\sigma]F) + P_{отр.} + P_{рот.}$

Для мыщелка большеберцовой кости эта величина будет равняться при условии: $a = 0,25-10^6$, $F = 9 \text{ см}^2$, $P_{отр.} = 32,8 \text{ Н}$, $P_{рот.} = 38,6 \text{ Н}$. эта величина будет равняться $0,25 \times 10^6 \times 9 + 32,8 + 38,6 = 2271,4 \text{ Н}$. Таким образом, при площади костной раны $F = 9 \text{ см}^2$ и при условии среднего модуля упругости пружины компрессирующего устройства 248 Н сила компрессии на отломок большеберцовой кости составляет $271,4 \pm 6,7 \text{ Н}$. При переломах мыщелков бедренной кости при площади костной раны в пределах $12-14 \text{ см}^2$ величина силы компрессии на отломок равняется $321,6 \pm 7,3 \text{ Н}$. С увеличением площади сечения перелома сила сжатия возрастает.

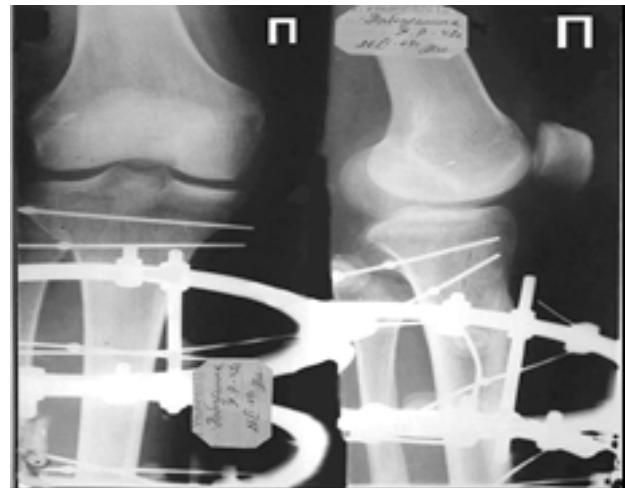
При применении аппарата внешней фиксации с устройством динамической компрессии в клинике вносятся коррективы, учитывающие данные веса пациента, величины костного фрагмента и смещающих моментов напряжения связочного аппарата. На рис. 4 представлены модель и схема остеосинтеза перелома мыщелка большеберцовой кости.

Результаты и обсуждение

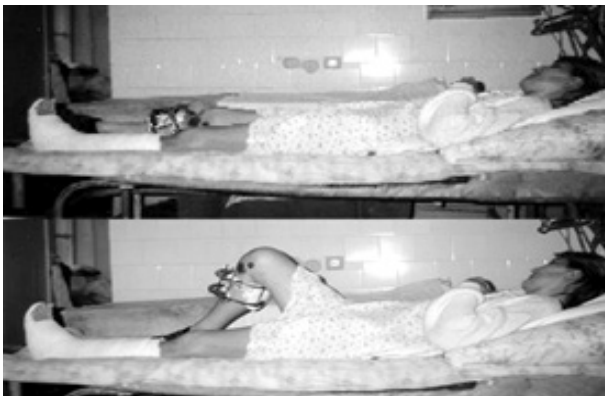
Одним из ведущих критериев оценки результатов внутрисуставных повреждений коленного сустава являются сроки восстановления функции поврежденного сустава. Разница сроков восстановления движений в суставе 1 и 2 клинических групп составила 28,4 дня ($p_{1-2} > 0,05$). Из ближайших результатов, у 12 (8,1%) больных отмечены типичные для внеочагового компрессионно-дистракционного остеосинтеза осложнения (нагноение мягких тканей вокруг спиц и стержней), которые не повлияли на исход. Отдалённые результаты изучены у 62 больных первой и 76 пациентов второй основной группы в сроки 3 и 7 лет после травмы по методике Э.Р. Маттиса и А.И. Нечушкина (1984). В первой группе у 41 (66,2%) пациента получены хорошие анатомо — функциональные результаты, у 9 (14,5%) — удовлетворительные и у 12 — (19,4%) — неудовлетворительные. Среди неудовлетворительных исходов преобладали деформирующие артрозы и контрактуры коленного сустава. Основными причинами посредственных исходов были безуспешные закрытые репозиции и позднее начало функциональной реабилитации сустава, после завершения гипсовой иммобилизации. Во второй группе положительные результаты выявлены у 70 (92,1%) больных, неудовлетворительные — у 6 (7,9%). При-



а)



б)



в)



г)



д)



е)

Рис 5. Больная Н., 41 г. Диагноз: «Политравма. Закрытая черепно-мозговая травма, ушиб головного мозга, закрытый перелом наружного мыщелка правой большеберцовой кости, закрытый перелом наружной лодыжки правой голени без смещения (41-B1.1(2), гемартроз правого коленного сустава (рис 5 А); Б — компрессионный остеосинтез наружного мыщелка большеберцовой кости с устройством динамической компрессии; В — функция коленного сустава на третий день после операции; Г — рентенограмма после снятия аппарата; Д — функция сустава через год после операции. Е — рентгенография коленного сустава через год после операции.

чинами неудовлетворительных исходов в основной группе были ослабление жёсткости системы «конечность-аппарат» в начале освоения метода и погрешности амбулаторного наблюдения. Средний балл исходов лечения поврежденных во второй группе составил $95,3 \pm 3,1$ баллов при 100 бальной системе.

Клиническое наблюдение (рис 5)

Больная Н., 41 г., поступила в клинику через 40 минут после автоаварии с диагнозом «Поли травма. Закрытая черепно-мозговая травма, ушиб головного мозга, закрытый перелом наружного мыщелка правой большеберцовой кости, закрытый перелом наружной лодыжки правой голени без смещения гемартроз правого коленного сустава (рис 5).

Через две недели, после стабилизации состояния больной под проводниковой анестезией, произведена артротомия правого коленного сустава, открытая репозиция перелома мыщелка, компрессионный остеосинтез аппаратом внешней фиксации с устройством динамической компрессии (рис 5 Б). Параллельно произведен остеосинтез перелома левой большеберцовой кости металлической пластиной. На третий день после операции объем движений правого коленного

сустава равнялся 70° (рис 3В). Сроки сращения перелома наружного мыщелка составили 82 дня. Рентгенологически подтверждена консолидация перелома (рис 5 Г). Через один год после снятия аппарата амплитуда движений в коленном суставе составила 95° (рис 5 Д, Е). Осмотрена через 2 года. Жалоб нет. Объем движений в коленном суставе составил 157° . Средний балл — 95.

Выводы

1. Чрескостный остеосинтез внутрисуставных переломов коленного сустава аппаратом внешней фиксации с устройством динамической компрессии является малотравматичным и функциональным.
2. Эффективность компрессионного остеосинтеза определяется направлением прикладываемого давления на костный отломок (оно должно быть перпендикулярно линии излома) и величиной силы компрессии, (при бикондилярных переломах мыщелка большеберцовой кости — $271,4 \times 2 \pm 12,4$ Н, при переломах мыщелков бедренной кости — $321,6 \pm 7,3$ Н).
2. Динамический компрессионный остеосинтез по предлагаемой методике позволяет у 95,1% больных получить положительные анатомические и функциональные результаты.

ЛИТЕРАТУРА

1. Ахтямов И.Ф., Кривошапка Г.М., Кривошапка С.В. Отдалённые результаты реабилитации больных после оперативного лечения внутрисуставных переломов области коленного сустава. Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 2002. № 2. С. 42–46.
2. Багиров А.Б. Лечение больных с внутрисуставными переломами длинных трубчатых костей нижних конечностей, профилактика деформирующего артроза. Автореферат дисс. доктора мед. наук. 1993. 28 с.
3. Волокитина Е.А., Гилев М.В., Антониади Ю.В., Гвоздев В.Д. Оперативное лечение внутрисуставных переломов мыщелков бедренной кости в условиях городского травматологического центра. Второй Всероссийский конгресс по травматологии с международным участием. Медицинская помощь при травмах: новое в организации и технологиях. Сборник трудов. Санкт-Петербург. 2017. С. 49–50.
4. Каллаев Н.О. Компрессионный остеосинтез около- и внутрисуставных переломов. «Ульяновский дом печати». 1999. 184с.
5. Кутепов С.М., Гилев М.В., Волокитина Е.А., Антониади Ю.В., Зверев Ф.Н., Гвоздев В.Д. Оперативное лечение бикондилярных переломов проксимального отдела большеберцовой кости. Второй Всероссийский конгресс по травматологии с международным участием. Медицинская помощь при травмах: новое в организации и технологиях. Сборник трудов. Санкт-Петербург. 2017. С. 4
6. Паньков И.О. Особенности лечения полифрагментарных переломов мыщелков большеберцовой кости. Сборник тезисов IX съезда травматологов-ортопедов. Саратов. 2010. С. 225.
7. Путьтин С.М., Шестаков Д.Ю., Голубев В.Г., Королёв А.В. Лечение переломов плато большеберцовой кости методом чрескостного остеосинтеза по Илизарову. Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 2004. № 4. С. 17–23.
8. Соколов В. А., Бялик Е.И., Такиев А., Бояршинова О.И. Оперативное лечение переломов дистального отдела бедра у пострадавших с сочетанной и множественной травмой. Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 2004. № 1. С. 20–21.
9. Ederhard H.J., Schier H., Dittel K.K. F new dynamic angel- adapted device — an innovative method for stabilizing proximal fractures of the femur. Congress of the European federation of national association of orthopaedics and traumatology. Barselona. April. 24–27. 1997. P. 210.

© Каллаев Нажмудин Омаркадиевич (nazgmudin_K@mail.ru), Атаев Алевдин Рашитханович (drataev57@mail.ru),

Мирзоев Назим Эминович, Ганиев Магомедраф Хадиевич,

Магарамов Абдул Магарамович (abdulla-magaramov@yandex.ru), Огурлиев Алим Пахрудинович,

Османов Расим Тельманович (rustelm66@mail.ru).

Журнал «Современная наука: актуальные проблемы теории и практики»