

Экспериментальная оценка жесткости фиксации костных фрагментов с использованием стандартных чрескостных элементов и экстракортикальных фиксаторов на модели удлинения бедренной кости поверх интрамедуллярного гвоздя

И.В. Лебедев¹, Ф.К. Сабиров¹, Е.А. Щепкина^{1,2}

¹Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена, Санкт-Петербург

²Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет им. акад. И.П. Павлова

Experimental evaluation of the bone fragments fixation rigidity using standard transosseous elements and extracortical clamp device in the model of femoral lengthening over the intramedullary nail

I. Lebedkov¹, F. Sabirov¹, E. Shchepkina^{1,2}

¹Vreden National Medical Center of Traumatology and Orthopedics, St. Petersburg

²Pavlov First St. Petersburg State Medical University

© Коллектив авторов, 2023 г.

Резюме

Введение. Удлинение бедренной кости поверх гвоздя — эффективный метод, позволяющий уменьшить частоту типичных для внешней фиксации осложнений. Однако технической особенностью метода является тангенциальное проведение стандартных чрескостных элементов и связанные с этим проблемы заклинивания стержня. Экстракортикальный фиксатор — одно из решений этих проблем. Компоновки аппаратов при использовании данной методики с применением экстракортикального фиксатора требуют дополнительных исследований жесткости, в том числе при наличии внутреннего фиксатора. **Цель исследования:** сравнить жесткость остеосинтеза при

удлинении бедренной кости поверх интрамедуллярного стержня, обеспечиваемой аппаратами внешней фиксации на основе традиционных чрескостных элементов и их комбинации с экстракортикальными фиксаторами. **Материалы и методы.** Выполнены исследования жесткости 8 вариантов полной компоновки аппарата внешней фиксации в комбинации с интрамедуллярным стержнем, введенным как антеградно, так и ретроградно: 4 модуля с использованием только стандартных чрескостных элементов и 4 модуля с экстракортикальными фиксаторами. Исследования проведены с использованием биомеханического стенда с оценкой продольной жесткости, угловой и ротационной стабильности. **Результаты.** Антеградные

компоновки в целом уступали в жесткости, кроме продольной, ретроградным, что можно связать с технически более сложной тангенциальной установкой чрескостных элементов в проксимальном отделе бедренной кости из-за наличия стержня в канале. При оценке жесткости во всех сериях исследований модули для ретроградного интрамедуллярного остеосинтеза с использованием экстракорткального фиксатора имели наиболее высокие показатели жесткости по сравнению с остальными моделями. В целом компоновки с использованием экстракорткального фиксатора повышали жесткость остеосинтеза в 1,5–2 раза. **Заключение.** Использование экстракорткального фиксатора повышает жесткость фиксации костных фрагментов при комбинированном остеосинтезе и может быть рекомендовано для реализации методики «удлинение поверх гвоздя» бедренной кости.

Ключевые слова: жесткость остеосинтеза, стендовые исследования, внешняя фиксация, удлинение поверх гвоздя

Summary

Introduction. Femur lengthening over nail is an effective method to reduce the rate of typical complications of external fixation. However, the technical feature of the method is the tangential insertion of half-pins and wires and problems of nail jamming related with this. Extracortical clamp device is one of the solutions to these problems. External fixation device used in this technique

requires additional studies of fixation rigidity, including in the presence of the internal fixator. **Aim:** Compare external fixation rigidity during femur lengthening over the nail using traditional half-pins and wires and extracortical clamp device. **Materials and methods.** The fixation rigidity of 8 variants of the complete arrangement of the external fixation device in combination with an intramedullary nail inserted both antegrade and retrograde were studied: 4 modules using only half-pins and wires and 4 modules with combination of half-pins, wires and extracortical clamp device. The studies were carried out using a biomechanical testing bench with the definition of longitudinal rigidity, angular and rotational stability. **Results.** Antegrade modules had lower fixation rigidity, except for the longitudinal ones, compared to retrograde modules. It can be associated with a technically more complex tangential insertion of half-pins in the proximal femur due to the nail in the canal. The retrograde modules using extracortical clamp device had the highest fixation rigidity compared to other models in all series of experiment. The use of the extracortical clamp device increased the fixation rigidity of external fixation 1.5–2 times. **Conclusion.** The use of extracortical clamp device increases the fixation rigidity of bone fragments in combined osteosynthesis (external fixation device with intramedullary nail) and can be recommended for femur lengthening over the nail.

Keywords: osteosynthesis rigidity, experimental studies, external fixation, lengthening over the nail

Введение

В течение последних десятилетий более активно стала использоваться комбинированная методика удлинения поверх интрамедуллярного стержня [1, 2]. Данная методика подразумевает наличие массивного инородного тела в костномозговом канале, что вносит особенности в применение традиционных чрескостных элементов (ЧЭ) в компоновках аппарата внешней фиксации. С целью исключить конфликт в системе «аппарат–гвоздь» требуется специальная тангенциальная техника их введения [3]. При удлинении поверх гвоздя (УПГ) голени тангенциальное проведение чрескостных элементов в ее проксимальном отделе, как правило, легко выполнимо. Для бедренной кости исключить конфликт сложнее, и он может приводить к заклиниванию интрамедуллярного стержня и преждевременной консолидации. Это осложнение по данным различных авторов составляет от 7,1 до 14,3% [4–7]. Одним из вариантов решения данной проблемы

является применение экстракорткального фиксатора (ЭФ) (патент РФ на полезную модель № 87618 [8]), который в отличие от традиционных чрескостных элементов не проникает в костномозговую полость, что исключает конфликт между ним и интрамедуллярным стержнем [9]. Изучение в эксперименте жесткости модулей второго порядка показало, что использование ЭФ повышает жесткость фиксации костного фрагмента [10], что позволило предложить оптимальные компоновки. Однако жесткость фиксации костных фрагментов модулями третьего порядка (полная компоновка чрескостного аппарата) с ЭФ исследовалась только на моделях без комбинации со стандартными чрескостными элементами и без учета введенного интрамедуллярного стержня.

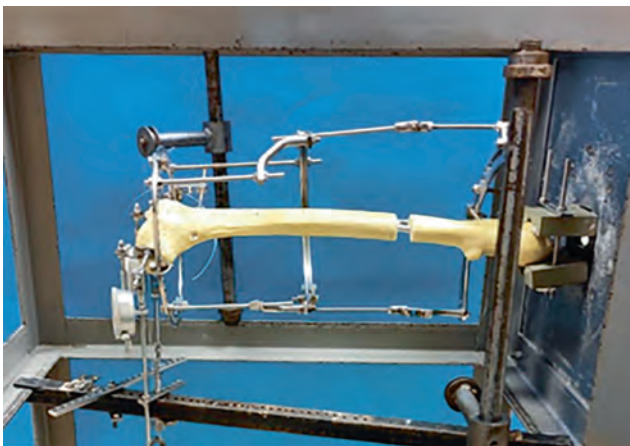
Цель исследования

Целью исследования было сравнить жесткость остеосинтеза при удлинении бедренной кости поверх интрамедуллярного стержня, обеспечиваемой

аппаратами внешней фиксации на основе стандартных чрескостных элементов и их комбинации с экстракортикальными фиксаторами.

Материалы и методы исследования

Для выявления оптимальных компоновок аппаратов внешней фиксации при применении методики «удлинение поверх гвоздя» бедренной кости проводилось исследование жесткости комбинированного остеосинтеза, включающего интрамедуллярный стержень с односторонним блокированием и аппарат внешней фиксации. Для проведения экспериментального исследования были использованы универ-



a



б

Рис. 1. Общий вид станда для измерения жесткости остеосинтеза с фиксированной моделью (*a*); модель с экстракортикальными фиксаторами (*б*)

сальные интрамедуллярные бедренные стержни DC (производства НПО «Деост», Россия), детали аппарата Илизарова (производства филиала ФГУП «ЦИТО» в г. Кургане им. академика Г.А. Илизарова, Курган, Россия) и экстракортикальные фиксаторы (производства ООО «Арете», СПб, Россия). Пластиковые модели использовались в качестве муляжа бедренной кости (ООО «Персей», СПб, Россия). При разработке компоновок для удлинения на антеградном и ретроградном стержне учитывались рекомендуемые позиции, указанные в атласе по проведению чрескостных элементов [11]. Все измерения проводились на специальном стенде (рис. 1) на основе медицинской технологии «Метод исследования жесткости чрескостного остеосинтеза при планировании операций» [11]. Проксимальный отдел муляжа бедренной кости закреплялся в муфте станда, с помощью индикаторов линейных перемещений часового типа с ценой деления 0,01 мм (ТО 2.221071.013-89) и тарированных грузов (ТУ 64-1-855-78) выполняли измерения.

Сборку моделей начинали с остеотомии имитатора бедренной кости, затем антеградно или ретроградно вводили интрамедуллярный стержень и блокировали его проксимально или дистально исходя из способа введения. Далее производили монтаж аппарата внешней фиксации, соответственно разработанной схеме, после чего производили distraction до величины диастаза между фрагментами 3 см. При выборе этой величины учитывали данные, полученные в ходе предшествующих исследований, в которых выявлено, что напряжение внутри системы «аппарат

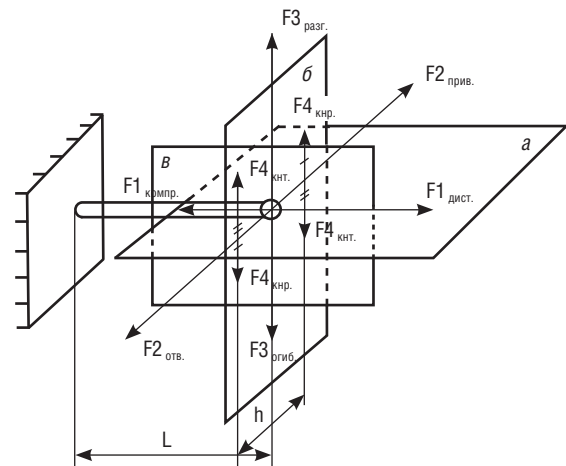


Рис. 2. Схема прикладываемых нагрузок: *a* — во фронтальной плоскости; *б* — в горизонтальной плоскости; *в* — в сагиттальной плоскости; F1 — направление прикладываемой силы для моделирования distraction и компрессии; F2 — направление прикладываемой силы для моделирования отведения и приведения; F3 — направление прикладываемой силы для моделирования сгибания и разгибания; F4 — ротационная сила для моделирования торсии кнутри и кнаружи

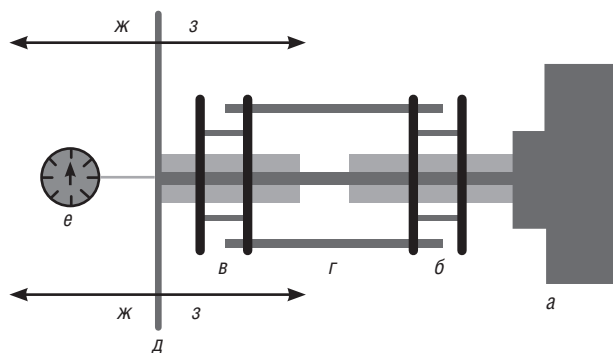


Рис. 3. Схема моделирования нагрузок для определения жесткости комбинированного остеосинтеза: а — фиксирующая муфта; б — проксимальный модуль; в — дистальный модуль; г — соединительные стержни; д — планка для приложения усилий; е — индикатор линейных перемещений; ж — направление дистракционного усилия; з — направление компрессирующего усилия

внешней фиксации — имитатор кости» стабилизируется после достижения межфрагментарного диастаза 6–7 мм и остается постоянным в ходе дальнейшей дистракции.

Оценивались смещения дистального костного фрагмента в системе «муляж кости — интрамедуллярный стержень — аппарат внешней фиксации» при приложении стандартных нагрузок: в продольной плоскости (дистракция, компрессия); во фронтальной плоскости (приведение, отведение); в сагиттальной плоскости (сгибание, разгибание); при ротационных нагрузках (ротация кнаружи, ротация кнутри) (рис. 2).

После фиксации проксимального фрагмента имитатора кости в муфте стенда прикладывали нагрузку к дистальному фрагменту. К нему же прикладывали датчики линейных перемещений (рис. 3). При исследовании ротации и угловых деформаций нагрузки на муляж кости передавали при помощи металлических балок. При моделировании дистракции и компрессии предельной считалась нагрузка при смещении нагружаемого фрагмента на 1 мм, а при имитации угловых смещений и ротации — на 1°. Осуществлялась серия экспериментов в количестве 30 для каждой модели для достоверной статистической обработки.

Сравнение всех моделей проводилось с эталонным модулем (М3э) — полная компоновка аппарата Илизарова на основе двух эталонных модулей второго порядка, с расстоянием между ними 200 мм. Каждый такой модуль второго порядка представляет собой две кольцевые опоры, расположенных на расстоянии 150 мм друг от друга, в котором в одной опоре проведены две 2-мм спицы под углом 60° друг к другу с натяжением 1000 Н, а в другой опоре — по одной 2-мм спице во фронтальной плоскости с тем же натяжением.

Модули третьего порядка разрабатывались с учетом того, что чаще всего остеотомию для удлинения

выполняют на границе верхней/средней трети или средней/нижней трети диафиза бедренной кости. При выборе компоновок для УПГ бедренной кости, комбинированных с интрамедуллярным стержнем, были учтены данные Ф.К. Сабирова и Л.Н. Соломина [10] по исследованию модулей второго порядка (М2) с экстракортикальными фиксаторами, согласно которым наибольшую жесткость фиксации обеспечивают модули на основе двух ЭФ, введенных под углом 60° по отношению друг к другу на расстоянии 100 мм и их фиксацией к двум кольцевым опорам. При отсутствии возможности выполнения данных условий дополнительно должны быть использованы традиционные чрескостные элементы. Оценка данных модулей выполнена в диссертационном исследовании Ф.К. Сабирова¹ и ранее не публиковалась. Дополнительное исследование таких модулей не проводилось. При выполнении остеотомии для удлинения в средней трети диафиза бедра полная компоновка аппарата может быть обеспечена двумя оптимальными по жесткости М2 на основе двух экстракортикальных фиксаторов с достаточным расстоянием между ними.

Для исследования выбраны компоновки аппаратов с использованием экстракортикальных фиксаторов для антеградного введения интрамедуллярного стержня и остеотомии на границе верхней и средней трети диафиза, а также ретроградного введения стержня и остеотомии на границе средней и нижней трети диафиза. При планировании компоновок для удлинения на ретроградно введенном стержне экстракортикальные фиксаторы располагали на расстоянии 10 см. При планировании компоновок для удлинения на антеградно введенном стержне возможное расстояние между экстракортикальными фиксаторами составляло 7 см, в связи с этим в данных компоновках дополнительно применялись традиционные чрескостные элементы. Экстракортикальные фиксаторы устанавливали перпендикулярно оси кости под углом 60° относительно друг друга. Также исследованы аналогичные компоновки, в которых экстракортикальные фиксаторы были заменены на стандартные чрескостные элементы, проведенные тангенциально по отношению к интрамедуллярному стержню. Исследуемые компоновки аппаратов обозначены в соответствии с «Методом унифицированного обозначения чрескостного остеосинтеза» (МУОЧО) [11] и представлены в табл. 1 и 2.

Экспериментально полученные данные анализировались в программном обеспечении STATISTICA

¹ Сабиров Ф.К. Использование экстракортикальных фиксаторов при чрескостном остеосинтезе бедренной кости (экспериментально-клиническое исследование): специальность 14.01.15 «Травматология и ортопедия»: автореф. дис. ... канд. мед. наук / Сабиров Фаниль Камилжанович. СПб., 2016. 22 с.

Таблица 1

Исследуемые компоновки аппаратов для методики удлинения бедренной кости поверх гвоздя при антеградном введении стержня

Исследуемые компоновки	Схема модуля		
М3-анте-стЧЭ1	I,11,90; I,10,90;II,8,90; III,10,90 1/5 200	2/3 180	VII,9,90; VIII,8,90;VIII,9-3 180
М3-анте-стЧЭ2	I,11,90; I,10,90;II,8,90; III,10,90 1/5 200	2/3 180	VII,9,90; VIII,4,90;VIII,9-3 180
М3-анте-ext1	I,11,90; I,10,90;II,9,90ext; III,10,90ext 1/5 200	V,9,90ext 2/3 180	VIII,8,90;VIII,9-3 180
М3-анте-ext2	I,11,90; I,10,90;II,9,90ext; III,10,90ext 1/5 200	V,9,90ext 2/3 180	VIII,4,90;VIII,9-3 180

Примечание: М3-анте-стЧЭ1 — компоновка аппарата для антеградного введения интрамедуллярного стержня на основе стандартных чрескостных элементов вариант 1; М3-анте-стЧЭ2 — компоновка аппарата для антеградного введения интрамедуллярного стержня на основе стандартных чрескостных элементов вариант 2; М3-анте-ext1 — компоновка аппарата для антеградного введения интрамедуллярного стержня с использованием ЭФ вариант 1, М3-анте-ext2 — компоновка аппарата для антеградного введения интрамедуллярного стержня с использованием ЭФ вариант 2.

Таблица 2

Исследуемые компоновки аппаратов для методики удлинения бедренной кости поверх гвоздя при ретроградном введении стержня

Исследуемые компоновки	Схема модуля		
М3-ретро-стЧЭ1	I,10,90; I,9,90;II,8,90; III,10,90 1/5 200	2/3 180	VIII,8,90; VIII,3-9;VIII,9-3 180
М3-ретро-стЧЭ2	I,10,90; I,9,90;II,8,90; III,10,90 1/5 200	2/3 180	VIII,4,90; VIII,3-9;VIII,9-3 180
М3-ретро-ext1	I,10,90; I,9,90;II,8,90 ext; 1/5 200	IV,9,90 ext 2/3 180	VIII,8,90;VIII,9-3 180
М3-ретро-ext2	I,10,90; I,9,90;II,8,90 ext 1/5 200	IV,9,90 ext 2/3 180	VIII,4,90;VIII,9-3 180

Примечание: М3-ретро-стЧЭ1 — компоновка аппарата для ретроградного введения интрамедуллярного стержня на основе стандартных чрескостных элементов вариант 1; М3-ретро-стЧЭ2 — компоновка аппарата для ретроградного введения интрамедуллярного стержня на основе стандартных чрескостных элементов вариант 2; М3-ретро-ext1 — компоновка аппарата для ретроградного введения интрамедуллярного стержня с использованием ЭФ вариант 1; М3-ретро-ext2 — компоновка аппарата для ретроградного введения интрамедуллярного стержня с использованием ЭФ вариант 2.

с использованием модуля «Basic statistics». Результаты эксперимента проиллюстрированы при помощи графиков «Box&Whisker Plot», которые демонстрируют следующие параметры распределения: среднее значение, медиана, минимальное и максимальное значения признака, 25-й и 75-й процентиля. Все полученные данные соответствовали стандартному распределению. Достоверность данных оценивалась с применением t-критерия Стьюдента. Критерием статистической достоверности получаемых результатов мы считали общепринятую в медицине величину $p < 0,05$.

Результаты исследования

В таблицах представлены данные, полученные в ходе стендовых исследований для комбинированных модулей с антеградным (табл. 3) и ретроградным введением стержня (табл. 4) по показателям продольной жесткости, угловой стабильности во фронтальной

и сагиттальной плоскостях и ротационной стабильности.

Для всех исследованных экспериментальных моделей продольная жесткость превосходила ($p < 0,05$) значение эталонного модуля третьего порядка (М3э) и имела значения от $76,4 \pm 2,1$ Н-мм/град (М3-анте-стЧЭ1) до $116,3 \pm 6,7$ Н-мм/град (М3-ретро-стЧЭ2), при этом минимальная продольная жесткость превышала показатели М3э (55 Н-мм/град) на 38,9% (рис. 4). Среди моделей с использованием только стандартных ЧЭ наибольшее значение было у М3-ретро-стЧЭ2 ($116,3 \pm 6,7$ Н-мм/град), а у моделей с экстракортикальными фиксаторами наибольшее значение было у М3-анте-ext1 ($107,2 \pm 5,8$ Н-мм/град).

При моделировании нагрузок во фронтальной плоскости исследование жесткости показало, что только одна из исследуемых моделей М3-анте-стЧЭ2, разработанная для антеградного введения интрамедуллярного стержня с использованием

Таблица 3

Результаты исследований жесткости компоновок аппаратов для антеградного комбинированного остеосинтеза ($M \pm \sigma$)

Жесткость остеосинтеза	М3-анте-стЧЭ1	М3-анте-стЧЭ2	М3-анте-ext1	М3-анте-ext2	М3э
Продольная жесткость при дистракции, Н/мм	76,4±2,1	85,7±4,5	102,9±6,4	94,1±9,4	55
Продольная жесткость при компрессии, Н/мм	76,7±3,8	84,8±4,5	107,2±1,1	81,7±4,0	55
Жесткость во фронтальной плоскости (отведение), Н-мм/град	30,7±1,6	17,9±0,3	24,9±1,9	33,3±1,1	24
Жесткость во фронтальной плоскости (приведение), Н-мм/град	34,9±1,2	13,7±0,5	24,9±1,9	23,8±1,1	24
Жесткость в сагиттальной плоскости (сгибание), Н-мм/град	13,3±0,3	10,8±0,3	19,9±0,8	18,8±0,6	11
Жесткость в сагиттальной плоскости (разгибание), Н-мм/град	11,9±0,6	14,1±0,9	19,7±0,8	23,7±1,1	11
Жесткость при ротации кнаружи, Н-мм/град	19,7±0,9	17,2±1,0	19,2±1,1	25,7±0,9	14
Жесткость при ротации кнутри, Н-мм/град	21,9±1,1	18,1±1,8	21,0±1,9	18,7±0,6	14

Таблица 4

Результаты исследований жесткости компоновок аппаратов для ретроградного комбинированного остеосинтеза ($M \pm \sigma$)

Жесткость остеосинтеза	М3-ретро-стЧЭ1	М3-ретро-стЧЭ2	М3-ретро-ext1	М3-ретро-ext2	М3э
Продольная жесткость при дистракции, Н/мм	112,0±2,5	116,3±6,7	90,7±2,5	108,6±7,0	55
Продольная жесткость при компрессии, Н/мм	81,7±2,4	115,7±5,7	90,0±2,0	100,5±5,7	55
Жесткость во фронтальной плоскости (отведение), Н-мм/град	30,1±0,8	27,3±1,1	48,8±2,6	49,9±2,8	24
Жесткость во фронтальной плоскости (приведение), Н-мм/град	30,6±1,3	27,3±1,1	46,3±2,0	47,6±1,6	24
Жесткость в сагиттальной плоскости (сгибание), Н-мм /град	14,9±0,4	11,7±0,8	32,6±1,2	31,7±1,7	11
Жесткость в сагиттальной плоскости (разгибание), Н-мм/град	23,0±2,1	13,7±0,8	47,0±1,2	30,7±1,9	11
Жесткость при ротации кнаружи, Н-мм/град	12,9±1,4	13,2±1,0	23,8±1,4	25,0±2,0	14
Жесткость при ротации кнутри, Н-мм/град	10,6±0,4	13,8±1,0	24,1±1,7	24,5±1,8	14

традиционных чрескостных элементов, достоверно ($p < 0,05$) не превышает показатели эталонного модуля при отведении и приведении (17,9±1,8 Н-мм/град и 13,7±0,5 Н-мм/град соответственно). М3-анте-ext2 имел значение жесткости 23,8±1,1 Н-мм/град при приведении, что на 1% уступает значению М3э. Все прочие модули превышали значение показателя эталонного от 4 до 108%. Среди моделей, разработанных с использованием только традиционных чрескостных элементов, наибольшей жесткостью обладает модель М3-анте-стЧЭ2 (34,9±1,2 Н-мм/град). Среди моделей с использованием экстракортикальных фиксаторов, наибольшей жесткостью обладает М3-ретро-ext2 — 49,9±2,8 Н-мм/град. Он же показывал лучшие результаты среди всех моделей (рис. 5).

При исследовании жесткости в сагиттальной плоскости только М3-анте-стЧЭ2 уступал значению эта-

лонного модуля на 2,1% и составил 10,8±0,3 Н-мм/град при исследовании «сгибания». Из моделей, разработанных для антеградного введения, наибольшей жесткостью обладают модели с использованием экстракортикальных фиксаторов, максимальное значение жесткости среди которых было у М3-анте-ext2 (23,7±1,1 Н-мм/град). В исследуемых моделях для ретроградного введения интрамедуллярного стержня значение жесткости для модели М3-ретро-ext1 было максимальным при «разгибании» — 47,0±1,2 Н-мм/град. Среди моделей, разработанных с использованием только стандартных чрескостных элементов, наибольшей жесткостью обладает М3-ретро-стЧЭ1 — 23,0±2,1 Н-мм/град. Все модели с использованием экстракортикальных фиксаторов показали большую жесткость при нагрузках в сагиттальной плоскости (рис. 6).

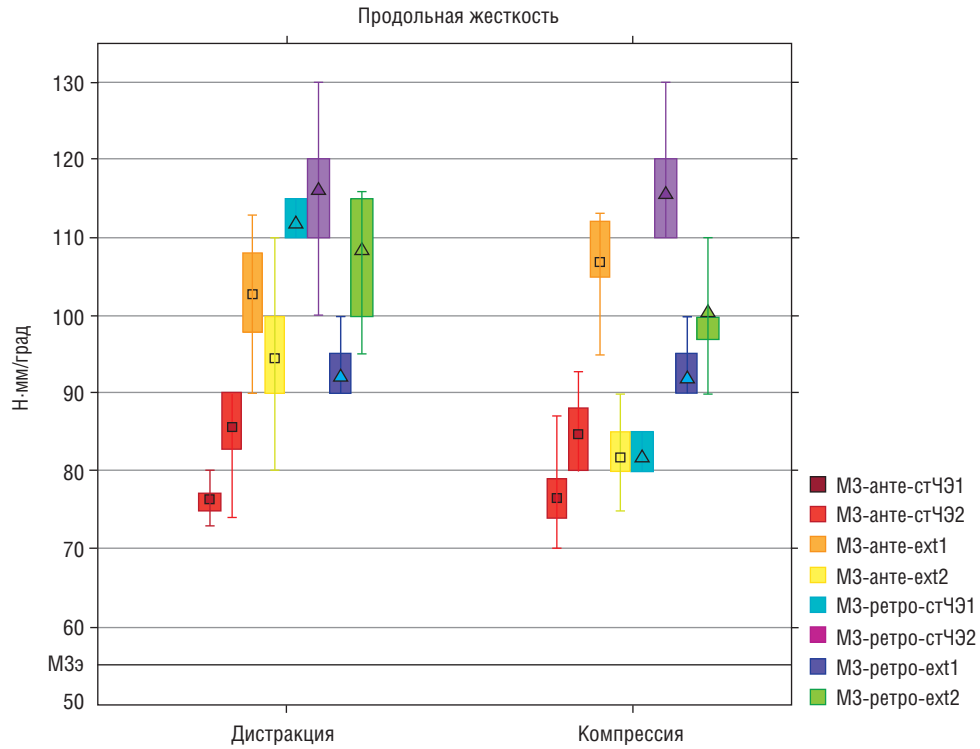


Рис. 4. Результаты исследования продольной жесткости остеосинтеза

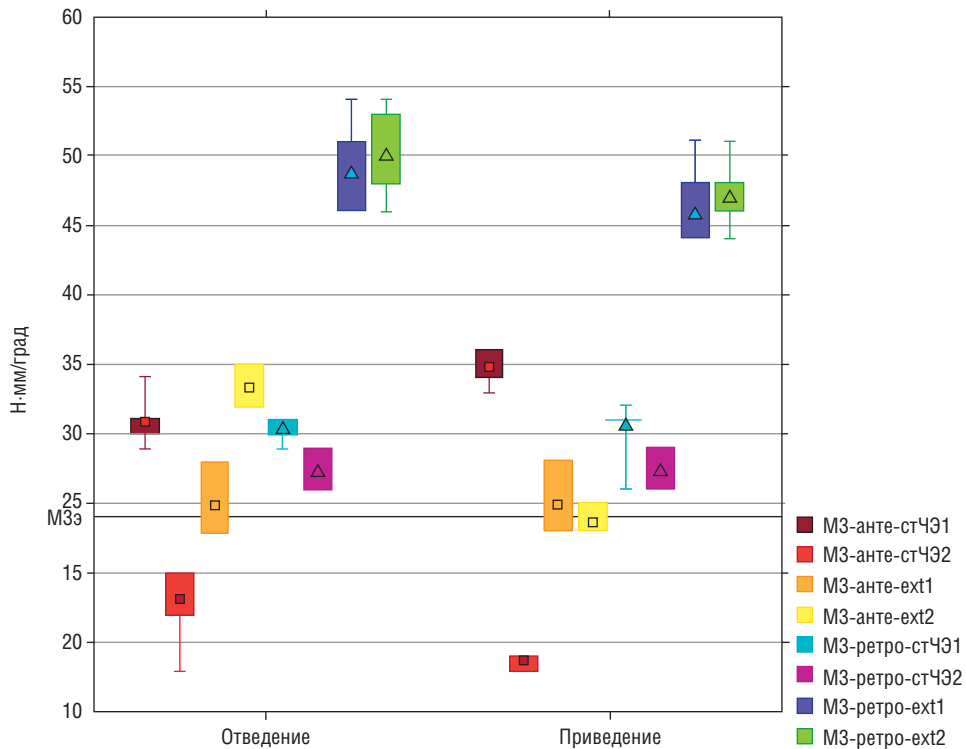


Рис. 5. Результаты исследования жесткости остеосинтеза в фронтальной плоскости

Исследование жесткости при ротационных нагрузках показало, что модели для ретроградного комбинированного остеосинтеза на основе стандартных чрескостных элементов уступают значению

жесткости эталонного модуля. Наименьшим показателем обладает M3-ретро-стЧЭ1 ($10,6 \pm 0,4$ Н·мм/град). При использовании экстракортикальных фиксаторов модели как для антеградного, так и для ретроградного

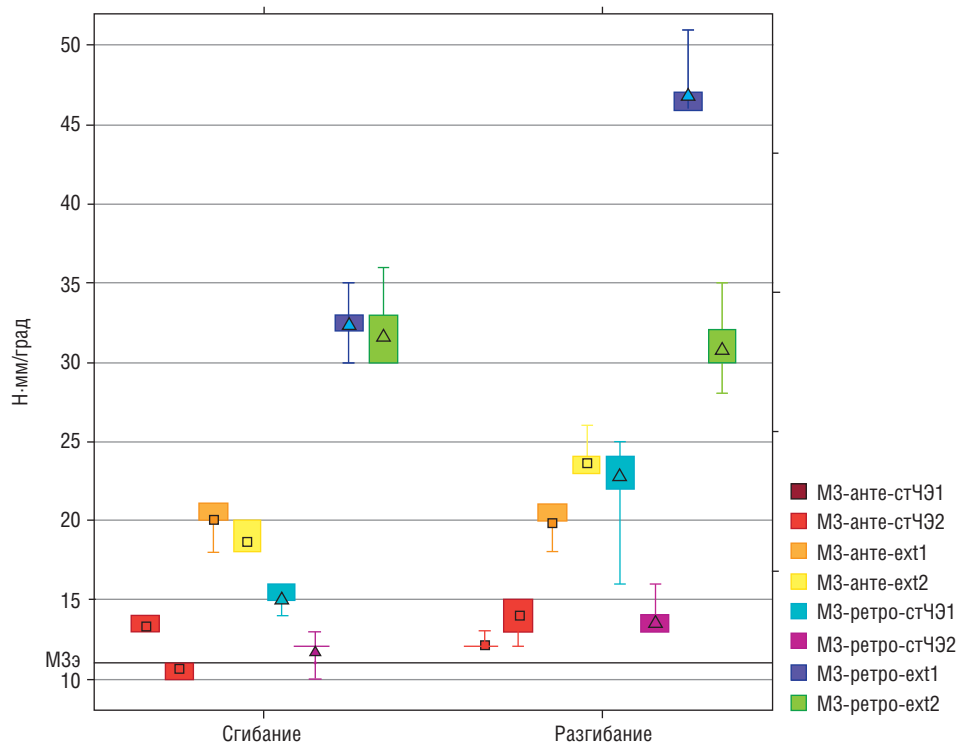


Рис. 6. Результаты исследования жесткости остеосинтеза в сагиттальной плоскости

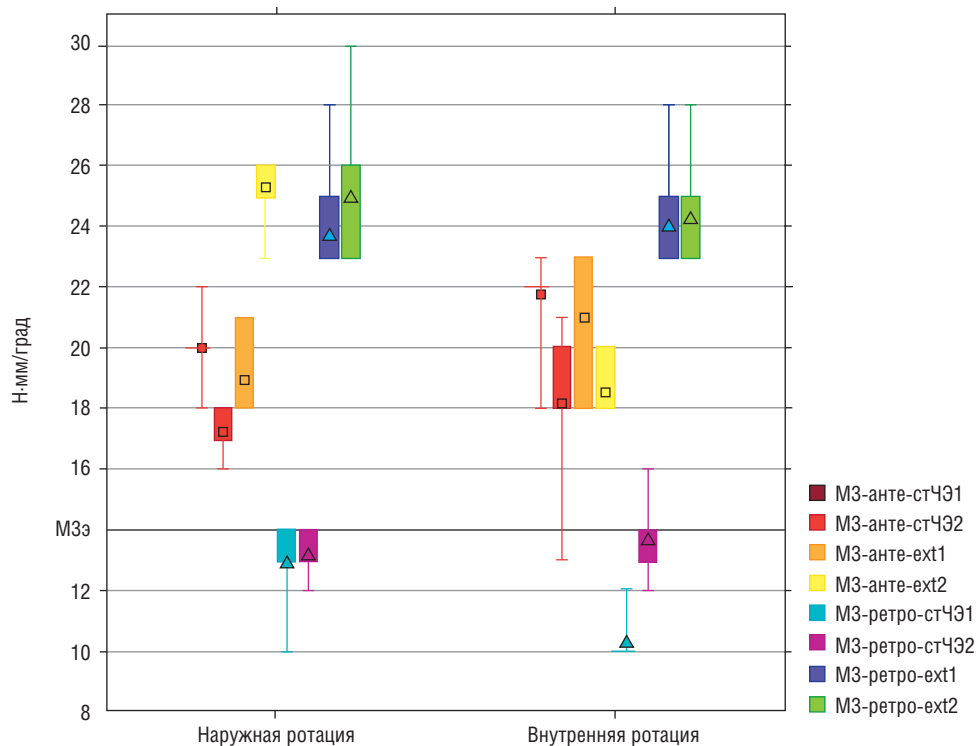


Рис. 7. Результаты исследования жесткости остеосинтеза при ротационных нагрузках

osteosynthesis possessed a higher stiffness compared to models with standard cross-sectional elements. The maximum value was for the module M3-ante-ext2 and amounted to $25,7 \pm 0,9$ N·mm/grad.

Among the models using traditional cross-sectional elements, the maximum value was for the module M3-ante-stChE1 and amounted to $21,9 \pm 1,1$ N·mm/grad. (fig. 7).

При выполнении остеотомии в средней трети диафиза технически возможно использование компоновки аппарата на основе четырех ЭФ, расположенных на расстоянии 10 см под углом 60°. Данные модули по сравнению с эталонным показали превышение продольной жесткости остеосинтеза на 92,7%, во фронтальной плоскости — на 193,8%, в сагиттальной плоскости — на 194,5%, ротационной жесткости на 318% по данным Ф.К. Сабирова¹ (данные ранее не публиковались).

Обсуждение результатов

Особое внимание при реализации методики УПГ следует обратить на такое осложнение, как преждевременное сращение в области регенерата. Одной из причин развития данного осложнения является конфликт между интрамедуллярным стержнем и тангенциально введенными чрескостными элементами. Наибольший риск конфликта характерен для тангенциального введения ЧЭ в области диафизарной трубки. Разные авторы указывают частоту этого осложнения в интервале от 7,1 до 14,3% [1, 2, 4–7]. При применении ЭФ [9] отмечено, что этот показатель значительно ниже, чем в группе с использованием только традиционных ЧЭ (3,7 и 9,1% соответственно). ЭФ позволяет снизить риск преждевременной консолидации в 2,5 раза за счет исключения конфликта между ЧЭ и интрамедуллярным стержнем. В то же время не исключает его полностью, так как есть зависимость от темпа distraction и возможность конфликта стержня со стенками костномозгового канала [12].

ЭФ имеет ряд конструктивных особенностей, которые заставляют внимательно относиться к риску воспаления: наличие полой трубки для остроконечного хвостовика, большой диаметр — 8 мм (диаметр стержня-шурупа, используемого на бедренной кости 5–6 мм), необходимость хирургического доступа для установки. Однако по данным применения ЭФ частота воспаления в области его установки составила от 14,8 до 17,1% [9, 13], все случаи воспаления купировались консервативными методами лечения. Для чрескостного остеосинтеза показатель частоты воспаления в области введения чрескостных элементов по данным литературы варьирует от 10 до 100% [14, 15], в случаях удлинения бедренной кости с использованием только внешней фиксации этот показатель составляет 18,2–

89% [1, 6, 9, 13]. Переломы чрескостных элементов — еще одно характерное осложнение, которое находится в прямой зависимости от длительности периода чрескостного остеосинтеза. Есть указания, что частота данного осложнения может составлять до 100% [6]. В среднем частоту данного осложнения указывают на уровне 12,5–13,7% при чрескостном остеосинтезе [1, 2, 9, 13]. При УПГ с применением ЭФ частота этого осложнения составила 3,7–5,7% [9, 13].

Таким образом, применение ЭФ в сравнении с традиционными чрескостными элементами не повышает риск таких осложнений, как воспаление в области ЧЭ и их переломы. Клиническая эффективность, позволяющая упростить выполнение комбинированной методики удлинения бедренной кости и снизить связанные с этим осложнения, неоспорима. Для активного клинического применения потребовалось уточнение технические параметры жесткости остеосинтеза при комбинированных методиках.

Для удлинения бедренной кости в средней трети диафиза полная компоновка аппарата (МЗ) может быть обеспечена двумя оптимальными по жесткости М2 на основе двух экстракортикальных фиксаторов с достаточным расстоянием между ними. Таким образом, нет проблемы обеспечения достаточной жесткости в модулях третьего порядка при выполнении остеотомии в средней трети диафиза бедра и антеградном введении стержня. В реальной клинической практике чаще требуется выполнение остеотомии либо в верхней трети диафиза (или граница верхней и средней трети), либо в нижней трети диафиза (или граница средней и нижней трети). В первом варианте используется антеградная методика проведения интрамедуллярного стержня. Только одна из исследуемых моделей для комбинированного антеградного остеосинтеза с использованием традиционных ЧЭ (МЗ-анте-стЧЭ2) не смогла обеспечить жесткость, сопоставимую со значениями МЗэ, по всем показателям, кроме продольной жесткости. Компоновки для комбинированного антеградного остеосинтеза в целом уступали в жесткости, кроме продольной, ретроградным, что можно связать с более технически сложной тангенциальной установкой ЧЭ в проксимальном отделе бедренной кости из-за наличия стержня в канале. Все модели с ЭФ для антеградной методики превышали жесткость по сравнению с традиционными ЧЭ по всем показателям до 1,5 раз. При остеотомии на уровне дистальной трети диафиза необходима компоновка с ретроградным введением стержня. При оценке жесткости во всех сериях исследований модули для ретроградного комбинированного остеосинтеза с использованием ЭФ имели наиболее высокие показатели жесткости по сравнению с остальными моделями. Ретроградные компоновки моделей на основе стандартных ЧЭ

¹ Сабиров Ф.К. Использование экстракортикальных фиксаторов при чрескостном остеосинтезе бедренной кости (экспериментально-клиническое исследование): специальность 14.01.15 «Травматология и ортопедия»: диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Сабиров Фаниль Камилжанович. СПб., 2016. 142 с.

не обеспечивали необходимую жесткость при ротационных нагрузках, при использовании ЭФ жесткость остеосинтеза повышалась в 1,5–2 раза. Ретроградные компоновки более удобны и просты в выполнении, так как ЧЭ в проксимальном отделе вводятся над стержнем. Также ретроградные компоновки дают больше пространства для установки ЭФ, а на уровне проксимального фрагмента кости позволяют расположить их на необходимом расстоянии в 10 см друг от друга с углом перекреста в 60°, обеспечивающие наибольшую жесткость. К сожалению, в настоящий момент в литературе нет данных оценки жесткости комбинированного остеосинтеза как с традиционными ЧЭ, так и с ЭФ.

Выводы

1. Применение экстракортикальных фиксаторов технически упрощает методику удлинения поверх гвоздя бедренной кости, не увеличивая количество осложнений, связанных с ЧЭ.

2. Для удлинения на уровне средней трети бедренной кости оптимальной компоновкой аппарата

является комбинация двух модулей на основе экстракортикальных фиксаторов, расположенных на расстоянии в 10 см друг от друга с углом перекреста в 60°.

3. Компоновки аппаратов внешней фиксации для антеградного и ретроградного комбинированного остеосинтеза на основе экстракортикальных фиксаторов, разработанные при выполнении остеотомии на границе верхней/средней трети диафиза и средней/нижней трети диафиза бедренной кости, превосходят аналогичные с использованием только стандартных чрескостных элементов в 1,2–2 раза.

4. Ретроградные компоновки с использованием экстракортикальных фиксаторов более удобны и просты в выполнении и повышают жесткость остеосинтеза в 1,5–2 раза в сравнении с компоновками на основе традиционных чрескостных элементов.

5. Все компоновки аппаратов с экстракортикальными фиксаторами обеспечивают достаточную жесткость остеосинтеза в сравнении с эталонным модулем и могут быть рекомендованы для клинического применения.

Список литературы

- Burghardt R.D., Manzotti A., Bhavne A., Paley D., Herzenberg J.E. Tibial lengthening over intramedullary nails a matched case comparison with Ilizarov tibial lengthening. *Bone Joint Res.* 2016; 5: 1–10. doi: 10.1302/2046-3758.51.2000577.
- Farsetti P., De Maio F., Potenza V. et al. Lower limb lengthening over an intramedullary nail: a long-term follow-up study of 28 cases. *J. Orthop. Traumatol.* 2019; 20 (1): 30. doi: 10.1186/s10195-019-0538-y.
- Kucukkaya M., Karakoyun O., Kuzgun U. Lengthening over a retrograde nail using 3 Schanz pins. *J. Orthop Trauma* 2013; 27 (1): 13–17. doi: 10.1097/BOT.0b013e31824a3e66.
- Paley D., Herzenberg J.E., Paremian G., Bhavne A. Femoral lengthening over an intramedullary nail. A matched-case comparison with Ilizarov femoral lengthening. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1997; 79 (10): 1464–1480. doi: 10.2106/00004623-199710000-00003.
- Kocaoglu M., Eralp L., Kilicoglu O., Burc H., Cakmak M. Complications encountered during lengthening over an intramedullary nail. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2004; 86 (11): 2406–2411. doi: 10.2106/00004623-200411000-00007.
- Park H.W., Yang K.H., Lee K.S. Tibial lengthening over an intramedullary nail with use of the Ilizarov external fixator for idiopathic short stature. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2008; 90: 1970–1978. doi: 10.2106/JBJS.G.00897.
- Fernandes H.P., Barronovo D.G., Rodrigues F.L., Hono M. Femur lengthening with monoplane external fixator associated with locked intramedullary nail. *Rev. Bras. Ortop.* 2016; 52 (1): 82–86. doi: 10.1016/j.rboe.2016.03.007.
- Патент РФ № 87618 U1, МПК А61В 19/00, А61В 17/66. Экстракортикальный фиксатор Орто-СУВ: № 2009118782/22; заявл. 18.05.2009; опубл. 20.10.2009 / Соломин Л.Н., Утехин А.И., Виленский В.А.; заявитель и патентообладатель общество с ограниченной ответственностью «Орто-СУВ».
- [Pat. RF № 87618 U1, МПК А61В 19/00, А61В 17/66. Extracortical clamp device Orto-SUV / Solomin L.N., Utehin A.I., Vilenskij V.A. applicant and patentee limited liability company «Orto-SUV». № 2009118782/22; zajavl. 18.05.2009; opubl. 20.10.2009].
- Соломин Л.Н., Сабиров Ф.К. Осложнения, связанные с применением экстракортикальных фиксаторов при комбинированном и последовательном использовании чрескостного остеосинтеза и внутренней фиксации бедренной кости. *Травматология и ортопедия России* 2015; 78 (4): 103–110. doi: 10.21823/2311-2905-2015-0-4-103-110. [Solomin L.N., Sabirov F.K. Complications after use of extracortical clamp device in combined and consecutive external and internal fixation of femoral bone. *Travmatologiya i ortopediya Rossii* 2015; 78 (4): 103–110 (In Russ.)]. doi: 10.21823/2311-2905-2015-0-4-103-110
- Сабиров Ф.К., Соломин Л.Н. Исследование жесткости модулей первого и второго порядка, сконструированных с использованием экстракортикальных фиксаторов. *Травматология и ортопедия России* 2015; 75 (1): 58–65 [Sabirov F.K., Solomin L.N. Investigation of rigidity of first-order and second-order modules, assembled with use of extracortical clamp devices. *Travmatologiya i ortopediya Rossii* 2015; 75 (1): 58–65 (In Russ.)]. doi: 10.21823/2311-2905-2015-0-1-60-65.
- Основы чрескостного остеосинтеза / под ред. Л.Н. Соломина. М.: БИНОМ, 2015; 3: 560 с. [Fundamentals of transosseous osteosynthesis edited by L.N. Solomin. Moscow: BINOM, 2015; 3: 560 p (In Russ.)].
- Щепкина Е.А., Соломин Л.Н., Саута О.И., Сабиров Ф.К. Обоснование применения ортопедического гексапода при удлинении бедренной кости «поверх» интрамедуллярного стержня. *Кафедра травматологии и ортопедии* 2021; 45 (3): 27–36. [Shchepkina E.A., Solomin L.N., Sauta O.I., Sabirov F.K. Substantiation for the use of orthopedic hexapod for the femur lengthening

- ing over the nail. *Kafedra travmatologii i ortopedii* 2021; 45 (3): 27–36 (In Russ.]). doi: 10.17238/issn2226-2016.2021.3.27-36.
13. Щепкина Е.А., Лебедев И.В., Соломин Л.Н., Корчагин К.Л., Сабиров Ф.К., Парфеев Д.Г. Сравнительная оценка удлинения длинных костей нижних конечностей по Илизарову и «поверх» интрамедуллярного стержня. Ученые записки СПбГМУ им. акад. И.П. Павлова 2021; 28 (1): 40–51. [Shchepkina E.A., Lebedkov I.V., Solomin L.N., Korchagin K.L., Sabirov F.K., Parfeev D.G. Lower limbs lengthening over the intramedullary nail versus lengthening by Ilizarov technique. *The Scientific Notes of the Pavlov University* 2021; 28 (1): 40–51 (In Russ.]). doi: 10.24884/1607-4181-2021-28-1-40-51.
 14. Kazmers N.H., Fragomen A.T., Rozbruch S.R. Prevention of pin site infection in external fixation: a review of the literature. *Strat. Traum. Limb. Recon.* 2016; 11 (2): 75–85. doi: 10.1007/s11751-016-0256-4.
 15. Fragomen A.T., Miller A.O., Brause B.D., Goldman V., Rozbruch S.R. Prophylactic Postoperative Antibiotics May Not Reduce Pin Site Infections After External Fixation. *HSSJ* 2017; 13 (2): 165–170. doi: 10.1007/s11420-016-9539-z.

Поступила в редакцию: 14.07.2023 г.

Сведения об авторах:

Лебедев Иван Валерьевич — врач травматолог-ортопед травматолого-ортопедического отделения № 1 Национального медицинского исследовательского центра травматологии и ортопедии им. Р.П. Вредена; 195427, Санкт-Петербург, ул. Академика Байкова, д. 8; e-mail: positivism@mail.ru; ORCID 0000-0003-1484-5971;

Сабиров Фаниль Камилжанович — кандидат медицинских наук, доцент кафедры травматологии и ортопедии Национального медицинского исследовательского центра травматологии и ортопедии им. Р.П. Вредена; 195427, Санкт-Петербург, ул. Академика Байкова, д. 8; e-mail: sabirov_fanil@mail.ru; ORCID 0000-0002-0307-0771;

Щепкина Елена Андреевна — доктор медицинских наук, доцент, старший научный сотрудник научного отделения лечения травм и их последствий Национального медицинского исследовательского центра травматологии и ортопедии им. Р.П. Вредена; 195427, Санкт-Петербург, ул. Академика Байкова, д. 8; профессор кафедры травматологии и ортопедии, доцент кафедры общеврачебной практики (семейной медицины) Первого Санкт-Петербургского государственного медицинского университета им. акад. И.П. Павлова; 197022, Санкт-Петербург, ул. Льва Толстого, д. 6–8; e-mail: reposition@yandex.ru; ORCID 0000-0001-6132-0305.

Научно-практический медицинский журнал
ISSN 2307-6348
МЕД АЛЪЯНС

Журнал выходит 4 раза в год
Импакт-фактор 1,19
Включен в перечень ВАК

Подписной индекс «Пресса России» 41443
<http://www.med-alyans.ru/>