

## РАЗРАБОТКА ОПТИМАЛЬНОЙ КОМПОНОВКИ АППАРАТА ОРТО-СУВ ДЛЯ РАЗРАБОТКИ ДВИЖЕНИЙ В КОЛЕННОМ СУСТАВЕ

Л.Н. Соломин<sup>1</sup>, К.Л. Корчагин<sup>1</sup>, А.И. Утехин<sup>2</sup>

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

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

<sup>2</sup>ООО «Орто-СУВ»,

исполнительный директор – М.О. Павлов  
Санкт-Петербург

Выполнено 122 серии графического моделирования, 3 серии механического моделирования и 6 серий тестов сравнительного исследования жесткости фиксации бедренной и большеберцовой костей аппаратами Орто-СУВ и Волкова – Оганесяна. Установлено, что для компоновки аппарата Орто-СУВ, предназначенной для разработки движений в коленном суставе амплитудой 120/0/0 и больше целесообразно применять опоры овальной формы. Проксимальная внешняя опора должна располагаться на расстоянии 200–210 мм от щели коленного сустава, дистальная на расстоянии 120 мм. При этом угол наклона проксимальной опоры в сагиттальной плоскости должен составлять 90°, а дистальной опоры – 60°. Жесткость разработанной компоновки аппарата Орто-СУВ превосходит жесткость фиксации бедренной и большеберцовой костей, обеспечиваемой аппаратом Волкова – Оганесяна в 1,5 раза.

**Ключевые слова:** чрескостный остеосинтез, компьютерная навигация, коленный сустав, контрактура.

122 series of graphic modeling, 3 series of mechanic modeling and 6 series of tibia and femur osteosynthesis rigidity testing by Ortho-SUV Frame in comparison with Volkov – Oganesyana device were performed. It was revealed that for Ortho-SUV assembly used for working out the motions in the knee joint with amplitude 120/0/0 and more application of ellipse supports is advisable. The proximal support must be placed at the distance 200–210 mm from the knee joint space, distal support must be placed at the distance 120 mm. The angulation of proximal support to the bone must be 90°, of distal – 60°. The rigidity of investigated assembly of Ortho-SUV Frame exceed the rigidity of tibia and femur fixation by Volkov – Oganesyana device in 1,5 times.

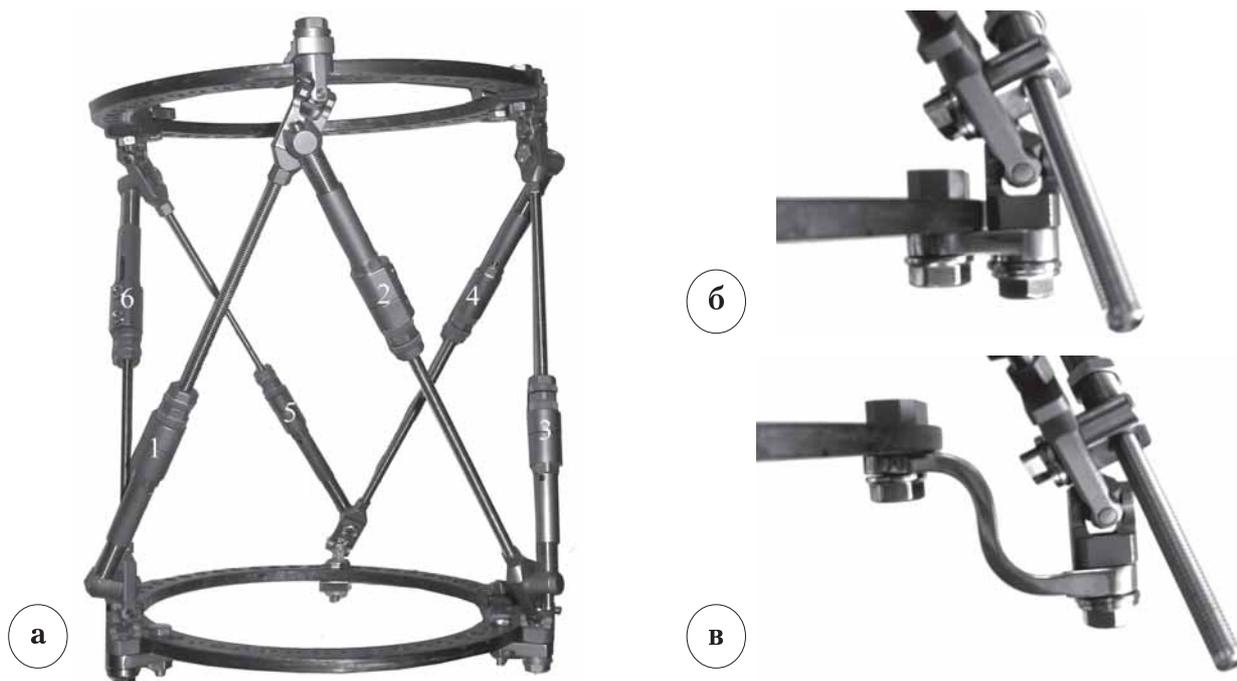
**Key words:** transosseous osteosynthesis, computer navigation, knee joint, contracture.

### Введение

Чрескостный остеосинтез шарнирными аппаратами достаточно давно и с успехом применяется как для восстановления движений в коленном суставе, так и устранения его порочных установок [1, 2, 5, 6, 8]. В известных аппаратах движения в коленном суставе осуществляются либо вокруг одноосевого шарнира [1, 2, 8], либо по определенной кривой – центроиде за счет применения «зубчатого» шарнира [5, 6]. Таким образом, в известных аппаратах отсутствует возможность воспроизведения индивидуальной для каждого коленного сустава траектории движений, которая определяется его анатомическими особенностями.

Известен чрескостный аппарат Орто-СУВ, работающий на основе пассивной компьютерной навигации [7] (рис. 1). Аппарат Орто-СУВ относится к так называемым гексаподам, в основе работы которых лежит принцип платформы Стюарта [12], содержащей две опоры, соединенных между собой шестью телескопическими

стержнями специальной конструкции (стратами). Изменение длины страт обеспечивает перемещение одной опоры относительно другой в шести степенях свободы. Применительно к рассматриваемой теме, компьютерная программа аппарата Орто-СУВ позволяет рассчитать любую траекторию перемещения одной опоры аппарата относительно другой, а конструкция аппарата – обеспечить в клинике математически точное перемещение опор [9, 10, 11]. Аппарат с успехом применен при лечении переломов и деформаций длинных костей [10], но возможности его использования в суставной патологии до настоящего момента не исследовались. Поэтому целью настоящего исследования было обосновать оптимальную компоновку аппарата Орто-СУВ для разработки движений и устранения порочных установок в коленном суставе. Компоновка должна обеспечивать максимальную амплитуду движений в коленном суставе и стабильность фиксации суставных концов не хуже, чем аппарат Волкова – Оганесяна.



**Рис. 1.** Аппарат Орто-СУВ: а – указаны номера страт, которые соединены с опорами при помощи прямых платиков; б – узел соединения страты с опорой при помощи прямого платика; в – узел соединения страты с опорой при помощи Z-образного платика

## Материал и методы

Оптимальные компоновки определялись в три этапа. На первом этапе использовался метод графического моделирования. Для этого в программе Adobe Photoshop CS2 на масштабированные 1:10 изображения бедренной и большеберцовой костей схематично накладывали аналогично масштабированный аппарат Орто-СУВ.

Были введены следующие обозначения:

$D^1$  – диаметр проксимальной опоры (от 160 мм до 200 мм);

$D^2$  – диаметр дистальной опоры (от 150 мм до 180 мм);

$L^1$  – расстояние от суставной поверхности до плоскости опоры (от 40 мм до 140 мм);

$L^2$  – расстояние от суставной поверхности до плоскости опоры (от 40 мм до 140 мм);

$\alpha$  – угол наклона проксимальной опоры (открыт проксимально): 90°, 100°, 110°, 120°;

$\beta$  – угол наклона дистальной опоры (открыт проксимально): 90°, 80°, 70°, 60°.

Имитировали перемещение большеберцовой кости относительно бедренной, аналогичное тому, которое происходит при сгибании в коленном суставе, используя интервал в 30°. Виртуальное сгибание прекращали, когда страты 4 и 5 становились параллельными плоскости проксимальной опоры. Это ограничение было принято в связи с тем, что

при расположении страт под отрицательным углом механика работы аппарата Орто-СУВ не позволяет дальнейшее перемещение внешних опор. Всего было проанализировано 22 графические модели, суммарно выполнено 119 экспериментов.

На рисунке 2 в качестве примера проиллюстрирован один из этапов графического моделирования. В данном эксперименте использовали внешние опоры 200 мм и 160 мм, которые были расположены на расстоянии 140 мм от суставных поверхностей. Проксимальная опора расположена под углом 110° к анатомической оси бедренной кости в сагиттальной плоскости, дистальная – под углом 70° относительно анатомической оси большеберцовой кости. Принято, что угол открыт в проксимальном направлении.

Графические модели, которые отвечали вышеназванным условиям, собирали в виде механических моделей, используя собственно аппарат Орто-СУВ и пластиковые модели костей. Необходимость выполнения этого этапа была вызвана тем, что одноплоскостное изображение графических моделей не позволяло определить, на каком этапе сгибания становится возможным контакт страт с мягкими тканями. Из собранных механических моделей выявляли оптимальные компоновки аппарата Орто-СУВ для разработки движений в коленном суставе.

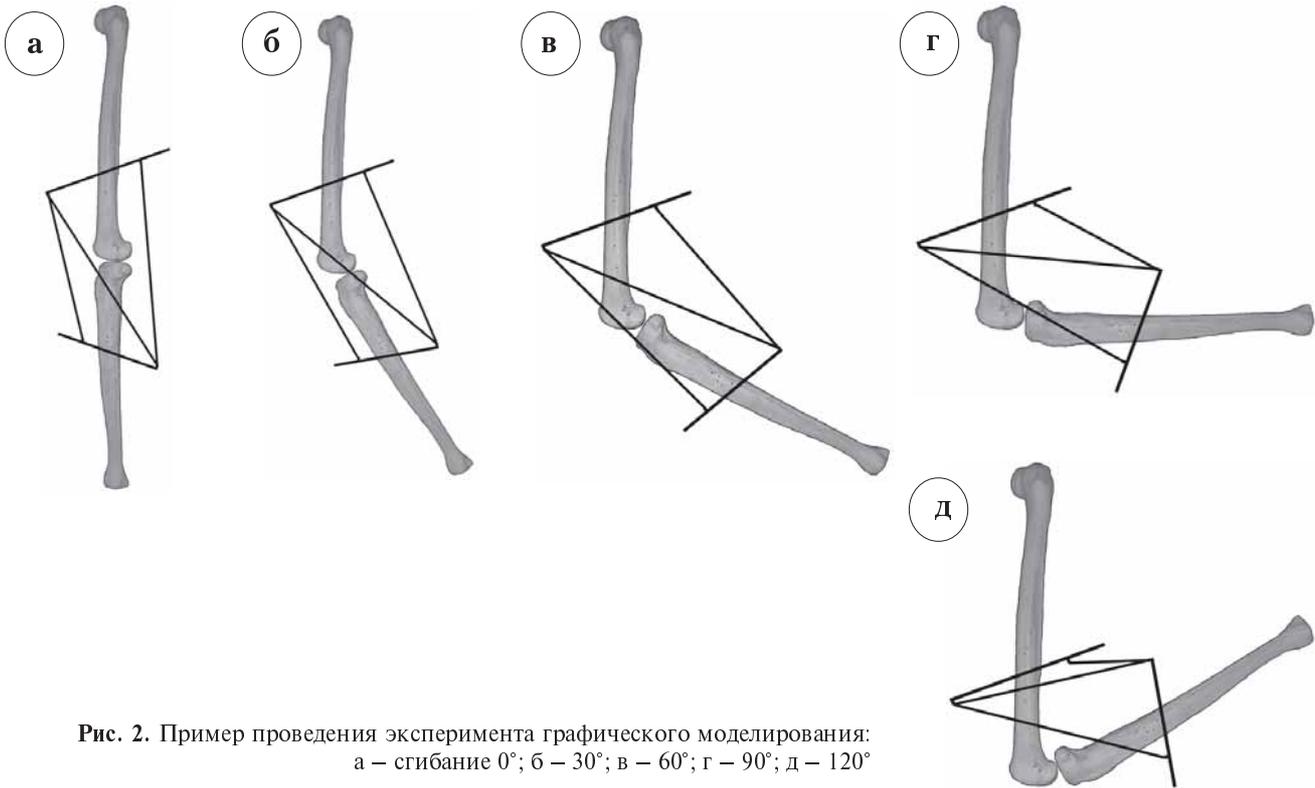


Рис. 2. Пример проведения эксперимента графического моделирования:  
а – сгибание  $0^\circ$ ; б –  $30^\circ$ ; в –  $60^\circ$ ; г –  $90^\circ$ ; д –  $120^\circ$

Для определения необходимого количества, уровней и направления введения чрескостных элементов в каждой опоре аппарата Орто-СУВ на основе медицинской технологии № ФС-2005/021 от 24.06.05 [8] проведен завершающий этап исследований. Было принято следующее условие: жесткость фиксации бедренной и большеберцовой костей аппаратом Орто-СУВ должна быть не ниже, чем при использовании аппарата Волкова – Оганесяна.

## Результаты и обсуждение

На основе графического моделирования установлено, что амплитуда движений в коленном суставе  $130/0/0$  возможна при 10 компоновках (табл. 1).

Анализ собранных на основе таблицы 1 механических моделей позволил установить следующее. Оптимальными для клинического применения выбраны варианты 8, 9 и 10.

Таблица 1

Оптимальные компоновки на основе графического моделирования

| № компоновки | $D^1$ , мм | $D^2$ , мм | $L^1$ , мм | $L^2$ , мм | $\alpha$ , ° | $\beta$ , ° |
|--------------|------------|------------|------------|------------|--------------|-------------|
| 1            | 160        | 160        | 140        | 140        | 110          | 70          |
| 2            | 180        | 160        | 120        | 120        | 110          | 70          |
| 3            | 180        | 160        | 140        | 140        | 100          | 80          |
| 4            | 180        | 160        | 140        | 140        | 110          | 70          |
| 5            | 180        | 180        | 140        | 140        | 110          | 70          |
| 6            | 200        | 160        | 120        | 120        | 100          | 80          |
| 7            | 200        | 160        | 120        | 120        | 110          | 70          |
| 8            | 200        | 160        | 140        | 140        | 100          | 80          |
| 9            | 200        | 160        | 140        | 140        | 110          | 70          |
| 10           | 200        | 160        | 200        | 120        | 90           | 60          |

Эти модели обеспечили максимальную амплитуду движений в коленном суставе. Кроме этого, страты на протяжении всех этапов эксперимента были максимально удалены от поверхностей костей. Еще более удалить страты от поверхности костей (и кожи – в клинике) позволило бы применение опор большего диаметра. Однако это признано нецелесообразным, т. к. увеличило бы громоздкость конструкции. Оказалось, что этот же эффект достигается при применении Z-образных пластинок (см. рис. 1 в).

«Графический» и «механический» этапы экспериментов позволили установить, что дистальную опору аппарата целесообразно устанавливать в сагиттальной плоскости под соответствующими углами к анатомической оси большеберцовой кости. Однако применение стандартных кольцевых опор приводило к тому, что при наклоне опоры могла оказывать давление (т. е. «лечь») на моделируемые мягкие ткани. Решением вопроса также могло быть использование опор большего диаметра, однако это бы привело к значительному увеличению громоздкости компоновки аппарата. Поэтому было предложено использовать овальные внешние опоры, полученные в результате установки между 2 полукольцами планок на 2–4 отверстия: в зависимости от толщины мягких тканей.

Таким образом, требованиям обеспечения максимальной амплитуды движений в коленном суставе отвечает компоновка с опорами овальной формы, где  $D^1=200$ ;  $D^2=160$ ;  $L^1=210$ ;  $L^2=120$ ;  $\delta=90^\circ$ ;  $\nu=70^\circ$ . Применение кольцевых опор, приближение их к уровню коленного сустава не исключается, например, в тех случаях, когда необходимая для разработки амплитуда движений в коленном суставе не превышает 70-90/0/0.

На рисунке 3 представлены результаты сравнительного исследования жесткости фиксации бедренной и большеберцовой костей аппаратами Волкова – Оганесяна и Орто-СУВ. Согласно методу унифицированного обозначения чрескостного остеосинтеза [4] компоновка аппарата Орто-СУВ может быть представлена следующим образом:

IV,10,110;V,9,90;VI,8,70 – Орто-СУВ – III,10-4;IV,1,80  
200 160

Ниже представлена обозначенная при помощи МУОЧО исследованная компоновка аппарата Волкова – Оганесяна:

VI,3-9;IX,3-9 – В-О – III,3-9;IV,3-9  
 $\frac{1}{2}$  140  $\frac{1}{2}$  140

Смещение в  $1^\circ$  в сагиттальной плоскости наступает при приложении силы 1,24 Н в аппарате Орто-СУВ и при усилении 1,13 Н в аппарате Волкова – Оганесяна. Таким образом, коэффициенты жесткости:

$$\begin{aligned} \text{КМЗсгиб}_{\text{Волкова - Оганесяна}} &= 3,1 \times 10^2 \text{ Нмм/град.} \\ \text{КМЗсгиб}_{\text{Орто-СУВ}} &= 3,41 \times 10^2 \text{ Нмм/град.} \end{aligned}$$

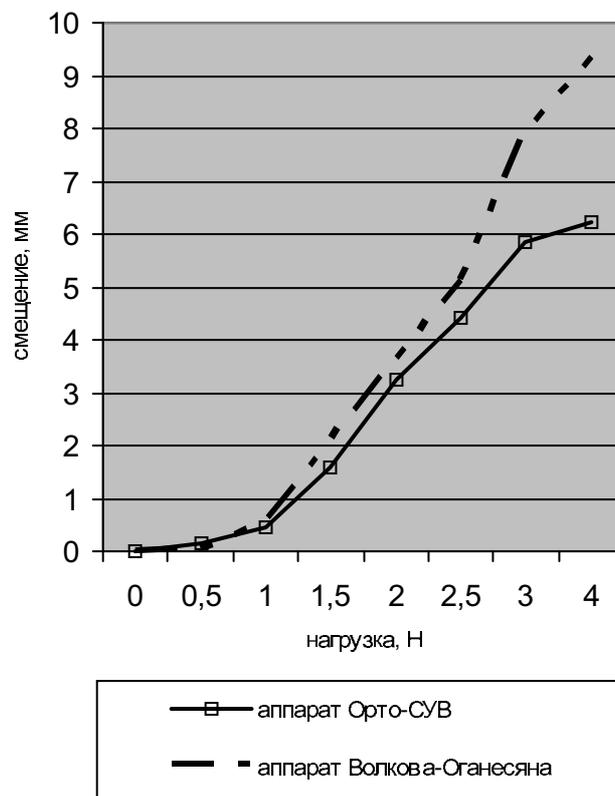


Рис. 3. Жесткость фиксации бедренной и большеберцовой костей аппаратами Орто-СУВ и Волкова – Оганесяна в сагиттальной плоскости

При приложении нагрузки в сагиттальной плоскости в 4 Н жесткость фиксации бедренной и большеберцовой костей в аппарате Орто-СУВ превышает жесткость фиксации в аппарате Волкова – Оганесяна в 1,5 раза.

На рисунке 4 представлена оптимальная, с точки зрения всех вышеперечисленных параметров, компоновка аппарата Орто-СУВ для разработки и восстановления движений в коленном суставе.

Подобная и аналогичные компоновки были апробированы при лечении трех пациентов. В двух случаях аппарат был применен для устранения стойкого порочного положения голени; в одном – для разработки движений в коленном суставе. Во всех случаях цель применения аппарата Орто-СУВ была достигнута.

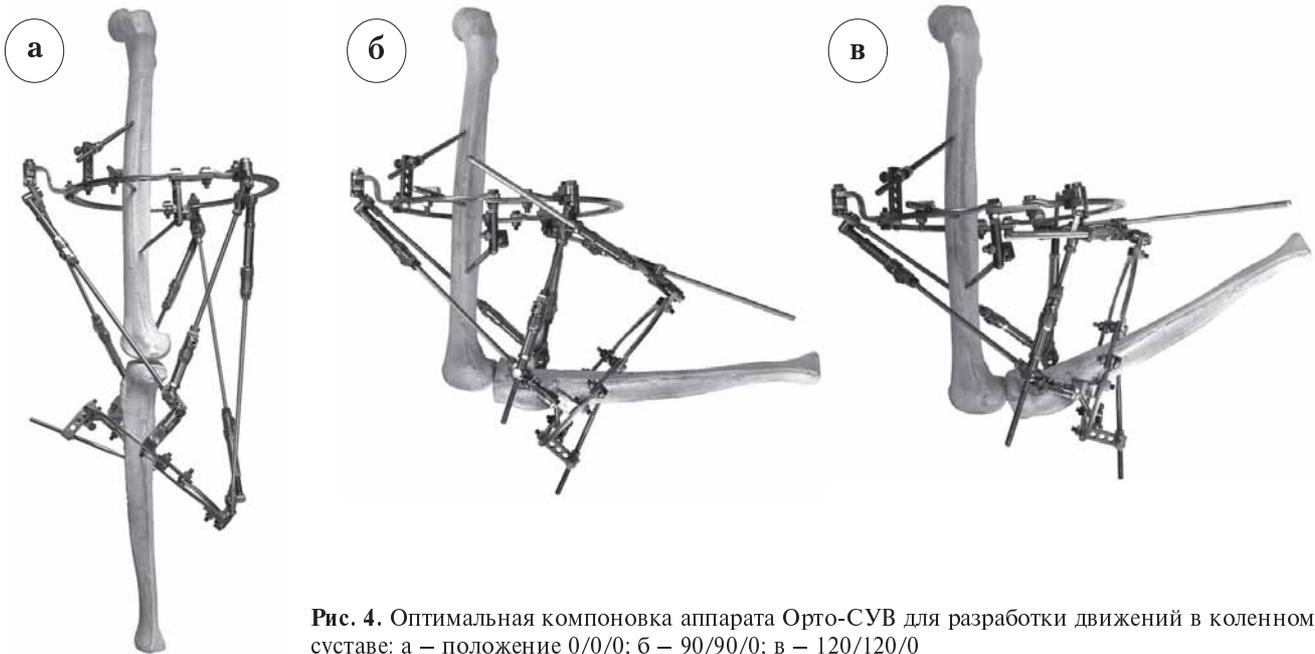


Рис. 4. Оптимальная компоновка аппарата Орто-СУВ для разработки движений в коленном суставе: а – положение 0/0/0; б – 90/90/0; в – 120/120/0

#### Клинический пример.

Пациентка П., 46 лет. Диагноз: стойкая разгибательная контрактура левого коленного сустава, сросшийся перелом левой бедренной кости. Травма 7 лет назад в результате ДТП. Перенесла 9 операций на левом бедре, в результате которых сформировалась контрактура левого коленного сустава 15/0/0. 20.04.09 г. выполнена операция: артролиз, тенолиз, миолиз левого коленного сустава, наложение аппарата Орто-СУВ. С 5-х суток начата разработка движений в левом коленном суставе. За 40 дней проведен полный цикл этапных сгибаний до угла 90/90/0 (согласно функциональным запросам пациентки) и разгибания (0/0/0). Таким образом, была достигнута амплитуда движений в коленном суставе 90/0/0. АВФ демонтирован 10.07.09 (рис. 5–8).

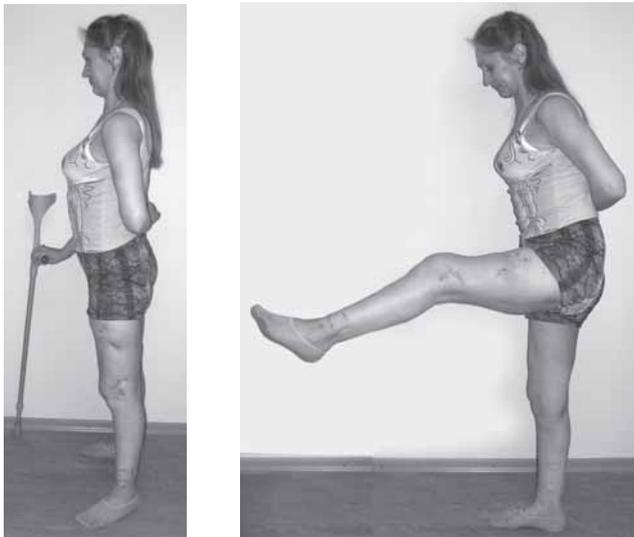


Рис. 5. Фотографии больной П. до лечения

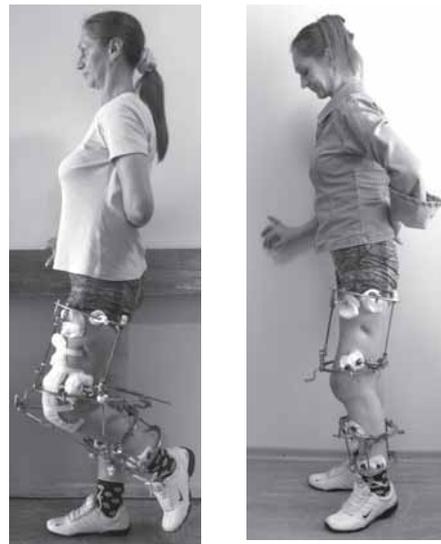


Рис. 6. Фотографии больной П. в процессе лечения

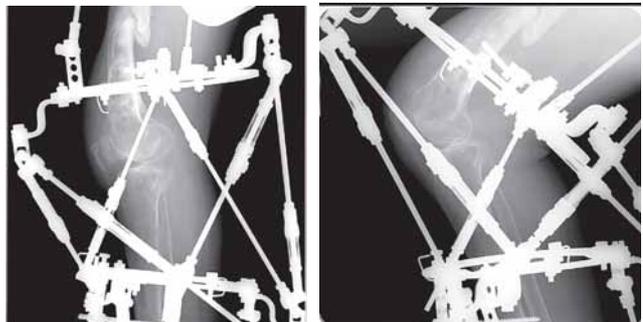


Рис. 7. Фоторентгенограммы больной П. в процессе лечения

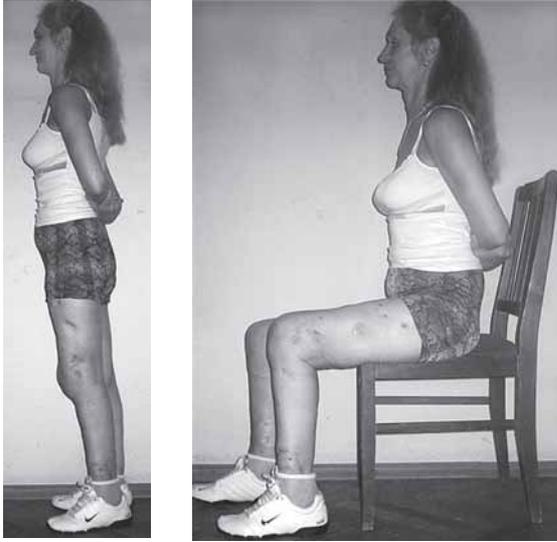


Рис. 8. Фотографии больной П. после лечения

## Выводы

1. Для компоновки аппарата Орто-СУВ, предназначенной для разработки движений в коленном суставе амплитудой 120/0/0 и больше, целесообразно применять опоры овальной формы.

2. Проксимальная внешняя опора должна располагаться на расстоянии 200–210 мм от щели коленного сустава, дистальная – на расстоянии 120 мм. При этом угол наклона проксимальной опоры в сагиттальной плоскости должен составлять 90°, а дистальной опоры – 60°.

3. Жесткость разработанной компоновки аппарата Орто-СУВ превосходит жесткость фиксации бедренной и большеберцовой костей, обеспечиваемой аппаратом Волкова – Оганесяна в 1,5 раза.

## Литература

1. Лечение разгибательных контрактур коленного сустава методом Илизарова : метод. рекомендации / сост. : А.В. Попков, А.Е. Югай, Г.В. Дьячкова ; МЗ РСФСР, ВКНЦ «ВТО». – Курган, 1991. – 17 с.
2. Лечение сгибательных контрактур коленного и голеностопного суставов : метод. рекомендации / сост. : Г.А. Илизаров, А.А. Девятов. – Курган, 1971. – 13 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. Оганесян, О.В. Восстановление формы и функции суставов и костей (аппаратами авторов) / О.В. Оганесян, М.В. Волков. – М. : Медицина, 1986 – 256 с.
6. Оганесян, О.В. Основы наружной чрескостной фиксации / О.В. Оганесян. – М. : Медицина, 2004. – 432 с.
7. Пат. 2336842 РФ. Аппарат для чрескостного остеосинтеза «SUV-Frame» / Л.Н. Соломин, А.И. Утехин, В.А. Виленский. – № 2006136763/14 ; заявл. 16.10.06 ; опубл. 27.04.08. Бюл. № 30.
8. Соломин, Л.Н. Комбинированный чрескостный остеосинтез при лечении контрактур коленного сустава: медицинская технология № ФС-2007/141-У / сост. : Л.Н. Соломин, А.П. Варфоломеев. – СПб. : РНИИТО им. Р.Р. Вредена, 2007. – 34 с.
9. 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.
10. 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.
11. Multifactorial comparative analysis of Ilizarov apparatus and external fixation devices on the base of computer navigation (Taylor Spatial Frame, Ilizarov Hexapod Apparatus, SUV-Frame) / L. Solomin, V. Vilensky, W. Terrell, J. Odessky // 5<sup>th</sup> Meeting of the ASAMI International. Program and Abstract Book. – St.-Petersburg, 2008. – P. 52.
12. Stewart, D. A platform with six degrees of freedom / D. Stewart // Proceedings of the Institute of Mechanical Engineers. – 1965. – Vol. 180, N 1. – P. 371–386.

### Контактная информация:

Соломин Леонид Николаевич, д.м.н. профессор, ведущий научный сотрудник отделения травм и их последствий  
e-mail: solomin.leonid@gmail.com

## INVESTIGATION OF THE ORTHO-SUV FRAME OPTIMAL ASSEMBLY FOR WORKING OUT MOTIONS IN THE KNEE JOINT

L.N. Solomin, K.L. Korchagin, A.I. Utekhin