Сравнительный анализ жесткости остеосинтеза спице-стержневыми аппаратами, используемыми при артродезе коленного сустава

Г.А. Алиев, Ч.А. Али-Заде

Научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии, г. Баку, Азербайджан

Comparative analysis of rigidity provided by wire and half-pin devices used for arthrodesis of the knee joint

G.A. Aliev, Ch.A. Ali-Zadeh

Research Institute of Traumatology and Orthopedics, Baku, Azerbaijan

Предложен спице-стержневой аппарат (ССА), применяемый для артродеза коленного сустава (АКС). **Цель.** Провести стандартные механические испытания КССА и ССА для определения ЖО и сравнительный анализ полученных результатов. **Материалы и методы.** Для исследования жесткости остеосинтеза (ЖО) мы провели сравнительные механические испытания данного аппарата и комбинированного спице-стержневого аппарата (КССА), применяемого при АКС. ССА исследовался в 2-х различных компоновках. Исследования выполнены по медицинским технологическим правилам, согласно принципам «Метода исследования жесткости чрескостного остеосинтеза при планировании операций» (Корнилов Н.В. с соавтор, 2005). Исследовалась жесткость остеосинтеза аппаратов в продольном направлении (дистракция и компрессия) двукратно, в общей сложности 12 раз. Во фронтальной, сагиттальной и трансверсальной плоскости двукратно для каждого из 3-х аппаратов, в общей сложности 18 раз. Статистический анализ полученных результатов был проведен с помощью компьютерной программы MedCalc for Windows (version 12.7.8.0), с использованием критериев Mann-Whitney test (independent samples). **Результаты.** Сравнительный анализ полученных результатов показал, что показатели ЖО у КССА по сравнению с усовершенствованным нами ССА-II различаются незначительно. **Заключение.** Полученные данные позволяют применять аппарат, усовершенствованный нами, при АКС без опасения потери ЖО.

Ключевые слова: коленный сустав, артродез, внешняя фиксация, аппарат Илизарова, спице-стержневой аппарат, жесткость остеосинтеза

A wire-and-half-pin device (WHPD) was offered for arthrodesis of the knee joint (AKJ). **Objective** Conduct mechanical tests of WHPD and a combined wire-and-half-pin device (CWHPD) to determine rigidity of osteosynthesis (RO) provided by the devices and make a comparative analysis. **Material and methods** To evaluate RO of WHPD and CWHPD comparative mechanical tests were carried out for the devices that are used for AKJ. WHPD was tested in two different assemblies. The tests were performed according to medical technological guidelines as outlined in "Technique for testing rigidity of transosseous osteosynthesis during preoperative planning" (Kornilov N.V. et al., 2005). Rigidity of the frames were tested longitudinally (distraction and compression) twice, total, 12 times; in frontal, sagittal and transverse planes twice for each of 3 constructs, total 18 times. Statistical analysis was produced with MedCalc software for Windows (version 12.7.8.0) using Mann-Whitney test (independent samples). **Results** Comparative analysis of the findings showed inconsiderable differences in RO between CWHPD and WHPD-II that we improved. **Conclusion** The findings allow for safe application of the device we improved for AKJ with no risk of losing RO.

Keywords Knee joint, arthrodesis, external fixation, Ilizarov apparatus, wire-and-half-pin device, rigidity of osteosynthesis

В настоящее время в травматологии и ортопедии широко применяются аппараты внешней фиксации (АВФ). Они применяются не только с целью репозиции и фиксации фрагментов при переломах, при исправлении деформаций, но и при артродезировании суставов конечностей [8, 24, 26, 27, 30].

Как известно, для успешного АКС необходимо, чтобы конструкция отвечала следующим требованиям: обеспечивала стабильную фиксацию, была легко управляема, позволяла проводить раннюю функциональную нагрузку, обеспечивала комфортность для больного [2, 3].

С развитием травматологии и ортопедии метод Илизарова постоянно совершенствуется, создаются новые АВФ, разрабатываются новые способы лечения травм и ортопедических патологий [21, 22]. Для исследования ЖО аппарата учеными разработаны специальные методики их механических и биомеханических испытаний [7, 13].

ЖО, обеспечиваемая тем или иным аппаратом, является одной из важнейших характеристик [7, 10, 14, 16]. Многочисленные стендовые и биомеханические исследования ЖО оригинальных компоновок аппарата Илизарова, а также стержневых и комбинированных спице-стержневых конструкций позволяют определить

наиболее оптимальные из них [1, 9, 10, 14].

Усовершенствования АВФ во многом связаны с разбором биомеханики чрескостного остеосинтеза. Одним из направлений в оптимизации условий заживления переломов являются приемы поэтапной дестабилизации чрескостного аппарата для переноса части нагрузки с фиксирующей конструкции на регенерат. К настоящему времени прием динамизации чрескостного аппарата общепризнан и реализуется в клинике при помощи очередного удаления к концу периода фиксации спиц из репозиционно-фиксационных опор [6, 16, 19, 20].

Л.Н. Соломиным с соавт. (2005) предложена так называемая Модульная Трансформация (МТ). В основе МТ для АВФ на протяжении периода фиксации лежит следующее [16]:

- постепенно уменьшать количество соединяющих опоры стержней, чрескостных элементов;
- сокращать количество опор без необходимости дополнительного проведения чрескостных элементов;
- изменять геометрию внешних опор аппарата путем демонтажа части этой опоры.

Целью МТ является улучшение качества жизни больных, снижение трансфиксационных контрактур и инфекционных осложнений. Применение МТ позволяет рано

приступить к реабилитационному лечению, а также создает оптимальные условия для сращения костей [16].

На сегодняшний день при АКС широко применяются АВФ различных модификаций [8, 23, 24, 25, 26, 29, 30].

Известно, что жесткость фиксации костного фрагмента спице-стержневым модулем на основе одного кольца может превышать жесткость фиксации, обеспечиваемой модулем из двух колец на основе спиц [9]. Это дает основание считать, что используемый при АКС КССА является наиболее оптимальным, хотя в доступной литературе мы не встретили работ, в которых были бы освещены исследования жесткости остеосинтеза аппаратами, применяемыми при АКС.

Как показал наш опыт, при применении КССА больные испытывают определенный дискомфорт, связанный с тем, что в положении лежа вся тяжесть конеч-

ности передается через спицы и стержни аппарата на кость, вызывая иногда боль в конечности.

Мы решили усовершенствовать аппарат таким образом, чтобы вес конечности при ее горизонтальном положении не передавался на элементы конструкции аппарата. С этой целью мы предложили использовать вместо полных колец конструкцию из полуколец аппарата Илизарова, фиксируя их в положении $\frac{3}{4}$. Использование такого дизайна аппарата при АКС в доступной нам литературе мы не встретили. Учитывая то, что данная конструкция может снизить ЖО при АКС мы решили провести механические испытания этой конструкции.

Цель работы. Провести стандартные механические испытания КССА и ССА для определения ЖО и сравнительный анализ полученных результатов.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

Механические испытания по заказу Азербайджанского Научно-исследовательского института травматологии и ортопедии проводились в Механической опытной лаборатории Министерства оборонной промышленности Азербайджанской Республики, Производственном объединении «Шарг» и Научно-производственном учреждении «ИГИМ».

Исследования жесткости АВФ выполнены по медицинским технологическим правилам, согласно принципам «Метода исследования жесткости чрескостного остеосинтеза при планировании операций» [7].

ЖО определялась в соответствии с медицинской технологией по исследованию жесткости чрескостного остеосинтеза [12, 14, 15, 17, 19]. Технология предполагает проведение алгоритма стандартных действий и расчетов по определению основных характеристик жесткости АВФ (рис. 1).

Рис. 1. Схема проведения эксперимента: а – направление результирующего вектора действующей силы (вид модуля сбоку): 1 – «сгибания» (F_3), 2 – «дистракции» (F_1), 3 – «компрессии» (F_2), 4 – «разгибания» (F_4); б – направление результирующего вектора действующей силы (вид модуля снизу): 1 – ротации кнутри (F_1), 2 – ротации кнаружи (F_2), 3 – «отведения» (F_3), 4 – «приведения» (F_4); в – общая схема стандартных смещающих нагрузок: А – фронтальная плоскость, В – трансверсальная (горизонтальная) плоскость, С – сагиттальная плоскость. F_1 – продольная сила для моделирования дистракции и компрессии; F_2 – поперечная сила для моделирования отведения и приведения; F_3 – поперечная сила для моделирования сгибания и разгибания; F_4 – ротационная сила для моделирования торсии кнутри и кнаружи

• Осевой нагрузкой (F_1) определялась продольная жесткость остеосинтеза при дистракции и компрессии. Для этого прикладываются силы $F_{1\text{дистр.}}$ и $F_{1\text{компр.}}$ в направлении продольной оси имитатора кости.

• Поперечной нагрузкой во фронтальной (F_2) и сагиттальной плоскости (F_3) определялась поперечная жесткость остеосинтеза: во фронтальной плоскости, моделируя «отведение» и «приведение» конечности (силы $F_{2\text{отв.}}$ и $F_{2\text{прив.}}$), в сагиттальной плоскости, моделируя «сгибание» и «разгибание» конечности (силы $F_{3\text{сгиб.}}$ и $F_{3\text{разг.}}$).

• Ротационной нагрузкой (F_4) определялась ротационная жесткость остеосинтеза, моделируя внутреннюю и наружную ротацию конечности ($F_{4\text{наружн.}}$ и $F_{4\text{внутр.}}$).

В опытной работе, соблюдая правила Метода унифицированного обозначения чрескостного остеосинтеза (МУОЧО) [18], исследованы оба вида аппаратов, смонтированных по нижеследующим схемам:

$$(КССА) \rightarrow \frac{VI, 2, 120; VII, 4 - 10, VIII, 8, 90}{180} - \frac{I, 2 - 8; I, 10 - 4; II, 12, 120}{180}$$

$$(ССА) \rightarrow \frac{VI, 9, 90; VII, 2 - 8, VII, 4 - 10}{\frac{3}{4} 180} - \frac{I, 2 - 8; I, 10 - 4; II, 12, 90}{\frac{3}{4} 180}$$

Диаметр колец составил 180 мм, расстояние между кольцами – 155 ± 5 мм, диаметр спиц – 2 мм, а диаметр резьбовых стержней – 6 мм.

Были собраны 3 аппарата различных компоновок. Один КССА и 2 аппарата ССА. Конструкции последних 2-х аппаратов отличались друг от друга фиксацией стержня на различных расстояниях от опоры в $\frac{3}{4}$ кольца.

В нашей работе мы использовали технологию, применяемую при исследованиях АВФ на жесткость остеосинтеза, предложенную другими авторами [4, 5]. В качестве заменителя кости применили деревянный цилиндр длиной 400 ± 5 мм с диаметром 30 ± 5 мм.

Каждый из 3-х аппаратов подвергался дистракции и компрессии двукратно в продольном направлении, в общей сложности 12 раз. При следующих экспериментах сила сдвига прилагалась на каждый из 3-х аппаратов во фронтальной (2 раза), сагиттальной (2 раза) и трансверсальной (2 раза) плоскостях, в общей сложности 18 раз. Таким образом, в общей сложности были проведены 30 (12 + 18) серий экспериментов. Эксперименты проводились на установках Р-20 («ЗИП», № 2357, ГОСТ 7855-74), МИП-100-2 («ЗИП», № 171) и ТИП РВ 12 (№ 2046).

Во время проведения опыта воздействие силы увеличивалось до образования смещения в зоне стыка фрагментов на 1 мм или же до формирования деформации в 1° , а затем сразу же останавливалось.

Рис. 2.: а – КССА, б – ССА-II (фото: сверху – передняя проекция, внизу – боковая проекция)

Примечание: согласно схеме, на “ССА-I” стержни, проведенные перпендикулярно к кости, в одном случае были закреплены на опоре в $\frac{3}{4}$ кольца при помощи кронштейна с одним отверстием, в другом, на “ССА-II”, с помощью кронштейна с 3-мя отверстиями

В этих исследованиях было использовано понятие «коэффициент жесткости» (К), который определяется из отношения внешних нагрузок к линейным и угловым перемещениям. Чем больше коэффициент жесткости, тем больше жесткость фиксации фрагментов [13, 28]. Например, коэффициент жесткости дистракции и компрессии определяется следующим образом:

$$K_{\text{дистр.}} = \frac{F_{\text{дистр.}}}{U_{\text{дистр.}}}$$

$$K_{\text{компр.}} = \frac{F_{\text{компр.}}}{U_{\text{компр.}}}$$

где $U_{\text{дистр.}}$ и $U_{\text{компр.}}$ – перемещения фрагмента в осевом направлении при дистракции и компрессии соответственно.

При проведении механических испытаний не ставилась задача определения величины смещающего усилия, приводящей к деформации или же разрушению АВФ, так как данная информация не имеет практического значения в практике применения АВФ и остеосинтеза [14].

Статистический анализ полученных при механическом испытании результатов произведен с помощью компьютерной программы MedCalc for Windows (version 12.7.8.0) с использованием критериев Mann-Whitney test (independent samples). Для обеспечения статистической достоверности нами был выбран традиционный медицинский критерий – $P < 0,05$ [11].

РЕЗУЛЬТАТЫ

При исследовании ЖО аппаратами ССА-I, ССА-II и КССА получены результаты, обобщенные на рисунках 3 и 4 и в таблице 1.

Из результатов, полученных при опытах, стало ясно, что самую большую продольную жесткость остеосинтеза при дистракции обеспечивает КССА, а самую низкую ССА-I. Разница между показателями составила 38,1 Н/мм (рис. 3, табл. 1).

Аналогичные показатели наблюдались и при компрессии по продольной оси. Разница составила 29 Н/мм (рис. 3, табл. 1).

Рис. 3. ЖО при приложении силы (F_1) по продольной оси (моделирование дистракции и компрессии)

Во фронтальной плоскости самые высокие показатели наблюдались при тестировании КССА, минимальные – при тестировании ССА-I. Разница составила 0,8 Н×мм/град (рис. 4, табл. 1).

При действии силы в сагиттальной плоскости наблюдались аналогичные результаты. Разница в показателях составила 1 Н×мм/град (рис. 4, табл. 1).

При исследовании жесткости остеосинтеза в трансверсальной плоскости наблюдались подобные результаты – разница составила 1,1 Н×мм/град (рис. 4, табл. 1).

Рис. 4. Показатели ЖО при приложении силы в различных плоскостях (моделирование нагрузки во фронтальной плоскости (F_2), в сагиттальной плоскости (F_3), в трансверсальной (горизонтальной) плоскости (торсия) (F_4))

Таблица 1

Сравнительные характеристики ЖО аппаратами ССА-I, ССА-II и КССА

	ССА-I	ССА-II	КССА
Продольная жесткость остеосинтеза, дистракция, Н/мм	132,7 ± 3,55	161,2 ± 1,25	170,8 ± 0,4
Продольная жесткость остеосинтеза, компрессия, Н/мм	133,0 ± 4,30	160,1 ± 0,2	162,0 ± 0,3
Фронтальная плоскость, Н×мм/град	12,2 ± 0,25	12,7 ± 0,1	13,0 ± 0,2
Сагиттальная плоскость, Н×мм/град	26,1 ± 0,2	26,6 ± 0,25	27,1 ± 0,15
Трансверсальная плоскость (ротация), Н×мм/град	19,1 ± 0,3	19,6 ± 0,35	20,2 ± 0,45

Самая существенная разница между КССА и ССА-I наблюдалась во время исследования жесткости при дистракции по продольной оси, минимальная – при определении жесткости во фронтальной плоскости (рис. 3, 4 и табл. 1).

При исследовании жесткости фиксации аппарата-

ми КССА и ССА-II, самая большая разница наблюдалась во время приложения дистракционной силы по продольной оси и составила 9,6 Н/мм (рис. 3, табл. 1), минимальная – при исследовании жесткости во фронтальной плоскости. Разница составила 0,3 Н×мм/град (рис. 4, табл. 1).

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Из полученных результатов видно, что КССА обеспечивает меньшую ЖО, в среднем, на 17,8 % в сравнении с ССА-I и на 3,3 % в сравнении с ССА-II. Особенно большая разница в полученных данных наблюдалась при исследовании ЖО в продольном направлении при дистракции и компрессии (рис. 3, табл. 1). Если эти показатели ССА-II были близки к показателям ЖО аппарата КССА (161,2 ± 1,25 против 170,8 ± 0,4) при дистракции, то у ССА-I разница была значительно больше (132,7 ± 3,55 против 170,8 ± 0,4) (табл. 1). При исследовании показателей ЖО в продольной плоскости при компрессии аппаратом ССА-II и КССА отмечалась незначительная разница (160,1 ± 0,2 против 162,0 ± 0,3), тогда как она значительно увеличивалась при сравнении показателей ССА-I и КССА (133,0 ± 4,30 против 162,0 ± 0,3) (табл. 1).

Исследования ЖО во фронтальной плоскости значительной разницы в показателях не выявили (12,2 ± 0,25 против 12,7 ± 0,1 и КССА 13,0 ± 0,2) (табл. 1), в равной степени, как и исследования ЖО в сагиттальной (26,1 ± 0,2 против 26,6 ± 0,25 и КССА 27,1 ± 0,15) (табл. 1) и трансверсальной плоскости (19,1 ± 0,3 против 19,6 ± 0,35 и КССА 20,2 ± 0,45) (табл. 1).

Таким образом, полученные данные позволяют заклю-

чить, что ЖО в продольном направлении при компрессии и дистракции была выше у аппарата КССА, незначительно меньше у ССА-II (на 3,3 %) (статистическая разница показателей не достоверна). У ССА-I полученные данные значительно отличались от показателей аппарата КССА (были статистически достоверно меньше, $P < 0,05$).

Наши данные аналогичны данным, полученным Л.Н. Соломиным с соавт. (2005), где авторы на заключительном этапе МТ после удаления задних полуколец (М3к) наблюдали уменьшение ЖО в среднем на 5 % при всех моделируемых нагрузках [16], несмотря на некоторую разницу в конструкции аппаратов.

Мы согласны с мнением Л.Н.Соломина с соавт. (2005), что снижение веса конструкции, уменьшение его громоздкости с одновременным улучшением комфортности для больного является одним из приоритетных направлений в усовершенствовании АВФ [16]. Предложенное нами усовершенствование КССА для АКС отвечает вышеуказанным требованиям без существенного уменьшения ЖО. Здесь можно подчеркнуть, что данная компоновка особенно удобна для больного, когда он лежит, и вес конечности передается не на аппарат, т.е. не на спицы и стержни, а на саму конечность.

ВЫВОДЫ

- Исходя из результатов наших экспериментов, можно сделать вывод, что показатели ЖО предложенного нами аппарата ССА-II и аппарата КССА различаются незначительно (на 3,3 %). Полученные данные позволяют применять ССА

при артродезе коленного сустава без опасения потери ЖО.

- Эксперименты показали, что при увеличении расстояния фиксации стержня от колец на аппарате ССА-II показатели ЖО повышаются.

ЛИТЕРАТУРА

- Андрянов М.В. Комбинированный чрескостный остеосинтез при переломах бедренной кости и их последствиях : автореф. дис. ... канд. мед. наук / М.В. Андрянов. СПб., 2007. 25 с.
- Моделирование наружного чрескостного остеосинтеза / О.В. Бейдик, К.Г. Бутовский, Н.В. Островский, В.Н. Лясников. Саратов, 2002. 191 с.
- Бейдик О.В., Котельников Г.П., Островский Н.В. Остеосинтез стержневыми и спице-стержневыми аппаратами внешней фиксации. Самара : Перспектива, 2002. 208 с.
- Бушманов А.В. Математическое и компьютерное моделирование фиксирующих устройств в травматологии. Благовещенск: Амурский гос. ун-т., 2007.
- Бушманов А.В., Соловцова Л.А. Исследование жесткости аппарата Илизарова // Рос. журн. биомеханики. 2008. Т. 12, № 3 (41). С. 97–102.
- Илизаров Г.А. Основные принципы чрескостного компрессионного и дистракционного остеосинтеза // Ортопедия, травматология и протезирование. 1971. № 11. С. 7–15.
- Метод исследования жесткости чрескостного остеосинтеза при планировании операций : мед. технология / ГУ РосНИИТО им. Р.Р. Вредена; сост.: Н.В. Корнилов, Л.Н. Соломин, С.А. Евсеева, В.А. Назаров, П.И. Бегун. СПб., 2005. 21 с.
- Митрофанов А.И., Каминский А.В., Поздняков А.В. Возможности артродезирования коленного сустава с использованием компьютерной навигации // Гений ортопедии. 2013. № 4. С. 106–108.
- Мыкало Д.А. Комбинированный чрескостный остеосинтез при переломах костей голени и их последствиях : автореф. дис. ... канд. мед. наук. СПб., 2008. 22 с.

10. Назаров В.А. Биомеханические основы модульной компоновки аппаратов для чрескостного остеосинтеза длинных трубчатых костей : автореф. дис. ... канд. мед. наук. СПб., 2006. 22 с.
11. Реброва О.В. Статистический анализ медицинских данных с помощью пакета программ «Статистика». М.: Медиа Сфера, 2002. С. 380.
12. Сабиров Ф.К., Соломин Л.Н. Исследование жесткости модулей первого и второго порядка, сконструированных с использованием экстракортикальных фиксаторов // Травматология и ортопедия России. 2015. № 1. С. 58-65.
13. Соловцова Л.А. Методика компьютерного исследования жесткости спице-стержневых фиксирующих устройств // Рос. журн. биомеханики. 2010. Т. 14, № 1. С. 17-25.
14. Сравнительный анализ жесткости остеосинтеза, обеспечиваемой чрескостными аппаратами, работающими на основе компьютерной навигации и комбинированным спице-стержневым аппаратом / Л.Н. Соломин, В.А. Виленский, А.И. Утехин, В. Террел // Травматология и ортопедия России. 2009. № 2. С. 20-25.
15. Метод унифицированного обозначения чрескостного остеосинтеза длинных костей : метод. рекомендации / ГУ РосНИИТО им. Р.Р. Вредена; сост.: Л.Н. Соломин, Н.В. Корнилов, А.В. Войтович, В.И. Кулик, В.А. Лаврентьев. СПб., 2004. 21 с.
16. Соломин Л.Н., Назаров В.А., Бегун П.И. Биомеханические и конструкционные основы модульной трансформации аппаратов для чрескостного остеосинтеза длинных костей // Травматология и ортопедия России. 2005. № 4. С. 39-47.
17. Соломин Л.Н. Основы чрескостного остеосинтеза аппаратом Г.А. Илизарова : монография. СПб.: ООО «МОРСАР АВ», 2005. 544 с.
18. Соломин Л.Н. Основы чрескостного остеосинтеза : в 2 т. М.: БИНОМ, 2014. Т. 1. 328 с.
19. Шевцов В.И., Швед С.И., Сысенко Ю.М. Чрескостный остеосинтез при лечении оскольчатых переломов. Курган: ЗАО: «Дамми», 2002. 326 с.
20. Hutchinson B.K., Binski J.C. Treatment of tibial shaft fractures with the Taylor Spatial Frame. In: Fifteenth Annual Scientific Meeting of Limb Lengthening and Reconstruction Society. North America, New York, ASAMI, 2005. P. 12.
21. Ilizarov G.A. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part I. The influence of stability of fixation and soft-tissue preservation // Clin. Orthop. Relat. Res. 1989. N 238. P. 249-281.
22. Ilizarov G.A. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues: Part II. The influence of the rate and frequency of distraction // Clin Orthop Relat Res. 1989. N 239. P. 263-285.
23. Arthrodesis of the knee using cannulated screws / H.C. Lim, J.H. Bae, C.R. Hur, J.K. Oh, S.H. Han // J. Bone Joint Surg. Br. 2009. Vol. 91, N 2. P. 180-184.
24. Comparison of intramedullary nailing and external fixation knee arthrodesis for the infected knee replacement / T.M. Mabry, D.J. Jacofsky, G.J. Haidukewych, A.D. Hanssen // Clin. Orthop. Relat. Res. 2007. Vol. 464. P. 11-15.
25. Knee arthrodesis as limb salvage for complex failures of total knee arthroplasty / R. Kuchinad, M.S. Fourman, A.T. Fragomen, S.R. Rozbruch // J. Arthroplasty. 2014. Vol. 29, N 11. P. 2150-2155.
26. An original knee arthrodesis technique combining external fixator with Steinman pins direct fixation / G. Riouallon, V. Molina, C. Mansour, C. Court, J.Y. Nordin // Orthop. Traumatol. Surg. Res. 2009. Vol. 95, N 4. P. 272-277. doi: 10.1016/j.otsr.2009.04.006.
27. Hybrid external fixation for arthrodesis in knee sepsis / K.H. Salem, P. Keppeler, L. Kinzl, A. Schmelz // Clin. Orthop. Relat. Res. 2006. Vol. 451. P. 113-120.
28. Solomin L.N. The basic principles of external skeletal fixation using the Ilizarov and other devices // Milan: Springer-Verlag, 2008. 1593 p.
29. Periprosthetic Infection Following Total Knee Arthroplasty. Chapter 24 / M. Soudry, A. Greenal, G. Nierenberg, M. Falah, N. Rosenberg. In: Arthroplasty – Update / Ed. P. Kinov. InTech, 2013.
30. Knee arthrodesis using a unilateral external fixator combined with crossed cannulated screws for the treatment of end-stage tuberculosis of the knee / X. Tang, J. Zhu, Q. Li, G. Chen, W. Fu, J. Li // BMC Musculoskelet. Disord. 2015. Vol. 16. P. 197. doi: 10.1186/s12891-015-0667-2.

REFERENCES

1. Andrianov M.V. Kombinirovannyi chreskostnyi osteosintez pri perelomakh bedrennoi kosti i ikh posledstviakh [Combined transosseous osteosynthesis for femoral fractures and their consequences] [avtoref. dis. kand. med. nauk]. SPb., 2007. 25 p.
2. Beidik O.V., Butovskii K.G., Ostrovskii N.V., Liasnikov V.N. Modelirovanie naruzhnogo chreskostnogo osteosinteza [Modeling external transosseous osteosynthesis]. Saratov, 2002. 191 p.
3. Beidik O.V., Kotelnikov G.P., Ostrovskii N.V. Osteosintez sterzhnevymi i spitse-sterzhnevymi apparatami vneshnei fiksatsii [Osteosynthesis with rod and wire-rod devices for external fixation]. Samara: Perspektiva, 2002. 208 p.
4. Bushmanov A.V. Matematicheskoe i komp'yuternoe modelirovanie fiksiruushchikh ustroystv v travmatologii [Mathematical and computed modeling of fixing devices in traumatology]. Blagoveshchensk: Amurskii gos. un-t., 2007.
5. Bushmanov A.V., Solovtsova L.A. Issledovanie zhestkosti apparata Ilizarova [Study of the Ilizarov fixator rigidity]. Ros. Zhurn. Biomekhaniki. 2008. T. 12, N 3 (41). pp. 97-102.
6. Ilizarov G.A. Osnovnye printsipy chreskostnogo kompressionnogo i distraktsionnogo osteosinteza [Basic principles transosseous compression and distraction osteosynthesis]. Ortop. Travmatol. Protez. 1971. N 11. pp. 7-15.
7. Metod issledovaniia zhestkosti chreskostnogo osteosinteza pri planirovanii operatsii : med. tekhnologiiia [A technique of studying transosseous osteosynthesis rigidity in planning surgeries]. GU RosNIITO im. R.R. Vredena; sost.: N.V. Kornilov, L.N. Solomin, S.A. Evseeva, V.A. Nazarov, P.I. Begun. SPb., 2005. 21 p.
8. Mitrofanov A.I., Kaminskii A.V., Pozdniakov A.V. Vozmozhnosti artrodezirovaniia kolennogo sustava s ispol'zovaniem komp'yuternoi navigatsii [The knee arthrodesis potential using computer navigation]. Genij Ortop. 2013. N 4. pp. 106-108.
9. Mykalo D.A. Kombinirovannyi chreskostnyi osteosintez pri perelomakh kostei goleni i ikh posledstviakh [Combined transosseous osteosynthesis for leg bone fractures and their consequences] [avtoref. dis. kand. med. nauk]. SPb., 2008. 22 p.
10. Nazarov V.A. Biomekhanicheskie osnovy modul'noi komponovki apparatov dlia chreskostnogo osteosinteza dlinnykh trubchatykh kostei [Biomechanical basics of the modular arrangement of devices for transosseous osteosynthesis of long tubular bones] [avtoref. dis. kand. med. nauk]. SPb., 2006. 22 p.
11. Rebrova O.V. Statisticheskii analiz meditsinskikh dannykh s pomoshch'iu paketa programm «Statistika» [A statistical analysis of medical data using a package of Statistics programs]. M.: Media Sfera, 2002. 380 p.
12. Sabirov F.K., Solomin L.N. Issledovanie zhestkosti modulei pervogo i vtorogo poriadka, skonponovannykh s ispol'zovaniem ekstrakortikal'nykh fiksatorov [Studying the modules of the first and second order arranged using extracortical fixators]. Travmatol. Ortop. Rossii. 2015. N 1. pp. 58-65.
13. Solovtsova L.A. Metodika komp'yuternogo issledovaniia zhestkosti spitse-sterzhnevyykh fiksiruushchikh ustroystv [A technique of computer-assisted studying the rigidity of wire-rod fixing devices]. Ros. Zhurn. Biomekhaniki. 2010. T. 14, N 1. pp. 17-25.
14. Solomin L.N., Vilenskii V.A., Utekhin A.I., Terrel V. Sravnitel'nyi analiz zhestkosti osteosinteza, obespechivaemoi chreskostnymi apparatami, rabotaiushchimi na osnove komp'yuternoi navigatsii i kombinirovannym spitse-sterzhnevym apparatom [A comparative analysis of osteosynthesis rigidity provided by transosseous devices based on computed navigation and by the combined wire-rod device]. Travmatol. Ortop. Rossii. 2009. N. 2. pp. 20-25.
15. Metod unifikirovannogo oboznacheniia chreskostnogo osteosinteza dlinnykh kostei : metod. rekomendatsii [A method of standardized designation of long bone transosseous osteosynthesis: guidelines]. GU RosNIITO im. R.R. Vredena; sost.: L.N. Solomin, N.V. Kornilov, A.V. Voitevich, V.I. Kulik, V.A. Lavrent'ev. SPb., 2004. 21 p.
16. Solomin L.N., Nazarov V.A., Begun P.I. Biomekhanicheskie i konstruktivnye osnovy modul'noi transformatsii apparatov dlia chreskostnogo osteosinteza dlinnykh kostei [Biomechanical and constructive bases of modular transformation of devices for long bone transosseous osteosynthesis]. Travmatol. Ortop. Rossii. 2005. N 4. pp. 39-47.

17. Solomin L.N. *Osnovy chreskostnogo osteosinteza apparatom G.A. Ilizarova: monografiia* [Fundamentals of transosseous osteosynthesis with the Ilizarov fixator: a monograph]. SPb.: OOO «MORSAR AV», 2005. 544 p.
18. Solomin L.N. *Osnovy chreskostnogo osteosinteza : v 2 t.* [Fundamentals of transosseous osteosynthesis: in 2 V.]. M.: BINOM, 2014. T. 1. 328 p.
19. Shevtsov V.I., Shved S.I., Sysenko Iu.M. *Chreskostnyi osteosintez pri lechenii oskol'chatykh perelomov* [Transosseous osteosynthesis in treatment of comminuted fractures]. Kurgan: ZAO: «Dammi», 2002. 326 p.
20. Hutchinson B.K., Binski J.C. Treatment of tibial shaft fractures with the Taylor Spatial Frame. In: Fifteenth Annual Scientific Meeting of Limb Lengthening and Reconstruction Society. North America, New York, ASAMI, 2005. p. 12
21. Ilizarov G.A. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part I. The influence of stability of fixation and soft-tissue preservation. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1989. N 238. pp. 249-281
22. Ilizarov G.A. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues: Part II. The influence of the rate and frequency of distraction. *Clin Orthop Relat Res.* 1989. N 239. pp. 263-285.
23. Arthrodesis of the knee using cannulated screws / H.C. Lim, J.H. Bae, C.R. Hur, J.K. Oh, S.H. Han. *J. Bone Joint Surg. Br.* 2009. Vol. 91, N 2. pp. 180-184.
24. Comparison of intramedullary nailing and external fixation knee arthrodesis for the infected knee replacement. T.M. Mabry, D.J. Jacofsky, G.J. Haidukewych, A.D. Hanssen. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2007. Vol. 464. pp. 11-15.
25. Kuchinad R., Fourman M.S., Fragomen A.T., Rozbruch S.R. Knee arthrodesis as limb salvage for complex failures of total knee arthroplasty. *J. Arthroplasty.* 2014. Vol. 29, N 11. pp. 2150-2155
26. Riouallon G., Molina V., Mansour C., Court C., Nordin J.Y. An original knee arthrodesis technique combining external fixator with Steinman pins direct fixation. *Orthop. Traumatol. Surg. Res.* 2009. Vol. 95, N 4. pp. 272-277. doi: 10.1016/j.otsr.2009.04.006
27. Salem K.H., Keppler P., Kinzl L., Schmelz A. Hybrid external fixation for arthrodesis in knee sepsis. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2006. Vol. 451. pp. 113-120.
28. Solomin L.N. The basic principles of external skeletal fixation using the Ilizarov and other devices // Milan: Springer-Verlag, 2008. 1593 p.
29. Soudry M., Greental A., Nierenberg G., Falah M., Rosenberg N. Periprosthetic Infection Following Total Knee Arthroplasty. Chapter 24. In: *Arthroplasty – Update.* Ed. P. Kinov. InTech, 2013
30. Xin Tang, Jing Zhu, Qi Li, Gang Chen, Weili Fu and Jian Li. Knee arthrodesis using a unilateral external fixator combined with crossed cannulated screws for the treatment of end-stage tuberculosis of the knee. *BMC Musculoskelet. Disord.* 2015, Vol. 16, N 1. p. 197. doi: 10.1186/s12891-015-0667-2

Рукопись поступила 14.06.2016

Сведения об авторах:

1. Алиев Гусейн Али – НИИ травматологии и ортопедии, г. Баку, Азербайджан, младший научный сотрудник отделения гнойной травматологии
2. Али-Заде Чингиз Али Ага – НИИ травматологии и ортопедии, г. Баку, Азербайджан, главный научный сотрудник отделения гнойной травматологии, д.м.н., профессор

Information about the authors:

1. Gusein Ali Aliiev, M.D., Scientific Research Institute of Traumatology and Orthopaedics, Baku, Azerbaijan, Department of Purulent Traumatology
2. Chingiz Ali Aga Ali-Zade, M.D., Ph.D., Scientific Research Institute of Traumatology and Orthopaedics, Baku, Azerbaijan, Department of Purulent Traumatology, Professor