

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ЖЕСТКОСТИ ОСТЕОСИНТЕЗА, ОБЕСПЕЧИВАЕМОЙ ЧРЕСКОСТНЫМИ АППАРАТАМИ, РАБОТАЮЩИМИ НА ОСНОВЕ КОМПЬЮТЕРНОЙ НАВИГАЦИИ, И КОМБИНИРОВАННЫМ СПИЦЕ-СТЕРЖНЕВЫМ АППАРАТОМ

Л.Н. Соломин¹, В.А. Виленский¹, А.И. Утехин², В. Террел³

¹ ФГУ «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена Росмедтехнологий»,

директор – д.м.н. профессор Р.М. Тихилов

² ООО «Орто-СУВ»,

исполнительный директор – М.О. Павлов
Санкт-Петербург

³ Pinnacle Orthopaedics & Sport Medicine Specialists,
Marietta, Georgia, USA

Проведено сравнение жесткости остеосинтеза, обеспечиваемой аппаратами, работающими на основе пассивной компьютерной навигации (Орто-СУВ, Taylor Spatial Frame, Ilizarov Hexapod Apparatus), и комбинированным спице-стержневым аппаратом. В 180 сериях экспериментов проанализирована жесткость фиксации костных фрагментов при приложении нагрузок в трех стандартных плоскостях и в шести степенях свободы. Выявлено, что особенностью аппаратов со свойствами компьютерной навигации является люфт: наибольший – у Taylor Spatial Frame, наименьший – у Ilizarov Hexapod Apparatus. После устранения люфта показатели жесткости аппаратов со свойствами пассивной компьютерной навигации практически идентичны показателям жесткости, обеспечиваемым комбинированным спице-стержневым аппаратом.

Ключевые слова: чрескостный остеосинтез, компьютерная навигация, гексаподы, жесткость остеосинтеза.

The aim of the study was to compare osteosynthesis rigidity provided by computer-assisted external fixation devices (Ortho-SUV Frame, Taylor Spatial Frame, Ilizarov Hexapod Apparatus) and combined pin-wire device. In 180 series of experiment the rigidity of osteosynthesis while applying forces in three standard planes and in 6 degrees of freedom was analyzed. It's revealed that computer-assisted devices have essential detail – backlash. The maximal backlashes are observed in Taylor Spatial Frame, the minimal – in Ilizarov Hexapod Apparatus. After backlash's elimination indexes of osteosynthesis rigidity in computer-assisted devices are practically the same as in combined pin-wire device.

Key words: external osteosynthesis, computer-assisted devices, osteosynthesis rigidity.

Введение

Как известно, жесткость – способность элементов конструкции сопротивляться деформациям [8]. Жесткость остеосинтеза, обеспечиваемая той или иной металлоконструкцией, является одной из важнейших ее характеристик [2, 3, 7, 13]. Многочисленные стендовые и теоретические биомеханические исследования жесткости оригинальных компоновок аппарата Илизарова, а также стержневых и комбинированных спице-стержневых конструкций [1, 2, 3, 6, 7, 13] позволили определить устройства, являющиеся наилучшими в данной номинации.

С середины 90-х годов прошлого века в мировой ортопедии появились так называемые гексаподы: аппараты для чрескостного остеосинтеза, репозиция (коррекция деформации) в которых осуществляется на основе компьютерной навигации. В США разработан аппарат Taylor Spatial

Frame (TSF) [15, 16, 17, 18, 19], в Германии – Ilizarov Hexapod Apparatus (ИНА) [16], в России – Орто-СУВ [9, 20]. Гексаподы стали популярны среди специалистов по чрескостному остеосинтезу Америки, Западной Европы, Японии, арабских стран благодаря тому, что конструкции данных аппаратов позволяют осуществить одноэтапное устранение сложной многокомпонентной многоплоскостной деформации, не требуя многократных перемонтажей репозиционных узлов [15, 16, 17, 18, 19]. Ранее нами были проведены исследования по сравнению репозиционных качеств гексаподов и аппарата Илизарова [12]. В настоящем исследовании мы обратились к другой важной характеристике конструкции.

Можно предположить, что особенности соединения чрескостных модулей проксимального и дистального костных фрагментов при помощи страт (в комбинированном спице-

стержневом аппарате это соединительные стержни или шарниры) окажут влияние на жесткость остеосинтеза, которая обеспечивается этим типом аппаратов. Поэтому целью настоящего исследования было определение жесткости фиксации костных фрагментов аппаратами со свойствами пассивной компьютерной навигации и сравнение ее с показателями, обеспечиваемыми комбинированным спице-стержневым аппаратом.

Материал и методы

В эксперименте сравнивалась жесткость остеосинтеза компоновок аппаратов, которые, согласно Методу унифицированного обозначения чрескостного остеосинтеза (МУОЧО) [9], обозначается следующей схемой:

II.12.110; III.9-3; IV.2.70 – V.12.110; VI.3-9; VII.2.70.

Известно, что жесткость фиксации костного фрагмента обозначенным выше спице-стержневым модулем на основе одного кольца превышает

жесткость фиксации, обеспечиваемой модулем из двух колец на основе спиц [6]. Это и обосновало выбор компоновок исследуемых аппаратов.

В моделях аппаратов ИНА, Орто-СУВ и комбинированном спице-стержневом аппарате использовали опоры диаметром 160 мм (рис. 1 а, б, г). Так как в наборе аппарата TSF отсутствуют опоры диаметром 160 мм, в компоновке были использованы опоры диаметром 155 мм (рис. 1 в). Расстояние между опорами составило 150 мм. Собирали по тридцать исследуемых моделей одного типа и выполняли стендовое исследование каждой модели: суммарно – 120 серий эксперимента.

Жесткость остеосинтеза определялась в соответствии с медицинской технологией [3], которая предполагает проведение алгоритма стандартных действий и расчетов по определению основных характеристик жесткости аппарата внешней фиксации (рис. 2):

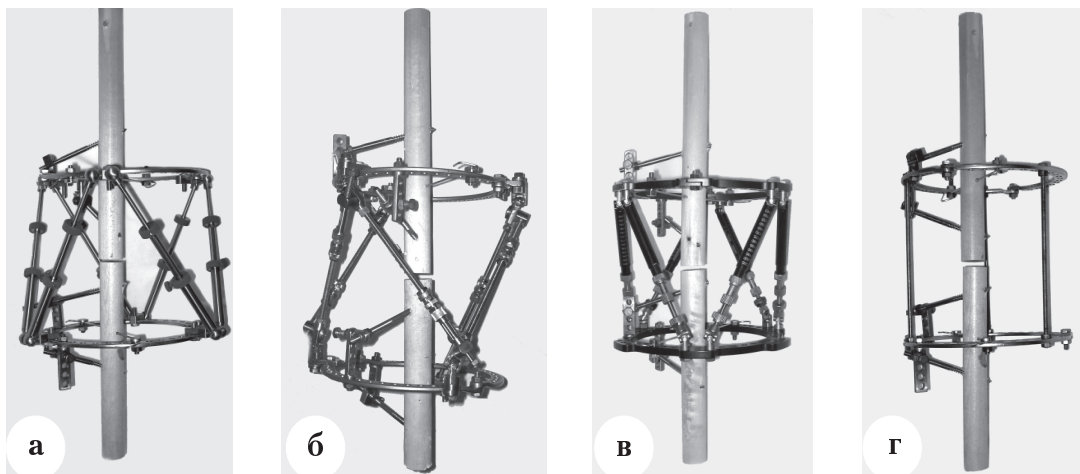


Рис. 1. Модели аппаратов: а – Ilizarov Hexapod Apparatus; б – Орто-СУВ; в – Taylor Spatial Frame; г – комбинированный спице-стержневой аппарат

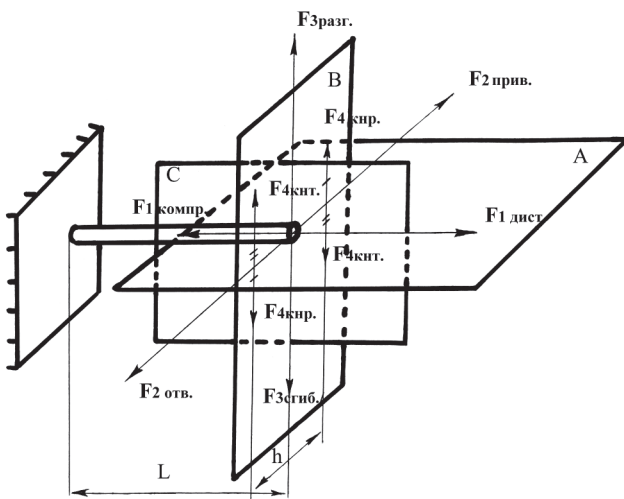


Рис. 2. Общая схема стандартных смещающих нагрузок: А – фронтальная плоскость; В – трансверзальная (горизонтальная плоскость); С – сагитальная плоскость

1) продольной жесткости остеосинтеза при дистракции и компрессии (для их определения прикладываются силы $F_{1\text{дистр.}}$ и $F_{1\text{компр.}}$ в направлении продольной оси имитатора кости);

2) поперечной жесткости остеосинтеза во фронтальной плоскости, моделируя отведение и приведение конечности: силы $F_{2\text{отв.}}$ и $F_{2\text{прив.}}$;

3) поперечной жесткости остеосинтеза в сагиттальной плоскости, моделируя сгибание и разгибание: силы $F_{3\text{сгб.}}$ и $F_{3\text{разг.}}$;

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

В данном методе исследования использовано понятие коэффициент жесткости (K), который определяется из отношения внешних нагрузок к линейным и угловым перемещениям. Чем больше коэффициент жесткости, тем больше жесткость фиксации костных фрагментов. Например, коэффициенты жесткости дистракции $K_{\text{дистр.}}$ и компрессии $K_{\text{компр.}}$ измеряются следующим образом:

$$K_{\text{дистр.}} = F_{1\text{дистр.}} / U_{\text{дистр.}}; K_{\text{компр.}} = F_{1\text{компр.}} / U_{\text{компр.}}$$

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

В эксперимент не входило выяснение величины смещающего усилия, при котором наступит разрушение или пластическая деформация чрескостных элементов и (или) рамы аппарата, так как подобные знания не имеют важного практического значения при выполнении чрескостного остеосинтеза. Эксперимент проводился на основании следующего допущения: если смещение нагружаемого имитатора кости достигло 1 мм или 1° , нагрузка считалась предельной и ее дальнейшее приращение прекращалось. Жесткость остеосинтеза исследуемых аппаратов мы сравнивали по коэффициентам жесткости при том или ином типе нагрузки.

Полученные в процессе исследования характеристики сравниваемых аппаратов анализировались с помощью компьютерной системы Statistica for Windows (версия 5.5). Данная система является интегрированной средой статистического анализа и обработки данных, осуществляющей все расчеты по стандартным формулам математической статистики. Так как все оцениваемые параметры были количественными, то их сопоставление выполнялось с использованием критериев Манна – Уитни, медианного хи-квадрат и методов модуля ANOVA [10].

Для визуализации полученных результатов мы использовали графические возможности системы Statistica for Windows и мастер построения

диаграмм системы Microsoft Office. Для представления частотных характеристик признаков были построены столбиковые диаграммы. Количественные характеристики возможностей сравниваемых аппаратов для полноты описания и удобства восприятия мы представили в форме "Box & Whisker Plot", когда на одном поле при различных группировках параметров отражены среднее значение, ошибка среднего и стандартное отклонение для указанного параметра. Используемые системой методы статистического анализа не требуют специального контроля достаточности количества наблюдений, все допустимые оценки и заключения делаются при автоматическом учете фактически имеющихся данных. Критерием статистической значимости получаемых выводов мы считали общепринятую в медицине величину $p < 0,05$ [10].

Результаты и обсуждение

После сборки моделей гексаподов мы обнаружили, что, в отличие от аппарата Илизарова, в них за счет конструктивного использования карданов (Орто-СУВ, TSF) или шаровых соединений (ИНА) имеется люфт. После приложения нагрузки порядка 10 Н люфт устранялся, и конструкция приобретала жесткость. Поэтому сочли возможным внести в методику эксперимента допущение: сначала у гексаподов измерялся люфт, и уже после его устранения исследовалась жесткость остеосинтеза. Например, в аппарате TSF при исследовании продольной жесткости (компрессии / дистракции) люфт составил 1 мм, после устранения люфта $K_{\text{компр.}} = K_{\text{дистр.}} = 160$ Н/мм. Сводные данные величин люфтов в гексаподах приведены на рисунках 3, 4, 5 и в таблице 1.

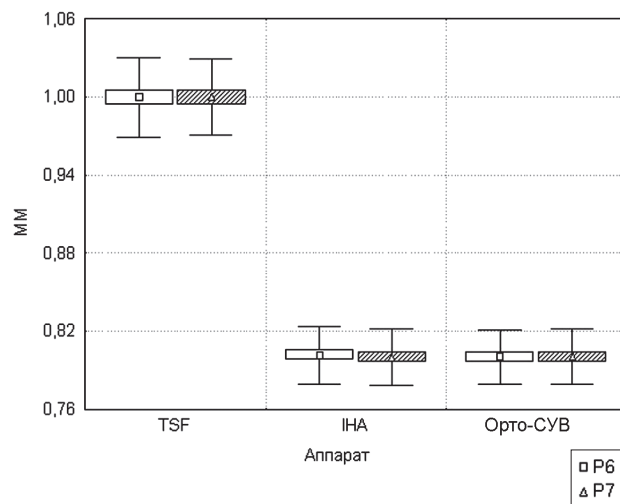


Рис. 3. Люфт в аппаратах TSF, ИНА и Орто-СУВ: P6 – при дистракции; P7 – при компрессии

Величины люфта в гексаподах

Нагрузка	Аппарат		
	TSF	ИНА	Орто-СУВ
Дистракция, мм	1,0±0,0	0,8±0,0	0,8±0,0
Компрессия, мм	1,0±0,0	0,8±0,0	0,8±0,0
Фронтальная плоскость, мм	2,5±0,0	1,3±0,0	1,7±0,0
Сагиттальная плоскость, мм	2,5±0,0	1,3±0,0	1,7±0,0
Трансверсальная плоскость (ротация), град.	1,87±0,01	0,32±0,01	0,8±0,01

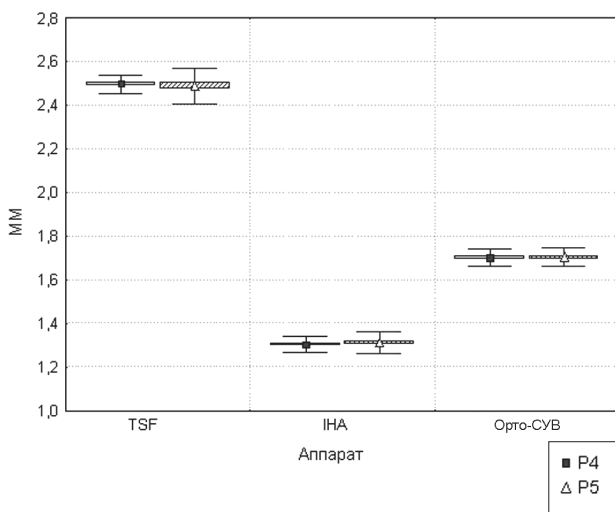


Рис. 4. Люфт в аппаратах TSF, ИНА и Орто-СУВ: P4 – во фронтальной плоскости; P5 – в сагиттальной плоскости

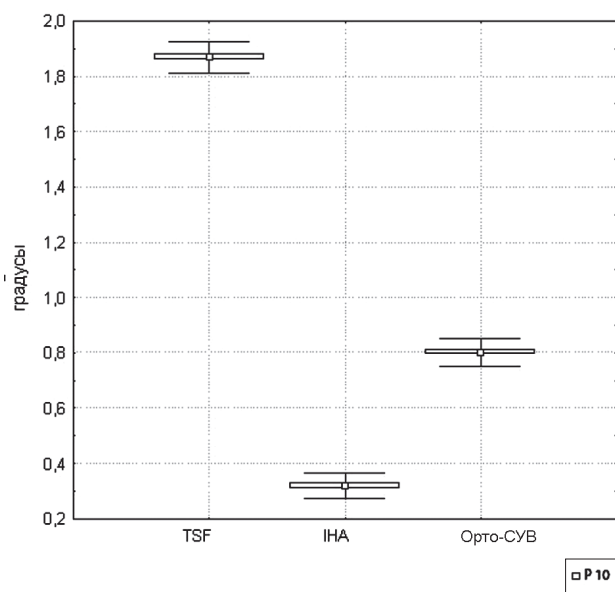


Рис. 5. Люфт в аппаратах TSF, ИНА и Орто-СУВ при ротации

Как видно из приведенных данных измерений в гексаподах, аппарат TSF обладает самым большим люфтом при нагрузках во всех плоскостях. Аппарат ИНА обладает самым низким люфтом во фронтальной, сагиттальной и трансверсальной плоскостях. Аппараты ИНА и Орто-СУВ при компрессии и дистракции имеют равные показатели люфта (нет статистически достоверных различий).

При исследовании жесткости остеосинтеза аппаратами TSF, ИНА, Орто-СУВ и комбинированным спице-стержневым аппаратом получены результаты, представленные на рисунках 6, 7 и в таблице 2.

Как видно из данных, полученных в результате эксперимента, самую большую продольную жесткость остеосинтеза при дистракции обеспечивает комбинированный спице-стержневой аппарат, минимальную – ИНА. Аппараты Орто-СУВ и TSF обеспечивают равные показатели жесткости (нет статистически достоверных различий). При этом разница между жесткостью комбинированным спице-стержневым аппаратом и ИНА составляет всего 20 Н/мм.

Аппараты TSF, Орто-СУВ и комбинированный спице-стержневой аппарат обеспечивают равные показатели продольной жесткости остеосинтеза при компрессии (нет статистически достоверных различий). Показатели ИНА ниже на 10 Н/мм.

Аппараты TSF и Орто-СУВ обеспечивают равные (нет статистически достоверных различий) показатели жесткости во фронтальной плоскости. Показатели ИНА и комбинированного спице-стержневого аппарата также равны, но ниже. Разница составляет лишь 2 Н*мм/град.

Аппарат Орто-СУВ обеспечивает самые большие показатели жесткости остеосинтеза в сагиттальной плоскости. Самые низкие показатели обеспечивают аппараты ИНА и комбинированный спице-стержневой аппарат. При этом разница между самым высоким и самым низким показателем жесткости остеосинтеза составляет лишь 2 Н*мм/град.

Таблица 2

Сравнительные характеристики жесткости остеосинтеза гексаподов и спице-стержневого аппарата (АИ)

Нагрузка	Аппарат			
	TSF	ИНА	Орто-СУВ	АИ
Продольная жесткость, дистракция, Н/мм	159,9±0,3	150,0±0,4	160,0±0,4	170,0±0,4
Продольная жесткость, компрессия, Н/мм	160,0±0,4	150,0±0,4	160,0±0,4	160,0±0,4
Фронтальная плоскость, Н*мм/град	15,0±0,3	13,0±0,3	15,0±0,3	13,0±0,3
Сагиттальная плоскость, Н*мм/град	28,0±0,3	27,0±0,4	29,0±0,3	27,0±0,3
Трансверсальная плоскость (ротация), Н*мм/град	20,0±0,3	20,0±0,3	22,0±0,3	20,0±0,2

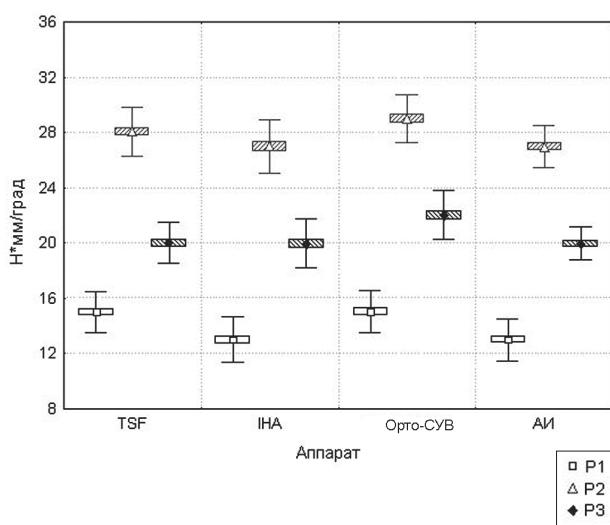


Рис. 6. Жесткость остеосинтеза при использовании аппаратов TSF, ИНА, Орто-СУВ и комбинированного спице-стержневого аппарата (АИ): P1 – моделирование нагрузки во фронтальной плоскости, P2 – в сагиттальной плоскости, P3 – торсии

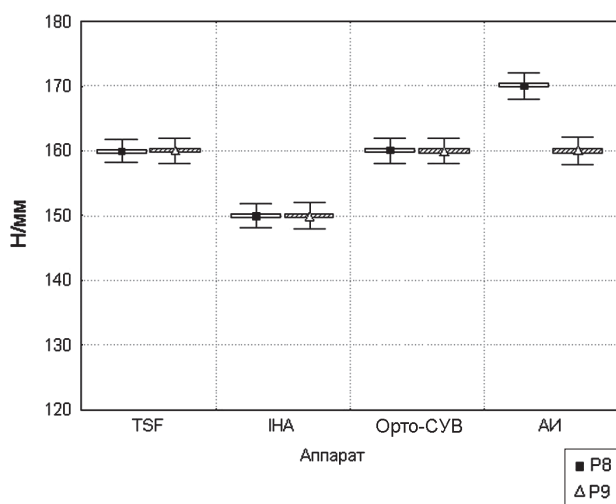


Рис. 7. Продольная жесткость остеосинтеза при использовании аппаратов TSF, ИНА, Орто-СУВ и комбинированного спице-стержневого аппарата (АИ): P8 – моделирование дистракции; P9 – моделирование компрессии

Аппарат Орто-СУВ обеспечивает самые большие показатели жесткости остеосинтеза в трансверсальной плоскости. Аппараты TSF, ИНА и Орто-СУВ обеспечивают равные показатели жесткости остеосинтеза, и ниже аналогичных при остеосинтезе аппаратом Орто-СУВ лишь на 2 Н*мм/град.

Таким образом, жесткость остеосинтеза гексаподами после устранения люфта и жесткость остеосинтеза, обеспечиваемая комбинированным спице-стержневым аппаратом различаются незначительно.

Выводы

1. Все аппараты со свойствами пассивной компьютерной навигации имеют люфт между чрескостными модулями, фиксирующими костные фрагменты: наибольший – у TSF, наименьший – у ИНА. Динамическое напряжение 10 Н устраняет люфт, что следует учитывать при клиническом применении аппарата.

2. После устранения люфта жесткость остеосинтеза, обеспечиваемая гексаподами, аналогична жесткости остеосинтеза, обеспечиваемой комбинированным спице-стержневым аппаратом, опоры которого соединены тремя резьбовыми стержнями. Это обосновывает равные возможности нагрузки на поврежденную конечность в послеоперационном периоде.

Литература

1. Андрианов, М.В. Комбинированный чрескостный остеосинтез при переломах бедренной кости и их последствиях : автореф. дис. ... канд. мед. наук / М.В. Андрианов. – СПб., 2007. – 25 с.
2. Бейдик, О.В. Пути оптимизации лечения больных с травмами и деформациями конечностей методом наружного чрескостного остеосинтеза: автореф. дис. ... д-ра мед. наук. – Самара, 1999. – 27 с.
3. Метод исследования жесткости чрескостного остеосинтеза при планировании операций : медицинская технология № ФС-2005/021 / сост. Л.Н. Соломин [и др.]. – СПб. : РНИИТО им. Р.Р. Вредена, 2005. – 21 с.
4. Метод унифицированного обозначения чрескостного остеосинтеза длинных костей : метод. реком. /

- сост. Л.Н. Соломин [и др.]. — СПб. : РНИИТО им. Р.Р. Вредена, 2004. — 21 с.
5. Модули в чрескостном остеосинтезе / Л.Н. Соломин, А.В. Войтович, В.А. Назаров, А.В. Богданов // Актуальные проблемы травматологии и ортопедии : матер. науч. конф. — Нижний Новгород, 2001. — Ч. I. — С. 92 — 93.
 6. Мыкало, Д.А. Комбинированный чрескостный остеосинтез при переломах костей голени и их последствиях : автореф. дис. ... канд. мед. наук / Д.А. Мыкало. — СПб., 2008. — 22 с.
 7. Назаров, В.А. Биомеханические основы модульной компоновки аппаратов для чрескостного остеосинтеза длинных трубчатых костей : автореф. дис. ... канд. мед. наук / В.А. Назаров. — СПб., 2006. — 22 с.
 8. Ожегов, С.И. Толковый словарь русского языка. / С.И. Ожегов, Н.Ю. Шведова. — М. : Азъ, 1992. — 955 с.
 9. Пат. РФ 2336842. Аппарат для чрескостного остеосинтеза «SUV-Frame» / Соломин Л.Н., Утехин А.И., Виленский В.А. — № 2006136763/14 ; заявл. 16.10.06 ; опубл. 27.04.08, Бюл. № 30.
 10. Реброва, О.В. Статистический анализ медицинских данных с помощью пакета программ "Статистика" / О.В. Реброва. — М. : Медиа Сфера, 2002 — 380 с.
 11. Соломин, Л.Н. Основы чрескостного остеосинтеза аппаратом Г.А. Илизарова / Л.Н. Соломин. — СПб. : МОРСАР АВ, 2005. — 544 с.
 12. Сравнительный анализ репозиционных возможностей чрескостных аппаратов, работающих на основе компьютерной навигации, и аппарата Илизарова / Л.Н. Соломин, В.А. Виленский, А.И. Утехин, В. Террел // Гений ортопедии. — 2009. — № 1. — С. 45 — 51.
 13. Шевцов, В.И. Аппарат Илизарова. Биомеханика / В.И. Шевцов, В.А. Немков, Л.В. Скляр. — Курган : Периодика, 1995. — 165 с.
 14. 3-dimensional corrections with the hexapod system added to Ilizarov apparatus. / K. Seide [et al.] // 5-th Meeting of the A.S.A.M.I. Internatinal, Abstracts. — 2008 — P. 315 — 318.
 15. Correction of deformities with conventional and hexapod frames-comparison of methods / R. Rodl, B. Leidinger, A. Bohm, W. Winkelmann // Z. Orthop. Ihre Grenzgeb. — 2003. — Bd. 141, H. 1. — P. 92 — 98.
 16. Correction of tibial malunion and non-union with six-axis analysis deformity correction using the Taylor Spatial Frame / D.S. Feldman, S.S. Shin, S.S. Madan, K.J. Koval // J. Orthop. Trauma. — 2003. — Vol. 17. — P. 549 — 554.
 17. Eidelman, M. Treatment of complex tibial fractures in children with Taylor Spatial frame. / M. Eidelman, A. Katzman // 5-th Meeting of the A.S.A.M.I. Internatinal, Abstracts. — 2008. — P. 215 — 216.
 18. Lower limb deformities in children: two-stage correction using the Taylor Spatial Frame / M. Sluga, M. Pfeiffer, R. Kotz, S. Nehrer // J. Pediatr. Orthop. — 2003. — Vol. 12-B. — P. 123 — 128.
 19. Paley, D. Principles of deformity correction / D. Paley. — New York : Springer-Verlag, 2005. — 806 p.
 20. Solomin, L. The basic principles of external fixation using the Ilizarov device. / L. Solomin. — Milan : Springer-Verlag, 2008. — 358 p.

Контактная информация:

Соломин Леонид Николаевич, д.м.н. ведущий научный сотрудник
отделения лечения травм и их последствий
e-mail: solomin.leonid@gmail.com
Виленский Виктор Александрович, врач-травматолог, научный
сотрудник отделения лечения травм и их последствий
e-mail: vavilensky@mail.ru
Террел Вильям, MD PhD
e-mail: wdterrel@comcast.net

THE COMPARATIVE ANALYSIS OF COMPUTER ASSISTED DEVICES AND COMBINED PIN-WIRE DEVICE BONE FRAGMENTS FIXATION RIGIDITY

L.N. Solomin, V.A. Vilensky, A.I. Utekhin, W. Terrel