

УДК 616.71-089

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ЖЕСТКОСТИ ОСТЕОСИНТЕЗА ОРТОПЕДИЧЕСКОГО ГЕКСАПОДА ОРТО-СУВ И ЕГО МИНИМИЗИРОВАННОЙ («ПЕДИАТРИЧЕСКОЙ») ВЕРСИИ

Гаврилов Д.В.¹, Соломин Л.Н.², Головёнкин Е.С.², Утехин А.И.³

¹Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Санкт-Петербургский государственный университет», Санкт-Петербург, e-mail: drgavrilovdv@gmail.com;

²Федеральное государственное бюджетное учреждение «Российский ордена Трудового Красного Знамени научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии имени Р.Р. Вредена» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Санкт-Петербург;

³ООО «Ortho-SUV», Санкт-Петербург

Ортопедические гексаподы эффективно применяются для коррекции деформаций длинных костей, среднего и заднего отделов стоп, улучшения функции крупных суставов. Для уменьшения громоздкости конструкции при коррекции деформаций у детей разработан минимизированный ортопедический гексапод Ortho-SUV (minimized Ortho-SUV Frame – OSFm), который превосходит стандартную версию аппарата Ortho-SUV (Ortho-SUV Frame, OSF) по большинству показателей репозиционных возможностей. Однако показатели жесткости остеосинтеза, которую обеспечивает OSFm, до настоящего времени не были исследованы. Цель: сравнить жесткость остеосинтеза, обеспечиваемую OSFm, с жесткостью остеосинтеза, которую обеспечивает OSF. Экспериментальные стендовые исследования выполнялись с использованием пластиковых моделей большеберцовой кости, рассеченных на уровне средней трети. Для фиксации костных фрагментов использовались однокольцевые модули на основе спицы и 2 стержней-шурупов. В первой серии экспериментов исследовали жесткость остеосинтеза, обеспечиваемую OSFm, во второй серии – OSF. Условием было устранение люфта карданов путем приложения нагрузки 10 Н. После этого исследовали реакцию компоновок на смещающие нагрузки: продольную жесткость остеосинтеза при «дистракции» и «компрессии»; поперечную жесткость остеосинтеза при «отведении», «приведении», «сгибании» и «разгибании»; ротационную жесткость остеосинтеза кнутри и кнаружи. OSFm уступает OSF по показателям продольной жесткости на 5,16–5,33 Н/мм, поперечной жесткости – на 3,13–3,5 Н*мм/град, ротационной жесткости – на 2,27–2,73 Н*мм/град. Однако все показатели жесткости остеосинтеза OSFm превосходили значения жесткости остеосинтеза эталонного модуля третьего порядка аппарата Илизарова (МЗэ). OSFm незначительно уступает OSF и превосходит МЗэ по исследуемым показателям жесткости остеосинтеза. Это обосновывает применение OSFm в клинической практике.

Ключевые слова: чрескостный остеосинтез, жесткость остеосинтеза, ортопедический гексапод, коррекция деформаций.

THE COMPARATIVE ANALYSIS OF THE OSTHEOSYNTHESIS RIGIDITY OF ORTHOPEDIC HEXAPOD ORTHO-SUV FRAME AND ITS MINIMIZED (PEDIATRIC) VERSION

Gavrilov D.V.¹, Solomin L.N.², Golovenkin E.S.², Utekhin A.I.³

¹Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education «Saint-Petersburg State University», St. Petersburg, e-mail: drgavrilovdv@gmail.com;

²Russian Vreden Scientific Research Center of Traumatology and Orthopaedics, St. Petersburg;

³Ortho-SUV Ltd, St. Petersburg

Orthopedic hexapods are effectively used in deformity correction of long bones, midfoot and hindfoot, and improving the functions of large joints. To reduce the hardware bulkiness for deformity correction in children, a minimized Ortho-SUV Frame (OSFm) orthopedic hexapod was developed. OSFm exceeds the standard version of the Ortho-SUV Frame (OSF) in reduction and correction capabilities. The rigidity of bone fragments fixation provided by OSFm has not yet been studied. Aim: compare the osteosynthesis rigidity provided by OSFm with the osteosynthesis rigidity provided by OSF. Bench study was performed using plastic models of the tibia osteotomized at the middle third of the shaft. One-ring modul based on a wire and 2 threaded pins were used to fix bone each bone fragment. The rigidity of osteosynthesis provided by OSFm was studied in the first series of experiments, the rigidity of osteosynthesis provided by OSF was studied in the second series. The response of the assemblies to displacement loads was studied: longitudinal rigidity of osteosynthesis during «distraction» and «compression»; transverse rigidity of osteosynthesis during «abduction», «adduction», «flexion» and «extension»; rotational rigidity of osteosynthesis inward and outward. OSFm is inferior to OSF in terms of longitudinal rigidity by 5.16–5.33 N/mm, transverse rigidity by 3.13–3.5 N*mm/deg, rotational rigidity by 2.27–2.73 N*mm/deg. Indicators of

osteosynthesis stiffness provided by OSFm are not significantly inferior to those of OSF. This justifies the use of OSFm in clinical practice.

Keywords: transosseous osteosynthesis, external fixation, orthopedic hexapod, rigidity of osteosynthesis, stiffness of osteosynthesis, deformity correction.

В настоящее время ортопедические гексаподы эффективно применяются при коррекции деформаций длинных костей, а также среднего и заднего отделов стоп [1–4]. Для уменьшения громоздкости конструкций при коррекции деформаций у детей разработаны модели с уменьшенными габаритами: Orthex-frame Small Bone System, WishBone Medical Smart Correction System – и минимизированный аппарат Орто-СУВ (minimized Ortho-SUV Frame – OSFm) [5–8]. У OSFm в сравнении со «стандартной» версией аппарата Орто-СУВ (Ortho-SUV Frame, OSF) диаметр резьбового стержня, и, соответственно, диаметр узла изменения длины уменьшены на 1 мм, длина кардана меньше на 5 мм и длина узла изменения длины страты меньше на 6 мм. В результате набор из 6 страт OSFm весит на 314 г меньше, чем страты OSF (рис. 1).



Рис. 1. Страты ортопедических гексаподов OSFm и OSF

Проведенные сравнительные исследования показали, что OSFm по большинству показателей превосходит OSF в репозиционных возможностях [8]. Второй (по порядку, не по значимости) характеристикой любого аппарата внешней фиксации является обеспечиваемая им степень жесткости фиксации костных фрагментов.

Цель исследования – сравнить жесткость остеосинтеза, обеспечиваемую OSFm с уменьшенными размерами компонентов, с жесткостью фиксации костных фрагментов, которую обеспечивает OSF.

Материалы и методы исследования

Под понятием «жесткость остеосинтеза» подразумевалась способность всех компонентов аппарата внешней фиксации (АВФ) сопротивляться смещениям костных фрагментов. К компонентам АВФ относятся «рама» (кольца и соединяющие их страты), а также чрескостные элементы (спицы и стержни-шурупы), при помощи которых костные фрагменты фиксируются в кольцах «рамы». Кроме этого, были исследованы показатели жесткости только рам OSF и OSFm, т.е. способность страт сопротивляться смещению дистального кольца относительно проксимального.

Жесткость остеосинтеза оценивали при помощи «Метода исследования жесткости чрескостного остеосинтеза при планировании операций» [9]. Эксперимент выполнялся с использованием пластиковых моделей большеберцовой кости длиной 400 мм. Таким образом, при делении модели в соответствии с методом унифицированного обозначения чрескостного остеосинтеза (МУОЧО) [10] на 8 уровней расстояние между уровнями составило 50 мм.

Для фиксации каждого костного фрагмента использовался однокольцевой модуль диаметром 140 мм с тремя чрескостными элементами: двумя 6-миллиметровыми стержнями-шурупами и одной 1,8-миллиметровой спицей. Имитаторы костных фрагментов располагались в центре кольцевых опор. Исходное расстояние между опорами составляло 200 мм, т.е. базовая опора была расположена на уровне III, а мобильная – на уровне VI. Компоновка аппаратов в соответствии с МУОЧО обозначается следующим образом:

II,12,90; III,9-3; IV,2,90 --OSF-- V,12,90; VI,3-9; VII,2,90

140

140

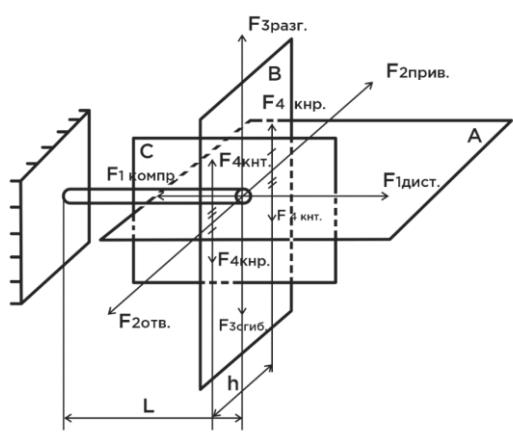
В эксперименте исследовали реакцию компоновок ортопедических гексаподов на смещающие нагрузки в шести стандартных степенях свободы (рис. 2):

1) продольной жесткости остеосинтеза при «дистракции» и «компрессии»: силы F_{1дистр} и F_{1компр} моделируются в направлении продольной оси имитатора кости;

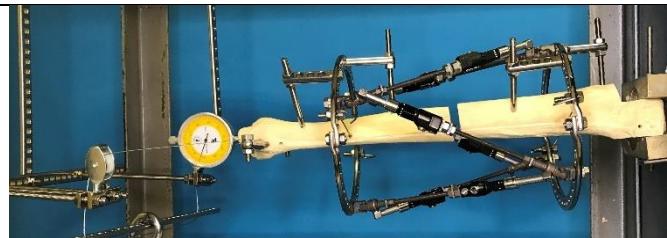
2) поперечной жесткости остеосинтеза во фронтальной плоскости: силы F2отв и F2прив моделируются в соответствии с «отведением» и «приведением» дистального костного фрагмента;

3) поперечной жесткости остеосинтеза в сагиттальной плоскости: силы F3сгиб и F3разг моделируются в соответствии со «сгибанием» и «разгибанием» дистального костного фрагмента;

4) ротационной жесткости остеосинтеза: силы $F_{4\text{кнр}}$ и $F_{4\text{кнт}}$ моделируются соответственно при ротации дистального фрагмента кнаружи и кнутри.



а



б



Г



е

ж

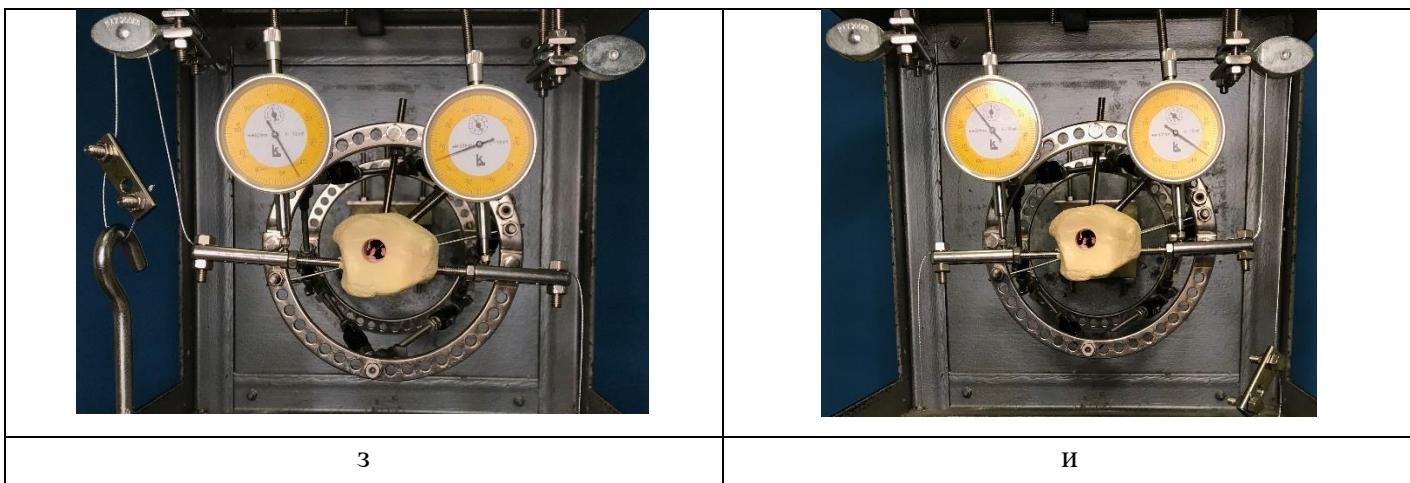


Рис. 2. Исследование жесткости остеосинтеза аппарата OSFm:

а – Общая схема стандартных смещающих нагрузок; б – приложение нагрузки при исследовании продольной жесткости остеосинтеза при «дистракции»; в – приложение нагрузки при исследовании продольной жесткости остеосинтеза при «компрессии»; г – приложение нагрузки при исследовании поперечной жесткости остеосинтеза при «отведении»; д – приложение нагрузки при исследовании поперечной жесткости остеосинтеза при «приведении»; е – приложение нагрузки при исследовании поперечной жесткости остеосинтеза при «сгибании»; ж – приложение нагрузки при исследовании поперечной жесткости остеосинтеза при «разгибании»; з – приложение нагрузки при исследовании жесткости остеосинтеза при ротации кнаружи; и – приложение нагрузки при исследовании жесткости остеосинтеза при ротации кнутри

В эксперименте по оценке жесткости остеосинтеза проксимальный фрагмент фиксировался в муфте стенда. Смещающее усилие прикладывалось к дистальному фрагменту. При моделировании нагрузки для исследования продольной жесткости остеосинтеза на торец дистального фрагмента помещали индикатор линейных перемещений (рис. 2б, 2в). При исследовании поперечной жесткости остеосинтеза два индикатора перемещений располагали на протяжении дистального фрагмента (рис. 2г, 2д, 2е, 2ж). Расстояние между датчиками составило 40 мм, нагрузку прикладывали на расстоянии 100 мм от кольцевой опоры. При исследовании ротационной жесткости остеосинтеза к концу дистального фрагмента крепили металлическую планку так, чтобы ее центр совпадал с центром диаметра кости. К двум точкам этой планки, равноудаленным от точки крепления к костному фрагменту, устанавливали два датчика на расстоянии 100 мм друг от друга, т.е. каждый из них находился на расстоянии 50 мм от центра диаметра кости. Нагрузку прикладывали в других двух точках, также равноудаленных от центра костного фрагмента и находящихся на расстоянии 200 мм друг от друга, т.е. на расстоянии 100 мм от центра диаметра кости (рис. 2з, 2и).

Перед началом эксперимента прикладывалась нагрузка для устранения люфта карданов. Для этого было достаточно приложения нагрузки в 10 Н. Только после этого исследовали показатели жесткости при моделировании смещающих нагрузок с постепенным их увеличением до достижения предельной величины нагрузки: 1 Н – 2 Н – 3 Н – 4 Н – 5 Н и т.д. Приложение нагрузки считалось предельным и прекращалось, если смещение нагружаемого фрагмента достигало 1 мм или 1°.

При выполнении эксперимента по оценке жесткости рамы аппарата (без костных фрагментов) проксимальное кольцо жестко фиксировалось в муфте стенда, а к дистальному кольцу прикладывалась нагрузка. При моделировании «дистракции» и «компрессии» к планке, установленной в плоскости дистального кольца, подводили индикатор линейных перемещений. При моделировании «приведения», «отведения», «сгибания», «разгибания» к планке, установленной в плоскости дистального кольца, перпендикулярно крепилась вторая планка, расположенная в центре дистального кольца. К этой планке подводили индикаторы на расстоянии 40 мм друг от друга. Расстояние от кольцевой опоры до первого индикатора было 40 мм. Нагрузку прикладывали на расстоянии 100 мм от кольцевой опоры. При моделировании ротации к планке, установленной в плоскости дистального кольца, перпендикулярно крепились две планки, равноудаленные от центра кольца на расстоянии 100 мм друг от друга. Индикаторы подводили к этим двум планкам. Нагрузку прикладывали в других двух точках, также равноудаленных от центра кольца на расстоянии 200 мм друг от друга.

Для анализа результатов эксперимента оценивался коэффициент жесткости, который определяется из отношения внешних нагрузок к моделируемым линейным и угловым перемещениям. Чем больше коэффициент жесткости, тем больше жесткость остеосинтеза.

В первой серии экспериментов исследовалась жесткость остеосинтеза, обеспечиваемая OSF, во второй – жесткость остеосинтеза, обеспечиваемая OSFm. В третьей серии экспериментов исследовалась жесткость рамы OSF, в четвертой – жесткость рамы OSFm. Затем, в соответствии с методикой эксперимента, результаты сравнивали с показателями жесткости остеосинтеза эталонного модуля третьего порядка (М3э) (табл. 1). Эталонный модуль третьего порядка является «стандартной» компоновкой аппарата Илизарова (рис. 3). М3э состоит из двух эталонных модулей второго порядка (М2э), соединенных между собой тремя соединительными стержнями на расстоянии 200 мм друг от друга. М2э фиксирует костный фрагмент при помощи двух колец диаметром 160 мм. Расстояние между кольцами составляет 150 мм. На уровне базовой опоры через имитатор кости проведены две спицы, в репозиционно-фиксационной опоре была проведена одна спица. Принято, что показатели жесткости остеосинтеза исследуемых компоновок аппаратов считаются достаточными для

применения в клинической практике, если обеспечивают значения не меньше или равные с показателями МЗэ [9, 11].

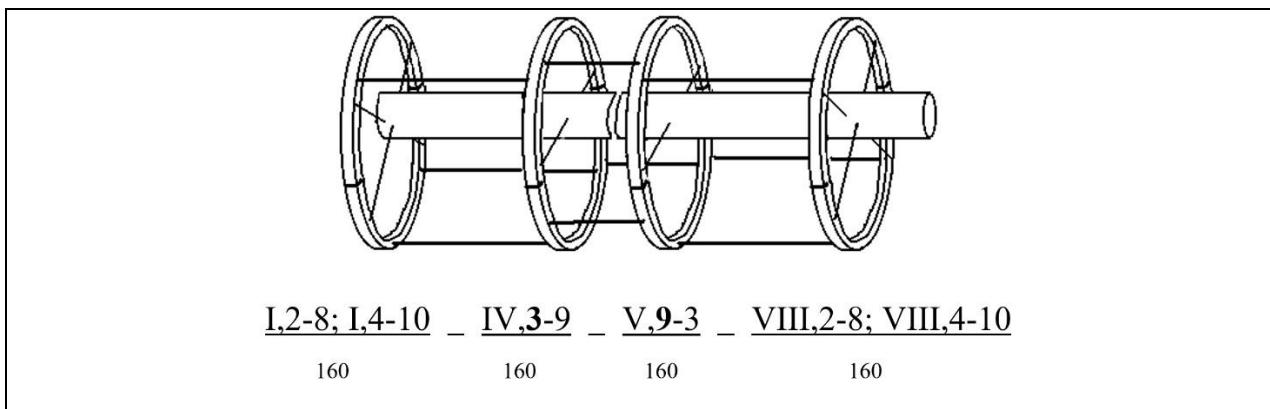


Рис. 3. Эталонный модуль третьего порядка

Таблица 1

Значения жесткости остеосинтеза, обеспечиваемой МЗэ

Жесткость остеосинтеза	МЗэ
Продольная жесткость остеосинтеза при «дистракции», Н/мм	55
Продольная жесткость остеосинтеза при «компрессии», Н/мм	55
Поперечная жесткость остеосинтеза при «сгибании», Н*275мм/град	11
Поперечная жесткость остеосинтеза при «разгибании», Н*275мм/град	11
Поперечная жесткость остеосинтеза при «отведении», Н*275мм/град	13
Поперечная жесткость остеосинтеза при «приведении», Н*275мм/град	13
Ротационная жесткость остеосинтеза при ротации кнаружи, Н*200мм/град	8
Ротационная жесткость остеосинтеза при ротации кнутри, Н*200мм/град	8

Эксперимент для получения статистически значимых данных для каждой из серий выполнялся по 30 раз. Полученные данные были статистически обработаны в программе Statistica v10.1. Для сравнения смещений использовали критерии Манна–Уитни, медианный хи-квадрат и модуль ANOVA. Различия между группами считались статистически значимыми при уровне значимости $p<0,05$.

Результаты исследования и их обсуждение

Результаты исследований продольной, поперечной и ротационной жесткости остеосинтеза представлены в таблице 2. Результаты исследований продольной, поперечной и ротационной жесткости рамы аппарата представлены в таблице 3. Полученные данные демонстрируют статистически значимые различия показателей, обеспечиваемых OSFm, OSF и МЗэ ($p<0,05$).

Таблица 2

Результаты жесткости остеосинтеза
при использовании ортопедических гексаподов OSF и OSFm

Жесткость остеосинтеза	OSF	OSFm	MЗЭ	Уровень значимости р
Продольная жесткость остеосинтеза при «дистракции», Н/мм	65,4 ± 1,11	60,07 ± 1,03	55	< 0,05
Продольная жесткость остеосинтеза при «компрессии», Н/мм	65,43 ± 1,08	60,27 ± 1,06	55	< 0,05
Поперечная жесткость остеосинтеза при «сгибании», Н*275мм/град	26,6 ± 1,25	23,1 ± 1,04	11	< 0,05
Поперечная жесткость остеосинтеза при «разгибании», Н*275мм/град	26,9 ± 1,47	23,4 ± 1,14	11	< 0,05
Поперечная жесткость остеосинтеза при «отведении», Н*275мм/град	21,87 ± 0,92	18,47 ± 1,15	13	< 0,05
Поперечная жесткость остеосинтеза при «приведении», Н*275мм/град	21,83 ± 0,9	18,7 ± 1,34	13	< 0,05
Ротационная жесткость остеосинтеза при ротации кнаружи, Н*200мм/град	24,06 ± 0,93	21,33 ± 0,94	8	< 0,05
Ротационная жесткость остеосинтеза при ротации кнутри, Н*200мм/град	23,77 ± 0,71	21,5 ± 0,92	8	< 0,05

Таблица 3

Результаты жесткости рам аппаратов OSF и OSFm

Жесткость рамы аппарата	OSF	OSFm	MЗЭ	Уровень значимости, р
Продольная жесткость рамы аппарата при «дистракции», Н/мм	271 ± 9,43	227,33 ± 8,13	55	< 0,05
Продольная жесткость рамы аппарата при «компрессии», Н/мм	274,33 ± 6,15	231 ± 6,5	55	< 0,05
Поперечная жесткость рамы аппарата при «сгибании», Н*275мм/град	106,33 ± 7,95	85,33 ± 7,63	11	< 0,05
Поперечная жесткость рамы аппарата при «разгибании», Н*275мм/град	106 ± 8,79	86 ± 6,63	11	< 0,05

Поперечная жесткость рамы аппарата при «отведении», Н*275мм/град	106,33 ± 7,95	85,66 ± 7,6	13	< 0,05
Поперечная жесткость рамы аппарата при «приведении», Н*275мм/град	106,6 ± 8,29	85,33 ± 7,1	13	< 0,05
Ротационная жесткость рамы аппарата при ротации кнаружи, Н*200мм/град	167,66 ± 7,16	142,33 ± 6,15	8	< 0,05
Ротационная жесткость рамы аппарата при ротации кнутри, Н*200мм/град	167,33 ± 6,80	142 ± 7,02	8	< 0,05

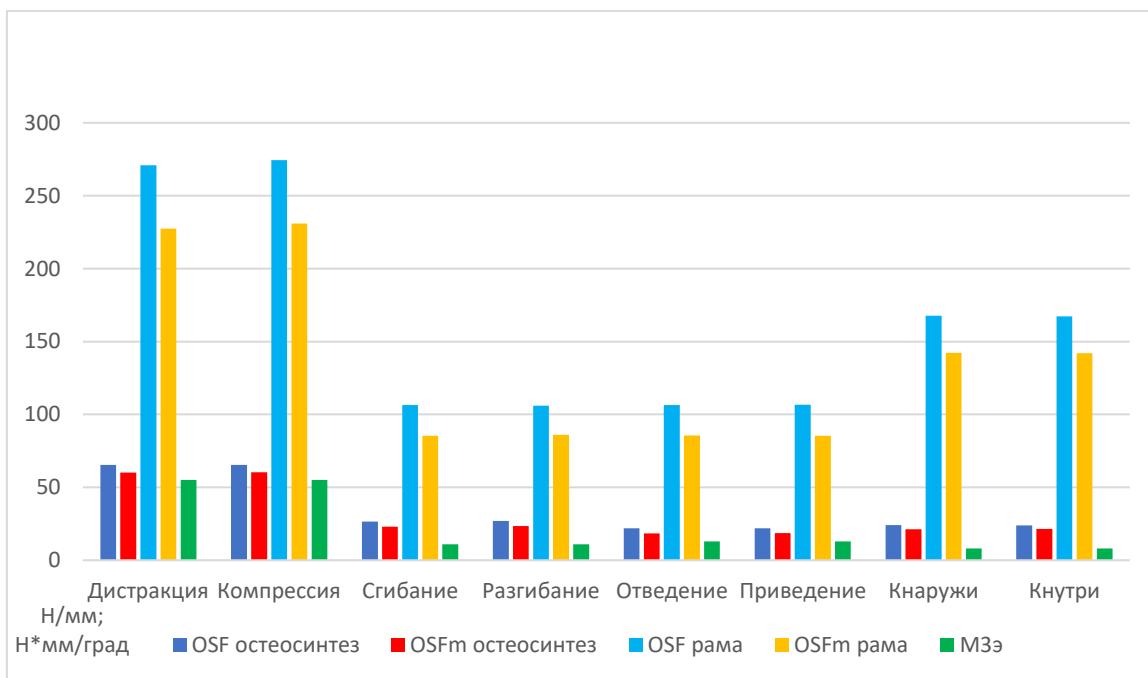


Рис. 3 Диаграммы показателей жесткости остеосинтеза, жесткости рам OSF и OSFm и жесткости остеосинтеза, обеспечивающей M3э

При исследовании продольной жесткости остеосинтеза выяснило, что OSFm уступает OSF в среднем при «дистракции» на 5,33 Н/мм и при «компрессии» на 5,16 Н/мм. Результаты исследования поперечной жесткости остеосинтеза продемонстрировали, что OSFm уступает OSF в среднем при «сгибании» на 3,5 Н*мм/град, при «разгибании» на 3,5 Н*мм/град, при «отведении» на 3,4 Н*мм/град, при «приведении» на 3,13 Н*мм/град. При исследовании ротационной жесткости остеосинтеза выявлено, что OSFm в среднем уступает показателям OSF при ротации кнаружи на 2,73 Н*мм/град и при ротации кнутри на 2,27 Н*мм/град.

При исследовании продольной жесткости рамы аппарата выяснено, что OSFm уступает OSF в среднем при «дистракции» на 43,67 Н/мм и при «компрессии» на 43,33 Н/мм. Результаты исследования поперечной жесткости рамы аппарата продемонстрировали, что

OSFm уступает OSF в среднем при «сгибании» на 21 Н*мм/град, при «разгибании» на 20 Н*мм/град, при «отведении» на 20,67 Н*мм/град, при «приведении» на 21,27 Н*мм/град. При исследовании ротационной жесткости рамы аппарата выявлено, что OSFm уступает OSF в среднем при ротации кнаружи на 25,33 Н*мм/град и при ротации кнутри на 25,33 Н*мм/град.

Результаты данного исследования продемонстрировали незначительное (на 8–16%) уменьшение показателей жесткости остеосинтеза, обеспечиваемой OSFm, в сравнении с OSF. Вероятнее всего, это связано с изменением размеров компонентов «рамы» АВФ, т.е. размеров кардана, диаметра стержней страт и, соответственно, узла изменения длины страт.

Все показатели жесткости остеосинтеза OSFm превосходят показатели жесткости остеосинтеза эталонного модуля третьего порядка (табл. 1). Показатели продольной, поперечной и ротационной жесткости остеосинтеза больше показателей МЗЭ в среднем на 9%, 77% и 168% соответственно.

Результаты исследования жесткости «рамы» (кольца, соединенные стратами) позволяют сделать вывод о том, что чрескостные элементы, т.е. спицы и стержни-шурупы, в среднем «ответственны» за 79,1% смещения нагружаемого фрагмента при использовании OSF и за 77,5% – при использовании OSFm. Соответственно, 20,9% смещения нагружаемого фрагмента связаны с жесткостью рамы OSF и 22,5% – с жесткостью рамы OSFm.

При анализе мировой литературы мы обнаружили ограниченное количество работ, посвященных сравнительному анализу жесткости остеосинтеза и жесткости рамы ортопедических гексаподов. Так, при исследовании показателей жесткости остеосинтеза было выявлено, что OSF превосходил ортопедический гексапод Taylor Spatial Frame (TSF) по показателям поперечной жесткости в сагиттальной плоскости на 4% и ротационной жесткости на 10% [12]. По показателям продольной жесткости и поперечной жесткости во фронтальной плоскости OSF и TSF были равны. OSF превосходил Pizarov Hexapod Apparatus (ПНА) по показателям продольной жесткости на 7%, по показателям поперечной жесткости во фронтальной плоскости на 15%, в сагиттальной плоскости на 7% и по показателям ротационной жесткости на 10%.

Greinwald с соавторами оценивали показатели жесткости остеосинтеза, обеспечиваемой ортопедическими гексаподами с разным типом соединения страт с опорой и разным материалом страт [13]. TSF с алюминиевыми стратами и Hoffmann Limb Reconstruction Frame Hexapod (LRF-Hex) со стальными стратами снабжены соединением при помощи шарнира кардана. TrueLok Hexapod System (TL-Hex) с алюминиевыми стратами снабжены соединением при помощи шарового шарнира. По результатам эксперимента TSF превосходил TL-Hex по показателям продольной жесткости остеосинтеза на 8% и ротационной жесткости остеосинтеза на 6%, но уступал по показателям поперечной жесткости остеосинтеза на 5%.

LRF-Hex превосходил TSF и TL-Hex в среднем на 26% по всем показателям жесткости остеосинтеза. Высокие показатели LRF-Hex объяснялись авторами статьи использованием стальных компонентов рамы, в отличие от алюминиевых у TSF и TL-Hex. Однако из-за этого конструкция LRF-Hex тяжелее на 11% в сравнении с TSF и на 29% в сравнении с TL-Hex. По мнению авторов, необходимо учитывать вес конструкции при выборе ортопедического гексапода в соответствии с весом пациента, особенно для пациентов педиатрического профиля, т.е. использовать ортопедический гексапод с меньшим весом. Однако авторы не приводят минимальные достаточные значения жесткости остеосинтеза для применения ортопедического гексапода.

Fenton с соавторами сравнивали показатели жесткости рамы ортопедических гексаподов в зависимости от типа соединения страп с опорой: при помощи шарнира кардана (TSF) и при помощи шарового шарнира (TL-Hex) [14]. TSF превосходил TL-Hex по показателям поперечной и ротационной жесткости, но уступал по показателям продольной жесткости. В этом же исследовании анализировались количественные показатели люфта страп – их исходной нестабильности. Показатели ортопедических гексаподов с соединением при помощи шарнира кардана (TSF, LRF-Hex) были выше, чем показатели ортопедических гексаподов с соединением при помощи шарового шарнира (TL-Hex) [13, 14]. При продольной нагрузке люфт почти полностью отсутствовал у TL-Hex [13]. TSF и LRF-Hex имели люфт в 61 и 116 раз соответственно больше, чем TL-Hex. При ротационной нагрузке показатели люфта TSF уступали показателям TL-Hex и LRF-Hex на 25%, а при поперечной нагрузке – на 90%.

Следует особо отметить, что на данный момент единый общепринятый метод стендовых испытаний для исследования показателей жесткости остеосинтеза отсутствует. Поэтому результаты исследований различных авторов объективно сравнить между собой невозможно. В дополнение, ограничением методик проведения экспериментов, как используемой в настоящем исследовании, так и упомянутых в дискуссии, является использование компоновок с одним диаметром внешних опор. Известно, что жесткость остеосинтеза уменьшается при увеличении их диаметра. Так, при использовании колец 180 мм вместо 155 мм увеличивается плечо рычага чрескостных элементов на 16%, что приводит к снижению жесткости остеосинтеза в среднем на 23% [13, 15]. Поэтому на данный момент не известно, как изменяется жесткость остеосинтеза, обеспечиваемая ортопедическими гексаподами, при использовании каждого типоразмера опор. Изменение таких параметров, как расстояние между опорами, количество и расположение чрескостных элементов, использование прямых и Z-образных пластиков, также будет влиять на жесткость остеосинтеза, обеспечиваемую ортопедическими гексаподами. Определение этой величины может быть основой для дальнейших исследований.

Выводы

1. Показатели жесткости остеосинтеза, обеспечивающей OSFm, незначительно уступают показателям жесткости остеосинтеза, которую обеспечивает OSF.

2. Показатели жесткости остеосинтеза, обеспечивающей OSFm, превосходят показатели МЗЭ, что обосновывает возможность раннего функционального лечения.

Список литературы

1. Paley D., Robbins C. Hexapod External Fixators in the Treatment of Axial and Rotation Deformities and Limb Length Discrepancies. Hexapod External Fixator Systems. Springer, Cham. 2021. P. 57-110. DOI: 10.1007/978-3-030-40667-7_1.
2. Cherkashin A.M., Samchukov M.L., Birkholts F. Treatment Strategies and Frame Configurations in the Management of Foot and Ankle Deformities. Clinics in Podiatric Medicine and Surgery. 2018. V. 35. №. 4. P. 423-442. DOI: 10.1016/j.cpm.2018.05.003.
3. Roy A., Pesenti S., Chalopin A., Peltier E., Jouve J.L., Launay F. Can the TrueLok Hexapod System™ be used to accurately correct lower limb deformity in children? Orthop Traumatol Surg Res. 2020. V. 106(7). P. 1361-1366. DOI: 10.1016/j.otsr.2020.06.013
4. Виленский В.А., Поздеев А.А., Зубаиров Т.Ф., Захарьян Е.А., Поздеев А.П. Лечение детей с деформациями длинных трубчатых костей нижних конечностей методом чрескостного остеосинтеза с использованием аппарата Орто-СУВ: анализ 213 случаев // Ортопедия, травматология и восстановительная хирургия детского возраста. 2016. Т. 4. №4. С. 21-32. DOI: 10.17816/PTORS4421-32
5. Small Bone Hardware Quick Reference Guide. [Электронный ресурс] URL: <https://www.orthopediatrics.com/products/orthex-small-bone-circular-fixator/> (дата обращения: 17.02.2023).
6. Basha K., Alawadhi A., Alyammahi M., Sukeik M., Abdulhadi H.S., Dsouza A.P., Majid I., Alshryda S. Comparison of Three Circular Frames in Lower Limb Deformity Correction: A Biomechanical Study. Cureus. 2022. V. 14(5). P. e25271. DOI: 10.7759/cureus.25271.
7. Surgical Technique – Smart Correction External Fixator System. [Электронный ресурс]. URL: <https://wishbonemedical.com/product/sc/> (дата обращения: 17.02.2023).
8. Solomin L.N., Gavrilov D.V., Baushev M.A., Vilensky V.A. Angulation and translation capabilities of a minimized orthopedic hexapod ortho-SUV frame: An experimental study. Orthop. Res. Traumatol. Open J. 2022. V. 7(1). P. 1-4. DOI: 10.17140/ORTOJ-7-123.
9. 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.

10. Соломин Л.Н. Атлас позиций для проведения чрескостных элементов / Л.Н. Соломин Основы чрескостного остеосинтеза: в 3-х т. / под. ред. Л.Н. Соломина. М.: Издательство БИНОМ, 2014. Т.1, гл. 1.9. С. 220-250.
11. Назаров В.А. Биомеханические основы модульной компоновки аппаратов для чрескостного остеосинтеза длинных трубчатых костей (экспериментально-клиническое исследование): автореф. дис. канд. мед. наук. Санкт-Петербург, 2006. 24 с.
12. Соломин Л.Н., Виленский В.А., Утехин А.И., Террел В. Сравнительный анализ жесткости остеосинтеза, обеспечиваемой чрескостными аппаратами, работающими на основе компьютерной навигации и комбинированным спице-стержневым аппаратом // Травматология и ортопедия России. 2009. №. 2. С. 20-25.
13. Greinwald M., Bliven E.K., Trompeter A., Augat P. No more rattling: biomechanical evaluation of a hexapod ring fixator free of play. Biomed Tech (Berl). 2021. V. 66(5). P. 529-536. DOI: 10.1515/bmt-2020-0323.
14. Fenton C., Henderson D., Samchukov M., Cherkashin A., Sharma H. Comparative Stiffness Characteristics of Ilizarov- and Hexapod-type External Frame Constructs. Strategies Trauma Limb Reconstr. 2021. V. 16(3). P. 138-143. DOI: 10.5005/jp-journals-10080-1539.
15. Khurana A., Byrne C., Evans S., Tanaka H., Haraharan K. Comparison of transverse wires and half pins in Taylor Spatial Frame: a biomechanical study. J. Orthop. Surg. Res. 2010. V. 5. P. 23. DOI: 10.1186/1749-799X-5-23.