

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ  
«РОССИЙСКИЙ ОРДЕНА ТРУДОВОГО КРАСНОГО ЗНАМЕНИ  
НАУЧНО-ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ИНСТИТУТ  
ТРАВМАТОЛОГИИ И ОРТОПЕДИИ ИМ. Р.Р.ВРЕДЕНА»  
МИНЗДРАВА РОССИИ

СКОМОРОШКО

Петр Васильевич

**ОПТИМИЗАЦИЯ ЛЕЧЕНИЯ БОЛЬНЫХ С ДИАФИЗАРНЫМИ  
ДЕФОРМАЦИЯМИ БЕДРЕННОЙ КОСТИ НА ОСНОВЕ  
ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ЧРЕСКОСТНОГО АППАРАТА СО СВОЙСТВАМИ  
ПАССИВНОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ НАВИГАЦИИ  
(ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНО-КЛИНИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ)**

14.01.15 – Травматология и ортопедия

ДИССЕРТАЦИЯ

на соискание учёной степени

кандидата медицинских наук

Научный руководитель:

д.м.н. профессор

СОЛОМИН Леонид Николаевич

Санкт-Петербург – 2014

## ОГЛАВЛЕНИЕ

|   |    |
|---|----|
| ВВЕДЕНИЕ .....  | 5  |
| Глава 1. КОРРЕКЦИЯ ДИАФИЗАРНЫХ ДЕФОРМАЦИЙ<br>БЕДРЕННОЙ КОСТИ: СОВРЕМЕННЫЕ ПРЕДСТАВЛЕНИЯ,<br>НЕРЕШЕННЫЕ ВОПРОСЫ (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ).....                    | 11 |
| 1.1. Определение деформации бедренной кости, референтные линии и углы.....  | 11 |
| 1.2. Этиология, частота, распространенность деформаций бедренной кости .....  | 17 |
| 1.3. Влияние деформаций на биомеханику нижней конечности и позвоночника.....  | 19 |
| 1.4. Методы лечения деформаций.....   | 23 |
| Глава 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ.....   | 45 |
| 2.1. Аппарат Орто-СУВ: краткая характеристика.....  | 45 |
| 2.2. Разработка оптимальных компоновок аппарата Орто-СУВ для коррекции диафизарных деформаций бедренной кости.....  | 48 |
| 2.2.1. Обоснование чрескостных модулей компоновок (количества и типа опор, количества, позиций проведения чрескостных элементов и т.д.).....              | 48 |
| 2.2.2. Исследование репозиционных возможностей различных компоновок аппарата Орто-СУВ.....  | 53 |
| 2.2.2.1. Исследование репозиционных возможностей аппарата Орто-СУВ для коррекции деформаций с вершиной на уровне проксимальной трети бедренной кости..... | 61 |
| 2.2.2.2. Исследование репозиционных возможностей аппарата Орто-СУВ для коррекции деформаций с вершиной на уровне средней трети бедренной кости.....       | 63 |
| 2.2.2.3. Исследование репозиционных возможностей аппарата Орто-СУВ для коррекции деформаций с вершиной на уровне дистальной трети бедра.....              | 64 |
| 2.2.2.4. Исследование жесткости остеосинтеза компоновок аппарата Орто-СУВ для коррекции деформаций бедренной кости.....                                   | 65 |

|   |            |
|---|------------|
| 2.3. Изучение эффективности клинического применения компоновок аппарата Орто-СУВ.....   | 69         |
| 2.4. Изучение референтных линий диафиза бедренной кости в сагиттальной плоскости.....   | 76         |
| 2.5. Обоснование оптимизации клинической части технологии применения аппарата Орто-СУВ для лечения пациентов с деформациями бедренной кости.....              | 77         |
| 2.6. Статистические методы анализа результатов исследования.....  | 77         |
| <b>Глава 3. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ОБОСНОВАНИЕ КОРРЕКЦИИ ДИАФИЗАРНЫХ ДЕФОРМАЦИЙ БЕДРЕННОЙ КОСТИ ПРИ ПОМОЩИ АППАРАТА Орто-СУВ.....</b>                              | <b>80</b>  |
| 3.1. Обоснование оптимальной компоновки аппарата Орто-СУВ для коррекции деформаций проксимальной трети бедренной кости.....                                   | 80         |
| 3.1.1. Исследование репозиционных возможностей.....   | 80         |
| 3.1.2. Исследование жесткости остеосинтеза.....   | 90         |
| 3.2. Обоснование оптимальной компоновки аппарата Орто-СУВ для коррекции деформаций средней трети бедренной кости.....   | 91         |
| 3.2.1. Исследование репозиционных возможностей.....   | 91         |
| 3.2.2. Исследование жесткости остеосинтеза.....   | 101        |
| 3.3. Обоснование оптимальной компоновки аппарата Орто-СУВ для коррекции деформаций дистальной трети бедренной кости.....                                      | 103        |
| 3.3.1. Исследование репозиционных возможностей.....   | 103        |
| 3.3.2. Исследование жесткости остеосинтеза.....   | 113        |
| 3.4. Результаты определения физиологической кривизны бедренной кости в сагиттальной плоскости.....  | 116        |
| <b>Глава 4. СРАВНЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ КЛИНИЧЕСКОГО ПРИМЕНЕНИЯ АППАРАТА Орто-СУВ И АППАРАТА ИЛИЗАРОВА ПРИ ЛЕЧЕНИИ БОЛЬНЫХ С ДЕФОРМАЦИЯМИ БЕДРЕННОЙ КОСТИ .....</b> | <b>118</b> |
| 4.1. Общая характеристика пациентов.....  | 118        |
| 4.2. Сроки лечения.....   | 119        |
| 4.3. Точность коррекции деформации.....   | 130        |

|   |     |
|---|-----|
| 4.4. Функциональные результаты лечения.....   | 143 |
| 4.5. Осложнения.....  | 146 |
| 4.6. Оптимизация технологии применения аппарата Орто-СУВ для<br>лечения пациентов с диафизарными деформациями бедренной<br>кости..... | 152 |
| 4.6.1. Показания и противопоказания.....  | 153 |
| 4.6.2. Оснащение.....   | 154 |
| 4.6.3. Предоперационная подготовка.....   | 155 |
| 4.6.4. Особенности работы с компьютерной программой.....  | 159 |
| 4.6.5. Особенности послеоперационного периода.....  | 178 |
| 4.6.6. Возможные осложнения и способы их устранения.....  | 178 |
| ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....   | 184 |
| ВЫВОДЫ.....   | 195 |
| ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ.....  | 197 |
| СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ.....  | 198 |
| СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....  | 199 |

## ВВЕДЕНИЕ

### Актуальность темы исследования

Лечение сложных многоплоскостных деформаций длинных костей, сочетающихся с укорочением, возможно только при помощи аппаратов внешней фиксации, которые позволяют устранить все компоненты деформации и удлинить сегмент дозированно во времени (Илизаров Г.А. с соавт., 1968, 1990, 1991; Соболев И.П., 1970; Неверов В.А., 1974; Введенский С.П., 1978, 1983; Калнберз В.К., 1981; Волков М.В., Оганесян О.В., 1984; Волков М.В. с соавт., 1986; Девятов А.А., 1990; Варфоломеев А.П., 1992; Барабаш А.П., 1995; Шевцов В.И. с соавт., 1996, 1997, 2003; Оганесян О.В., 2004; Paley D., 1988; Franchin F. et al., 1994; Tetsworth K.D. et al., 1994; Hasler C.C. et al., 2012). Применение аппаратов внешней фиксации также показано у пациентов с простыми деформациями бедренной кости, которые имеют такие противопоказания к погружному остеосинтезу, как, инфекция в анамнезе, выраженное рубцовое изменение мягких тканей в области вершины деформации, и часто - окклюзия интрамедуллярного канала, которая затрудняет применение интрамедуллярного стержня (Tetsworth K.D. et al., 2006).

Аппарат Илизарова, как самый популярный представитель группы циркулярных аппаратов, позволяет выполнить любое перемещение костных фрагментов в пространстве (Илизаров Г.А. с соавт., 1968, 1976; Девятов А.А., 1990; Шевцов В.И. с соавт., 1995, 2003). Изменение пространственного расположения костных фрагментов в аппарате Илизарова осуществляется с использованием унифицированных репозиционных узлов, собираемых из деталей аппарата Илизарова (т.н. «илизаровских шарниров» - "Ilizarov hinges"). При коррекции сложных многокомпонентных многоплоскостных деформаций аппаратом Илизарова необходима пошаговая, иногда многократная, замена унифицированных репозиционных узлов. Технические ограничения конструкции аппарата Илизарова, сложности при точной установке унифицированных узлов и работе с ними приводят к тому, что точность коррекции деформаций аппаратом Илизарова при комплексной оценке референтных линий и углов (РЛУ) зависит от

степени сложности деформации. Она составляет от 0% при сложных (многоплоскостных многокомпонентных) деформациях до 79% при простых (одноплоскостных однокомпонентных) деформациях при оценке РЛУ после демонтажа аппарата (Manner H.M. et al., 2007; Eren I. et al., 2013).

В последнее десятилетие для лечения деформаций длинных костей все более широко применяются чрескостные аппараты, работающие на основе компьютерной навигации, т.н. *гексаподы* (Виленский В.А., 2009; Taylor J.C., 1997; Seide K. et al., 1999; Solomin L.N., 2012; Paley D., 2012). Аппарат Орто-СУВ является представителем этой группы инновационных аппаратов. Как и все гексаподы он состоит из основной (базовой) и мобильной (перемещаемой) опор, которые соединены шестью телескопическими стержнями специальной конструкции - *стратами*. С точки зрения коррекции деформаций длинных костей, *гексапод* является универсальным репозиционным узлом, позволяющим перемещать одну опору аппарата с закрепленным в ней костным фрагментом относительно другой по кратчайшей, «интегральной» траектории. Таким образом, аппарат Орто-СУВ позволяет устранять деформацию одновременно в трех плоскостях за один этап, без каких-либо перемонтажей (Виленский В.А., 2009; Solomin L.N., 2012). Предыдущие исследования показали, что аппарат Орто-СУВ может эффективно применяться при коррекции деформаций длинных костей (Виленский В.А., 2009; Соломин Л.Н. с соавт., 2009, 2010). Накоплен определенный клинический опыт его применения.

Однако до настоящего времени углубленные клинические исследования, подтверждающие эффективность аппарата не проводились. Нет работ, сравнивающих время коррекции, время консолидации и общий срок остеосинтеза для аппарата Илизарова и аппарата Орто-СУВ. Анализ результатов лечения деформаций с использованием комплексной оценки РЛУ, функциональных результатов и количества осложнений не проводилось. Нет технологии применения аппарата Орто-СУВ для лечения деформаций бедренной кости различной локализации, основанной на использовании оптимальных компоновок аппарата.

**Цель исследования:** повысить эффективность лечения пациентов с диафизарными деформациями бедренной кости на основе использования чрескостного аппарата Орто-СУВ, работа которого основана на пассивной компьютерной навигации.

Для достижения цели были поставлены следующие **задачи:**

1. Разработать оптимальные компоновки аппарата Орто-СУВ для коррекции деформаций проксимальной, средней и дистальной третьей бедренной кости, которые бы отвечали требованиям максимально возможного перемещения костных фрагментов, наибольшей жесткости остеосинтеза при минимальных габаритах конструкции.

2. Определить особенности и оптимизировать использование компьютерной программы для планирования коррекции деформаций бедренной кости в сложных случаях, таких как коррекция по механической оси, наличие торсионного компонента деформации и при коротком проксимальном или дистальном костном фрагменте.

3. Изучить результаты применения разработанной технологии в сроки 6 месяцев и 1 год. Сравнить полученные результаты с результатами других авторов, а также контрольной группой.

4. Уточнить показания и противопоказания к использованию аппарата со свойствами компьютерной навигации при лечении пациентов с деформациями бедренной кости, особенности предоперационного планирования и послеоперационного периода.

### **Научная новизна работы**

1. Получены новые данные по биомеханике перемещения фрагментов бедренной кости аппаратом Орто-СУВ. В частности, определена зависимость репозиционных свойств аппарата от расположения мест фиксации страт к опорам аппарата, расстояния между опорами и позициями фиксации к опорам Z-образных платиков;

2. Получены новые данные по биомеханике жесткости остеосинтеза фрагментов бедренной кости аппаратом Орто-СУВ;
3. Получены новые сравнительные данные по времени и точности коррекции аппаратом Илизарова и аппаратом Орто-СУВ деформаций бедренной кости разной степени сложности;
4. Обоснована целесообразность дифференцированного применения аппарата Орто-СУВ для коррекции деформаций бедренной кости разной степени сложности;
5. Получены новые предварительные сведения о референтных линиях и углах бедренной кости в сагиттальной плоскости.
6. Получено 2 патента РФ на оптимальные компоновки аппарата Орто-СУВ для коррекции деформаций бедренной кости (Патент РФ №2471447, №2448663).

### **Практическая значимость работы**

1. Разработаны оптимальные компоновки аппарата Орто-СУВ для коррекции деформаций бедренной кости, когда вершина деформации располагается на уровне проксимальной, средней или дистальной трети. Все разработанные компоновки позволяют выполнить модульную трансформацию аппарата.
2. Доказано, что разработанные компоновки аппарата Орто-СУВ позволяют сократить время коррекции средних (одно-, двух- и трехплоскостных - двух- и трехкомпонентных) деформаций бедренной кости в 1,8 раза, сложных (двух- и трехплоскостных многокомпонентных) деформаций в 2,2 раза. При этом точность коррекции деформации повышается на 35,4%, а общее количество осложнений снижается на 24%.
3. Данные, полученные в ходе работы, легли в основу новой эффективной технологии лечения больных с диафизарными деформациями бедренной кости на основе чрескостного аппарата со свойствами пассивной компьютерной навигации: аппарата Орто-СУВ.

### **Основные положения, выносимые на защиту**

1. Разработанные компоновки аппарата Орто-СУВ для коррекции деформаций бедренной кости, имеющих вершину в проксимальной, средней или дистальной трети бедра, обеспечивают максимально возможное перемещение костных фрагментов из всех изученных вариантов и достаточную для функционального лечения жесткость остеосинтеза.

2. Обоснована новая эффективная технология лечения пациентов с диафизарными деформациями бедренной кости, которую отличают высокая точность коррекции деформаций, сокращение времени коррекции и количества осложнений.

### **Внедрение в практику**

Разработанные компоновки аппарата Орто-СУВ и методика их применения для лечения деформаций бедренной кости внедрены в практическую работу отделения № 7 ФГБУ «РНИИТО им. Р.Р. Вредена» Минздрава России, клиники костной патологии (1 отделение) ФГБУ НИДОИ им. Г.И. Турнера.

### **Апробация работы**

Основные положения работы доложены на следующих конференциях и симпозиумах:

- 7th ASAMI International and Bone Reconstruction Congress (Thessaloniki, 2012);
- 2nd World Congress on External Fixation and Bone Reconstruction Societies (Bahia, 2012);
- Combined 33rd SICOT & 17th PAOA Orthopaedic World Conference (Dubai, 2012);
- 34th SICOT Orthopaedic World Congress (Hyderabad, 2013);
- Конференция молодых ученых Северо-Западного Федерального округа «Актуальные вопросы травматологии и ортопедии» (Санкт-Петербург, 2013);
- XVIII Российский национальный конгресс «Человек и его здоровье» (Санкт-Петербург, 2013);

- V Международный Молодежный Медицинский Конгресс «Санкт-Петербургские научные чтения – 2013» (Санкт-Петербург, 2013);
- 1241-е заседание научного общества травматологов-ортопедов г. Санкт-Петербурга

По теме диссертации опубликовано 11 печатных работ: 2 – в российских журналах рецензируемых ВАК, 1 – в журнале “International Orthopaedics”, 8 – в материалах симпозиумов, съездов, научно-практических конференций, в том числе 3 – в международных. Получено 2 патента РФ.

Подготовлено пособие для врачей «Использование чрескостного аппарата на основе компьютерной навигации «Орто-СУВ» при лечении пациентов с деформациями и переломами бедренной кости».

### **Объем и структура работы**

Диссертация изложена на 224 страницах машинописного текста, содержит 26 таблиц и 86 рисунков и состоит из введения, четырех глав, заключения, выводов, практических рекомендаций, списка литературы.

Список литературы состоит из 90 отечественных и 156 зарубежных источников.

# Глава 1. КОРРЕКЦИЯ ДИАФИЗАРНЫХ ДЕФОРМАЦИЙ БЕДРЕННОЙ КОСТИ: СОВРЕМЕННЫЕ ПРЕДСТАВЛЕНИЯ, НЕРЕШЕННЫЕ ВОПРОСЫ (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ)

## 1.1. Определение деформации бедренной кости, референтные линии и углы

Чтобы определить или исключить деформацию кости, предложены и используются т.н. референтные линии и углы - РЛУ (Соломин Л.Н., 2005; Krackow K.A., 1983; Moreland J.R. et al., 1987; Yoshioka Y. et al., 1987; Chao E.Y. et al., 1994; Cooke T.D. et al., 1994; Paley et al., 1994; Paley D., 2005; Solomon L. et al., 2007). РЛУ включают анатомические и механические оси, линии суставов, а также анатомические и механические углы. РЛУ определяют как во фронтальной, так и в сагиттальной плоскости.

*Анатомическая ось* каждой длинной кости является среднедиафизарной линией. При пересечении анатомической оси с линиями суставов образуются «анатомические углы»: проксимальный и дистальный для каждой из костей во фронтальной и сагиттальной плоскостях (Соломин Л.Н. с соавт., 2010, 2012; Paley D., 2005). *Механическая ось кости* – это линия, соединяющая центры проксимальной и дистальной суставных поверхностей данной кости. При пересечении механической оси с линиями суставов образуются углы, которые называют, соответственно, «механическими». Вершины анатомических и механических углов должны находиться в строго определенной точке на линии сустава (рис. 1.1) (Маркс В.О., 1978; Hsu R.W.W. et al., 1990; Paley D. et al., 1994; Paley D., 2005). Кроме этого определяют общую механическую ось конечности. *Общей механической осью* нижней конечности (рис. 1.2в) является линия, соединяющая центр головки бедренной кости и середину голеностопного сустава (Маркс В.О., 1978; Шевцов В.И. с соавт., 1995; Paley D., 2005). «Идеальное» прохождение механической оси во фронтальной плоскости – через центр коленного сустава – имеет место не во всех случаях. Допустимое отклонение механической оси (в английской транскрипции Mechanical Axis Deviation: MAD),

по данным разных авторов, колеблется от 4 до 16 мм (Moreland J.R. et al., 1987; Hsu R.W.W. et al., 1990; Chao E.Y. et al., 1994; Cooke T.D. et al., 1994; Paley D., 2000, 2005) (рис. 1.2д).

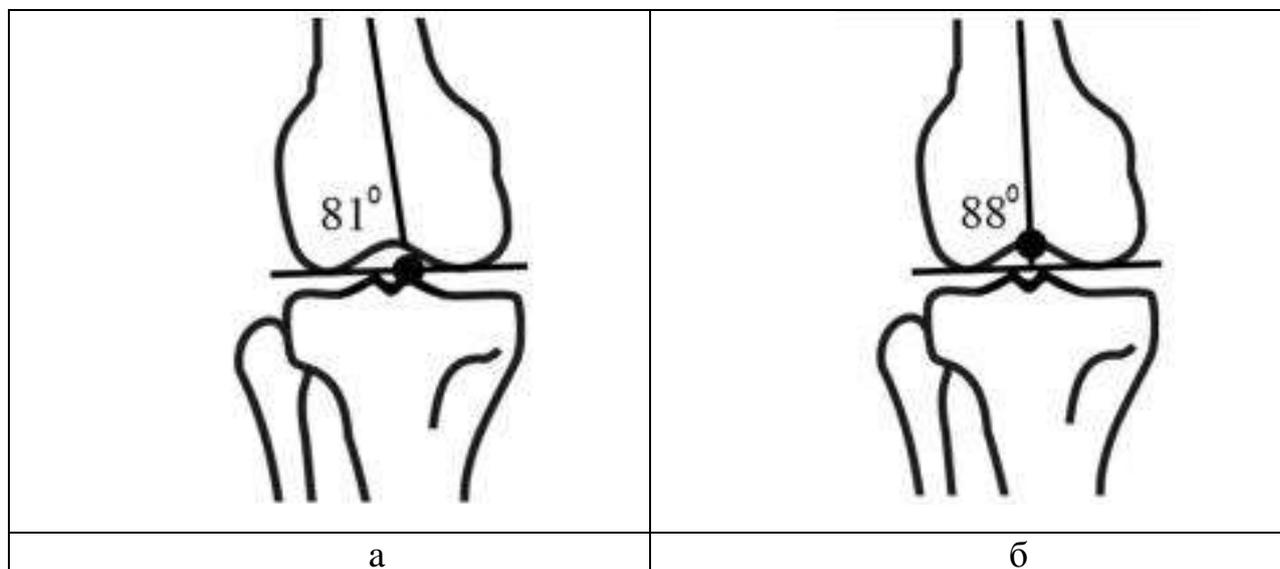


Рис. 1.1. Дистальные углы бедренной кости во фронтальной плоскости: а – анатомический суставной угол должен пересекать линию сустава напротив медиального межмыщелкового возвышения; б – механический суставной угол должен пересекать середину суставной линии

Только комплексное использование референтных линий и углов позволяет определить наличие деформации длинной кости, тип деформации, определить тактику коррекции деформации и оценить результат (Paley D., 2000, 2005; Solomon L. et al., 2007; Solomin L.N., 2012).

В таблице 1.1 и на рисунке 1.2 представлена номенклатура референтных линий и углов нижней конечности.

Таблица 1.1

#### Номенклатура референтных линий и углов

| Сокращенное и полное названия   | Аналог в англоязычной литературе                           |
|---|--|
| <b>Механические углы бедренной кости</b>                              |  |
| <b>мЛПрБУ</b> – механический латеральный проксимальный бедренный угол | <b>LPFA</b> - lateral proximal femoral angle               |
| <b>мЛДБУ</b> – механический латеральный дистальный бедренный угол     | <b>mLDFA</b> - mechanical lateral distal femoral angle     |
| <b>мЗПрБУ</b> – механический задний проксимальный бедренный угол      | <b>mPPFA</b> - mechanical posterior proximal femoral angle |
| <b>мЗДБУ</b> – механический задний дистальный бедренный угол          | <b>mPDFA</b> - mechanical posterior distal femoral angle   |

Таблица 1.1 (продолжение)

## Номенклатура референтных линий и углов

| <b>Механические углы большеберцовой кости</b>                               |   |
|---|---|
| <b>мМПрББУ</b> – механический медиальный проксимальный большеберцовый угол  | <b>MPTA</b> - medial proximal tibial angle                |
| <b>мЛДББУ</b> – механический латеральный дистальный большеберцовый угол     | <b>LDTA</b> - lateral distal tibial angle                 |
| <b>мЗПрББУ</b> – механический задний проксимальный большеберцовый угол      | <b>mPPTA</b> – mechanical posterior proximal tibial angle |
| <b>мПДББУ</b> – механический передний дистальный большеберцовый угол        | <b>mADTA</b> - mechanical anterior distal tibial angle    |
| <b>Анатомические углы бедренной кости</b>                                   |   |
| <b>ШДУ</b> – шейно-диафизарный угол   | <b>MNSA</b> - medial neck shaft angle                     |
| <b>аМПБУ</b> – анатомический медиальный проксимальный бедренный угол        | <b>MPFA</b> - medial proximal femoral angle               |
| <b>аЛДБУ</b> – анатомический латеральный дистальный бедренный угол          | <b>aLDFA</b> - anatomic lateral distal femoral            |
| <b>аППрББУ</b> – анатомический передний проксимальный бедренный угол        | <b>ANSA</b> - anterior neck shaft angle                   |
| <b>аПЗБУ</b> – анатомический задний проксимальный бедренный угол            | <b>PPFA</b> - posterior proximal femoral angle            |
| <b>аЗДБУ</b> – анатомический задний дистальный бедренный угол               | <b>PDFA</b> - posterior distal femoral angle              |
| <b>Анатомические углы большеберцовой кости</b>                              |   |
| <b>аМПрББУ</b> – анатомический медиальный проксимальный большеберцовый угол | <b>MPTA</b> - medial proximal tibial angle                |
| <b>аЛДББУ</b> – анатомический латеральный дистальный большеберцовый угол    | <b>LDTA</b> - lateral distal tibial angle                 |
| <b>аЗПББУ</b> – анатомический задний проксимальный большеберцовый угол      | <b>PPTA</b> - posterior proximal tibial angle             |
| <b>аПДББУ</b> – анатомический передний дистальный большеберцовый угол       | <b>ADTA</b> - anterior distal tibial angle                |
| <b>Другие обозначения</b>   |   |
| <b>ЛСУ</b> - угол расхождения линий суставов                                | <b>JLCA</b> - joint line convergence angle                |
| <b>ДМО</b> – девиация (отклонение) механической оси                         | <b>MAD</b> - mechanical axis deviation                    |

**м** – механический, **а** – анатомический, **М** – медиальный, **Л** – латеральный, **П** – передний, **З** – задний, **Пр** - проксимальный, **Д** – дистальный, **Б** – бедренный, **ББ** – большеберцовый, **У** – угол.

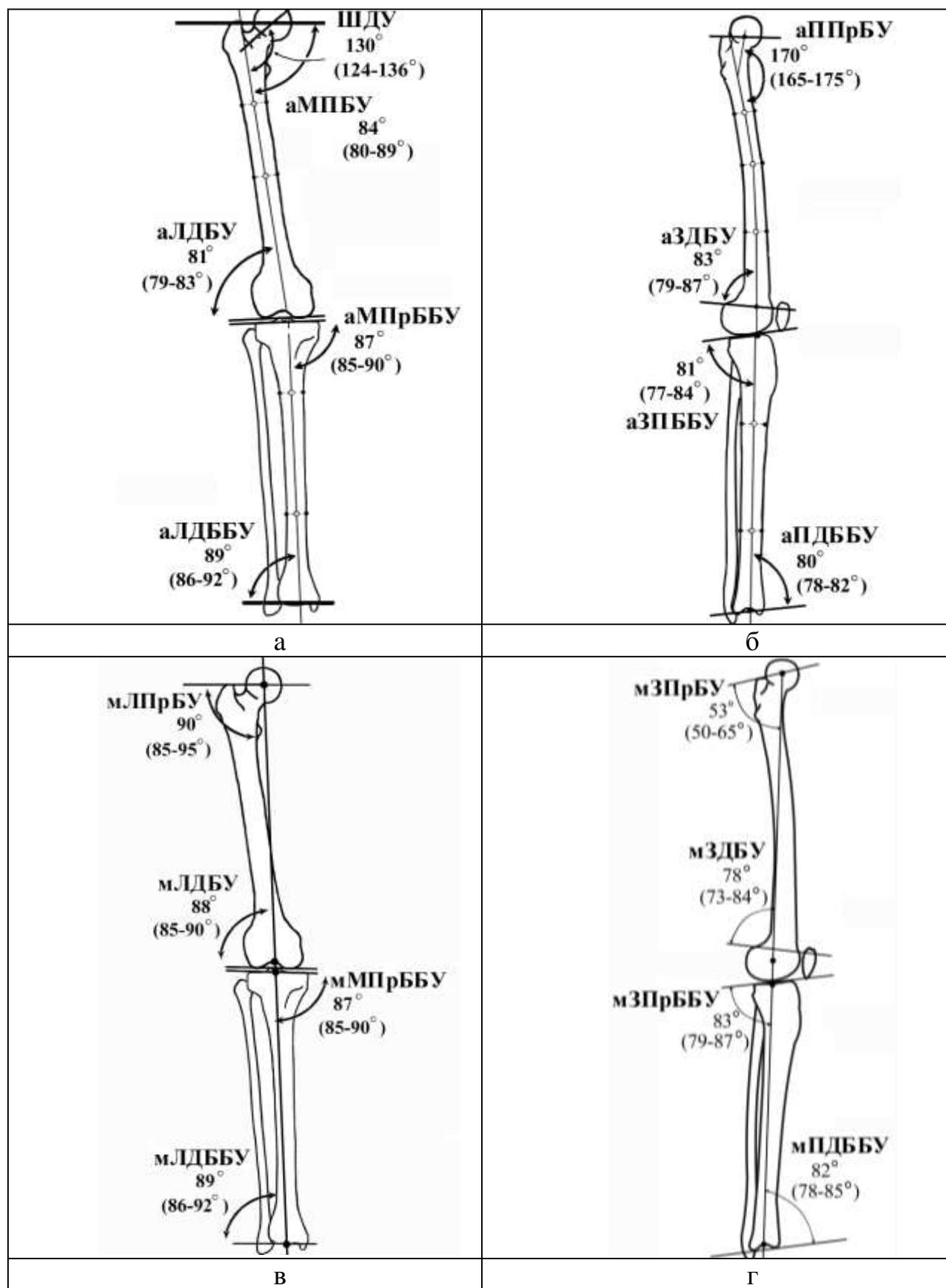


Рис. 1.2. Референтные линии и углы нижней конечности: а – анатомические оси и углы во фронтальной плоскости; б – анатомические оси и углы в сагиттальной плоскости; в – механические оси и углы во фронтальной плоскости; г – механические оси и углы в сагиттальной плоскости

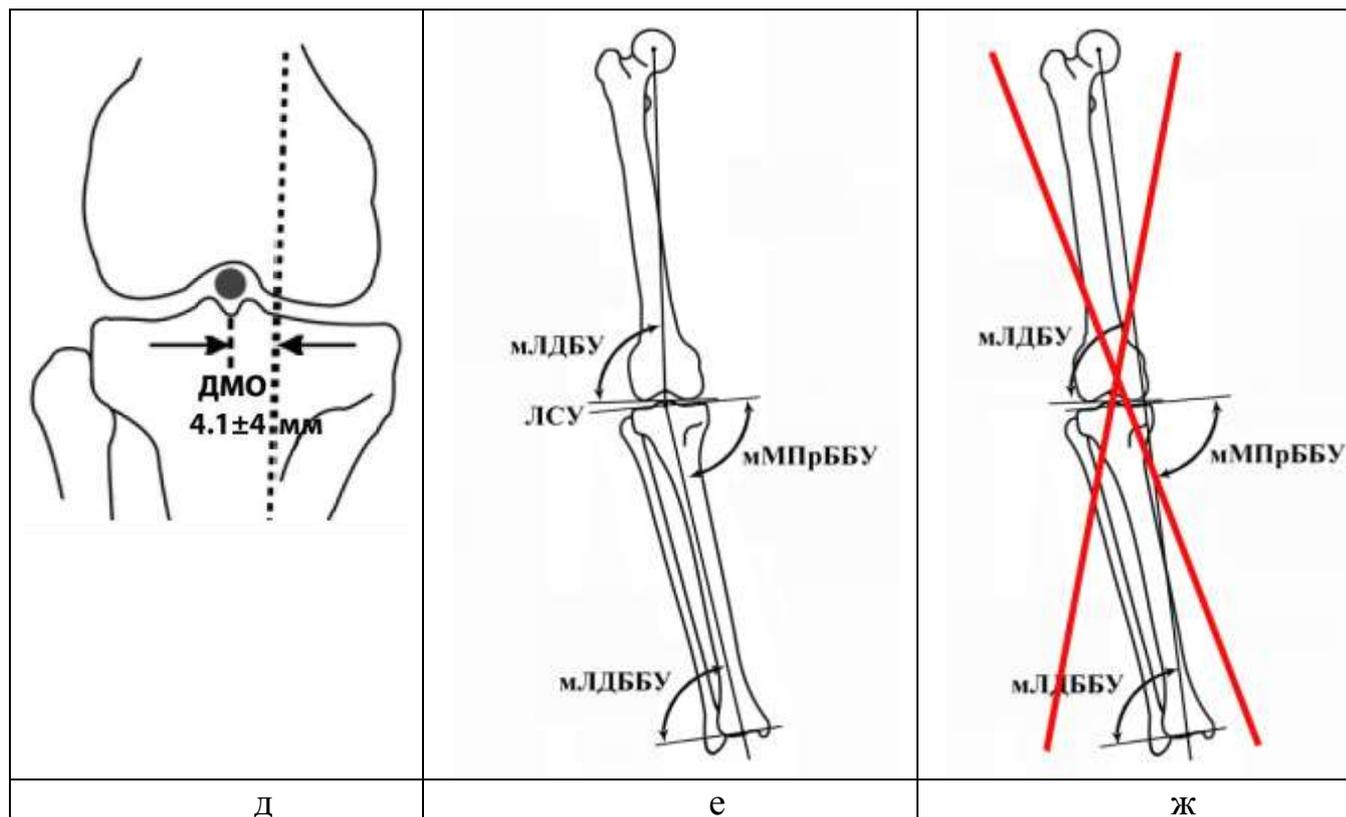


Рис. 1.2. Референтные линии и углы нижней конечности (продолжение): д – девиация механической оси нижней конечности; е – в тех случаях, когда не имеется “идеального” ( $MAD=0$ ) прохождения общей механической оси нижней конечности, механические углы должны определяться отдельно - относительно механической оси бедренной кости и механической оси большеберцовой кости. Обратите внимание на расхождение линий суставов (ЛСУ) – этот показатель в норме не должен превышать 2 гр.; ж – при  $MAD>0$  измерять механические углы относительно общей механической оси конечности недопустимо – это ошибка (Solomin L.N., 2012)

Анатомия бедренной кости в сагиттальной плоскости имеет важное клиническое значение. Она влияет на положение точки введения интрамедуллярного стержня, дизайн бедренных компонентов ревизионных эндопротезов тазобедренного сустава. Известно, что диафиз бедренной кости имеет физиологический изгиб в сагиттальной плоскости (Gilbert В.М., 1976; Harper М.С. et al., 1987; Tang W.М. et al., 2005). В результате анатомическая ось бедренной кости в сагиттальной плоскости имеет вид изогнутой линии. В работах, посвященных лечению деформаций бедренной кости, как для планирования коррекции деформаций в сагиттальной плоскости, так и для оценки анатомических результатов лечения, авторы используют только дистальный

анатомический угол бедренной кости (Paley D., 2005; Manner H.M. et al., 2007; Marangoz S. et al., 2008). Однако использование только анатомических суставных углов в сагиттальной плоскости позволяет оценить физиологический изгиб бедренной кости не на всем протяжении диафиза, а лишь в проксимальном и дистальном его отделах. Кроме того, в исследовании проведенном W.M. Tang (2005) было установлено, что дистальная треть бедренной кости имеет значительно большую изогнутость, чем проксимальная и средняя ее трети. Количество работ посвященных изучению клинического значения сагиттальной кривизны бедренной кости крайне мало. Подавляющая их часть посвящена влиянию сагиттального изгиба бедренной кости на корректность установки бедренного компонента эндопротеза коленного сустава (Tang W.M. et al., 2005; Yehyawí T.M. et al., 2007; Minoda Y. et al., 2008, 2009; Chung B.J., 2009; Seo J.G. et al., 2009). Меньшее количество работ посвящено значению сагиттальной кривизны при интрамедуллярном остеосинтезе бедренной кости (Egol K.A. et al., 2004; Harper M.C. et al., 1987).

Методика измерения величины сагиттальной кривизны при этом описана всего лишь в нескольких работах. Так D.J. Chung (2009) с соавторами определяли величину изгиба бедренной кости, используя угол между линиями передних кортикальных пластинок проксимального и дистального отдела бедренной кости (рис. 1.3а). Проксимальную кортикальную линию рисовали, соединяя две точки на расстоянии 10 см и 15 см от верхнего края головки бедренной кости, а дистальную кортикальную линию рисовали, соединяя две точки на расстоянии 5 см и 10 см от суставной поверхности медиального мыщелка.

J.G. Seo (2009) с соавторами также измеряли сагиттальный изгиб диафиза бедренной кости, используя угол между продольной осью проксимального и дистального отделов бедренной кости, но определяли эти линии другим образом (рис. 1.3б). Дистальную линию проводили между центром кости на уровне перехода диафиза в метафиз и центром кости на расстоянии 4 см проксимально от первой точки. Проксимальную линию проводили между центром кости на уровне малого вертела и центром кости на расстоянии 4 см дистально от малого вертела.



Рис. 1.3. Методы определения величины изгиба бедренной кости в сагиттальной плоскости: а – по В.Ж. Chung, 2009; б – по J.G. Seo, 2009

Таким образом, различными авторами для оценки величины изгиба бедренной кости используются различные методы, поэтому сравнение результатов, полученных разными авторами, невозможно. К тому же эти методы разработаны применительно к эндопротезированию коленного сустава и не могут быть использованы как референтные линии при коррекции деформаций. Таким образом, можно констатировать, что в мировой литературе отсутствуют сведения, позволяющие корректно планировать и контролировать коррекцию деформации в сагиттальной плоскости на протяжении диафизарного отдела бедренной кости.

## **1.2. Этиология, частота, распространенность деформаций бедренной кости**

Деформации нижних конечностей относятся к наиболее часто встречающейся тяжелой ортопедической патологии, сопровождающейся значительным нарушением функции, косметическими дефектами, изменением социального статуса и образа жизни (Зырянов С.Я., 2002; Алекберов Д.А., 2007; Paley D., 2005). К сожалению, данных, указывающих на точное количество деформаций бедренной кости или процентное соотношение по отношению к другим повреждениям бедренной кости, нам в литературе обнаружить не удалось.

Деформации бедренной кости могут быть врожденными и приобретенными. Причинами деформаций чаще всего являются переломы, сросшиеся при

неправильном положении костных фрагментов (Лукин А.В., 1991; Шаповалов В.М. с соавт., 2009; Kettelkamp D.B. et al., 1988; Tetsworth K.D. et al., 1994; Wade R.H. et al., 1999; Hermansson L. et al., 2001; Perren S.M., 2002; Probe R.A., 2003), ложные суставы (Шевцов В.И., 1996; Ali F. et al., 2002; Weng L.H. et al., 2004), нарушения метаболизма (рахит, псевдо-гипопаратиреозидизм) (Шевцов В.И. с соавт., 2008; Knapp D. Jr. et al., 1990), врожденная патология (ахондроплазия, спондилоэпифизарная дисплазия, фиброзная дисплазия, несовершенный остеогенез) (Шевцов В.И. с соавт., 2002; Knapp D. Jr. et al., 1990; Morsy A. et al., 2007), болезнь Блаунта (Kline S.C. et al., 1992; Sabharwal S., 2009), гематогенный остеомиелит (Коркин А.Я., 2004; Гильмутдинов М.Р. с соавт., 2009).

За последние годы увеличилась частота высокоэнергетических видов повреждений опорно-двигательного аппарата, что неразрывно ведет к увеличению числа больных с тяжелыми последствиями травм и посттравматическими деформациями нижних конечностей (Месхи К. Т., 2007; Шаповалов В.М. с соавт., 2009; Hermansson L. et al., 2001; Weng L.H. et al., 2004). Показатель травматизма среди взрослого населения в нашей стране за 2011г. составил 88,0‰. Переломы костей нижних конечностей составили 7,3 на 1000 взрослого населения (8,3%) (Миронов С.П., 2012). Принято считать, что переломы бедренной кости составляют от 1 до 10,6% всех повреждений костей скелета (Котельников Г.П., 2011).

Одновременно существует стойкая тенденция к увеличению числа врожденных деформаций бедренного сегмента у детей и подростков (Попков А.В., 1995; Баиндурашвили А.Г. с соавт., 2009; Кожевников О.В. с соавт., 2010). В Санкт-Петербурге, по данным Медико-Генетического центра, частота врожденных пороков развития в 1987-2003 гг. составила 10,15 на 1000 родов. Пороки развития конечностей регистрировались в 19,81% случаев (цит. по Баиндурашвили А.Г., 2009). По данным О.П. Романенко (2004) врожденные деформации бедра среди пороков опорно-двигательного аппарата составляют 13,73%.

### **1.3. Влияние деформаций на биомеханику нижней конечности и позвоночника**

Как уже указывалось, все крупные суставы нижней конечности расположены вдоль общей механической оси конечности с определенными значениями механических углов (Маркс В.О., 1978; Tetsworth K.D. et al., 1994; Paley D., 2005). Деформация, изменяя форму бедренной кости, нарушает ориентацию одновременно всех суставов конечности относительно общей механической оси, изменяет эффективную длину кости и всей конечности в целом. Многими исследователями достоверно установлено, что нарушение механической оси конечности и ориентации суставов изменяет вектор физиологической нагрузки на тазобедренный, коленный и голеностопный суставы и создает условия для возникновения дегенеративно-дистрофических изменений в них (Петухова Л.И. с соавт., 1978; Кузьменко В.В. с соавт., 1980; Оганесян О.В. с соавт., 1981; Гайко Г.В., 1983; Реутов А.И., 2003; Serejo R., 2002; Brouwer G.M. et al., 2007). Повреждающее воздействие деформаций на суставной хрящ и раннее развитие артроза под воздействием патологической нагрузки, индуцированной деформацией, было продемонстрировано как экспериментально (Reimann I., 1973; Tetsworth K.D. et al., 1994), так и в ретроспективных клинических исследованиях (Татаренко С.В., 1971; Трофимов Н.П., 1982; Денисов А.С. с соавт., 2000; Kettelkamp D.V. et al., 1988; Probe R.A., 2003).

Влияние позиции механической оси нижней конечности на распределение контактного давления в коленном суставе было предметом ряда экспериментальных исследований. При этом применялась различная измерительная техника и схемы экспериментов. До того, как стало возможным прямое определение контактного давления на хрящ в суставе, подобные исследования основывались на непрямых расчетах по рентгеновским снимкам с использованием дополнительной информации на основе анализа реакции опоры стоп с помощью динамометрической платформы (Hsu R.W.W. et al., 1990). Позже были разработаны прямые методы измерения с помощью тензодатчиков (Izadpanah M., 1977; Inaba H.I. et al., 1990), специальной фотопленки, которая

после надавливания изменяла цвет (McKellop H.A. et al., 1991; Riegger-Krugh C., 1998). Самым современным и наиболее точным методом для измерения контактного давления является применение измерительной фольги, которая работает на основе принципа изменения электромеханического сопротивления. Практически во всех исследованиях обнаружено, что при деформациях происходит перераспределение нагрузки между медиальным и латеральным отделами коленного сустава. Варусные деформации ведут к увеличению нагрузки на медиальный отдел сустава, вальгусные деформации увеличивают нагрузку на латеральный отдел сустава (Izadpanah M., 1977; McKellop H.A. et al., 1991).

Группой исследователей во главе с P. Lobenhoffer (2007), был выполнен эксперимент по оценки контактного давления в коленном суставе после вальгизирующей высокой остеотомии большеберцовой кости. При помощи специального поддерживающего устройства моделировали различные нарушения оси конечности путем изменения положения бедренной и большеберцовой кости относительно направления приложения осевой нагрузки. Выявлена четкая зависимость распределения нагрузок между медиальным и латеральным отделами коленного сустава от положения механической оси нижней конечности.

Установлено также, что имеет значение, как величина, так и уровень деформации (Sharma L. et al., 2001). В исследованиях на трупах R.R. Tarr с соавторами (1985) определили, что деформации дистального отдела большеберцовой кости имеют значительно большее воздействие на голеностопный сустав, чем деформации проксимального отдела. Для коленного сустава в аналогичных исследованиях H.A. McKellop с соавторами (1994) обнаружили, что варусная или вальгусная деформация голени в проксимальном отделе удваивает контактное давление в суставе, тогда как деформации дистального отдела голени увеличивают давление только на 25%.

Помимо отклонения механической оси конечности деформации вызывают укорочение конечности и наклон таза, что приводит к двустороннему неадекватному давлению на тазобедренные и коленные суставы, особенно в положении стоя (Gofton J.P. et al., 1971; Maquet P.G.J., 1984). Большая мышечная

активность, необходимая для компенсации смещения нагрузки может увеличивать величину сил воздействующих на сустав. Наклон таза также уменьшает площадь контакта суставных поверхностей, нарушая нормальное соотношение в суставе. Эти два эффекта, повышенное давление в суставе и уменьшенная площадь контакта суставных поверхностей приводят к повышенному давлению на суставной хрящ и субхондральную кость и тем самым могут представлять собой биомеханические предпосылки артроза (Radin E.L., 1972).

Мы не нашли в литературе проспективных данных, документально описывающих развитие изменений в суставах, происходящих при деформациях. Но проведенные ретроспективные исследования показывают постепенное прогрессирование изменений, приводящих к дегенеративным заболеваниям (Van Der Schoot D.K.E. et al., 1996; Wade R.H. et al., 1999; Sharma L. et al., 2001; Cerejo R. et al., 2002; Miyazaki T. et al., 2002; Brouwer G.M. et al., 2007). Так G.M. Brouwer (2007) с соавторами сообщает о связи между варусной и вальгусной деформацией и развитием рентгенологических признаков гонартроза. Проведенное ими исследование показало, что варусная деформация нижней конечности увеличивает риск прогрессирования артроза в медиальном компартменте коленного сустава. При этом, чем больше угол варусной деформации, тем быстрее прогрессирует медиальный артроза. Как обычные рентгенологические (Sharma L. et al., 2001; Cerejo R. et al., 2002; Miyazaki T. et al., 2002; Brouwer G.M. et al., 2007), так и магнитно-резонансные исследования (Cicutini F. et al., 2004; Felson D.T., 2005) подтверждают, что деформации являются потенциальным фактором риска развития раннего остеоартроза.

Кроме суставов нижней конечности, часто в патологический процесс вовлекается и позвоночник. Особенно когда имеется значительное укорочение конечности. Неравенство длин нижних конечностей, или анизомелия имеет негативные биомеханические последствия (Реутов А.И., 2003; McCaw S.T. et al., 1991). Влияние деформаций нижних конечностей на положение таза и форму позвоночного столба описано многими авторами (Васильева Л. Ф., 2001;

Ситель А.Б. с соавт., 2003; Попков А.В. с соавт., 2006, 2008; Manganiello A., 1985; Solomonik Z. E. et al., 1985; Grill F., 1990; Specht D. L. et al., 1991). Укорочение конечности приводит к наклону таза во фронтальной плоскости (Grill F., 1990; Aaron A.D. et al., 1996). Весьма прочное соединение пятого поясничного позвонка с крестцом приводит к развитию функционального поясничного сколиоза с дугой направленной в сторону укороченной конечности. Со временем переходящий функциональный сколиоз переходит в структурный и может быть причиной развития неспецифической боли в поясничном отделе позвоночника и ишиалгии (Giles L.G.F., 1982). В изогнутом позвоночнике межпозвоночный диск на вогнутой стороне подвергается компрессии, а на выпуклой стороне растяжению. Сдавленный диск может выпирать в спинномозговой канал и вызывать компрессию дорзального чувствительного нервного корешка. Взаимосвязь между укорочением нижней конечности и болью в поясничном отделе позвоночника подтверждена многими авторами (Friberg O., 1983; Giles L.G.F. et al., 1981). A. Nitera-Kowalik (2004) выявил разность длины нижних конечностей у 71% пациентов прооперированных по поводу грыж межпозвоночных дисков.

Некоторые авторы полагают, что даже небольшая разность (менее 3 см) длин нижних конечностей может быть повреждающей, если человек имеет постоянные ежедневные механические нагрузки (Subotnick S.I., 1976; Friberg O., 1982; Reid D.C. et al., 1984; Matheson G.O., 1987). Известно также, что компенсаторные изменения скелета связанные с укорочением одной из нижних конечностей могут быть сопряжены с развитием стрессовых переломов костей нижней конечности. В нормальном положении вес тела равномерно распределяется между двумя нижними конечностями. У пациентов с разной длиной нижних конечностей имеется тенденция к смещению нагрузки на более длинную конечность (Mahar R.K., 1985). В исследовании на 130 новобранцах O. Friberg (1982) обнаружил, что большинство стресс-переломов бедренной и большеберцовой костей случались на стороне более длинной конечности.

Таким образом, деформации и некомпенсированное укорочение нижней конечности приводит к нарушению осанки, нарушению походки, дископатии и

боли в поясничном отделе позвоночника, а также к развитию коксартроза, гонартроза, сгибательной контрактуры тазобедренного сустава здоровой конечности или эквинусному положению голеностопного сустава укороченной конечности.

#### **1.4. Методы лечения деформаций**

В современной ортопедии для лечения деформаций длинных костей применяется два подхода. Первый подход включает одномоментную коррекцию деформации и остеосинтез костных фрагментов внутренним (накостной пластиной или интрамедуллярным блокируемым стержнем) (рис. 1.4а,б) (Navadgi V.C. et al., 2004; Bar-On E. et al., 2009; Wu C.C., 2012; Mahmoud A. et al., 2013) или внешним фиксатором (рис. 1.4в) (Sakurakichi K. et al., 2008; Fabricant P.D. et al., 2013). Второй – коррекция деформации во времени при помощи аппарата внешней фиксации (рис. 1.4г) (Palatnik Y. et al., 2011). При этом после коррекции деформации фиксация аппаратом может быть продолжена до сращения фрагментов или аппарат может быть заменен на внутреннюю фиксацию (Paley D. et al., 1997; Kocaoglu M. et al., 2004; Chang-Wug Oh. et al., 2007; Rozbruch S.R., 2008) (рис. 1.5а,б).

Одномоментная коррекция наиболее часто применяется для лечения изолированных угловых и ротационных деформаций с укорочением меньше 2-2,5см (Johnson E.E., 1994). Данный метод наиболее комфортен для пациентов, к тому же при этом, как правило, применяются погружные металлоконструкции (Bar-On E. et al., 2009; Wu C.C., 2012). Однако одномоментная коррекция имеет ограниченные возможности коррекции. Величина угловой деформации, которую можно одномоментно устранить не превышает 30–35°, а максимальное одномоментное удлинение для бедра не должно превышать 4см (Kempf I. et al., 1986). При большей одномоментной коррекции возможны сосудистые и нейротрофические осложнения, для профилактики, которых могут потребоваться дополнительные мобилизующие оперативные вмешательства сосудисто-нервных пучках (Paley D., 2005).

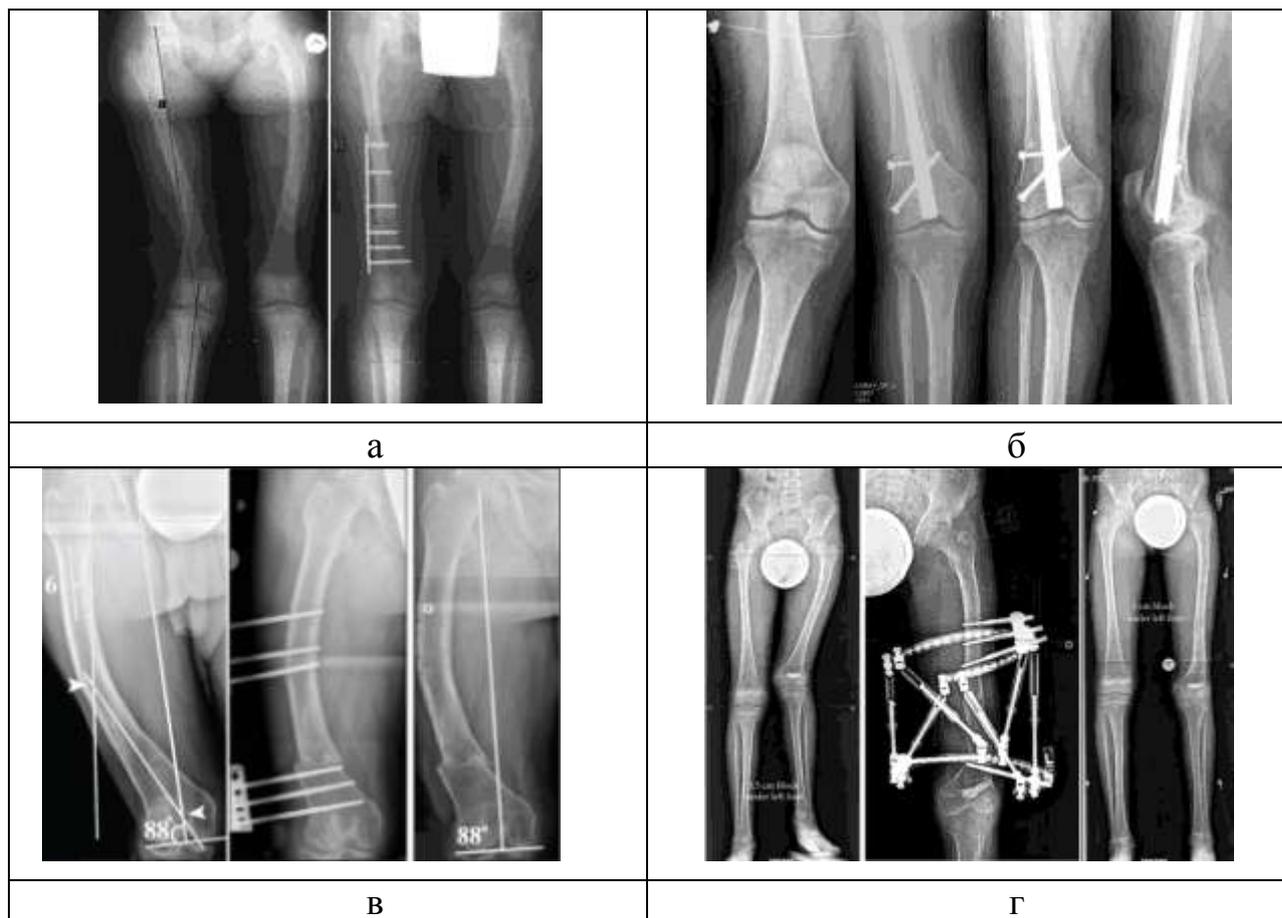


Рис. 1.4. Методы лечения деформаций: а – одномоментная коррекция деформации с последующим погружным остеосинтезом пластиной (Var-On E. et al., 2009); б – одномоментная коррекция деформации и погружной остеосинтез интрамедуллярным стержнем с блокированием (Wu S.C., 2012); в – одномоментная коррекция деформации и остеосинтез аппаратом внешней фиксации (Fabricant P.D. et al., 2013); г – постепенная коррекция деформации при помощи аппарата внешней фиксации с последующей окончательной фиксацией в аппарате (Palatnik Y. et al., 2011)

Более сложные деформации, сочетающие несколько компонентов, требуют очень точного и довольно сложного предоперационного планирования (Farquarson-Roberts M.A., 1995; Cleber A.J.P., 2011) оперативного вмешательства и операционной техники (Navadgi B.C. et al., 2004). Так, чтобы одномоментно устранить угловую деформацию и укорочение необходимо выполнять остеотомии сложной формы: Z-образной, двухплоскостной косой, конической (Рухмал Л.Е., 1957; Чаклин В.Д., 1957; Вассерштейн И.С., 1971; Belei P. et al., 2007; Navadgi B.C. et al., 2004; Simpson A.L. et al., 2004). Кроме того устранение остаточной деформации при применении погружных конструкций невозможно

без повторного оперативного вмешательства, в отличие от коррекции аппаратами внешней фиксации. В силу этого широкого распространения данные методы не получили.

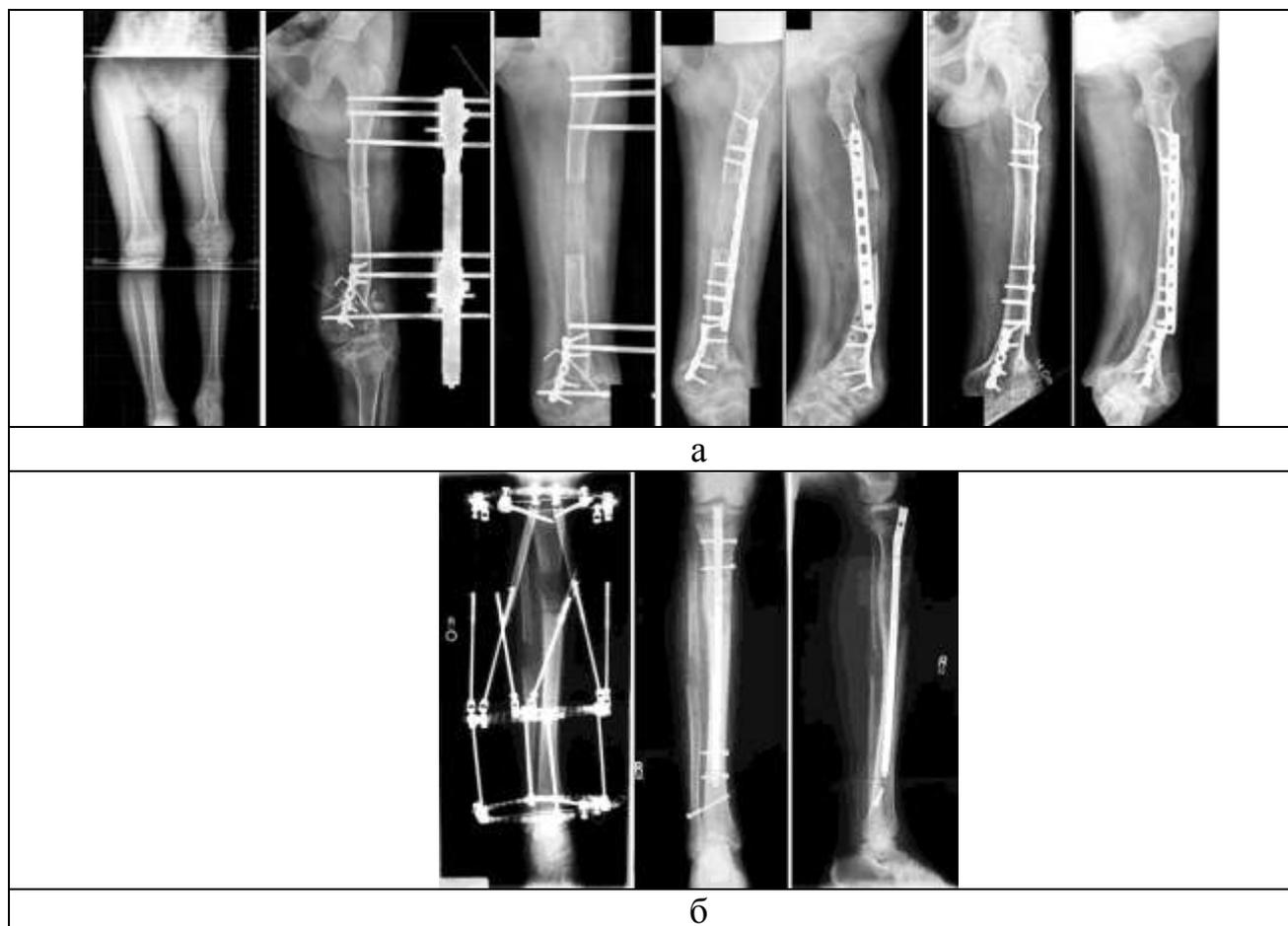


Рис. 1.5. Варианты замены внешней фиксации аппаратом на погружной остеосинтез: а – пластиной (Chang-Wug O. et al., 2007); б – интрамедуллярным стержнем с блокирование (Rozbruch S.R. et al., 2008)

Лечение сложных многоплоскостных деформаций длинных костей, сочетающихся с укорочением, возможно только при помощи аппаратов внешней фиксации, которые позволяют устранить все компоненты деформации и удлинить сегмент дозированно во времени (Илизаров Г.А. с соавт., 1968, 1990, 1991; Соболев И.П., 1970; Неверов В.А., 1974; Введенский С.П., 1978, 1983; Калнберз В.К., 1981; Волков М.В., Оганесян О.В., 1984; Волков М.В. с соавт., 1986; Девятов А.А., 1990; Барабаш А.П., 1995; Шевцов В.И. с соавт., 1996, 1997, 2003; Оганесян О.В., 2004; Paley D. 1988; Franchin F. et al., 1994; Tetsworth K.D. et al., 1994; Hasler C.C. et al., 2012).

Применение аппаратов показано также у пациентов с простыми деформациями, которые имеют противопоказания к погружному остеосинтезу, такие как, инфекция в анамнезе, выраженное рубцовое изменение мягких тканей в области вершины деформации, а для бедренной кости часто окклюзия интрамедуллярного канала, которая затрудняет применение интрамедуллярного стержня (Tetsworth K.D., Prodger S., 2006).

Метод удлинения нижних конечностей и устранения деформаций путем растяжения костной мозоли (*callotaxis*) известен с начала XX века. Впервые удлинение бедра и исправление осевой деформации таким способом выполнил А. Codivilla в 1905 году. Он не получил широкого распространения, так как сопровождался большим количеством осложнений. В последующие годы множество хирургов пыталось усовершенствовать эту процедуру и разработать более совершенные устройства для ее выполнения (Сиваш К.М., 1952; Гудушаури О.Н., 1958, 1965; Илизаров Г.А., 1968; Соболев И.П., 1970; Неверов В.А., 1974; Оганесян О.В., 1975; Машков В.М., 1978; Волков М.В., Оганесян О.В., 1984; Калнберз В.К., 1981; Демьянов В.М. с соавт., 1985, 1986; Варфоломеев А.П., 1992; Putti V., 1921; Abbott L.C., 1927; Compere E.L., 1936; McCarroll H.R., 1956; Wagner H., 1978).

Современные методы удлинения конечностей и коррекции сложных многоплоскостных деформаций основаны на дистракционном остеогенезе (Илизаров Г.А., 1976; De Bastiani G. et al., 1987; Ilizarov G.A., 1989). Колоссальная заслуга в разработке данного метода принадлежит Г.А. Илизарову, который экспериментально открыл фундаментальный биологический закон роста тканей организма под воздействием сил растяжения. Г.А. Илизаров детально разработал метод дистракционного остеогенеза и внедрил его в клиническую практику на основе собственного аппарата (Илизаров Г.А. с соавт., 1968, 1977, 1979, 1989; Ilizarov G.A., 1989, 1992). Чрескостный остеосинтез как метод лечения деформаций активно развивался многими ортопедами, как в России, так и за рубежом (Соболев И.П., 1969; Гюльназарова С.В., 1970, 1992; Неверов В.А., 1974; Макушин В.Д. с соавт., 1976; Новоселов К.А., 1988; Девятов А.А., 1990;

Илизаров Г.А. с соавт., 1991; Варфоломеев А.П., 1992; Шевцов В.И. с соавт., 1993, 1994, 1997, 1998, 2003; Пичхадзе И.М., 1994; Блискунов А.И. с соавт., 1996; Попков А.В. с соавт., 1997, 2004; Зырянов С.Я., 1998; Попков Д.А., 1998, 1999; Соломин Л.Н., 2005; Paley D., 1988, 1990, 2000; Pizarov G.A., 1992; Tetsworth K.D. et al., 1994, Kristiansen L.P., 1996, 2002, 2006; Aronson J., 1997; Schkommodau E. et al., 2005; Solomin L.N., 2008, 2012).

Метод Илизарова позволяет одновременно с удлинением конечности исправлять имеющиеся деформации на пластичном distractionном регенерате. Различные типы аппаратов используются в настоящее время для коррекции деформаций бедренной кости (Соломин Л.Н., 2005, 2012; Paley D., 1988; Grill F. et al., 1991; McCarthy J.J. et al., 2008; Suksathien Y. et al., 2011; Hasler C.C. et al., 2012). За рубежом наиболее популярны молатеральные аппараты (Noonan K.J. et al., 1996, 1998; Sangkaew C., 2008; Palatnik Y. et al., 2011), в России циркулярные аппараты (Попков А.В., 1994; Шевцов В.И. с соавт., 1995, 1997, 1998). Независимо от типа используемого аппарата основополагающим является строгое соблюдение принципов distractionного остеогенеза, описанных Г.А. Илизаровым. Преимуществами молатеральных аппаратов считаются более простое наложение, меньший риск невровакулярных повреждений, минимальную трансфиксацию мышц, комфортность для пациентов (Noonan K.J. et al., 1996). Несмотря на это молатеральные аппараты имеют ограниченные возможности в коррекции угловых деформаций. По данным разных авторов в молатеральные аппараты позволяют устранить угловую деформацию до 20°. Коррекция ротационных деформаций также представляет серьезную проблему. Лечение сложных деформаций молатеральными аппаратами требует большого опыта применения, тщательного предоперационного планирования и строго соблюдения операционной техники (Noonan K. J. et al., 1996; Sangkaew C., 2008; Nayagam S., 2010).

Аппарат Илизарова, как самый популярный представитель группы циркулярных аппаратов, позволяет выполнить любое перемещение костных

фрагментов в пространстве относительно друг друга (Илизаров Г.А. с соавт., 1968, 1976; Девятов А.А., 1990; Шевцов В.И. с соавт., 1995, 2003).

Изменение пространственного расположения костных фрагментов может осуществляться:

- за счет перемещения фиксированных в костных фрагментах чрескостных элементов; внешние опоры, модули аппарата при этом остаются неподвижными;
- за счет взаимного перемещения чрескостных модулей, фиксирующих каждый костный фрагмент; чрескостные элементы при этом закреплены в опорах аппарата статически (Соломин Л.Н., 2005, 2010).

Первый способ преимущественно используется для репозиции переломов, второй – при коррекции деформаций.

Одной из последних работ, посвященных применению чрескостного остеосинтеза для лечения переломов бедренной кости и их последствий, является диссертационное исследование Андрианова М.В., выполненное в 2006г. Эта работа обосновала рекомендуемые позиции для введения чрескостных элементов на каждом из уровней бедра, использование которых предупреждает повреждение магистральных сосудов и нервов, уменьшает количество трансфикционных контрактур и воспалительных осложнений. Им были разработаны оптимальные компоновки для остеосинтеза переломов бедренной кости, новые способы перемещения костных фрагментов в пространстве при помощи чрескостных элементов, что повысило эффективность репозиции переломов бедренной кости в сравнении с аппаратом Г.А. Илизарова. Однако для коррекции деформаций бедренной кости во времени в разработанных Андриановым М.В. компоновках использовались унифицированные репозиционные узлы, собираемые из деталей аппарата Илизарова, т.н. «илизаровские шарниры» - “Ilizarov hinges”, которые были детально разработаны в Курганском РНЦ «ВТО» (Девятов А.А., 1990; Шевцов В.И. с соавт., 1977, 1995, 2003).

Необходимо особо отметить, что для правильной работы унифицированных узлов требуется скрупулезное соблюдение предложенной технологии. Так, особое внимание должно быть уделено перпендикулярности установки чрескостных

модулей относительно продольной оси костных фрагментов. Осевые шарниры должны быть установлены строго соосно и точно на биссектрисе угла деформации. «Тройки» узлов для коррекции смещений по периферии и при ротационных смещениях должны быть установлены в строго заданной плоскости синергично друг с другом. Более того - при коррекции сложных многокомпонентных многоплоскостных деформаций аппаратом Илизарова необходима пошаговая многократная замена унифицированных репозиционных узлов. После устранения одного компонента деформации требуется частичный перемонтаж аппарата и установка новых унифицированных репозиционных узлов для коррекции следующего компонента деформации (рис. 1.6).

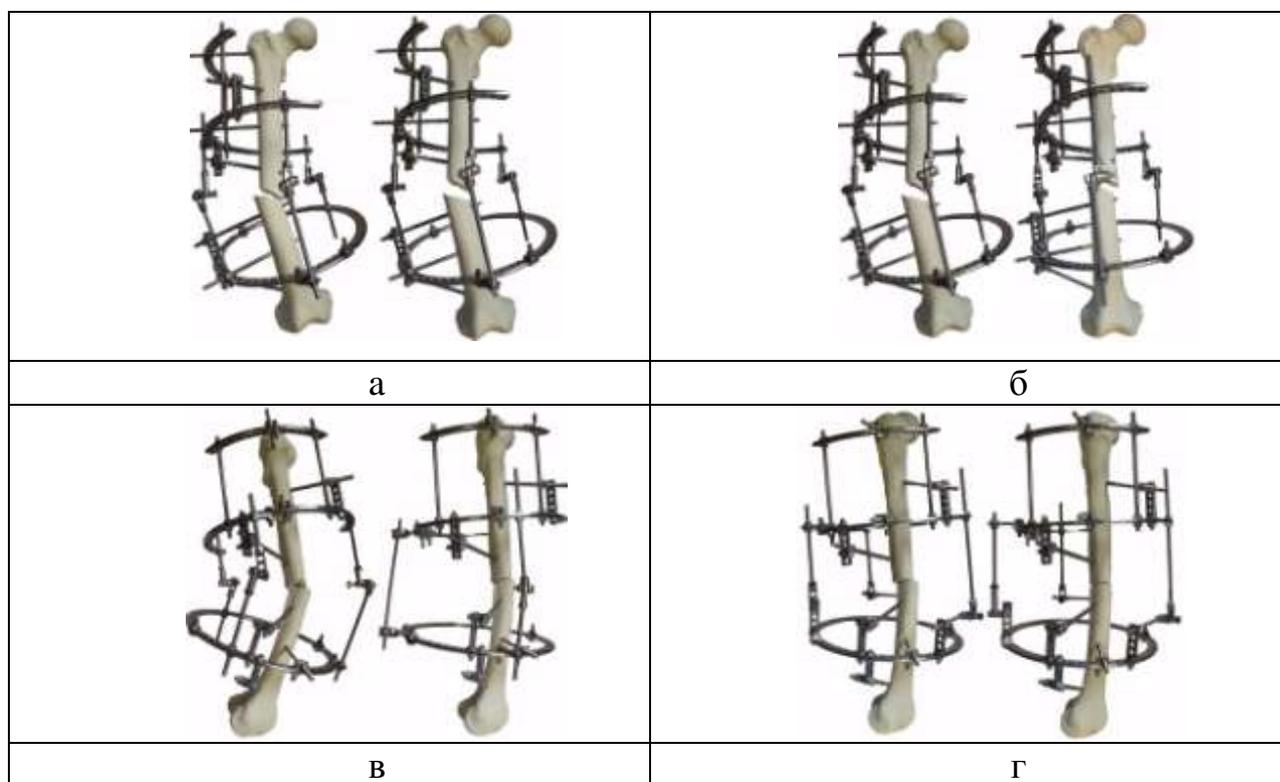


Рис. 1.6. Устранения многокомпонентной деформации при помощи унифицированных репозиционных узлов аппарата Илизарова: а – удлинение, б – устранение угловой деформации и смещения по ширине во фронтальной плоскости, в – устранение угловой деформации и смещения по ширине в сагиттальной плоскости, г – устранение ротации

Число перемонтажей аппарата зависит от количества компонентов деформации и чем сложнее деформация, тем больше времени требуется на ее устранение. При этом иногда из-за особенностей компоновки аппарата (внешние опоры расположены не перпендикулярно осям костных фрагментов, кость

находится не в центре опоры, невозможность использования замкнутой опоры и т.п.) коррекция одного из компонентов деформации может привести к возникновению вторичных смещений. Вторичные смещения, в свою очередь, потребуют их коррекции посредством дополнительных изменений в компоновке аппарата (Шевцов В.И. с соавт., 1995; Соломин Л.Н. с соавт., 2009; Pizarov G.A., 1992; Rozbruch S.R., 2006). Кроме этого, имеются технические особенности аппарата Илизарова и его наложения, объективно снижающие возможность точной коррекции деформации. Это заданное расстояние между отверстиями в кольцах, консольных приставках, пластинках; объективные сложности в установке репозиционных узлов и обеспечении строго перпендикулярной ориентации базового и перемещаемого модулей относительно анатомических или механических осей костных фрагментов. Это приводит к тому, что точность коррекции деформаций аппаратом Илизарова при комплексной оценке референтных линий и углов зависит от степени сложности деформации и составляет от 0% при сложных (многоплоскостных многокомпонентных) деформациях до 79% при простых (одноплоскостных однокомпонентных) деформациях (Manner H.M. et al., 2007; Eren I. et al., 2013).

Таким образом, коррекция сложных деформаций в аппарате Илизарова выполняется длительное время, требует больших трудозатрат хирурга и повышает лучевую нагрузку на пациента (Sluga M. et al., 2003; Fadel M., Hosny G., 2005).

Конечно, точное перемещение объекта в трехмерном пространстве требуется не только в травматологии-ортопедии. Наиболее перспективным решением данной проблемы в промышленности и технике является применение гексаподов. *Гексаподы* – это устройства, представляющие собой две платформы, основную и перемещаемую, соединенные шестью телескопическими стойками специальной конструкции - *стратами*. Всегда используются шесть страт т.к. при установке меньшего количества страт система становится нестабильной, большего – перенапряженной.

Первый промышленный гексапод для тестирования колес был предложен Eric Gough в 1947 г. (Boney I., 2003) (рис. 1.7а). В 1962 г. Klaus Coppel независимо

от E. Gough создал аналогичный механизм (рис. 1.7б). Позже в 1965 году D. Stewart (Bonev I., 2003) предложил свою оригинальную модель гексапода (рис. 1.7в).

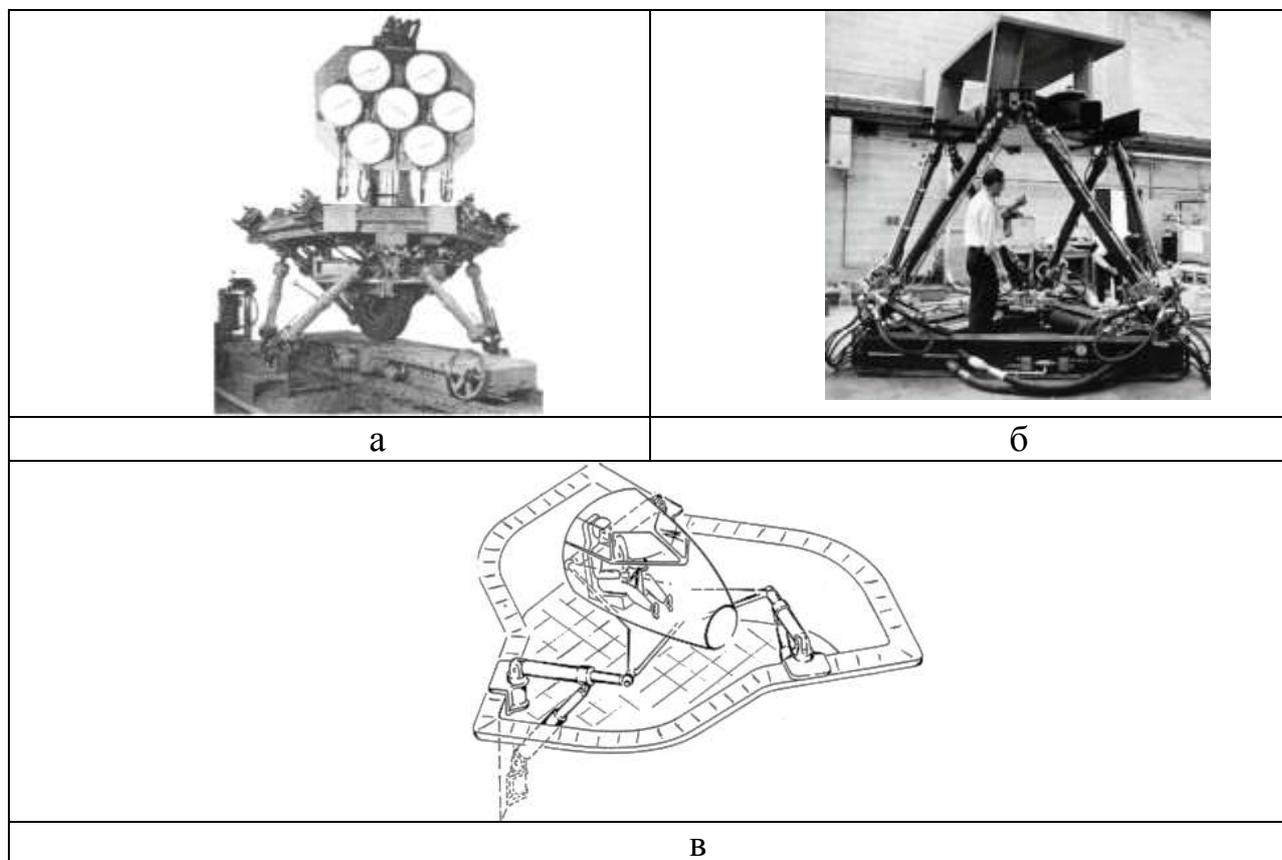


Рис. 1.7. Гексаподы: а - Устройство E.Gough; б - Устройство К.Серрел; в - Платформа D. Stewart (Bonev I., 2003)

Принцип работы гексапода основан на том, что исходному положению перемещаемой платформы соответствует исходная длина каждой из шести страт; конечному положению перемещаемой платформы соответствует финальная длина каждой из страт. Изменение взаимного положения платформ в трех плоскостях происходит даже при изменении длины только одной из страт. Поэтому для расчета требуемого положения платформы необходима компьютерная программа, вычисляющая изменение длины каждой страты.

В робототехнике выделяют активную и пассивную навигацию. При активной навигации компьютер, получив координаты требуемого положения перемещаемой платформы, самостоятельно берет начальные значения длин страт, выполняет необходимые расчеты и после одобрения оператора устройство для активной компьютерной навигации управляет механизмом, который

осуществляет направленное движение. При пассивной навигации оператор самостоятельно вводит в компьютер не только необходимые координаты положения перемещаемой платформы, но и параметры исходного положения. Компьютер только рассчитывает необходимое изменение длин для каждой из страт, а затем оператор сам изменяет длину каждой из страт, добываясь должного положения перемещаемой платформы.

С точки зрения коррекции деформаций длинных костей «гексапод» является *универсальным* репозиционным узлом, позволяющим перемещать одну платформу (одну опору аппарата с закрепленным в ней костным фрагментом) относительно другой по кратчайшей, «интегральной» траектории (Виленский В.А., 2009; Solomin L.N., 2012). Первый «ортопедический гексапод» запатентовал в 1985 году во Франции Philippe Moniot (Paley D., 2011). В начале 90-х годов прошлого века в РНЦ «ВТО» им. акад. Г.А. Илизарова было предложено устройство, представленное на рисунке 1.8а (Shevtsov V.I. et al., 2008, неопубликованные данные). Однако в клинике упомянутые аппараты применены не были (возможно, вследствие отсутствия адекватного программного обеспечения).

В клиническую практику чрескостные гексаподы, работающие на основе пассивной компьютерной навигации, впервые были внедрены в США и Германии. С 1994г. применяется аппарат Taylor Spatial Frame (TSF) (Taylor J.C., 1997), с 1995г. аппарат Ilizarov Hexapod System (IHS) (Seide K. et al., 1999) (рис. 1.8б,в).

Возможность выполнять математически точное перемещение костных фрагментов без необходимости многократных замен унифицированных узлов обеспечивает данным устройствам все большую популярность при лечении переломов, и, в большей степени, деформаций длинных костей (Paley D., 2005; Seide K. et al., 2008; Соломин Л.Н. с соавт., 2009). В последующие годы появились новые представители гексаподов (рис. 1.8г,д).

В 2006 г. в России разработан оригинальный чрескостный гексапод – аппарат Орто-СУВ (Виленский В.А., 2009) (рис. 1.9).

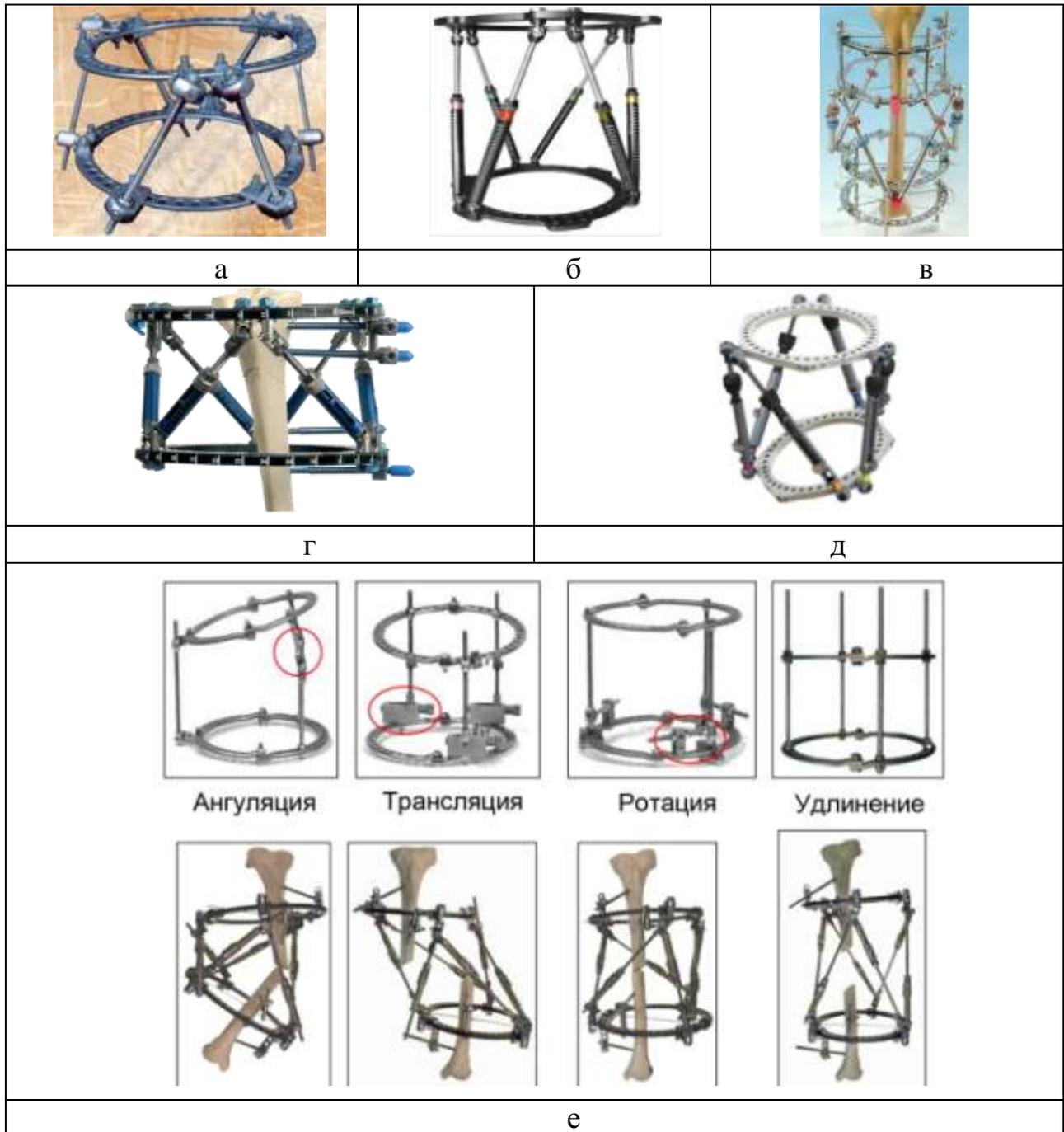


Рис. 1.8. Ортопедические гексаподы: а – аппарат, разработанный в РНЦ «ВТО»; б – Taylor Spatial Frame; в – Pizarov Hexapod System; г – Smart Correction; д – TL-Hex Frame; е – схема показывающая универсальность репозиционного узла гексапода

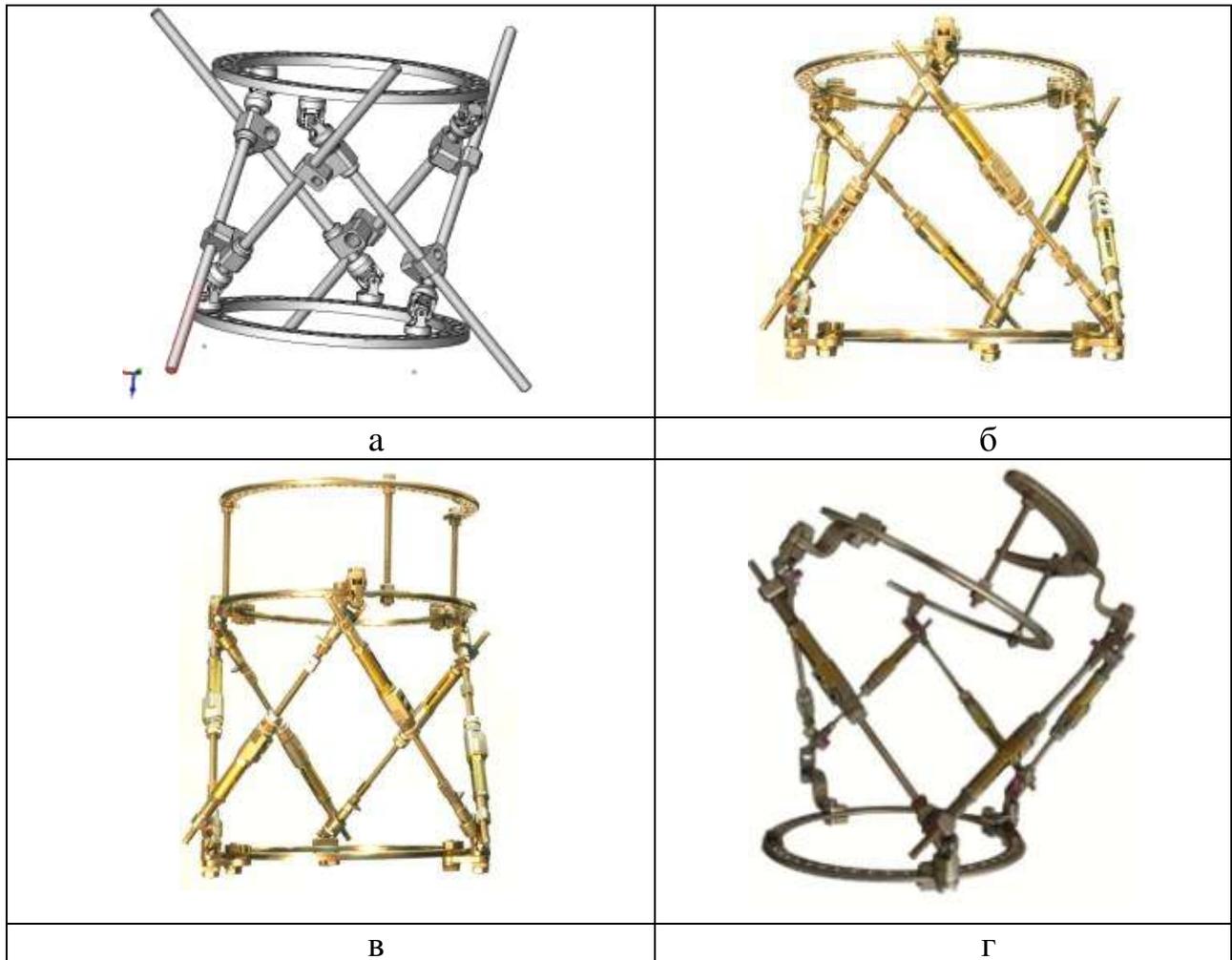


Рис. 1.9. Аппарат Орто-СУВ: а – СУВ-платформа; б – стандартная компоновка; в – компоновка со стабилизирующей опорой; г – фиксация страт к базовым и стабилизирующей опорам

Гексаподы активно внедряются в клиническую практику по всему миру и привлекают к себе все больший интерес, как практических врачей, так и исследователей. Об этом свидетельствует постоянно увеличивающееся количество публикаций, посвященных данным аппаратам в зарубежной литературе. Большинство работ зарубежных авторов посвящено применению аппарата TSF, который является наиболее популярным во всем мире аппаратом внешней фиксации со свойствами пассивной компьютерной навигации. В настоящее время накоплен богатый опыт использования аппарата TSF, определены показания и противопоказания, особенности применения (Eidelman M. et al., 2006; Henderson E.R. et al., 2008; Nakase T. et al., 2008; Jenkins P.J. et al., 2012), ошибки и осложнения (Dammerer D. et al., 2011;

Krappinger D. et al., 2013). Для изучения конструктивных особенностей аппарата TSF проведены биомеханические исследования жесткости остеосинтеза (Khurana A. et al., 2010), стабильности конструкции различных компоновок аппарата (Henderson E.R. et al., 2008), репозиционных возможностей (Rödl R. et al., 2003). Таким образом, аппарат TSF достаточно хорошо изучен, и эффективность его доказана на большом клиническом материале (Feldman D.S. et al., 2003; Sluga M. et al., 2003; Fadel M., Hosny G., 2005; Docquier P.L. et al., 2008; Marangoz S. et al., 2008; Naqui S.Z. et al., 2008).

Аналогичные данные для аппарата ИНА приводит К. Seide (1999). Результаты использования аппарата ИНА говорят о высокой точности коррекции и небольшом количестве осложнений (Seide K. et al., 1999). К сожалению, в отечественной литературе имеется крайне мало работ по данной теме.

В литературе встречается ошибочное мнение, что все ортопедические гексаподы работают на основе платформы Stewart (Taylor J.C., 1997; Seide K. et al., 1999; Paley D., 2005). Однако на самом деле аппараты IHS и TSF конструктивно ближе к платформам Gough или Coppel (рис. 1.7а,б). Аппарат Орто-СУВ лишь внешне напоминает платформу Stewart. Устройство разработано на основе платформы Соломина-Утехина-Виленского (СУВ-платформы) – гексапода, имеющего уникальные конструктивные особенности и кинематику (Виленский В.А., 2009; Paley D., 2011; Solomin L.N., 2012) (рис. 1.9а). Её особенность заключается в том, что страты аппарата не имеют отдельной фиксации к кольцам, как это имеет место у других ортопедических гексаподов. Каждая страта фиксируется к опоре только одним своим концом: страты №№ 1, 3 и 5 – к проксимальному кольцу, страты №№ 2, 4 и 6 – к дистальному кольцу. Второй конец страты фиксируется к соседней страте; точнее – к кардану предыдущей страты.

Так как только три страты крепятся к каждой опоре, формируя при этом треугольник между точками фиксации, компьютерная программа способна определить плоскость каждого треугольника (опоры) используя только значения

длин страт и сторон треугольников (Paley D., 2011). Это обеспечивает следующие преимущества аппарата Орто-СУВ:

- возможность использования опор любой формы и типа;
- опоры аппарата могут располагаться под любым углом относительно оси костных фрагментов;
- возможность эксцентричного расположения кости в опоре;
- возможность фиксации страт не только к основной и перемещаемой опорам, но и к стабилизирующим опорам;
- возможность фиксации страт в любом месте на опоре;
- фиксация страт к опорам при помощи прямых или Z-образных платиков.

Ни один из перечисленных параметров не ведет к увеличению количества данных, вводимых в программу.

Благодаря этим инновациям аппарат Орто-СУВ превосходит аналоги по ряду конструктивных особенностей, репозиционным возможностям, жесткости остеосинтеза (Виленский В.А., 2009; Соломин Л.Н. с соавт., 2009, 2010). Кроме этого аппарат Орто-СУВ имеет усовершенствованное программное обеспечение (Соломин Л.Н. с соавт., 2009; Solomin L. et al., 2008).

Таким образом, предыдущие исследования обосновали новый ортопедический гексапод - аппарат Орто-СУВ и лишь *принципиально показали*, что он может эффективно применяться при коррекции деформаций и лечении переломов длинных костей (Виленский В.А., 2009; Соломин Л.Н. с соавт., 2009, 2010). Этим было заявлено направление использования отечественных, имеющих преимущества перед зарубежными аналогами, ортопедических гексаподов. Однако целый ряд вопросов в настоящее время требует дальнейшего решения. Накопленный мировой клинический опыт применения гексаподов, в том числе и для лечения деформаций бедренной кости не может быть аппроксимирован для аппарата Орто-СУВ по причине выше обозначенных особенностей его конструкции.

Первая группа нерешенных вопросов касается биомеханики аппарата. До настоящего времени не определены оптимальные (обеспечивающие лучшие репозиционные возможности) компоновки аппарата применительно к локализации деформации. Особенностью аппарата Орто-СУВ, в отличие от TSF, является то, что компоновки могут отличаться друг от друга не только типом и количеством внешних опор, видом, количеством и позициями проведения чрескостных элементов, но различным расположением страт. Конструктивные возможности аппарата Орто-СУВ, как говорилось выше, позволяют компоновать огромное разнообразие вариантов расположения страт на опорах и применять несколько способов их фиксации (рис. 1.9г). Между опорами аппарата можно задать любое расстояние, так как в стратах могут использоваться резьбовые стержни любой длины. Все эти особенности существенно влияют на взаиморасположение страт и определяют репозиционные возможности и жесткость фиксации костных фрагментов (Виленский В.А., 2009).

При компоновке аппарата внешней фиксации возможно использование разных видов чрескостных элементов, направления и позиций их введения (Илизаров Г.А. с соавт., 1990; Щепкина Е.А., 1997; Шевцов В.И., Попков А.В., 1998; Попков Д.А. с соавт., 1999; Раджабов М.О., 2005; Андрианов М.В., 2006). В процессе коррекции деформации положение страты меняется, и произвольное введение чрескостных элементов может привести к контакту страт с чрескостными элементами, что препятствует дальнейшей коррекции и требует выполнения либо дополнительного хирургического вмешательства (перепроведение чрескостных элементов), либо перемонтажа страт аппарата Орто-СУВ с последующим перерасчетом коррекции деформации в специальной программе (Виленский В.А., 2009). Кроме этого, «произвольная» установка страт может привести к контакту страт с мягкими тканями и даже их сдавлению.

При коррекции деформаций бедренной кости имеется еще одна особенность - использование незамкнутых опор, особенно, на уровне проксимальной трети бедра. Это уменьшает количество возможных мест для фиксации страт на опоре и расстояние между ними. Известно, что для наилучшей работы гексапода следует

располагать страты к опорам так, чтобы точки фиксации формировали равнобедренный треугольник (Виленский В.А., 2009; Seide K. et al., 1999). Иное расположение страт снижает репозиционные способности аппарата.

Таким образом, можно заключить, что для коррекции деформаций бедренной кости не определены оптимальные типы опор, расстояние между опорами, позиции фиксации страт, позиции для применения Z-пластиков т.е. «оптимальная компоновка» (Соломин Л.Н. с соавт., 2010).

Основными критериями оптимальной компоновки чрескостного аппарата согласно Медицинской технологии «Метод компоновок аппаратов для чрескостного остеосинтеза» (Соломин Л.Н. с соавт., 2010) являются:

1. Минимум внешних опор и чрескостных элементов, обеспечивающие необходимые для конкретного случая возможности для репозиции и фиксации костных фрагментов;

2. Использование «рекомендуемых позиций» для проведения чрескостных элементов, т.е. позиций, в проекции которых отсутствуют магистральные сосуды и нервы, а смещение мягких тканей относительно кости при движениях в смежных суставах минимально. Использование рекомендуемых позиций призвано уменьшить опасность развития трансфиксационных контрактур и инфекционных осложнений;

3. Возможность, в соответствии с несущей способностью костного регенерата, применить модульную трансформацию аппарата: постепенно уменьшать количество соединяющих опоры стержней, чрескостных элементов; сокращать количество опор без необходимости дополнительного проведения чрескостных элементов; изменять геометрию внешних опор аппарата путем демонтажа части этой опоры. Применение модульной трансформации позволяет уменьшить опасность развития трансфиксационных контрактур и инфекционных осложнений, повысить комфортность лечения для пациентов за счет минимизации компоновки аппарата.

Учитывая описанные выше особенности аппарата и главную задачу компоновок аппарата Орто-СУВ – коррекция деформаций бедренной кости, следует добавить еще несколько критериев. Во-первых, компоновка страт

должна обеспечивать максимальную возможность изменения пространственного расположения костных фрагментов для коррекции деформаций любой степени сложности, имеющих вершину деформации на уровне проксимальной, средней или дистальной трети бедренной кости.

Во-вторых, она должна надежно фиксировать костные фрагменты весь период лечения. В процессе коррекции деформации жесткость фиксации костных фрагментов имеет большое значение для достижения запланированного положения костных фрагментов. Если жесткость недостаточна, происходит потеря репозиционных усилий аппарата и, как следствие, не полная коррекция деформации. В периоде фиксации компоновка должна иметь достаточную жесткость для сохранения достигнутого положения фрагментов и предотвращения развития вторичной деформации.

В-третьих, компоновка не должна препятствовать функции смежных сегменту суставов.

Как указывалось, проведенные сравнительные исследования репозиционных возможностей известных гексаподов с аппаратом Илизарова показали преимущества аппарата Орто-СУВ (Соломин Л.Н. с соавт., 2009). Были определены максимальные репозиционные возможности однотипных компоновок гексаподов и аппарата Илизарова. Но зависимость репозиционных возможностей от расстояния между опорами, позиций фиксации страт и использования Z-образных платиков не исследовалась. Главное же – предыдущие эксперименты выполнялись без учета мягких тканей.

Сравнение однотипных компоновок аппарата Орто-СУВ и аппарата Илизарова показало, что аппарат Орто-СУВ имеет жесткость остеосинтеза сопоставимую с жесткостью аппарата Илизарова (Виленский В.А., 2009). Однако данное исследование выполнялось на компоновках аппаратов, предназначенных для лечения диафизарных переломов большеберцовой кости. Известно, что жесткость остеосинтеза существенно зависит от компоновки чрескостного аппарата (количество чрескостных элементов, опор, страт, расстояние между опорами, направление проведения чрескостных элементов и т.д.) (Назаров В.А.,

2006). Жесткость остеосинтеза аппаратом Орто-СУВ при коррекции деформаций бедренной кости до настоящего времени не исследовалась.

Резюмируя сказанное можно сказать, что имеется крайне мало данных по частной биомеханике работы аппарата Орто-СУВ применительно к коррекции деформаций бедренной кости. Существует объективная необходимость в дальнейших исследованиях данного направления.

Вторая группа вопросов касается клинической эффективности применения аппарата Орто-СУВ. Имеющиеся единичные работы содержат только описание особенностей использования аппарата Орто-СУВ и его сравнение с другими гексаподами по различным параметрам (конструкция, особенностей работы аппарата, программного обеспечения и др.) (Виленский В.А., 2009; Соломин Л.Н. с соавт., 2009, 2010). Известно, что аппарат Орто-СУВ не требует никаких перемонтажей конструкции в ходе коррекции сложных многоплоскостных многокомпонентных деформаций. Коррекция же в аппарате Илизарова подобных деформаций требует от 3 до 5 перемонтажей конструкции с установкой отдельных унифицированных узлов (Виленский В.А., 2009; Feldman D.S. et al., 2003; Manner H.M. et al., 2007). Это позволяет предположить, что аппарат Орто-СУВ позволяет ускорить процесс коррекции деформаций. Однако работы сравнивающие время коррекции, время консолидации и общий период остеосинтеза для аппарата Илизарова и аппарата Орто-СУВ не проводились. В зарубежной литературе этот вопрос освещен также не достаточно. Оценку длительности лечения деформаций аппаратом с компьютерной навигацией, на примере аппарата TSF, и сравнение ее с длительностью лечения другими аппаратами мы нашли в работе D. Dammerer (2011). Сравнивая период остеосинтеза, или время distraction и консолидации distractionного регенерата (distraction-consolidation time) 64 случаев лечения деформаций бедра и 71 случая деформаций голени аппаратом TSF, аппаратом Илизарова и моностеральным аппаратом Orthofix авторы получили следующие данные. Период остеосинтеза в аппарате TSF был значительно короче (148 дней), чем в аппарате Илизарова (204 дня) и аппарате Orthofix (213 дней) (Dammerer D. et al., 2011). Индекс

консолидации во всех трех группах не отличался значительно и составил в среднем 57 дней/см.

Помимо скорости, эффективность чрескостного аппарата характеризуется точностью коррекции, которую он способен обеспечить (Tetsworth K.D., Paley D., 1994). Проведено несколько исследований по изучению точности коррекции деформаций аппаратом TSF. Во всех из них в качестве критериев точности используются значения суставных углов того или иного сегмента нижней конечности и девиации механической оси нижней конечности, замеренных до и после лечения.

Доказано, что сравнительные исследования являются оптимальным инструментом для детального изучения преимуществ и недостатков новых устройств, в том числе и чрескостных аппаратов (Grill F., 1989; Dahl M.T. et al., 1994; Noonan K.J. et al., 1998; Manner H.M. et al., 2007). В уже упомянутой выше работе D. Dammerer (2011) проведена сравнительная оценка точности коррекции тремя различными аппаратами. Авторы говорят, что средние значения суставных углов после коррекции всех пациентов были в пределах нормальных значений. И хотя показатели отдельных случаев коррекции в подгруппах незначительно выходили за пределы нормы, все равно средние значения показатели после коррекции не отличались значимо между тремя аппаратами. Однако разброс результатов был меньше в группе TSF, чем в группе аппарата Илизарова и аппарата Orthofix.

Особый интерес представляет работа H. Manner (2007), в которой изучена точность коррекции аппаратом TSF в сравнении с аппаратом Илизарова. Сравнивались окончательные рентгенографические результаты коррекции деформаций, полученные после демонтажа аппарата с изначальной целью коррекции. Всего было проанализировано 278 случаев коррекции деформаций нижних конечностей с применением аппарата TSF и аппарата Илизарова. В 79 случаях лечение проводилось в аппарате Илизарова. Остаточная деформация после демонтажа аппарата в этой группе отсутствовала в 44 случаях (55,7%). В 129 случаях был применен аппарат TSF. Остаточная деформация после

демонтажа аппарата отсутствовала в 117 случаях (90,7%). В обеих группах наблюдалась очевидная закономерность. С увеличением сложности деформации (количества компонентов) увеличивалось количество случаев остаточной деформации. Цель коррекции одноплоскостных деформаций была достигнута в 79,3% случаев в группе аппарата Илизарова и в 100% случаев в группе аппарата TSF. Аналогично при коррекции двухплоскостных деформаций цель лечения была достигнута в группе аппарата Илизарова в 48,6% случаев, в группе TSF в 91,8% случаев, тогда как, при коррекции трехплоскостных деформаций в группе аппарата Илизарова в 28,6% случаев и в 91,1% в группе аппарата TSF. И наконец, при коррекции четырех плоскостных деформаций (деформации в трех плоскостях сочетающиеся с укорочением) цель коррекции не была достигнута ни в одном случае в группе аппарата Илизарова, а в группе аппарата TSF достигнута в 66,7% случаев. Таким образом, исследование Н. Manner (2007) показало явные преимущества аппарата TSF над аппаратом Илизарова в лечении сложных деформаций.

В отечественных работах, посвященных лечению пациентов с укорочением и деформациями нижних конечностей, основной задачей является восстановление длины сегмента и, в лучшем случае, - механической оси конечности (Ли А.Д. с соавт., 1984; Татаев Г.С., 1993; Попков А. В., 1996; Попков А.В. с соавт., 2000; Новиков К. И с соавт., 2007). Коррекция угловых или других видов деформаций выполняется лишь при значительной величине деформации (Аранович А. М. с соавт., 2005; Буравцов П. П., 2005; Бухарев Э.В., 2012). Однако укорочение является всего лишь одним из компонентов многоплоскостной многокомпонентной деформации (Соломин Л.Н., Виленский В.А., 2008; Manner Н.М. et al., 2007). Более того, при описании клинического материала (Зырянов С.Я., 1993, 1995, 2000, 2002; Попков А.В., Попков Д.А., 1997; Шевцов В.И. с соавт., 2002) авторы приводят лишь характеристику (варус, вальгус и т.д.) и величину деформации. Методики определения локализации и величины деформации отечественными авторами не приводятся. Анализа результатов коррекции деформаций с использованием комплексной оценки

референтных линий и углов, что является принятым стандартом аналогичных зарубежных исследований (Tetsworth K.D., Paley D., 1994; Manner H.M. et al., 2007; Marangoz S. et al., 2008; Ganger R. et al., 2010; Rozbruch S.R. et al., 2010; Dammerer D. et al., 2011; Seah K.T. et al., 2011), мы не встретили ни в одной отечественной работе!

Количество и характер осложнений является одним из наиболее важных критериев оценки эффективности и безопасности новой методики или устройства (Dammerer D. et al., 2011). Однако само определение понятия «осложнение» при чрескостном остеосинтезе является предметом споров в ортопедической литературе (Шевцов В.И. с соавт., 1997; Dahl M.T. et al., 1994). Были предложены различные определения и классификации осложнений (Попков А.В., 1991; Pizarov G.A., 1990; Paley D., 1990; Donnan L.T. et al., 2003). Это может затруднять прямое сравнение результатов разных исследований. Данные о количестве осложнений при удлинении или коррекции деформаций бедра разными методиками также отличаются очень значительно и составляют от 39,6% (Шевцов В.И. с соавт., 1997) до 100% (Noonan K.J. et al., 1998). Наиболее универсальным подходом к классификации осложнений является классификация J. Caton (1991), позволяющая оценить результат лечения, а не количество или характер осложнения. Она учитывает тот факт, что у одного больного в процессе лечения может быть не одно осложнение. Все пациенты разделяются по трем категориям: I - осложнений не было совсем или были легкие осложнения, исчезнувшие в конце удлинения; II - осложнения, требующие хирургического вмешательства, не предусмотренного в начале лечения, осложнения устраняются без последствий или с последствиями, не ухудшающими функциональный результат лечения; III - тяжелые осложнения с последствиями в конце лечения и/или ухудшение полученного результата.

## Резюме

В заключение этого раздела можно сказать, что деформации бедренной кости различной этиологии являются довольно частой ортопедической патологией, способной существенно изменять функцию и вызывать заболевания суставов нижних конечностей и позвоночника. Наиболее эффективным методом лечения сложных многоплоскостных многокомпонентных деформаций бедренной кости, сочетающихся с укорочением, являются аппараты внешней фиксации со свойствами пассивной компьютерной навигации - *гексаподы*. Аппарат Орто-СУВ по ряду конструктивных особенностей, репозиционным возможностям, жесткости фиксации костных фрагментов превосходит аналоги и имеет усовершенствованное программное обеспечение. Однако до настоящего времени отсутствуют углубленные клинические исследования, подтверждающие эффективность аппарата. Нет технологии (методики) применения аппарата Орто-СУВ для лечения деформаций бедренной кости различной локализации, основанной на использовании оптимальных компоновок аппарата.

Этому посвящены последующие главы диссертационного исследования.

## ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Исследование проведено в ФГБУ «РНИИТО им. Р.Р. Вредена» Минздрава России. Работа включает в себя экспериментальную, анатомическую и клиническую части.

В главе приведено описание методик выполнения экспериментальной части, направленной на разработку оптимальных компоновок аппарата Орто-СУВ и клинической части исследования, задача которой была оценить эффективность применения разработанных компоновок.

### **2.1. Аппарат Орто-СУВ: краткая характеристика**

Аппарат Орто-СУВ является представителем семейства чрескостных аппаратов, относящимся к так называемым “гексаподам”, работа которых основана на пассивной компьютерной навигации (Соломин Л.Н. с соавт., 2009, 2011; Seide K., 2004; Eidelman M. et al., 2005; Paley D., 2005; Rogers M.J. et al., 2007; Odesski J., 2008; Seide K. et al., 2008).

Аппарат (рис. 2.1а) состоит из двух внешних опор: основной и перемещаемой, которые соединены между собой узлом, представляющим собой, условно говоря, «универсальное репозиционное устройство». Универсальное репозиционное устройство состоит из шести последовательно соединенных между собой телескопических штанг специальной конструкции – *страт*, которые крепятся к каждой из опор (основной и перемещаемой) в трех точках при помощи платиков (рис. 2.1б,в). Возможны варианты аппаратов из трех и четырех опор, когда имеется одна или две дополнительные стабилизирующие опоры. При этом биомеханический принцип аппарата остается прежним – два чрескостных модуля, фиксирующие проксимальный и дистальный костные фрагменты, соединены между собой «универсальным репозиционным устройством».

Аппарат Орто-СУВ способен перемещать одну опору относительно другой, и соответственно, закрепленные в опорах костные фрагменты одноэтапно, по «интегральной» траектории в шести степенях свободы. Исходному положению костных фрагментов соответствует длина каждой из шести страт. Компьютерная программа рассчитывает, как должна измениться длины каждой из страт, чтобы было обеспечено заданное расположение костных фрагментов.

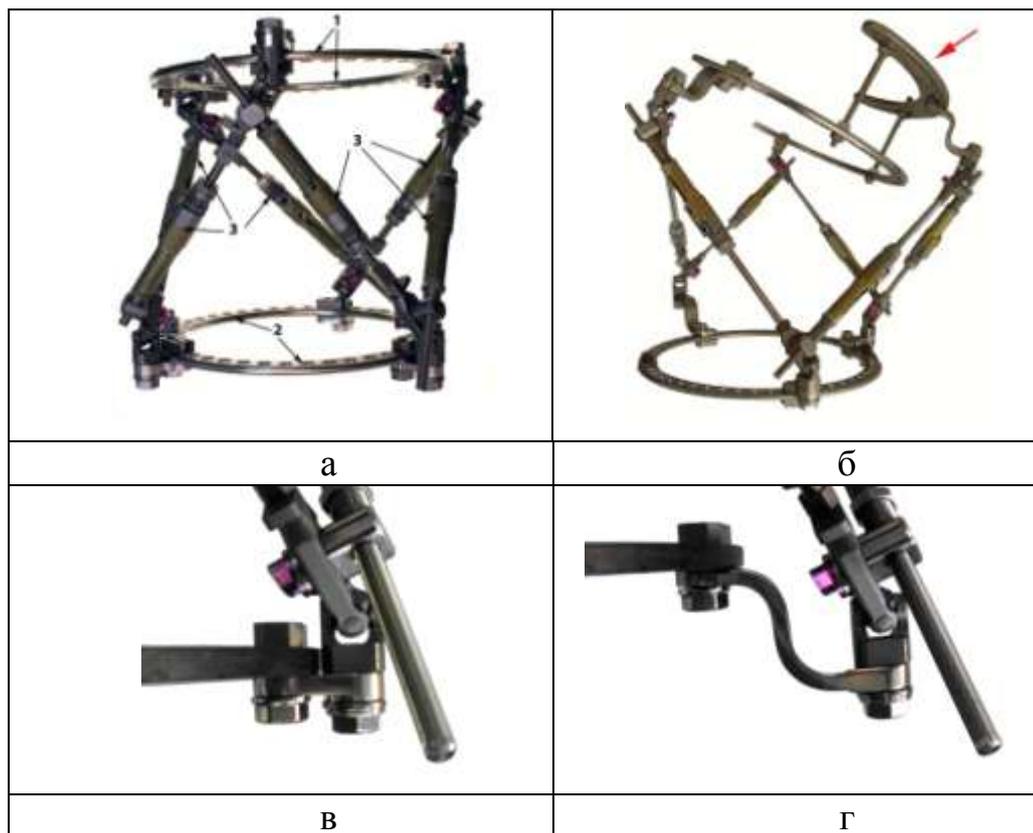


Рис. 2.1. Аппарат для чрескостного остеосинтеза Орто-СУВ: а – фотография аппарата: 1 – основная опора; 2 – перемещаемая опора; 3 – универсальный репозиционный узел из 6 страт; б – компоновка аппарата Орто-СУВ с дополнительной стабилизирующей опорой (указана стрелкой); в – фиксация страты к опоре при помощи прямого платика; г – фиксация страты к опоре при помощи z-образного платика

Стандартный набор Орто-СУВ (включенный в комплект имплантатов, инструментов, аппаратов и приспособлений для стабильно-функционального остеосинтеза «ОСТЕОМЕД», регистрационное удостоверение №ФСР2008/02377) включает шесть страт стандартного типоразмера, шесть прямых платиков, три Z-образных платика, шесть указателей номеров страт, шесть рентген-позитивных маркеров страт, ключи (8 мм и 12 мм) и шестигранную отвертку (рис. 2.2).

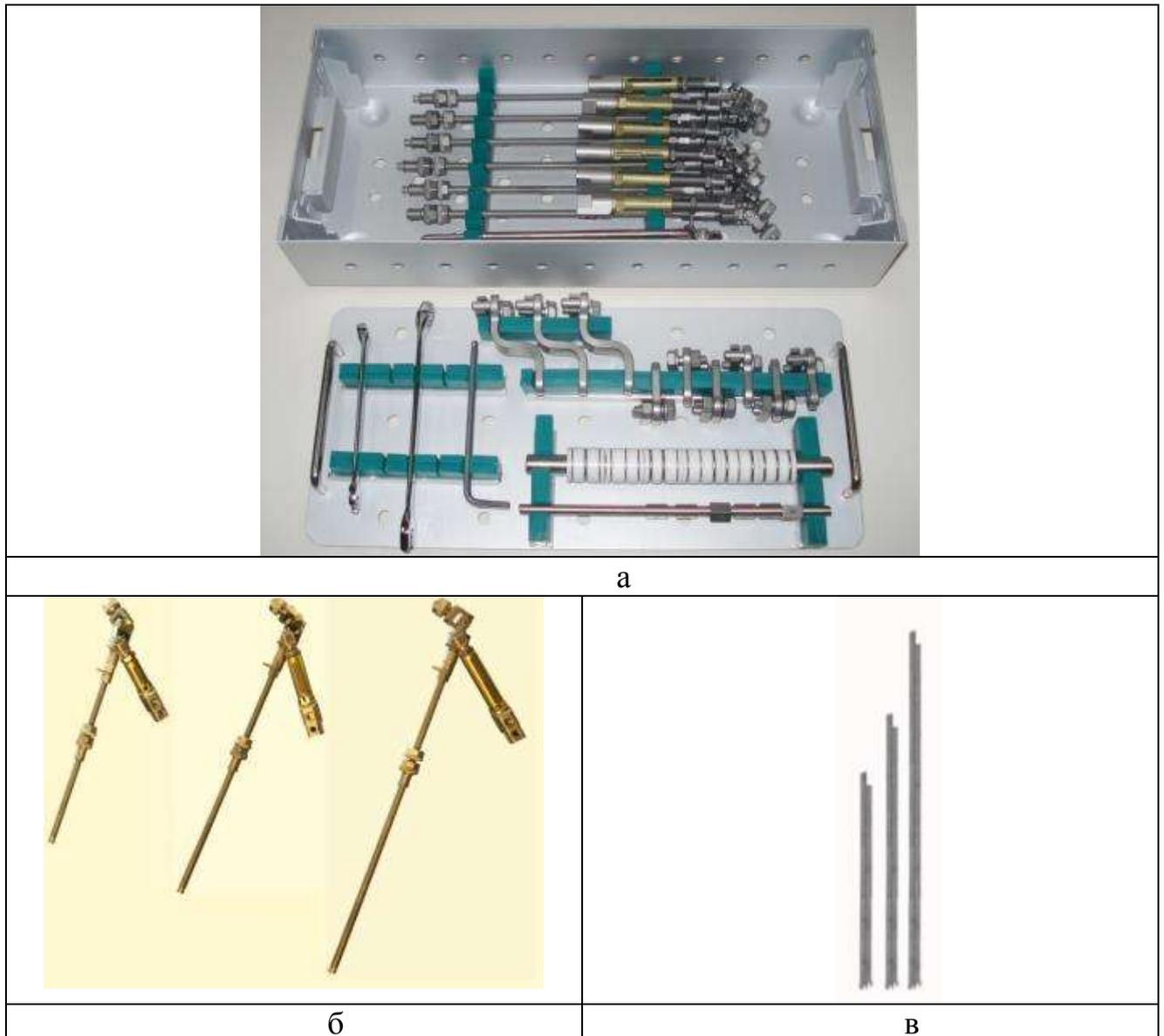


Рис. 2.2. Комплект аппарата Орто-СУВ: а – стандартный набор в укладке; б – узлы изменения длин страт с резьбовыми стержнями короткого стандартного и длинного типоразмеров; с – резьбовые стержни короткого стандартного и длинного типоразмеров

Существует два способа смещения перемещаемой опоры относительно базовой: режим репозиции перелома (режим «быстрых страт») и режим коррекции деформации.

Режим «быстрых страт» используется при одномоментной репозиции перелома или коррекции деформации под визуальным контролем или контролем ЭОПа. Режим коррекции деформации используется для хронической, т.е. дозированной во времени коррекции деформации или репозиции перелома.

При необходимости, для увеличения жесткости фиксации костных фрагментов аппарат может комплектоваться одной-двумя дополнительными стабилизирующими опорами.

Работа с компьютерной программой предполагает последовательное прохождение 13 шагов. Программа работает с цифровыми рентгенограммами. Более подробное описание аппарата Орто-СУВ и компьютерной программы приведено в медицинской технологии «Использование чрескостного аппарата на основе компьютерной навигации при лечении пациентов с переломами и деформациями длинных трубчатых костей» (Соломин Л.Н. с соавт., 2010).

Все компоновки аппарата в данном исследовании обозначены при помощи «Метода унифицированного обозначения чрескостного остеосинтеза» (МУОЧО) (Соломин Л.Н. с соавт., 2004).

## **2.2. Разработка оптимальных компоновок аппарата Орто-СУВ для коррекции диафизарных деформаций бедренной кости**

Для разработки оптимальных компоновок аппарата Орто-СУВ потребовалось исследование репозиционных возможностей и жесткости фиксации костных фрагментов.

### **2.2.1. Обоснование чрескостных модулей компоновок (количества и типа опор, количества, позиций проведения чрескостных элементов и т.д.)**

Во всех исследуемых компоновках заложен биомеханический принцип управления пространственным расположением костных фрагментов бедренной кости за счет взаимного перемещения чрескостных модулей, фиксирующих проксимальный и дистальный костные фрагменты.

Использовали стандартные кольцевые опоры, опоры 2/3 и 3/4 кольца диаметром 180 мм, 200 мм и 220 мм, как наиболее часто применяемые при чрескостном остеосинтезе бедра. Подбор диаметра опор и их ориентацию относительно мягких тканей на каждом уровне бедренной кости выполняли по



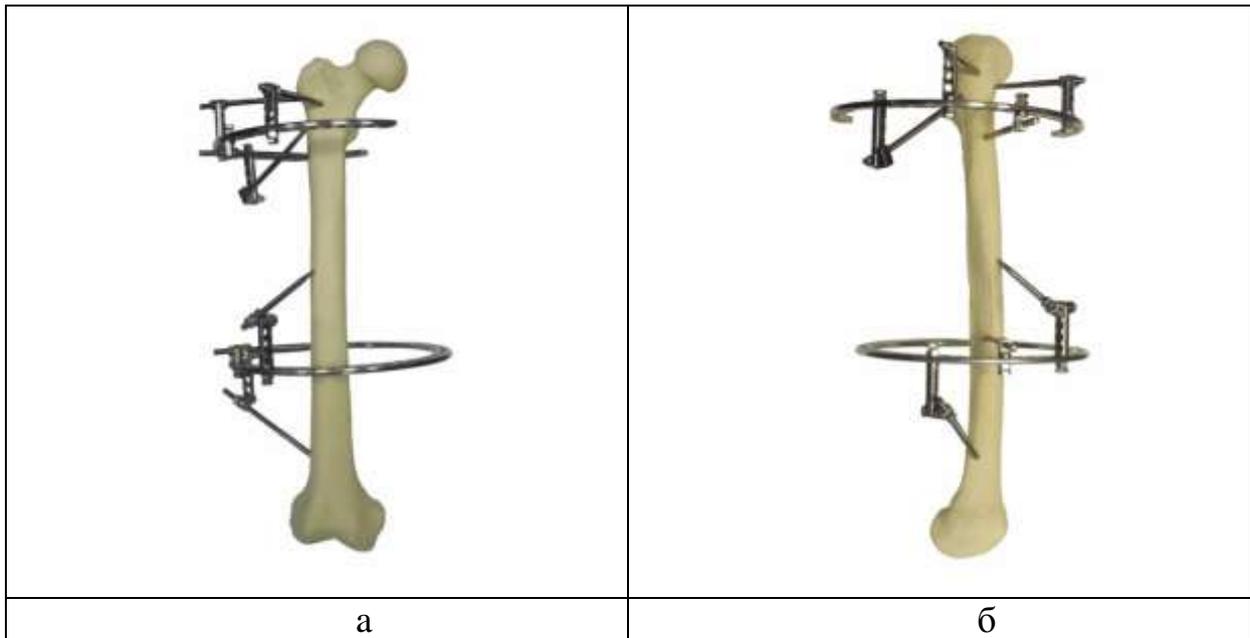


Рис. 2.3 Компоновка опор аппарата внешней фиксации для коррекции деформаций проксимальной трети бедра: а – вид спереди; б – вид сбоку

Компоновка опор аппарата внешней фиксации для коррекции деформаций средней трети бедренной кости, выглядит следующим образом (рис.2.4а,б):

II,11,120; III,9,90; IV,8,70 --СУВ-- V,8,120; VI,9,90; VII,8,70  
 3/4 200 180

Проксимальную опору располагали на уровне III, чтобы фиксировать стержни-шурупы, введенные на трех уровнях (уровни II, III и IV), к одной опоре. Чтобы не ограничивать приведение конечности, использовали незамкнутую опору 3/4 кольца, разъем которой располагали изнутри. В качестве дистальной опоры была также выбрана опора в 3/4 кольца, чтобы не ограничивать сгибание в коленном суставе (рис.2.4в,г). Для увеличения жесткости остеосинтеза возможно использование дополнительной проксимальной арочной стабилизирующей опоры: I,9,90; I,11,90.



в коленном суставе. Располагали опору на уровне VII, чтобы фиксировать чрескостные элементы, проведенные на трех дистальных уровнях (уровни VI, VII и VIII) (рис. 2.5в,г). В случаях, когда требуется увеличение жесткости остеосинтеза, компоновки может быть применена дополнительная проксимальная секторная стабилизирующая опора I,9,90; II,8,90.



Рис. 2.5 Компоновка опор аппарата внешней фиксации для коррекции деформаций дистальной трети бедра: а – вид спереди; б – вид сбоку; в – та же компоновка со стабилизирующей опорой, вид спереди; г – та же компоновка со стабилизирующей опорой, вид сбоку

Разработка оптимальных компоновок страт (позиции фиксации страт к опорам, вид пластика) для деформаций, вершина которых располагается в проксимальной, средней и дистальной третях бедренной кости, выполнялась последовательно в несколько этапов.

### 2.2.2. Исследование репозиционных возможностей различных компоновок аппарата Орто-СУВ

В этой части работы была изучена зависимость репозиционных возможностей аппарата Орто-СУВ от:

- расстояния между позициями крепления страт к базовой и мобильной опорам;
- расстояния между опорами аппарата;
- способа крепления страты к опорам.

Под «репозиционными возможностями», в данном случае, мы подразумеваем способность компоновки аппарата Орто-СУВ перемещать дистальный костный фрагмент относительно проксимального на определенное расстояние или под определенным углом.

Модели монтировали с использованием пластиковых бедренных костей. Мягкие ткани моделировали из полимерных дисков (рис. 2.6).

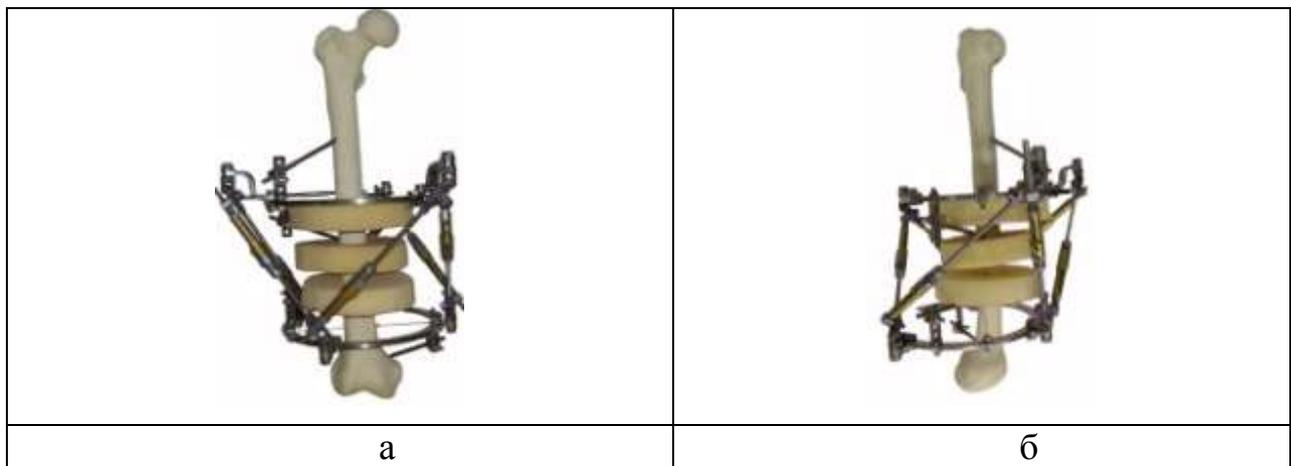


Рис. 2.6 Модели для исследования репозиционных возможностей компоновки аппарата Орто-СУВ для дистальной трети бедренной кости: а – вид спереди; б – вид сбоку

Размеры полимерных дисков подбирали под типоразмеры опор, таким образом, чтобы расстояние между дисками и внутренним краем опор было в пределах 3-4 см (Илизаров Г.А. с соавт., 1975, 1990; Попков А.В., 1991, 1994; Соломин Л.Н., 2005). Форму дисков и их расположение относительно кости выполняли согласно «Атласу проведения чрескостных элементов» (рис.2.7).

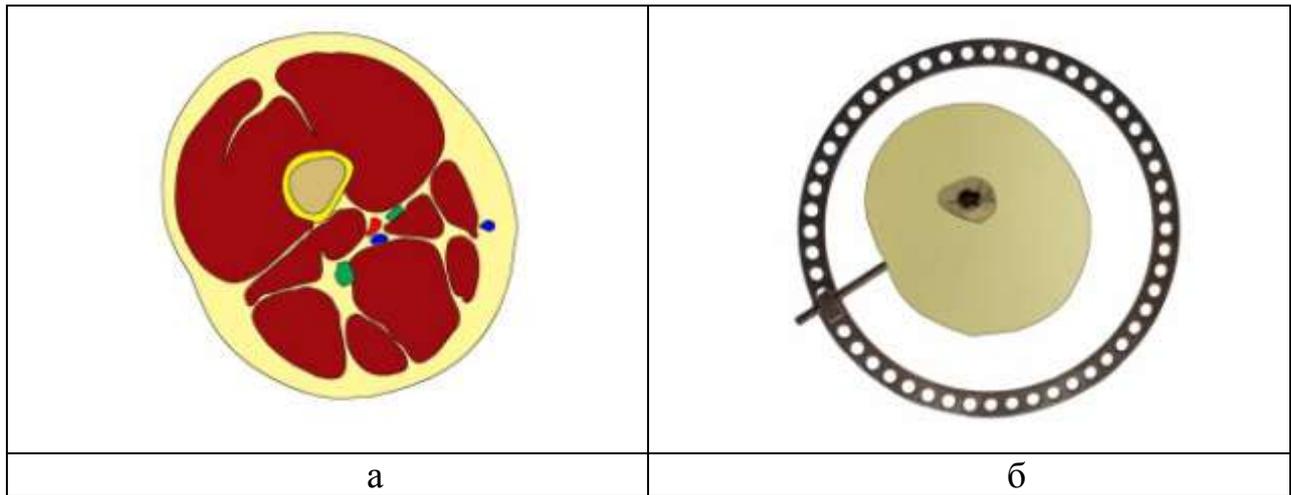


Рис. 2.7. Моделирование мягких тканей: а – топографический срез бедра на уровне VI; б – полимерный диск для моделирования мягких тканей бедра на уровне VI. Введен стержень-шуруп VI,8,90

Систему координат «Метода унифицированного обозначения чрескостного остеосинтеза» использовали и для обозначения мест фиксации страт к опорам. Графически мы указывали номер страты и позицию на опоре, в проекции которой страта фиксирована. Таким образом, представленную на рисунке 2.8 компоновку страт на кольцевой опоре можно описать следующим образом: страта №1 в позиции 12, страта №3 в позиции 4, страта №5 в позиции 8. При этом нужно учитывать, что обозначение одной и той же компоновки страт аппарата Орто-СУВ для правого и левого бедра имеет определенные отличия.

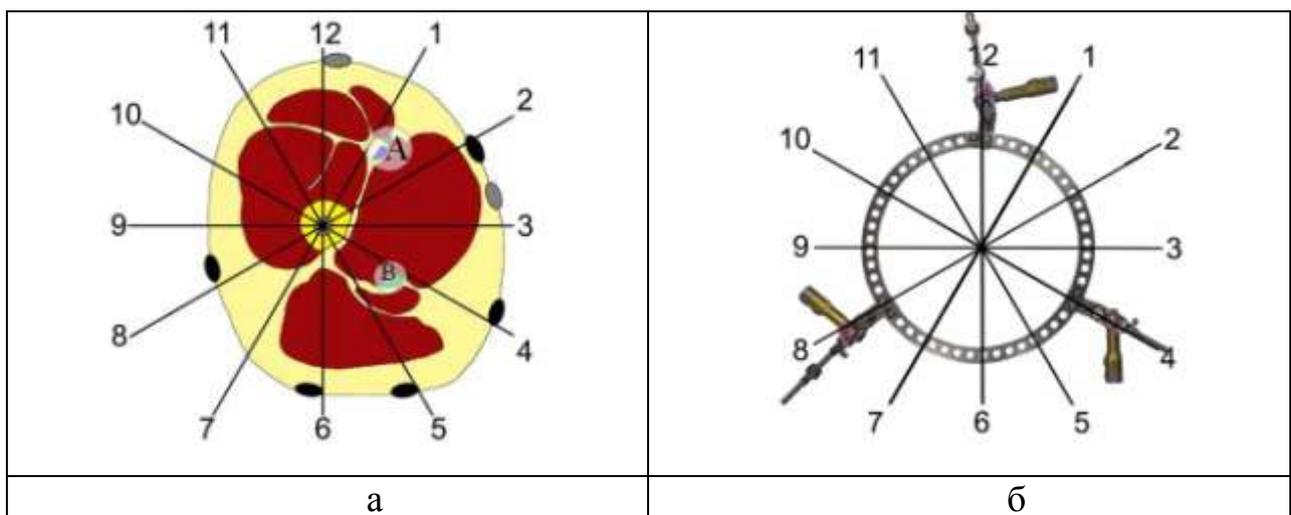


Рис. 2.8. Система обозначения позиций фиксации страт к опорам по Методу Унифицированного Обозначения Чрескостного Остеосинтеза: а – анатомический срез бедра с обозначением позиций системы координат МУОЧО; б – опора с фиксированными стратами

Эта особенность представлена на примере одной из исследованных компоновок аппарата Орто-СУВ для средней трети бедренной кости. В данной компоновке на *правом бедре* расположение мест фиксации страт:

- на проксимальной опоре для страты №1 - позиция 1, страты №3 – позиция 5 и страты №5 – позиция 9;

- на дистальной опоре для страты №2 - позиция 3, страты №4 – между позициями 6 и 7, страты №6 - позиция 11 (рис. 2.9а,в).

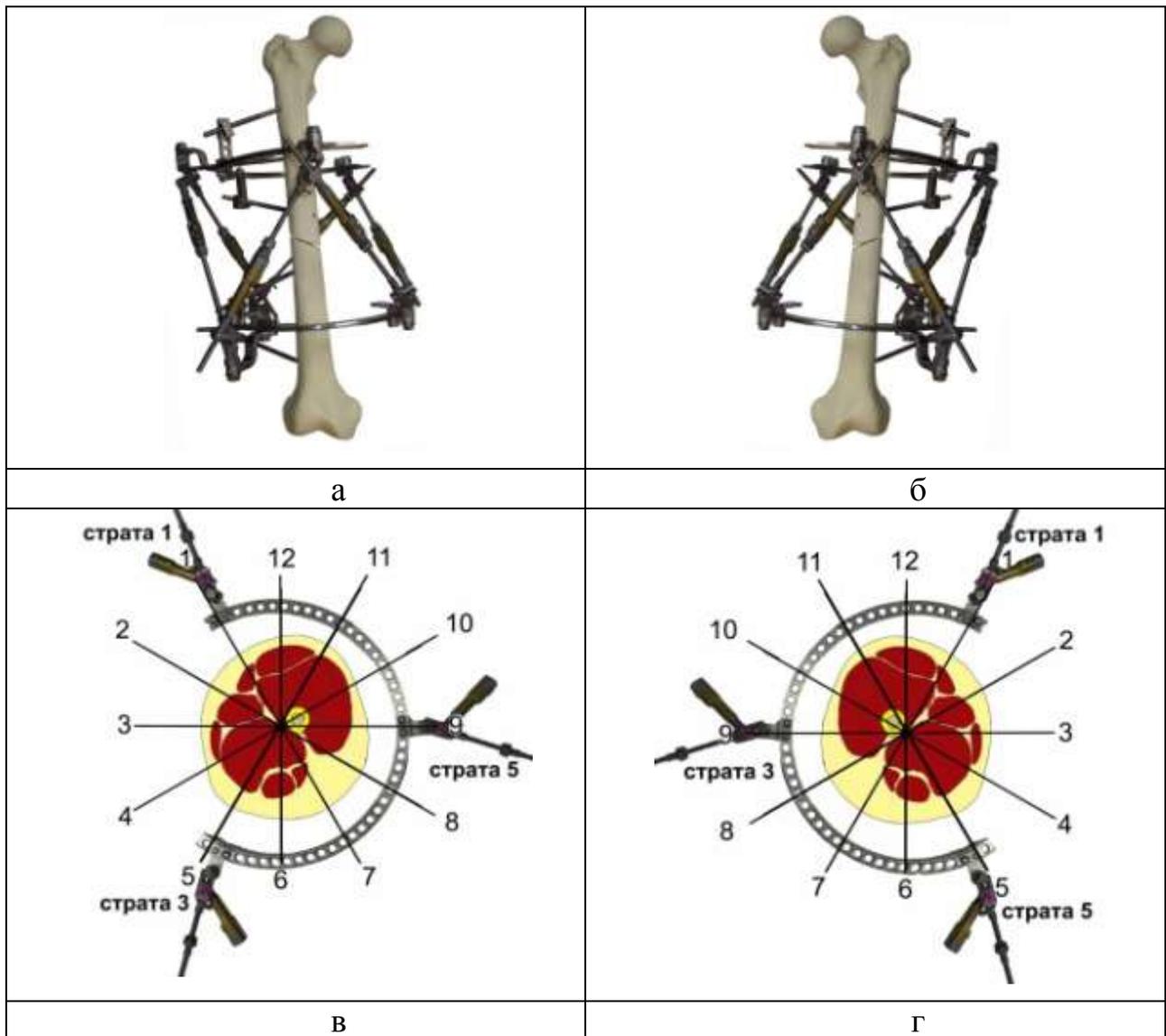


Рис. 2.9. Отличие компоновок страт аппарата Орто-СУВ для правого и левого бедра: а – компоновка аппарата Орто-СУВ для правого бедра; б – компоновка аппарата Орто-СУВ для левого бедра; в – расположение страт на проксимальной опоре в компоновке аппарата Орто-СУВ для правого бедра (вид сверху); г – расположение страт на проксимальной опоре в компоновке аппарата Орто-СУВ для левого бедра (вид сверху)

В этой же компоновке на *левом бедре* расположение мест фиксации страт:

- на проксимальной опоре для страты №1 - позиция 1, страты №3 – позиция 9, страты №5 – позиция 5;

- на дистальной опоре для страты №2 - позиция 11, страты №4 – между позициями 6 и 7, страты №6 - позиция 3 (рис. 2.9б,г).

Таким образом, видно, что обозначение мест фиксации страт на правом и левом бедре отличаются, но суть компоновки при этом остается неизменной, т.е. имеется «зеркальное» расположение страт.

В ходе выполнения эксперимента в собранных моделях исследовали возможную величину смещения дистального костного фрагмента относительно проксимального при моделировании (рис. 2.10):

- трансляции (смещение кнаружи, кнутри, кпереди, кзади),
- ангуляции (варус, вальгус, антекурвация, рекурвация),
- ротации (кнаружи и кнутри).

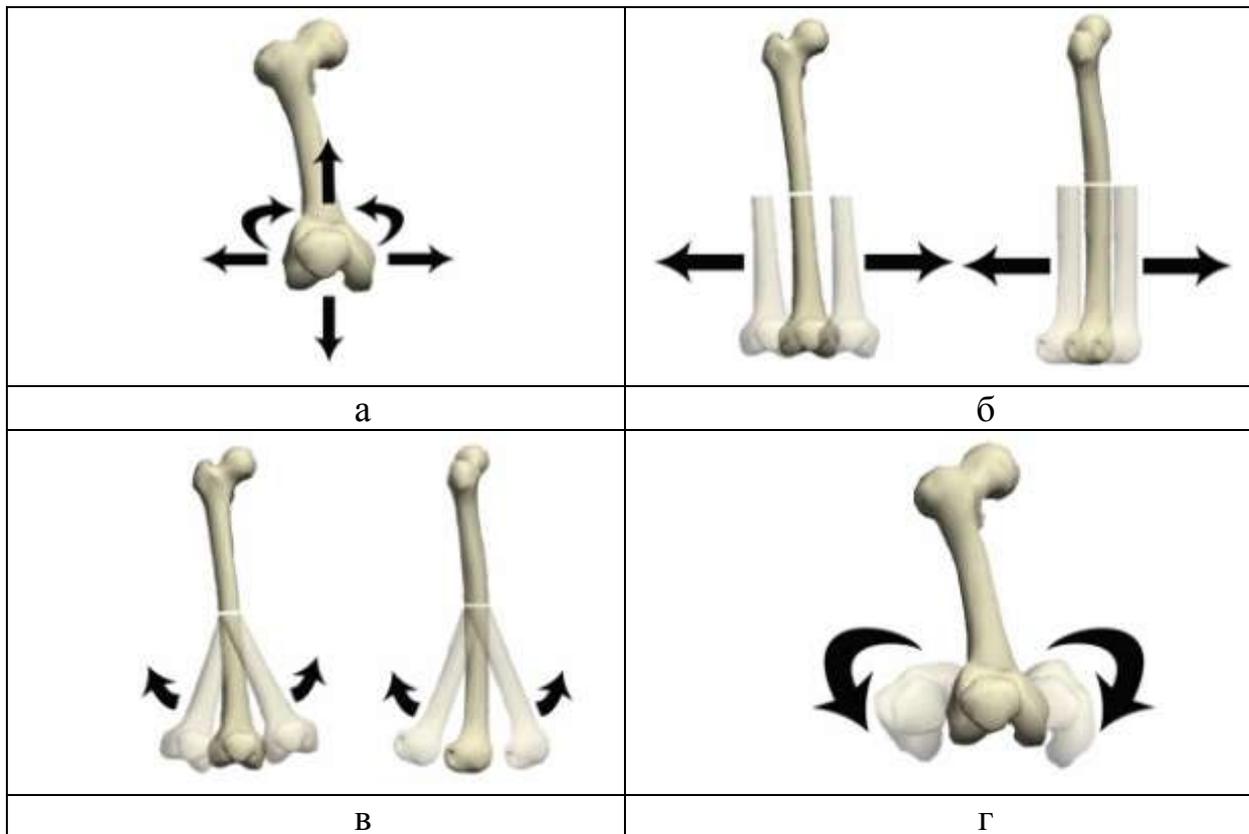


Рис. 2.10. Моделируемые перемещения дистального костного фрагмента: а – общая схема моделируемых перемещений дистального фрагмента; б - трансляция (смещение кнаружи, кнутри, кпереди, кзади); в - ангуляция (варус, вальгус, антекурвация, рекурвация); г - ротация (кнаружи и вовнутрь)

Эксперименты были разделены на три серии.

В *первой серии* экспериментов определяли зависимость репозиционных возможностей аппарата Орто-СУВ от выбора различных позиций фиксации страт к опорам. Так как в компоновках для коррекции деформаций бедренной кости мы использовали незамкнутые опоры, то «оптимальная» фиксация страт к опорам в виде равнобедренного треугольника была затруднена или невозможна. Поэтому задачей исследования было определить возможность «неравнобедренного» крепления страт к опорам и наиболее эффективную в таких условиях, с точки зрения репозиции, компоновку для конкретного уровня бедренной кости.

Компоновку, показавшую наилучшие репозиционные возможности тестировали во *второй серии* экспериментов. Целью было определить оптимальное расстояние между опорами, которое обеспечивает наилучшие репозиционные характеристики аппарата Орто-СУВ. Для этого мы изучали репозиционные возможности компоновки при расстоянии между опорами равном 120 мм, 150 мм и 200 мм.

В конструкции аппарата Орто-СУВ имеется возможность избирательно повышать репозиционные возможности без увеличения расстояния между опорами. Это достигается при помощи Z-образные платиков (рис. 2.2г). При использовании Z-образного платика изменяется пространственное расположение кардана страты, что влияет на амплитуду движения страты. Кроме этого, увеличивается расстояние между стратой и мягкими тканями (Виленский В.А., 2009).

Определив оптимальные позиции крепления страт и расстояние между опорами аппарата, в последнюю очередь мы определяли наиболее рациональные позиции для фиксации страт к опорам при помощи Z-образных платиков. Для этого мы поочередно заменяли прямой пластик на Z-образный в каждой из страт и исследовали репозиционные возможности компоновки.

### **Методика выполнения эксперимента**

Во всех сериях экспериментов исследование репозиционных свойств компонок проводилось по сходной методике с некоторыми особенностями в зависимости от исследуемого вида перемещения.

Собрав модель компоновки, страты переводили в «режим быстрых страт» (Виленский В.А., 2009). Последовательно моделировали все возможные виды перемещений дистального костного фрагмента относительно проксимального в трех плоскостях в следующем порядке:

1. моделирование плоскопараллельного смещения (трансляции) во фронтальной плоскости: кнутри, кнаружи;
2. моделирование плоскопараллельного смещения (трансляции) в сагиттальной плоскости: кпереди, кзади;
3. моделирование углового перемещения (ангуляции) во фронтальной плоскости: варус, вальгус;
4. моделирование углового перемещения (ангуляции) в сагиттальной плоскости: антекурвация, рекурвация;
5. моделирование ротационного перемещения (ротации) в горизонтальной плоскости: внутренняя ротация, наружная ротация.

Приращение смещения в каждом случае прекращали тогда, когда любая из страт касалась «мягких тканей» или достигала своей минимально возможной длины, что являлось препятствием для дальнейшего перемещения фрагмента (рис. 2.11). Зафиксировав это положение фрагментов, измеряли величину полученного перемещения фрагментов. Способы определения величины перемещения фрагментов для каждого вида смещения отличались.

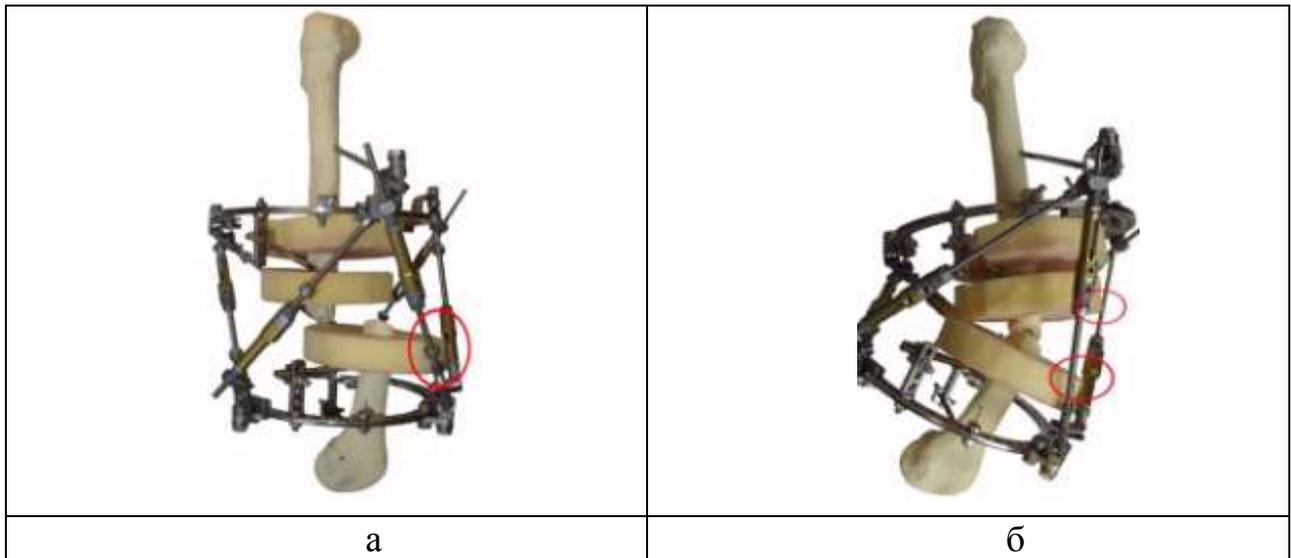


Рис. 2.11. Предельное смещение и контакт страт с «мягкими тканями»: а – при поперечном перемещении; б – при угловом перемещении

При исследовании *плоскопараллельного перемещения (трансляции)* костных фрагментов во фронтальной и сагиттальной плоскостях, расстояние между костными фрагментами измеряли при помощи линейки. За контрольные точки принимали края кортикальных пластинок с той стороны, в которую выполнялось смещение (рис. 2.12).



Рис. 2.12. Измерение величины поперечного перемещения

При исследовании *углового перемещения (ангуляции)* костных фрагментов во фронтальной и сагиттальной плоскостях величину углового смещения определяли следующим образом. Модель с максимально возможным положением костных фрагментов фотографировали на цифровую фотокамеру строго во фронтальной или сагиттальной плоскости. Величину угла между костными

фрагментами измеряли на полученном цифровом изображении, используя возможности графического редактора Adobe Photoshop CS3 (рис. 2.13).

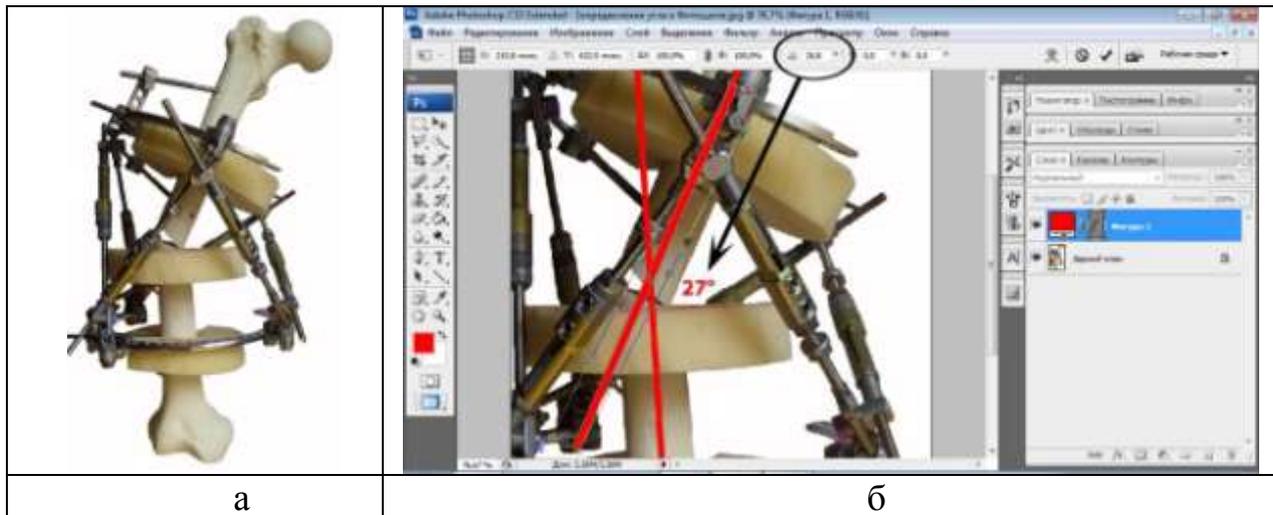


Рис. 2.13. Измерение углового перемещения: а – модель с максимально возможным варусным положением костных фрагментов; б – определение величины угла между костными фрагментами в графическом редакторе Adobe Photoshop CS3

Для определения величины *ротации* (наружной и внутренней) в проксимальный и дистальный костный фрагменты в позиции 12 вводили спицы-метки. При ротационном смещении дистального костного фрагмента относительно проксимального между спицами-метками образовывался угол, величина которого и являлась величиной смещения (рис. 2.14). Модель с максимально возможным положением костных фрагментов фотографировали на цифровую фотокамеру в строго горизонтальной плоскости. Угол между спицами-метками измеряли на полученном цифровом изображении, используя возможности графического редактора Adobe Photoshop CS3 (рис. 2.14б).

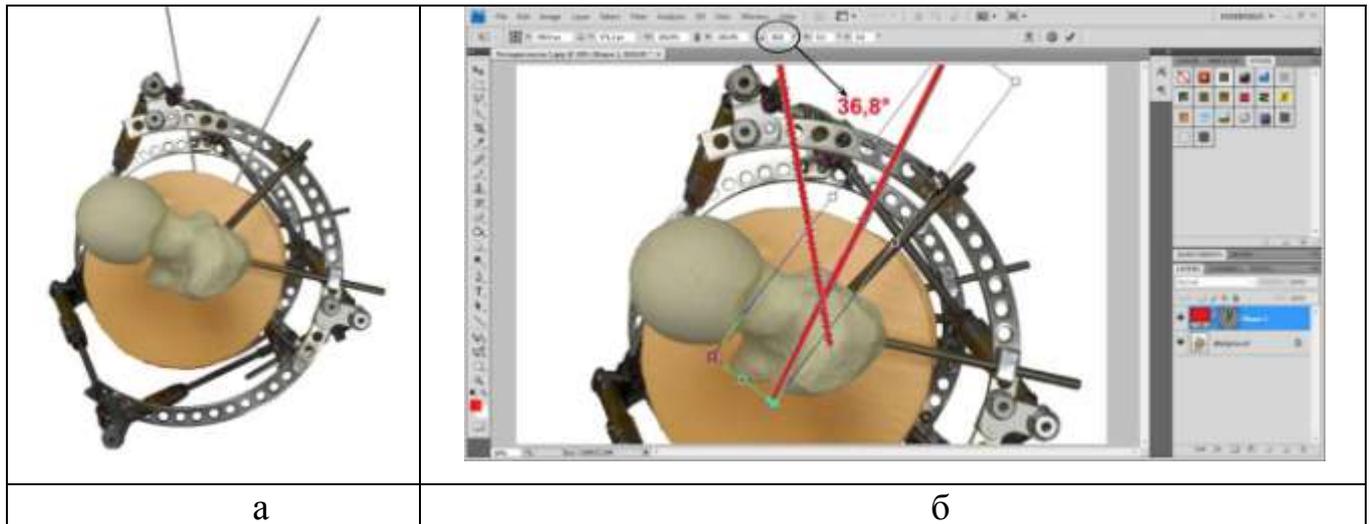


Рис. 2.14. Исследование ротационного перемещения: а – модель с максимальным ротационным смещением, в оба фрагмента введены спицы-маркеры; б – определение величины угла между костными фрагментами в графическом редакторе Adobe Photoshop CS3

Величину перемещения костных фрагментов вдоль продольной оси (дистракцию) мы не исследовали т.к. она зависит не от конфигурации страт в аппарате Орто-СУВ, а от длины резьбовых стержней страт, которые в аппарате Орто-СУВ могут быть любой длины.

Для получения статистически значимых данных было проведено по 30 экспериментов на 12 моделях аппарата Орто-СУВ для проксимальной трети бедра, на 13 моделях для средней трети и на 14 моделях для нижней трети. Всего выполнено 1170 экспериментов.

### **2.2.2.1. Исследование репозиционных возможностей аппарата Орто-СУВ для коррекции деформаций с вершиной на уровне проксимальной трети бедренной кости**

Компоновка опор аппарата внешней фиксации для коррекции деформаций с вершиной в проксимальной трети бедра приведена выше (рис. 2.3).

В первой серии было исследовано 3 варианта расположения страт аппарата Орто-СУВ, которые согласно МУОЧО выглядят следующим образом:

*Вариант П1:* страта №1 в позиции 12, страта №2 в позиции 3, страта №3 в позиции 6, страта №4 между позициями 7 и 8, страта №5 в позиции 9, страта №6 в позиции 11.

*Вариант П2:* страта №1 в позиции 12, страта №2 в позиции 3, страта №3 в позиции 6, страта №4 между позициями 7 и 8, страта №5 в позиции 10, страта №6 между позициями 11 и 12.

*Вариант П3:* страта №1 в позиции 12, страта №2 в позиции 3, страта №3 в позиции 6, страта №4 в позиции 7, страта №5 в позиции 10, страта №6 между позициями 10 и 11.

Такое количество вариантов основано на биомеханике работы гексаподов. Известно, что оптимальная фиксация страт на кольце – в виде равнобедренного треугольника. При этом возможны максимальные перемещения опор относительно друг друга (Виленский В.А., 2009, Seide К., 2004) (рис. 2.15).

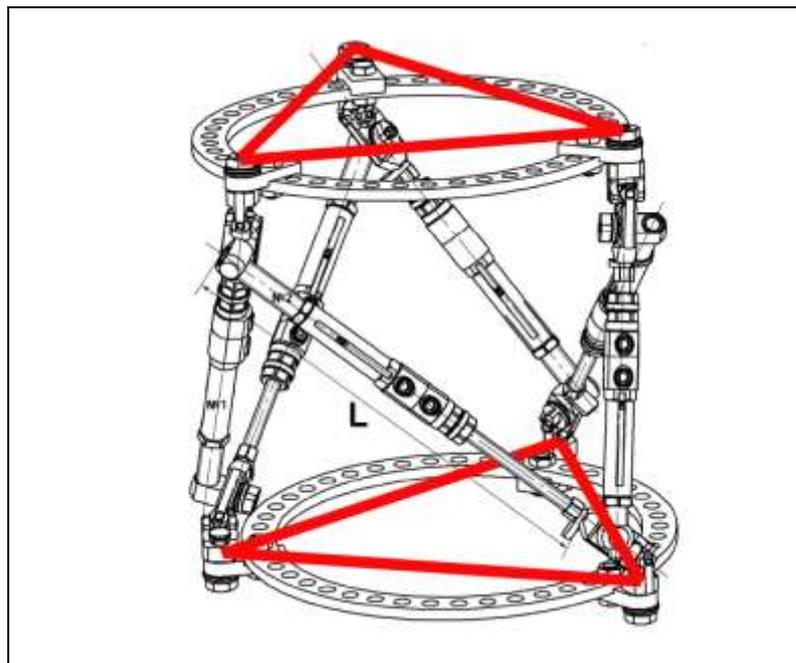


Рис. 2.15. Оптимальное расположение страт на базовой и перемещаемой опорах при компоновке аппарата Орто-СУВ: точки фиксации страт формируют равнобедренные треугольники

На незамкнутых опорах такое расположение страт не всегда возможно. Поэтому из множества возможных вариантов мы выбрали три наиболее близких к такому расположению страт.

Во второй серии экспериментов мы исследовали *вариант ПЗ*, показавший наилучшие репозиционные возможности. Исследование проводили последовательно при расстоянии между опорами в 120, 150 и 200 мм.

В третьей серии экспериментов в *варианте ПЗ* расположения страт поочередно заменяли прямые пластики на z-образные у страт №1, №2, №3, №4, №5 и №6.

#### **2.2.2.2. Исследование репозиционных возможностей аппарата Орто-СУВ для коррекции деформаций с вершиной на уровне *средней* трети бедренной кости**

Компоновка аппарата внешней фиксации для коррекции деформаций с вершиной в средней трети бедра приведена на рисунке 2.4.

В первой серии было исследовано 4 варианта расположения страт аппарата Орто-СУВ:

*Вариант С1*: страта №1 в позиции 12, страта №2 в позиции 3, страта №3 в позиции 5, страта №4 в позиции 7, страта №5 между позициями 8 и 9, страта №6 между позициями 10 и 11.

*Вариант С2*: страта №1 в позиции 12, страта №2 в позиции 3, страта №3 в позиции 5, страта №4 в позиции 8, страта №5 между позициями 8 и 9, страта №6 между позициями 10 и 11.

*Вариант С3*: страта №1 в позиции 12, страта №2 в позиции 3, страта №3 в позиции 5, страта №4 между позиции 8, страта №5 между позициями 8 и 9, страта №6 в позиции 11.

*Вариант С4*: страта №1 в позиции 12, страта №2 в позиции 3, страта №3 в позиции 5, страта №4 в позиции 6, страта №5 между позициями 8 и 9, страта №6 в позиции 11.

Данное количество вариантов обосновано вышеописанными биомеханическими принципами работы гексаподов.

Во второй серии экспериментов мы исследовали *вариант С3*, показавший наилучшие репозиционные возможности. Исследование проводили последовательно при расстоянии между опорами в 120 мм, 150 мм и 200 мм.

В третьей серии экспериментов в *варианте С3* расположения страт поочередно заменяли прямые пластики на z-образные у страт №1, №2, №3, №4, №5 и №6.

### **2.2.2.3. Исследование репозиционных возможностей аппарата Орто-СУВ для коррекции деформаций с вершиной на уровне дистальной трети бедра**

Компоновка опор аппарата внешней фиксации для коррекции деформаций с вершиной в дистальной трети бедра приведена на рис. 2.5.

В первой серии было исследовано 5 вариантов расположения страт аппарата Орто-СУВ, которые согласно МУОЧО выглядят следующим образом:

*Вариант Д1:* страта №1 в позиции 2, страта №2 в позиции 4, страта №3 в позиции 6, страта №4 в позиции 8, страта №5 в позиции 10, страта №6 в позиции 12.

*Вариант Д2:* страта №1 в позиции 2, страта №2 в позиции 4, страта №3 в позиции 6, страта №4 в позиции 8, страта №5 между позициями 10 и 11, страта №6 в позиции 1.

*Вариант Д3:* страта №1 в позиции 2, страта №2 в позиции 4, страта №3 между позициями 5 и 6, страта №4 в позиции 8, страта №5 в позиции 10, страта №6 в позиции 12.

*Вариант Д4:* страта №1 в позиции 2, страта №2 в позиции 4, страта №3 в позиции 5, страта №4 в позиции 8, страта №5 между позициями 10 и 11, страта №6 в позиции 12.

*Вариант Д5:* страта №1 в позиции 2, страта №2 в позиции 4, страта №3 в позиции 5, страта №4 в позиции 8, страта №5 между позициями 10 и 11, страта №6 между позициями 1 и 12.

Во второй серии экспериментов мы исследовали *вариант Д3*, показавший наилучшие репозиционные возможности. Исследование проводили последовательно при расстоянии между опорами в 120 мм, 150 мм и 200 мм.

В третьей серии экспериментов в *варианте Д3* расположения страт поочередно заменяли прямые пластики на z-образные у страт №1, №2, №3, №4, №5 и №6.

#### 2.2.2.4. Исследование жесткости остеосинтеза компоновок аппарата Орто-СУВ для коррекции деформаций бедренной кости

Исследовали жесткость остеосинтеза компоновок, которые показали наилучшие репозиционные возможности (рис. 2.16а,б,в). Мы исследовали жесткость, обеспечиваемую как исходными компоновками, так и после их модульной трансформации (МТ) (рис. 2.16г,д,е).

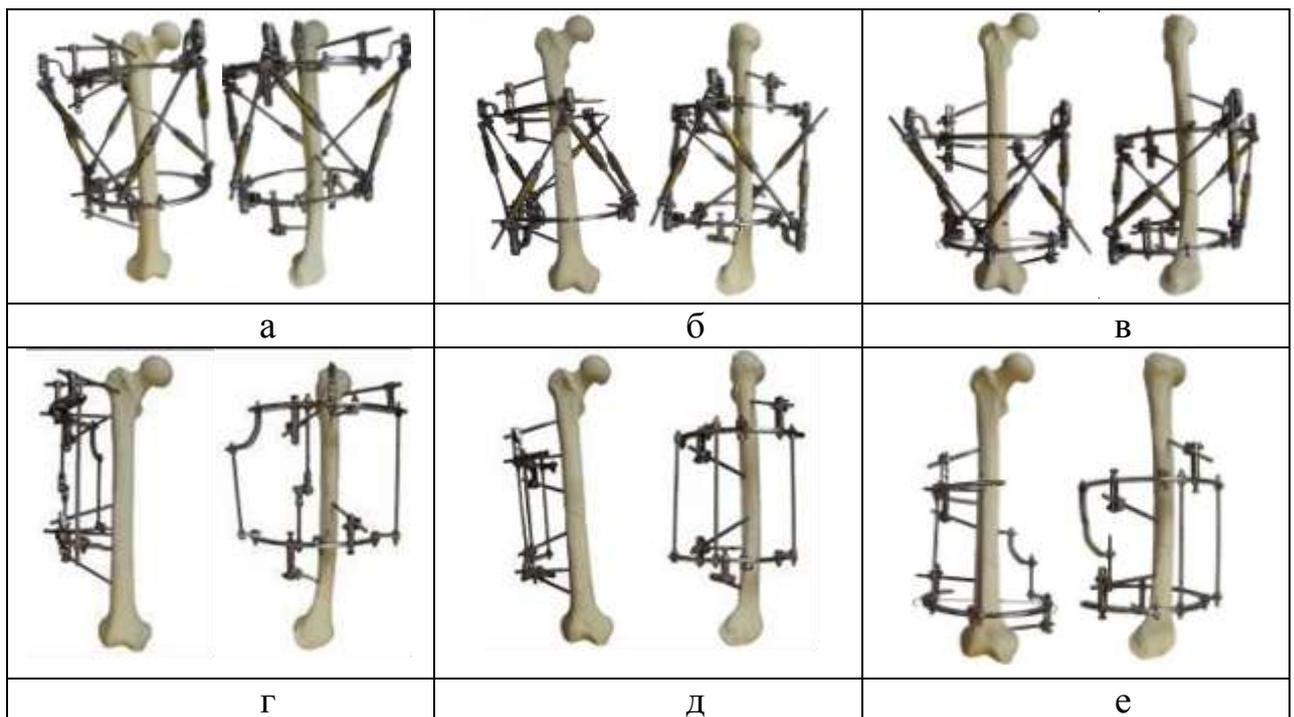


Рис. 2.16. Компоновки аппарата Орто-СУВ для остеосинтеза бедренной кости имеющие лучшие репозиционные возможности: а – вид компоновки для проксимальной трети; б – вид компоновки для средней трети; в – вид компоновки для дистальной трети; г – вид компоновки для проксимальной трети после МТ; д – вид компоновки для средней трети после МТ; е – вид компоновки для дистальной трети после МТ

Жесткость остеосинтеза определялась в соответствии с медицинской технологией №ФС-2005/021 «Метод исследования жесткости чрескостного остеосинтеза при планировании операций» (Корнилов Н.В. с соавт., 2005), которая предполагает соблюдение алгоритма стандартных действий и расчетов по определению основных характеристик жесткости аппарата внешней фиксации. Метод обеспечивает возможность воспроизведения эксперимента и проверки, данных исследования с использованием «Метода унифицированного обозначения чрескостного остеосинтеза» (Соломин Л.Н. с соавт., 2004), а также приложением стандартных смещающих усилий.

При данном методе исследования вопрос об использовании в качестве имитатора кости образцов из дерева, металла или пластика не является принципиальным. Это объясняется тем, что при моделировании смещающих усилий, деформация имитаторов кости характеризуется бесконечно малыми величинами по сравнению с деформацией чрескостных элементов. Использование трупных костей также не дает явных преимуществ, однако имеются существенные трудности при взятии трупных костей с одинаковыми антропометрическими данными, а также ограничения по законодательным и этическим причинам. Поэтому в качестве имитатора кости использовали деревянные стержни диаметром 30 мм.

В эксперименте исследовали реакцию компоновок аппарата Орто-СУВ на смещающие нагрузки в шести стандартных степенях свободы (рис. 2.17):

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  $F_{3\text{сгиб}}$  и  $F_{3\text{разг}}$ ;

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

Эксперименты проводились на основании следующего допущения: если смещение нагружаемого имитатора кости достигло 1 мм или  $1^\circ$ , нагрузка считалась предельной, и ее дальнейшее приращение прекращалось.

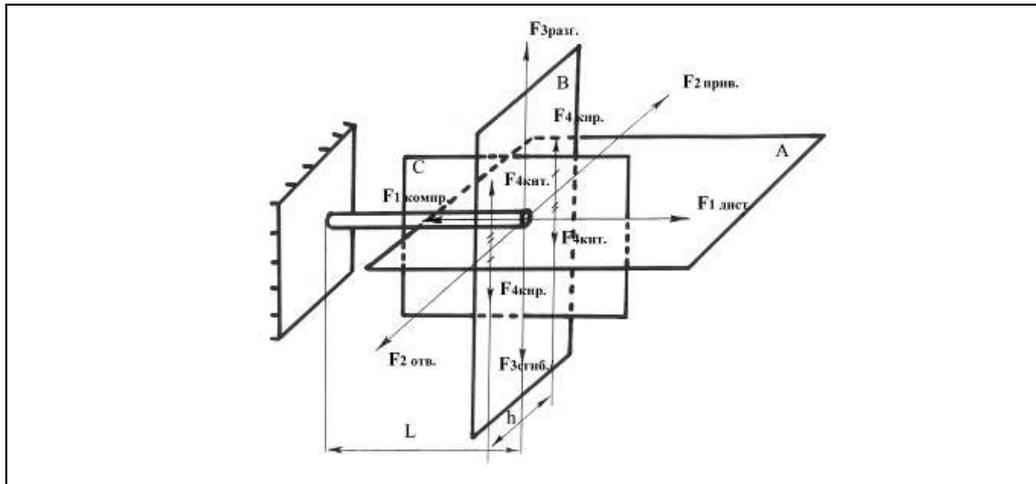


Рис. 2.17. Общая схема стандартных смещающих нагрузок:  $F_1$  – продольная сила для моделирования дистракции и компрессии;  $F_2$  – поперечная сила для моделирования отведения и приведения;  $F_3$  – поперечная сила для моделирования сгибания и разгибания;  $F_4$  – ротационная сила для моделирования торсии кнутри и кнаружи; А – фронтальная плоскость; В – горизонтальная (трансверзальная плоскость); С – сагиттальная плоскость

Полученные результаты сравнивали с известной жесткостью остеосинтеза по Илизарову для каждого уровня бедренной кости (рис. 2.18).

Для сравнения использовали значения *коэффициента жесткости (K)*. *Коэффициент жесткости* - это отношение внешних нагрузок к линейным и угловым перемещениям. Чем больше коэффициент жесткости, тем больше жесткость фиксации костных фрагментов. Например, коэффициенты жесткости дистракции  $K_{дистр}$  и компрессии  $K_{компр}$  измерялись следующим образом:

$$K_{дистр} = F_{1дистр} / U_{дистр}; \quad K_{компр} = F_{1компр} / U_{компр},$$

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

|  |   |   |
|--|---|---|
|                     |  |  |
| а  | б   | в   |
| <u>6-12; I,11-5; II,11-5; II,6-12</u> — <u>V,8-2; V,1-7</u> — <u>VII,2-8; VII,4-10</u> (а)           |   |   |
| arc 250  | 195   | 180   |
| <u>I,1-7; I,6-12</u> — <u>III,1-7; III,6-12</u> — <u>V,2-8; V,1-7</u> — <u>VII,2-8; VII,4-10</u> (б) |   |   |
| arc 250  | arc 250   | 180   |
| <u>III,6-12; III,1-7</u> — <u>V,2-8</u> — <u>VII,9-3; VIII,2-8; VIII,4-10</u> (в)                    |   |   |
| 195  | 195   | 180   |

Рис. 2.18. Схема остеосинтеза бедренной кости по Илизарову: а – проксимальной трети; б – средней трети; в – дистальной трети (Андрианов М.В., 2007)

Исследование проводилось на специальном стенде (рис. 2.19). Подробно описание конструкции стенда, методика выполнения эксперимента и формулы расчета коэффициентов жесткости приведены в приложении.

Для получения статистически значимых данных нами также было проведено по 30 экспериментов на 2 моделях аппарата Орто-СУВ для проксимальной трети бедра, на 2 моделях для средней трети и на 2 моделях для нижней трети. Всего выполнено 180 экспериментов.

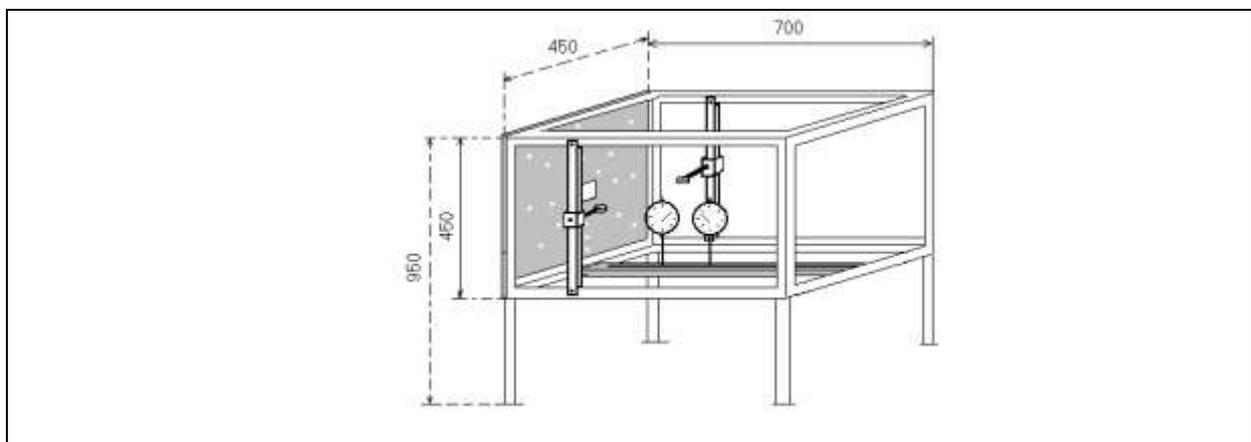


Рис. 2.19. Стенд для исследования жесткости чрескостного остеосинтеза

### **2.3. Изучение эффективности клинического применения компоновок аппарата Орто-СУВ**

Для изучения клинической эффективности разработанных компоновок мы провели сравнительный анализ точности коррекции деформации, а также клинических показателей, включающих продолжительность лечения, количество осложнений и функциональные результаты лечения в двух группах пациентов.

В *исследуемую группу* вошли пациенты, у которых для коррекции деформаций были применены разработанные нами компоновки аппарата Орто-СУВ (52 случая). *Контрольную группу* (80 случаев) составили пациенты, у которых коррекция деформации выполнялась аппаратом Илизарова с применением унифицированных репозиционных узлов («Илизаровских» шарниров). Таким образом, всего было проанализировано 132 случая коррекции деформаций бедренной кости выполненных у 127 пациентов в РНИИТО им. Р.Р. Вредена с 2000г. по 2012г. У всех пациентов, включенных в данное исследование, выполнялась коррекция деформации во времени.

Для статистической обработки использовали пол, возраст, этиологию деформаций, а также локализацию, тип, величину деформации, точность коррекции деформации и величину удлинения, которую определяли при рентгенографическом обследовании пациентов. Для этого мы использовали телерентгенограммы (long leg standing X-rays) всей нижней конечности во фронтальной плоскости и рентгенограммы бедра в сагиттальной плоскости, выполненные до операции и после демонтажа аппарата внешней фиксации. Все телерентгенограммы были выполнены по одинаковой методике. Пациент находился в положении стоя, коленные суставы полностью разогнуты, обращены кпереди (надколенник строго посередине мышечков бедренной кости). Укорочение конечности обязательно устраняли подставками под стопу нужной высоты для нивелирования компенсаторных механизмов. Расстояние между рентгеновской трубкой и кассетой было 3 м. По телерентгенограммам оценивали референтные линии и углы во фронтальной плоскости (Соломин Л.Н., 2005; Соломин Л.Н. с соавт., 2012; Krackow K.A., 1983; Moreland J.R. et. al., 1987;

Yoshioka Y. et al., 1987; Chao E.Y. et al., 1994; Cooke T.D. et al., 1994; Paley et al., 1994; Paley D., 2005; Solomon L. et al., 2007). В качестве основных референтных значений во фронтальной плоскости мы использовали механический наружный проксимальный (мЛПрБУ) и механический латеральный дистальный бедренный угол (мЛДБУ), а также девиацию механической оси нижней конечности (ДМО) (рис. 1.2а,б,д).

При смещении общей механической оси конечности от центра коленного сустава значения углов определяли относительно механической оси бедренной кости, проведенной из центра тазобедренного сустава в центр коленного сустава (рис. 2.20а). Измерение механических суставных углов относительно общей механической оси нижней конечности при ее смещении является ошибкой (Paley D., 2005; Solomin L.N., 2012) (рис. 2.20б).

В сагиттальной плоскости мы использовали анатомические референтные значения. Для деформаций дистального отдела бедренной кости использовали известный анатомический задний дистальный бедренный угол (аЗДБУ) (рис. 1.2б), а для деформаций диафизарного отдела бедренной кости - определенные нами референтные линии, характеризующие физиологический изгиб бедренной кости (глава 3, рис. 3.26.). Описание методики изучения данных линий приведено ниже.

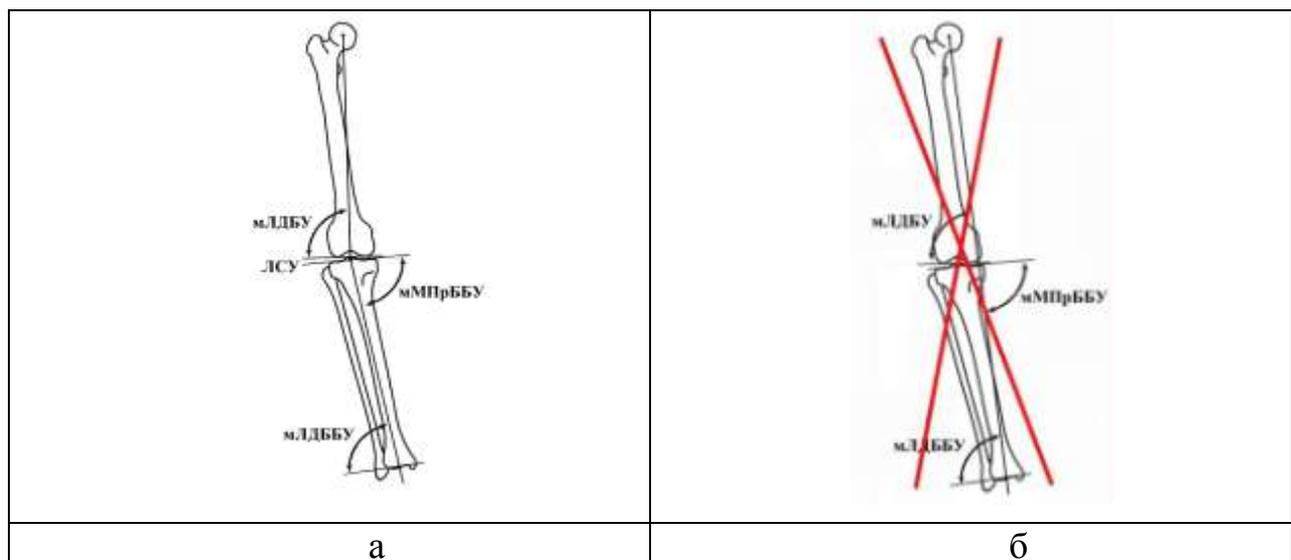


Рис. 2.20. Пример правильного (а) и ошибочного (б) определения значений механических суставных углов при смещении общей механической оси конечности

Механическая ось на телерентгенограммах во фронтальной плоскости проходила как медиально (при варусной деформации), так и латерально (при вальгусной деформации) от центра коленного сустава. Значения ДМО (в миллиметрах), среднее, минимальное и максимальное значения, а также стандартное отклонение при медиальном и латеральном отклонении механической оси мы считали отдельно. Мы *не объединили* эти две группы (с положительным и отрицательным значением), потому что значение *средней ошибочно и было бы близким к нулю, несмотря даже на большие величины ДМО*. Аналогичным образом значения мЛПрБУ и мЛДБУ мы оценивали отдельно при варусной и вальгусной деформации (Marangoz S. et al., 2008). В сагиттальной плоскости значения аЗДБУ оценивали отдельно при антекурвационной и рекурвационной деформации (Catagni M.A. et al., 1994; Weale A.E. et al., 2001; Adili A. et al., 2002).

За величину угловой деформации во фронтальной плоскости мы принимали значение угла, который образуется при пересечении механической оси проксимального костного фрагмента с механической осью дистального отделов бедренной кости (рис. 2.21а). За величину угловой деформации в сагиттальной плоскости принимали значение угла, образующегося при пересечении анатомических осей проксимального отделов бедренной кости (рис.2.21б) (Соломин Л.Н. с соавт., 2012; Paley D., 2005).

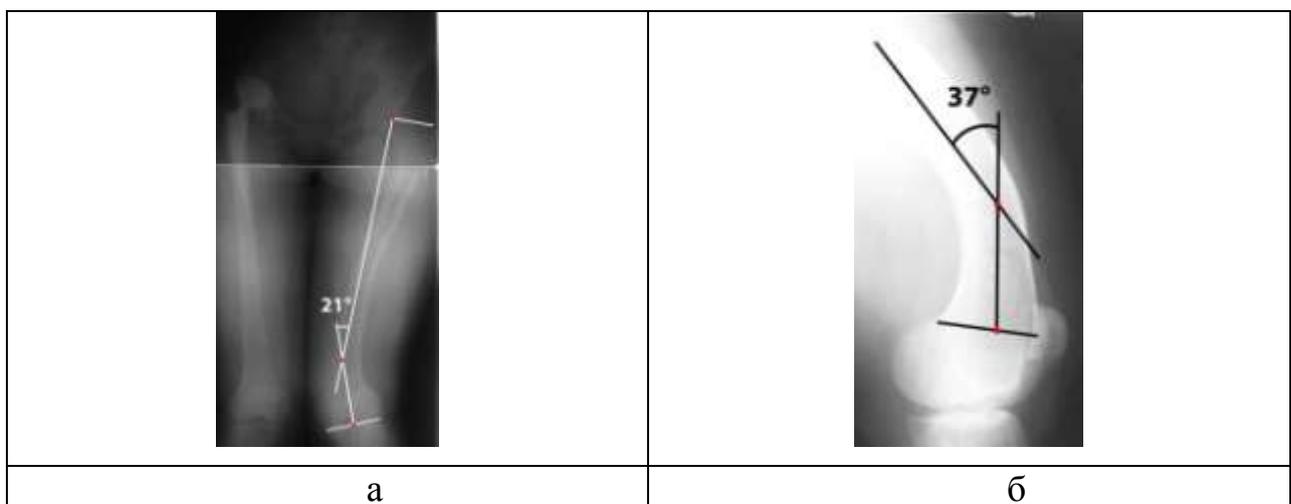


Рис. 2.21. Определения величины угловой деформации: а - во фронтальной плоскости на основании механических осей бедренной кости; б – в сагиттальной плоскости на основании анатомических осей бедренной кости

Величину ротационной (торсионной) деформации в большинстве случаев определяли клинически, сравнивая амплитуды ротационных движений в тазобедренных суставах больной и здоровой нижних конечностей. При ограничении движений в тазобедренном суставе для точного определения величины торсионной деформации выполнялась компьютерная томография. Компьютерная томография была выполнена у 42% пациентов с торсионной деформацией бедра. Для определения величины торсии бедренной кости использовали метод определения антеверсии проксимального отдела бедренной кости предложенный М. Prokop (2003). Значение антеверсии более  $25^\circ$  расценивали как внутреннюю торсию бедренной кости, значение менее  $20^\circ$  или ретроверсию - как наружную торсию бедренной кости (рис. 2.22).

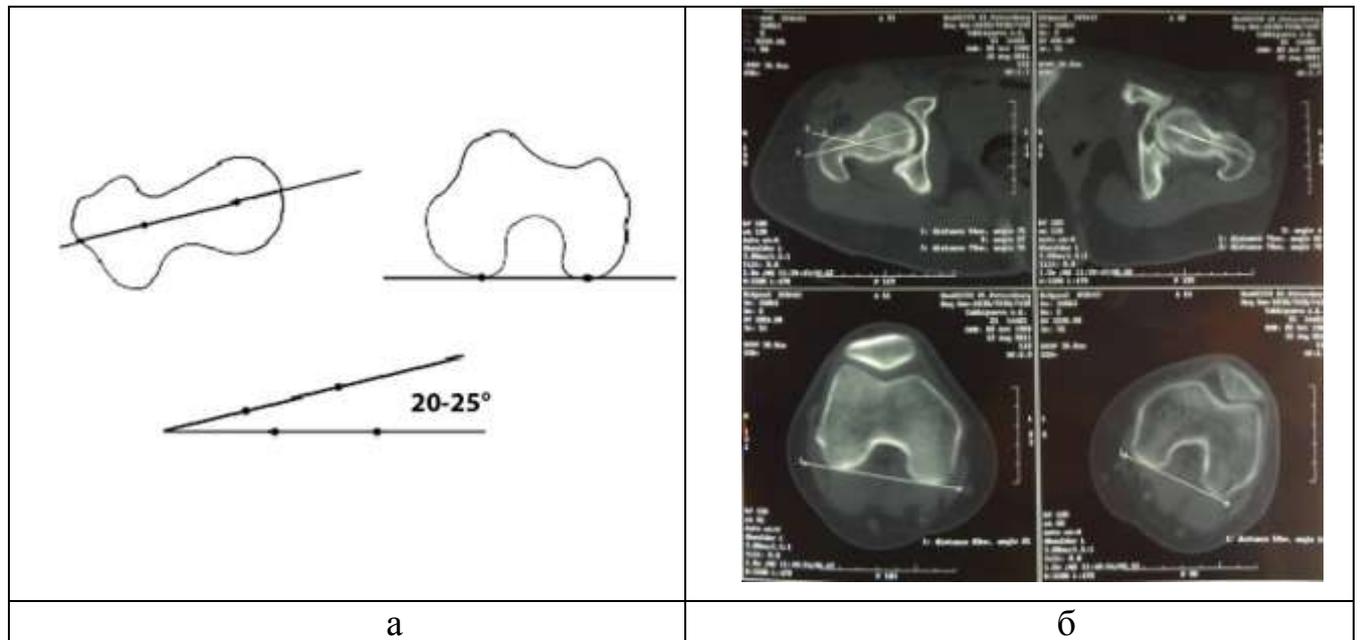


Рис. 2.22. Определение величине антеверсии проксимального отдела бедренной кости: а – схема из Prokop M., Galanski M., 2003; б – КТ пациента с наружной торсионной деформацией левой бедренной кости

Величину укорочения определяли по телерентгенограммам, сравнивая длину поврежденной и здоровой конечности.

Согласно *классификации деформаций* (Соломин Л.Н. с соавт., 2008; Solomin L.N. et al., 2008, 2012) мы разделили пациентов в каждой группе на три подгруппы по типу деформации: пациенты с простыми деформациями (одноплоскостными - однокомпонентными), пациенты со средними

деформациями (одно-, двух- и трехплоскостными - двух- и трехкомпонентными) и пациенты со сложными деформациями (двух- и трехплоскостными многокомпонентными).

В зависимости от локализации вершины деформации мы выделили четыре подгруппы:

I подгруппа – деформации, вершина которых располагается в проксимальной трети бедренной кости;

II подгруппа – деформации, вершина которых располагается в средней трети бедренной кости;

III подгруппа – деформации, вершина которых располагается в дистальной трети бедренной кости;

IV подгруппа – деформации, имеющие две вершины.

Для изучения эффективности разработанных компоновок и сравнения полученных результатов с результатами в контрольной группе и результатами других авторов, мы принимали во внимание общепринятые показатели специфичные для чрескостного остеосинтеза (рис. 2.23). Весь срок лечения пациентов был разделен на три периода (Попков А.В., 1994; De Bastiani G. V. et al., 1987; Canadell J. et al., 1993).



Рис. 2.23. Используемые характеристики чрескостного остеосинтеза

*Период коррекции* деформации (дистракции) (К) – время от начала коррекции деформации до момента ее полного устранения. *Период фиксации* (Ф) – время от момента окончания коррекции деформации до демонтажа аппарата. *Период остеосинтеза* (О) – время от момента операции до демонтажа аппарата внешней фиксации. С учетом конечной величины удлинения производили расчет индексов фиксации и остеосинтеза. *Индекс фиксации* (ИФ) – это отношение времени фиксации в АВФ к величине удлинения (Попков А.В. с соавт., 1991; Попков А.В., 1994). *Индекс остеосинтеза* (ИО) – это отношение времени нахождения пациента в АВФ к величине удлинения (Архипов Г.К., 1987; De Bastiani G. B. et al., 1987; Canadell J. et al., 1993; Tesiorowski M. et al., 1994; Zarek S. et al., 1994; Sakurakichi K. et al., 2002).

В каждой группе определяли количество осложнений, дополнительных оперативных вмешательств и манипуляций. При анализе осложнений использовали разработанную J.Caton (1991) классификацию, связывающую осложнения с результатами лечения и включающую в себя 3 категории:

1 категория – осложнений нет или минимальные осложнения, не влияющие на результат лечения (остаточные деформации, не нарушающие ось конечности, контрактуры смежных к удлиняемому сегменту суставов легкой степени, воспаления мягких тканей вокруг чрескостных элементов, купирующиеся консервативным лечением, тракционная невропатия, устраняющаяся консервативно);

2 категория – осложнения, при которых требовались дополнительные хирургические вмешательства, не планируемые в начале лечения и не влияющие на его конечный результат (преждевременная консолидация на уровне удлинения, деформация или перелом на уровне регенерата с возможностью закрытой репозиции и восстановлением длины и оси конечности, достигнутых после основного этапа хирургического лечения, подвывих в смежном к удлиняемому сегменту суставе, воспаление мягких тканей вокруг чрескостных элементов, требующие их перепроведения);

3 категория – значимые осложнения, требующие дополнительных хирургических вмешательств и повлиявшие на конечный результат проводимого лечения, при котором планируемая цель лечения достигнута не была (переломы и деформации на уровне регенерата с невозможностью устранения деформации и восстановления достигнутой длины конечности при помощи репозиции, вывих в смежном к удлиняемому сегменту суставе, а также контрактуры тяжелой степени, требующие хирургического вмешательства, спицевой остеомиелит, стойкие неврологические нарушения не купирующиеся консервативным путем). Пациентов с двумя и более осложнениями относили к категории с более тяжелыми осложнениями.

Функциональные результаты лечения оценивали до операции, через 6 месяцев и через 1 год после снятия аппарата. Использовали опросник SF-36 и шкалу LEFS.

Опросник качества жизни SF-36 (англ. The Short Form-36) - это неспецифический опросник для оценки качества жизни пациента, широко используемый при проведении исследований качества жизни при любых заболеваниях. SF-36 состоит из 36 вопросов, сгруппированных в восемь шкал: физическое функционирование, ролевая деятельность, телесная боль, общее здоровье, жизнеспособность, социальное функционирование, эмоциональное состояние и психическое здоровье (Ware J.E. et al., 1994). Показатели каждой шкалы составлены таким образом, что чем выше значение показателя (от 0 до 100), тем лучше оценка по избранной шкале. Из них формируют два параметра: психологический и физический компоненты здоровья. Результаты представляются в виде 8 шкал (более высокая оценка указывает на более высокий уровень «качества жизни»). Шкалы группируются в два показателя: «физический компонент здоровья» и «психологический компонент здоровья».

Функциональная шкала для нижней конечности (Lower Extremity Functional Scale, или LEFS) (Белова А.Н. с соавт., 2002) состоит из 20 утверждений, оцениваемых по 4-х бальной системе от «нет трудностей» (4 балла) до «выраженные трудности или невозможность выполнения» (0 баллов) (Binkley J.A.

et al., 1999). Пациенты заполняли опросник самостоятельно. Подсчет производился суммированием баллов по всем пунктам (максимальное число баллов равно 80, минимальное – 0). По полученной сумме баллов оценивали общую функцию конечности следующим образом: выраженные трудности или отсутствие функции (0-19 баллов); значительное ограничение функции (20-39 баллов); умеренное ограничение функции (40-59 баллов); небольшое ограничение (60-79 баллов); нет ограничения функции (80 баллов).

#### **2.4. Изучение референтных линий диафиза бедренной кости в сагиттальной плоскости**

Для определения референтных значений характеризующих анатомию диафиза бедренной кости в сагиттальной плоскости нами были изучены 30 бедренных костей взрослых людей обоего пола в возрасте от 21 до 56 лет. Исследование проводилось следующим образом. Выполнялись фотографии всех бедренных костей в строго сагиттальной плоскости с одинакового расстояния одной цифровой камерой, закрепленной в штативе. Затем фотографии обрабатывались в графическом редакторе Adobe Photoshop CS3. В программе создавали скиаграмму бедренной кости, проводили среднедиафизарные линии (анатомические оси) отдельно для проксимальной, средней и дистальной трети диафиза (рис. 2.24). Значения углов, образующихся при пересечении осей фрагментов замеряли, используя возможности программы.

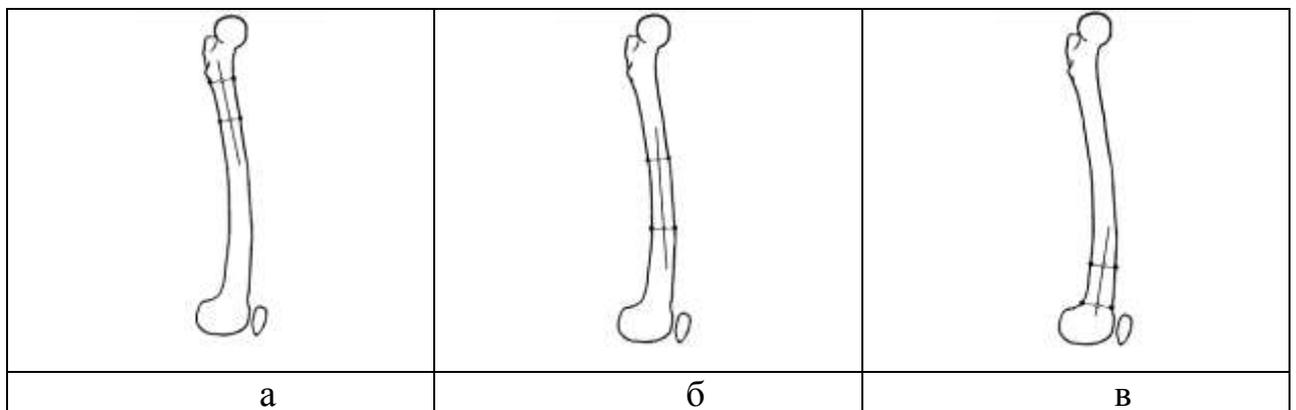


Рис. 2.24. Методика определения анатомических (среднедиафизарных) линий бедренной кости в сагиттальной плоскости: а – на уровне проксимальной трети; б – на уровне средней трети; в – на уровне дистальной трети

## **2.5. Обоснование оптимизации клинической части технологии применения аппарата Орто-СУВ для лечения пациентов с деформациями бедренной кости**

Для решения задач № 2 и №4 использовали опыт клинического применения аппарата Орто-СУВ при лечении 52 пациентов с деформацией бедренной кости. Было проанализировано 119 расчетов в компьютерной программе Орто-СУВ по планированию коррекции деформаций. Определение особенностей “прохождения” каждого из 13 шагов программы при коррекции деформаций бедренной кости, а также нюансы и приемы, облегчающие, упрощающие ее использование и позволяющие избежать ошибок и осложнений, нашли свое отражение в специальном разделе главы 4.

Кроме этого, опыт применения технологии Орто-СУВ был использован для разработки рекомендаций по оптимизации ее составных частей, а именно показаний и противопоказаний, особенностей оснащения, предоперационного планирования и послеоперационного периода.

## **2.6. Статистические методы анализа результатов исследования**

Полученные результаты обрабатывались с использованием программной системы STATISTICA for Windows (версия 9.0).

Мы имели 2 массива исходных данных. В одном были результаты измерений, полученных в эксперименте на моделях, позволяющих оценить репозиционные возможности различных компоновок аппарата Орто-СУВ. В другом, содержались сведения о клинических наблюдениях за пациентами 2-х групп, пролеченных по поводу деформаций бедренной кости в аппарате Илизарова и с помощью аппарата Орто-СУВ.

Для анализа результатов эксперимента мы оценивали величину смещения в различных плоскостях. Для сравнения смещений при разных компоновках использовали критерии Манна-Уитни, медианный хи-квадрат и модуль ANOVA.

По массиву клинических результатов в анализируемых группах проводили полное статистическое описание полученных данных:

- исходное состояние пациентов (общие сведения, этиология деформаций, локализация и тяжесть деформаций, наличие сопутствующей патологии);
- характеристики проводимого лечения (применение аппарата Илизарова или аппарата Орто-СУВ);
- а также результаты лечения, описываемые длительностью лечения, точностью коррекции, функциональными результатами, количеством осложнений.

Нами выполнялись построение и визуальный анализ корреляционных полей связи между анализируемыми параметрами, а также расчет корреляционных матриц на основе линейной корреляции и непараметрических методов.

Сопоставление частотных характеристик качественных показателей (пол, диагноз, сопутствующая патология, сложность и локализация деформаций) проводилось с помощью непараметрических методов  $\chi^2$ ,  $\chi^2$  с поправкой Йетса (для малых групп), критерия Фишера.

Сравнение количественных параметров (возраст, значения референтных линий и углов, длительность коррекции, продолжительность фиксации, общий период остеосинтеза, величина удлинения, индексы фиксации и остеосинтеза и др.) в исследуемых группах осуществлялось с использованием непараметрических критериев Манна-Уитни, медианного хи-квадрат и модуля ANOVA (Реброва О.В., 2002; Юнкеров В.И., Григорьев С.Г., 2005).

Оценка изучаемых показателей в динамике (включая шкалы качества жизни и функциональных возможностей) после проведенного лечения выполнялась с помощью критерия знаков и критерия Вилкоксона (Реброва О.В., 2002; Юнкеров В.И., Григорьев С.Г., 2005).

Для графического представления полученных результатов мы использовали возможности системы Statistica for Windows. Количественные показатели в различных исследуемых подгруппах для полноты описания и удобства восприятия и сравнения нами представили в форме «Box & Whisker Plot», когда на одном поле при различных группировках на основе качественных критериев

отражены - среднее значение, ошибка среднего и стандартное отклонение для указанного параметра.

Критерием статистической достоверности получаемых результатов мы считали общепринятую в медицине величину  $p < 0,05$ . Вывод о наличии или отсутствии достоверных различий делался в том случае, если мы имели одинаковые результаты по всему множеству применявшихся критериев, что позволяло говорить об устойчивости формулируемых выводов (Реброва О.В., 2002; Юнкеров В.И., Григорьев С.Г., 2005).

### Глава 3. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ОБОСНОВАНИЕ КОРРЕКЦИИ ДИАФИЗАРНЫХ ДЕФОРМАЦИЙ БЕДРЕННОЙ КОСТИ ПРИ ПОМОЩИ АППАРАТА Орто-СУВ

#### 3.1. Обоснование оптимальной компоновки аппарата Орто-СУВ для коррекции деформаций проксимальной трети бедренной кости

Согласно принятому дизайну исследования, для определения оптимальной компоновки исследовали репозиционные и фиксационные возможности одиннадцати моделей.

##### 3.1.1. Исследование репозиционных возможностей

Данные, полученные в результате исследования трех вариантов расположения страт аппарата Орто-СУВ, представлены в таблице 3.1 и на рисунках 3.1 - 3.2. Исходное расстояние между опорами во всех случаях было 150 мм.

Таблица 3.1

Репозиционные возможности различных вариантов (П1, П2 и П3)  
компоновок стратааппарата Орто-СУВ для проксимальной трети бедра

| Перемещение  | Вариант П1        | Вариант П2        | Вариант П3        |
|--|-------------------|-------------------|-------------------|
| Трансляция во фронтальной плоскости кнутри/кнаружи         | 43±1,3/<br>70±1,1 | 30±1,0/<br>35±1,1 | 48±0,9/<br>67±1,1 |
| Трансляция в сагиттальной плоскости кпереди/кзади          | 40±1,1/<br>65±1,6 | 35±0,9/<br>45±0,9 | 40±2,0/<br>65±0,8 |
| Ангуляция во фронтальной плоскости варус/вальгус           | 37±1,6/<br>24±1,5 | 25±1,5/<br>25±1,5 | 43±0,6/<br>28±1,6 |
| Ангуляция в сагиттальной плоскости антекурвация/рекурвация | 31±2,4/<br>36±1,2 | 30±0,8/<br>20±1,0 | 35±0,9/<br>42±1,0 |
| Ротация внутренняя/<br>Ротация наружная                    | 12±1,2/<br>19±1,3 | 23±1,6<br>24±1,6  | 27±0,6/<br>23±1,0 |

Приведены средние значения и стандартное отклонение

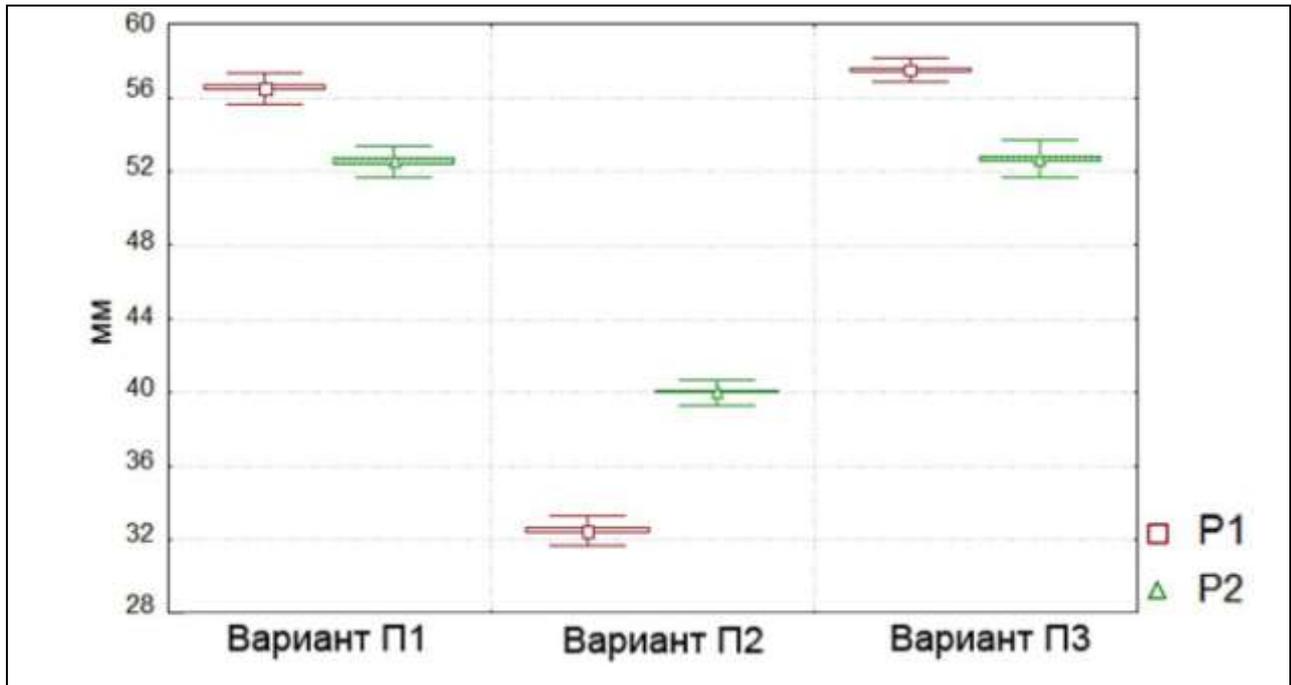


Рис. 3.1. Сравнение репозиционных возможностей различных вариантов компоновок страт аппарата Орто-СУВ для проксимальной трети бедра по плоскопараллельным перемещениям по ширине: P1 - во фронтальной плоскости (кнутри/кнаружи); P2 - в сагиттальной плоскости (кпереди/кзади)

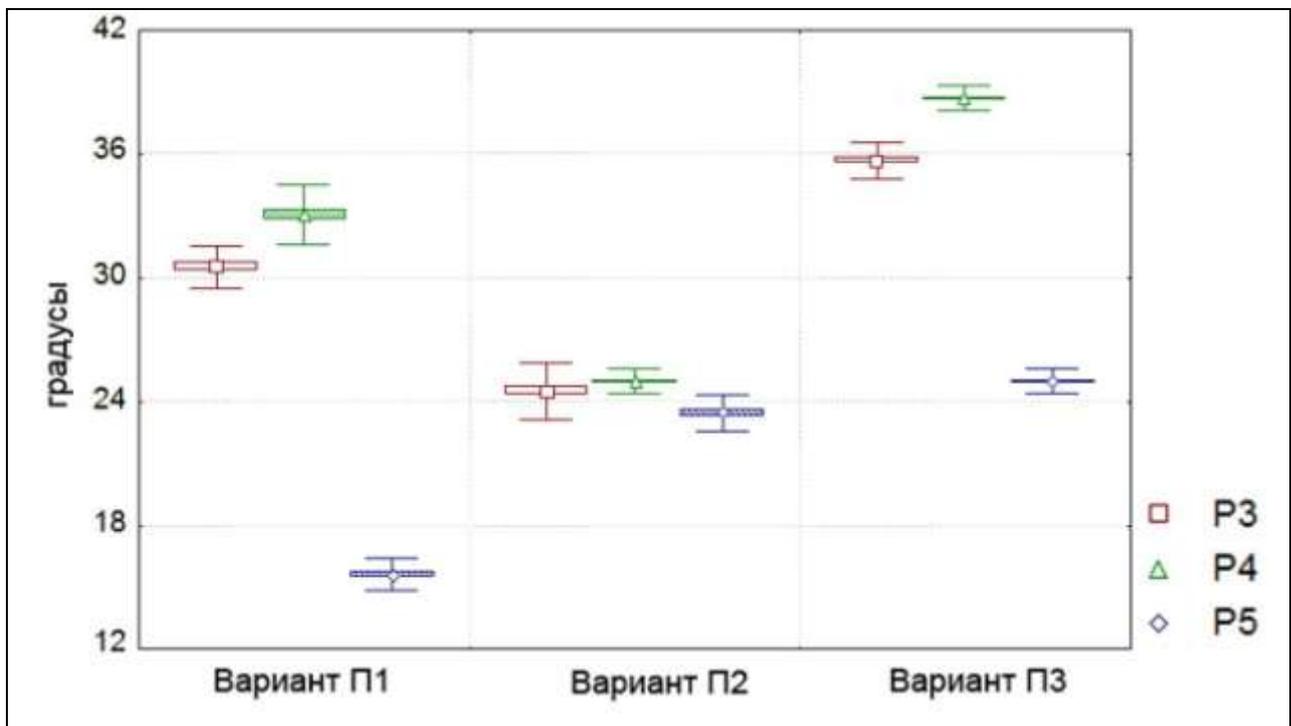


Рис. 3.2. Сравнение репозиционных возможностей различных вариантов компоновок страт аппарата Орто-СУВ для проксимальной трети бедра по коррекции угловой и ротационной деформации: P3 - во фронтальной плоскости (варус/вальгус); P4 – в сагиттальной плоскости (антекурвация/рекурвация); P5 – внутренняя ротация/наружная ротация

Из полученных результатов следует, что вариант П3 по показателям плоскопараллельного перемещения превосходит вариант П2 ( $p < 0,05$ ) и имеет одинаковые репозиционные возможности с вариантом П1 ( $p > 0,05$ ). По показателям коррекции угловой и ротационной деформации вариант П3 превосходит остальные варианты ( $p < 0,05$ ).

Таким образом, вариант П3 имеет максимальные репозиционные возможности почти во всех направлениях и является оптимальной компоновкой аппарата Орто-СУВ для коррекции деформаций, вершина которых располагается на уровне проксимальной трети бедра.

Во второй серии экспериментов мы исследовали изменение репозиционных возможностей варианта П3 при увеличении и уменьшении расстояния между опорами (табл. 3.2).

Таблица 3.2

Репозиционные возможности компоновки аппарата Орто-СУВ П3 для проксимальной трети бедра при разном расстоянии между опорами

| Перемещение  | Расстояние между опорами в 120 мм | Расстояние между опорами в 150 мм | Расстояние между опорами в 200 мм |
|--|-----------------------------------|-----------------------------------|-----------------------------------|
| Трансляция во фронтальной плоскости кнутри/кнаружи         | 15±0,8/<br>50±1,1                 | 48±0,8/<br>67±1,1                 | 63±1,7/<br>30±0,6                 |
| Трансляция в сагиттальной плоскости кпереди/кзади          | 30±1,9/<br>35±0,9                 | 40±1,1/<br>65±1,6                 | 65±0,8/<br>33±1,2                 |
| Ангуляция во фронтальной плоскости варус/вальгус           | 24±0,9/<br>13±0,9                 | 43±1,6/<br>28±1,5                 | 52±1,6/<br>30±1,6                 |
| Ангуляция в сагиттальной плоскости антекурвация/рекурвация | 15±0,7/<br>40±0,6                 | 35±2,4/<br>42±1,2                 | 39±0,6/<br>43±0,6                 |
| Ротация внутренняя/<br>Ротация наружная                    | 5±0,6/<br>5±0,6                   | 27±1,2/<br>23±1,3                 | 25±0,8/<br>26±0,9                 |

Приведены средние значения и стандартное отклонение

Результаты показали, что при уменьшении расстояния между опорами до 120 мм репозиционные возможности уменьшаются для всех исследуемых видов перемещений фрагментов. Показатели трансляции уменьшились на 38-43% (рис. 3.3), ангуляции - на 29-48%, ротации - на 80% (рис. 3.4).

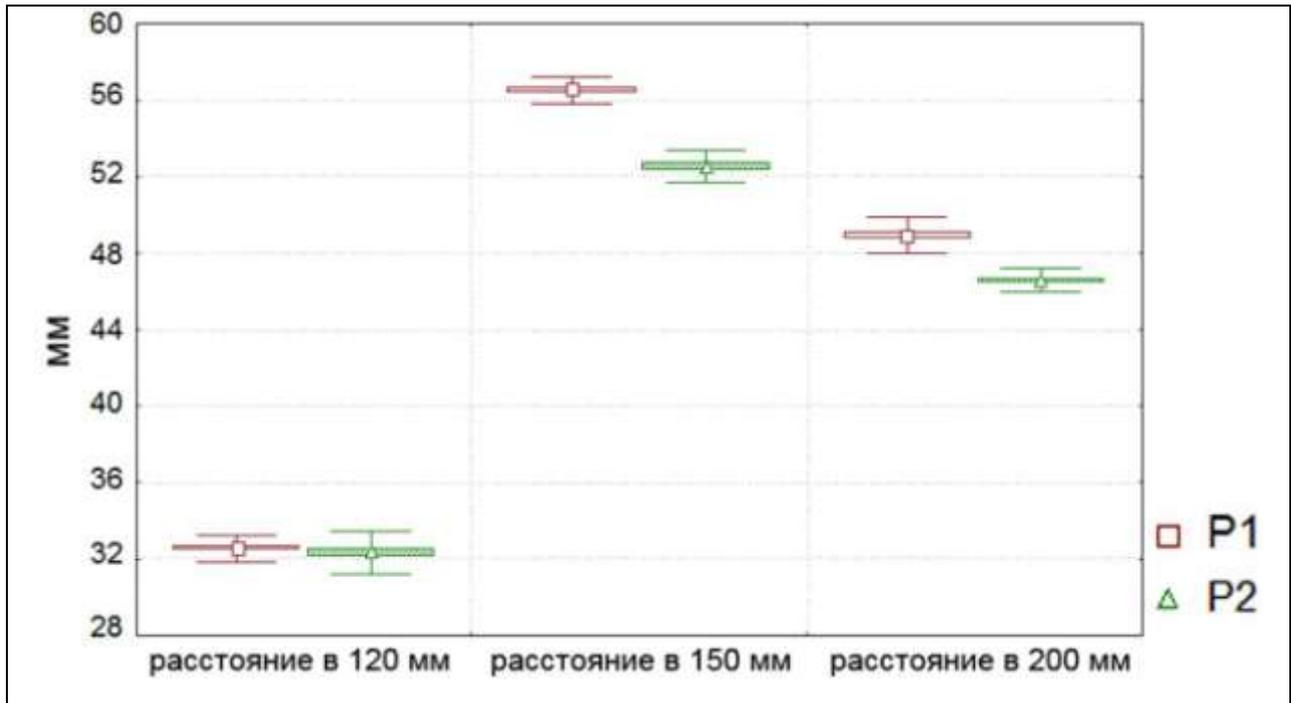


Рис. 3.3. Зависимость репозиционных возможностей варианта ПЗ компоновки страт аппарата Орто-СУВ от расстояния между опорами при плоскопараллельном перемещении по ширине: P1 - во фронтальной плоскости (кнутри/кнаружи); P2 - в сагиттальной плоскости (кпереди/кзади)

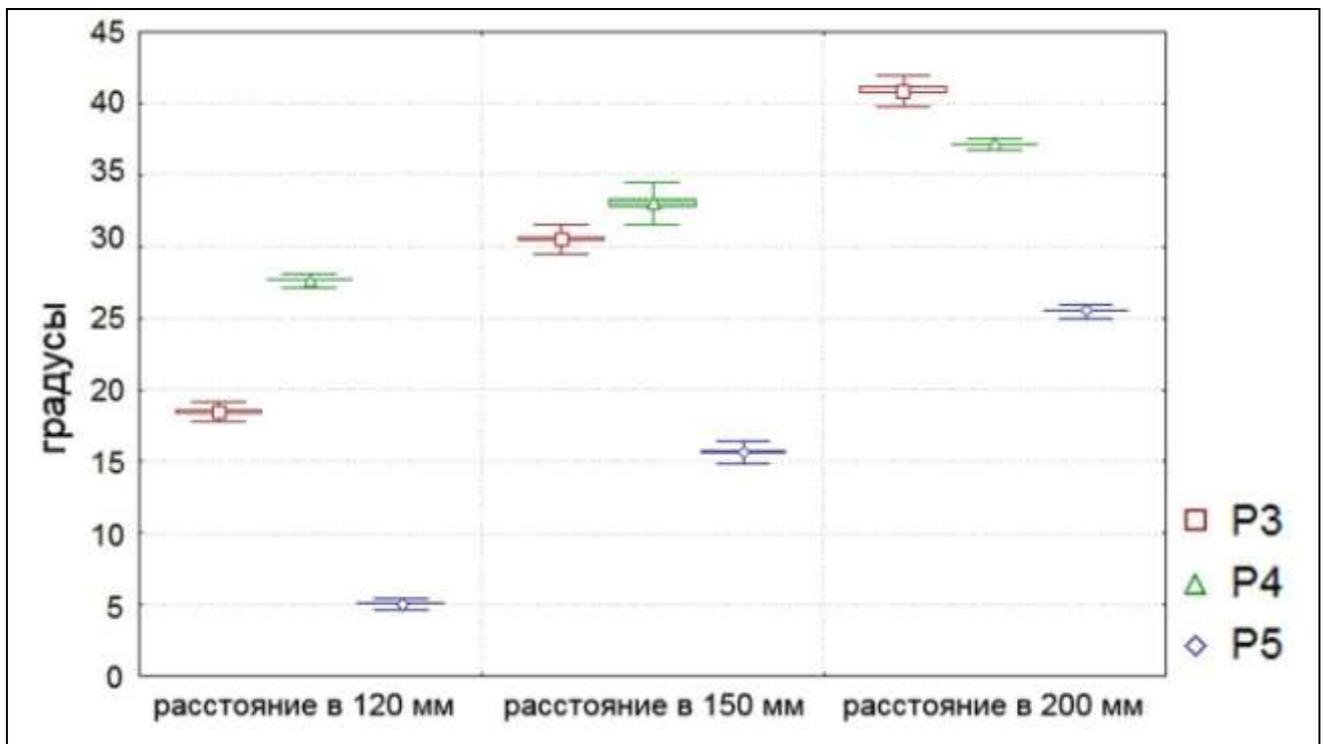


Рис. 3.4. Зависимость репозиционных возможностей варианта ПЗ компоновки страт аппарата Орто-СУВ от расстояния между опорами при коррекции угловой и ротационной деформации: P3 - во фронтальной плоскости (варус/вальгус); P4 - в сагиттальной плоскости (антекурвация/рекурвация); P5 - внутренняя ротация/наружная ротация

При этом в подавляющем большинстве экспериментов приращение смещения прекращалось из-за достижения какой-либо из страт минимальной длины, а не из-за контакта страт с «мягкими тканями» как в первой серии экспериментов. Кроме того, при расстоянии между опорами в 120 мм, страты нередко изначально находились под очень малым ( $\leq 30^\circ$ ) углом относительно опор, что ограничивало амплитуду движения в карданах.

Таким образом, можно сделать вывод, что ограничение репозиционных возможностей аппарата Орто-СУВ при уменьшении расстояния между опорами происходит по причине конструктивных особенностей самого аппарата.

Увеличение расстояния между опорами до 200 мм приводит к небольшому, но статистически значимому ( $p < 0,05$ ) уменьшению показателей трансляции во всех плоскостях (рис. 3.3). Показатели ангуляции во фронтальной плоскости и ротации имеют статистически значимое ( $p < 0,05$ ) увеличение. Увеличение показателей ангуляции в сагиттальной плоскости является статистически не значимым ( $p > 0,05$ ) (рис. 3.4). Причиной, лимитирующей перемещение, был контакт страт с «мягкими тканями».

Анализ результатов второй серии экспериментов показывает, что расстояние между опорами аппарата в 150 мм является оптимальным. Уменьшение расстояния достоверно приводит к уменьшению репозиционных возможностей, что связано с конструктивными особенностями аппарата. Увеличение расстояния между опорами приводит к значительному повышению репозиционных возможностей при ангуляции во фронтальной плоскости и ротации. Репозиционные возможности при трансляции уменьшаются во всех плоскостях. Кроме того, увеличение расстояния приводит к увеличению габаритов всего аппарата. В третьей серии экспериментов мы изучили изменение репозиционных возможностей варианта ПЗ при замене способа фиксации страт к опорам. Для этого мы поочередно фиксировали страты к опорам при помощи Z-образного пластика. Полученные результаты представлены в таблице 3.3.

Репозиционные возможности компоновки аппарата Орто-СУВ ПЗ для проксимальной трети бедра при фиксации страт Z-образными платиками (расстояние между опорами 150 мм)

| Перемещение  | Исходная компоновка | Страта №1         | Страта №2         | Страта №3         | Страта №4         | Страта №5         | Страта №6         |
|--|---------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|
| Трансляция во фронтальной плоскости кнутри/кнаружи         | 48±0,8/<br>67±1,1   | 46±0,4/<br>68±0,5 | 70±2,3/<br>65±1,7 | 46±2,4/<br>68±2,1 | 46±0,3/<br>68±0,5 | 48±0,3/<br>88±0,3 | 46±0,3/<br>68±0,6 |
| Трансляция в сагиттальной плоскости кпереди/кзади          | 40±1,1/<br>65±1,6   | 69±0,6/<br>64±0,6 | 40±1,1/<br>65±1,6 | 40±1,5/<br>75±0,8 | 40±0,3/<br>63±0,4 | 40±0,3/<br>73±0,8 | 57±0,3/<br>65±0,5 |
| Ангуляция во фронтальной плоскости варус/вальгус           | 43±1,6/<br>28±1,5   | 40±0,4/<br>28±0,3 | 43±1,6/<br>24±1,5 | 43±1,3/<br>30±0,8 | 55±0,5/<br>25±0,2 | 50±0,4/<br>24±0,3 | 40±0,4/<br>30±0,5 |
| Ангуляция в сагиттальной плоскости антекурвация/рекурвация | 35±2,4/<br>42±1,2   | 33±0,4/<br>45±0,6 | 35±1,1/<br>40±1,1 | 32±1,0/<br>43±1,4 | 35±0,4/<br>45±0,5 | 35±0,4/<br>45±0,4 | 29±0,5/<br>45±0,5 |
| Ротация внутренняя/<br>Ротация наружная                    | 27±1,2/<br>23±1,3   | 25±0,4/<br>31±0,4 | 29±1,5/<br>25±1,5 | 29±1,8/<br>25±1,6 | 28±0,3/<br>22±0,3 | 34±0,5/<br>22±0,3 | 24±0,5/<br>22±0,3 |

Анализ полученных результатов показывает, что репозиционные возможности компоновки страт увеличиваются в том направлении, которое совпадает с плоскостью Z-образного платика (рис. 3.5, 3.6). Чем больше это совпадение, тем больше эффект от Z-образного платика. Использование одного Z-образного платика достоверно ( $p < 0,05$ ) увеличивает показатели трансляции в среднем на 15-73%, ангуляции - на 16-46% и ротации - на 26-35%.

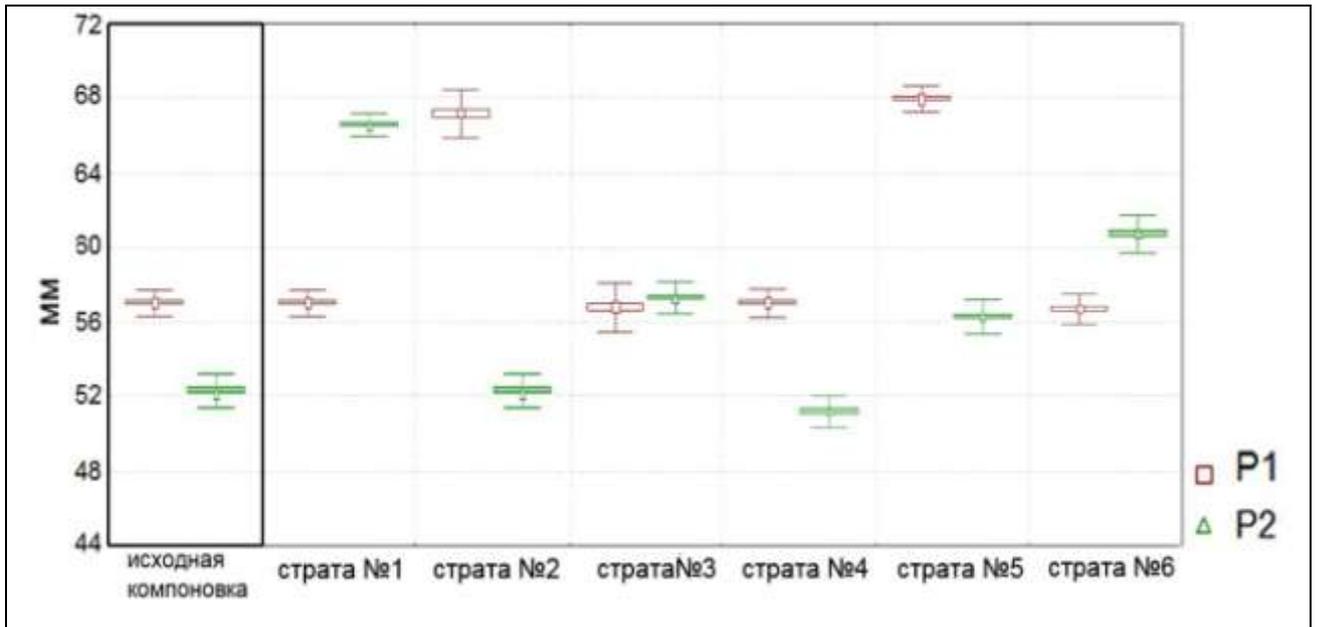


Рис. 3.5. Зависимость репозиционных возможностей варианта П3 компоновки страт аппарата Орто-СУВ от замены прямых платиков на z-образные при плоскопараллельном перемещении по ширине: P1 - во фронтальной плоскости (кнутри/кнаружи); P2 - в сагиттальной плоскости (кпереди/кзади)

Таким образом, можно сделать вывод, что применение Z-образных платиков позволяет эффективно повысить репозиционные возможности компоновки аппарата Орто-СУВ. Однако у Z-образных платиков имеется недостаток – они увеличивают габариты аппарата и могут создать дискомфорт для пациентов. Особенно это значимо при расположении платиков по медиальной и задней поверхности бедра. На уровне проксимальной трети для правого бедра - это позиции фиксации страт №2 и №3, для левого бедра страт №5 и №6. При фиксации страты №2 на правом бедре и страты №6 на левом Z-образный платик располагается по медиальной стороне, и будет ограничивать приведение конечности, создаст значительные трудности при ходьбе (рис.3.7а).

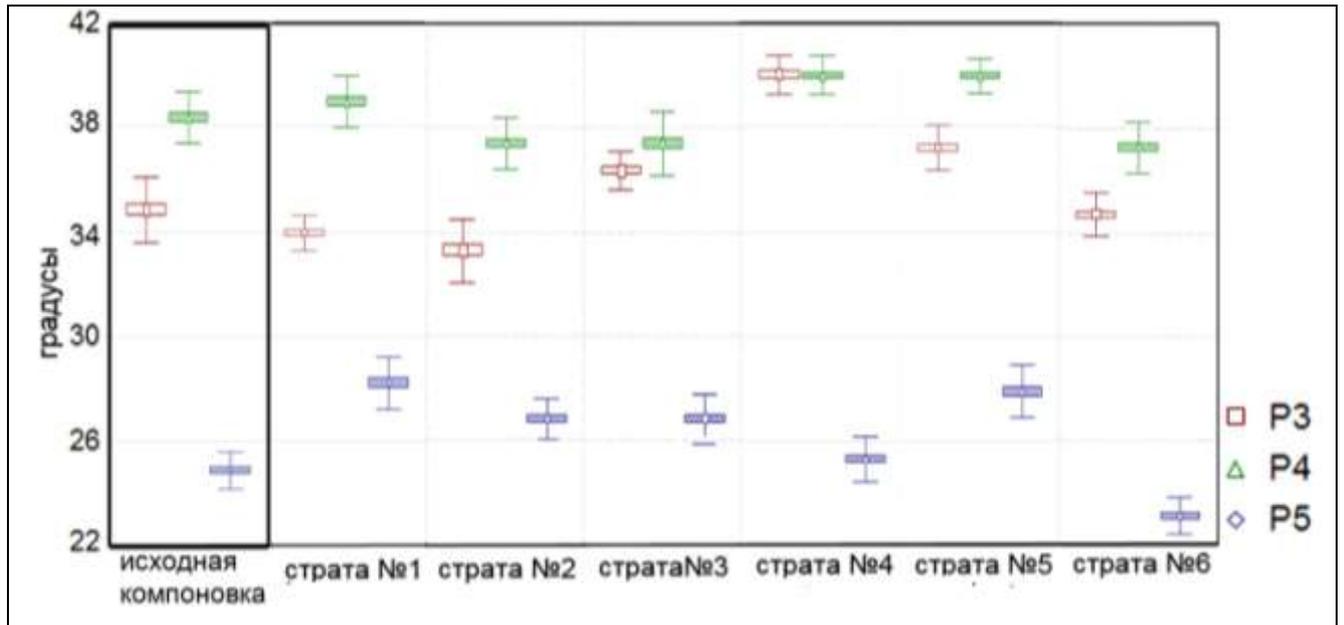


Рис. 3.6. Зависимость репозиционных возможностей варианта ПЗ компоновки страт аппарата Орто-СУВ от замены прямых платиков на z-образные при коррекции угловой и ротационной деформации: P3 - во фронтальной плоскости (варус/вальгус); P4 - в сагиттальной плоскости (антекурвация/рекурвация); P5 - внутренняя ротация/наружная ротация

Расположение Z-образного платика по задней стороне при фиксации страты №3 на правом бедре и страты №5 на левом бедре причиняет дискомфорт пациентам в положении лежа (рис.3.7б). Мы сталкивались с этим, когда после получения данных эксперимента пытались применить их в клинике.

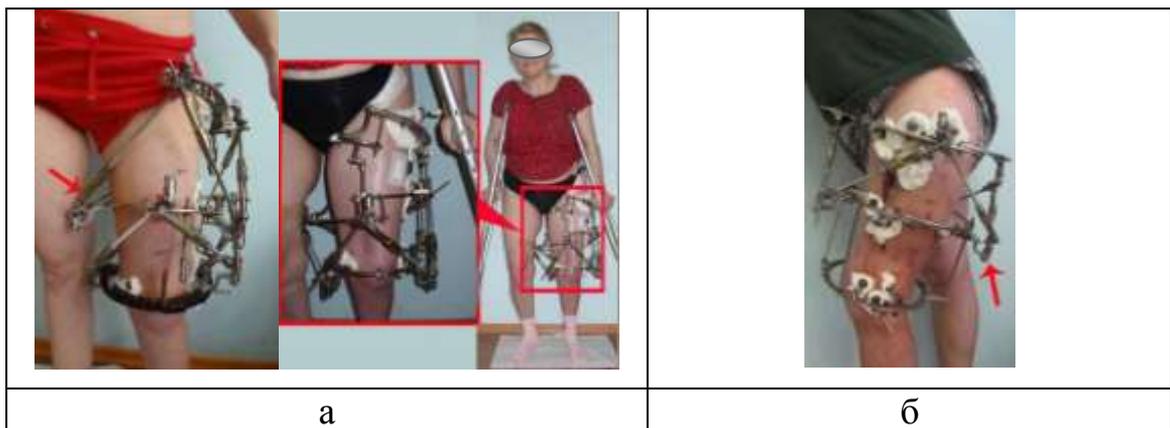


Рис. 3.7. Неудобства, создаваемые Z-образными платиками: а - при их расположении по медиальной стороне бедра; б - при их расположении по задней стороне бедра

В остальных локализациях Z-образные платики доставляют пациентам меньший дискомфорт. Таким образом, учитывая вышесказанное, можно считать, что оптимальными позициями для Z-образных платиков в компоновке для

проксимальной трети бедра являются места фиксации страт №1 и №5 на правом бедре и страт №1 и №3 на левом бедре. В этих позициях Z-образные пластики обеспечивают максимальное увеличение репозиционных возможностей компоновки и не ограничивают активность пациентов.

В завершение были определены требования для выполнения модульной трансформации аппарата после достижения коррекции (рис. 3.8 в,г):

- страты должны быть заменены резьбовыми соединительными стержнями;
- проксимальная опора должна быть уменьшена до секторной;
- дистальная опора должна быть уменьшена до размеров 1/2 кольца или сектора;
- количество чрескостных элементов в начале периода фиксации должно оставаться прежним, но по мере консолидации регенерата может быть уменьшено.

### **Резюме**

Результаты серий экспериментов по изучению репозиционных возможностей различных вариантов компоновок страт аппарата Орто-СУВ позволили разработать оптимальную компоновку для коррекции деформаций бедренной кости с вершиной в ее проксимальной трети (рис. 3.8). Данная компоновка имеет следующее расположение мест фиксации страт для правого бедра: на проксимальной опоре страта №1 фиксирована в позиции 12, страта №3 в позиции 6, страта №5 в позиции 10; на дистальной опоре страта №2 фиксирована в позиции 3, страта №4 в позиции 7, страта №6 между позициями 10 и 11. Z-образными пластиками на правом бедре фиксированы страты №1 и №5. Для левого бедра расположение мест фиксации страт следующее: на проксимальной опоре страта №1 фиксирована в позиции 12, страта №3 в позиции 10, страта №5 в позиции 6; на дистальной опоре страта №2 между позициями 10 и 11, страта №4 в позиции 7, страта №6 в позиции 3. Z-образными пластиками на левом бедре фиксированы страты №1 и №3 (рис. 3.8д,е). Расстояние между опорами составляет 150 мм.

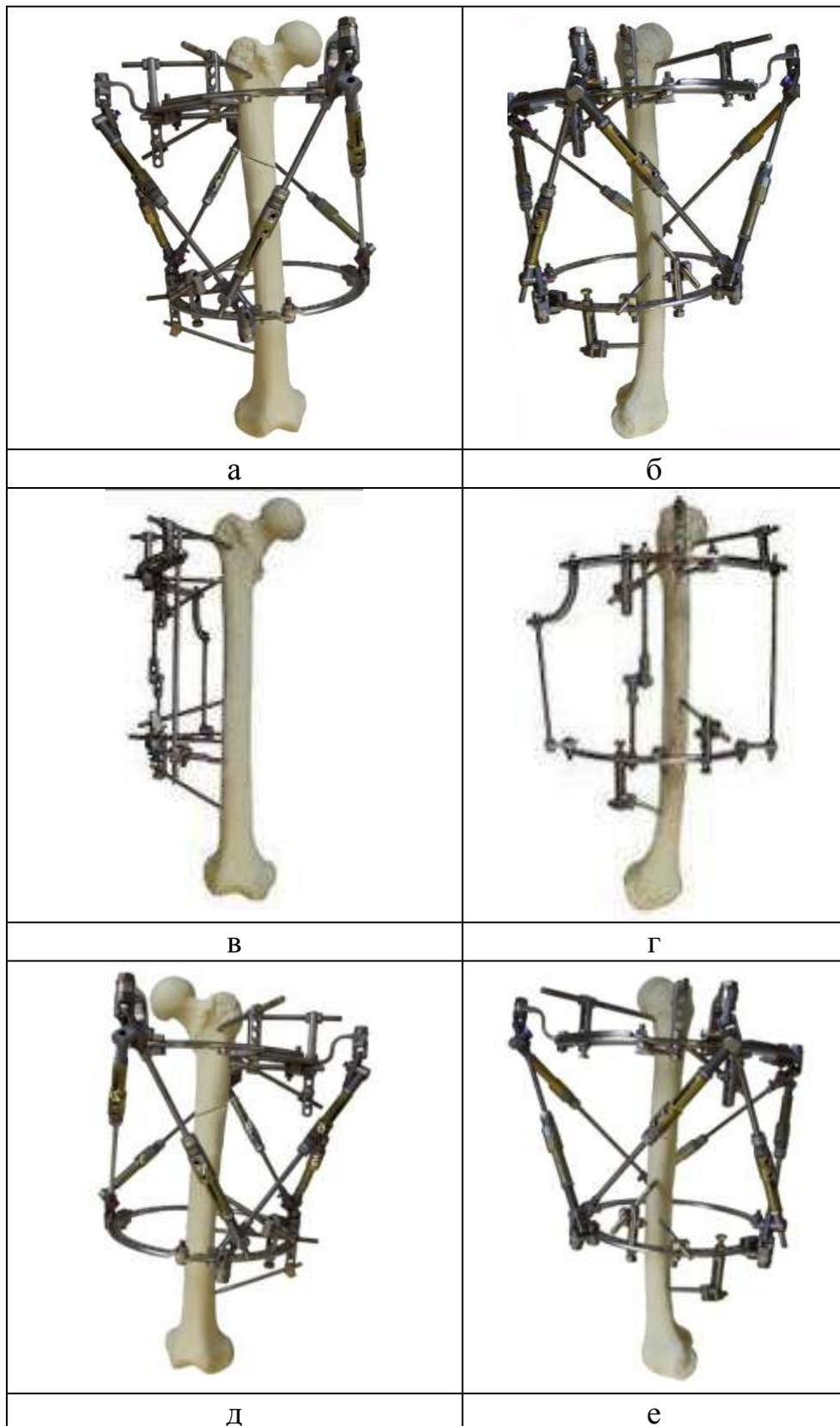


Рис. 3.8. Оптимальная компоновка аппарата Орто-СУВ для коррекции деформаций на уровне проксимальной трети бедра: а,б – компоновка для правого бедра, вид спереди и сбоку; в,г - модульная трансформация аппарата, вид спереди и сбоку; д,е – компоновка для левого бедра, вид спереди и сбоку

### 3.1.2. Исследование жесткости остеосинтеза

Была исследована жесткость остеосинтеза разработанной компоновки аппарата Орто-СУВ для коррекции деформаций на уровне проксимальной трети бедренной кости. Исследовали жесткость исходной компоновки (рис. 3.8а,б) и компоновки после модульной трансформации (рис. 3.8в,г).

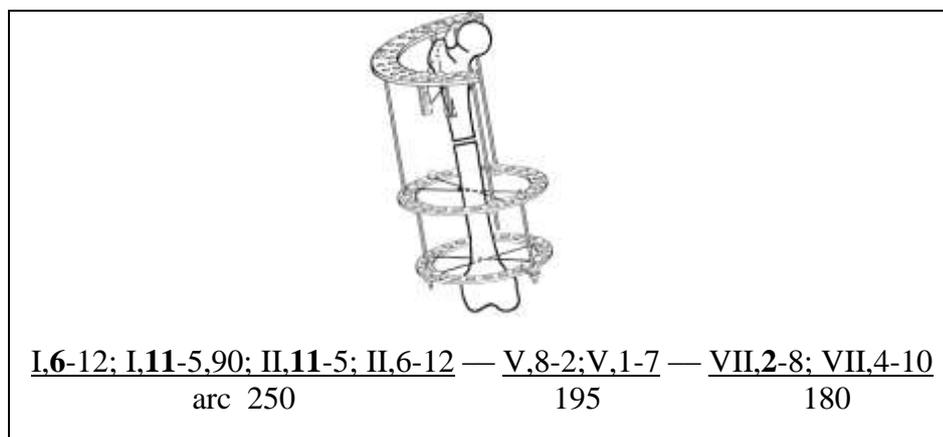


Рис. 3.9. Схема остеосинтеза по Илизарову проксимальной трети бедренной кости

Полученные результаты сравнивали с известными показателями жесткости классической компоновки аппарата Илизарова для остеосинтеза проксимальной трети бедренной кости (Андрианов М.В., 2007) (рис. 3.9, табл. 3.4).

Таблица 3.4

Исследование жесткости остеосинтеза для проксимальной трети бедра

| Плоскость и направление смещающего усилия               | Орто-СУВ | Орто-СУВ после МТ | аппарат Илизарова <sup>1</sup> |
|---|----------|-------------------|--------------------------------|
| Продольная жесткость, дистракция, Н/мм                  | 32±1,0   | 26±0,9            | 20                             |
| Продольная жесткость, компрессия, Н/мм                  | 32±1,0   | 26±0,9            | 20                             |
| Фронтальная плоскость, приведение, Н*мм/град            | 50±0,9   | 32±0,8            | 1,3                            |
| Фронтальная плоскость, отведение, Н*мм/град             | 50±0,9   | 32±0,7            | 1,3                            |
| Сагиттальная плоскость, сгибание, Н*мм/град             | 37±0,8   | 28±1,1            | 41                             |
| Сагиттальная плоскость, разгибание, Н*мм/град           | 37±0,7   | 28±1,1            | 41                             |
| Горизонтальная плоскость, внутренняя ротация, Н*мм/град | 27±0,5   | 18±0,7            | 18                             |
| Горизонтальная плоскость, наружная ротация, Н*мм/град   | 27±0,5   | 18±0,7            | 18                             |

<sup>1</sup>Андрианов М.В., 2007

Результаты исследования показывают, что разработанная компоновка аппарата Орто-СУВ обеспечивает жесткость остеосинтеза, которая превосходит жесткость классической компоновки аппарата Илизарова во фронтальной плоскости в 38,5 раза, в горизонтальной плоскости в 1,5 раза, при компрессии и дистракции - в 1,6 раза. Показатели жесткости компоновки аппарата Орто-СУВ в сагиттальной плоскости в 1,1 раза меньше, чем классической компоновки аппарата Илизарова. Модульная трансформация уменьшает жесткость компоновки аппарата Орто-СУВ в 1,2-1,6 раза в разных плоскостях ( $p < 0,05$ ).

Таким образом, разработанная компоновка аппарата Орто-СУВ превосходит компоновку аппарата Илизарова во всех плоскостях, кроме сагиттальной плоскости. Это объясняется тем, что в аппарате Илизарова четыре спицы, фиксирующие проксимальный фрагмент, расположены практически в сагиттальной плоскости (Андрианов М.В., 2007). В компоновке аппарата Орто-СУВ все чрескостные элементы введены только в рекомендуемых позициях, которые расположены во фронтальной или близких к ней плоскостях. Это объясняет и значительное преимущество жесткости, обеспечиваемой аппаратом Орто-СУВ во фронтальной плоскости.

## **3.2. Обоснование оптимальной компоновки аппарата Орто-СУВ для коррекции деформаций средней трети бедренной кости**

### **3.2.1. Исследование репозиционных возможностей**

Согласно решаемым задачам в первой серии экспериментов были исследованы и проанализированы репозиционные возможности четырех вариантов расположения страт аппарата Орто-СУВ (см. глава 2). Данные, полученные в результате эксперимента, представлены в таблице 3.5 и на рисунках 3.10 – 3.11. Исходное расстояние между опорами во всех случаях было 150 мм.

Из полученных результатов следует, что *вариант С3* имеет максимальные возможности плоскопараллельного перемещения во фронтальной плоскости

( $p < 0,05$ ) и одинаковые ( $p < 0,05$ ) с вариантом С4 возможности плоскопараллельного перемещения в сагиттальной плоскости (рис. 3.10).

Таблица 3.5

Репозиционные возможности различных вариантов (С1, С2, С3, С4) компоновок страт аппарата Орто-СУВ для средней трети бедра

| Перемещение  | Вариант С1        | Вариант С2        | Вариант С3        | Вариант С4        |
|--|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|
| Трансляция во фронтальной плоскости кнутри/кнаружи         | 75±0,7/<br>52±0,4 | 60±0,3/<br>60±0,5 | 72±1,1/<br>75±1,1 | 73±0,3/<br>50±0,5 |
| Трансляция в сагиттальной плоскости кпереди/кзади          | 58±0,6/<br>67±0,6 | 70±0,5/<br>77±0,4 | 70±2,2/<br>80±0,8 | 70±0,4/<br>80±0,5 |
| Ангуляция во фронтальной плоскости варус/вальгус           | 43±0,5/<br>43±0,3 | 45±0,5/<br>25±0,4 | 45±1,4/<br>48±0,8 | 45±0,6/<br>48±0,7 |
| Ангуляция в сагиттальной плоскости антекурвация/рекурвация | 15±0,3/<br>40±0,2 | 38±0,2/<br>41±0,3 | 40±0,8/<br>43±0,9 | 20±0,3/<br>40±0,2 |
| Ротация внутренняя/<br>Ротация наружная                    | 50±1,1/<br>12±0,6 | 35±0,5/<br>30±0,4 | 35±1,3/<br>35±0,9 | 30±0,5/<br>37±1,6 |

Приведены средние значения и стандартное отклонение

Вариант С3 также имеет одинаковые ( $p > 0,05$ ) с вариантом С4 возможности углового перемещения во фронтальной плоскости, но значимо ( $p < 0,05$ ) превосходит все остальные компоновки по показателям ангуляции в сагиттальной плоскости и показателям ротации (рис. 3.11).

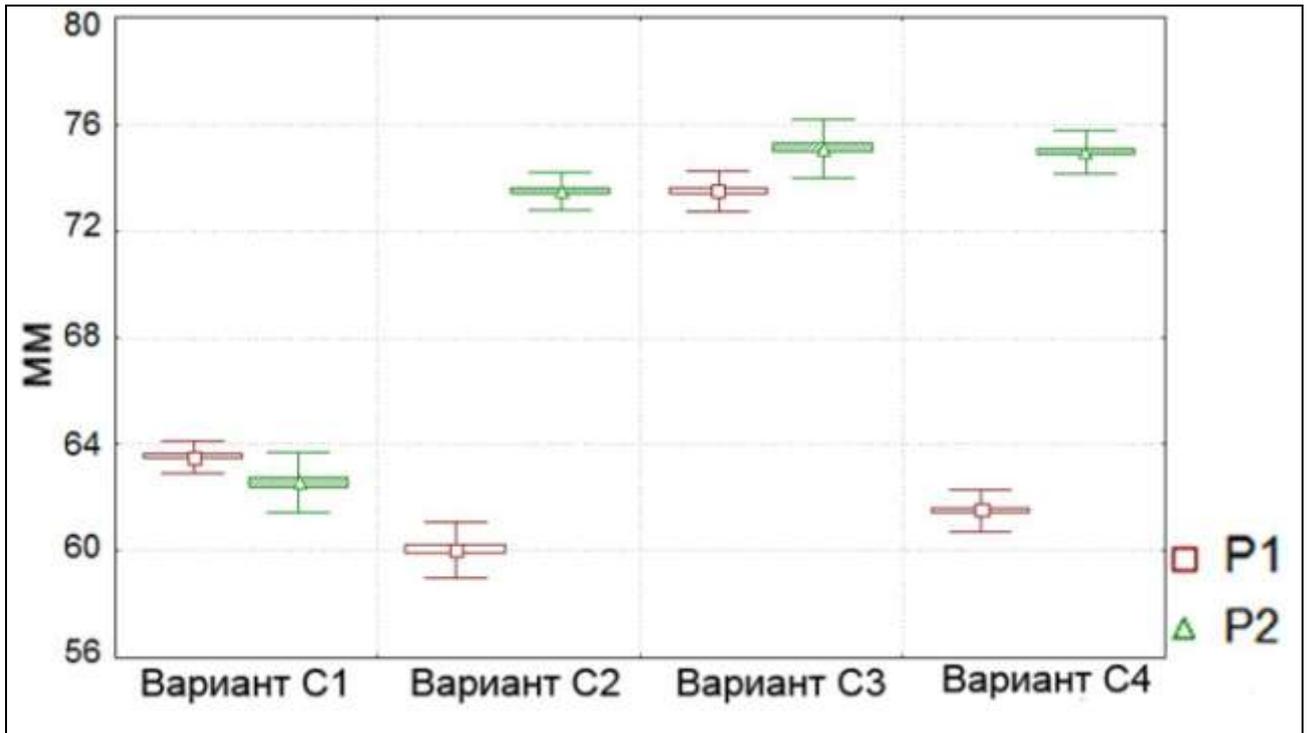


Рис. 3.10. Сравнение репозиционных возможностей различных вариантов компоновок страт аппарата Орто-СУВ для средней трети бедра по плоскопараллельным перемещениям по ширине: P1 - во фронтальной плоскости (кнутри/кнаружи); P2 - в сагиттальной плоскости (кпереди/кзади)

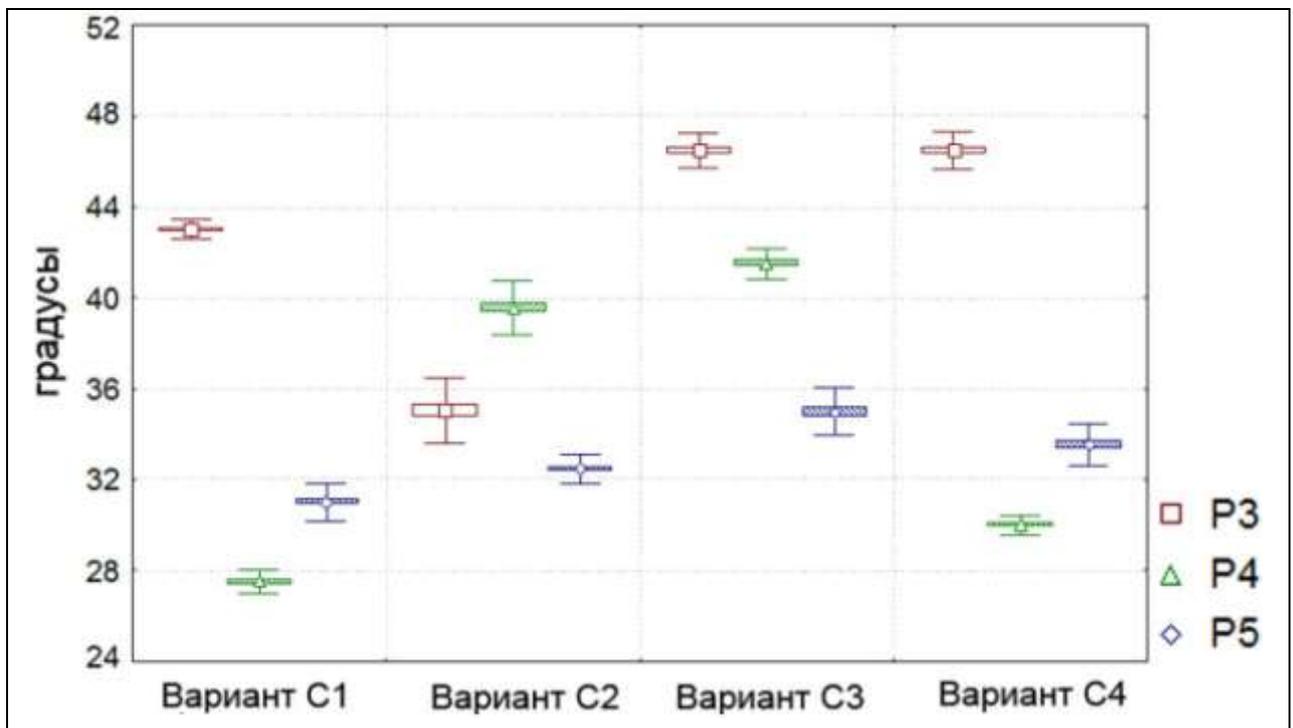


Рис. 3.11. Сравнение репозиционных возможностей различных вариантов компоновок страт аппарата Орто-СУВ для средней трети бедра по коррекции угловой и ротационной деформации: P3 - во фронтальной плоскости (варус/вальгус); P4 - в сагиттальной плоскости (антекурвация/рекурвация); P5 - внутренняя ротация/наружная ротация

Таким образом, вариант С3 является оптимальной компоновкой страт аппарата Орто-СУВ для коррекции деформаций, вершина которых располагается на уровне средней трети бедра.

Во второй серии экспериментов мы исследовали изменение репозиционных возможностей варианта С3 при увеличении и уменьшении расстояния между опорами (табл. 3.6).

Таблица 3.6

Репозиционные возможности варианта расположения страт аппарата Орто-СУВ С3 для средней трети бедра при разном расстоянии между опорами

| Перемещение  | Расстояние между опорами в 120 мм | Расстояние между опорами в 150 мм | Расстояние между опорами в 200 мм |
|--|-----------------------------------|-----------------------------------|-----------------------------------|
| Трансляция во фронтальной плоскости кнутри/кнаружи         | 50±0,4/<br>60±0,4                 | 72±0,4/<br>75±0,2                 | 100±0,5/<br>55±0,4                |
| Трансляция в сагиттальной плоскости кпереди/кзади          | 20±0,3/<br>45±0,3                 | 70±0,7/<br>80±0,5                 | 100±0,4/<br>70±0,3                |
| Ангуляция во фронтальной плоскости варус/вальгус           | 35±0,5/<br>27±0,3                 | 45±0,6/<br>48±0,4                 | 55±0,6/<br>60±0,5                 |
| Ангуляция в сагиттальной плоскости антекурвация/рекурвация | 20±0,2/<br>30±0,3                 | 40±0,4/<br>43±0,3                 | 45±0,3/<br>53±0,5                 |
| Ротация внутренняя/<br>Ротация наружная                    | 12±0,3/<br>25±0,4                 | 35±0,5/<br>35±0,3                 | 25±0,4/<br>37±0,6                 |

Приведены средние значения и стандартное отклонение

Результаты показали, что при уменьшении расстояния между опорами до 120 мм репозиционные возможности моделей уменьшались во всех направлениях смещения. Показатели трансляции уменьшились на 25-57% (рис. 3.12), ангуляции на 33-38%, ротации на 47-66% (рис. 3.13). В подавляющем большинстве экспериментов приращение смещения прекращалось из-за достижения какой-либо из страт минимальной длины, а не из-за контакта страт с «мягкими тканями» как в первой серии экспериментов.

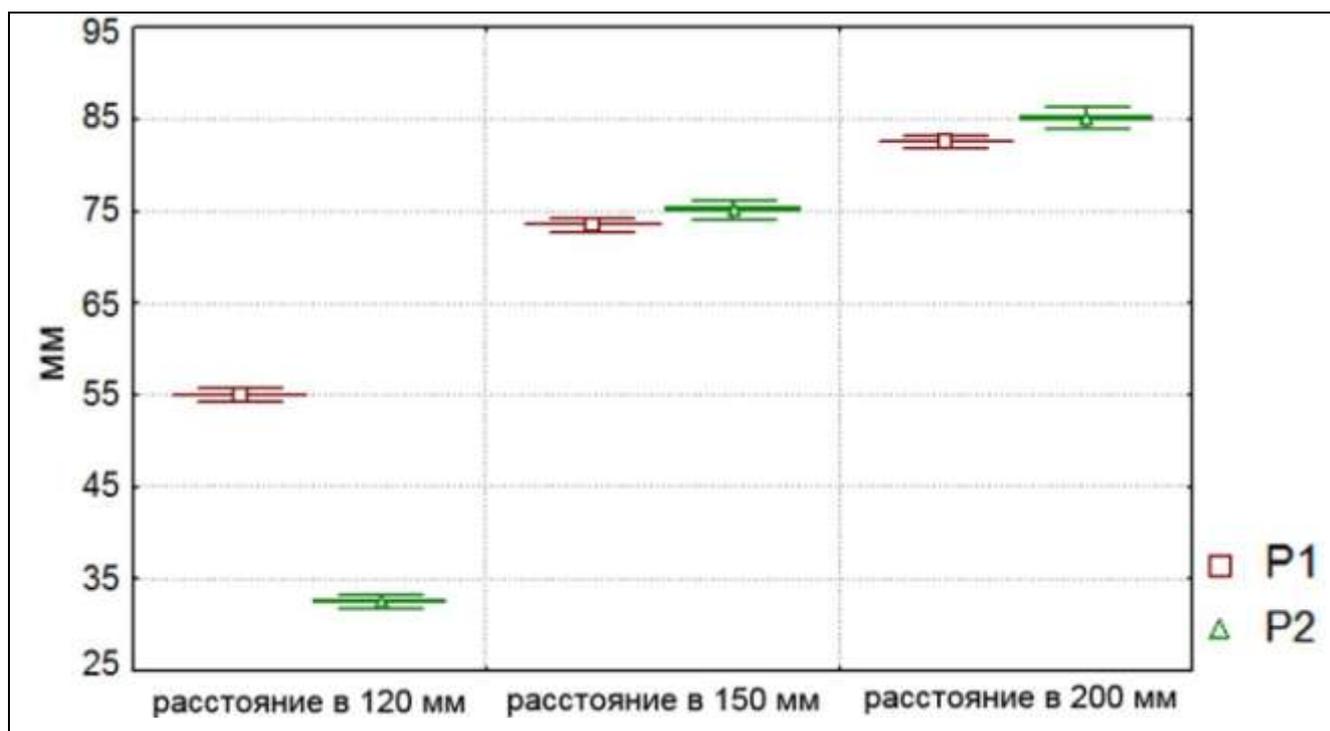


Рис. 3.12. Зависимость репозиционных возможностей варианта С3 компоновки страт аппарата Орто-СУВ от расстояния между опорами при плоскопараллельном перемещении по ширине: P1 - во фронтальной плоскости (кнутри/кнаружи); P2 - в сагиттальной плоскости (кпереди/кзади)

Также при расстоянии между опорами в 120 мм, страты изначально находились под очень малым ( $\leq 30^\circ$ ) углом к опорам, что ограничивало амплитуду их движения в карданах. Таким образом, ограничение репозиционных возможностей аппарата Орто-СУВ при уменьшении расстояния между опорами происходит по причине конструктивных особенностей самого аппарата.

При увеличении расстояния между опорами до 200 мм показатели трансляции увеличились на 5-13% (рис. 3.12). Показатели ангуляции во фронтальной плоскости увеличились на 24%, в сагиттальной плоскости - на 18%. Показатели ротации уменьшились на 11% (рис. 3.13). Причиной, ограничивающей перемещение, был контакт страт с мягкими тканями.

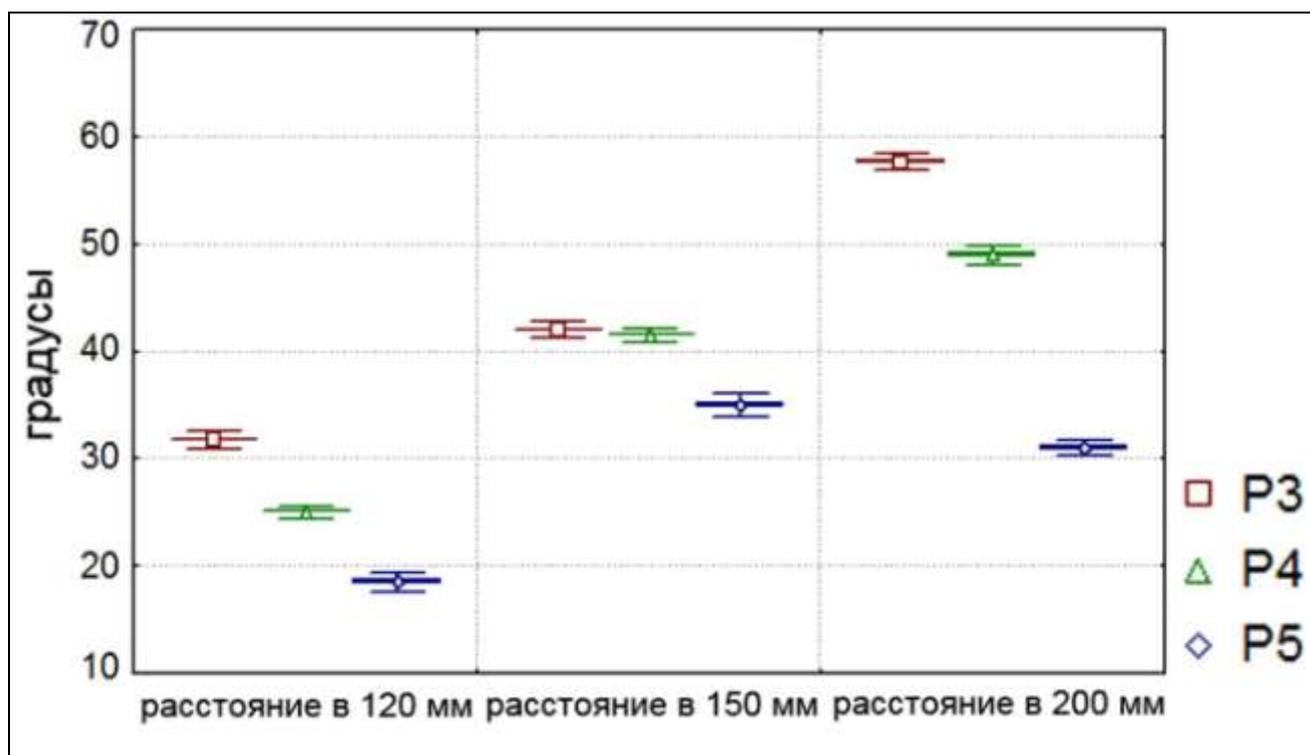


Рис. 3.13. Зависимость репозиционных возможностей варианта С3 компоновки страт аппарата Орто-СУВ от расстояния между опорами при коррекции угловой и ротационной деформации: P3 - во фронтальной плоскости (варус/вальгус); P4 - в сагиттальной плоскости (антекурвация/рекурвация); P5 - внутренняя ротация/наружная ротация

Анализ результатов второй серии экспериментов показывает, что расстояние между опорами аппарата в 150 мм является оптимальным. Уменьшение расстояния достоверно приводит к уменьшению репозиционных возможностей во всех направлениях. Увеличение же расстояния приводит к повышению репозиционных возможностей в одних направлениях и к уменьшению в других. Однако увеличение расстояния приводит к увеличению габаритов всего аппарата.

В третьей серии экспериментов мы изучили изменение репозиционных возможностей варианта С3 при замене способа фиксации страт к опорам. Для этого мы поочередно фиксировали страты к опорам при помощи Z-образного пластика. Полученные результаты представлены в таблице 3.7, на рисунках 3.14 и 3.15.

Анализ полученных результатов показывает, что репозиционные возможности компоновки страт увеличиваются в том направлении, которое совпадает с плоскостью Z-образного платика. И чем больше это совпадение, тем больше эффект от Z-образного платика.

Использование одного Z-образного платика достоверно увеличивает показатели трансляции на 14-57%, ангуляции на 25-33%. Ни в одном из экспериментов не было достоверного увеличения показателей ротации (рис. 3.15).

Таблица 3.7

Репозиционные возможности варианта расположения страт аппарата ОртоСУВ СЗ для средней трети бедра при фиксации страт Z-образными платиками

| Перемещение  | Исходная компоновка | Страта №1           | Страта №2          | Страта №3         | Страта №4          | Страта №5          | Страта №6          |
|--|---------------------|---------------------|--------------------|-------------------|--------------------|--------------------|--------------------|
| Трансляция во фронтальной плоскости кнутри/кнаружи         | 72±0,4/<br>75±0,2   | 70±0,35/<br>75±0,5  | 110±1,5/<br>73±1,5 | 75±0,9/<br>70±0,8 | 110±0,6/<br>77±0,3 | 75±0,5/<br>110±0,5 | 90±0,5/<br>72±0,3  |
| Трансляция в сагиттальной плоскости кпереди/кзади          | 70±0,7/<br>80±0,5   | 110±0,7/<br>80±0,45 | 70±1,2/<br>80±1,1  | 80±1,5/<br>80±1,2 | 70±0,5/<br>80±0,6  | 90±0,5/<br>80±0,55 | 100±0,5/<br>80±0,5 |
| Ангуляция во фронтальной плоскости варус/вальгус           | 45±0,6/<br>48±0,4   | 45±0,4/<br>48±0,3   | 45±0,9/<br>53±1,1  | 44±0,9/<br>46±0,9 | 50±0,3/<br>45±0,4  | 45±0,3/<br>50±0,3  | 52±0,4 /<br>55±0,6 |
| Ангуляция в сагиттальной плоскости антекурвация/рекурвация | 40±0,4/<br>43±0,3   | 43±0,3/<br>40±0,2   | 40±1,5/<br>45±1,1  | 40±1,3/<br>57±1,1 | 40±0,3/<br>40±0,3  | 45±0,3/<br>40±0,4  | 50±0,25/<br>45±0,3 |
| Ротация внутренняя/<br>Ротация наружная                    | 35±0,5/<br>35±0,3   | 35±0,5/<br>40±0,4   | 33±0,8/<br>35±0,8  | 30±1,5/<br>35±0,8 | 35±0,45/<br>35±0,3 | 35±0,5/<br>35±0,3  | 37±0,6/<br>35±0,3  |

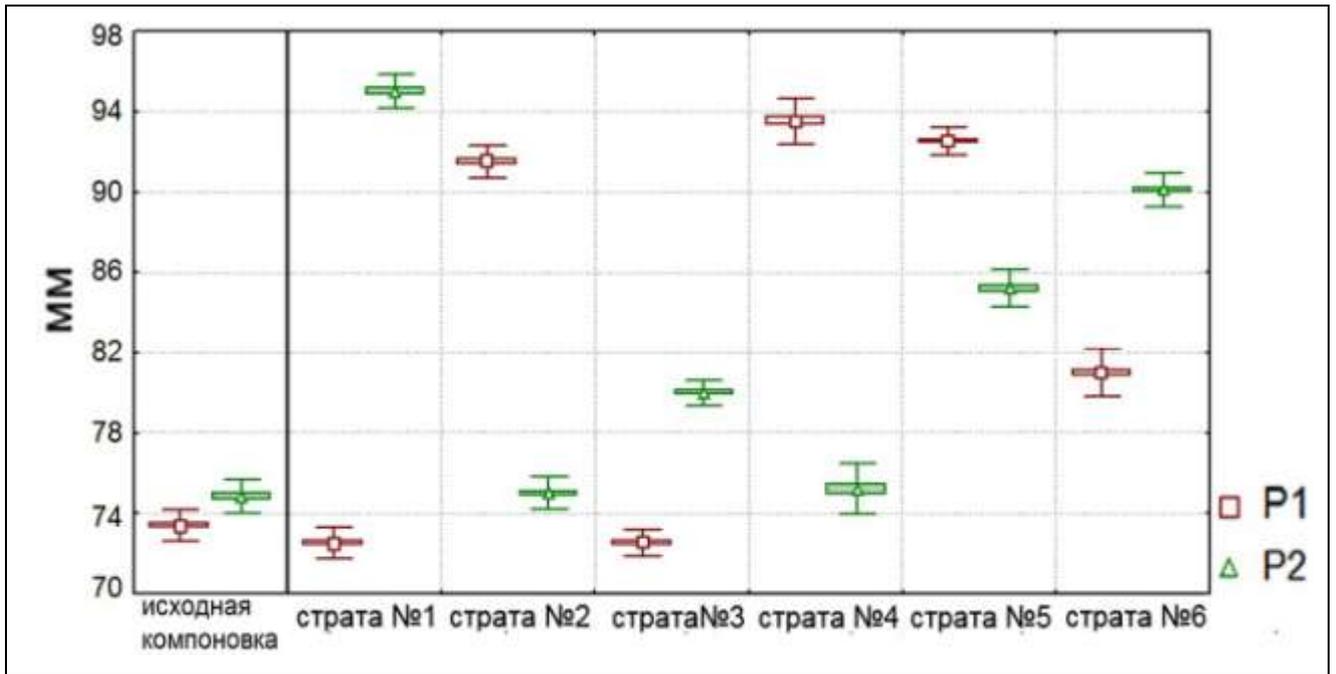


Рис. 3.14. Зависимость репозиционных возможностей варианта С3 компоновки страт аппарата Орто-СУВ от замены прямых пластинок на z-образные при плоскопараллельном перемещении по ширине: P1 - во фронтальной плоскости (кнутри/кнаружи); P2 - в сагиттальной плоскости (кпереди/кзади)

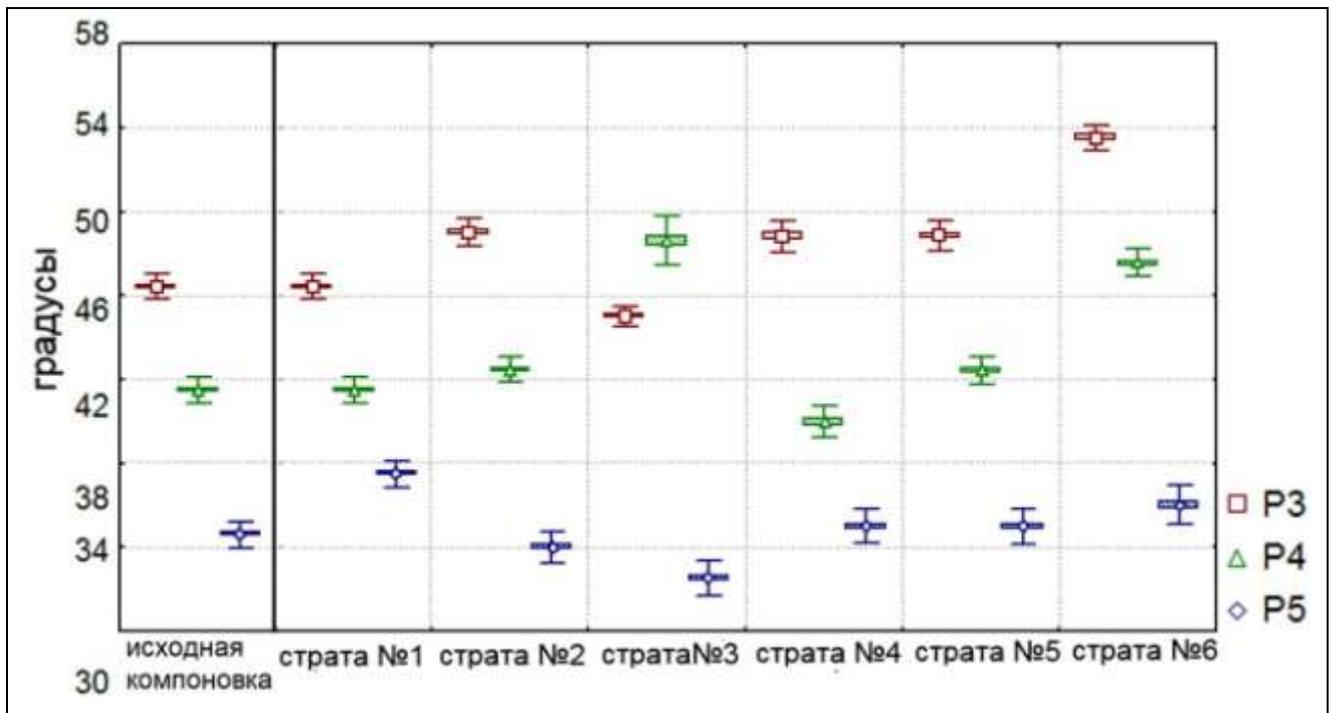


Рис. 3.15. Зависимость репозиционных возможностей варианта С3 компоновки страт аппарата Орто-СУВ от замены прямых пластинок на z-образные при коррекции угловой и ротационной деформации: P3 - во фронтальной плоскости (варус/вальгус); P4 - в сагиттальной плоскости (антекурвация/рекурвация); P5 - внутренняя ротация/наружная ротация

Применение Z-образных платиков позволяет эффективно повысить репозиционные возможности компоновки аппарата Орто-СУВ для средней трети бедра. Однако у Z-образных платиков имеется недостаток – они увеличивают габариты аппарата и могут создать дискомфорт для пациентов. Особенно это значимо при расположении платиков по медиальной и задней поверхности бедра. На уровне средней трети для правого бедра - это позиции фиксации страт №2 и №3, для левого бедра страт №5 и №6. При фиксации страты №2 на правом бедре и страты №6 на левом Z-образный платик располагается по медиальной поверхности и будет ограничивать приведение конечности, создаст значительные трудности при ходьбе (рис.3.7а). Расположение Z-образного платика по задней поверхности при фиксации страты №3 на правом бедре и страты №5 на левом бедре причиняет дискомфорт пациентам в положении лежа (рис. 3.7б).

В остальных локализациях Z-образные пластики доставляют пациентам меньший дискомфорт. Оптимальными позициями для Z-образных платиков в компоновке для средней трети бедра являются места фиксации страт №5 и №6 на правом бедре и страт №2 и №3 на левом бедре. В этих позициях Z-образные пластики обеспечивают максимальное увеличение репозиционных возможностей компоновки и не ограничивают активность пациентов.

В завершение были определены требования для выполнения модульной трансформации аппарата после достижения коррекции (рис. 3.16в,г):

- страты должны быть заменены резьбовыми соединительными стержнями;
- проксимальная опора должна быть уменьшена до размеров 1/2 кольца или сектора;
- дистальная опора должна быть уменьшена до размеров 1/2 кольца или сектора;
- количество чрескостных элементов вначале периода фиксации должно оставаться прежним, но по мере консолидации регенерата может быть уменьшено.

### Резюме

Результаты серий экспериментов по изучению репозиционных возможностей различных вариантов компоновок страт аппарата Орто-СУВ позволили разработать оптимальную компоновку для коррекции деформаций бедренной кости с вершиной в ее средней трети (рис.3.16).

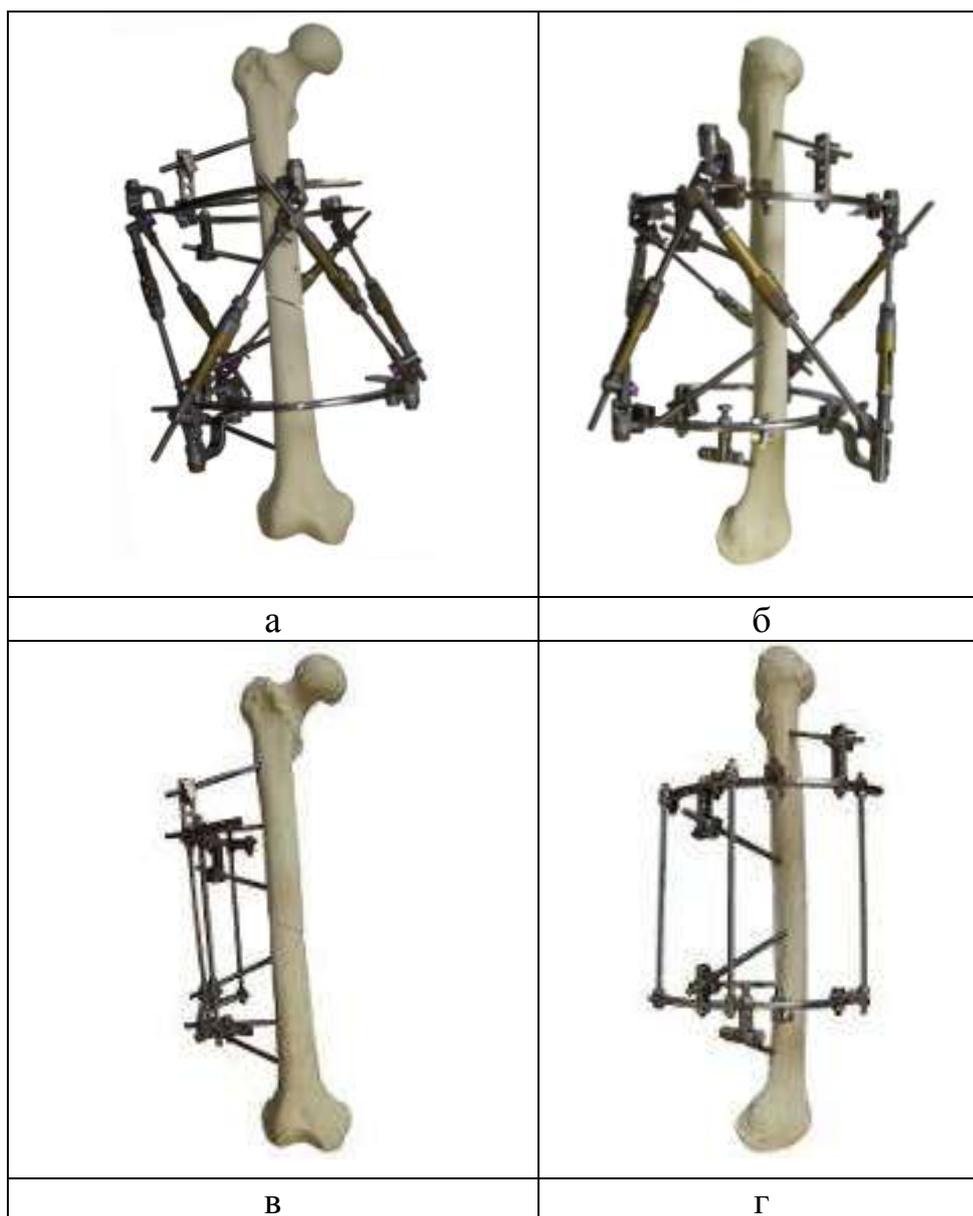


Рис. 3.16. Оптимальная компоновка аппарата Орто-СУВ для коррекции деформаций на уровне средней трети бедра: а,б – компоновка для правого бедра, вид спереди и сбоку; в,г – модульная трансформация аппарата, вид спереди и сбоку

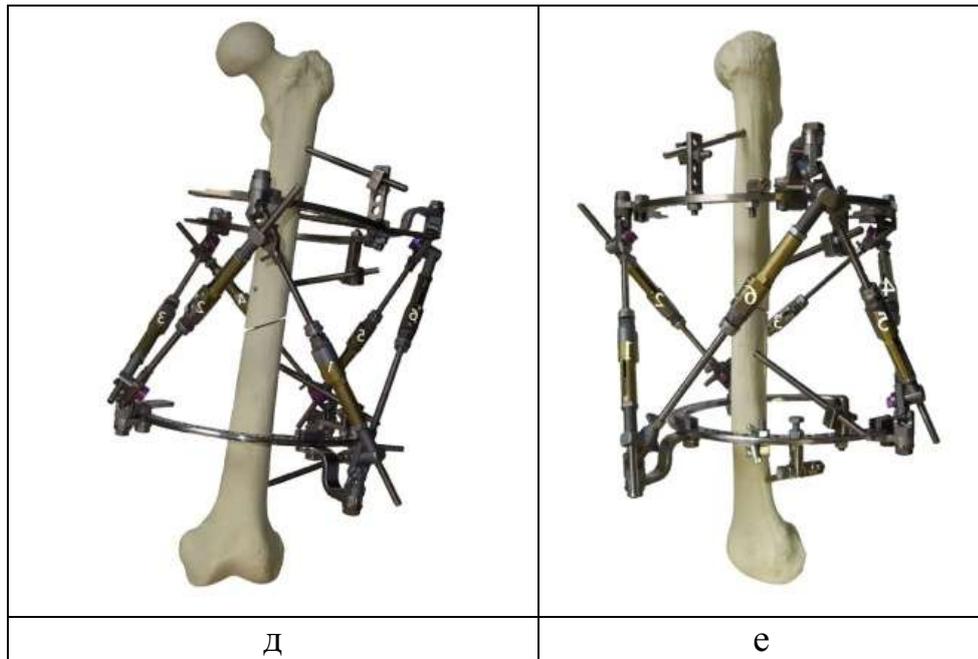


Рис. 3.16. Оптимальная компоновка аппарата Орто-СУВ для коррекции деформаций на уровне средней трети бедра (продолжение): д,е – компоновка для левого бедра, вид спереди и сбоку

Данная компоновка имеет следующее расположение мест фиксации страт для правого бедра: на проксимальной опоре страта №1 фиксирована в позиции 12, страта №3 в позиции 5, страта №5 между позициями 8 и 9; на дистальной опоре страта №2 фиксирована в позиции 3, страта №4 между позициями 6 и 7, страта №6 в позиции 11. Z-образными платиками на правом бедре фиксированы страты №5 и №6. Для левого бедра расположением мест фиксации страт следующее: на проксимальной опоре страта №1 фиксирована в позиции 12, страта №3 между позициями 8 и 9, страта №5 в позиции 5; на дистальной опоре страта №2 в позиции 11, страта №4 между позициями 6 и 7, страта №6 в позиции 3. Z-образными платиками на левом бедре фиксированы страты №2 и №3 (рис.3.16д,е). Расстояние между опорами составляет 150 мм.

### 3.2.2. Исследование жесткости остеосинтеза

Была исследована жесткость остеосинтеза разработанной компоновки аппарата Орто-СУВ для коррекции деформаций на уровне средней трети бедренной кости. Исследовали жесткость исходной компоновки (рис. 3.16а,б) и компоновки после модульной трансформации (рис. 3.16в,г).

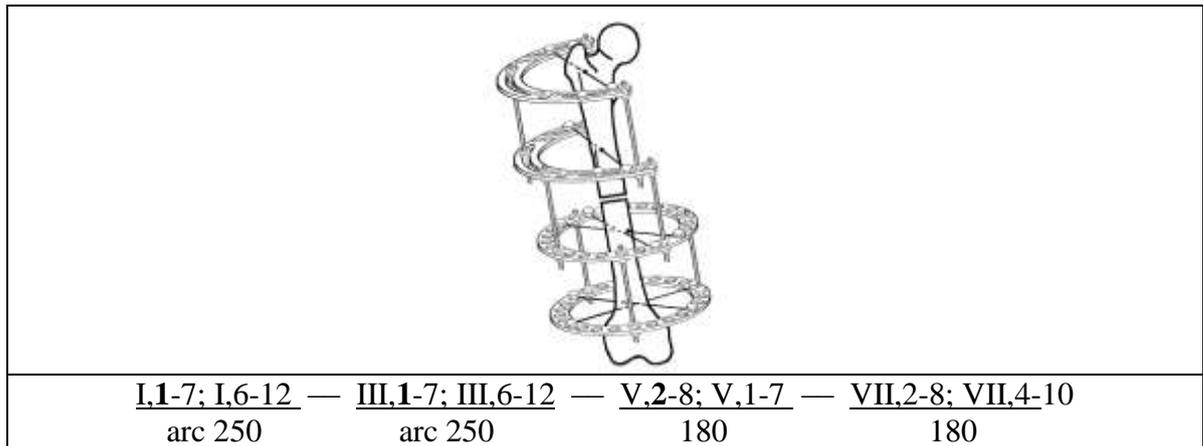


Рис. 3.17. Схема остеосинтеза по Илизарову средней трети бедренной кости

Полученные результаты сравнивали с известными показателями жесткости классической компоновки аппарата Илизарова для остеосинтеза средней трети бедренной кости (Андрианов М.В., 2007) (рис. 3.17, табл. 3.8).

Таблица 3.8

Исследование жесткости остеосинтеза для средней трети бедра

| Плоскость и направление смещающего усилия               | Орто-СУВ | Орто-СУВ после МТ | аппарат Илизарова <sup>1</sup> |
|---|----------|-------------------|--------------------------------|
| Продольная жесткость, дистракция, Н/мм                  | 43±0,8   | 25±0,7            | 18,6                           |
| Продольная жесткость, компрессия, Н/мм                  | 43±0,8   | 25±0,7            | 18,6                           |
| Фронтальная плоскость, приведение, Н*мм/град            | 35±0,8   | 21±1,2            | 1,8                            |
| Фронтальная плоскость, отведение, Н*мм/град             | 35±0,7   | 21±1,2            | 1,8                            |
| Сагиттальная плоскость, сгибание, Н*мм/град             | 29±0,3   | 18±0,7            | 27                             |
| Сагиттальная плоскость, разгибание, Н*мм/град           | 29±0,3   | 18±0,7            | 27                             |
| Горизонтальная плоскость, внутренняя ротация, Н*мм/град | 29±0,4   | 21±0,6            | 16                             |
| Горизонтальная плоскость, наружная ротация, Н*мм/град   | 29±0,4   | 21±0,5            | 16                             |

<sup>1</sup> Андрианов М.В., 2007

Результаты исследования показывают, что разработанная компоновка аппарата Орто-СУВ обеспечивает жесткость остеосинтеза, которая превосходит жесткость классической компоновки аппарата Илизарова во фронтальной

плоскости в 19,3 раза, в сагиттальной плоскости в 1,07 раза, в горизонтальной плоскости в 1,8 раза, при компрессии и дистракции - в 2,3 раза. Модульная трансформация уменьшает жесткость компоновки аппарата Орто-СУВ в 1,4-1,7 раза в разных плоскостях (.

Таким образом, разработанная компоновка аппарата Орто-СУВ по жесткости остеосинтеза превосходит компоновку аппарата Илизарова во всех плоскостях.

### **3.3. Обоснование оптимальной компоновки аппарата Орто-СУВ для коррекции деформаций дистальной трети бедренной кости**

#### **3.1. Исследование репозиционных возможностей**

Согласно решаемым задачам в первой серии экспериментов были исследованы и проанализированы репозиционные возможности пяти вариантов расположения страт аппарата Орто-СУВ (см. глава 2). Данные, полученные в результате эксперимента, представлены в таблице 3.9. и на рисунках 3.18-3.19. Исходное расстояние между опорами во всех случаях было 150 мм. Из полученных результатов следует, что *вариант Д3* имеет максимальное среди всех вариантов возможности плоскопараллельного перемещения во фронтальной плоскости ( $p < 0,05$ ). По показателям плоскопараллельного перемещения в сагиттальной плоскости *варианта Д3* превосходит *варианты Д1* и *Д2*, но уступает *вариантам Д4* и *Д5* ( $p < 0,05$ ). *Вариант Д2* имеет наименьшие ( $p < 0,05$ ) показатели углового перемещения во фронтальной плоскости. Остальные варианты имеют одинаковые значения углового перемещения во фронтальной плоскости ( $p > 0,05$ ).

*Вариант Д3* имеет максимальные ( $p < 0,05$ ) возможности углового перемещения в сагиттальной плоскости. *Варианты Д1* и *Д3* имеют максимальные показатели ротации ( $p < 0,05$ ).

Репозиционные возможности различных вариантов (Д1, Д2, Д3, Д4, Д5) компоновок страт аппарата Орто-СУВ для дистальной трети бедра

| Перемещение  | Вариант Д1        | Вариант Д2        | Вариант Д3        | Вариант Д4        | Вариант Д5        |
|--|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|
| Трансляция во фронтальной плоскости кнутри/кнаружи         | 85±0,2/<br>60±0,6 | 40±0,3/<br>41±0,4 | 85±0,5/<br>66±0,4 | 68±0,3/<br>45±0,3 | 68±0,4/<br>45±0,5 |
| Трансляция в сагиттальной плоскости кпереди/кзади          | 46±0,4/<br>60±0,4 | 55±0,3/<br>60±0,4 | 66±0,4/<br>70±0,6 | 70±0,4/<br>94±0,5 | 67±0,4/<br>85±0,6 |
| Ангуляция во фронтальной плоскости варус/вальгус           | 35±0,2/<br>35±0,2 | 20±0,2/<br>42±0,2 | 35±0,3/<br>35±0,2 | 37±0,2/<br>35±0,3 | 35±0,2/<br>40±0,4 |
| Ангуляция в сагиттальной плоскости антекурвация/рекурвация | 34±0,3/<br>20±0,2 | 35±0,3/<br>10±0,4 | 35±0,2/<br>40±0,2 | 35±0,4/<br>25±0,2 | 34±0,2/<br>25±0,3 |
| Ротация внутренняя/<br>Ротация наружная                    | 27±0,2/<br>30±0,2 | 10±0,2/<br>25±0,2 | 27±0,2/<br>30±0,2 | 10±0,2/<br>23±0,2 | 14±0,3/<br>30±0,2 |

Приведены средние значения и стандартное отклонение

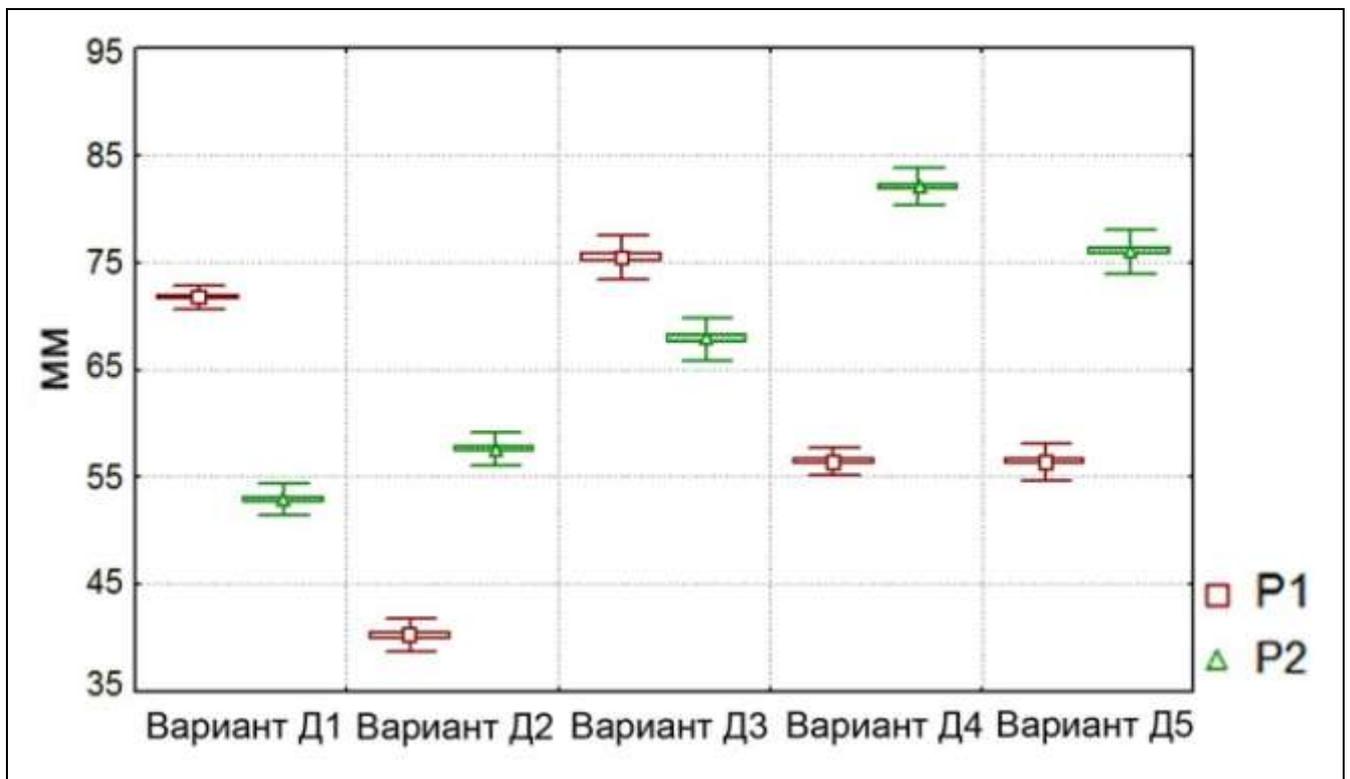


Рис. 3.18. Сравнение репозиционных возможностей различных вариантов компоновок страт аппарата Орто-СУВ для дистальной трети бедра по плоскопараллельным перемещениям по ширине: P1 - во фронтальной плоскости (кнутри/кнаружи); P2 - в сагиттальной плоскости (кпереди/кзади)

Таким образом, *вариант Д3* является оптимальной компоновкой аппарата Орто-СУВ для коррекции деформаций, вершина которых располагается на уровне дистальной трети бедра т.к. имеет наибольшие репозиционные возможности практически во всех плоскостях и достоверно уступает только вариантам Д4 и Д5 при трансляции в сагиттальной плоскости, но превосходит их в других плоскостях.

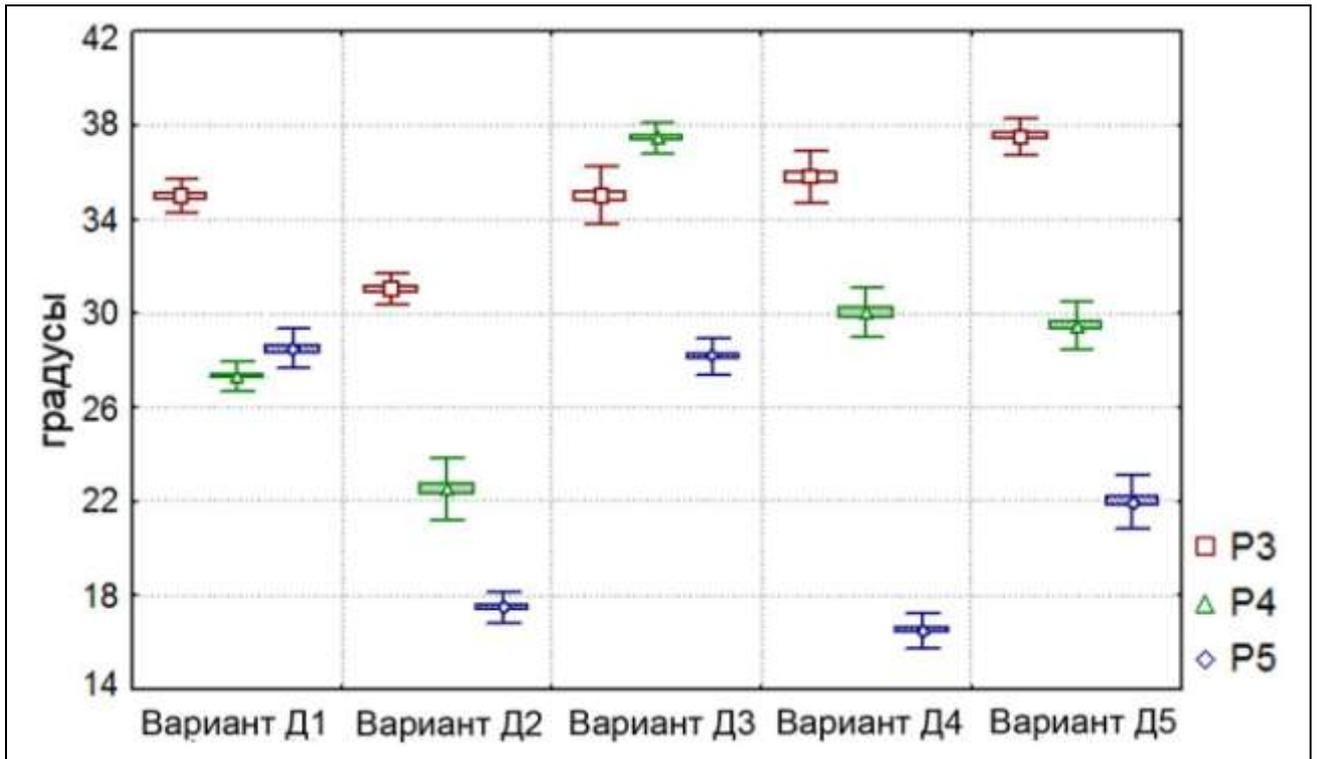


Рис. 3.19. Сравнение репозиционных возможностей различных вариантов компоновок страт аппарата Орто-СУВ для дистальной трети бедра по коррекции угловой и ротационной деформации: P3 - во фронтальной плоскости (варус/вальгус); P4 - в сагиттальной плоскости (антекурвация/рекурвация); P5 - внутренняя ротация/наружная ротация

Во второй серии экспериментов мы исследовали изменение репозиционных возможностей варианта Д3 при увеличении и уменьшении расстояния между опорами (табл. 3.10). Результаты показали, что при уменьшении расстояния между опорами до 120 мм репозиционные возможности уменьшаются для всех исследуемых видов перемещений фрагментов. Показатели трансляции уменьшились на 20-67% (рис. 3.20), ангуляции на 23-44%, ротации на 47% (рис. 3.21). При этом в подавляющем большинстве экспериментов приращение

смещения прекращалось из-за достижения какой-либо из страт минимальной длины, а не из-за контакта страт с «мягкими тканями» как в первой серии экспериментов.

Таблица 3.10

Репозиционные возможности варианта расположения страт аппарата Орто-СУВ ДЗ для дистальной трети бедра при разном расстоянии между опорами

| Перемещение  | Расстояние между опорами в 120 мм | Расстояние между опорами в 150 мм | Расстояние между опорами в 200 мм |
|--|-----------------------------------|-----------------------------------|-----------------------------------|
| Трансляция во фронтальной плоскости кнутри/кнаружи         | 23±0,3/<br>25±0,4                 | 85±0,5/<br>60±0,4                 | 43±0,4/<br>55±0,3                 |
| Трансляция в сагиттальной плоскости кпереди/кзади          | 55±0,3/<br>54±0,35                | 66±0,4/<br>70±0,6                 | 70±0,5/<br>55±0,4                 |
| Ангуляция во фронтальной плоскости варус/вальгус           | 27±0,3/<br>27±0,2                 | 35±0,3/<br>35±0,2                 | 32±0,5/<br>38±0,3                 |
| Ангуляция в сагиттальной плоскости антекурвация/рекурвация | 17±0,2/<br>25±0,3                 | 35±0,2/<br>40±0,2                 | 46±0,4/<br>45±0,3                 |
| Ротация внутренняя/<br>Ротация наружная                    | 10±0,2/<br>16±0,2                 | 25±0,2/<br>30±0,2                 | 28±0,7/<br>40±0,5                 |

Приведены средние значения и стандартное отклонение

Кроме того, при расстоянии между опорами в 120 мм, страты нередко изначально находились под очень малым ( $\leq 30^\circ$ ) углом относительно опор, что ограничивало амплитуду их движения в карданах.

Таким образом, можно сделать вывод, что ограничение репозиционных возможностей аппарата Орто-СУВ при уменьшении расстояния между опорами происходит по причине конструктивных особенностей самого аппарата.

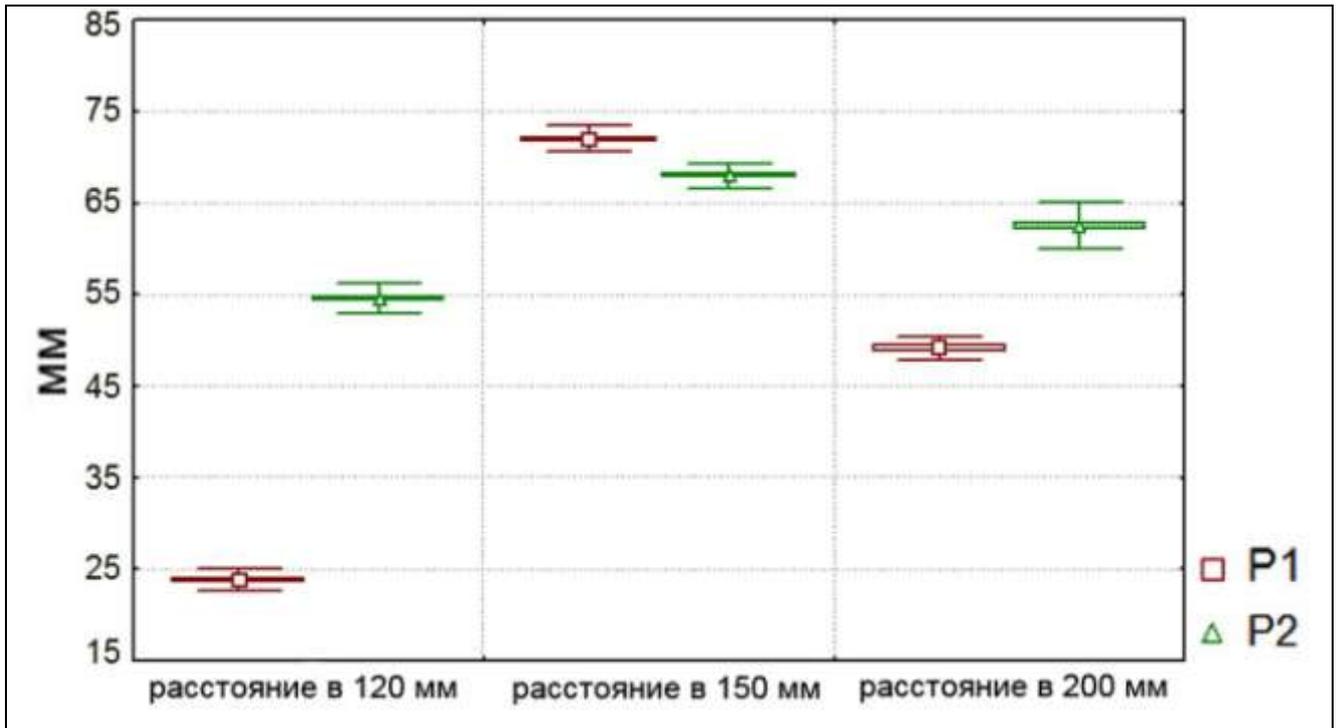


Рис. 3.20. Зависимость репозиционных возможностей варианта ДЗ компоновки страт аппарата Орто-СУВ от расстояния между опорами при плоскопараллельном перемещении по ширине: P1 - во фронтальной плоскости (кнутри/кнаружи); P2 - в сагиттальной плоскости (кпереди/кзади)

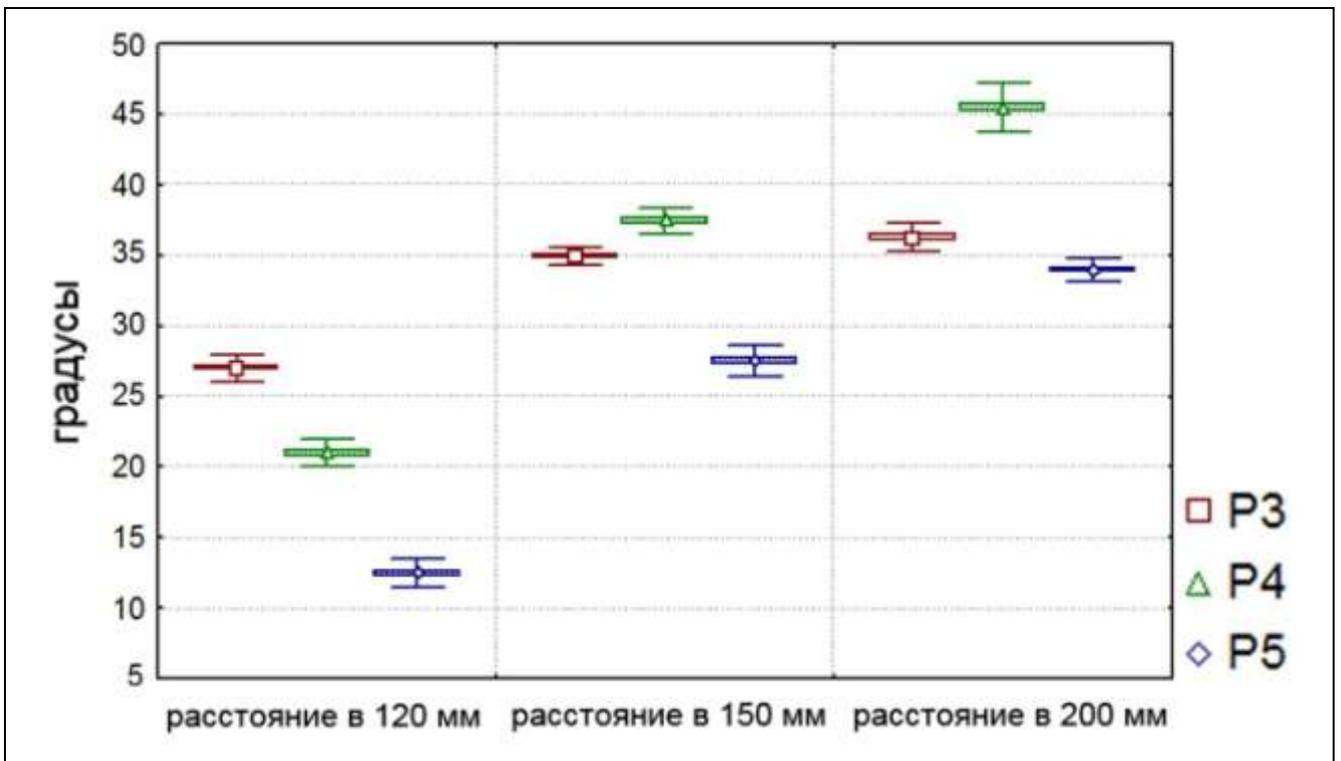


Рис. 3.21. Зависимость репозиционных возможностей варианта ДЗ компоновки страт аппарата Орто-СУВ от расстояния между опорами при коррекции угловой и ротационной деформации: P3 - во фронтальной плоскости (варус/вальгус); P4 - в сагиттальной плоскости (антекурвация/рекурвация); P5 - внутренняя ротация/наружная ротация

Увеличение расстояния между опорами до 200 мм приводит к уменьшению показателей трансляции во фронтальной плоскости на 49%, в сагиттальной плоскости на 8%. Показатели углового перемещения во фронтальной плоскости не изменились, в сагиттальной плоскости увеличились на 21%. Показатели ротации увеличились на 24%. Причиной лимитирующей перемещение был контакт страт с мягкими тканями.

Анализ результатов второй серии экспериментов показывает, что расстояние между опорами аппарата в 150 мм является оптимальным. Уменьшение расстояния достоверно приводит к уменьшению репозиционных возможностей, что связано с конструктивными особенностями аппарата. Увеличение расстояния между опорами приводит к повышению репозиционных возможностей не во всех направлениях, а в некоторых даже к уменьшению. Кроме того, увеличение расстояния приводит к увеличению габаритов всего аппарата.

В третьей серии экспериментов мы изучили изменение репозиционных возможностей варианта ДЗ при замене способа фиксации страт к опорам. Для этого мы поочередно фиксировали страты к опорам при помощи Z-образного пластика. Полученные результаты представлены в таблице 3.11, на рисунках 3.22 и 3.23.

Анализ полученных результатов показывает, что репозиционные возможности компоновки страт увеличиваются в том направлении, которое совпадает с плоскостью Z-образного пластика. И чем больше это совпадение, тем больше эффект от Z-образного пластика. Использование одного Z-образного пластика достоверно увеличивает показатели трансляции в среднем на 7-50%, ангуляции - на 14-43% и ротации - на 27-59%.

Таким образом, можно сделать вывод, что применение Z-образных платиков позволяет эффективно повысить репозиционные возможности компоновки аппарата Орто-СУВ. Однако у Z-образных платиков имеется недостаток – увеличение габаритов аппарата, что может создать дискомфорт для пациентов. Особенно это значимо при расположении платиков по медиальной и задней

поверхности бедра. На уровне дистальной трети для правого бедра это позиции фиксации страт №2 и №3, для левого бедра страт №5 и №6. При фиксации страты №2 на правом бедре и страты №6 на левом Z-образный платик располагается по медиальной поверхности, и будет ограничивать приведение конечности, создаст значительные трудности при ходьбе (рис. 3.7а). Расположение Z-образного платика по задней поверхности при фиксации страты №3 на правом бедре и страты №5 на левом бедре причиняет дискомфорт пациентам в положении лежа (рис. 3.7б). Мы сталкивались с этим, когда после получения данных эксперимента пытались применить их в клинике.

Таблица 3.11

Репозиционные возможности варианта расположения страт аппарата Орто-СУВ ДЗ для дистальной трети бедра при фиксации страт Z-образными платиками

| Перемещение  | исходная компоновка | Страта №1         | Страта №2         | Страта №3         | Страта №4          | Страта №5         | Страта №6         |
|--|---------------------|-------------------|-------------------|-------------------|--------------------|-------------------|-------------------|
| Трансляция во фронтальной плоскости кнутри/кнаружи         | 85±0,5/<br>66±0,4   | 85±0,6/<br>80±0,7 | 85±0,9/<br>88±0,9 | 85±0,9/<br>60±0,8 | 85±0,2/<br>80±0,55 | 83±0,3/<br>90±0,4 | 84±0,3/<br>70±0,2 |
| Трансляция в сагиттальной плоскости кпереди/кзади          | 66±0,4/<br>70±0,6   | 80±0,6/<br>80±0,4 | 66±1,1/<br>71±1,3 | 68±2,1/<br>72±1,4 | 66±0,6/<br>70±0,4  | 68±0,4/<br>75±0,5 | 72±0,3/<br>69±0,5 |
| Ангуляция во фронтальной плоскости варус/вальгус           | 35±0,3/<br>35±0,2   | 43±0,3/<br>35±0,3 | 43±1,3/<br>35±1,5 | 36±1,1/<br>36±0,9 | 35±0,3/<br>40±0,2  | 38±0,3/<br>50±0,3 | 35±0,4/<br>35±0,3 |
| Ангуляция в сагиттальной плоскости антекурвация/рекурвация | 35±0,2/<br>40±0,2   | 37±0,3/<br>40±0,2 | 35±1,2/<br>38±1,5 | 35±1,5/<br>48±1,3 | 38±0,3/<br>40±0,3  | 33±0,3/<br>42±0,3 | 37±0,2/<br>35±0,3 |
| Ротация внутренняя/<br>Ротация наружная                    | 27±0,2/<br>30±0,2   | 30±0,2/<br>32±0,3 | 26±0,9/<br>28±1,2 | 26±0,7/<br>30±0,9 | 26±0,5/<br>33±0,2  | 43±0,4/<br>38±0,3 | 28±0,5/<br>38±0,3 |

Приведены средние значения и стандартное отклонение

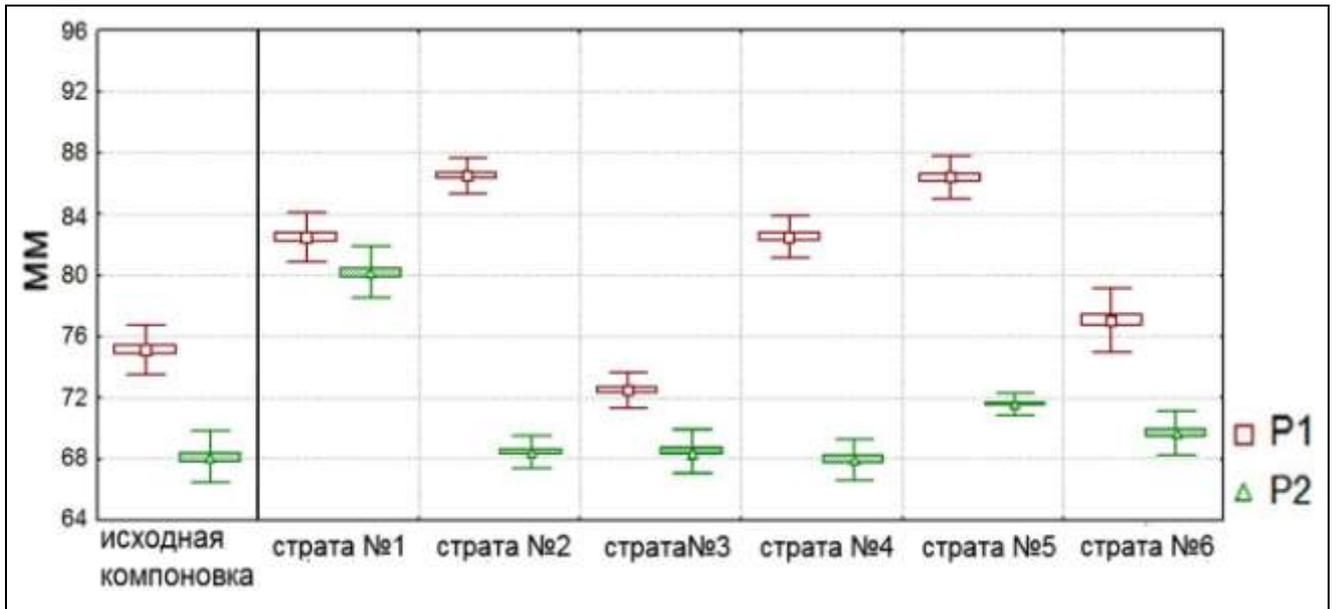


Рис. 3.22. Зависимость репозиционных возможностей варианта Д3 компоновки страт аппарата Орто-СУВ от замены прямых пластинок на z-образные при плоскопараллельном перемещении по ширине: P1 - во фронтальной плоскости (кнутри/кнаружи); P2 - в сагиттальной плоскости (кпереди/кзади)

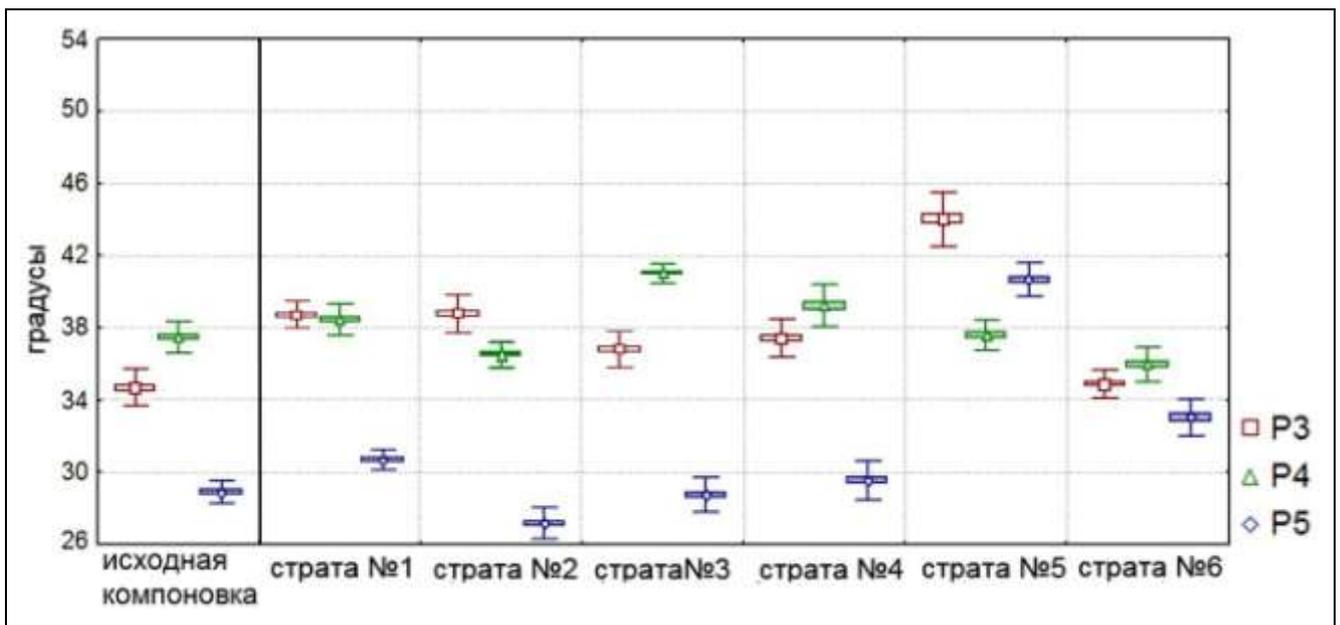


Рис. 3.23. Зависимость репозиционных возможностей варианта Д3 компоновки страт аппарата Орто-СУВ от замены прямых пластинок на z-образные при коррекции угловой и ротационной деформации: P3 - во фронтальной плоскости (варус/вальгус); P4 - в сагиттальной плоскости (антекурвация/рекурвация); P5 - внутренняя ротация/наружная ротация

В остальных локализациях Z-образные пластики доставляют пациентам меньший дискомфорт. Таким образом, учитывая вышесказанное, можно считать, что оптимальными позициями для Z-образных пластинок в компоновке для

дистальной трети бедра являются места фиксации страт №1 и №5 на правом бедре и страт №1 и №3 на левом бедре. В этих позициях Z-образные пластики обеспечивают максимальное увеличение репозиционных возможностей компоновки и не ограничивают активность пациентов.

В завершение были определены требования для выполнения модульной трансформации аппарата после достижения коррекции (рис. 3.24в,г):

- страты должны быть заменены резьбовыми соединительными стержнями;
- проксимальная опора должна быть уменьшена до размеров 1/2 кольца или сектора;
- количество чрескостных элементов вначале периода фиксации должно оставаться прежним, но по мере консолидации регенерата может быть уменьшено.

### **Резюме**

Результаты серий экспериментов по изучению репозиционных возможностей различных вариантов компоновок страт аппарата Орто-СУВ позволили разработать оптимальную компоновку для коррекции деформаций бедренной кости с вершиной в ее дистальной трети (рис. 3.24). Данная компоновка имеет следующее расположение мест фиксации страт для *правого* бедра: на проксимальной опоре страта №1 фиксирована в позиции 2, страта №3 между позициями 5 и 6, страта №5 в позиции 10; на дистальной опоре страта №2 фиксирована в позиции 4, страта №4 в позиции 8, страта №6 в позиции 12. Z-образными пластиками на правом бедре фиксированы страты №1 и №5. Для *левого* бедра расположением мест фиксации страт следующее: на проксимальной опоре страта №1 фиксирована в позиции 2, страта №3 в позиции 10, страта №5 между позициями 5 и 6; на дистальной опоре страта №2 в позиции 12, страта №4 в позиции 8, страта №6 в позиции 4. Z-образными пластиками на левом бедре фиксированы страты №1 и №3 (рис. 3.24д,е). Расстояние между опорами составляет 150 мм.

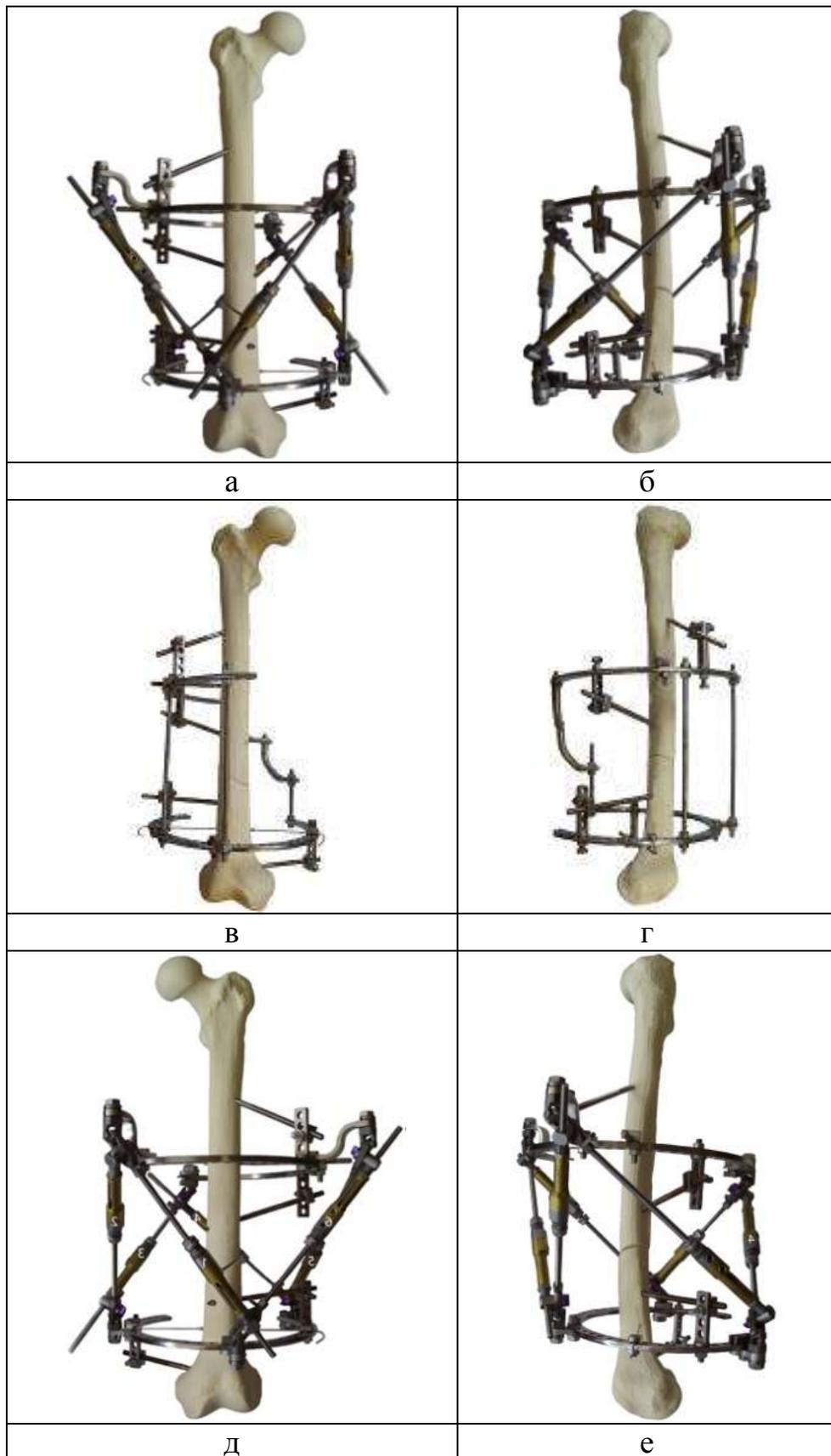


Рис. 3.24. Оптимальная компоновка аппарата Орто-СУВ для коррекции деформаций на уровне дистальной трети бедра: а,б – компоновка для правого бедра, вид спереди и сбоку; в,г – модульная трансформация аппарата, вид спереди и сбоку; д,е – компоновка для левого бедра, вид спереди и сбоку

### 3.3.2. Исследование жесткости остеосинтеза

Была исследована жесткость остеосинтеза разработанной компоновки аппарата Орто-СУВ для коррекции деформаций на уровне дистальной трети бедренной кости. Исследовали жесткость исходной компоновки (рис. 3.24а,б) и компоновки после модульной трансформации (рис. 3.24в,г).

Полученные результаты сравнивали с известными показателями жесткости классической компоновки аппарата Илизарова для остеосинтеза дистальной трети бедренной кости (Андрианов М.В., 2007) (рис. 3.25, табл. 3.12).

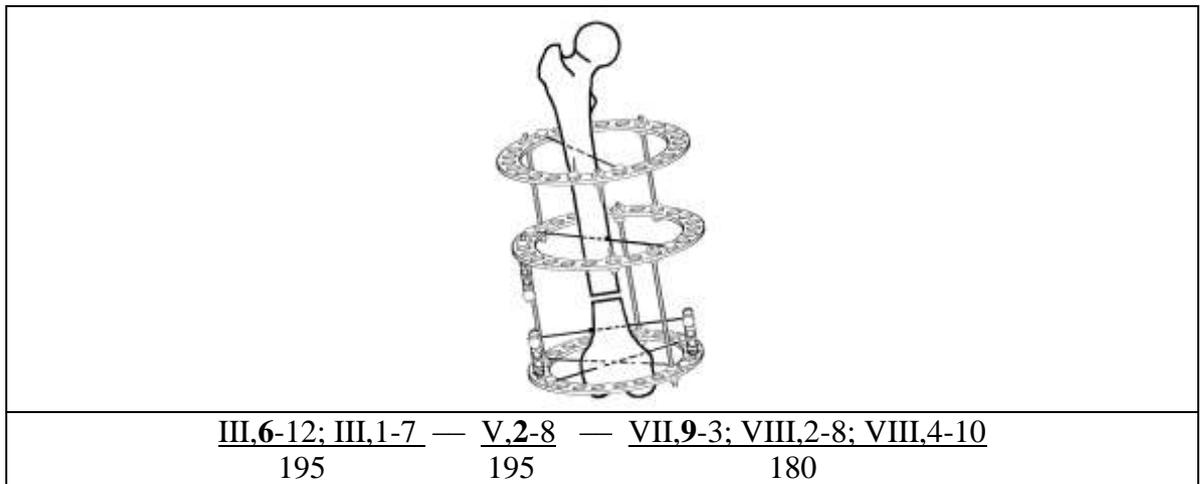


Рис.3.25. Схема остеосинтеза по Илизарову дистальной трети бедренной кости

Результаты исследования показывают, что данная компоновка аппарата Орто-СУВ обеспечивает жесткость остеосинтеза, которая превосходит жесткость классической компоновки аппарата Илизарова во фронтальной плоскости в 1,2 раза, в сагиттальной плоскости в 1,2 раза, в горизонтальной плоскости в 2,07 раза, при компрессии и дистракции в 1,2 раза. Модульная трансформация уменьшает жесткость компоновки аппарата Орто-СУВ в 1,3-2,6 раза в разных плоскостях. Таким образом, разработанная компоновка аппарата Орто-СУВ превосходит компоновку аппарата Илизарова во всех плоскостях.

## Исследование жесткости остеосинтеза для дистальной трети бедра

| Плоскость и направление смещающего усилия               | Орто-СУВ | Орто-СУВ после МТ | аппарат Илизарова <sup>1</sup> |
|---|----------|-------------------|--------------------------------|
| Продольная жесткость, дистракция, Н/мм                  | 35±0,6   | 23,5±1,0          | 28,5                           |
| Продольная жесткость, компрессия, Н/мм                  | 35±0,6   | 23,5±1,0          | 28,5                           |
| Фронтальная плоскость, приведение, Н*мм/град            | 43±0,8   | 16,5±0,8          | 33                             |
| Фронтальная плоскость, отведение, Н*мм/град             | 43±0,8   | 16,5±0,8          | 33                             |
| Сагиттальная плоскость, сгибание, Н*мм/град             | 18,5±1,2 | 11±1,6            | 16                             |
| Сагиттальная плоскость, разгибание, Н*мм/град           | 18,5±1,2 | 11±1,6            | 16                             |
| Горизонтальная плоскость, внутренняя ротация, Н*мм/град | 24±0,7   | 18±0,7            | 11,6                           |
| Горизонтальная плоскость, наружная ротация, Н*мм/град   | 24±0,7   | 18±0,7            | 11,6                           |

<sup>1</sup> Андрианов М.В., 2007

### Обсуждение полученных результатов

Результаты экспериментов по изучению *репозиционных возможностей* различных вариантов компоновок страт аппарата Орто-СУВ позволили разработать оптимальные компоновки для коррекции деформаций бедренной кости с вершиной в ее проксимальной, средней и дистальной трети (рис. 3.8, рис. 3.16, рис. 3.24). В частности наибольшие репозиционные возможности на уровне проксимальной трети бедра имеет вариант расположения страт ПЗ при расстоянии между опорами в 150 мм. Замена прямых платиков на z-образные у страт №1 и №5 в компоновке для правого бедра и страт №1 и №3 в компоновке для левого бедра максимально увеличивает репозиционные возможности компоновки. На уровне средней трети бедра наибольшие репозиционные возможности имеет вариант расположения страт СЗ при расстоянии между опорами в 150 мм. Z-образные платики максимально увеличивают репозиционные возможности компоновки при фиксации страт №5 и №6 на правом бедре, и страт №2 и №3 - на левом бедре. На уровне дистальной трети бедра наибольшие репозиционные возможности имеет вариант расположения

страт ДЗ при расстоянии между опорами также в 150 мм. Z-образные пластики максимально увеличивают репозиционные возможности компоновки при фиксации страт №1 и №5 на правом бедре и страт №1 и №3 на левом бедре.

*Жесткость остеосинтеза*, обеспечиваемая данными компоновками, определялась в соответствии с медицинской технологией № ФС-2005/021 от 24.06.05 «Метод исследования жесткости чрескостного остеосинтеза при планировании операций». Полученные результаты показали, что жесткость остеосинтеза разработанных нами компоновок для коррекции деформаций на уровне дистальной и средней трети бедра превосходит аналогичные компоновки аппарата Илизарова во всех плоскостях. Компоновка для коррекции деформаций на уровне проксимальной трети бедра превосходит аналогичную компоновку аппарата Илизарова во всех плоскостях кроме сагиттальной плоскости (меньше в 1,1 раза). Это объясняется тем, что в классической компоновке аппарата Илизарова четыре спицы, фиксирующие проксимальный фрагмент, расположены практически в сагиттальной плоскости (рис. 3.9). В компоновке аппарата Орто-СУВ все чрескостные элементы введены только в рекомендуемых позициях, которые расположены во фронтальной (или близких к ней) плоскости (рис. 3.8). Это объясняет и значительное (в 38,5 раза) преимущество жесткости, обеспечиваемой аппаратом Орто-СУВ во фронтальной плоскости.

Жесткость компоновки аппарата Орто-СУВ для проксимальной трети бедра после модульной трансформации уменьшается в 1,2-1,6 раза, однако показатели жесткости после модульной трансформации превосходят показателями аппарата Илизарова во всех плоскостях, кроме сагиттальной плоскости (табл. 3.4). Модульная трансформация компоновки аппарата Орто-СУВ для средней трети бедра уменьшает жесткость компоновки в 1,4-1,7 раза. Но показатели жесткости также превосходят показатели аппарата Илизарова во всех плоскостях, кроме сагиттальной (табл. 3.8). Модульная трансформация компоновки аппарата Орто-СУВ для дистальной трети бедра уменьшает жесткость компоновки в 1,3-2,6 раза. Показатели жесткости сравнимы с показателями аппарата Илизарова при продольной нагрузке и в горизонтальной плоскости и уступают им во фронтальной и в сагиттальной плоскости (табл. 3.12).

### 3.4. Результаты определения физиологической кривизны бедренной кости в сагиттальной плоскости

Референтные значения, полученные в результате анализа 30 бедренных костей взрослых человек, представлены в таблице 3.13. Графически полученные данные представлены на рисунке 3.26.

Таблица 3.13

Значения углов взаимного пересечения частей анатомической оси бедренной кости в сагиттальной плоскости

|                                    | Количество бедренных костей | Среднее значение (градусы) | Минимум (градусы) | Максимум (градусы) | Стандартное отклонение |
|------------------------------------|-----------------------------|----------------------------|-------------------|--------------------|------------------------|
| Угол на уровне проксимальной трети | 30                          | 9.87                       | 5                 | 18                 | 3.04                   |
| Угол на уровне средней трети       | 30                          | 16.37                      | 12                | 25                 | 3.52                   |
| Угол на уровне дистальной трети    | 30                          | 7.13                       | 4                 | 13                 | 2.08                   |

Среднее значение угла, образующегося при пересечении участков анатомической оси на уровне проксимальной и средней трети диафиза бедренной кости, равно  $10^\circ$ . Угол, образованный пересечением участков анатомической оси на уровне проксимальной и дистальной трети, равен  $16^\circ$ . Угол между частями анатомической оси на уровне средней и дистальной трети равен  $7^\circ$ . Таким образом, наибольший изгиб бедренная кость имеет в средней трети. Эти данные должны быть использованы при коррекции деформации бедренной кости в сагиттальной плоскости, чтобы избежать “спрямления” физиологической кривизны бедренной кости.

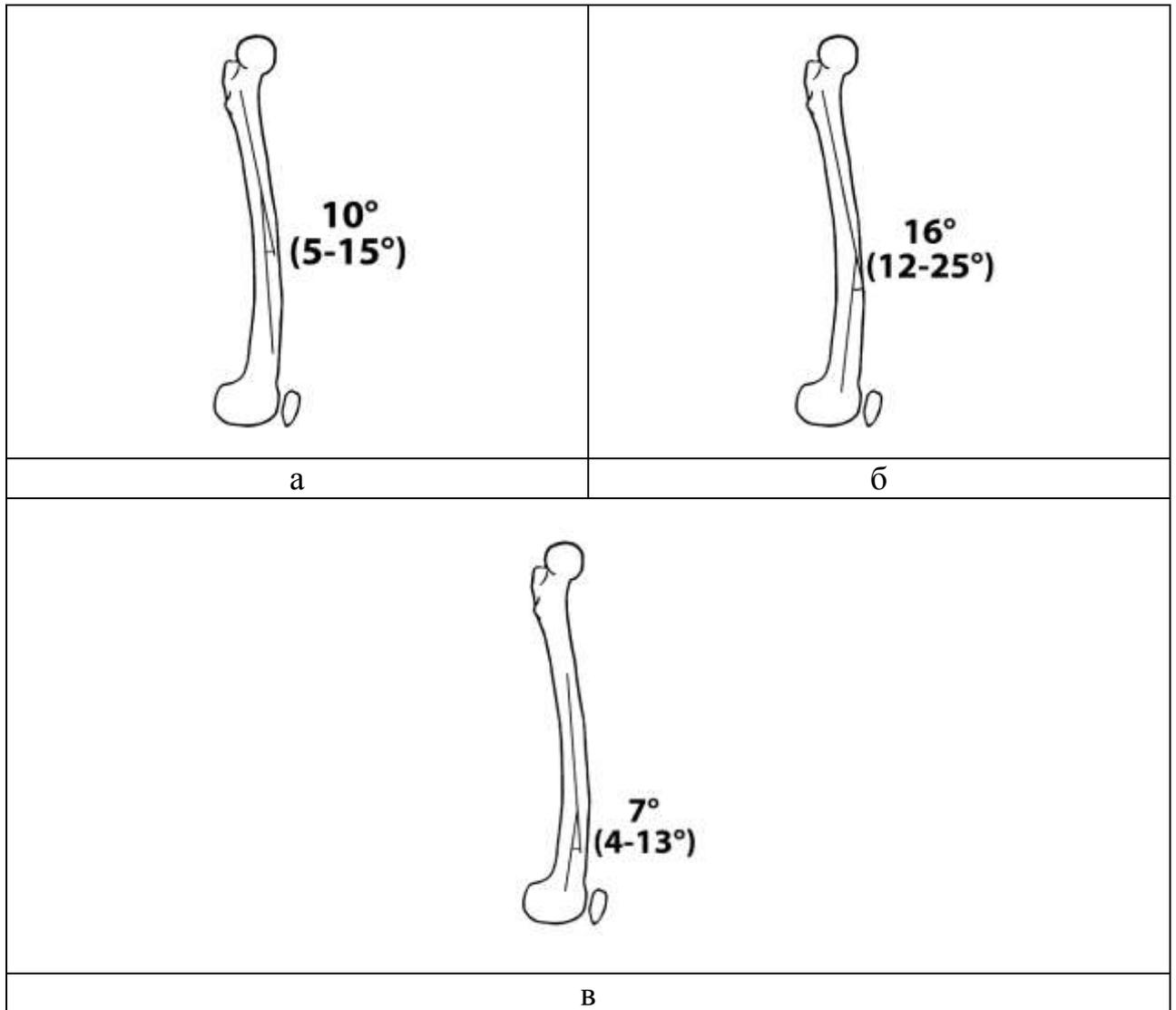


Рис. 3.26. Референтные значения физиологической кривизны бедренной кости в сагиттальной плоскости: а – угол кривизны бедренной кости в сагиттальной плоскости на уровне проксимальной трети; б – угол кривизны бедренной кости в сагиттальной плоскости на уровне средней трети; в – угол кривизны бедренной кости в сагиттальной плоскости на уровне дистальной трети

## Глава 4. СРАВНЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ КЛИНИЧЕСКОГО ПРИМЕНЕНИЯ АППАРАТА Орто-СУВ И АППАРАТА ИЛИЗАРОВА ПРИ ЛЕЧЕНИИ БОЛЬНЫХ С ДЕФОРМАЦИЯМИ БЕДРЕННОЙ КОСТИ

### 4.1. Общая характеристика пациентов

Как указывалось в главе 2, всего нами было проанализировано 132 случая коррекции деформаций бедренной кости выполненных у 127 пациентов, пролеченных в РНИИТО им. Р.Р. Вредена с 2000г. по 2012г. *Исследуемую* группу (использование аппарата Орто-СУВ) составили 52 пациента; *контрольную* группу (использование аппарата Илизарова) - 80 пациентов. Распределение пациентов по полу и возрасту в обеих группах представлено в таблице 4.1. Как видно из таблицы в обеих группах преобладали лица молодого возраста. Средний возраст пациентов в *исследуемой* группе составил 34,5 года (от 18 до 66 лет), в *контрольной* группе 35,8 года (от 17 до 76 лет). Таким образом, значимых отличий в возрастном составе обеих групп нет ( $p>0,05$ ), что говорит о сопоставимости двух групп пациентов. В *исследуемой* группе было значительно больше женщин, в *контрольной* группе – мужчин ( $p<0,001$ ). Корреляционный анализ показал, что связи основных изучаемых параметров с полом слабые ( $p>0,05$ ,  $r$  от 0,119 до 0,682).

Таблица 4.1

Распределение пациентов по полу и возрасту

| Возраст       | Контрольная группа |              |           |              | Исследуемая группа |             |           |             |
|---------------|--------------------|--------------|-----------|--------------|--------------------|-------------|-----------|-------------|
|               | мужчины            |              | женщины   |              | мужчины            |             | женщины   |             |
|               | п                  | %            | п         | %            | п                  | %           | п         | %           |
| 18-30 лет     | 26                 | 32.5         | 15        | 18.75        | 11                 | 21.2        | 15        | 28.8        |
| 31-45 лет     | 15                 | 18.75        | 4         | 5            | 7                  | 13.5        | 7         | 13.5        |
| 46-60 лет     | 10                 | 12.5         | 5         | 6.25         | 2                  | 3.8         | 8         | 15.4        |
| старше 60 лет | 2                  | 2.5          | 3         | 3.75         | 1                  | 1.9         | 1         | 1.9         |
| <b>Всего</b>  | <b>53</b>          | <b>66.25</b> | <b>27</b> | <b>33.75</b> | <b>21</b>          | <b>40.4</b> | <b>31</b> | <b>59.6</b> |

п – количество случаев, % - процентное соотношение

В обеих группах пациентов преобладали приобретенные деформации ( $p<0,05$ ). Между группами значимых различий в количестве приобретенных и

врожденных деформаций не было ( $p>0,05$ ) т.е. группы являются сопоставимыми по этиологии деформаций. Подробно этиология деформаций приведена в таблице 4.2.

Таблица 4.2

#### Этиология деформаций

| Диагноз  | Контрольная группа | Исследуемая группа |
|--|--------------------|--------------------|
| <b>Приобретенные деформации:</b>                   | <b>65</b>          | <b>35</b>          |
| Посттравматические деформации                      | 51                 | 26                 |
| Ложные суставы                                     | 13                 | 5                  |
| Деформации после перенесенной инфекции             | 1                  | 7                  |
| Врожденные неverifiedированные деформации          | 7                  | 9                  |
| <b>Врожденные деформации:</b>                      | <b>15</b>          | <b>12</b>          |
| Дисплазия тазобедренного сустава                   | 2                  | 2                  |
| Ахондроплазия                                      | 3                  | 0                  |
| Остеохондродистрофия                               | 1                  | 2                  |
| Несовершенный остеогенез (osteogenesis imperfecta) | 1                  | 0                  |
| Синдром Шерешевского-Тернера                       | 1                  | 0                  |
| Фиброзная дисплазия                                | 0                  | 1                  |
| <b>Всего</b>                                       | <b>80</b>          | <b>52</b>          |

#### 4.2. Сроки лечения

Все данные полученные при анализе результатов лечения пациентов с деформациями бедренной кости в обеих группах представлены в таблице 4.3.

##### *Период коррекции*

Полученные результаты показывают, что в обеих группах период коррекции *простых деформаций* значимо не отличается. Время, необходимое для коррекции деформаций *средней степени* сложности, в 1,8 раза (на 44,8%) меньше в исследуемой группе. Для коррекции *сложных деформаций* аппаратом Орто-СУВ требуется в 2,2 раза (на 53,7%) меньше времени, чем при использовании аппарата Илизарова. Мы считаем, это связано с тем, что аппарат Орто-СУВ позволяет устранить все компоненты многоплоскостных деформаций одновременно сразу в нескольких плоскостях по интегральной траектории. И для этого не требуется этапных перемонтажей конструкции, как в случае коррекции при помощи

аппарата Илизарова. Каждый перемонтаж аппарата - это требующая времени и обязательного рентгенологического контроля трудозатратная процедура. Кроме того, вторичную деформацию, нередко возникающую в ходе коррекции по причине сопротивления мягких тканей или прогиба чрескостных элементов, в аппарате Орто-СУВ также можно устранить, выполнив только лишь новый расчет коррекции деформации в компьютерной программе, без частичного перемонтажа аппарата.

Таблица 4.3.

Основные показатели чрескостного остеосинтеза в обеих группах пациентов

| Показатель                     | Контрольная группа     | Исследуемая группа    | p       |
|--------------------------------|------------------------|-----------------------|---------|
| Период коррекции (дни):        | 75,8±29,3 (22-152)     | 44,3±16,3 (13-76)     | p<0,001 |
| простые деформации             | 60,8±23,1 (22-117)     | 49,1±17,3 (16-70)     | p>0,05  |
| средние деформации             | 77,3±29,9 (32-146)     | 42,7±18,8 (13-76)     | p<0,001 |
| сложные деформации             | 96,8±22,6 (68-152)     | 44,8±11,1 (27-60)     | p<0,001 |
| Период фиксации (дни):         | 161,2±73,8 (76-487)    | 162,8±70,7 (57-372)   | p>0,05  |
| простые деформации             | 159,9±62,1 (76-307)    | 143,6±54,0 (80-237)   | p>0,05  |
| средние деформации             | 155,7±85,5 (70-487)    | 147,4±57,3 (57-283)   | p>0,05  |
| сложные деформации             | 168,5±66,8 (84-325)    | 192,1±76,9 (85-333)   | p>0,05  |
| Период остеосинтеза (дни):     | 237,1±72,9 (116-447)   | 205±67,2 (116-366)    | p<0,05  |
| простые деформации             | 223,4±69,3 (117-349)   | 201,4±74,4 (121-339)  | p>0,05  |
| средние деформации             | 241,2±78,4 (130-447)   | 198,8±65,9 (116-320)  | p<0,05  |
| сложные деформации             | 248,1±66,2 (156-383)   | 217,1±69,2 (116-366)  | p>0,05  |
| Величина удлинения (см):       | 3,7±1,6(1,5-8)         | 3,7±1,8 (1-9)         | p>0,05  |
| простые деформации             | 3,8±1,7 (1,5-8)        | 4,1±1,5 (1,5-6)       | p>0,05  |
| средние деформации             | 3,7±1,5 (1,5-8)        | 3,7±1,9 (1-7,5)       | p>0,05  |
| сложные деформации             | 3,7±1,6 (1,6-6)        | 3,6±1,8 (2-9)         | p>0,05  |
| Индекс фиксации (дней/см):     | 48,6±25,8 (13,5-153,5) | 49,9±20,9 (15,7-111)  | p>0,05  |
| простые деформации             | 49,0±29,8 (19,7-153,5) | 38,4±16,3 (25,6-70,7) | p>0,05  |
| средние деформации             | 47,1±24,1 (13,5-153,2) | 50,0±21,8 (15,7-102)  | p>0,05  |
| сложные деформации             | 51,3±24,4 (22,7-103)   | 54,8±20,3 (28,3-111)  | p>0,05  |
| Индекс остеосинтеза (дней/см): | 73,1±34,9 (30,1-174,8) | 62,0±21,3 (29,3-122)  | p<0,05  |
| простые деформации             | 68,2±33,4 (30,7-168)   | 53,5±16,4 (38,2-86)   | p>0,05  |
| средние деформации             | 73,3±34,1 (30,2-174,8) | 64,6±24,7 (29,3-122)  | p>0,05  |
| сложные деформации             | 82,2±39,5 (37-172)     | 61,5±16,7(38,7-100,5) | p>0,05  |

Указано среднее значение и стандартное отклонение. В скобках приведены минимальное и максимальные значения

При анализе показателей периода коррекции *внутри каждой из групп* установлено, что при использовании аппарата Орто-СУВ время необходимое для устранения деформации не зависит от сложности деформации ( $p>0,05$ ), а зависит только от величины удлинения ( $p<0,05$ ). В *контрольной* группе пациентов, напротив, имеется линейная зависимость между временем необходимым для устранения деформации и сложностью деформации (рис. 4.1). Это можно объяснить тем, что число перемонтажей аппарата увеличивается с увеличением количества компонентов деформации.

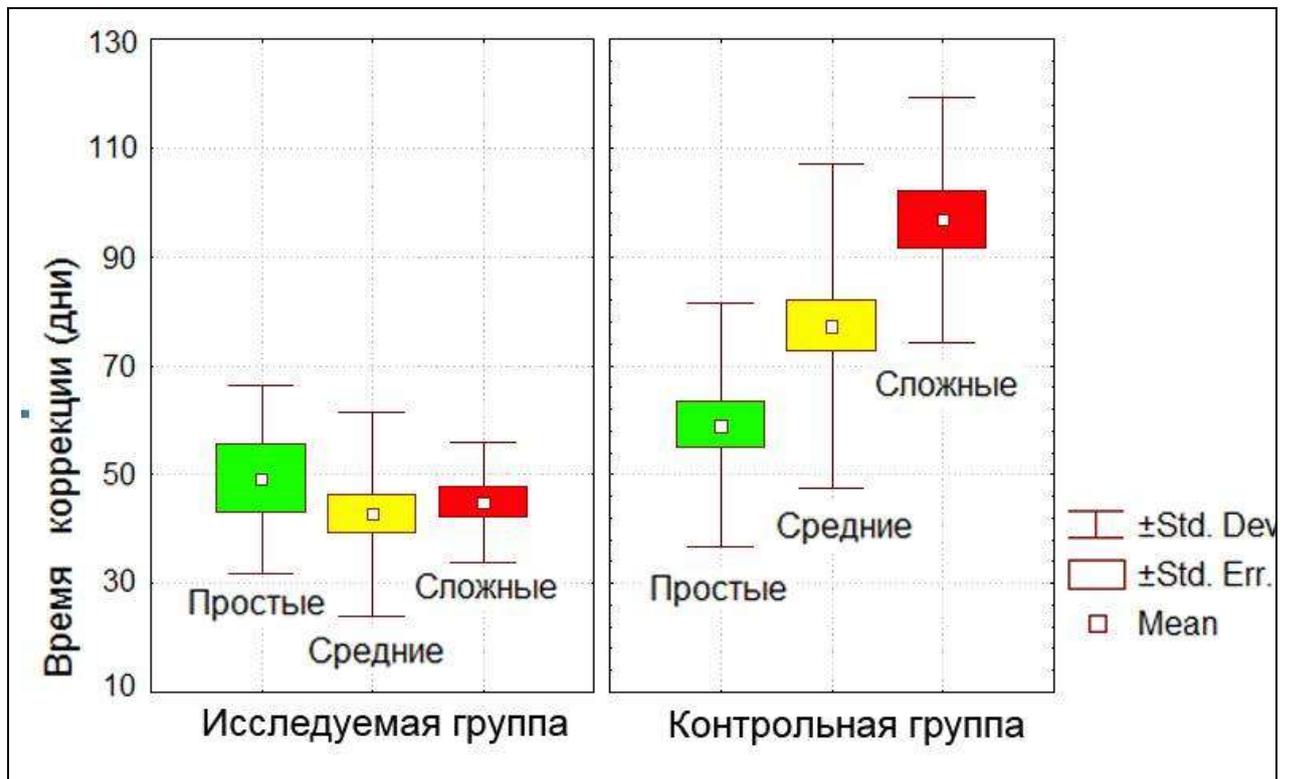


Рис. 4.1. Значения периода коррекции при различной степени сложности деформаций

#### *Период фиксации и индекс фиксации*

Продолжительность периода фиксации в обеих группах не имеет значимых различий независимо от сложности деформации. Это легко объяснимо. С определенным допущением можно сказать, что дистракционный регенерат в периоде фиксации у пациентов обеих групп находился в одинаковых условиях. Как упоминалось раньше, аппарат Орто-СУВ представляет собой универсальное репозиционное устройство и после завершения периода коррекции страты

аппарата Орто-СУВ мы всегда заменяли на «илизаровские шарниры», что обосновано достаточной жесткостью остеосинтеза разработанных нами компоновок (табл. 3.4, 3.8, 3.12).

Средние *величины удлинения* также не имеют значимых различий. Соответственно и *индекс фиксации* в обеих группах не отличался. При подробном анализе мы не обнаружили описываемой в литературе зависимости величины *периода* и *индекса фиксации* от возраста пациентов (Paley D., 1990; Dahl M.T., 1994; Fischgrund J. et al., 1994; Noonan K.J. et al., 1998), этиологии деформаций (Noonan K.J. et al., 1998) и сложности деформаций.

#### *Период и индекс остеосинтеза*

Продолжительность периода остеосинтеза значимо ( $p < 0,05$ ) меньше в *исследуемой* группе. Средние значения периода остеосинтеза в каждой подгруппе также меньше в *исследуемой* группе. Однако статистически значима эта разница только для деформаций средней степени сложности по аналогии с различиями в продолжительности периода фиксации. Значение *индекса остеосинтеза* также меньше у пациентов *исследуемой* группы. Однако статистически значимым различием является только *индекс остеосинтеза* всей группы, тогда как между подгруппами это различие является не значимым.

В заключение этого раздела, можно сказать, что при анализе важнейших показателей чрескостного остеосинтеза (табл. 4.3) мы установили, что время коррекции деформации аппаратом Орто-СУВ не зависит от сложности деформации и значительно меньше для средних и сложных деформаций в сравнении с аппаратом Илизарова. Явных преимуществ при коррекции простых деформаций аппарат Орто-СУВ не имеет. Можно лишь отметить большее удобство устранения торсионных деформаций аппаратом Орто-СУВ в сравнении с аппаратом Илизарова. Период фиксации, величина удлинения и индекс остеосинтеза в обеих группах не различаются. Период остеосинтеза меньше при использовании аппарата Орто-СУВ, особенно при деформациях средней степени сложности, которые встречаются наиболее часто (табл. 4.3).

Указанные преимущества аппарата Орто-СУВ подтверждают клинические примеры. Первый пример иллюстрирует коррекцию сложной деформации бедренной кости аппаратом Илизарова. Пациентка К., 19 лет (и/б 7757/2002) поступила в клинику РНИИТО им. Р.Р. Вредена с диагнозом: Врожденная деформация обеих нижних конечностей. После дообследования выявлена варусно-антекурвационная деформация обеих бедренных костей, внутренняя торсия правой бедренной кости на  $20^\circ$  (клинически), укорочение правой нижней конечности 2 см за счет бедра. Варусная деформация обеих большеберцовых костей. Деформация правой бедренной кости расценена как сложная (рис. 4.2а,б). Значения суставных углов правой бедренной до операции составили: мЛДБУ -  $117^\circ$ , мЛПрБУ -  $99^\circ$ , значение ДМО - 38 мм кнутри. Первым этапом хирургического лечения было решено выполнить чрескостный остеосинтез правого бедра и правой голени аппаратом Илизарова, кортикотомию бедренной и большеберцовой кости на вершине деформаций (рис. 4.2в). Коррекция была начата одновременно на двух сегментах на 5-е сутки после операции. На бедре деформация устранялась в несколько этапов. Коррекция деформации бедренной кости выполнялась в несколько этапов. Сначала была устранена угловая деформация в сагиттальной плоскости (рис. 4.2г), затем угловая деформация во фронтальной плоскости (рис. 4.2д). Затем было выполнено удлинение бедренной кости на 4 см (рис. 4.2е). Последним этапом устранена торсионная деформация. Деформация правой большеберцовой кости устранялась также в несколько этапов. Весь *период коррекции* для правого бедра составил 100 дней. *Период фиксации* длился 104 дня, *индекс остеосинтеза* для правого бедра составил 51 день/см. Девиация механической оси справа после демонтажа АВФ составила 15 мм, мЛДБУ  $97^\circ$ , мЛПрБУ- $110^\circ$  (рис. 4.2ж). Аналогичным образом устранялась деформация левого бедра и голени после демонтажа аппаратов внешней фиксации с правого бедра и голени. Окончательный результат лечения представлен на рисунке 4.2з. Функция правого коленного сустава через 12 месяцев восстановлена до  $125^\circ/0^\circ/0^\circ$ , функция правой нижней конечности по шкале LEFS составила 74 балла (небольшое ограничение).



Рис. 4.2. Пример коррекции сложной деформации бедренной кости аппаратом Илизарова: а – вид пациентки и рентгенограммы правого бедра до операции; б - рентгенограммы правого бедра до операции в – вид пациентки в процессе коррекции; г – рентгенограммы правого бедра с установленными «илизаровскими шарнирами» для коррекции антекурвационной деформации

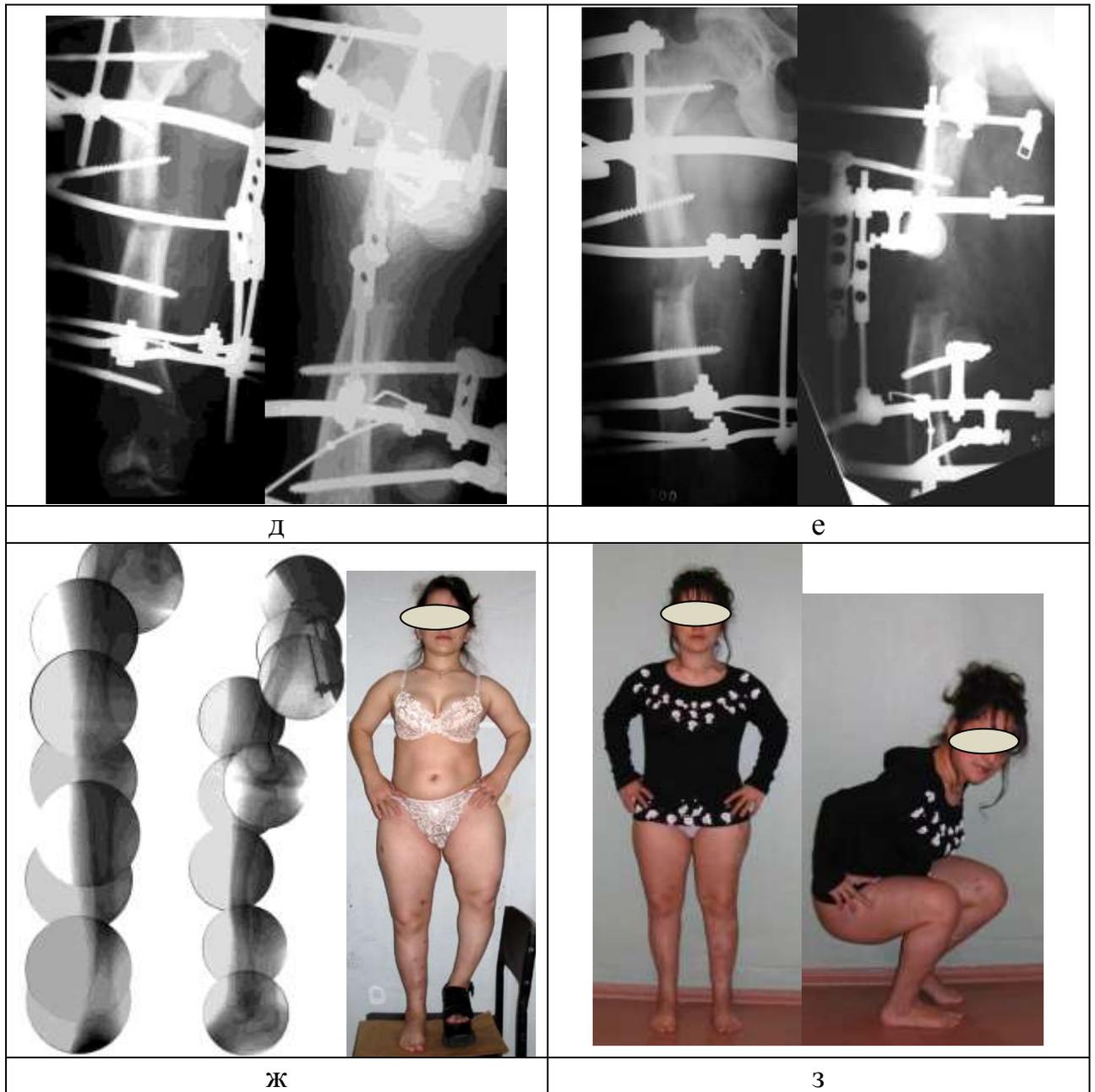


Рис. 4.2. Пример коррекции сложной деформации бедренной кости аппаратом Илизарова (продолжение): д – рентгенограммы правого бедра с установленными «илизаровскими шарнирами» для коррекции варусной деформации; е – рентгенограммы правого бедра во время удлинения; ж – функция правого коленного сустава через 12 месяцев после демонтажа аппаратов; з – вид пациентки после коррекции деформаций левой нижней конечности

Второй пример показывает коррекцию деформации бедренной кости аналогичной степени сложности аппаратом Орто-СУВ. Пациентка Ш., 25 лет (и/б 7964/11) поступила в 7 отделение РНИИТО им. Р.Р. Вредена с диагнозом: Врожденная деформация левого бедра, укорочение левой нижней конечности на

11 см. После обследования диагностирована сложная деформация левой бедренной кости: вальгусная деформация  $9^\circ$  с вершиной в нижней трети, варусная деформация  $24^\circ$  с вершиной в верхней трети, торсионная деформация кнаружи на  $16^\circ$ , укорочение 11 см (рис. 4.3а), торсионная деформация на  $29^\circ$  кнаружи. Значения суставных углов были: мЛДБУ –  $114^\circ$ , мЛПрБУ –  $79^\circ$ , значение ДМО составляло 22 мм кнутри. Выполнен чрескостный остеосинтез левой бедренной кости аппаратом Орто-СУВ, двухуровневая кортикотомия (рис. 4.3б). Коррекция начата на 7-е сутки после операции. Первым этапом выполнена дистракция при помощи илизаровских «шарниров» суммарно на 9 см на двух уровнях. Вторым этапом выполнена установка двух аппаратов Орто-СУВ для устранения осевой и торсионной деформации (рис. 4.3в). На уровне верхней остеотомии в компьютерной программе выполнено 2 расчета для коррекции варусной деформации. На уровне нижней остеотомии выполнено 3 расчета: первый расчет для устранения торсионной деформации, второй и третий расчет выполнены для окончательной коррекции механической оси бедренной кости (рис. 4.3г). Весь период коррекции составил 59 дней. После завершения коррекции выполнена модульная трансформация аппарата (рис. 4.3д). Период фиксации длился 302 дня, индекс фиксации составил 33,6 дня/см. На телерентгенограммах, выполненных после демонтажа аппарата, остаточное укорочение левой нижней конечности составляет 2 см, механическая ось бедренной кости восстановлена и значения суставных углов (мЛДБУ -  $95^\circ$ , мЛПрБУ -  $89^\circ$ ) в пределах нормы, ДМО составляет 5 мм кнутри (рис. 4.3е). Период остеосинтеза составил 366 дней, индекс остеосинтеза – 40,7 дней/см. Функция левого коленного сустава через 6 месяцев восстановлена до  $25^\circ/0^\circ/0^\circ$ , функция левой нижней конечности по шкале LEFS 59 балла (умеренное ограничение). Через 1 год функция коленного сустава  $25^\circ/0^\circ/0^\circ$ , функция конечности 72 балла (небольшое ограничение) (рис. 4.3ж).

Таким образом, видно, что время коррекции односторонней деформации аппаратом Орто-СУВ требует меньше времени, чем при помощи аппарата Илизарова.

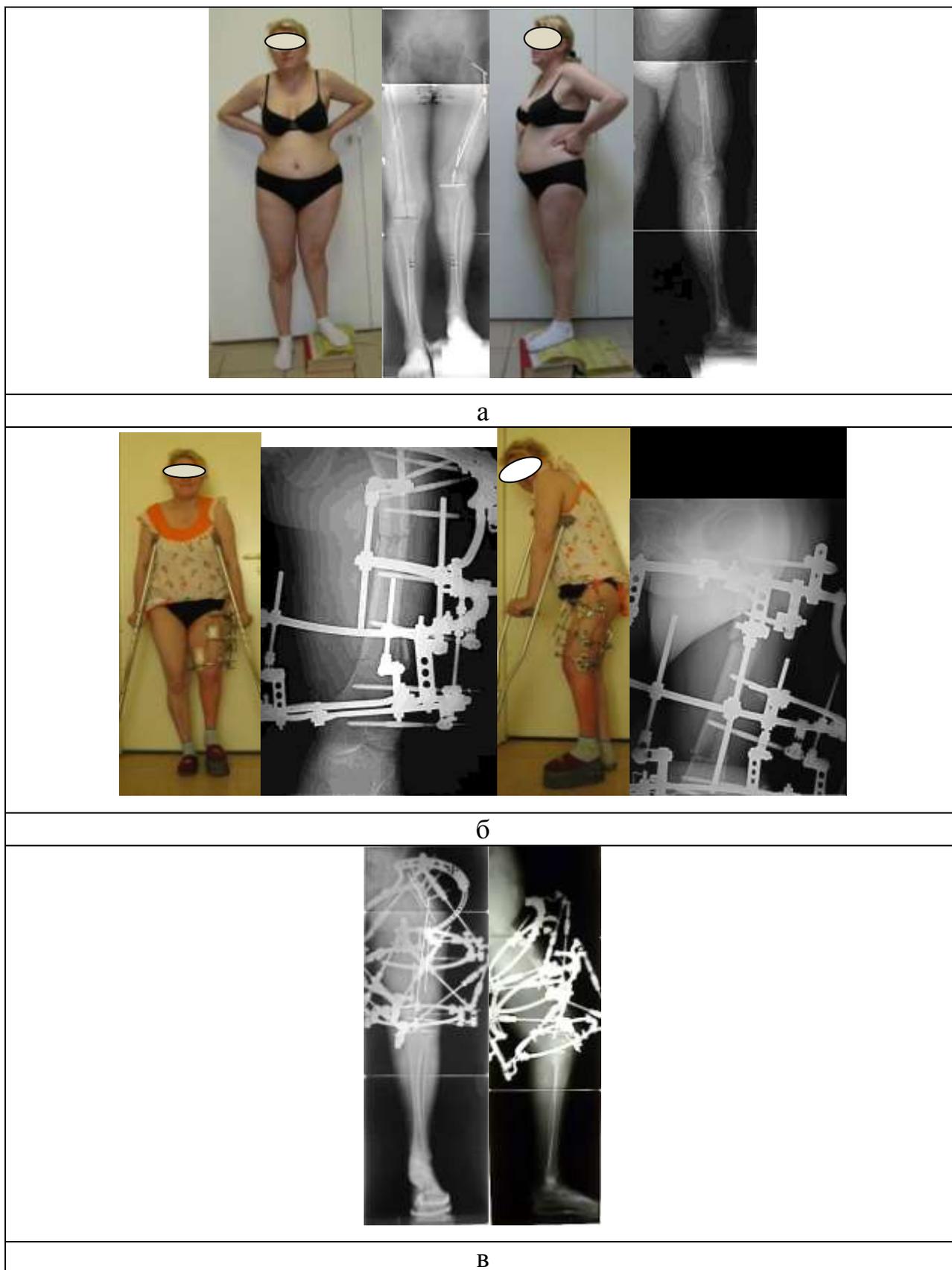


Рис. 4.3. Пример коррекции сложной врожденной деформации бедренной кости аппаратом Орто-СУВ на двух уровнях: а – вид пациента и телерентгенограммы нижних конечностей до операции; б - вид пациента и рентгенограммы левого бедра после операции; в – телерентгенограммы левой нижней конечности в периоде коррекции

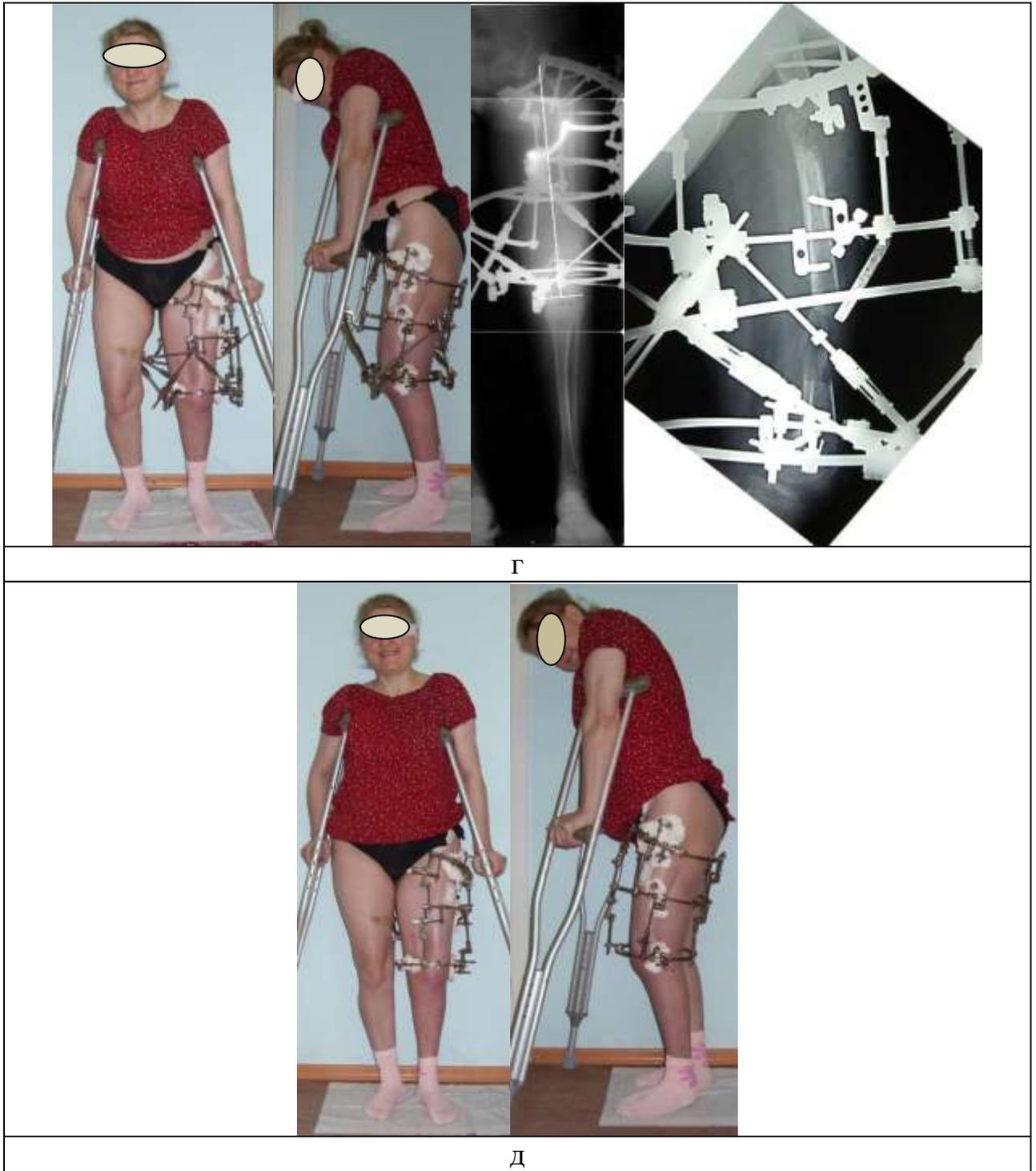


Рис. 4.3. Пример коррекции сложной врожденной деформации бедренной кости аппаратом Орто-СУВ на двух уровнях (продолжение): г – вид пациента и телерентгенограмма левой нижних конечности в конце периода коррекции; д – вид пациента в периоде фиксации

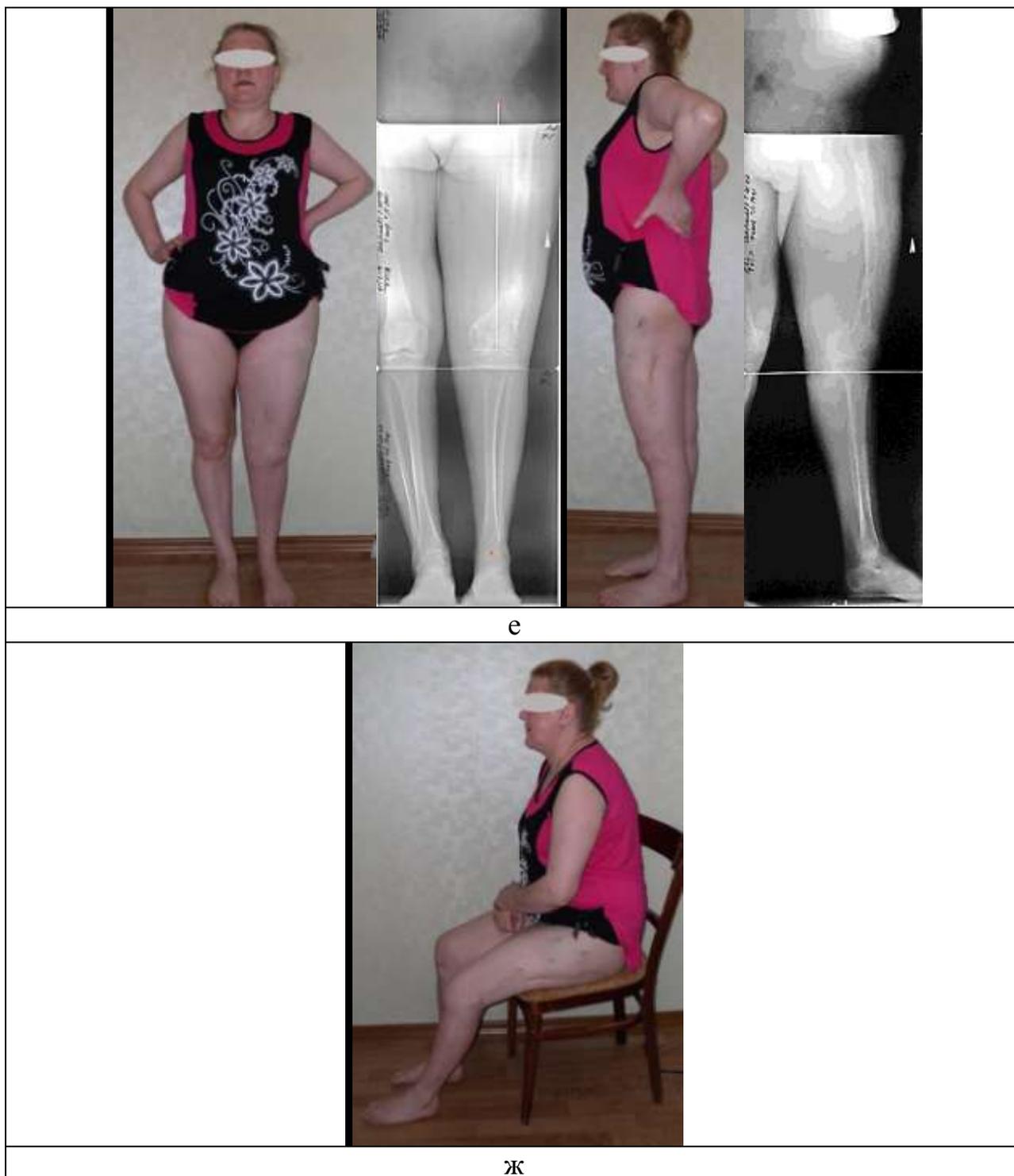


Рис. 4.3. Пример коррекции сложной врожденной деформации бедренной кости аппаратом Орто-СУВ на двух уровнях (продолжение): е – вид пациента и телерентгенограммы нижних конечностей после демонтажа аппарата; ж – функция левого коленного сустава через 1 год

### 4.3. Точность коррекции деформации

Мы определили среднюю величину каждого вида (компонента) деформаций, имевшихся у пациентов *до операции*. Результаты анализа рентгенограмм представлены в таблице 4.4.

Таблица 4.4.

Вид и величина пролеченных деформаций

| Вид (компонент) деформации | Контрольная группа |       |      |         | Исследуемая группа |       |      |         | p      |
|----------------------------|--------------------|-------|------|---------|--------------------|-------|------|---------|--------|
|                            | n                  | M     | s.d  | min-max | n                  | M     | s.d  | min-max |        |
| Варус                      | 22                 | 20.5° | 7.7  | 7-36    | 23                 | 19.2° | 12.2 | 5-46.5  | p>0,05 |
| Вальгус                    | 15                 | 17°   | 6.8  | 6-27    | 13                 | 9.8°  | 4.6  | 4-19    | p>0,05 |
| Антекурвация               | 6                  | 16.4° | 5.8  | 10-27   | 8                  | 21.9° | 12.2 | 9-40    | p>0,05 |
| Рекурвация                 | 7                  | 14.9° | 4.4  | 7-21    | 11                 | 17.1° | 6.9  | 5-29    | p>0,05 |
| Внутренняя ротация         | 6                  | 24.8° | 9.3  | 15-39   | 8                  | 21.8° | 5.5  | 15-30   | p>0,05 |
| Наружная ротация           | 4                  | 29.8° | 5.3  | 24-35   | 9                  | 25.3° | 9.9  | 8-45    | p>0,05 |
| Трансляция (мм)            | 22                 | 26.8  | 11.3 | 13-50   | 15                 | 31.5  | 19.9 | 9-75    | p>0,05 |
| Укорочение (мм)            | 78                 | 4.8   | 2.2  | 1-11    | 45                 | 4.7   | 2.5  | 1-11    | p>0,05 |

n – количество случаев, M – среднее значение, s.d. – стандартное отклонение, min-max – минимальное и максимальные значения

По представленным в таблице данным можно судить о полной сопоставимости двух групп пациентов по величине пролеченных деформаций.

Согласно таблице 4.5 простых деформаций было значительно больше в *контрольной* группе, сложных деформаций в *исследуемой* группе. Количество деформаций средней степени сложности было одинаковым в обеих группах.

Таблица 4.5

Распределение деформаций по степени сложности в обеих группах

| Тип деформации | Контрольная группа |            | Исследуемая группа |            | p      |
|----------------|--------------------|------------|--------------------|------------|--------|
|                | n                  | %          | n                  | %          |        |
| Простые        | 25                 | 31,3       | 7                  | 13,5       | p<0,05 |
| Средние        | 38                 | 47,5       | 28                 | 53,9       | p>0,05 |
| Сложные        | 17                 | 21,2       | 17                 | 32,6       | p<0,05 |
| <b>Всего</b>   | <b>80</b>          | <b>100</b> | <b>52</b>          | <b>100</b> |        |

n – количество случаев, % – процентное соотношение в группе

Показатели всех механических суставных углов нижней конечности и величина девиации механической оси конечности (ДМО), измеренные до операции и после демонтажа аппарата, представлены в таблице 4.6.

Таблица 4.6

Референтные значения бедренной кости и девиации механической оси нижней конечности до и после коррекции

| Показатель             | До лечения              |                        | p      | После лечения         |                       | p      |
|------------------------|-------------------------|------------------------|--------|-----------------------|-----------------------|--------|
|                        | Контрольная группа      | Исследуемая группа     |        | Контрольная группа    | Исследуемая группа    |        |
| Фронтальная плоскость  |                         |                        |        |                       |                       |        |
| Варус                  |                         |                        |        |                       |                       |        |
| мЛПрБУ                 | 101,57±7,83<br>(96-131) | 106,9±9,1<br>(96-127)  | p>0,05 | 96,03±6,9<br>(86-112) | 88,8±2,35<br>(86-95)  | p>0,05 |
| мЛДБУ                  | 95,29±4,57<br>(91-112)  | 94,93±3,97<br>(91-105) | p>0,05 | 90,3±5,5<br>(84-104)  | 88,31±1,32<br>(85-90) | p>0,05 |
| ДМО                    | 37,33±14,16<br>(19-74)  | 34,5±23,46<br>(11-94)  | p>0,05 | 11,1±11,7<br>(3-35)   | 8,3±8,2<br>(0-28)     | p<0,05 |
| Вальгус                |                         |                        |        |                       |                       |        |
| мЛПрБУ                 | 74,2±8,29<br>(54-84)    | 70,75±6,38<br>(60-76)  | p>0,05 | 85,8±4,4<br>(78-90)   | 88,5±1,2<br>(87-90)   | p>0,05 |
| мЛДБУ                  | 79,94±2,95<br>(71-84)   | 80,67±3,3<br>(73-84)   | p>0,05 | 87,6±2,6<br>(84-92)   | 87,8±2,0<br>(83-90)   | p>0,05 |
| ДМО                    | 18,15±16,01<br>(4-60)   | 15,5±11,72<br>(3-94)   | p>0,05 | 4,6±12,4<br>(9-35)    | 0,1±17,5<br>(0-46)    | p>0,05 |
| Сагиттальная плоскость |                         |                        |        |                       |                       |        |
| Антекурвация           |                         |                        |        |                       |                       |        |
| аЗДБУ                  | 79,2±6,1<br>(68-83)     | 75,8±8,4<br>(61-83)    | p>0,05 | 80,9±5<br>(70-89)     | 79,8±7,1<br>(69-88)   | p>0,05 |
| Рекурвация             |                         |                        |        |                       |                       |        |
| аЗДБУ                  | 86,3±9<br>(82-110)      | 89,3±9<br>(79-114)     | p>0,05 | 86,1±8<br>(74-90)     | 84,6±4,8<br>(75-93)   | p>0,05 |

Указано среднее значение и стандартное отклонение. В скобках приведены минимальное и максимальное значения. **мЛПрБУ** – механический наружный проксимальный бедренный угол; **мЛДБУ** – механический латеральный дистальный бедренный угол; **ДМО** – девиация (отклонение) механической оси; **аЗДБУ** – анатомический задний дистальный бедренный угол

Сравнение значения суставных углов и ДМО измеренные в обеих группах перед операцией показывает, что значимых отличий в величине деформаций в обеих группах нет. Это говорит о сопоставимости групп. Средние значения суставных углов и ДМО в большинстве случаев не отличаются значительно,

однако разброс значений меньше в *исследуемой* группе. Полученный нами результат сопоставим с результатами других авторов. Так, в работе посвященной изучению результатов коррекции деформаций бедра у детей и подростков аппаратом TSF S. Marangoz (2008) приводит следующие данные. При коррекции вальгусной деформации у 7 пациентов среднее значение мЛДБУ до лечения было  $73^{\circ}(48-84^{\circ})$ , после лечения  $88,9^{\circ}(85-95^{\circ})$ . При коррекции варусной деформации у 9 пациентов среднее значение мЛДБУ было  $99,8^{\circ}(91-112^{\circ})$  до операции и  $88,3^{\circ}(87-90^{\circ})$  после операции. При коррекции антекурвационной деформации у 5 пациентов среднее значение аЗДБУ было  $60^{\circ}(50-70^{\circ})$  до лечения и  $83,8^{\circ}(83-84^{\circ})$  после лечения. R. Ganger (2010) оценив точность коррекции посттравматических деформаций аппаратом TSF у 9 пациентов, получил следующие результаты. Среднее значение мЛДБУ до операции было  $84,4^{\circ}\pm 9,8^{\circ}(64-100^{\circ})$ , после операции  $88,3^{\circ}\pm 1,5^{\circ}(85-90^{\circ})$ . Средняя величина ДМО до операции была  $36,8\pm 18,3$  мм(10-80мм), после операции она составила  $7,1\pm 5,2$  мм(2-17мм). Средняя величина удлинения составила  $33,3\pm 15,6$ мм(15-62 мм).

Более значительная разница в точности коррекции между аппаратом Илизарова и аппаратом Орто-СУВ нами была получена при анализе величины остаточной угловой деформации. Полная коррекция деформации была достигнута у 44 (58,8%) пациентов *контрольной* группы. У остальных 35 пациентов (43,7%) была остаточная деформация. В *исследуемой* группе полностью деформация была устранена в 45 случаях (86,5%). В остальных 7 случаях была остаточная деформация (табл. 4.7).

При анализе количества случаев остаточной деформации определяется выраженная связь между точностью коррекции и сложностью деформации ( $p<0,05$ ). При лечении простых деформаций полная коррекция в *контрольной* группе достигнута в 84,0% случаев, в *исследуемой* в 100% случаев ( $p>0,05$ ). При лечении деформаций средней степени сложности полная коррекция в *контрольной* группе была достигнута в 60,5% случаев в сравнении с 92,8% случаев *исследуемой* группы ( $p<0,05$ ). Средняя величина остаточной деформации была значимо больше в *контрольной* группе ( $7,6^{\circ}$ ), чем в *исследуемой* группе

(5,3°) пациентов ( $p < 0,05$ ). При лечении сложных деформаций полная коррекция в *контрольной* группе достигнута в 17,6% случаев, в то время как в *исследуемой* группе в 82,4% случаев. Величина остаточной деформации в *контрольной* группе (11,4°) была значительно больше ( $p < 0,05$ ), чем величина остаточной деформации (8,1°) в *исследуемой* группе.

Таблица 4.7

## Остаточная деформация

| Величина деформации | Простые |       | Средние |      | Сложные |      | Всего     |              |
|---------------------|---------|-------|---------|------|---------|------|-----------|--------------|
|                     | n       | %     | n       | %    | n       | %    | n         | %            |
| Контрольная группа  |         |       |         |      |         |      |           |              |
| 0°                  | 21      | 84,0  | 23      | 60,5 | 3       | 17,6 | <b>47</b> | <b>58,8</b>  |
| ≤5°                 | 1       | 4,0   | 6       | 15,9 | 4       | 23,5 | <b>11</b> | <b>13,75</b> |
| 6-10°               | 3       | 12,0  | 5       | 13,1 | 6       | 35,4 | <b>14</b> | <b>17,4</b>  |
| >10°                | 0       | 0,0   | 4       | 10,5 | 4       | 23,5 | <b>8</b>  | <b>10,0</b>  |
| Исследуемая группа  |         |       |         |      |         |      |           |              |
| 0°                  | 7       | 100,0 | 26      | 92,8 | 14      | 82,4 | <b>47</b> | <b>90,4</b>  |
| ≤5°                 | 0       | 0,0   | 1       | 3,6  | 2       | 11,8 | <b>3</b>  | <b>5,8</b>   |
| 6-10°               | 0       | 0,0   | 1       | 3,6  | 1       | 5,9  | <b>2</b>  | <b>3,8</b>   |
| >10°                | 0       | 0,0   | 0       | 0,0  | 0       | 0,0  | <b>0</b>  | <b>0,0</b>   |

Формально отсутствие во всех случаях точной коррекции деформаций аппаратом Илизарова можно было бы объяснить *некорректным его применением*. Однако имеются технические особенности аппарата Илизарова и его наложения, объективно снижающие возможность точной коррекции деформации. А именно - заданное расстояние между отверстиями в кольцах, консольных приставках, пластинках; объективные сложности в установке репозиционных узлов и обеспечении строго перпендикулярной ориентации базового и перемещаемого модулей относительно анатомических или механических осей костных фрагментов во фронтальной и сагиттальной плоскостях. Значительно усложняют эту процедуру наличие торсионного компонента деформации, второго уровня деформации, объективные сложности при нахождении анатомических или анатомических осей «коротких» фрагментов, например вследствие невозможности точно определить линию сустава.

В целом же наши данные вполне коррелируются с аналогичными сравнительными исследованиями других авторов (Manner H.M. et al, 2007; Dammerer D. et al., 2011). Проведя сравнительное изучение точности коррекции деформаций нижних конечностей в аппарате TSF и аппарате Илизарова Н. Manner с соавторами (2007) установили, что из 79 пациентов пролеченных в аппарате Илизарова полная коррекция деформации была достигнута у 44 пациентов (55,7%). У остальных 35 (44,3%) пациентов сохранялась остаточная деформация после демонтажа аппарата. Незначительная деформация ( $\leq 5^\circ$ ) была у 11 пациентов (13,9%), умеренная деформация ( $6^\circ - 10^\circ$ ) была у 16 пациентов (20,3%) и выраженная деформация ( $> 10^\circ$ ) у 8 пациентов (10,1%). Из 129 пациентов пролеченных в аппарате TSF полная коррекция деформации была достигнута у 117 пациентов (90,7%). У остальных 12 (9,3%) пациентов определялась остаточная деформация после демонтажа аппарата. Незначительная деформация ( $\leq 5^\circ$ ) была у 7 пациентов (5,4%), умеренная ( $6^\circ - 10^\circ$ ) у 1 пациента (0,8%) и выраженная деформация ( $> 10^\circ$ ) была у 4 пациентов (3,1%). Разделив все случаи по степени сложности пролеченных деформаций, они установили, что при одноплоскостных деформациях полная коррекция была достигнута в 79% случаев при использовании аппарата Илизарова, в то время как при использовании аппарата TSF в 100% случаев. Во время удлинения вторичная деформация со средним значением  $6^\circ$  развилась у 6 пациентов при использовании аппарата Илизарова. При двухплоскостных деформациях полная коррекция деформации была достигнута в 48,6% случаев применения аппарата Илизарова в сравнении с 91,8% случаев применения аппарата TSF. Авторы не отмечают значимых различий в величине остаточной деформации в аппарате TSF ( $8,8^\circ$ ) в сравнении с аппаратом Илизарова ( $7,7^\circ$ ). При трехплоскостных деформациях цель коррекции была достигнута в 28,6% случаев применения аппарата Илизарова и в 91,1% случаев применения аппарата TSF. Величина остаточной деформации была значимо больше ( $p < 0,05$ ) в группе аппарата Илизарова ( $13,1^\circ$ ), чем в группе аппарата TSF ( $6,8^\circ$ ). При четырехплоскостных деформациях (сочетание укорочения с деформацией в трех плоскостях) цель лечения не была достигнута

ни в одном из случаев применения аппарат Илизарова. При использовании аппарата TSF полная коррекция деформации была достигнута в 66,7% случаев. Средняя величина остаточной деформации в группе аппарата Илизарова была 8,0°, в группе аппарата TSF - 9,7°. Хотя точность коррекции аппарата Орто-СУВ (90,4%) и аналогична точности аппарата TSF (90,7%) описанной Н. Manner (2007), сравнивать эти результаты невозможно, так как в нашем исследовании проводилась оценка только точности коррекции деформаций бедра, а в работе Н. Manner обобщен результат коррекции деформаций бедра и голени.

В отечественной литературе, в том числе вышедшей из Российского научного центра «Восстановительная травматология и ортопедия» им. акад. Г.А. Илизарова», как правило, делается заключение о полной коррекции деформаций, восстановлении оси и длины сегмента (Зырянов, С.Я., 1995, 1996; Попков, Д.А., 1999; Зырянов С.Я. с соавт., 2001; Шевцов В.И. с соавт., 2002). Однако *ни в одном* из исследований не произведено стандартного анализа РЛУ – до и после коррекции. Кроме этого имеется достаточно большое количество работ по удлинению, устранению неравенства длин конечностей (Попков Д.А. с соавт., 1999; Шевцов В.И. с соавт., 1999, 2002; Бухарев Э.В., 2011). Результаты так же, как правило, хорошие и отличные: «неравенство длин конечностей устранено». Однако ситуации, когда при укорочении все механические углы в норме и отсутствует девиация механической оси – чрезвычайно редки. Но и для этих ситуаций известно, что удлинение бедренной кости по анатомической оси приведет к вальгусной деформации – латеральному отклонению ДМО (Соломин Л.Н., 2005; Paley D. et al., 1997; Solomin L.N., 2012). Таким образом, в подобных работах за основу взят только один компонент деформации – укорочение. Измерения механических углов и ДМО до операции и после снятия аппарата, к сожалению, игнорируются.

Почему же в таком случае при использовании гексаподов, в т.ч. аппарата Орто-СУВ, точность коррекции деформаций не превышает 90%? Исследователи объясняют это развитием вторичной деформации в процессе лечения (Manner Н.М. et al, 2007; Marangoz S. et. al., 2008; Dammerer D. et al., 2011). На основе

нашего опыта мы полагаем, что важное значение имеет стандартизация выполнения телерентгенограмм. Даже минимальная ротация вызывает изменение величин механических углов. Таким образом, решением этой проблемы может стать лишь 3D обследование на основе КТ или иных технологий.

При сравнении значений мЛДБУ полученных *после завершения* коррекции деформации и *после демонтажа аппарата* в исследуемой группе пациентов мы установили, что у 12 пациентов эти значения отличались на 1-2°. Такое незначительное различие в значениях мы связываем с разной установкой пациентов при выполнении телерентгенограмм и погрешностями, возникающими при склеивании 3-х рентгенограмм 30x40 см. У трех пациентов мы установили разницу в 3°, у одного пациента в 4° и у одного в 5°. Такую разницу в значении углов можно объяснить как погрешностями, связанными с выполнением телерентгенограмм, так и частичной потерей коррекции в периоде фиксации связанной с деформацией или «проседанием» дистракционного регенерата.

При сравнении значений мЛДБУ полученных *после демонтажа аппарата* и через 6, 12 месяцев после демонтажа мы установили, что у только у трех пациентов эти значения отличались на 2° и у одного на 3°. Это говорит о том, что уже перестроившийся дистракционный регенерат, после вовремя выполненного демонтажа аппарата, не претерпевает значительной деформации.

Описанная разница в точности коррекции подтверждается клиническими примерами. Первый пример показывает возможности аппарата Илизарова при лечении деформации бедренной кости средней степени сложности. Пациентка И., 28 лет (и/б № 10532/05) поступила в клинику РНИИТО им. Р.Р. Вредена с диагнозом: Остеохондродисплазия. Варусно-антекурвационная деформация обеих бедренных костей. Вальгусно-рекурвационная деформация правой большеберцовой кости. Варусная деформация левой большеберцовой кости (рис. 4.4а). На телерентгенограммах правой нижней конечности 27° варусной деформации, 62° антекурвационной деформации (рис. 4.4б). Значение мЛПрБУ было 131°, мЛДБУ - 102°, ДМО 40 мм кнутри. Выполнен чрескостный остеосинтез правой бедренной и большеберцовой кости аппаратом Илизарова,

кортикотомия бедренной и большеберцовой костей на вершине деформаций. С 7-х суток начата коррекция деформаций (рис. 4.4в). На правом бедре начато устранение варусной деформации с одновременным удлинением. Затем был выполнен перемонтаж аппарата и устранена антекурвационная деформация и дополнительное удлинение (рис. 4.4г). Параллельно выполнялась коррекция деформации правой голени. *Период коррекции* для правого бедра составил 72 дня. Через 104 дня фиксации аппараты с правого бедра и голени были демонтированы (рис. 4.4д). Девиация механической оси правой нижней конечности составила 13 мм кнутри, мЛПрБУ -  $107^\circ$ , мЛДБУ -  $92^\circ$  (рис. 4.4е). *Период остеосинтеза* составил 181 дней, *индекс остеосинтеза* – 30,2 дней/см. Амплитуда движений в левом коленном суставе через 12 месяцев была восстановлена до  $70^\circ/0^\circ/5^\circ$ , функция левой нижней конечности по шкале LEFS составила 62 балла и была оценена как «небольшое ограничение» (рис. 4.4ж). Коррекция деформации левого бедра (варус -  $46^\circ$ , антекурвация -  $40^\circ$ ) в аппарате Илизарова была выполнена за 76 суток, весь *период остеосинтеза* составил 284 дня, *индекс остеосинтеза* 94,7 дня/см. Окончательный результат лечения представлен на рисунке 4.4з.

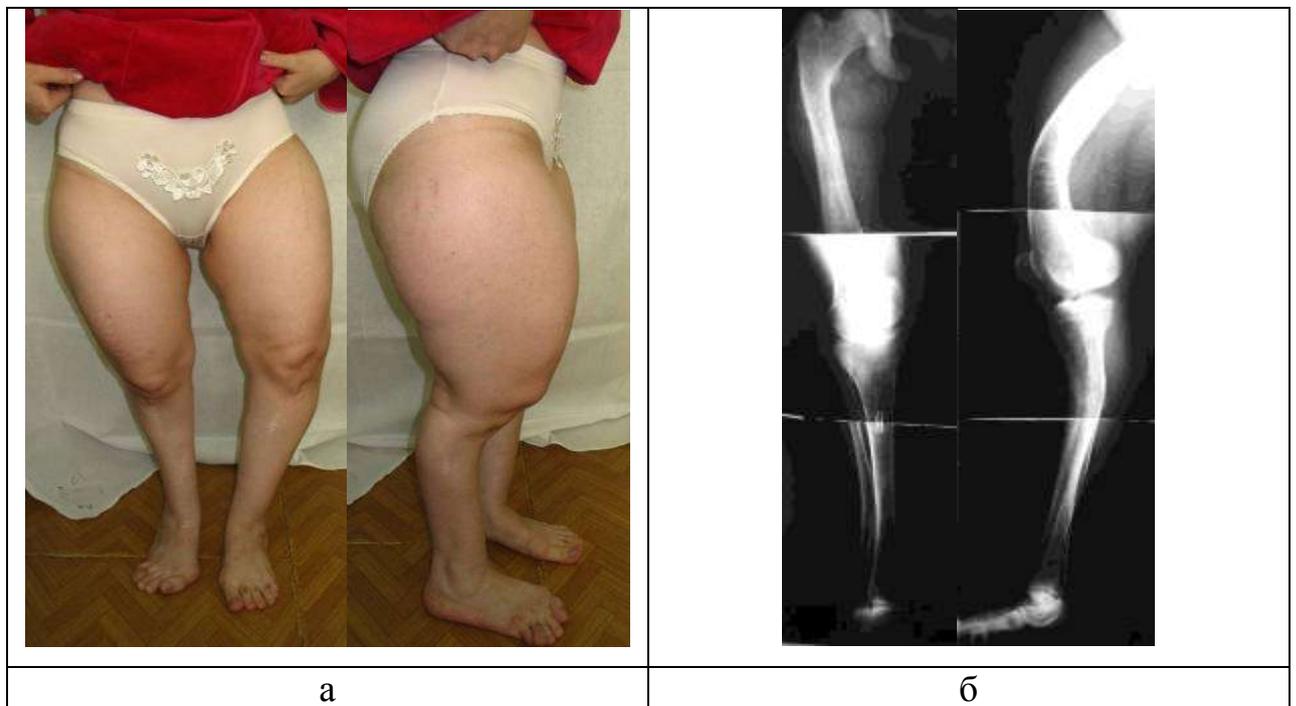


Рис. 4.4. Пример коррекции деформации бедренной кости средней степени сложности аппаратом Илизарова: а – вид пациентки до операции; б - телерентгенограммы правой нижней конечности до операции

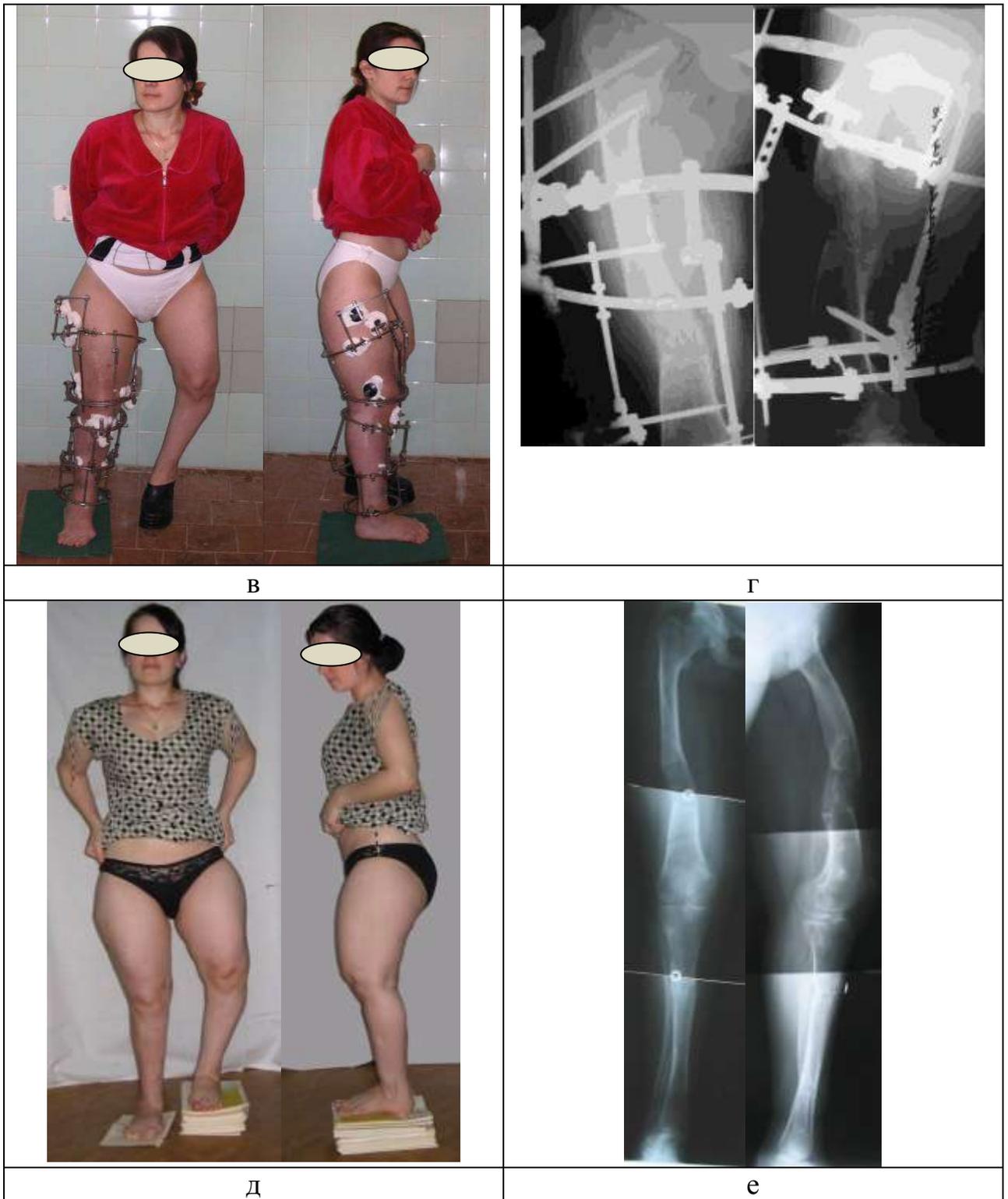


Рис. 4.4. Пример коррекции деформации бедренной кости средней степени сложности аппаратом Илизарова (продолжение): в,г – вид пациентки и рентгенограммы правого бедра в процессе коррекции; д,е – вид пациентки и телерентгенограммы правой нижней конечности через 9 месяцев после демонтажа аппаратов внешней фиксации с правого бедра и голени



Рис. 4.4. Пример коррекции деформации бедренной кости средней степени сложности аппаратом Илизарова (продолжение): ж – функция правого коленного сустава через 12 месяцев после демонтажа аппаратов; з – вид пациентки после коррекции деформаций левой нижней конечности

Второй клинический пример показывает эффективность аппарата Орто-СУВ при лечении деформации бедренной кости аналогичной степени сложности. Пациентка Б., 25 лет (и/б 2103/12) поступила в 7 отделение РНИИТО им. Р.Р. Вредена с диагнозом: Врожденная деформация левого бедра, укорочение левой нижней конечности. Диспластический коксартроз III ст., состояние после тотального эндопротезирования правого тазобедренного сустава. После дообследования сложность деформации бедренной кости оценена как средняя: вальгусная деформация  $20^\circ$  в надмыщелковой области, укорочение 2 см (рис. 4.5а), торсионная деформация на  $29^\circ$  кнаружи (рис. 4.5б). Значения суставных углов были: мЛДБУ -  $86^\circ$ , мЛПрБУ -  $70^\circ$ , значение ДМО составляло 37 мм кнаружи. У пациентки также диагностирована варусная деформация левой большеберцовой кости в проксимальном отделе. Было решено начать лечение с бедренного сегмента. Выполнен чрескостный остеосинтез левой бедренной кости аппаратом Орто-СУВ, кортикотомия на вершине деформации (рис. 4.5в).

Коррекция начата на 7-е сутки после операции. В ходе коррекции выполнено 3 расчета в компьютерной программе: первый расчет для создания диастаза между костными фрагмента, чтобы избежать сцепления костных фрагментов при их ротации; второй для коррекции торсионной деформации с одновременным удлинением; третий для окончательной коррекции механической оси после устранения торсионной деформации (рис. 4.5г). Весь *период коррекции* составил 36 дней. После завершения коррекции выполнена модульная трансформация аппарата (рис. 4.5д). *Период фиксации* длился 103 дня, *индекс фиксации* составил 41,2 дня/см. На телерентгенограммах, выполненных после демонтажа аппарата, укорочение левой нижней конечности устранено, механическая ось бедренной кости восстановлена и значения суставных углов (мЛДБУ=91°, мЛПрБУ=90°) в пределах нормы (рис. 4.5е). Однако ДМО всей нижней конечности составляет 38 мм кнутри из-за сопутствующей варусной деформации голени. *Период остеосинтеза* составил 139 дней, *индекса остеосинтеза* – 55,6 дней/см. Функция левого коленного сустава через 6 месяцев восстановлена до 120°/0°/0°, функция левой нижней конечности по шкале LEFS 72 балла (умеренное ограничение). Следующим этапом пациентке была выполнена коррекция деформации левой голени.

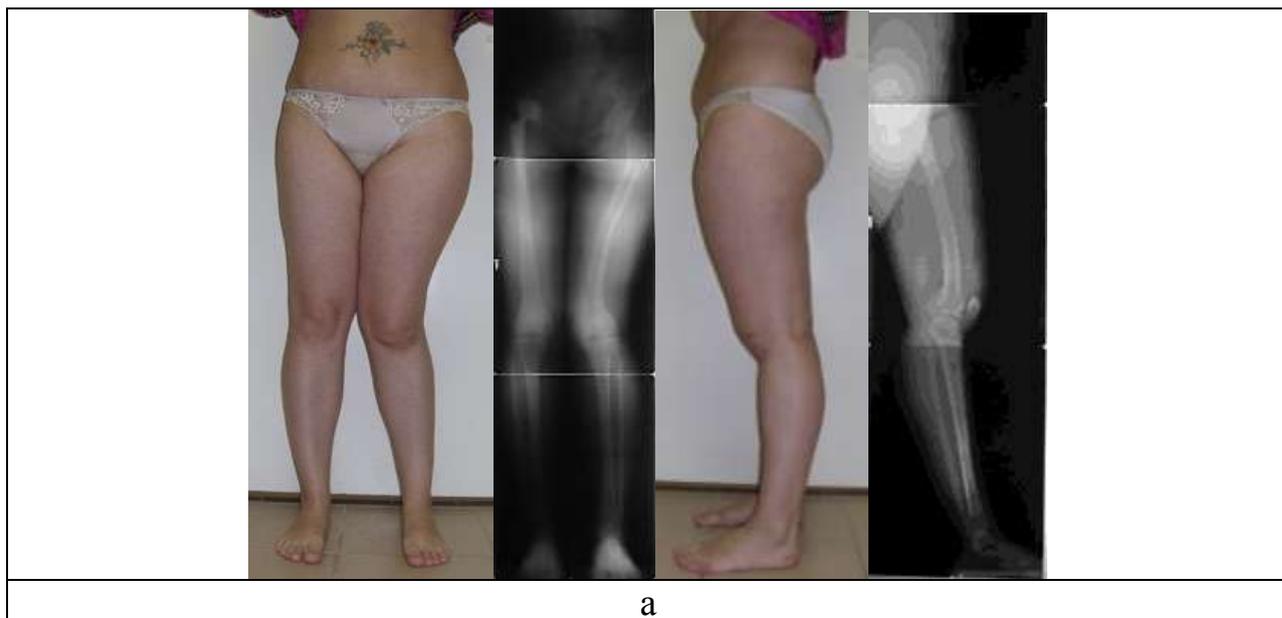


Рис. 4.5. Пример коррекции врожденной деформации бедренной кости средней степени сложности аппаратом Орто-СУВ на уровне нижней трети: а – вид и телерентгенограммы нижних конечностей до операции



б



в

Рис. 4.5. Пример коррекции врожденной деформации бедренной кости средней степени сложности аппаратом Орто-СУВ на уровне нижней трети (продолжение): б – результаты компьютерной томографии до операции; в - вид пациентки и рентгенограммы левого бедра после операции

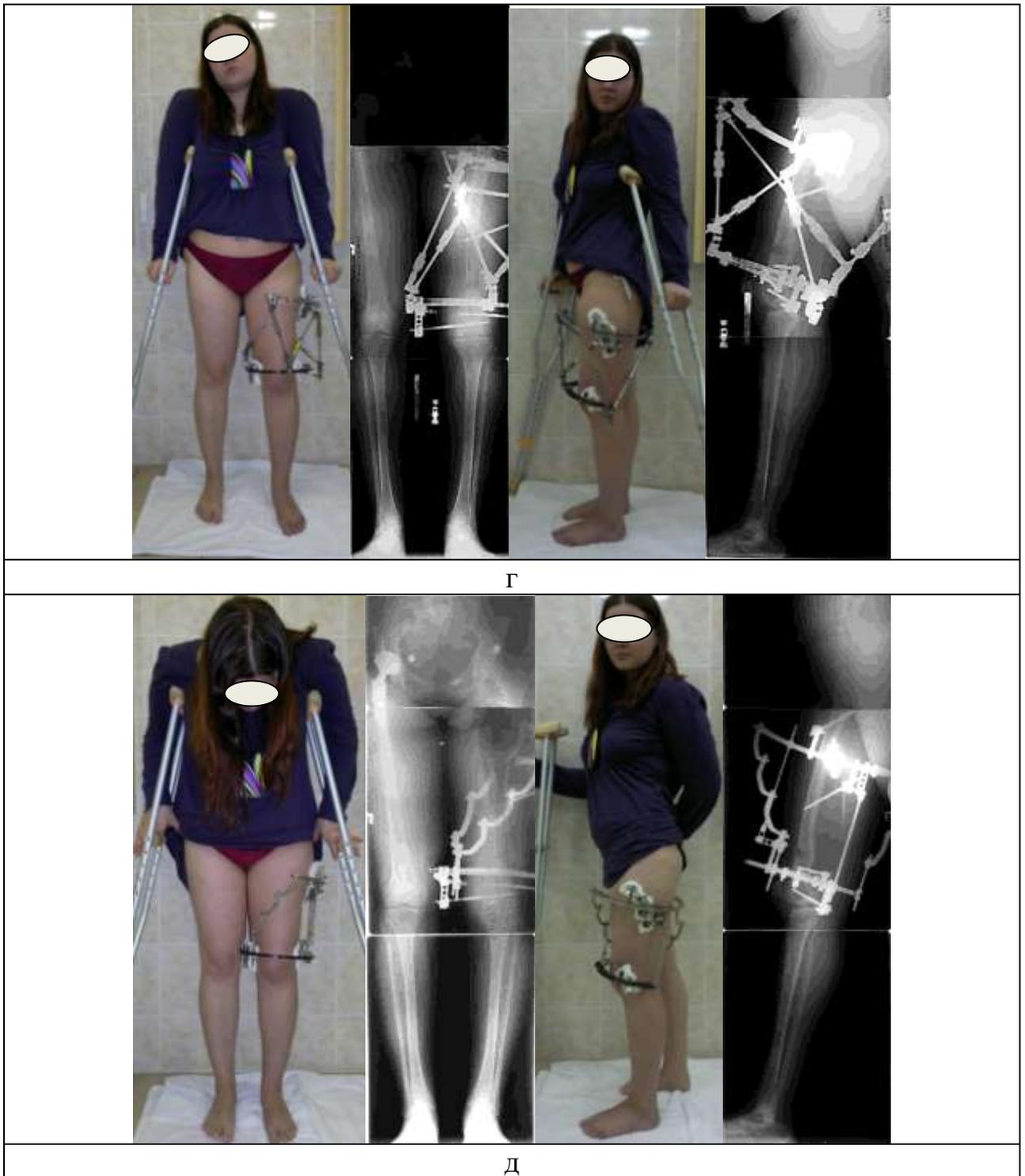


Рис. 4.5. Пример коррекции врожденной деформации бедренной кости средней степени сложности аппаратом Орто-СУВ на уровне нижней трети (продолжение): г – вид пациентки и телерентгенограммы нижних конечностей в конце периода коррекции; д – вид пациентки и телерентгенограммы нижних конечностей в периоде фиксации

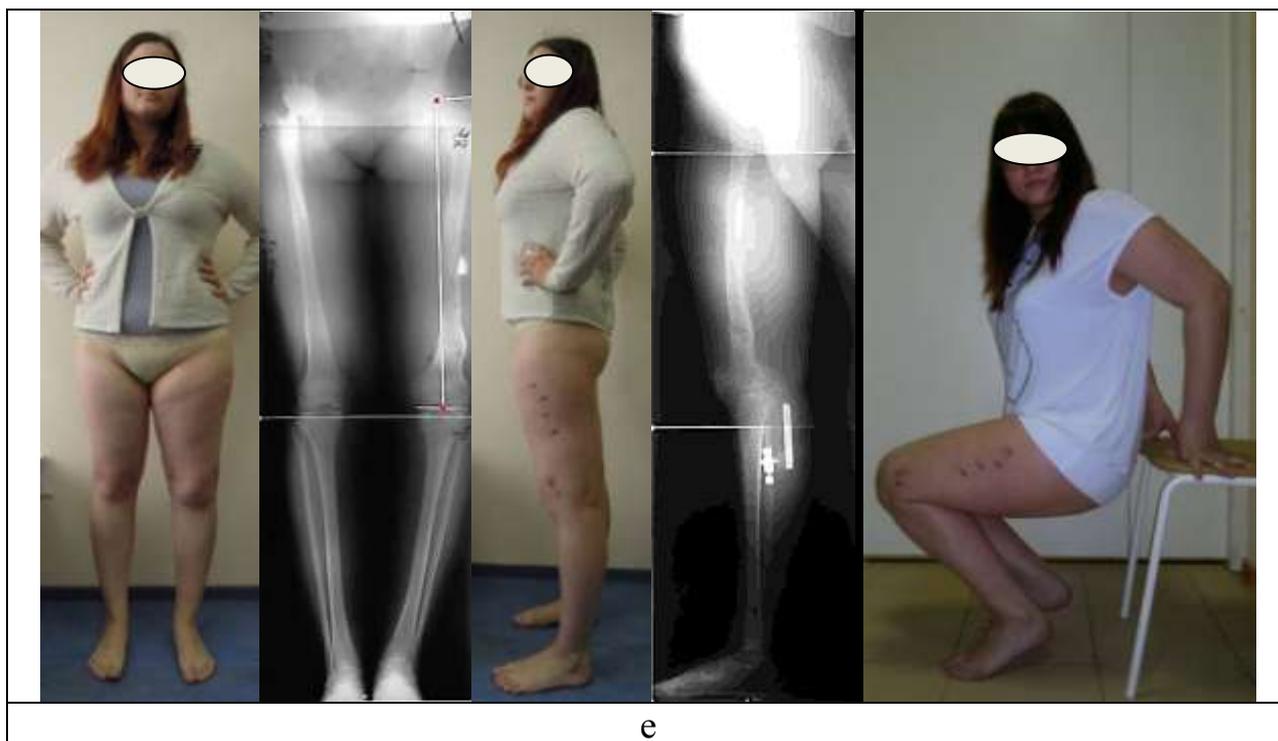


Рис. 4.5. Пример коррекции врожденной деформации бедренной кости средней степени сложности аппаратом Орто-СУВ на уровне нижней трети (продолжение): е – вид пациентки и телерентгенограммы нижних конечностей после демонтажа аппарата

#### 4.4. Функциональные результаты лечения

Исходную патологию суставов и ограничение функции нижней конечности в контрольной группе имели 28,8% пациентов, в исследуемой группе 42,3% пациентов ( $p>0,05$ ) (табл. 4.8).

Таблица 4.8

#### Сопутствующая патология суставов нижней конечности

| Патология                          | Контрольная группа |             | Исследуемая группа |             | p                             |
|------------------------------------|--------------------|-------------|--------------------|-------------|-------------------------------|
|                                    | n                  | %           | n                  | %           |                               |
| Контрактура тазобедренного сустава | 3                  | 3,8         | 5                  | 9,6         | $p>0,05$                      |
| Контрактура коленного сустава      | 15                 | 18,8        | 11                 | 21,3        | $p>0,05$                      |
| Контрактура двух суставов          | 4                  | 5           | 1                  | 1,9         | $p>0,05$                      |
| Анкилоз тазобедренного сустава     | 1                  | 1,3         | 2                  | 3,8         | $p>0,05$                      |
| Анкилоз коленного сустава          | 0                  | 0           | 3                  | 5,7         | $p<0,05$                      |
| <b>Всего</b>                       | <b>23</b>          | <b>28,8</b> | <b>22</b>          | <b>42,3</b> | <b><math>p&gt;0,05</math></b> |

Показатели качества жизни пациентов, согласно опроснику SF-36 до лечения и через 6 и 12 месяцев после демонтажа аппарата приведены в таблицах 4.9 и 4.10.

Таблица 4.9

Показатели качества жизни пациентов *контрольной группы*  
по опроснику SF-36

|                                      | ФФ                 | РФФ               | ИБ                 | ОЗ                 | ЖА                 | СФ                 | РФЭ                | ПЗ                 |
|--------------------------------------|--------------------|-------------------|--------------------|--------------------|--------------------|--------------------|--------------------|--------------------|
| До лечения                           | 54<br>(0–<br>100)  | 49<br>(0–<br>100) | 55<br>(22–<br>100) | 70<br>(25–<br>100) | 60<br>(10–<br>90)  | 63<br>(25–<br>100) | 60<br>(0–<br>100)  | 65<br>(16–<br>100) |
| 6 мес. после<br>демонтажа<br>АВФ     | 67<br>(15–<br>100) | 66<br>(0–<br>100) | 70<br>(32–<br>100) | 73<br>(25–<br>100) | 69<br>(25–<br>100) | 85<br>(38–<br>100) | 75<br>(0–<br>100)  | 75<br>(32–<br>100) |
| р                                    | p<0,05             | p<0,05            | p<0,05             | p>0,05             | p>0,05             | p<0,05             | p<0,05             | p>0,05             |
| 12 мес.<br>после<br>демонтажа<br>АВФ | 79<br>(20–<br>100) | 80<br>(0–<br>100) | 89<br>(32–<br>100) | 75<br>(25–<br>100) | 80<br>(25–<br>100) | 89<br>(50–<br>100) | 80<br>(34–<br>100) | 82<br>(32–<br>100) |
| р                                    | p<0,05             | p<0,05            | p<0,05             | p>0,05             | p<0,05             | p<0,05             | p<0,05             | p>0,05             |

ФФ – физическое функционирование; РФФ – ролевое функционирование, обусловленное физическим состоянием; ИБ – интенсивность боли; ОЗ – общее состояние здоровья; ЖА – жизненная активность; СФ – социальное функционирование; РФЭ – ролевое функционирование, обусловленное эмоциональным состоянием; ПЗ – психическое здоровье. Приведено среднее значение каждого показателя. В скобках указано минимальное и максимальное значение показателя

Как видно из таблиц увеличение количества баллов наблюдалось во всех шкалах опросника в обеих группах пациентов. Более значимым было увеличение показателя «физического компонента здоровья», а именно, показателей физического функционирования (ФФ), ролевого функционирования (РФ), обусловленного физическим состоянием (СФ). Уменьшилась интенсивность боли (ИБ). Средние показатели функционального состояния нижней конечности по шкале LEFS до лечения и через 6 и 12 месяцев после демонтажа аппарата приведены в таблице 4.11. Через год после демонтажа АВФ никаких ограничений функции (80 баллов) не было у 9 пациентов контрольной группы и у 11 пациентов

исследуемой группы. Небольшое ограничение функции (60-79 баллов) отметили 25 пациентов контрольной группы и 19 пациентов исследуемой группы. Умеренное ограничение функции конечности (40-59 баллов) отметили 7 пациентов контрольной группы и 8 пациентов исследуемой группы. Значительное ограничение функции (20-39 баллов) 1 пациент контрольной группы и 0 пациентов исследуемой группы. Выраженные трудности или отсутствие функции (0-19 баллов) ни один из пациентов контрольной и исследуемой групп не имел.

Таблица 4.10

Показатели качества жизни пациентов *исследуемой группы*  
по опроснику SF-36

|                                     | ФФ             | РФФ            | ИБ             | ОЗ             | ЖА             | СФ             | РФЭ            | ПЗ             |
|-------------------------------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|
| До лечения                          | 44<br>(0–90)   | 39<br>(0–100)  | 52<br>(22–100) | 65<br>(25–100) | 60<br>(25–100) | 59<br>(25–100) | 66<br>(0–100)  | 64<br>(16–100) |
| 6 мес после<br>демонтажа<br>АВФ     | 69<br>(15–100) | 63<br>(25–100) | 69<br>(32–100) | 72<br>(25–100) | 69<br>(25–100) | 82<br>(38–100) | 70<br>(34–100) | 77<br>(32–100) |
| р                                   | p<0,05         | p<0,05         | p<0,05         | p>0,05         | p>0,05         | p<0,05         | p>0,05         | p<0,05         |
| 12 мес<br>после<br>демонтажа<br>АВФ | 79<br>(30–100) | 80<br>(50–100) | 87<br>(41–100) | 79<br>(42–100) | 79<br>(30–100) | 90<br>(50–100) | 83<br>(34–100) | 88<br>(44–100) |
| р                                   | p<0,05         | p<0,05         | p<0,05         | p>0,05         | p<0,05         | p<0,05         | p<0,05         | p<0,05         |

ФФ – физическое функционирование; РФФ – ролевое функционирование, обусловленное физическим состоянием; ИБ – интенсивность боли; ОЗ – общее состояние здоровья; ЖА – жизненная активность; СФ – социальное функционирование; РФЭ – ролевое функционирование, обусловленное эмоциональным состоянием; ПЗ – психическое здоровье. Приведено среднее значение каждого показателя. В скобках указано минимальное и максимальное значение показателя

Функциональное состояние нижней конечности по шкале LEFS

|                               | Контрольная группа | Исследуемая группа |
|-------------------------------|--------------------|--------------------|
| До лечения                    | 50.7 (16-78)       | 50.5 (24-74)       |
| 6 мес после<br>демонтажа АВФ  | 60.2 (42-80)       | 62.8 (36-80)       |
| p                             | p<0,05             | p<0,05             |
| 12 мес после<br>демонтажа АВФ | 66.2 (52-80)       | 69 (46-80)         |
| p                             | p<0,05             | p<0,05             |

Указано среднее значение баллов. В скобках приведены минимальное и максимальное значения

Таким образом, по ограничению функции нижних конечностей до операции обе группы были сопоставимы. Функциональный результат лечения в обеих группах после лечения также не отличается.

#### 4.5. Осложнения

В группе пациентов пролеченных аппаратом Илизарова было 76 осложнений, что составило 95%. У пациентов, пролеченных аппаратом Орто-СУВ осложнения возникли в 37 случаях, что составило 71,0%. Все осложнения мы разделили на 3 категории по J.Caton (табл. 4.12). Осложнений I категории в *контрольной* группе было 44, в *исследуемой* – 23. Осложнений II категории в *контрольной* группе было 25, в *исследуемой* – 11. Осложнений III категорий в *контрольной* группе – 7, в *исследуемой* – 3. У 7 пациентов в *контрольной* группе было сочетание двух осложнений, относящихся к I и II категориям, у 2 пациентов развились три различных осложнения. У 4 пациентов в *исследуемой* группе развились два осложнения I и II категории, у 1 пациента три осложнения.

Наиболее частым осложнением было воспаление мягких тканей вокруг чрескостных элементов в обеих группах, но чаще - в *контрольной* группе (p<0,05).

По данным различных авторов, частота воспаления мягких тканей вокруг чрескостных элементов является самым частым осложнением и составляет от 8,2% до 96% (Калякина В.И., 1979; Попков А.В., 1991; Шевцов В.И. с соавт.,

1997; Попков, Д.А., 1999; Pouliquen J.C. et al., 1989; Paley D., 1990; Eldridge J.C. et al., 1991; Morin C. et al., 1991; Dahl M.T. et al., 1994; Dammerer D. et al., 2011; Hasler, C.C., 2012). Такой значительный разброс данных объясняется тем, что одни авторы за осложнение считают только эпизоды воспаления, потребовавшие дополнительных операций. Другие авторы к осложнениям относят все эпизоды поверхностного воспаления мягких тканей, которые могут повторяться у одного пациента вокруг разных чрескостных элементов. Тогда количество осложнений возрастает до 100–280% (1–2.8 чрескостных элементов, имеющие признаки воспаления мягких тканей вокруг, у одного пациента) (Paley D., 1990; Dahl M.T. et al., 1994).

В большинстве случаев (69,4%) воспаление удалось купировать пероральным приемом антибиотиков на амбулаторном этапе лечения или парентеральным введением антибиотиков в стационаре. Если воспаление мягких тканей не купировалось приемом антибиотиков или возникало повторно вокруг одного и того же чрескостного элемента, то этот чрескостный элемент удаляли, если это не приводило к снижению жесткости фиксации костных фрагментов на данном этапе лечения. При необходимости сохранения жесткости фиксации мы выполняли перепроведение чрескостных элементов. Перепроведение потребовалось в 8 случаях (32%) в *контрольной* группе и в 3 случаях (27,3%) в *исследуемой* группе, эти случаи мы отнесли ко второй категории осложнений.

Количество случаев глубокой инфекции, потребовавшей санирующей операции, было сопоставимым в обеих группах ( $p > 0,05$ ). Ревизия и санация при обострении хронического остеомиелита выполнялась у 4 пациентов (5,0%) в *контрольной* группе и у 2 пациентов (3,8%) в *исследуемой* группе. Эти данные совпадают с данными литературы (Попков, Д.А., 1999; Hasler C.C., 2012).

## Осложнения по классификации J.Caton

| Осложнение  | Контрольная группа |              | Исследуемая группа |             | p      |
|---|--------------------|--------------|--------------------|-------------|--------|
|   | n                  | %            | n                  | %           |        |
| <b>I категория</b>                                    |                    |              |                    |             |        |
| Воспаление мягких тканей вокруг чрескостных элементов | 17                 | 21,25        | 8                  | 15,4        | p<0,05 |
| Микробная экзема                                      | 1                  | 1,25         | 0                  | 0           | p>0,05 |
| Контрактура коленного сустава                         | 9                  | 11,25        | 6                  | 11,5        | p>0,05 |
| Подвывих голени кзади                                 | 5                  | 6,25         | 3                  | 5,8         | p>0,05 |
| Перелом чрескостных элементов                         | 7                  | 8,75         | 3                  | 5,8         | p>0,05 |
| Вторичная деформация регенерата                       | 4                  | 5,0          | 2                  | 3,8         | p>0,05 |
| Невропатия  | 1                  | 1,25         | 1                  | 1,9         | p>0,05 |
| <b>ВСЕГО</b>  | <b>44</b>          | <b>55,0</b>  | <b>23</b>          | <b>44,2</b> | p<0,05 |
| <b>II категория</b>                                   |                    |              |                    |             |        |
| Воспаление мягких тканей вокруг чрескостных элементов | 8                  | 10,0         | 3                  | 5,8         | p<0,05 |
| Перелом чрескостных элементов                         | 1                  | 1,25         | 0                  | 0           | p>0,05 |
| Преждевременная консолидация регенерата               | 2                  | 2,5          | 0                  | 0           | p>0,05 |
| Контрактура коленного сустава                         | 2                  | 2,5          | 1                  | 1,9         | p>0,05 |
| Гипопластический регенерат, замедленная консолидация  | 4                  | 5,0          | 3                  | 5,7         | p>0,05 |
| Формирование псевдоартроза                            | 3                  | 3,75         | 1                  | 1,9         | p>0,05 |
| Перелом регенерата                                    | 2                  | 2,5          | 1                  | 1,9         | p>0,05 |
| Перелом бедра после падения                           | 1                  | 1,25         | 1                  | 1,9         | p>0,05 |
| Глубокая инфекция                                     | 2                  | 2,5          | 1                  | 1,9         | p>0,05 |
| <b>ВСЕГО</b>  | <b>25</b>          | <b>31,25</b> | <b>11</b>          | <b>21,1</b> | p<0,05 |
| <b>III категория</b>                                  |                    |              |                    |             |        |
| Контрактура коленного сустава                         | 3                  | 3,75         | 1                  | 1,9         | p>0,05 |
| Обострение хронического остеомиелита                  | 4                  | 5,0          | 2                  | 3,8         | p>0,05 |
| <b>ВСЕГО</b>  | <b>7</b>           | <b>8,75</b>  | <b>3</b>           | <b>5,7</b>  | p>0,05 |
| <b>Итого</b>  | <b>76</b>          | <b>95,0</b>  | <b>37</b>          | <b>71,0</b> | p<0,05 |

Ограничение движений в коленном суставе частое осложнение при удлинении и коррекции деформаций бедра (Paley D., 1990; Herzenberg J.E. et al., 1994; Hasler C.C., 2012). Y. Palatnik (2011) сообщает, что контрактура коленного сустава развилась в 30.4% случаев при простом удлинении бедра и в 14.3% при

коррекции деформации. S. Marangoz (2008) приводит данные о 18,2% контрактур коленного сустава при коррекции деформаций бедра. Количество контрактур коленного сустава в *контрольной* группе было больше, чем в *исследуемой* ( $p < 0,05$ ). При развитии контрактуры коленного сустава в периоде коррекции деформации проводили активную лечебную физкультуру и физиотерапию, что в большинстве случаев приводило к восстановлению амплитуды движений в коленном суставе. В 5 случаях (35,7%) в *контрольной* группе и в 2 случаях (25,0%) в *исследуемой* группе потребовалось установить дополнительную опору на голень для разработки движений в коленном суставе ( $p < 0,05$ ). У 3 пациентов *контрольной* группы и у 1 пациента *исследуемой* группы ограничение движений в коленном суставе сохранялось через 1 год после демонтажа аппарата. У всех этих пациентов была посттравматическая деформация бедра, и ограничение движений в коленном суставе имело место до операции.

Подвывих голени кзади, развившийся в ходе коррекции, мы наблюдали у 5 пациентов в *контрольной* группе и у 3 пациентов в *исследуемой* группе (рис. 4.6а,б). В доступной литературе это осложнение упоминается редко, и в основном у детей и подростков. Частота его составляет 5,6% (2 случая из 36) при коррекции в аппарате Илизарова (Stanitski D.F. et al., 1995), 9% (2 случая из 22) при использовании аппарата TSF (Marangoz S. et. al., 2008). Наибольшая частота подвывихов голени 33,3% (7 случаев из 21) описана при удлинении бедра методом Вагнера, аппаратом автора (Jones D.C., Moseley C.F., 1985). У наших пациентов подвывих голени наблюдался одинаково часто в обеих группах ( $p > 0,05$ ). Авторы сообщают, что в части случаев подвывих был устранен при помощи прекращения удлинения или коррекции и интенсивной лечебной физкультуры. При неэффективности лечебной физкультуры применялись различные методы, такие как скелетное вытяжение и этапные гипсовые повязки, пластика сухожилий сгибателей, задняя капсулотомия, рассечение илиотибиального тракта и широкой фасции бедра, наложение дополнительной внешней опоры на верхнюю треть голени устранение подвывиха в аппарате.

В обеих группах задний подвывих голени нами был устранен консервативно при помощи снижения скорости или временной остановки коррекции (дистракции) и активной лечебной физкультуры. У двух пациентов *исследуемой* группы, у которых подвывих голени развился при величине удлинения 6 и 7,5 см, нам пришлось выполнить компрессию дистракционного регенерата на 1 см для уменьшения натяжения мышц и мягких тканей.

Часто возникшее ограничение разгибания в коленном суставе принимается просто за контрактуру коленного сустава. Однако в отличие от обычной контрактуры оно сопровождается значительным болевым синдромом. Для диагностики подвывиха мы пользовали специальную схему, позволяющую дифференцировать сгибательную контрактуру коленного сустава от заднего подвывиха голени (рис. 4.6в,г). Перелом чрескостных элементов - осложнение, развивающееся в основном при несоблюдении пациентами рекомендованной нагрузки на оперированную конечность (Sluga M., 2003; Hasler C.C., 2012), мы наблюдали в *контрольной* группе немного чаще, чем в *исследуемой* группе ( $p>0,05$ ).

Вторичная деформация регенерата при удлинении бедра Y. Palatnik (2011) описал в 4 случаях (из 23), D.F. Stanitski (1995) при удлинении и коррекции деформаций в 2 случаях (из 36). В нашем исследовании вторичная деформация регенерата чаще встречалась в *контрольной* группе пациентов.

Гипопластичный регенерат, замедленная консолидация и формирование ложного сустава - нечастые осложнения, возникающие в основном у пациентов старшей возрастной категории, курильщиков и при нарушении скорости дистракции (Hasler C.C., 2012). Так S. Marangoz (2008) сообщает о 2 случаях (из 22) замедленной консолидации, потребовавших костной аутопластики.

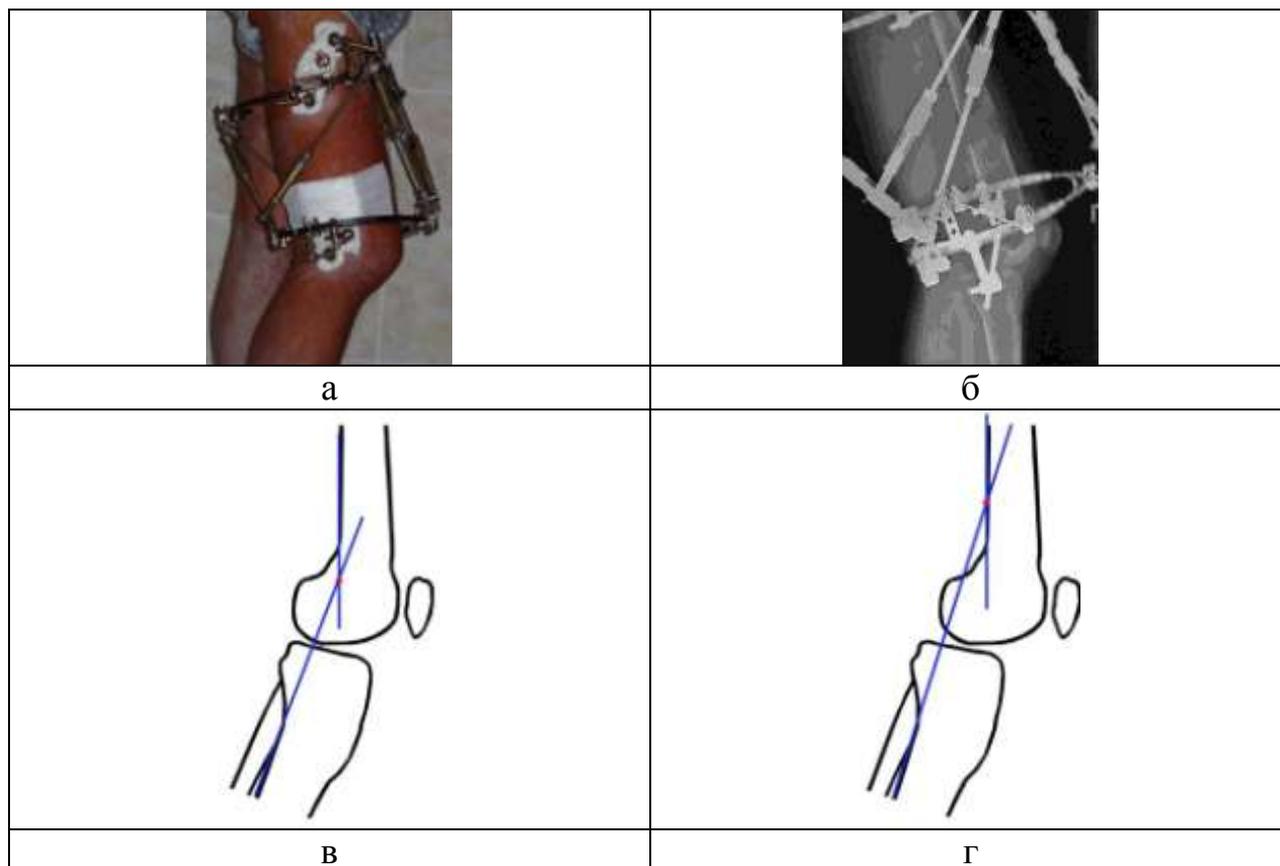


Рис. 4.6. Задний подвывих голени: а – внешний вид коленного сустава; б – рентгенограмма коленного сустава в боковой проекции; в – схема правильного расположения большеберцовой кости при согнутом коленном суставе; г – схема, показывающая наличие заднего подвывиха большеберцовой кости при согнутом коленном суставе (Solomin L.N., 2012)

Количество случаев формирования гипопластичного регенерата и замедленной консолидации было одинаковым в обеих группах ( $p > 0,05$ ). Костная аутопластика при замедленной консолидации или формировании ложного сустава была выполнена у 6 пациентов в *контрольной* группе и у 4-х пациентов в *исследуемой* группе.

Преждевременная консолидация регенерата также редкое осложнение, возникающее чаще при нарушении темпов дистракции и сопутствующих заболеваниях. D.F. Stanitski (1995) описал 4 случая (из 36) преждевременной консолидации при удлинении бедра аппаратом Илизарова. Мы наблюдали 2 случая преждевременной консолидации в *контрольной* группе у пациентов, перенёсших тяжёлую черепно-мозговую травму. У этих пациентов была

выполнена повторная остеотомия. В *исследуемой* группе преждевременной консолидации дистракционного регенерата не было.

Переломы бедренной кости после демонтажа аппарата могут случаться как стресс-перелом при остеопорозе в области регенерата или по месту отверстия от стержня-шурупа. Частота данного осложнения составляет от 0 до 37% (Noonan K.J., 1998; Hasler C.C., 2012). Реостеосинтез при переломах после демонтажа аппарата нами был выполнен у 3 пациентов *контрольной* группы и у 2 пациентов *исследуемой* группы.

Анализ осложнений показывает, что общее количество осложнений меньше в *исследуемой* группе ( $p < 0,05$ ), однако значимых различий в количестве различных осложнений нет ( $p > 0,05$ ). Специфических осложнений для аппарата с компьютерной навигацией мы не наблюдали.

В заключение данного раздела работы можно сказать, что полученные нами результаты показывают, что при коррекции простых деформаций аппарат Орто-СУВ не имеет преимуществ перед аппаратом Илизарова. Коррекция средних и сложных деформаций бедренной кости в аппарате Орто-СУВ требует меньше времени, чем в аппарате Илизарова и имеет большую точность. Применение аппарата Орто-СУВ позволяет сократить сроки остеосинтеза и тем самым снизить количество осложнений связанных с наличием внешнего фиксатора. Функциональные результаты лечения не зависят от типа используемого аппарата.

#### **4.6. Оптимизация технологии применения аппарата Орто-СУВ для лечения пациентов с диафизарными деформациями бедренной кости**

Проведенные экспериментальные исследования, а также опыт клинического применения аппарата Орто-СУВ, легли в основу рекомендаций по дальнейшему улучшению данной технологии.

Технология по лечению больных с диафизарными деформациями и переломами бедренной кости, в основе которой лежит основанный на компьютерной навигации аппарат Орто-СУВ, предназначена для врачей

травматологов-ортопедов, работающих в специализированных стационарах и уже прошедших базовый курс обучения по использованию аппарата Орто-СУВ.

#### **4.6.1. Показания и противопоказания**

*Показаниями* к применению данной технологии являются:

1. Врожденные и приобретенные деформации бедренной кости.
2. Переломы, срастающиеся при неправильном положении костных фрагментов, ложные суставы, сопровождающиеся деформацией сегмента.
3. Диафизарные и метадиафизарные переломы бедренной кости.

Наиболее обосновано применение аппарата Орто-СУВ при сложных деформациях, деформациях средней степени сложности и простых торсионных деформациях, когда выполнение одномоментной коррекции и внутренней фиксации невозможно или нецелесообразно. Это обосновано тем, что время, необходимое для коррекции сложной деформации, при использовании Орто-СУВ в 2,2 раза меньше, чем требуется при применении аппарата Илизарова. При деформации средней степени сложности выигрыш во времени – в 1,8 раза. Это коррелируется с данными по применению других гексаподов (Marangoz S. et al., 2008; Dammerer D. et al., 2011). Мы включили в список первоочередных показаний простые торсионные деформации, т.к. их устранение по Илизарову технически достаточно сложно, трудоемко и часто ведет к вторичным смещениям, требующих устранения.

*Противопоказания* в целом идентичны к применению чрескостного остеосинтеза в целом. Прежде чем начать использовать аппарат Орто-СУВ, необходимо иметь достаточную теоретическую и практическую подготовку по использованию внешней фиксации. После этого должен быть пройден базовый курс по коррекции деформаций длинных костей. В частности, пользователь должен уметь обеспечить стабильную фиксацию каждого из костных фрагментов на основе чрескостных элементов, вводимых в “Рекомендуемые позиции”, определять вершину деформации на основе правильного нахождения анатомических и механических осей.

Необходимо подчеркнуть, что нередко абсолютные противопоказания или показания для применения чрескостного остеосинтеза отсутствуют, т.е. имеется обоснованный выбор между внутренней и внешней фиксацией. В подобных случаях чрескостный остеосинтез (в т.ч. аппарат Орто-СУВ) должен применяться, когда в конкретных условиях клиники он обеспечит результат лечения лучше (по крайней мере, не хуже), чем при применении аппарата Илизарова или при внутренней фиксации, а угроза тяжелых осложнений ниже. Среди “конкретных условий клиники” в первую очередь должны учитываться опыт и умение применения внешней фиксации, оснащение, условия для ведения послеоперационного периода.

#### **4.6.2. Оснащение**

Говоря о специфике *оснащения*, необходимо принять во внимание, что строго говоря, аппарат Орто-СУВ не является “аппаратом”. Это универсальный репозиционный узел, работающий на основе компьютерной навигации. Чрескостные элементы, внешние опоры, устройства, соединяющие спицы и стержни-шурупы с опорами могут быть взяты от любого из известных кольцевых или гибридных аппаратов: Илизарова, Пичхадзе, Taylor Spatial Frame, TrueLock, Synthes Circular Fixator и т.п. Поэтому пользователь Орто-СУВ имеет возможность компоновать чрескостные модули по своему предпочтению. Мы рекомендуем отдавать предпочтение набору аппарата Илизарова, как наиболее универсальному и доступному. Для возможности выполнения модульной трансформации аппарата следует использовать “составные” опоры (рис. 4.7). Как указывалось (глава 2, рис. 2.1а), стандартный комплект Орто-СУВ состоит из 6 страт стандартного типоразмера, 6 прямых платиков, 3 Z-образных платика, 6 указателей номеров страт, 6 рентген-позитивных маркеров страт, ключей и шестигранной отвертки. В дополнение к этому, для более свободного использования аппарата Орто-СУВ при часто встречаемых клинических ситуациях, необходимо иметь не менее трех узлов изменения длин страт короткого типоразмера, по 3 резьбовых стержня короткого и длинного типоразмеров (рис. 2.1б,в).

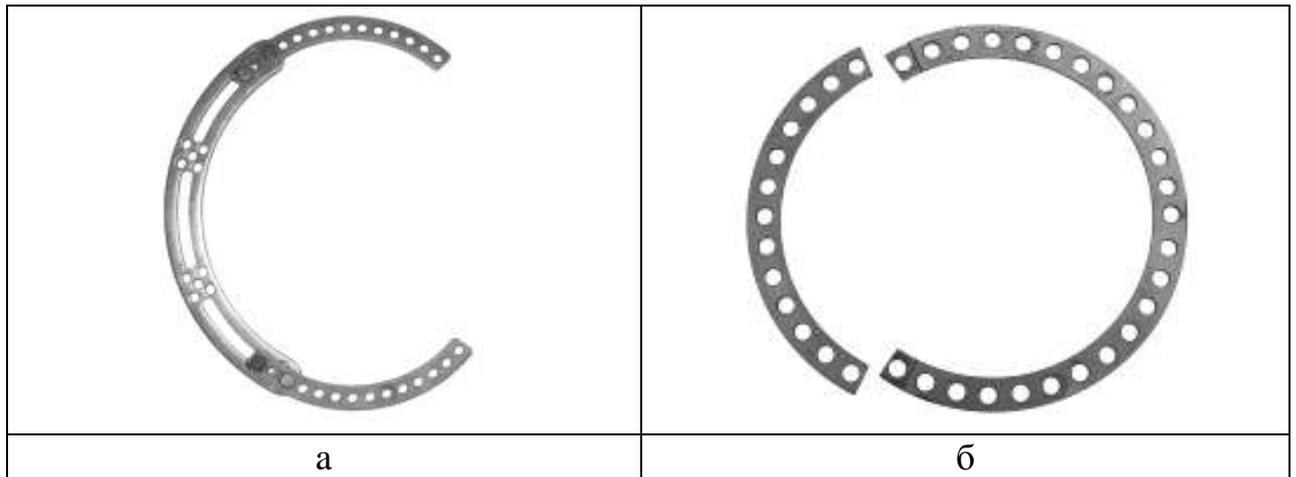


Рис. 4.7. Внешние опоры для модульной трансформации: а – опора для наложения на уровнях с I по III; б – опора для наложения на уровнях с IV по VIII

Указанный расширенный набор позволяет, как показывает наш опыт, выполнить коррекцию 1-3 деформаций в месяц. Если поток больных с рассматриваемой патологией больше, соответственно, большее количество комплектов необходимо иметь.

#### 4.6.3. Предоперационная подготовка

*Предоперационная подготовка* в целом не отличается от разработанной в РНЦ «ВТО» имени акад. Г.А. Илизарова для чрескостного остеосинтеза бедренной кости (Илизаров Г.А. с соавт., 1975, 1979, 1990; Попков А.В. 1994), гибридного остеосинтеза (Соломин Л.Н., 2005; Андрианов М.В., 2007; Solomin L.N., 2012). Обезболивание: как правило, регионарная анестезия (проводниковая, спинномозговая или перидуральная).

Обращаем внимание, что планирование коррекции деформации должно быть осуществлено только на основе “телерентгенограмм” нижних конечностей (long film) (Paley D., 2005; Соломин Л.Н. с соавт., 2011, 2012; Solomin L.N., 2012). Желательно выполнение рентгенограмм в ортогональных проекциях – перпендикулярно друг другу. Однако это не всегда возможно, особенно при деформациях проксимальной трети бедренной кости. Компьютерная программа Орто-СУВ позволяет использовать рентгенограммы, сделанные под углом друг к другу не меньше 45°. Желательно, чтобы проксимальный фрагмент был

расположен вертикально. Однако программа позволяет работать, если наклон проксимального фрагмента не превышает  $45^\circ$ .

Планирование коррекции деформации осуществляют стандартно, на основе референтных линий и углов (РЛУ), а именно - анатомических или механических осей костных фрагментов (Соломин Л.Н., 2005; Krackow K.A., 1983; Moreland J.R. et al., 1987; Yoshioka Y. et al., 1987; Chao E.Y. et al., 1994; Cooke T.D. et al., 1994; Paley et al., 1994; Paley D. 2005; Solomon L. et al., 2007; Solomin L.N., 2012). Не имеет принципиального значения, какие из осей (анатомические или механические) используют при планировании коррекции деформации. Использование механических осей костных фрагментов имеет то преимущество, что результатом коррекции деформации всегда будет “идеальное” прохождение общей механической оси. Однако в ряде случаев правильно определить механическую ось костного фрагмента невозможно, например, когда суставной отдел кости изменен, отсутствует на рентгенограмме или имеется торсионный компонент деформации (рис. 4.8). Поэтому, не имея достаточного опыта в коррекции деформаций, следует отдать предпочтение определению вершины деформации на основе анатомической оси каждого костного фрагмента. Механическую ось конечности в этом случае используют для проверки: как критерий правильности коррекции деформации. Если нет сомнений в возможности правильного определения механических осей костных фрагментов, следует отдать предпочтение планированию с использованием механических осей, особенно при коррекции деформаций во фронтальной плоскости.

Величину торсионного компонента деформации определяют на основе компьютерной томографии.

В зависимости от локализации перелома, ложного сустава или кортикотомии (при коррекции деформации) используют рекомендуемые выше компоновки, которые, как показали данные клинической апробации, отвечают требованиям максимально возможного перемещения костных фрагментов, наибольшей жесткости остеосинтеза при минимальных габаритах конструкции (рис. 3.2, рис. 3.4, рис. 3.6). При необходимости увеличить жесткость фиксации

костных фрагментов, количество чрескостных элементов может быть увеличено. Кроме этого, могут быть использованы дополнительные стабилизирующие опоры (глава 2, рис. 2.3в,г; рис. 2.4в,г).

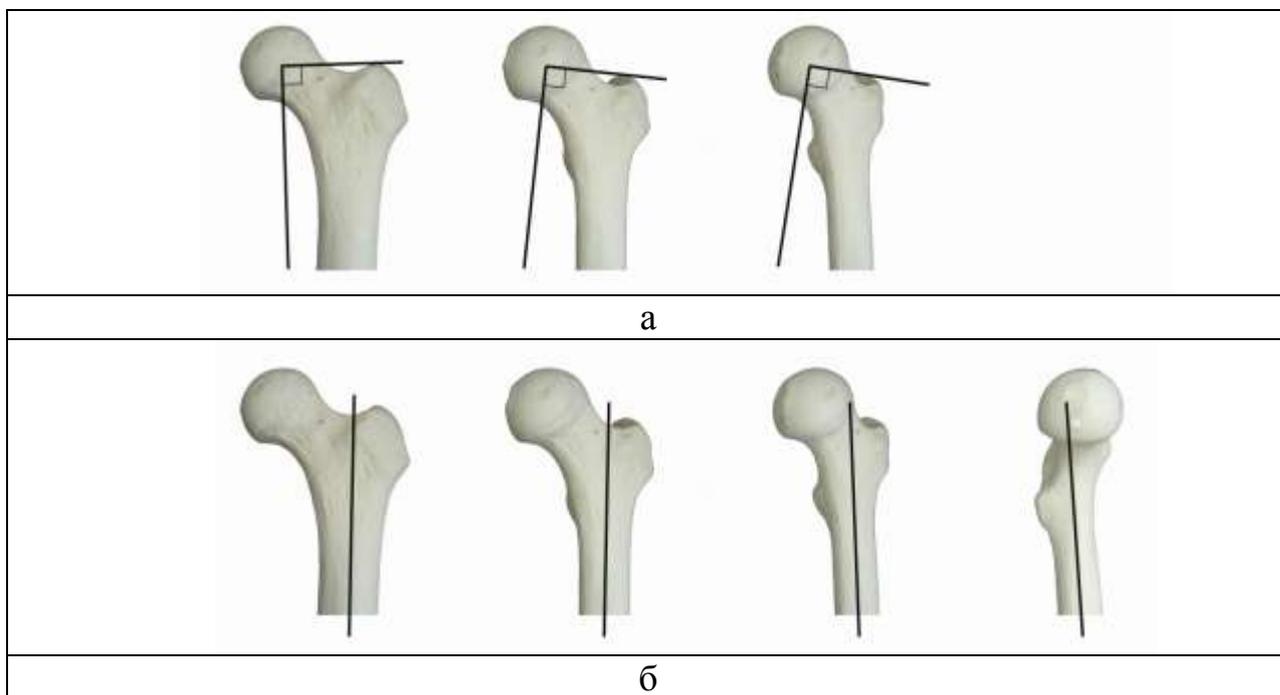


Рис. 4.8. Нахождение осей проксимального фрагмента бедренной кости: а - при наличии торсии правильно определить механическую ось проксимального фрагмента невозможно; б – при любой степени ротации можно достаточно точно найти анатомическую ось проксимального фрагмента

Как показал предварительный опыт, существует *два варианта* использования аппарата Орто-СУВ:

1. Сразу после наложения проксимального и дистального модулей их соединяют стратами. Этот вариант, по нашему мнению, должен использоваться для одноэтапной коррекции всех компонентов деформации по “интегральной” траектории или для одномоментной репозиции перелома. Именно этот вариант был использован у 18 пациентов с вершиной деформации на уровне средней и дистальной трети бедренной кости и у одного пациента с двухуровневой деформацией на уровне дистальной кортикотомии. «Ношение» аппарата Орто-СУВ на уровне проксимальной трети бедра доставляет пациентам большой дискомфорт, чем на уровне средней и дистальной трети бедра, по этой причине данный вариант на уровне проксимальной трети бедра нами не применялся.

2. Во время операции проксимальный и дистальный модули аппарата соединяют резьбовыми штангами или “дистракционными” шарнирами (если модули расположены не параллельно). Дозированной дистракцией устраняют неравенство длин конечностей. После этого резьбовые стержни заменяют на страты и, используя свойства “мягкого” дистракционного регенерата, устраняют оставшиеся компоненты деформации (рис. 4.9). Этот вариант рекомендуется для ситуаций, когда предоперационное планирование показывает, что после устранения углового компонента деформации остаточное укорочение превышает 3 см. Данный вариант нами был использован у 33 пациентов с деформациями бедренной кости на различных уровнях.

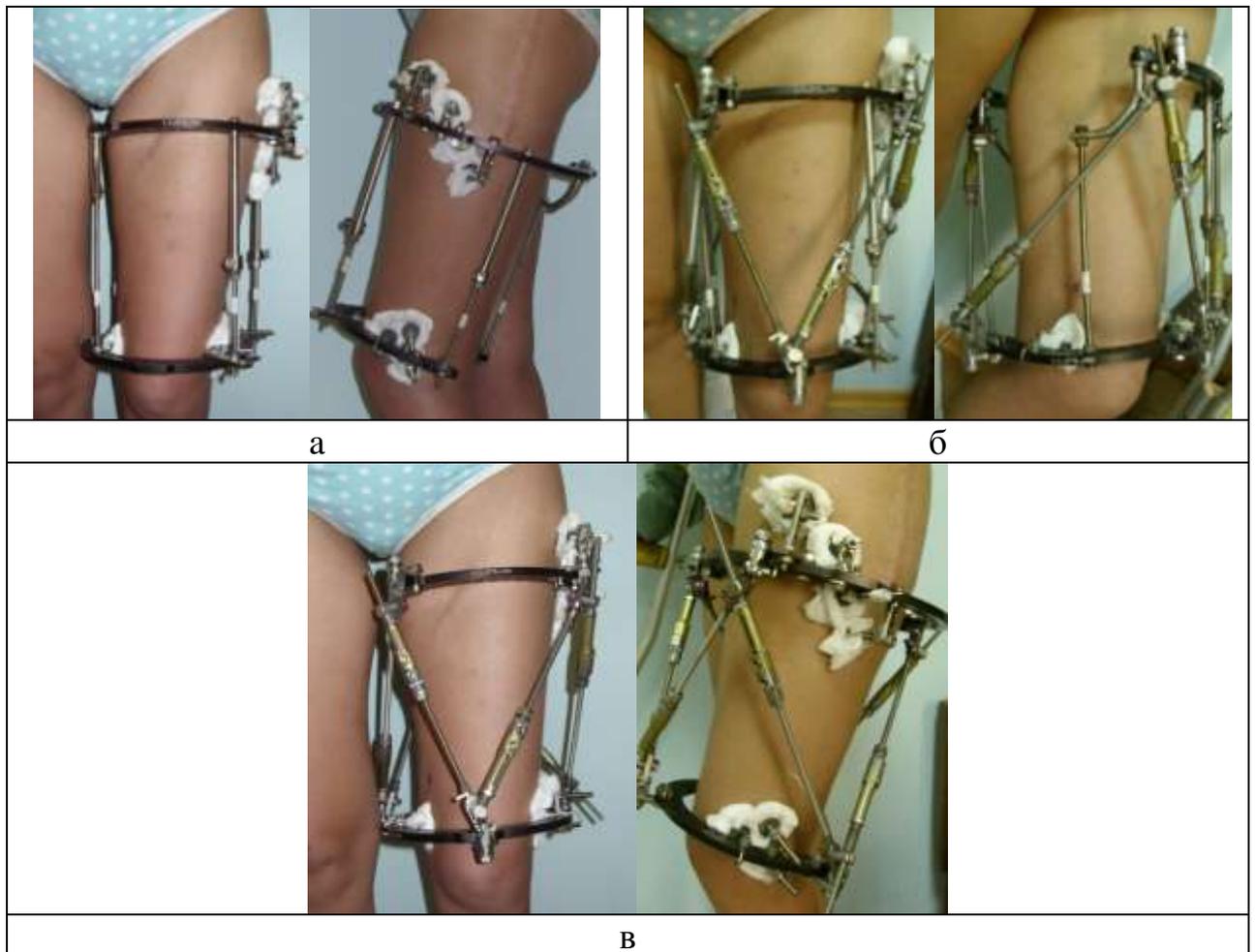


Рис. 4.9. Замена резьбовых стержней или “дистракционных шарниров” на страты: а – исходная компоновка после завершения периода дистракции; б – проксимальный и дистальный модули соединены одновременно резьбовыми стержнями и стратами; в – дистракционные резьбовые стержни удалены

#### 4.6.4. Особенности работы с компьютерной программой

Перед работой с программой следует создать папку данного клинического случая и поместить в нее прямую и боковую рентгенограммы. После прохождения первого шага программы в эту же папку следует сохранить файл, созданный программой (рис. 4.10). После завершения каждого из шагов программы необходимо сохранять данные.

##### Шаг 1. Введение длин страт и величин сторон треугольников

Выполняется стандартно. Необходимо перепроверить правильность определения сторон треугольников, особенно дистального! Перед тем, как нажать кнопку “Fwd”, необходимо сохранить данный файл (рис. 4.10).



Рис. 4.10. Папка с клиническим случаем должна содержать прямую, боковую рентгенограммы пациента и созданный программой SUV-файл

##### Шаг 2. Загрузка прямой (фасной) рентгенограммы

Выполняется стандартно. Рентгенограмма в окне программы не должна появиться.

##### Шаг 3. Загрузка боковой (профильной) рентгенограммы

Выполняется стандартно. В окне программы появляются прямая и боковая рентгенограммы.

##### Шаг 4. Масштабирование прямой рентгенограммы

Выполняется стандартно.

##### Шаг 5. Масштабирование боковой рентгенограммы

Выполняется стандартно.

## **Шаг 6. Введение фокусного расстояния, центра луча и определение проекций страт и карданов на прямой рентгенограмме**

Выполняется стандартно. Обращаем внимание, что номера страт и карданов, указываемые в программе, должны соответствовать номерам страт и карданов в аппарате, для которого производятся расчеты. Произвольное «назначение» номеров страт и карданов в программе недопустимо. Если проекция какой-либо из страт или какого-либо из карданов сомнительна или невидима (за пределами рентгенограммы или перекрывается другими деталями аппарата) эту страту или кардан следует игнорировать. Программа не требует обозначения всех страт и карданов. Как правило, достаточно отметить *три страты и один не связанный с ними кардан*. Но если прямая и боковая проекции были выполнены не перпендикулярно друг к другу, следует отмечать все видимые страты и карданы. Так как карданы страт №№ 1, 3 и 5 фиксированы к проксимальной опоре, линии для этих страт проводят сверху вниз. Так как карданы страт №№ 2, 4 и 6 фиксированы к дистальной опоре, линии для этих страт проводят снизу вверх.

В случае если для масштабирования используется рентгенконтрастная линейка, то фокусное расстояние измеряют от анода до линейки. Таким образом, если линейку укладывают непосредственно на кассету, то работает общее правило. Если же кассету помещают в кассетоприемник, а линейку располагают на поверхности рентгенологического стола, то в этом случае за фокусное расстояние принимают расстояние от анода до линейки (рис. 4.11). Ошибкой является измерение от анода до центра кости, равно как и расположение рентгенконтрастной линейки на уровне кости.



Рис. 4.11. Измерение фокусного расстояния при расположении кассеты в кассетоприемнике: а – правильное измерение; б – неправильное измерение

### **Шаг 7. Введение фокусного расстояния, центра луча и определение проекций страт и карданов на боковой рентгенограмме**

Выполняется стандартно, аналогично шагу 7. После нажатия кнопки «Fwd» программа анализирует *все данные*, которые были введены в программу на предыдущих шагах. На это уходит, в зависимости от мощности используемого компьютера, от 10 сек. до 2 мин. После того, как программа произведет расчет, на изображениях рентгенограмм появляются красные линии: 6 линий на изображении прямой рентгенограммы и 6 линий на изображении боковой рентгенограммы (рис. 4.12). Эти линии должны соответствовать проекции осей всех страт аппарата. Допускается смещение линий в пределах видимой на рентгенограмме толщины страты. Совпадение всех красных линий со стратами является критерием правильности введения в программу данных. Если красные линии совпадают со всеми стратами аппарата, нажимают кнопку «Yes» и переходят к следующему шагу. Если даже одна из красных линий не совпадает с видимой на рентгенограмме стратой, следует нажать «No», что автоматически возвращает пользователя на шаг 7. Следует вернуться ко всем предыдущим шагам программы и последовательно проверить правильность введения всех данных. Только добившись совпадения красных линий со всеми проекциями страт можно переходить к следующему шагу.

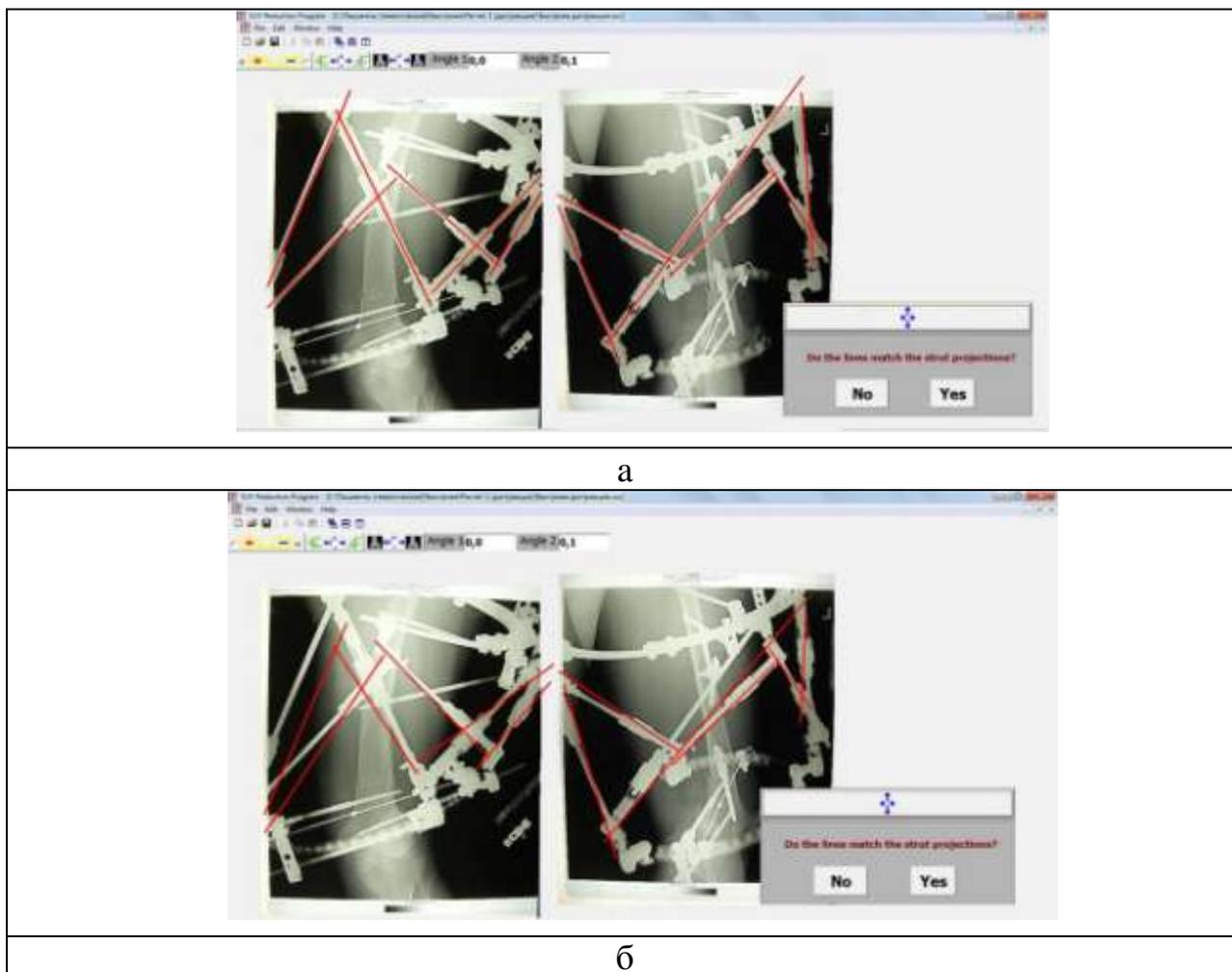


Рис. 4.12. Вид окна Шага 7 программы Орто-СУВ после анализа программой введенных данных: а – все красные линии соответствуют проекциям страт (находятся в пределах их границ). Следует нажать кнопку “Yes”; б – некоторые линии не совпадают с проекциями страт. Следует нажать кнопку “No” и проверить ВСЕ данные, которые были введены в программу на предыдущих шагах

### Шаг 8. Построение скиаграмм

Выполняется стандартно. Необходимо помнить, что “желтая скиаграмма” означает исходное положение мобильного фрагмента. Проксимальную границу скиаграммы надо делать особенно тщательно, используя максимальное увеличение. На Шаге 8 программа покажет финальное положение дистального мобильного фрагмента – после коррекции деформации. Форма красной скиаграммы будет полностью соответствовать желтой скиаграмме. Поэтому, если желтая скиаграмма будет выполнена неаккуратно, это затруднит оценку правильности положения красной скиаграммы.

Длины скиаграмм на прямой и боковой рентгенограммах должны быть одинаковыми.

### Шаг 9. Обозначение средних линий скиаграмм перемещаемого фрагмента на прямой и боковой рентгенограммах

Выполняется стандартно. Средние линии скиаграмм должны на 20-30 мм выходить за пределы проксимального и дистального концов скиаграммы. В случае если за дистальный конец скиаграммы среднюю линию провести невозможно («короткая» рентгенограмма), следует вернуться на шаг 8, удалить скиаграмму и сделать новую – короче первоначального варианта (рис. 4.13).

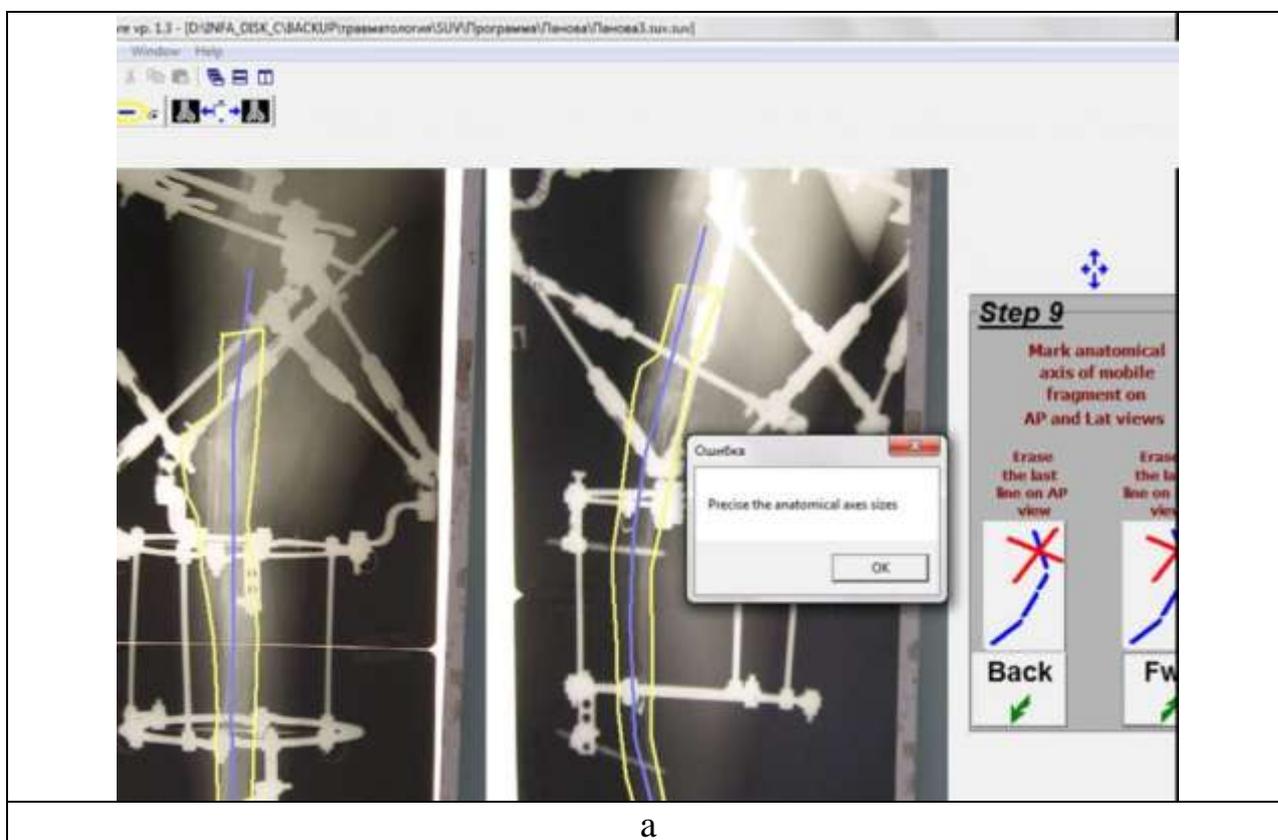


Рис. 4.13. Вид окна Шага 9 программы Орто-СУВ после проведения осей скиаграмм: а – длина скиаграммы не позволяет вывести синюю линию (ось скиаграммы) за нижнюю границу скиаграммы

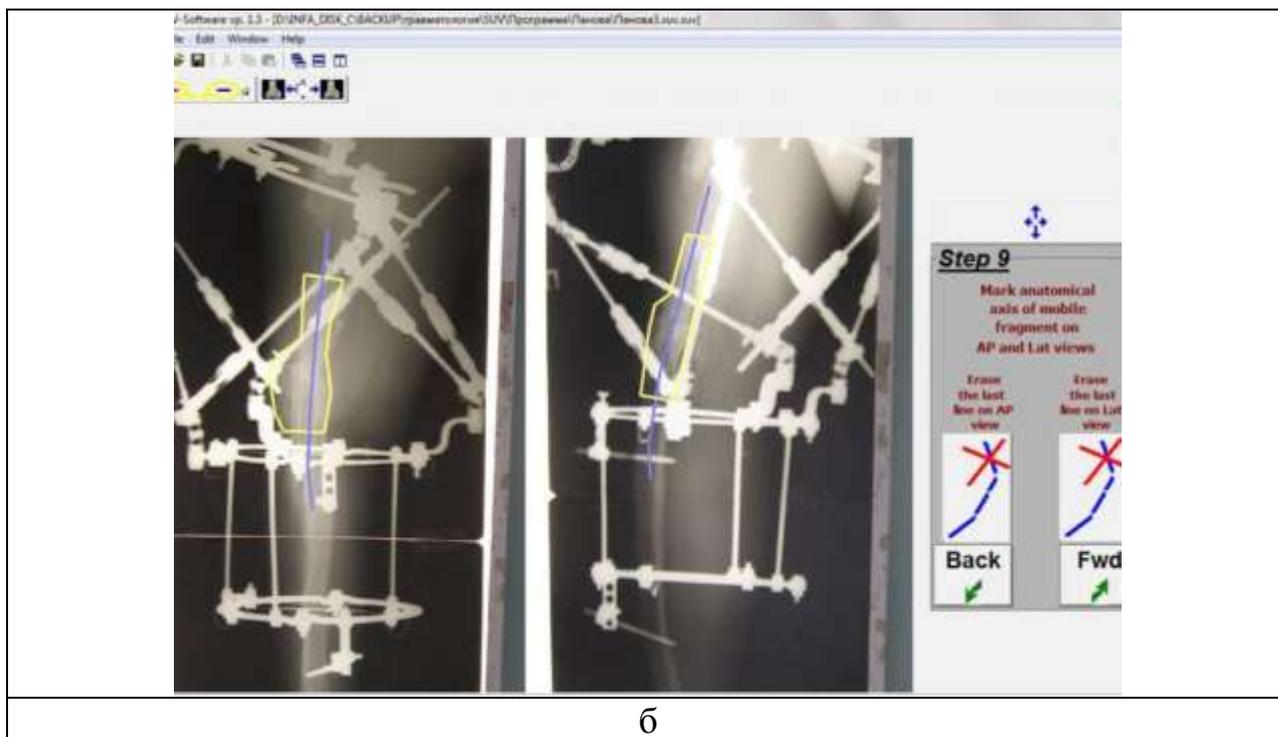


Рис. 4.13. Вид окна Шага 9 программы Орто-СУВ после проведения осей скиаграмм (продолжение): б – после возвращения на Шаг 8, длина скиаграммы была уменьшена. Это позволило вывести ось скиаграммы за нижнюю границу скиаграммы

### Шаг 10. Обозначение осей костных фрагментов

Выполняется стандартно. При обозначении механических осей костных фрагментов используют “синий угол” указателей костных фрагментов (рис. 4.14). Для этого надо уметь определять линии тазобедренного и коленного суставов во фронтальной и горизонтальной плоскостях и знать в какой точке, и под каким углом механическая ось пересекает линию сустава (Соломин Л.Н. с соавт., 2012; Paley D., 2005). Если имеется торсионный компонент деформации (рис. 4.8) или невозможно точно определить линию сустава, во фронтальной плоскости следует использовать анатомические оси. В сагиттальной плоскости использование анатомических осей является правилом. Для этого используют центраторы осевых линий или, при короткой длине костного фрагмента, - стандартную технику на основе “синего угла” (рис. 4.15).

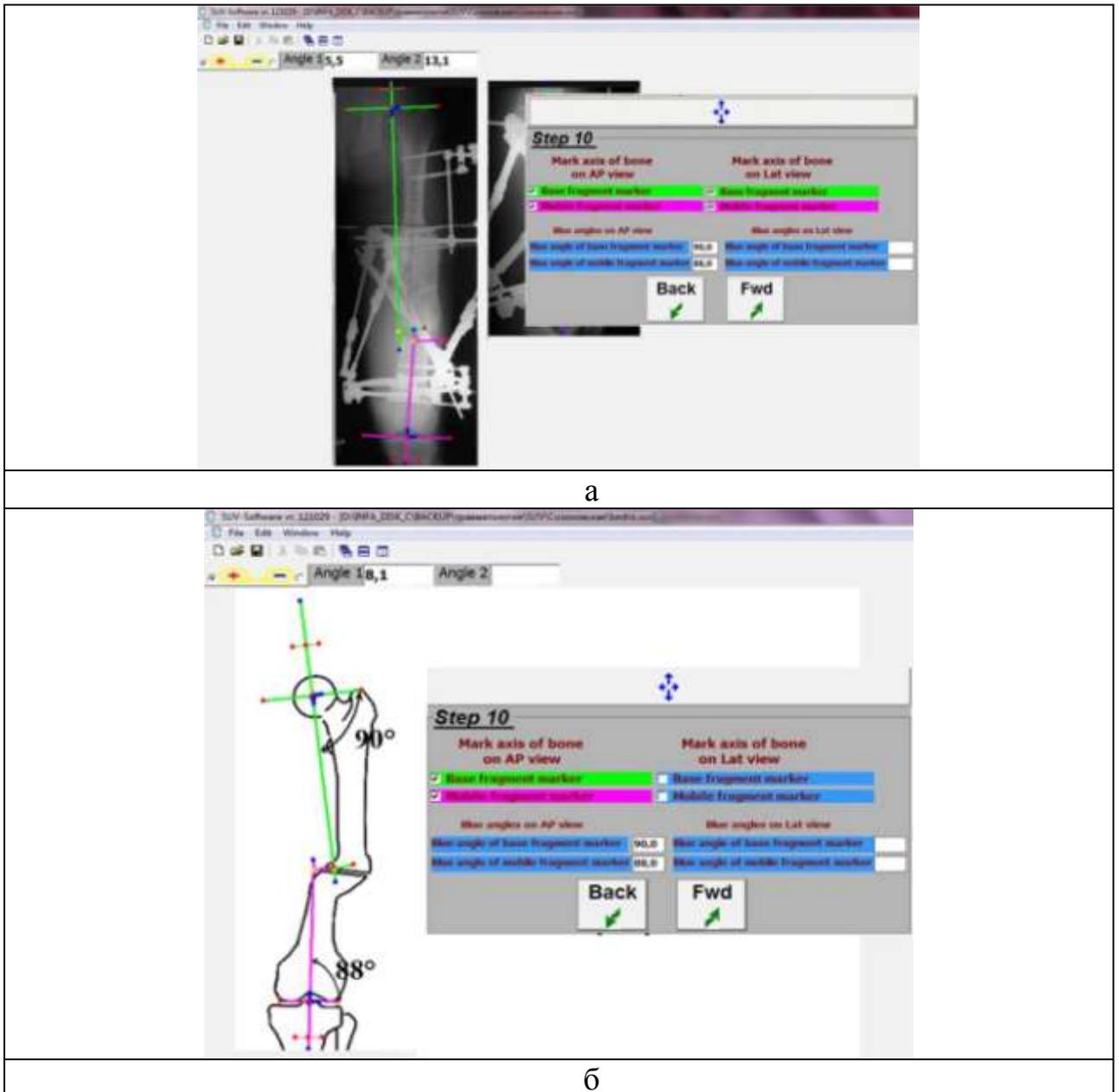


Рис. 4.14. Программа Орто-СУВ при выполнении Шага 10 для определения механических осей проксимального и дистального фрагментов: а – центратор с синим углом проксимального фрагмента размещен на линии сустава. Вершина синего угла расположена в центре головки бедренной кости. В окне “Blue angle of base fragment” введено “90”. После этого ось указателя фрагмента расположилась в проекции механической оси проксимального фрагмента. Центратор с синим углом дистального фрагмента размещен на линии сустава. Вершина синего угла расположена в центре линии сустава. В окне “Blue angle of mobile fragment” введено “88”. После этого ось указателя фрагмента расположилась в проекции механической оси дистального фрагмента. “Желтые точки” указателей фрагментов расположены на границе фрагментов. Для боковой проекции анатомические оси фрагментов определены с использованием обоих центраторов; б – схема определения механических осей фрагментов на прямой рентгенограмме

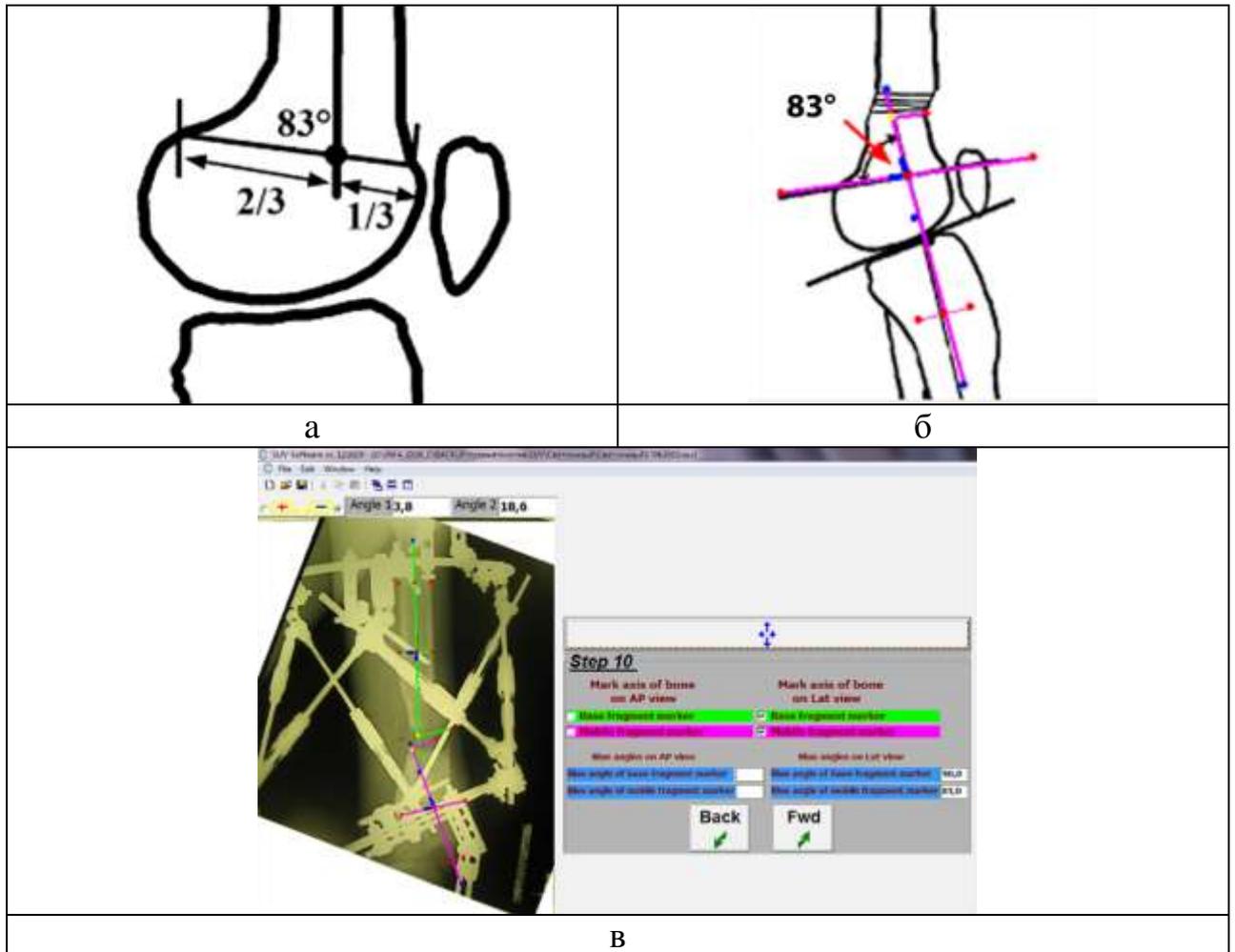


Рис. 4.15. Определение анатомической оси дистального фрагмента бедренной кости в сагиттальной плоскости при помощи “синего угла”: а – схема анатомического угла; б – так как костный фрагмент короткий, использовать центраторы невозможно. Дистальный центратор выведен за пределы костного фрагмента. Центратор с “синим углом” расположен на линии сустава, пересечение центратора с осевой линией расположено в передней 1/3 линии сустава. Введено должное значение “синего угла” – 83 гр. После этого осевая линия указателя фрагмента совпадает с анатомической осью костного фрагмента. “Желтая точка” установлена на проксимальной границе дистального фрагмента; в – окно программы при определении анатомических осей бедренной кости в сагиттальной плоскости. Ось проксимального фрагмента определена при помощи центраторов

Необходимо помнить, что если между костными фрагментами имеется некоторое расстояние (диастаз), например, дистракционный регенерат, “желтые точки” указателей костных фрагментов необходимо размещать на уровне

дистальной границы проксимального фрагмента (рис. 4.16). Если этого не сделать, программа рассчитает сближение фрагментов до контакта.

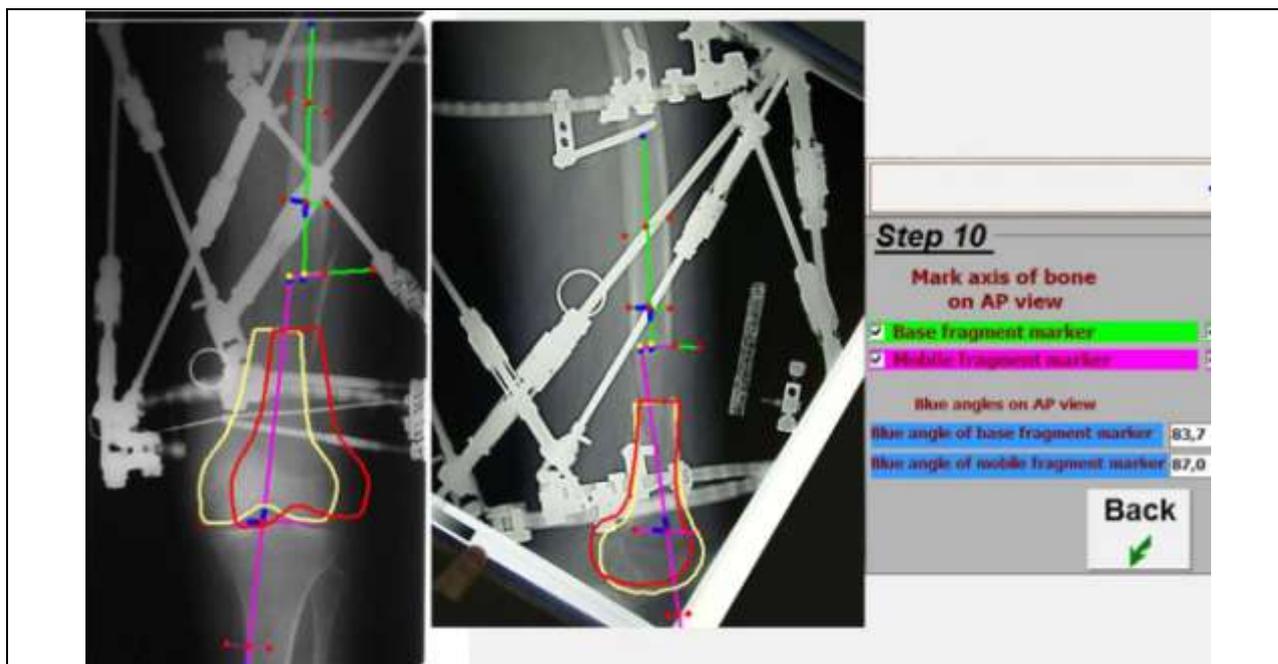


Рис. 4.16. Если диастаз после коррекции положения дистального фрагмента д.б. сохранен, желтые точки указателей фрагментов должны быть расположены на уровне дистальной границы проксимального фрагмента

При *двухуровневых деформациях* (т.е. когда имеются две вершины деформации) накладывают два аппарата Орто-СУВ – на каждый уровень деформации. Таким образом, промежуточный фрагмент “подводят” под проксимальный фрагмент, а дистальный – под промежуточный. Так как программа не предусматривает возможности расчетов двухуровневых деформаций, выполняют два отдельных расчета (рис. 4.17). Вследствие того, что точно определить механическую ось промежуточного фрагмента невозможно, используют анатомические оси проксимального, промежуточного и дистального фрагментов.

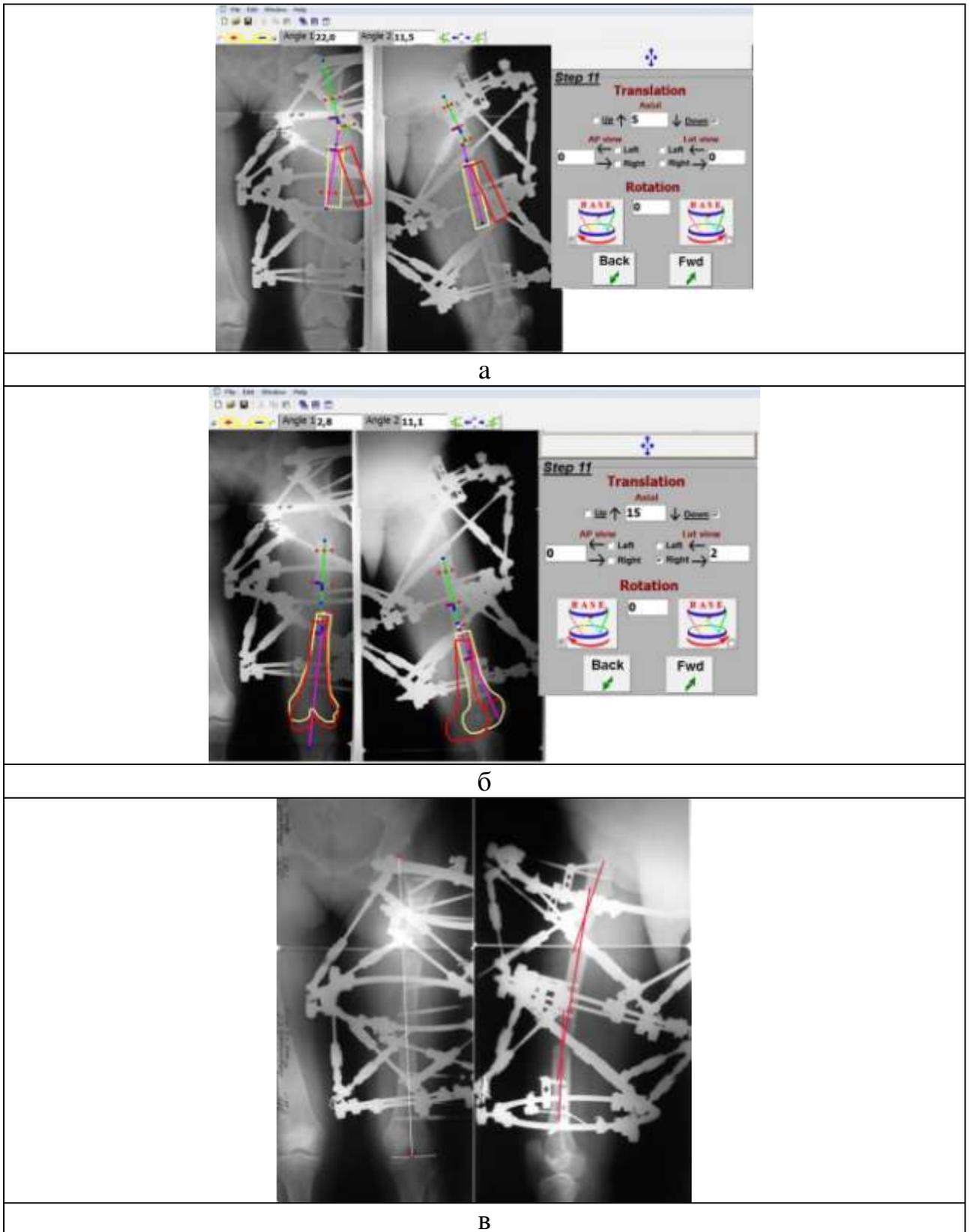


Рис. 4.17. Коррекция двухуровневой деформации: а – расчет коррекции деформации на уровне проксимальной остеотомии. Промежуточный фрагмент подводится под проксимальный; б – расчет коррекции деформации на уровне дистальной остеотомии. Дистальный фрагмент подводится под промежуточный; в – результат коррекции

### Шаг 11. Коррекция финального положения перемещаемого фрагмента

При открытии этого окна программа показывает красные скиаграммы – финальное положение перемещаемого фрагмента в прямой и боковой проекциях. Если ортопед не удовлетворен положением красной скиаграммы, используются опции этого окна: вертикальное и горизонтальное перемещения на заданную величину, ангуляция, ротация, “свободное” перемещение.

Для того чтобы правильно оценить расположение красных скиаграмм следует использовать максимально возможное увеличение.

Нельзя допускать “спрямления” физиологической кривизны бедренной кости в сагиттальной плоскости (рис. 4.18а). Однако особенностью программы является то, что она располагает ось дистального фрагмента, как “однолинейное” продолжение оси проксимального фрагмента (рис. 4.18б). Таким образом, используя опцию этого окна “ангуляция”, следует расположить дистальный фрагмент под соответствующим углом к проксимальному.

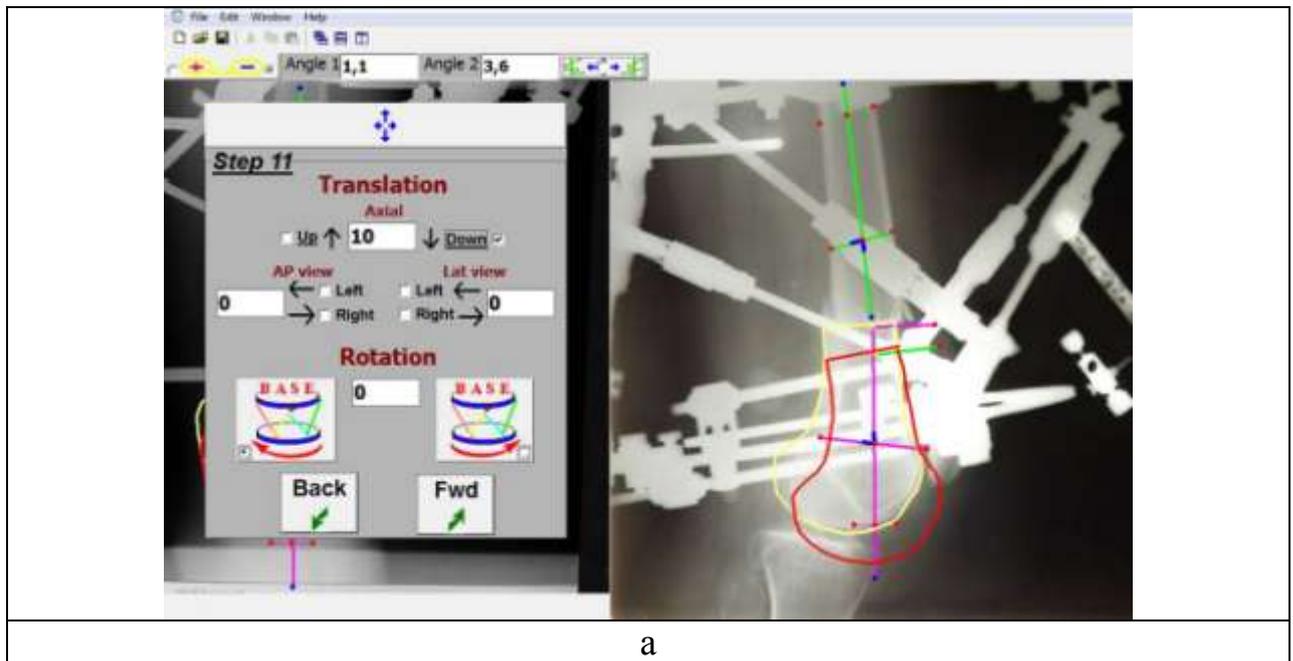


Рис. 4.18. Устранение рассчитанного программой “спрямления” физиологической кривизны в сагиттальной плоскости: а – программа расположила ось дистального фрагмента (красная скиаграмма), как продолжение оси проксимального фрагмента. Использование этого расчета приведет к устранению физиологической кривизны

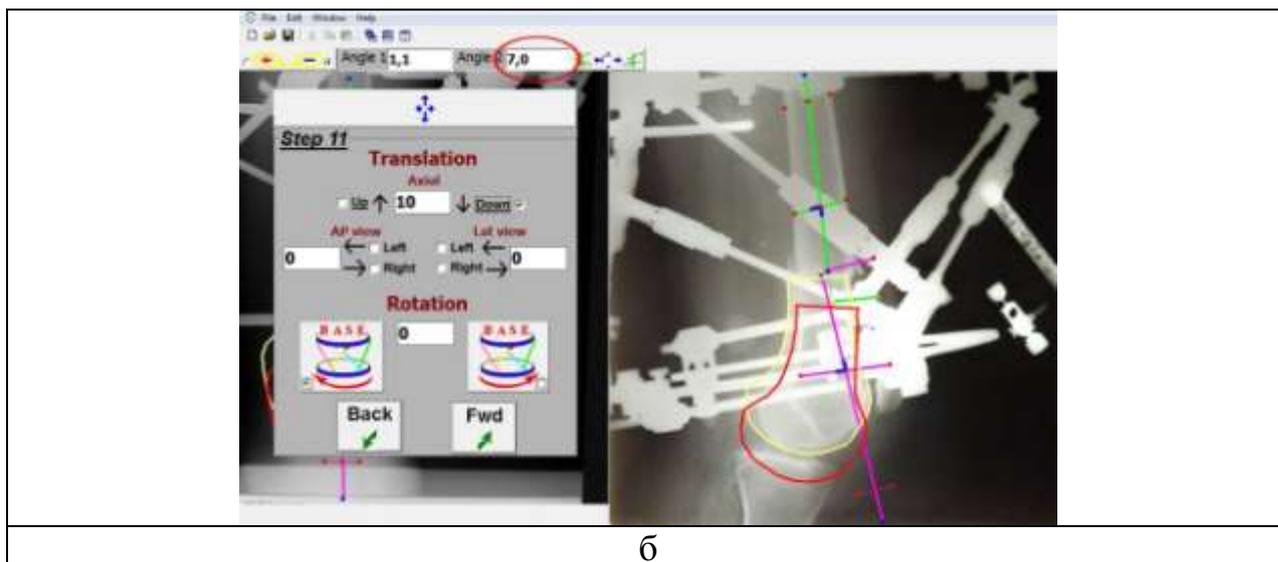


Рис. 4.18. Устранение рассчитанной программой “спрямления” физиологической кривизны в сагиттальной плоскости (продолжение): б – используя функцию “ангуляция” дистальный фрагмент после коррекции деформации занял позицию под  $7^\circ$  по отношению к проксимальному фрагменту

В ряде случаев (“свежие” переломы, переломы, срастающиеся при неправильном положении костных фрагментов, ложные суставы) проксимальная граница дистального фрагмента расположена выше дистальной границы проксимального фрагмента, т.е. имеется “захождение” дистального фрагмента за проксимальный. Установка красной скиаграммы в должное место при работе с аппаратом приведет к сцеплению фрагментов, т.к. программа рассчитывает перемещение мобильного фрагмента *по кратчайшему расстоянию* – “напрямую” (рис. 4.19). Для того чтобы избежать этого, репозицию следует осуществлять в два этапа: сначала только дистракция до создания диастаза 3-4 мм между фрагментами, а затем, используя повторный расчет – окончательная коррекция.

Необходимо помнить о том, что в реальной практике позиция дистального фрагмента после репозиции не будет идеально соответствовать положению красной скиаграммы. Это происходит ввиду прогиба чрескостных элементов. Поэтому во всех случаях следует создавать на 3-4 мм “избыточный” диастаз, для того, чтобы избежать сцепления костных фрагментов.

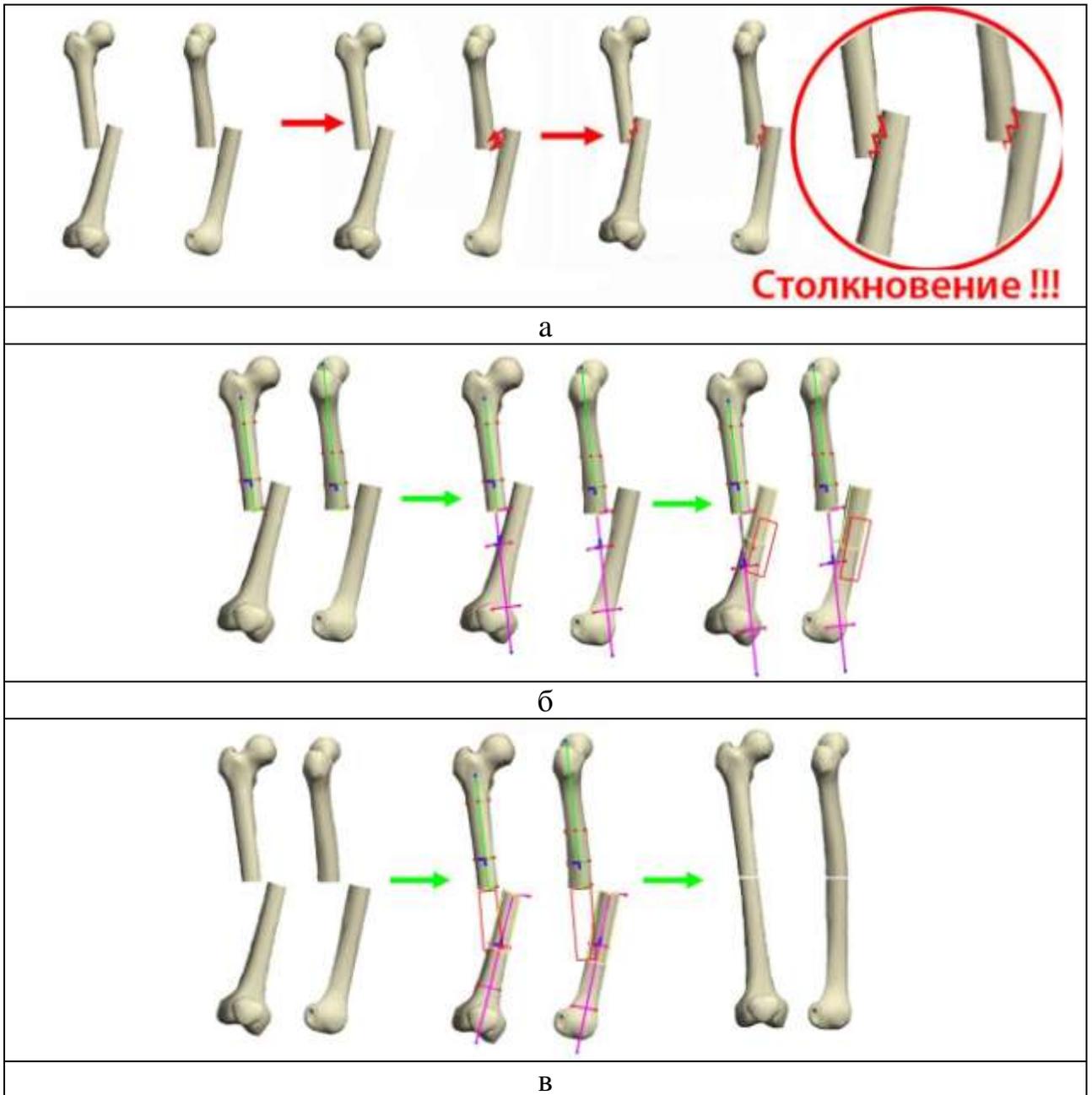


Рис. 4.19. Двухэтапная репозиция при “захождении” фрагментов: а – если при наличии трансляции и укорочения выполняется коррекция в один этап, то программа рассчитывает перемещение мобильного фрагмента по кратчайшей траектории. Это приведет к сцеплению фрагментов и невозможности репозиции; б – первым этапом следует расположить указатель дистального фрагмента (“фиолетовую елочку”), как продолжение указателя проксимального фрагмента. “Желтая точка” дистального, фиолетового, указателя фрагмента д.б. на 4-5 мм выше желтой точки проксимального указателя. При работе с аппаратом это приведет к плоскопараллельному низведению дистального фрагмента с созданием диастаза между фрагментами; в – после завершения первого этапа, при повторном расчете, “фиолетовую елочку” располагают согласно оси дистального фрагмента, чем обеспечивают необходимое положение красной скиаграммы

Если для коррекции положения перемещаемого фрагмента были использованы опции “Плоскопараллельное перемещение” и (или) “Угловое перемещение”, перед переходом на Шаг 12 нужно выполнить команду “Подтвердить перемещение”. Для этого необходимо навести курсор на красную точку (т.н. “Pointer”), связанную с указателем границы проксимального костного фрагмента (“желтая точка”) в боковой проекции и нажать на левую кнопку мыши. После этого необходимо подтвердить перемещение дистального фрагмента (рис. 4.20).

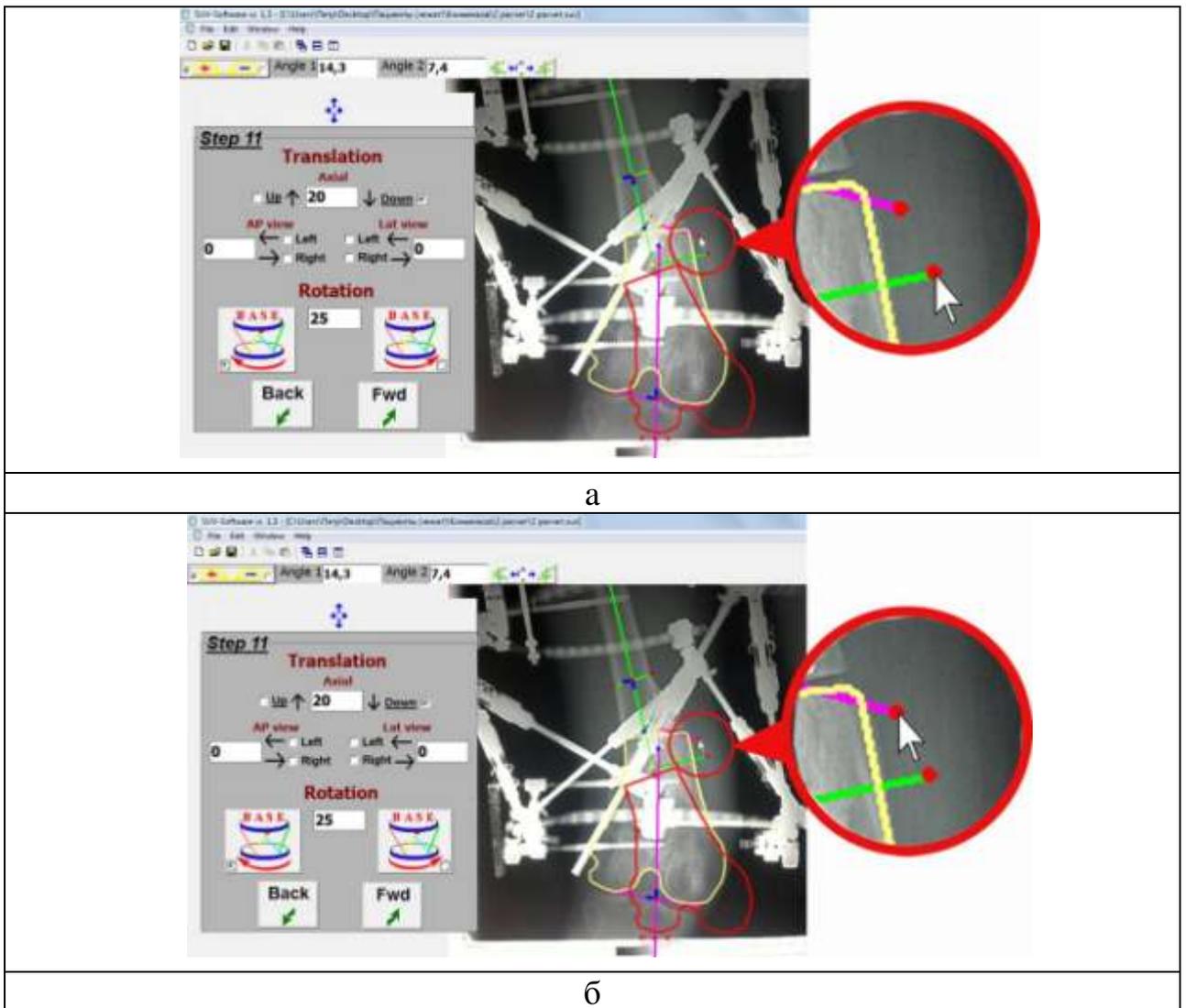


Рис. 4.20. Вид окна Шага 11 программы Орто-СУВ при выполнении команды “Подтвердить перемещение”: а – после наведения курсора на красную точку, связанную с указателем границы проксимального фрагмента (указано стрелкой), нажимают на левую кнопку мыши; б – после наведения курсора на указатель точки совмещения перемещаемого фрагмента (указано стрелкой), нажимают на левую кнопку мыши

## Шаг 12. Введение точек «структур риска»

Необходимо учитывать, что “структуры риска” (SAR) должны быть одними и теми же точками для прямой и боковой рентгенограмм (рис. 4.21). В том случае, если ортопед убежден, что растяжением мягких тканей (кожи, сосудов, нервов) в данном случае можно пренебречь, SAR #2 игнорируют. Наиболее часто подобная ситуация возникает при вальгусных деформациях бедра, равномерном удлинении сегмента.

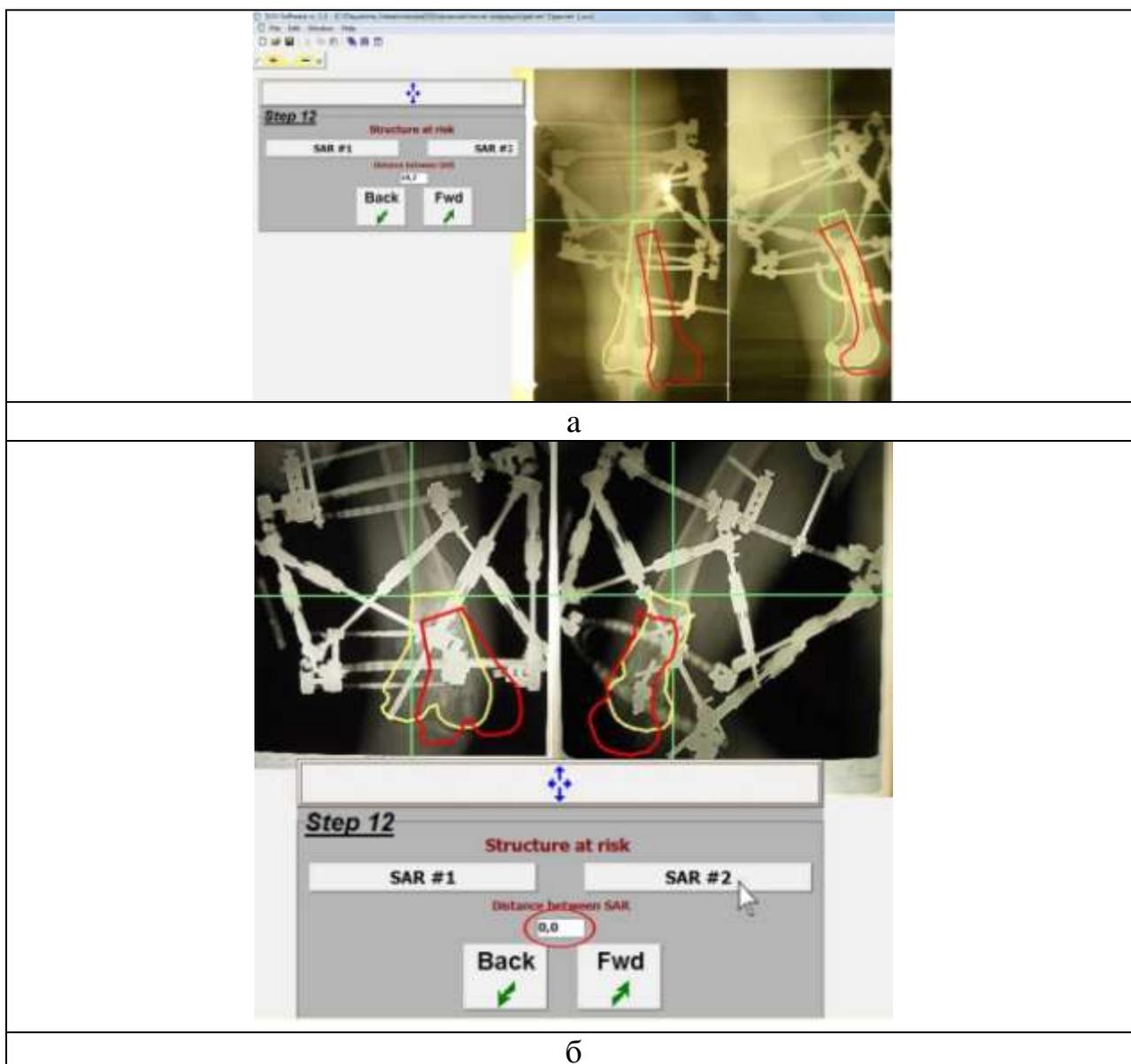


Рис. 4.21. “Структуры риска”: а – “структуры риска” (SAR) должны быть одними и теми же точками для прямой и боковой рентгенограмм; б – для того, чтобы игнорировать SAR #2, отмечают SAR #1 и сразу же, без обозначения второй структуры риска, нажимают на кнопку “SAR #2”. При этом в окне “Distance between SAR” появляется значение “0,0”

Необходимо помнить, что расположение структур риска очень влияет на рассчитываемый программой период, который необходим для коррекции деформации. Если игнорировать обе SAR, то программа примет их положение по умолчанию. Это приведет к некорректному расчету, например, для коррекции угловой деформации  $15^\circ$  программа может “предложить” 45 дней.

Точки структур риска можно использовать для измерения любого расстояния в поле рентгенограммы. Например, необходимо измерить расстояние, на которое переместится дистальный (мобильный) фрагмент. Для этого, как SAR #1, на желтой скиаграмме отмечают точку исходного положения мобильного фрагмента (рис. 4.22а). Это должна быть одна и та же точка для прямой и боковой рентгенограмм!. После этого, как SAR #2, на красной скиаграмме отмечают точку финального положения мобильного фрагмента. Это должна быть одна и та же точка для прямой и боковой рентгенограмм. После этого в окне “Distance between SAR” появится расстояние между обозначенными точками в мм (рис. 4.22б).

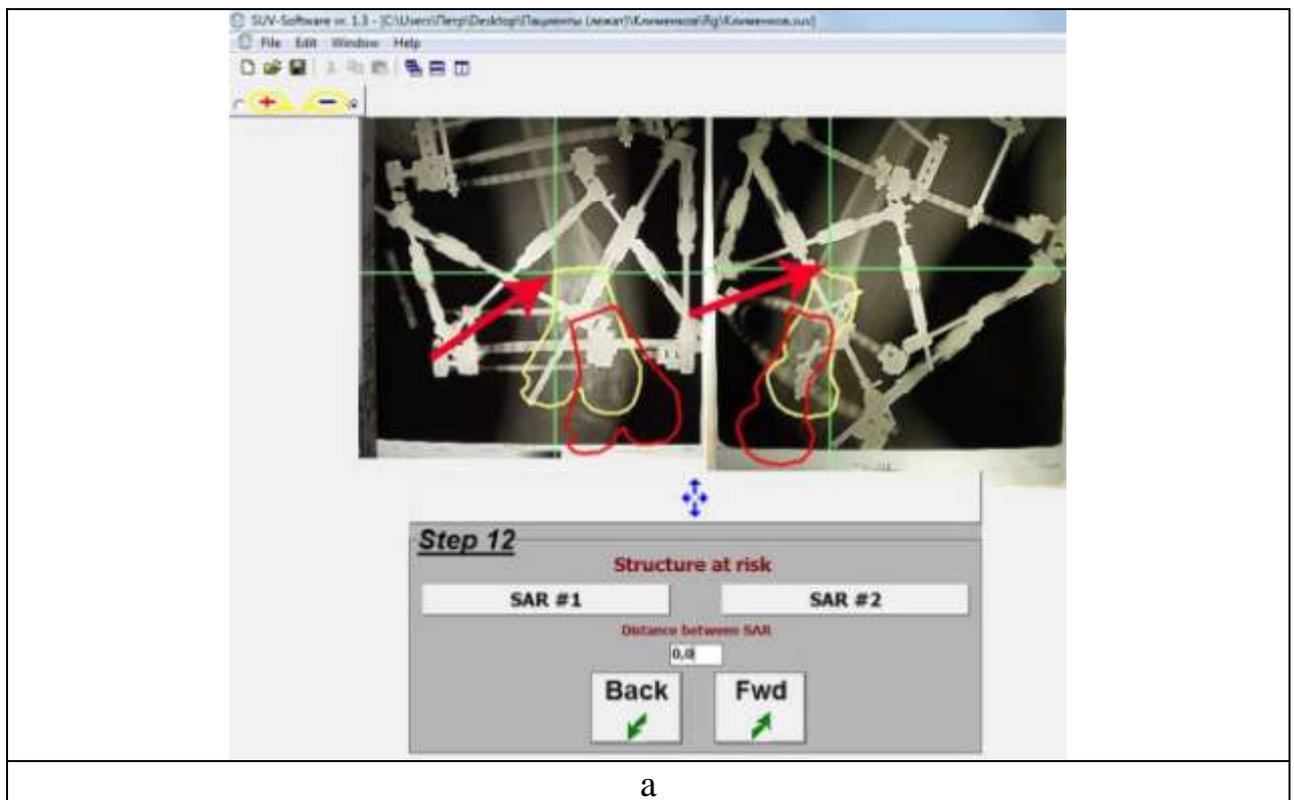
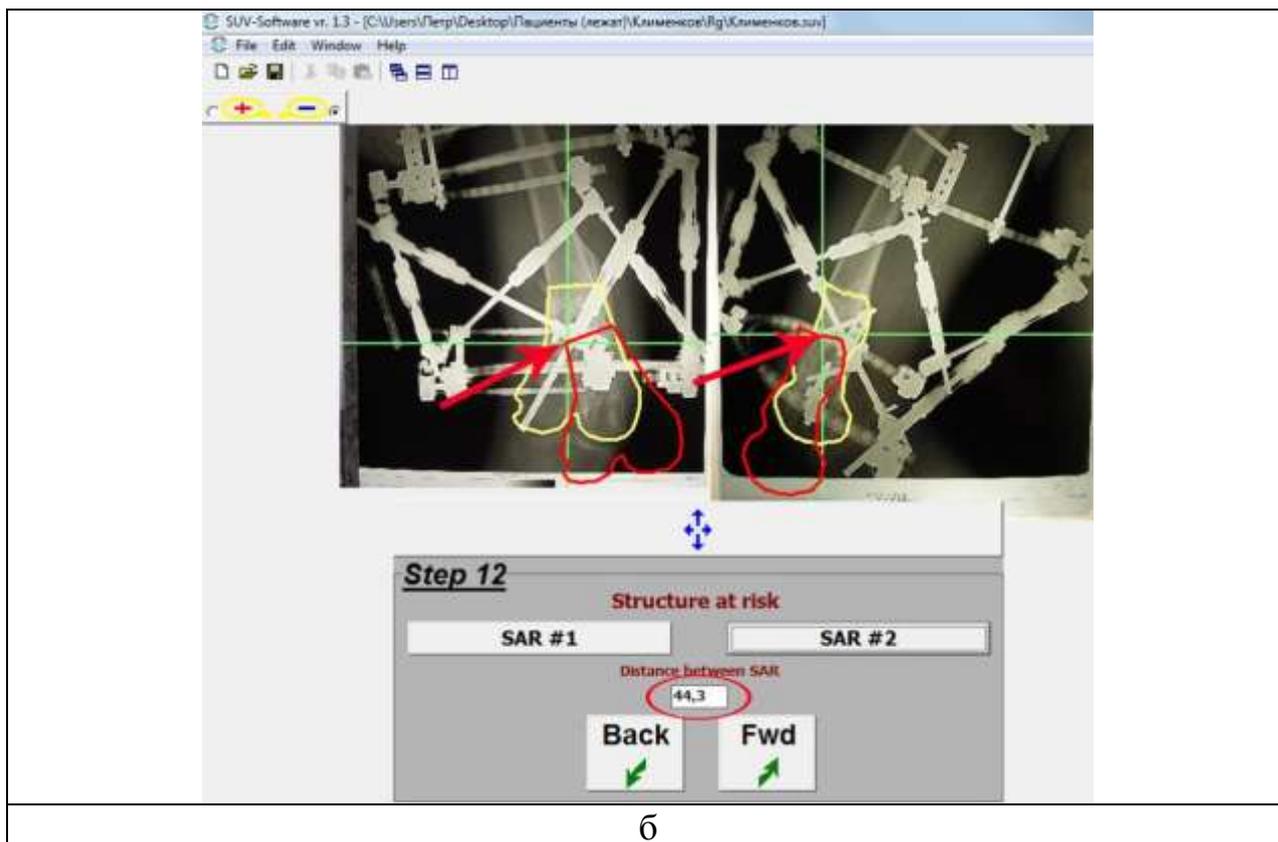


Рис. 4.22. Измерение расстояний на рентгенограмме: а – обозначение при помощи SAR #1 первой точки измеряемого отрезка



б

Рис. 4.22. Измерение расстояний на рентгенограмме (продолжение): б – обозначение при помощи SAR #2 второй точки измеряемого отрезка. После этого в окне “Distance between SAR” появляется значение длины измеренного отрезка в мм

### Шаг 13. Расчет изменения длин страт и темпа коррекции деформации

После выбора темпа коррекции деформации, программа рассчитывает, беря во внимание положение SAR, количество дней, необходимое для коррекции этой деформации. Пользователь имеет возможность игнорировать количество дней, рассчитанное программой. Для этого цифру, которую рассчитала программа, следует удалить и ввести количество дней, которое удовлетворяет ортопеда (рис. 4.23).

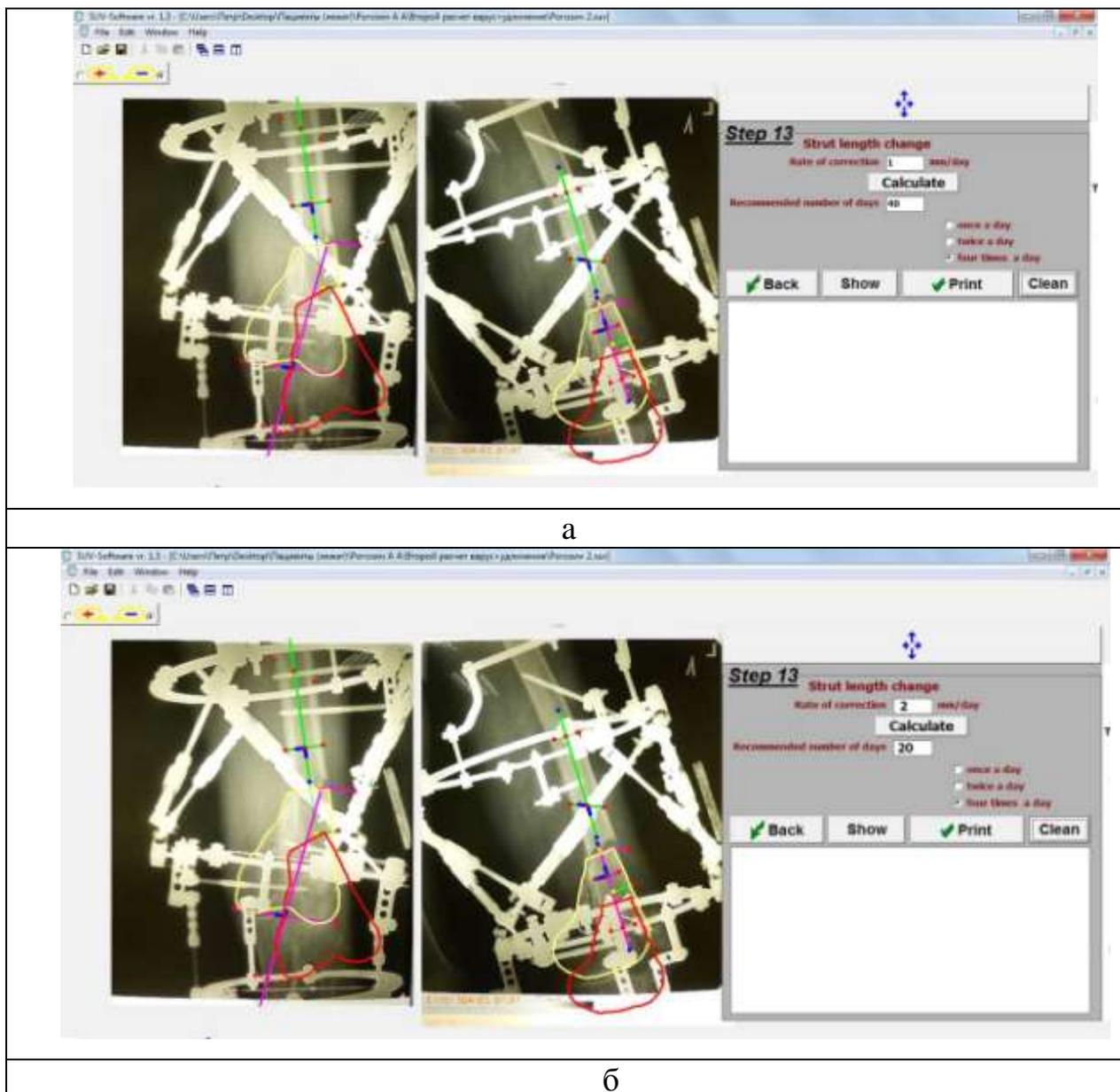


Рис. 4.23. Вид окна программы Орто-СУВ при выполнении Шага 13: определение количества дней, необходимых для коррекции: а - программа рассчитала рекомендуемое количество дней для коррекции деформации при скорости коррекции 1 мм/сут – 40 дней. Пользователь может игнорировать это значение, удалить его и ввести любое количество дней; б – имеется другая возможность изменить количество дней для коррекции деформации. Для этого следует изменить значение в поле “Rate of correction” на необходимое (например, 2.5 mm/day) и снова нажать (не забудьте это!) клавишу "Calculate". Программа рассчитала, что при новом темпе коррекции необходимо 20 дней

Если предполагается репозиция перелома или одномоментная коррекция деформации, вместо количества дней, рассчитанных программой, следует ввести “1”. При одномоментной коррекции деформации сначала изменяют размеры тех

страт, которые должны *удлиниться*. И только после этого укорачивают рекомендованные программой страты (рис. 4.24). Это позволяет избежать возможного “сцепления” костных фрагментов.

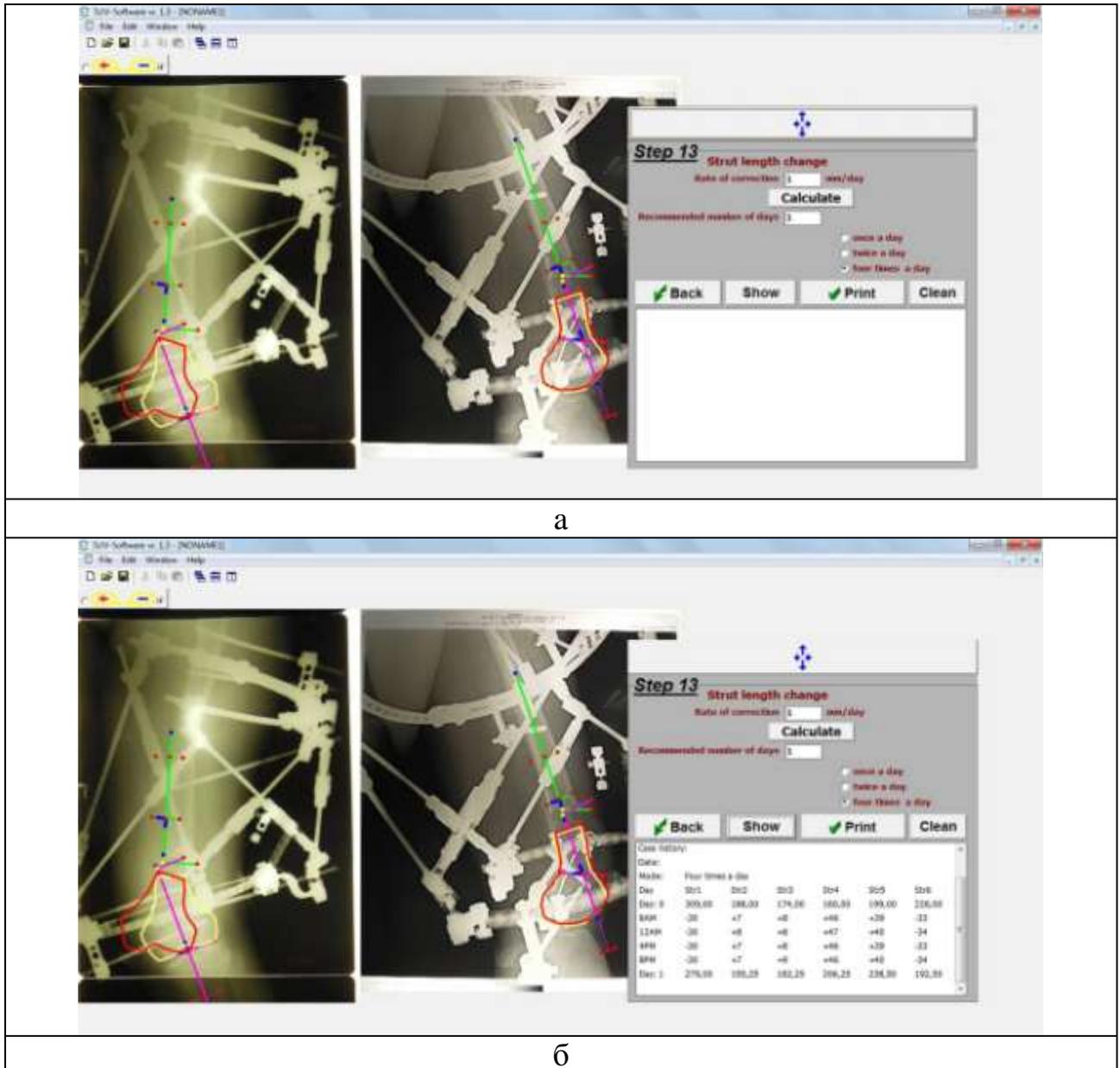


Рис. 4.24. Вид окна Шага 13 программы Орто-СУВ при одномоментной коррекции деформации: а – в окно “Recommended number of days” введена цифра “1”; б – в таблице имеется три строки: исходные длины страт (строка “Day: 0”), финальные длины страт (строка “Day: 1”) и между ними строка “12AM” – количество кликов, необходимое для изменения длины каждой из страт. Сначала должны быть изменены длины страт №№ 2,3,4,5 т.к. они удлиняются. Только после этого следует укоротить страты №№1,6

#### **4.6.5. Особенности послеоперационного периода**

Принципы ведения *послеоперационного периода* не отличаются от описанных в литературе (Илизаров Г.А. с соавт., 1975; 1977; Соломин Л.Н., 2005). Перед выпиской на амбулаторное лечение следует убедиться, что пациент способен самостоятельно, или с посторонней помощью, правильно изменять длины страт. Если пациент не способен самостоятельно выполнить реверс (“сгонку”) страты, он должен быть предупрежден, когда он должен будет явиться для этого к врачу.

По завершении репозиции перелома или коррекции деформации страты могут быть заменены на соединительные стержни или шарниры (рис. 4.9). В дальнейшем, для динамизации аппарата и уменьшения его габаритов, может быть выполнена модульная трансформация (рис. 4.3д, 4.5д).

#### **4.6.6. Возможные осложнения и способы их устранения**

Для аппарата Орто-СУВ характерны осложнения, присущие в целом внешней фиксации. Их профилактике и лечению посвящена специальная литература (Илизаров Г.А. с соавт., 1975, 1990; Попков А.В., 1991, 1994; Соломин Л.Н., 2005). Следует обратить особое внимание на стабильную фиксацию каждого костного фрагмента модулями аппарата, ибо в основном от этого зависит совпадение позиции, которое реально занимает перемещаемый фрагмент после коррекции деформации, с расположением красной скиаграммы.

Специфичные проблемы могут возникнуть в связи с некорректным использованием металлоконструкции и компьютерной программы.

1. Во время сборки аппарата не было использовано “Правило часов”. Должен быть выполнен ремонт страт. Альтернативой является выполнение расчетов по перевернутой рентгенограмме (рис. 4.25). Таким образом, дистальный фрагмент становится базовым, проксимальным, а проксимальный – мобильным.

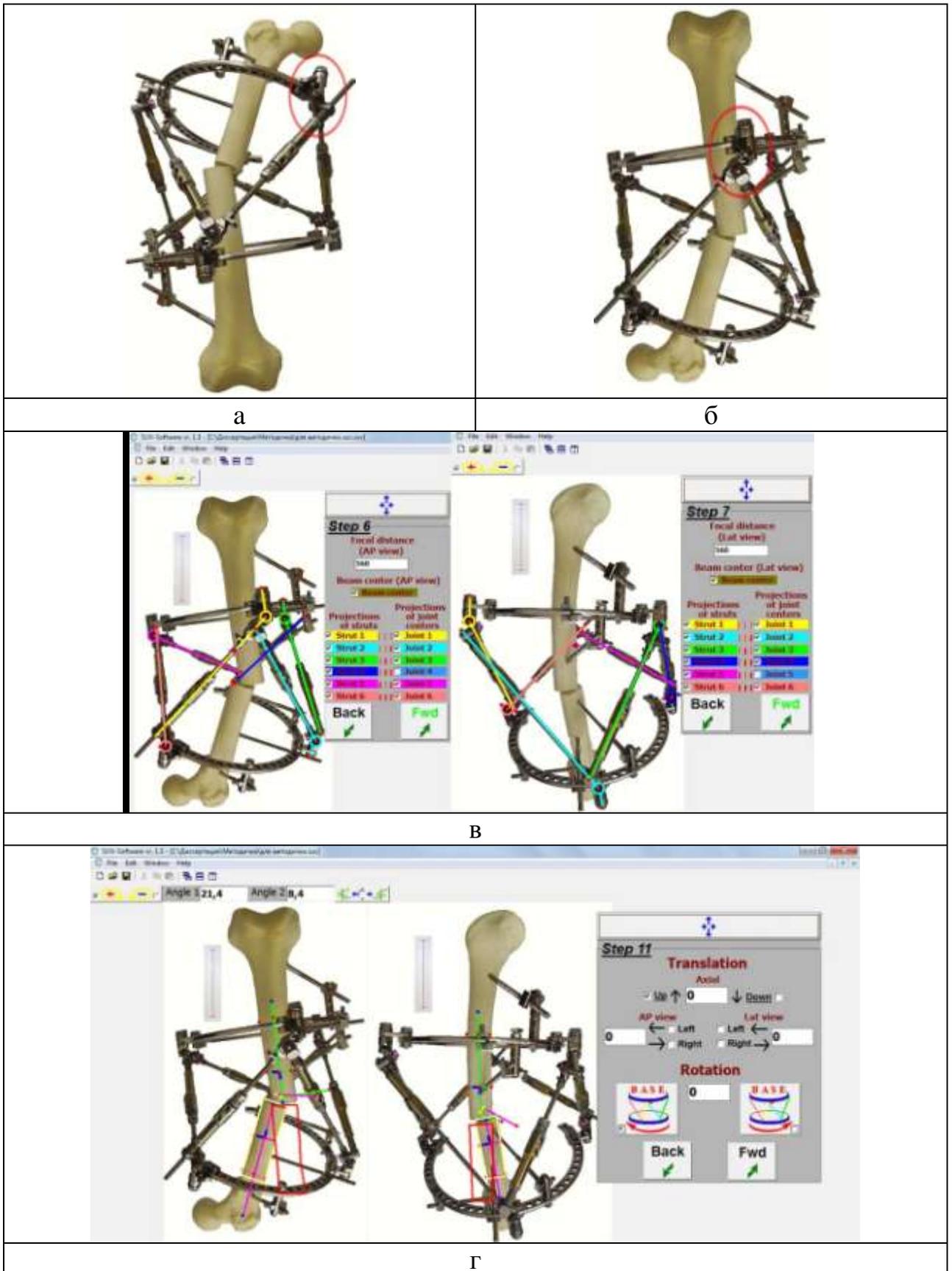


Рис. 4.25. Если во время сборки страт правило часов было забыто: а – некорректная сборка аппарата; б – после того, как аппарат перевернут, правило часов “работает”; в,г – при работе с программой дистальный фрагмент становится базовым, проксимальным, а проксимальный – мобильным

2. Во время коррекции деформации страта стала давить на мягкие ткани (рис. 4.26). Для того чтобы предотвратить это осложнение, следует представлять в каком направлении будут двигаться дистальный модуль и, соответственно, страты. Если угроза такого осложнения имеется, следует использовать опоры бóльшего диаметра и(или) для фиксации страты использовать Z-образные пластики. При наличии осложнения аппарат подлежит частичному ремонту. Если коррекция деформации не была завершена, потребуются повторное рентгенологическое исследование и расчет в программе.



Рис. 4.26. Осложнение вследствие некорректного монтажа аппарата: страта стала давить на мягкие ткани

3. Длина резьбового стержня страты закончилась до того, как завершена коррекция деформации. Профилактикой является использование резьбовых стержней должного типоразмера. При возникновении данной ситуации аппарат следует стабилизировать установкой двух-трех шарниров, после чего снять страту с коротким резьбовым стержнем. Этапы замены резьбового стержня показаны на рис. 4.27.

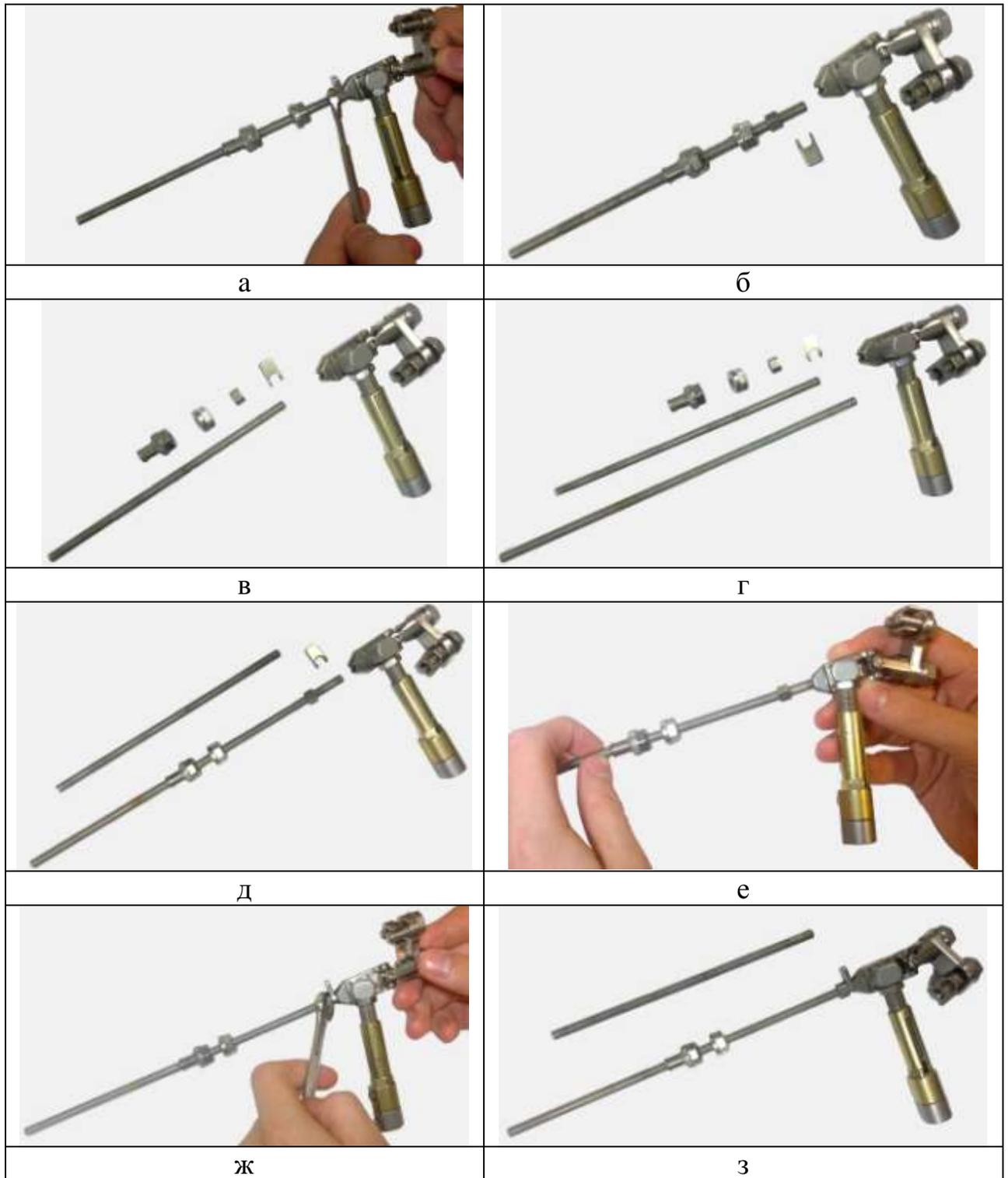


Рис. 4.27. Замена резьбового стержня страты: а – ослабление контргайки; б – отсоединение резьбового стержня; в – свинчивание с резьбового стержня резьбовой муфты, обеих контргаек, крючка; г – подбор резьбового стержня необходимого размера. е – навинчивание на выбранный стержень резьбовой муфты, обеих контргаек, крючка; д – присоединение стержня к хвостовику кардана; е – фиксация резьбового стержня на хвостовике кардана при помощи резьбовой муфты; ж – окончательный вид

4. После завершения Шага 7 красные линии, построенные программой, не совпадают с проекциями страт. Имеется *только две причины* (или их комбинация) для возникновения подобной ситуации:

- некорректная сборка аппарата, т.е. игнорирование “Правила логотипа” и(или) “Правила часов”.

- хотя бы одно из данных было введено в программу некорректно. Наиболее часто это ошибка в измерениях длин треугольников на мобильной опоре (стороны “перепутаны”), введение данных в см (надо – в мм), некорректное масштабирование, неправильное обозначение карданов.

За 7 лет применения Орто-СУВ мы имели лишь одно казуистическое исключение, когда аппарат был собран корректно, все измерения были точны, но, несмотря на повторные проверки разными людьми, красные линии оказывались за пределами страт. Оказалось, что в компьютерную программу были ошибочно введены рентгенограммы другого пациента со схожей деформацией.

5. После попытки перехода на очередной шаг появляется диалоговое окно “failure to make navigation”. Ситуация возникает, как правило, при “хаотичном” использовании программы: повторном возвращении на предыдущие шаги с изменением вводимых данных. Следует сохранить файл и перезагрузить программу.

6. При попытке открыть SUV-файл, используя любой из браузеров, этого не происходит. Это особенность программы. Необходимо открыть SUV-программу и уже из нее, используя стандартные клавиши, открыть файл.

Если при работе с программой возникли осложнения, которые не могли быть объяснены данным методическим пособием, необходимо сохранить случай на момент возникновения ошибки, *архивировать* папку, содержащую данный случай (файл, созданный программой “\*\*.\*.suv”, прямая и боковая рентгенограммы) (рис. 4.10) и выслать ее на адрес электронной почты [orthosuv@gmail.com](mailto:orthosuv@gmail.com). В сопроводительном письме следует подробно описать возникшую трудность.

В заключение необходимо сказать о следующем. В последние годы достаточно популярной альтернативой периоду фиксации в аппарате является смена внешней фиксации на внутреннюю (Paley D. et al., 1997; Kocaoglu M. et al., 2004; Chang-Wug Oh. et al., 2007; Rozbruch S.R., 2008). Метод имеет как положительные, так и отрицательные стороны, свои показания и противопоказания, особенности оснащения и техники выполнения (Kocaoglu M. et al., 2004; Rozbruch S.R., 2008). При этом практически ни по одному из перечисленных пунктов не имеется однозначного мнения. Именно поэтому наш предварительный опыт в этом поле не нашел отражения в настоящей диссертации. По нашему мнению этапному применению аппарата Орто-СУВ и внутренней фиксации должно быть посвящено специальное исследование.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

До настоящего времени чрескостный остеосинтез остается основным методом лечения многоплоскостных деформаций длинных костей сочетающихся с укорочением конечности (Илизаров Г.А. с соавт., 1991; Барабаш А.П., 1995; Шевцов В.И. с соавт., 2003; Оганесян О.В., 2004; Franchin F. et al., 1994; Tetsworth K.D. et al., 1994; Hasler C.C. et al., 2012). Аппарат Илизарова общепризнан наиболее эффективным для этой цели. Известно, что коррекция в аппарате Илизарова осуществляется при помощи унифицированных репозиционных узлов, предназначенных для устранения одного, максимум двух компонентов деформации (рис. 1.6, 1.8). Поэтому в ходе коррекции многоплоскостных многокомпонентных деформаций требуются ремонты аппарата для замены унифицированных репозиционных узлов, что требует достаточно больших трудозатрат. Кроме этого, такие особенности аппарата Илизарова, как заданное расстояние между отверстиями в кольцах, консольных приставках, пластинках, а также необходимость строгого соблюдения перпендикулярной ориентации базового и перемещаемого модулей относительно анатомических или механических осей костных фрагментов во фронтальной и сагиттальной плоскостях создают объективные трудности при его использовании.

Современная альтернатива аппарату Илизарова – это *гексаподы*, инновационные чрескостные аппараты, работающие на основе пассивной компьютерной навигации. Представителем данной группы аппаратов является российский аппарат Орто-СУВ. Аппарат состоит из двух опор, соединенных шестью стержнями оригинальной конструкции которые называют стратами. В совокупности шесть страт образуют *универсальный репозиционный узел*, сочетающий в себе функции всех унифицированных узлов. Такая конструкция позволяет устранять многоплоскостные деформации одновременно в трех плоскостях по кратчайшей, «интегральной» траектории и в один этап. При этом на протяжении коррекции не требуются ремонты аппарата, а ее математическая точность обеспечивается использованием специальной компьютерной программы.

Благодаря инновациям аппарат Орто-СУВ превосходит зарубежные аналоги по ряду конструктивных особенностей, репозиционным возможностям, имеет усовершенствованное программное обеспечение (Соломин Л.Н. с соавт., 2009; Виленский В.А., 2009). Аппарат Орто-СУВ успешно апробирован в клинической практике. Доказана принципиальная возможность применения аппарата Орто-СУВ для лечения широкого спектра травматологической и ортопедической патологии: переломов и деформаций длинных костей; сложных деформаций стопы; контрактур, вывихов и подвывихов локтевого, коленного и голеностопного суставов (Виленский В.А., 2009; Соломин Л.Н. с соавт., 2009). Однако следует признать, что до настоящего времени не разработано технологий эффективного применения аппарата Орто-СУВ для лечения деформаций отдельных сегментов скелета. В частности для бедренной кости не определены оптимальные компоновки аппарата Орто-СУВ для коррекции деформаций различных ее отделов. Не изучены особенности использования инструментов программы для планирования коррекции деформаций в сложных случаях. Помимо этого пока не проводились сравнительные клинические исследования, позволяющие детально изучить преимущества и недостатки аппарата Орто-СУВ в сравнении с применением аппарата Илизарова. Таким образом, можно считать, что существует объективная необходимость разработки технологии использования аппарата Орто-СУВ для повышения эффективности лечения пациентов с деформациями бедренной кости. Это и явилось целью настоящего исследования.

Для достижения данной цели нами было выполнено экспериментально-клиническое исследование, состоящее из экспериментальной, анатомической и клинической частей. В экспериментальной части работы мы изучили, как изменяются возможности аппарата Орто-СУВ по перемещению костных фрагментов бедренной кости при изменении позиций фиксации страт на опорах и расстояния между опорами аппарата. Дополнительно изучили насколько увеличиваются возможности перемещения костных фрагментов при использовании для фиксации страт Z-образных платиков. Отличием данного

исследования, от проведенных ранее было то, что репозиционные возможности аппарата Орто-СУВ изучались с учетом мягких тканей конкретного сегмента, а именно бедра. Эксперименты выполнялись на разных компоновках аппарата Орто-СУВ, собранных на пластиковых бедренных костях. Мягкие ткани моделировали при помощи полимерных дисков (рис. 2.7). Были изучены 12 моделей аппарата Орто-СУВ для проксимальной трети бедра, 13 моделей для средней трети и 14 моделей для нижней трети. Для получения статистически значимых данных было проведено по 30 экспериментов на каждой из моделей. Полученные результаты позволили определить оптимальные компоновки аппарата Орто-СУВ для коррекции деформаций имеющих вершину на уровне проксимальной трети, средней трети и дистальной трети диафиза бедренной кости. Данные компоновки имеют максимальные возможности перемещения костных фрагментов из всех изученных вариантов и позволяют устранить все компоненты сложных многоплоскостных многокомпонентных деформаций (рис. 3.8, 3.16 и 3.24). Разработана модульная трансформация компоновок позволяющая уменьшать габариты аппарата в периоде фиксации по мере оссификации дистракционного регенерата, тем самым повышая комфортность лечения для пациентов. На разработанные компоновки получены патенты РФ на изобретения (№№2471447 и 2448663).

Следующим этапом была исследована жесткость фиксации костных фрагментов бедренной кости разработанными компоновками аппарата Орто-СУВ. Для этого использовали медицинскую технологию № ФС-2005/021 «Метод исследования жесткости чрескостного остеосинтеза при планировании операций» (Корнилов Н.В. с соавт., 2005). Результаты показали, что жесткость остеосинтеза, обеспечиваемая разработанными компоновками, превосходят показатели классических компоновок аппарата Илизарова, которые применяются в аналогичных ситуациях, для различных нагрузок от 1,2 до 38,5 раз (табл. 3.4, 3.8 и 3.12).

*Клиническая часть* исследования включала сравнительный анализ 132 случаев коррекции деформаций бедренной кости выполненных у 127 пациентов в

РНИИТО им. Р.Р. Вредена с 2000г. по 2012г. У всех пациентов, включенных в данное исследование, имелись показания для коррекции деформации во времени. Контрольную группу составили 80 пациентов, пролеченных с использованием аппарата Илизарова на основе унифицированных репозиционных узлов («Илизаровских» шарниров). Исследуемую группу составили 52 пациента, пролеченных с применением разработанных компоновок аппарата Орто-СУВ. Результаты сравнительного анализа сроков лечения показали, что время, необходимое для устранения деформации бедренной кости средней степени сложности в аппарате Орто-СУВ в среднем в 1,8 раза меньше ( $p < 0,05$ ), чем при использовании аппарата Илизарова (табл. 4.3). Для сложных деформаций время коррекции в аппарате Орто-СУВ было в среднем в 2,2 раз меньше ( $p < 0,05$ ). При простых деформациях значимой разницы в сроках коррекции между группами мы не выявили ( $p < 0,05$ ). Соответственно и общий срок внешней фиксации в исследуемой группе был меньше (табл. 4.3). Эти данные были использованы для обоснования показаний к использованию компьютерной навигации при лечении пациентов с деформациями бедренной кости разной степени сложности.

В дополнение к этому был проведен сравнительный анализ точности коррекции деформаций бедренной кости с использованием показателей основных референтных линий и углов бедренной кости и девиации механической оси нижней конечности измеренных до лечения и после снятия аппарата, а также анализ остаточной деформации после снятия аппарата. Полученные результаты показали, что точная коррекция деформаций и полное отсутствие остаточной деформации при использовании аппарата Орто-СУВ (90,4%) были достигнуты в большем проценте случаев ( $p < 0,05$ ), чем при использовании унифицированных репозиционных узлов аппарата Илизарова (58,8%). При анализе точности коррекции в подгруппах по степени сложности деформаций было установлено, что точность коррекции деформаций средней степени сложности (АИ - 60,5%; Орто-СУВ - 92,8%) и сложных деформаций (АИ - 17,6%; Орто-СУВ - 82,4%) в исследуемой группе выше чем в контрольной группе ( $p < 0,05$ ). Точность коррекции простых деформаций в исследуемой (100%) и контрольной группах

(84,0%) значимо не отличалась ( $p>0,05$ ). Эти данные также были использованы при разработке показаний к использованию компьютерной навигации при лечении пациентов с деформациями бедренной кости разной степени сложности.

Формально отсутствие во всех случаях точной коррекции деформаций аппаратом Илизарова можно было бы объяснить некорректным его применением. Однако имеются технические особенности аппарата Илизарова и его наложения, объективно снижающие возможность точной коррекции деформации. Как уже говорилось выше, это заданное расстояние между отверстиями в кольцах, консольных приставках, пластинках; объективные сложности в установке репозиционных узлов и обеспечении строго перпендикулярной ориентации базового и перемещаемого модулей относительно анатомических или механических осей костных фрагментов во фронтальной и сагиттальной плоскостях. Значительно усложняют коррекцию наличие торсионного компонента деформации, второго уровня деформации, объективные сложности при нахождении анатомических или анатомических осей «коротких» фрагментов, например, вследствие невозможности точно определить линию сустава.

В целом же наши данные коррелируются с аналогичными сравнительными исследованиями других авторов (Manner H.M. et al, 2007; Dammerer D. et al., 2011; Egen I. et al., 2013). Почему же в таком случае при использовании гексаподов, в том числе аппарата Орто-СУВ, точность коррекции деформаций немногим больше 90%? Исследователи объясняют это развитием вторичной (возникающей во время коррекции «основных» компонентов) деформации в процессе лечения (Manner H.M. et al, 2007; Marangoz S. et. al., 2008; Dammerer D. et al., 2011).

В нашем исследовании при сравнении значений мЛДБУ, полученных после завершения коррекции деформации и после демонтажа аппарата в исследуемой группе пациентов, мы установили, что у 12 (23%) пациентов эти значения отличались на 1-2°. Такое незначительное различие в значениях мы связываем с разной установкой пациентов при выполнении телерентгенограмм и погрешностями возникающими при склеивании 3-х рентгенограмм 30x40 см. У 3 (5,8%) пациентов мы установили разницу в 3°, у 1 (1,9%) пациента в 4° и 1 (1,9%)

одного в  $5^\circ$ . Такую разницу в значении углов можно объяснить как погрешностями, связанными с выполнением телерентгенограмм, так и частичной потерей коррекции в периоде фиксации связанной с деформацией или «проседанием» дистракционного регенерата. На основе нашего опыта мы полагаем, что большое значение имеет стандартизация выполнения телерентгенограмм. Даже минимальная ротация вызывает изменение величин механических углов. Таким образом, решением этой проблемы может стать лишь 3D обследование на основе КТ или иных технологий. Для предотвращения потери коррекции («проседания» регенерата) в периоде фиксации необходим строгий контроль величины нагрузки на оперированную конечность и стабильности аппарата внешней фиксации.

При сравнении значений мЛДБУ, полученных после демонтажа аппарата, а также через 6 и 12 месяцев после демонтажа, мы установили, что только у 3 (5,8%) пациентов эти значения отличались на  $2^\circ$  и у 1 (1,9%) на  $3^\circ$ . Это говорит о том, что уже перестроившийся дистракционный регенерат, после вовремя выполненного демонтажа аппарата, не претерпевает значительной деформации.

Общее количество осложнений в исследуемой группе пациентов по сравнению с контрольной группой было в 1,3 раза меньше: 71,0% и 95,0% соответственно ( $p < 0,05$ ). Проведенный согласно классификации J.Caton (1991) анализ осложнений показал, что в основном данная разница обусловлена количеством осложнений I и II категории (табл. 4.12). Это можно объяснить сокращением сроков периода коррекции и периода фиксации в исследуемой группе. Количество тяжелых осложнений III категории в обеих группах было одинаковым (табл. 4.12).

Оценка функциональных результатов лечения, проведенная с использованием шкалы SF-36 и шкалы LEFS на сроках 6 и 12 месяцев после снятия аппарата, значимых различий между группами не выявила (табл. 4.9; табл. 4.10; табл. 4.11). Из чего можно заключить, что на функциональный результат лечения в исследуемые сроки влияет только тяжесть патологии, а не используемый при лечении аппарат внешней фиксации.

Таким образом, клиническая часть исследования объективно подтвердила клиническую эффективность аппарата Орто-СУВ в сравнении с аппаратом Илизарова при лечении деформаций бедренной кости.

Вышеназванные экспериментальные исследования, а также опыт клинического применения аппарата Орто-СУВ, лег в основу рекомендаций по дальнейшему улучшению данной технологии. Мы уточнили основные *показания* к применению аппарата Орто-СУВ при патологии бедренной кости:

1. Врожденные и приобретенные сложные деформации бедренной кости и деформации средней степени сложности.
2. Срастающиеся при неправильном положении костных фрагментов, замедленно срастающиеся переломы, ложные суставы, сопровождающиеся сложными деформациями сегмента и деформациями средней сложности.
3. Диафизарные и метадиафизарные переломы бедренной кости (при наличии противопоказаний к внутренней фиксации).

Наиболее обосновано применение аппарата Орто-СУВ в тех случаях, когда выполнение одномоментной коррекции и внутренней фиксации невозможно или нецелесообразно при сложных деформациях, деформациях средней степени сложности.

*Противопоказания* в целом идентичны противопоказаниям к применению чрескостного остеосинтеза в целом. Необходимо подчеркнуть, что нередко абсолютные противопоказания или показания для применения чрескостного остеосинтеза отсутствуют, т.е. имеется обоснованный выбор между внутренней и внешней фиксацией. В подобных случаях чрескостный остеосинтез (в т.ч. аппаратом Орто-СУВ) должен применяться, когда в конкретных условиях клиники он обеспечит результат лечения лучше (по крайней мере, не хуже), чем при применении аппарата Илизарова или внутренней фиксации, а угроза тяжелых осложнений ниже. Среди “конкретных условий клиники” в первую очередь должны учитываться опыт и умение применения внешней фиксации, оснащение, условия для ведения послеоперационного периода.

Предоперационная подготовка в целом не отличается от разработанной в РНЦ «ВТО» имени акад. Г.А. Илизарова для чрескостного остеосинтеза бедренной кости (Илизаров Г.А. с соавт., 1975, 1979, 1990; Попков А.В. 1994), гибридного остеосинтеза (Соломин Л.Н., 2005; Андрианов М.В., 2007; Solomin L.N., 2012).

После наложения аппарата и выполнения телерентгенограмм, приступают к работе с компьютерной программой. Большинство шагов проходятся стандартно, в соответствии с медицинской технологией ФС№2009/397 «Использование чрескостного аппарата на основе компьютерной навигации при лечении пациентов с переломами и деформациями длинных трубчатых костей» (Соломин Л.Н. с соавт., 2010). При прохождении Шага 6 следует обратить внимание на правильность измерения фокусного расстояния. Если для масштабирования используется рентгенконтрастная линейка, то фокусное расстояние измеряют от анода до линейки. Ошибкой является измерение от анода до центра кости, равно как и расположение рентгенконтрастной линейки на уровне кости (рис. 4.7).

На Шаге 9, если имеется торсионный компонент деформации или невозможно точно определить линии суставов, во фронтальной плоскости следует использовать анатомические оси. В сагиттальной плоскости использование анатомических осей является правилом. Для этого используют центраторы осевых линий или, при короткой длине костного фрагмента, - стандартную технику на основе “синего угла” (глава 4, рис. 4.11). Если между костными фрагментами имеется некоторое расстояние (диастаз), например, дистракционный регенерат, точки указателей границ костных фрагментов необходимо размещать на уровне дистальной границы проксимального фрагмента (глава 4, рис. 4.12). Если этого не сделать, программа рассчитает сближение фрагментов до контакта.

На Шаге 11, при коррекции финального положения мобильного фрагмента, нельзя допускать “спрямления” физиологической кривизны бедренной кости в сагиттальной плоскости (глава 4, рис. 4.14). Особенностью программы является то, что она располагает ось дистального фрагмента, как “однолинейное” продолжение оси проксимального фрагмента (глава 4, рис. 4.14а). На основании результатов анатомической части исследования нами получены предварительные

данные о референтных линиях бедренной кости в сагиттальной плоскости, позволяющие сохранять или восстанавливать физиологическую кривизну бедренной кости. Для этого нами были изучены референтные линии в сагиттальной плоскости 30 бедренных костей взрослых людей обоего пола в возрасте от 21 до 56 лет (табл. 3.13; рис. 3.26). Эти данные показывают, под каким углом следует располагать дистальный костный фрагмент по отношению к проксимальному используя на Шаге 11 опцию “ангуляция” (рис. 4.14б).

В ряде случаев (“свежие” переломы, переломы, срастающиеся при неправильном положении костных фрагментов, ложные суставы) проксимальная граница дистального фрагмента расположена выше дистальной границы проксимального фрагмента, т.е. имеется “захождение” дистального фрагмента за проксимальный. Установка красной скиаграммы в должное место при работе с аппаратом приведет к сцеплению фрагментов, т.к. программа рассчитывает перемещение мобильного фрагмента *по кратчайшему расстоянию* – “напрямую” (рис. 4.15). Для того чтобы избежать этого, репозицию следует осуществлять в два этапа: сначала только дистракция до создания диастаза 3-4 мм между фрагментами, а затем, используя повторный расчет – окончательная коррекция (рис. 4.15). Необходимо помнить о том, что в реальной практике позиция дистального фрагмента после репозиции не будет идеально соответствовать положению красной скиаграммы. Это происходит ввиду прогиба чрескостных элементов. Поэтому во всех случаях следует создавать на 3-4 мм “избыточный” диастаз, для того, чтобы избежать сцепления костных фрагментов.

Принципы ведения *послеоперационного периода* достаточно стандартны для внешней фиксации и изложены в специальной литературе (Илизаров Г.А. с соавт., 1975; 1977; Соломин Л.Н., 2005). Перед выпиской на амбулаторное лечение следует убедиться, что пациент способен самостоятельно, или с посторонней помощью, правильно изменять длины страт. Если пациент не способен самостоятельно выполнить реверс (“сгонку”) страты, он должен быть предупрежден, когда он должен будет явиться для этого к врачу.

По завершении репозиции перелома или коррекции деформации страты могут быть заменены на соединительные стержни или шарниры (рис. 4.5). В дальнейшем, для динамизации аппарата и уменьшения его габаритов, выполняют модульную трансформацию (рис. 4.21г, 4.22е, 4.23д, 4.24д и 4.25д).

Специфичные для применения аппарата Орто-СУВ проблемы могут возникнуть в связи с некорректным использованием металлоконструкции и компьютерной программы:

1. Во время сборки аппарата не было использовано “Правило часов”. Должен быть выполнен ремонт страт. Альтернативой является выполнение расчетов по перевернутой рентгенограмме (рис. 4.27). Таким образом, дистальный фрагмент становится базовым, проксимальным, а проксимальный – мобильным;

2. Во время коррекции деформации страта стала давить на мягкие ткани (глава 4, рис. 4.28). Для того чтобы предотвратить это осложнение, следует представлять в каком направлении будут двигаться дистальный модуль и, соответственно, страты. Если угроза такого осложнения имеется, следует использовать опоры бóльшего диаметра и(или) для фиксации страты использовать Z-образные пластики. При наличии осложнения аппарат подлежит частичному ремонту. Если коррекция деформации не была завершена, потребуются повторные рентгенологическое исследование и расчет в программе;

3. Длина резьбового стержня страты закончилась до того, как завершена коррекция деформации. Профилактикой является использование резьбовых стержней должного типоразмера. При возникновении данной ситуации аппарат следует стабилизировать установкой двух-трех шарниров, после чего заменить резьбовой стержень в страте (глава 4, рис. 4.29);

4. После завершения Шага 7 красные линии, построенные программой, не совпадают с проекциями страт. Имеется *только две причины* (или их комбинация) для возникновения подобной ситуации. Первая – это некорректная сборка аппарата, т.е. игнорирование “Правила логотипа” и(или) “Правила часов”. Вторая причина - хотя бы одно из данных было введено в программу некорректно. Наиболее часто это ошибка в измерениях длин треугольников на мобильной

опоре (стороны “перепутаны”), введение данных в см (надо – в мм), некорректное масштабирование, неправильное обозначение карданов.

Из проведенного нами экспериментального и сравнительного клинического исследования следует, что разработанная технология применения аппарата Орто-СУВ для лечения деформаций бедренной кости на основе оптимальных компоновок для разных уровней бедренной кости позволяет значительно сократить время коррекции средних и сложных деформаций и имеет точность коррекции, превосходящую точность, обеспечиваемую аппаратом Илизарова. Общее количество типичных для чрескостного остеосинтеза осложнений достоверно сократилось на 24,0%. Специфичных для чрескостного аппарата с компьютерной навигацией осложнений мы не наблюдали.

Для дальнейшего развития технологии лечения деформаций бедренной кости, мы считаем необходимым разработать способы и методику смены аппарата Орто-СУВ на погружной фиксатор (интрамедуллярный стержень, пластину) на период фиксации. Это, по нашему мнению, позволит дополнительно сократить количество осложнений, связанных с наличием внешнего фиксатора, предотвратить развитие вторичных деформаций и переломов регенерата и значительно повысит комфортность лечения.

## ВЫВОДЫ

1. Разработанные компоновки аппарата Орто-СУВ для коррекции деформаций проксимальной (Патент РФ №2471447), средней и дистальной (Патент РФ №2448663) третьей бедренной кости имеют максимальные возможности перемещения костных фрагментов среди всех изученных вариантов. Жесткость остеосинтеза разработанных компоновок выше показателей жесткости, обеспечиваемой в аналогичных случаях аппаратом Илизарова, в среднем от 1,2 до 2,3 раза при продольной нагрузке, от 1,2 до 38,5 раза во фронтальной плоскости, от 1,5 до 2,1 раза в горизонтальной плоскости.

2. Оптимизированное использование инструментов компьютерной программы позволяет избегать спрямления анатомической оси бедренной кости в сагиттальной плоскости, избегать столкновения костных фрагментов при их исходном захождении друг за друга и уменьшения длины distractionного регенерата.

3. Применение разработанных компоновок аппарата Орто-СУВ достоверно сокращает время коррекции деформаций бедренной кости средней степени сложности в 1,8 раза ( $p < 0,05$ ), сложных деформаций в 2,2 раза ( $p < 0,05$ ) и тем самым сокращает общий срок остеосинтеза. В сравнении с аппаратом Илизарова аппарат Орто-СУВ достоверно повышает точность коррекции сложных деформаций бедренной кости в 1,5 раза ( $p < 0,05$ ), а деформаций средней степени сложности - в 4,7 раза ( $p < 0,05$ ).

4. Функциональные результаты лечения пациентов аппаратом Орто-СУВ, определенные согласно опроснику SF-36 и шкале LEFS в сроки 6 и 12 месяцев после демонтажа аппарата, значимо не отличаются от функциональных результатов лечения в контрольной группе ( $p > 0,05$ ). При использовании аппарата Орто-СУВ общее количество осложнений достоверно уменьшилось на 24,0% ( $p < 0,05$ ). Специфических для компьютерной навигации осложнений не было.

5. Применение аппарата Орто-СУВ наиболее обосновано при лечении сложных деформаций и деформаций средней степени сложности так как позволяет избежать необходимости частичных перемонтажей аппарата, уменьшить время коррекции и общего срока остеосинтеза, повысить точность коррекции. Применение аппарата Илизарова целесообразно при простых деформациях и является методом выбора при лечении деформаций средней степени сложности.

## ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. Прежде чем начать использовать аппарат Орто-СУВ, необходимо иметь достаточную теоретическую и практическую подготовку по использованию внешней фиксации. После этого должен быть пройден базовый курс по коррекции деформаций длинных костей. В частности, пользователь должен уметь обеспечить стабильную фиксацию каждого из костных фрагментов на основе чрескостных элементов, вводимых в “Рекомендуемые Позиции”, определять вершину деформации на основе правильного нахождения анатомических и механических осей.

2. Стандартный набор Орто-СУВ включает шесть страт стандартного типоразмера, шесть прямых платиков, три Z-образных платика. Для более свободного использования аппарата Орто-СУВ при часто встречаемых клинических ситуациях, необходимо иметь не менее трех узлов изменения длин страт короткого типоразмера, по 3 резьбовых стержня короткого и длинного типоразмеров. Указанный расширенный набор позволяет, как показывает наш опыт, выполнить 1-3 деформации в месяц. Если поток больных с рассматриваемой патологией больше, соответственно, необходимо иметь большее количество комплектов.

3. При расчете коррекции деформации во фронтальной плоскости на двух уровнях вследствие того, что точно определить механическую ось промежуточного фрагмента невозможно, следует использовать анатомические оси проксимального, промежуточного и дистального костных фрагментов. Промежуточный фрагмент «подводят» под проксимальный, а дистальный – под промежуточный. Так как программа не предусматривает возможности расчетов двухуровневых деформаций, выполняют два отдельных расчета.

4. При наличии торсионного компонента деформации первоначально необходимо устранить торсию бедренной кости, а затем оставшуюся угловую деформацию.

5. Обучающие видеоролики по использованию аппарата Орто-СУВ для коррекции деформаций бедренной кости можно найти в сети интернет по ссылке: [http://www.youtube.com/channel/UCsgR4QsuTPhH-gzk9G4FG\\_Q](http://www.youtube.com/channel/UCsgR4QsuTPhH-gzk9G4FG_Q)

**СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ**

аЗДБУ – анатомический задний дистальный бедренный угол

ДМО – девиация механической оси

ЛФК – лечебная физкультура

мЛДБУ – механический латеральный дистальный бедренный угол

мЛПрБУ – механический латеральный проксимальный бедренный угол

МТ – модульная трансформация

МУОЧО – метод унифицированного обозначения чрескостного остеосинтеза

РЛУ – референтные линии и углы

ЭОП – электронно-оптический преобразователь

TSF – аппарат Taylor Spatial Frame

ИНА – аппарат Pizarov Hexapod Apparatus

**СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ**

1. Андрианов, М.В. Комбинированный чрескостный остеосинтез при диафизарных переломах бедренной кости и их последствиях : автореф. дис. ... канд. мед. наук / Андрианов Максим Васильевич. – СПб., 2007. – 22 с.
2. Аранович, А.М. Усовершенствованная методика билокального distractionного остеосинтеза бедра у пациентов с ахондроплазией / А. М. Аранович, О. В. Климов, К. И. Новиков, Е. В. Диндиберя // Гений ортопедии. – 2005. - № 1. - С. 38-42.
3. Баиндурашвили А.Г., Кенис В.М., Чухраева И.Ю. К вопросу о ранней диагностике патологии опорно-двигательной системы у новорожденных детей / А.Г. Баиндурашвили, В.М. Кенис, И.Ю. Чухраева // Травматология и ортопедия России. – 2009. - №3(53). – С. 108-110.
4. Белова, А.Н. Шкалы, тесты и опросники в медицинской реабилитации // Руководство для врачей и научных работников / Под ред. А.Н. Беловой, О.Н. Шепетовой.- М.: Антидор, 2002.- 440 с.
5. Бескровное лечение ложных суставов бедра (компрессионно-distractionный остеосинтез аппаратом Илизарова): методические рекомендации / сост. Г.А. Илизаров, В.Д. Макушин, Л.М. Куфтырев. – Курган, 1975 г.- 21 с.
6. Боровиков В. П., "STATISTICA: искусство анализа данных на компьютере. Для профессионалов". - СПб.: "Питер", 2001. - 656 с.
7. Буравцов, П.П. Тактика лечения больных с укорочением бедра и вывихом надколенника / П.П. Буравцов // Гений ортопедии. – 2005. - № 2. С. 72-74.
8. Бухарев, Э.В. Оптимизация формирования distractionного регенерата при удлинении нижних конечностей у детей: дис. ... канд. мед. наук / Бухарев Эдгар Валентинович. – СПб., 2011. – 196 с.
9. Варфоломеев, А.П. Оперативное лечение больных с ложными суставами и неправильно сросшимися переломами бедренной кости, сочетающимися с контрактурами коленного сустава : дис. ... канд. мед. наук / Варфоломеев А.П.. – Л., 1992. – 227 с.

10. Васильева, Л.Ф. Мануальная диагностика и терапия (клиническая биомеханика и патобиомеханика) : рук. для врачей / Л. Ф. Васильева. – СПб. : Фолиант, 2001. – 400 с.
11. Виленский, В.А. Разработка основ новой технологии лечения пациентов с диафизарными повреждениями длинных костей на базе чрескостного аппарата со свойствами пассивной компьютерной навигации: дис. ... канд. мед. наук / Виленский Виктор Александрович. – СПб., 2009. – 284 с.
12. Волков, М.В. Восстановление формы и функции суставов и костей (аппаратами авторов) / М.В. Волков, О.В. Оганесян. – М. : Медицина, 1986. – 256 с.
13. Волков, М.В. Лечение переломов и ложных суставов крупных костей с помощью репозиционного аппарата Волкова-Оганесяна / М.В. Волков, О.В. Оганесян // Хирургия. – 1984. – № 1. – С. 28–33.
14. Гайко, Г.В. Реконструктивно-восстановительные операции в области коленного сустава после гематогенного остеомиелита у детей и подростков / Г.В. Гайко // Ортопед. травматол. – 1983. - №3. – С. 18-21.
15. Гильмутдинов, М.Р., Ахтямов И.Ф., Скворцов А.П., Гребнев П.Н. Ортопедические осложнения у детей, перенесших острый гематогенный метаэпифизарный остеомиелит нижних конечностей / М.Р. Гильмутдинов, И.Ф. Ахтямов, А.П. Скворцов, П.Н. Гребнев // Вестник современной клинической медицины. - 2009. - Т. 2. № 2. С. 18-20.
16. Гудушаури, О.Н. Аппарат для репозиции и фиксации длинных трубчатых костей при переломах и для удлинения / О.Н. Гудушаури // Ортопед. травматол. – 1958. – № 3. – С. 53–56.
17. Гудушаури, О.Н. Внеочаговый компрессионный остеосинтез при несросшихся переломах и ложных суставах : автореф. дис. ... д-ра мед. наук / Гудушаури О.Н. – М., 1965. – 27 с.
18. Денисов, А.С. Математическое моделирование нагруженности коленного сустава и прогнозирование результата оперативного лечения / А.С.

Денисов, Н.М. Белокрылов, В.М. Тверье // Гений ортопедии. – 2000. - №3. – С. 39-41.

19. Диплом № 355 (СССР). Общебиологическое свойство тканей отвечать на дозированное растяжение ростом и регенерацией (эффект Илизарова) / Г.А. Илизаров.- Заявлено 25.12.1985 № ОТ.- 11271; Оpubл. 23.04.1989.- №15; Приоритет от 24.11.1970;

20. Зырянов С.Я. Коррекция деформаций одновременно всех сегментов / С.Я. Зырянов // Метод Илизарова - достижения и перспективы: Тез. докл. междунар. конференции, посвящ. памяти акад. Г.А. Илизарова. - Курган, 1993. - С. 141.

21. Зырянов С.Я. Лечение больных с множественными деформациями нижних конечностей методом чрескостного остеосинтеза: автореф. дис....д-ра мед. наук / Зырянов С.Я. – Курган, 2002. – 43 с.

22. Зырянов С.Я. Одновременное устранение деформаций всех сегментов нижней конечности / С.Я. Зырянов // Гений ортопедии. - 1995. - №1. - С. 53-58.

23. Зырянов, С.Я. Костеобразование и периферическое кровообращение при одновременной коррекции деформаций нижней конечности / С.Я. Зырянов, А.А. Свешников, Л.А. Смотров / Гений ортопедии. – 2001. - № 1. - С. 39-42.

24. Зырянов, С.Я. Одноэтапное двухстороннее устранение рекурвационных деформаций коленных суставов / С.Я. Зырянов // Гений ортопедии. – 1996. - № 4. - С. 70-72.

25. Зырянов, С.Я. Способ устранения деформации кости с множественными лоозеровскими зонами / С.Я. Зырянов // Гений ортопедии. – 2000. - № 3. - С. 99-101.

26. Илизаров, Г.А. Клинические и теоретические аспекты компрессионного и дистракционного остеосинтеза / Г.А. Илизаров // Теоретические и практические аспекты чрескостного компрессионного и дистракционного остеосинтеза : тез. докл. всесоюз. науч. практ. конф. – Курган, 1976. – С. 7–11.

27. Илизаров, Г.А. Коррекция деформаций сегментов нижней конечности с одновременным удлинением ее по Илизарову / Г.А. Илизаров, С.Я. Зырянов // Метод Илизарова: теория, эксперимент, клиника: тез. докл. юбилейной междунаро. конф. - Курган, 1991. - С. 287-289.

28. Илизаров, Г.А. Удлинение бедра с одновременным устранением деформации / Г.А. Илизаров, В.Г. Трохова // Тезисы к итоговой научной сессии институтов травматологии и ортопедии РСФСР совместно с Пленумом правления Всероссийского научно-медицинского общества травматологов и ортопедов. – Л., 1968. – С. 128-130.

29. Илизаров, Г.А. Удлинение нижних конечностей при ахондроплазии / Г.А. Илизаров, В.И. Грачева, В.А. Щуров и др. // Проблемы чрескостного остеосинтеза в ортопедии и травматологии: Сб. науч. тр. КНИИЭКОТ. - Курган, 1982. - Вып. 8. - С. 143-152.

30. Илизаров, Г.А. Чрескостный компрессионный остеосинтез аппаратом автора : дис. ...канд. (докт.) мед. наук / Г.А. Илизаров. – Пермь, 1968. – 483 с.

31. Использование чрескостного аппарата на основе компьютерной навигации при лечении пациентов с переломами и деформациями длинных трубчатых костей: мед. технология ФС№2009/397 от 10.12.2009. / сост. Л.Н. Соломин, А.И. Утехин, В.А. Виленский, П.Н. Кулеш, К.Л. Корчагин, А.Н. Иванов. – СПб, 2010. – 48с.

32. Калнберз, В.К. Компрессионно-дистракционные аппараты напряженной и жесткой систем / В.К. Калнберз. – Рига, 1981. – 67 с.

33. Калякина, В.И. Уравнивание длины нижних конечностей при больших укорочениях удлинением бедра и голени по Илизарову: Автореф. дис... канд. мед. наук / Калякина В.И. - Ленинград, 1979. - 23 с.

34. Коркин А.Я. Устранение деформаций нижних конечностей у детей с последствиями гематогенного остеомиелита: автореф. дис....к-та мед. наук / Коркин А.Я. – Курган, 2004. – 23 с.

35. Корректирующие операции при деформирующем артрозе коленного сустава: методю рекомендации / сост. О.В. Оганесян, О.А. Ушакова. – М., 1981. – 14 с.
36. Кузьменко, В.В. Высокая поперечная корректирующая остеотомия большеберцовой кости в лечении деформирующего артроза коленного сустава / В.В. Кузьменко, А.И. Городниченко // Ортопед. травматол. – 1980. - №8. - С. 61-62.
37. Ли, А.Д. Возможности чрескостного остеосинтеза по Илизарову в ликвидации укорочения у взрослых и детей / А.Д. Ли, А.В. Попков, В.И. Грачева и др. // Экспериментально-теоретические и клинические аспекты разрабатываемого в КНИИЭКОТ метода чрескостного остеосинтеза: материалы Всесоюз. симпоз. с участ. иностр. специал. - Курган, 1984. - С. 177-181.
38. Мануальная терапия, диагностика и лечение заболеваний опорно-двигательной системы: метод. рекомендации / сост. А.Б. Ситель, А.А. Скоромец, В.С. Гойденко и др. // Мануальная терапия. – 2003. –№ 4. - С. 4-21.
39. Маркс, В.О. Ортопедическая диагностика: руководство для врачей / В.О. Маркс. – Минск : Наука и техника, 1978. – 512 с.
40. Машков, В.М. Хирургическая коррекция продольного свода стопы : автореф. дис. ... канд. мед. наук / Машков В.М. – Л., 1978. – 15 с.
41. Месхи, К.Т. Анализ сроков временной нетрудоспособности больных с различной ортопедической патологией / К.Т. Месхи // Вестн. травматологии и ортопедии им. Н. Н. Приорова. - 2007. - № 4. - С. 15-18.
42. Метод исследования жесткости чрескостного остеосинтеза при планировании операций : метод. рекомендации № ФС-2005/021 / сост. : Н.В. Корнилов [и др.]. – СПб, 2005. – 21с.
43. Метод компоновок аппаратов для чрескостного остеосинтеза: медицинская технология / РНИИТО им. Р.Р.Вредена; Сост.: Л.Н. Соломин, В.А. Виленский, С.С. Торопов, С.В. Майков, К.Л. Корчагин, Е.П. Сорокин.- СПб, 2010.- 28 с.

44. Метод унифицированного обозначения чрескостного остеосинтеза длинных костей: метод. рекомендации № 2002/134 / сост. Л.Н. Соломин, Н.В. Корнилов, А.В. Войтович, В.И. Кулик, В.А. Лаврентьев. – СПб, 2004. – 21с.
45. Назаров, В.А. Биомеханические основы модульной компоновки аппаратов для чрескостного остеосинтеза длинных трубчатых костей: Автореф. дисс. ... канд. мед.наук. – СПб., 2006. – 22 с.
46. Новиков, К. И. Рентгенологические особенности формирования дистракционного регенерата при монолокальном и билокальном варианте удлинении бедра у больных ахондроплазией / К. И. Новиков, О. В. Климов, О. С. Новикова // Гений ортопедии. – 2007. - № 4. - С. 16-20.
47. Оганесян, О.В. Основы наружной чрескостной фиксации / О.В. Оганесян. – М. : Медицина, 2004. – 430 с.
48. Оперативное удлинение бедра методом Г.А. Илизарова : учебно-методические разработки / сост. : А.В. Попков. – Курган, 1994. – 23 с.
49. Оперативное удлинение нижних конечностей по Илизарову: метод. рекомендации / МЗ РСФСР; сост. : Г.А. Илизаров, А.В. Попков, А.Д. Карагодина, С.Г. Лаврентьева-Илизарова. - Курган, 1990. - 33 с.
50. Определение референтных линий и углов длинных трубчатых костей: пособие для врачей. – 2-е изд., перераб. и доп. / Л.Н. Соломин, Е.А. Щепкина, П.Н. Кулеш, В.А. Виленский, К.Л. Корчагин, П.В. Скоморошко // СПб.: РНИИТО им. Р.Р. Вредена. – 2012. – 48 с.
51. Петухова, Л.И. Остеотомия большеберцовой кости как один из методов лечения больных гонартрозом / Л.И. Петухова, Е.И. Лоцова, Л.Ш. Беркевич // Актуальные вопросы травматологии: материалы III съезда травматологов-ортопедов Прибалтийских республик.- Таллин, 1978. - С. 231-232.
52. Попков А.В. Некоторые вопросы биомеханики оперативного удлинения бедра / А.В. Попков, Д.А. Попков // Гений ортопедии. – 1997. - № 1. - С. 24-26

53. Попков, А.В. Деформации позвоночного столба при укорочении нижних конечностей и их коррекция (обзор литературы) / А. В. Попков, И. А. Меньщикова, Э. В. Ершов // Гений ортопедии. – 2006. – №2. - С. 109-114.

54. Попков, А.В. Одновременное оперативное удлинение бедра и голени по Илизарову / А.В. Попков, Г.С. Татаев // Лечение повреждений и заболеваний опорно-двигательного аппарата методом Илизарова : сб. трудов. – Казань, 1991. – С. 38-41.

55. Попков, А.В. Оперативное удлинение конечностей методом чрескостного остеосинтеза: современное состояние и перспективы / А.В. Попков // Травматология и ортопедия России. – 1994. - № 2. – С. 135-142.

56. Попков, А.В. Отличительные особенности биомеханики билокального удлинения сегментов нижних конечностей / А.В. Попков, Э.А. Гореванов, С.А. Аборин // Новые технологии в медицине: тез. докл. междунар. науч.-практ. конф. - Курган, 2000. - С. 25-26.

57. Попков, А.В. Ошибки и осложнения при оперативном удлинении нижних конечностей методом Илизарова у взрослых / А.В. Попков // Вестник хирургии. - 1991. - №1. -С.113-116.

58. Попков, А.В. Полилокальное и полисегментарное удлинение конечностей методом чрескостного остеосинтеза / А.В. Попков // Гений ортопедии. – 1996. - № 2-3. С. 54-55.

59. Попков, А.В. Функциональное состояние мышц спины и нижней конечности при деформациях позвоночного столба и одностороннем укорочении нижней конечности / А.В. Попков, И.А. Меньщикова, А.П. Шеин, Э.В. Ершов, Л.В. Мальцева // Гений ортопедии. – 2008. - №1. – С. 5-9.

60. Попков, Д.А. Современное состояние проблемы оперативного удлинения бедра (обзор литературы) / Д.А. Попков, А.В. Попков, Г.В. Данильченко, С.А. Аборин // Гений ортопедии. – 1999. – №3. – С .105 –110.

61. Раджабов, М.О. Биомеханические принципы в лечении переломов бедренной кости и их последствий / М.О. Раджабов, Р.М. Пичхадзе // Сб. тезисов

Всерос. науч.-практ. конф. посв. памяти проф. К.М. Сиваша г. Москва, 17-18 мая. 2005. – М., 2005. – С. 297 – 298.

62. Реброва О.В. Статистический анализ медицинских данных с помощью пакета программ «Статистика». – М.: Медиа Сфера, 2002. – 380 с.

63. Реутов, А.И. Клинико-биомеханическое обоснование лечения больных с укорочениями и деформациями нижних конечностей с нарушениями функции крупных суставов.: автореф. дис....д-ра мед. наук / Реутов А.И. – Курган, 2003. – 50 с.

64. Романенко, О.П. Врожденные пороки развития / О.П. Романенко, С.К. Ключева. – СПб., 2004. – 150 с.

65. Соломин, Л.Н. Исследование смещения мягких тканей, как основа для профилактики контрактур коленного сустава при чрескостном остеосинтезе бедренной кости / Л.Н. Соломин, М.В. Андрианов, В.А. Назаров, П.Н. Кулеш, Р.Е. Инюшин // Травматология и ортопедия России. – 2004. - № 2-3. – С. 8-13.

66. Соломин, Л.Н. Орто-СУВ аппарат: чрескостный аппарат, работа которого основана на компьютерной навигации / Л.Н. Соломин, В.А. Виленский, А.И. Утехин // Гений Ортопедии. – 2011. - № 2. – С. 161-169.

67. Соломин, Л.Н. Основы чрескостного остеосинтеза аппаратом Г.А. Илизарова / Л.Н. Соломин. – СПб. : Морсар АВ, 2005. – 544 с.

68. Соломин, Л.Н. Позиции для проведения чрескостных элементов // Травматология и ортопедия: руководство для врачей: в 4-х т. / Под ред. Н.В. Корнилова и Э.Г. Грязнухина. – Т. 1, гл. 5. – СПб: «Гиппократ», 2004. – С. 362-373.

69. Соломин, Л.Н. Практическая классификация деформаций длинных трубчатых костей / Л.Н. Соломин, В.А. Виленский // Травматология и ортопедия России. – 2008. - №3 (приложение) - С. 44.

70. Соломин, Л.Н. Разработка оптимальной компоновки аппарата Орто-СУВ для разработки движений в коленном суставе / Л.Н. Соломин, К.Л. Корчагин, А.И. Утехин // Травматология и ортопедия России. – 2009. - №4. - С. 21-26.

71. Соломин, Л.Н. Сравнительный анализ клинического применения гексаподов и аппарата Илизарова при коррекции деформаций длинных костей / Л.Н. Соломин, В.А. Виленский, А.И. Утехин // Тезисы докладов XIV Российского национального конгресса «Человек и его здоровье». – СПб: «Человек и его здоровье», 2009. – С. 63-64.
72. Соломин, Л.Н. 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. 5-10.
73. Соломин, Л.Н. Управляемый комбинированный остеосинтез длинных костей : разработка, обоснование, клиническое использование : автореф. дис. ... д-ра мед. наук / Соломин Л.Н. – Иркутск, 1996. – 40 с.
74. Татаев, Г.С. Оперативное одноэтапное удлинение бедра и голени по Илизарову при врожденном укорочении у детей и подростков: Автореф. дис...канд. мед. наук / Татаев Г.С. - Курган, 1993. - 23 с.
75. Татаренко, С.В. Клинико-биомеханические особенности и лечение больных с боковыми деформациями коленного сустава: автореф. дис. ... канд. мед. наук / Татаренко С.В. – Харьков, 1971. – 24с.
76. Травматизм, ортопедическая заболеваемость, состояние травматолого-ортопедической помощи населению России в 2011 году / под ред. С.П. Миронова – «Телер», Москва, 2012. – 101 с.
77. Травматология: национальное руководство / под ред. Г.П. Котельникова, С.П. Миронова. – 2-е изд., перераб. и доп. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2011. - 1104 с.
78. Трофимов, Н.П. Биомеханическое обоснование субэпифизарной корригирующей остеотомии большеберцовой кости как метода профилактики гонартроза / Н.П. Трофимов // Ортопедия травматология - 1982. - №9. - С. 39-40.
79. Чрескостный остеосинтез аппаратом Илизарова при лечении диафизарных переломов бедра: метод. рекомендации / сост. Г.А. Илизаров, А.А. Девятов, Б.К. Константинов, В.Д. Голиков. – Курган, 1977 г. – 29 с.

80. Шаповалов, В.М. Основы внутреннего остеосинтеза / В.М. Шаповалов, В.В. Хоминец, С.В. Михайлов. - Москва : ГЭОТАР-Медиа, 2009. - 240 с.
81. Шевцов, В.И. Аппарат Илизарова. Биомеханика / В.И. Шевцов, В.А. Немков, Л.В. Скляр. – Курган : Периодика, 1995. – 165 с.
82. Шевцов, В.И. Лечение ложных суставов трубчатых костей методом управляемого чрескостного остеосинтеза / В.И. Шевцов // Гений Ортопедии. – 1996. - № 4. - С. 30-34.
83. Шевцов, В.И. Оперативное удлинение нижних конечностей / В.И. Шевцов, А.В. Попков. – М. : Медицина, 1998. – 192 с.
84. Шевцов, В.И. Осложнения при удлинении бедра в высокодробном автоматическом режиме / В.И. Шевцов, А.В. Попков, Д.А. Попков // Гений ортопедии. – 1997. – № 4. – С. 24–28.
85. Шевцов, В.И. Особенности удлинения бедра у детей и подростков при ахондроплазии / В.И. Шевцов, К.И. Новиков, А.М. Аранович, Т.И. Менщикова. // Гений ортопедии. – 2002. - № 4. С. 72-74.
86. Шевцов, В.И. Ошибки и осложнения в лечении детей с последствиями рахита и витамин-д-резистентным рахитом/ В.И. Шевцов, Волчкова О.А., Гребенюк Е.Б. // Травматология и ортопедия России. – 2008. - № 3(49). - С. 58-62.
87. Шевцов, В.И. Удлинение бедра у детей и подростков с ахондроплазией / В.И. Шевцов, К.И. Новиков, А.М. Аранович, Т.И. Менщикова // Гений Ортопедии. – 2002. - № 1.- С. 7-10.
88. Шевцов, В.И. Удлинение нижних конечностей в автоматическом режиме / В.И. Шевцов, А.В. Попков, Д.А. Попков, С.О. Мурадисинов // Гений Ортопедии. - 1999. - № 3. - С. 20-24.
89. Щепкина, Е.А. Лечение диафизарных переломов бедренной кости у больных пожилого и старческого возраста : автореф. дис. ... канд. мед. наук / Щепкина Елена Андреевна. – СПб., 1997. – 17 с.

90. Юнкеров В.И., Григорьев С.Г. Математико-статистическая обработка данных медицинских исследований. Лекции для адъюнктов и аспирантов. – СПб.: ВмедА, 2005. - 266 с.
91. Aaron, A.D. Results of Wagner and Ilizarov methods of limb-lengthening / A.D. Aaron, E.D. Eilert // J Bone Joint Surg. -1996. – Vol. 78-A. – P. 20–29.
92. Abbott, L.C. The operative lengthening of the tibia and fibula / L.C. Abbott // J Bone Joint Surg. – 1927. – Vol. 9-A. P. 128-152.
93. Adili, A. Valgus high tibial osteotomy: comparison between an Ilizarov and a Coventry wedge technique for the treatment of medial compartment osteoarthritis of the knee / A. Adili, M. Bhandari, R. Giffin, C. Whately, D.C. Kwok // Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. – 2002. – Vol. 10. – P. 169–176.
94. Ali, F. Treatment of distal femoral nonunions by external fixation with simultaneous length and alignment correction / F. Ali, M. Saleh // Injury. – 2002. – Vol. 33. P. 127–134.
95. Allongement du femur chez l'enfant et l'adolescent. Etude comparative d'une serie de 82 cas / J.C. Pouliquen, S. Gorodischer, C. Verneret, L. Richard // Rev. Chir. Orthop. - 1989. -Vol.75, N4. - P.239-251.
96. Allongement femoral extemporane chez l'enfant et l'adolescent / C. Morin et al. // Rev. Chir. Orthop. - 1991.-Vol. 77, Suppl. 1.-P. 31- 80.
97. Aronson, J. Limb-lengthening, skeletal reconstruction, and bone transport with the Ilizarov method / J. Aronson // J Bone Joint Surg. – 1997. – Vol. 79(8)-A. P. 1243-1258.
98. Bar-On, E. Corrective lower limb osteotomies in children using temporary external fixation and percutaneous locking plates / E. Bar-On, T. Becker, K. Katz, S. Velkes, M. Salai, D.M. Weigl // J Child Orthop. – 2009. – Vol. 3, N 2. P. 137–143.
99. Binkley, J.A. The Lower Extremity Functional Scale (LEFS): Scale Development, Measurement Properties, and Clinical Application / J.A. Binkley, P.W. Stratford, S.A. Lott, D.L. Riddle // Physical Therapy. -1999. – Vol. 79. – P. 371-383.
100. Bonev, I. The True Origins of Parallel Robots : <http://www.parallemic.org/Reviews/Review007p.html>, January 24, 2003

101. Brouwer, G.M. Association between valgus and varus alignment and the development and progression of radiographic osteoarthritis of the knee / G.M. Brouwer, A.W. Tol, A.P. Bergink, J.N. Belo, R.M. Bernsen, M. Reijman, H.A. Pols, S.M. Bierma-Zeinstra // *Arthritis Rheum.* – 2007. – Vol.56. - P. 1204–1211.

102. Canadell, J. Prospective study of bone lengthening / J. Canadell, D. Aquerreta, F. Forriol // *J. Pediatr. Orthop.* – 1993. – Vol. 2-B, No 1. – P. 1-7.

103. Catagni, M.A. Treatment of genu varum in medial compartment osteoarthritis of the knee using the Ilizarov method / Catagni MA, Guerreschi F, Ahmad TS, Cattaneo R. // *Orthop Clin North Am.* – 1994. – Vol. 25. - P. 509–514.

104. Caton, J. Allongement progressifs: technique de H. Wagner: Traitement des inegalites de longueur des membres inferieurs et des sujets de petite taille chez l'enfant et l'adolescent: Symposium sous la direction de J. Caton (Lyon) / J. Caton // *Rev. Chir. Orthop.* - 1991. - Vol. 77, suppl. 1. - P. 44-46.

105. Caton, J. L'allongement bilatéral des membres inférieurs chez les sujets de petite taille en France. Résultats de l'enquête GEOP; notre expérience: Traitement des inegalites de longueur des membres inferieurs et des sujets de petite taille chez l'enfant et l'adolescent: Sym-posium sous la direction de J. Caton (Lyon) / J. Caton // *Rev. Chir. Orthop.* - 1991. - Vol. 77, suppl. 1. - P. 74-77.

106. Caton, J.H. Tibia lengthening complications after Ilizarov technique a comparative study between leg length inequality and short stature / J.H. Caton et al. // *SICOT: Final Program & Abstract Book.* - Sydney, 1999. - P. 139.

107. Cerejo, R. The influence of alignment on risk of knee osteoarthritis progression according to baseline stage of disease / R. Cerejo, D.D. Dunlop, S. Cahue, D. Channin, J. Song, L. Sharma // *Arthritis Rheum.* – 2002. – Vol. 46. - P. 2632–2636.

108. Chang-Wug, O. Minimally invasive plate osteosynthesis to prevent or treat the deformity after distraction osteogenesis / O. Chang-Wug, P. Byung-Chul, P. Il-Hyung, K. Hee-Soo, M. Woo-Kie, B. Seung-Hoon, B. Seung-Kil // *J Korean Orthop Assoc.* – 2007. – Vol. 42(6). - P.764-771. [Korean].

109. Chao E.Y. Biomechanics of malalignment / E.Y. Chao, E.V. Neluheni, R.W. Hsu, D. Paley // *Orthop Clin North Am.* – 1994. – Vol. 25, N 3. – P. 379-386.

110. Chung, B.J. Differences between sagittal femoral mechanical and distal reference axes should be considered in navigated TKA / B.J. Chung, Y.G. Kang, C.B. Chang, S.J. Kim, T.K. Kim // *Clin Orthop Relat Res.* – 2009. – Vol. 467(9). – P. 2403-2413.
111. Cicuttini, F. Longitudinal study of the relationship between knee angle and tibiofemoral cartilage volume in subjects with knee osteoarthritis / F. Cicuttini, A. Wluka, J. Hankin, Y. Wang // *Rheumatology (Oxford).* – 2004. – Vol. 43. P. 321–324.
112. Cleber, A. A simplified way of determining the direction of a single-cut osteotomy to correct combined rotational and angular deformities of long bones / A. Cleber, P. Jansen // *Ortop.* – 2011. – Vol. 46(3). – P. 329-334.
113. Codivilla, A. On the means of lengthening, in the lower limbs, the muscles and tissues which are shortened through deformity / A. Codivilla // *Am J Orthop Surg.* – 1905. – Vol. 2. – P. 353-369.
114. Compere, E.L. Indications for and against the leg-lengthening operation: use of the tibial bone graft as a factor in presenting delayed union, non-union or late fractures / E.L. Compere // *J Bone Joint Surg.* - 1936. – Vol. 1. - P. 692-705.
115. Cooke, T.D. Radiographic assessment of bony contributions to knee deformity / T.D. Cooke, J. Li, R.A. Scudamore // *Orthop Clin North Am.* – 1994. – Vol. 25, N 3. – P. 387-393.
116. Dahl, M.T. Complications of limb lengthening. A learning curve / M.T. Dahl, B. Gulli, T. Berg // *Clin Orthop Relat Res.* – 1994. – Vol. 301. – P. 10–18.
117. Dammerer, D. Clinical value of the Taylor Spatial Frame: a comparison with the Ilizarov and Orthofix fixators / D. Dammerer, K. Kirschbichler, L. Donnan, G. Kaufmann, M. Krismer, and R. Biedermann // *J Child Orthop.* – 2011. – Vol. 5(5). - P. 343–349.
118. De Bastiani, G. Limb lengthening by callus distraction (callotaxis) / G. De Bastiani, R. Aldegheri, L. Renzi-Brivio, G. Trivella // *J Pediatr Orthop.* - 1987. – Vol. 7. – P. 129–134.

119. Docquier, P.L. Three-dimensional correction of complex leg deformities using a software assisted external fixator / P.L. Docquier, D. Rodriguez, M. Mousny // *Acta Orthop Belg.* – 2008. – Vol. 74(6). - P. 816–822.
120. Donnan, L.T. Acute correction of lower limb deformity and simultaneous lengthening with a monolateral fixator / L.T. Donnan, M. Saleh, A.S. Rigby // *J Bone Joint Surg Br.* – 2003. – Vol. 85. - P. 254–260.
121. Egol, K.A. Mismatch of current intramedullary nails with the anterior bow of the femur / K.A. Egol, E.Y. Chang, J. Cvitkovic, F.J. Kummer, K.J. Koval // *J Orthop Trauma.* – 2004. – Vol. 18(7). - P. 410-415.
122. Eidelman, M. Correction of deformities in children using the Taylor spatial frame / Eidelman M, Bialik V, Katzman A. // *J Pediatr Orthop B.* -2006. – Vol. 15, N 6. - P. 387–395.
123. Eidelman, M. Principles of deformity correction using the Taylor Spatial Frame / M. Eidelman, A. Chezar // *Harefuah.* – 2005. – Vol. 144, N 2. – P. 152–158.
124. Eldridge JC, Bell DF (1991) Problems with substantial limb lengthening. *Orthop Clin North Am* 22:625–631
125. El-Rosasy, M.A. Distal tibial hypertrophic nonunion with deformity: treatment by fixator-assisted acute deformity correction and LCP fixation / M.A. El-Rosasy, El-Sallakh S.A. // *Strategies Trauma Limb Reconstr.* – 2013. – Vol. 8, N 1. – P. 31–35.
126. Eren, I. Comparative clinical study on deformity correction accuracy of different external fixators / I. Eren, L. Eralp, M. Kocaoglu // *Int Orthop.* – 2013. – Vol. 37, N11. – P. 2247-2252.
127. Fabricant, P.D. Femoral deformity planning: intentional placement of the apex of deformity / P.D. Fabricant, J.M. Camara, S.R. Rozbruch // *Orthopedics.* – 2013. – Vol. 36, N 5. – P. 533-537.
128. Fadel, M. The Taylor spatial frame for deformity correction in the lower limbs / M. Fadel, G. Hosny // *Int Orthop.* – 2005. – Vol. 29, N2. – P. 125–129.

129. Farquarson-Roberts, M.A. Corrective osteotomy for combined shortening and rotational malunion of the femur / M.A. Farquarson-Roberts // *J Bone Joint Surg.* – 1995. – Vol. 77-B. - P. 979–980.
130. Feldman, D.S. Correction of tibia vara with six-axis deformity analysis and the Taylor Spatial Frame / D.S. Feldman, S.S. Madan, K.J. Koval, H.J.P. van Bosse, J. Bazzi, W.B. Lehman // *J Pediatr Orthop.* – 2003. – Vol. 23. – P. 387–391.
131. Feldman, D.S. Correction of tibial malunion and nonunion with six-axis analysis deformity correction using the Taylor Spatial Frame / D.S. Feldman, S.S. Shin, S. Madan, K.J. Koval // *J Orthop Trauma.* – 2003. – Vol. 17. – P. 549–554.
132. Felson, D.T. Osteophytes and progression of knee osteoarthritis / D.T. Felson, D.R. Gale, G.M. Elon, J. Niu, D.J. Hunter, J. Goggins, M.P. Lavalley // *Rheumatology (Oxford).* – 2005. – Vol. 44. – P. 100–104.
133. Fischgrund, J. Variables affecting time to bone healing during limb lengthening / J. Fischgrund, D. Paley, C. Suter // *Clin Orthop.* – 1994. – Vol. 301. – P. 31–37
134. Franchin, F. Correction in lengthening of the limb angular deformities by the external fixation / F. Franchin, N.V. Galante, E. Caiaffa // *Chir. Narz. Ruchu Ortop. Pol.* – 1994. – Vol.59, N1. – P.194-200.
135. Friberg, O. Clinical symptoms and biomechanics of lumbar spine and hip joint in leg length inequality / O. Friberg // *Spine.* – 1983. – Vol. 8. – P. 643-651.
136. Friberg, O. Leg length asymmetry in stress fractures: a clinical and radiological study / O. Friberg // *J Sports Med Phys Fitness.* – 1982. – Vol. 22. – P. 485-488.
137. Ganger, R. Correction of post-traumatic lower limb deformities using the Taylor spatial frame / R. Ganger, C. Radler, B. Speigner, F. Grill // *Int Orthop.* – 2010. – Vol. 34, N5. – P. 723-730.
138. Gilbert, B.M. Anterior femoral curvature: its probable basis and utility as a criterion of racial assessment / B.M. Gilbert // *Am J Phys Anthropol.* -1976. –Vol. 45. – P. 601–604.

139. Giles, L.G.F. Low-back pain associated with leg length inequality / L.G.F. Giles, J.R. Taylor // *Spine*. – 1981. – Vol. 6. - P. 510-521.
140. Giles, L.G.F. Lumbar spine structural changes associated with leg length inequality / L.G.F. Giles, J.R. Taylor // *Spine*. – 1982. – Vol. 7. – P. 159-162.
141. Gofton, J.P. Studies in osteoarthritis of the hip. Part II: Osteoarthritis of the hip and leg-length inequality / J.P. Gofton, G.E. Trueman // *Can Med Assoc J*. – 1971. – Vol. 104. – P. 791-799.
142. Grill, F. Correction of complicated extremity deformities by external fixation / F. Grill // *Clin Orthop Relat Res*. – 1989. – Vol. 241. – P. 166–176.
143. Grill, F. Lengthening for congenital short femur. Results of different methods / F. Grill, P. Dungal // *J. Bone Joint Surg*. - 1991. – Vol. 73-B. - P. 439-447.
144. Grill, F. Pelvic tilt and leg length discrepancy / F. Grill, M. Chochole, A. Schultz // *Orthopade*. - 1990. – Vol. 19, No 5. - P. 244-262.
145. Harper, M.C. Curvature of the femur and the proximal entry point for an intramedullary rod / M.C. Harper, W.L. Carson // *Clin Orthop Relat Res*. -1987. – Vol. 220. – P. 155–161.
146. Hasler, C.C. Current concepts of leg lengthening / C.C. Hasler, A.H. Krieg // *J Child Orthop*. – 2012. – Vol. 6. – P. 89–104.
147. Hasler, C.C. Current concepts of leg lengthening / C.C. Hasler, A.H. Krieg // *J Child Orthop*. – 2012. – Vol. 6, N2. – P. 89-104.
148. Henderson, E.R. Conformational instability of the Taylor spatial frame: a case report and biomechanical study / E.R. Henderson, D.S. Feldman, C. Lusk, H.J. van Bosse, D. Sala, F.J. Kummer // *J Pediatr Orthop*. – 2008. – Vol. 28, N4. – P. 471-477.
149. Herzenberg, J.E. Knee range of motion in isolated femoral lengthening / J.E. Herzenberg, L.L. Scheufele, D. Paley, R. Bechtel, S. Tepper // *Clin Orthop Relat Res*. -1994. – Vol. 301. – P. 49-54.
150. Hsu, R.W.W. Normal axial alignment of lower extremity and load-bearing distribution at the knee / R.W.W. Hsu [et al.] // *Clin. Orthop*. – 1990. – N 255. – P. 215–227.

151. Ilizarov, G.A. Clinical application of the tension–stress effect for limb lengthening / G.A. Ilizarov // *Clin Orthop Relat Res.* – 1990. – Vol. 250. – P. 8–26.
152. Ilizarov, G.A. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues: part I / G.A. Ilizarov // *Clin Orthop.* – 1989. – Vol. 238. – P. 249–281.
153. Ilizarov, G.A. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues: part II / G.A. Ilizarov // *Clin Orthop.* – 1989. – Vol. 239. – P. 263–285.
154. Ilizarov, G.A. *Transosseous osteosynthesis.* Berlin, Heidelberg : Springer-Verlag, 1992. – 800 p.
155. Inaba, H.I. Influence of the varus-valgus instability on the contact of the femoro-tibial joint / H.I. Inaba, M.A. Arai, W.W. Watanabe // *Proc Inst Mech Eng H.* – 1990. – Vol. 204, N1. – P. 61-64.
156. Izadpanah, M. The effect of correction of the varus or valgus deformity of the knee (author's translation) / M. Izadpanah, J. Keönch-Fraknóy // *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* – 1977. – Vol. 115, N1. – P. 100-105.
157. Jenkins, P.J. Preventing instability of the Taylor Spatial Frame (TSF) during a strut change / P.J. Jenkins, M.G. Bulkeley, S.P. Mackenzie, H.R. Simpson // *J Orthop Trauma.* – 2012. – Vol. 26, N4. – P. 258-260.
158. Johnson, E.E. Acute lengthening of shortened lower extremities after malunion or non-union of a fracture / E.E. Johnson // *J Bone Joint Surg.* - 1994. – Vol. 76-A. – P. 379–389.
159. Jones, D.C. Subluxation of the knee as a complication of femoral lengthening by the Wagner technique / D.C. Jones, C.F. Moseley // *J Bone Joint Surg Br.* – 1985. – Vol. 67, N1. – P. 33-35.
160. Kempf, I. Locked intramedullary nailing. Its application to femoral and tibial axial, rotational, lengthening, and shortening osteotomies / I. Kempf, A. Grosse, C. Abalo // *Clin Orthop Relat Res.* – 1986. – Vol. 212. – P. 165-173.
161. Kettelkamp, D.B. Degenerative arthritis of the knee secondary to fracture malunion / D.B. Kettelkamp, B.M. Hillberry, D.E. Murrish, D.A. Heck // *Clin Orthop Relat Res.* – 1988. – Vol. 234. – P. 159–169.

162. Khurana, A. Comparison of transverse wires and half pins in Taylor Spatial Frame: a biomechanical study / A. Khurana, C. Byrne, S. Evans, H. Tanaka, K. Haraharan // *J Orthop Surg Res.* – 2010. – Vol. 5 – P. 23.
163. Kline, S.C. Femoral varus: an important component in late-onset Blount's disease / S.C. Kline, M. Bostrum, P.P. Griffin // *J Pediatr Orthop.* – 1992. – Vol. 12. – P. 197-206.
164. Knapp, D.R. Jr. Correction of distal femoral deformity / D.R. Jr. Knapp, C.T. Price // *Clin Orthop Relat Res.* -1990. – Vol. 255. – P. 75–80.
165. Kocaoglu, M. Complications encountered during lengthening over an intramedullary nail / M. Kocaoglu, L. Eralp, O. Kilicoglu, H. Burc, M. Cakmak // *J Bone Joint Surg.* – 2004. – Vol. 86-A, N11. – P. 2406-2411.
166. Krackow, K.A. Approaches to planning lower extremity alignment for total knee arthroplasty and osteotomy about the knee / K.A. Krackow // *Adv Orthop Surg.* – 1983. – Vol. 7. – P. 69-88.
167. Krappinger, D. Correction of posttraumatic lower leg deformities using the Taylor Spatial Frame / D. Krappinger, M. Zegg, V. Smekal, B. Huber // *Oper Orthop Traumatol.* – 2013. - Jun 27. [Epub ahead of print]
168. Lobenhoffer, P. Kniegelenknahe Osteotomien / P. Lobenhoffer, J.D. Agneskirchner, M. Gala. - Thieme, 2007.-161p.
169. Mahar, R.K. Simulated leg-length discrepancy: its effect on mean center-of-pressure position and postural sway / R.K. Mahar, R.D. Kirby, D.A. Macleod // *Arch Phys Med Rehabil.* – 1985. – Vol. 86. – P. 822-824.
170. Manganiello, A. Asymmetrical lower limbs. Lumbosacral changes and scoliosis / A. Manganiello // *Radiol. Med.* - 1985. – Vol. 71, N 5. – P. 298-302.
171. Manner, H.M. Accuracy of complex lower-limb deformity correction with external fixation: a comparison of the Taylor spatial frame with the Ilizarov ring fixator / H.M. Manner, M. Huebl, C. Radler, R. Ganger, G. Petje, F. Grill // *J Child Orthop.* – 2007. – Vol.1, N 1. – P. 55–61.
172. Maquet, P.G.J. Biomechanics of the knee, 2nd edn / P.G.J. Maquet. - New York: Springer-Verlag, 1984.

173. Marangoz, S. Femoral deformity correction in children and young adults using Taylor spatial frame / S. Marangoz, D.S. Feldman, D.A. Sala, J.E. Hyman, M.G. Vitale // *Clin Orthop Relat Res.* – 2008. – Vol. 466, N 12. – P. 3018–3024.

174. Matheson, G.O. Stress fractures in athletes: a study of 320 cases / G.O. Matheson, D.B. Clement, D.C. McKenzie, J.E. Taunton, D.R. Lloyd-Smith, J.G. MacIntyre // *Am J Sports Med.* - 1987. – Vol. 15, N 1. – P. 46-58.

175. McCarroll, H.R. Trials and tribulations in attempted femoral lengthening / H.R. McCarroll // *J Bone Joint Surg.* – 1950. – Vol. 32-A. – P. 132-142.

176. McCarthy, J.J. Pediatric deformity correction using a multiaxial correction fixator / J.J. McCarthy, A. Ranade, R.S. Davidson // *Clin Orthop Relat Res.* – 2008. – Vol. 466, N 12. – P. 3011-3017.

177. McCaw, S.T. Biomechanical implications of mild leg length inequality / S.T. McCaw, B.T. Bates // *Br J Sports Med.* – 1991. – Vol. 25, N 1. – P. 10-13.

178. McKellop, H.A. Effects of tibial malalignment on the knee and ankle / H.A. McKellop, A. Llinás, A. Sarmiento // *Orthop Clin North Am.* – 1994. – Vol. 25. – P. 415-423.

179. McKellop, H.A. The effect of simulated fracture-angulations of the tibia on cartilage pressures in the knee joint / H.A. McKellop, G. Sigholm, F.C. Redfern, B. Doyle, A. Sarmiento, J.V. Sr. Luck // *J Bone Joint Surg.* – 1991. – Vol. 73-A, N 9. – P. 1382-1391.

180. Minoda, Y. Sagittal alignment of the lower extremity while standing in Japanese male / Y. Minoda, A. Kobayashi, H. Iwaki, R. Sugama, K. Iwakiri, Y. Kadoya, H. Ohashi, K. Takaoka // *Arch Orthop Trauma Surg.* – 2008. – Vol. 128. – P. 435–442.

181. Minoda, Y. TKA sagittal alignment with navigation systems and conventional techniques vary only a few degrees / Y. Minoda, A. Kobayashi, H. Iwaki, H. Ohashi, K. Takaoka // *Clin Orthop Relat Res.* – 2009. – Vol. 467, N 4. – P. 1000-1006.

182. Miyazaki, T. Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis / T. Miyazaki, M. Wada, H.

Kawahara, M. Sato, H. Baba, S. Shimada // *Ann Rheum Dis.* -2002. – Vol. 61. – P. 617–622.

183. Moreland, J.R. Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity / J.R. Moreland, L.W. Bassett, G.J. Hanker // *J Bone Joint Surg.* – 1987. – Vol. 69-A. – P. 745-749.

184. Morsy, A. Ilizarov deformity correction of the lower limbs in Ellis-van Creveld syndrome / A. Morsy, H. Tsuchiya, H. Matsubara, T. Kabata, K. Tomita // *J Orthop Sci.* – 2007. – Vol. 12. – P. 505–509.

185. Nakase, T. Distraction osteogenesis for correction of three-dimensional deformities with shortening of lower limbs by Taylor spatial frame / T. Nakase, M. Kitano, H. Kawai, T. Ueda, C. Higuchi, M. Hamada, H. Yoshikawa // *Arch Orthop Trauma Surg.* – 2009. – Vol. 129, N 9. – P. 197-201.

186. Naqui, S.Z. Correction of simple and complex pediatric deformities using the Taylor-Spatial Frame / S.Z. Naqui, W. Thiryayi, A. Foster, G. Tselentakis, M. Evans, J.B. Day // *J Pediatr Orthop.* – 2008. – Vol. 28, N 6. – P. 640–647.

187. Navadgi, B.C. A corrective osteotomy for post-traumatic malrotation and shortening of the femur / B.C. Navadgi, J.B. Richardson, V.N. Cassar-Pullicino, R.H. Wade // *Injury.* – 2004. – Vol. 35. – P. 1248–1254.

188. Nayagam, S. Femoral lengthening with a rail external fixator: tips and tricks / S. Nayagam // *Strategies Trauma Limb Reconstr.* – 2010. – Vol. 5, N 3. – P. 137-44.

189. Nitera-Kowalik A. Medical University of Lodz; 2004. Thermographical evaluation of effectiveness of rehabilitation exercises in patients after microsurgical treatment of lumbo-sacral spine.

190. Noonan, K.J. Distraction osteogenesis of the lower extremity with use of monolateral external fixation. A study of two hundred and sixty-one femora and tibiae / K.J. Noonan, M. Leyes, F. Forriol, J. Canadell // *J Bone Joint Surg.* – 1998. – Vol. 80-A. – P. 793–806.

191. Noonan, K.J. Pearls and pitfalls of deformity correction and limb lengthening via monolateral external fixation / K.J. Noonan, C.T. Price // Iowa Orthop J. – 1996. – Vol. 16. – P. 58-69.
192. Odesski, J. Our experience of application the Ilizarov Hexapod Apparatus / J. Odesski // 5th Meeting of the A.S.A.M.I. International : program and abstract book. – St. Petersburg, 2008. – P. 60.
193. Palatnik, Y. Femoral reconstruction using external fixation / Y. Palatnik, S.R. Rozbruch // Adv Orthop. - 2011;2011:Article ID 967186.
194. Paley D, Herzenberg JE, Tetsworth K, McKie J, Bhave A. Deformity planning for frontal and sagittal plane corrective osteotomies. Orthop Clin North Am. 1994;25:425–465.
195. Paley D. Normal lower limb alignment and joint orientation. In: Paley D, ed. Principles of Deformity Correction. Berlin, Germany: Springer-Verlag; 2005:1.
196. Paley, D. Current techniques of limb lengthening (review) / Paley, D. // J Pediatr Orthop. – 1988. – Vol. 8, N 1. – P. 73–92.
197. Paley, D. Femoral lengthening over an intramedullary nail. A matched-case comparison with Ilizarov femoral lengthening / D. Paley, J.E. Herzenberg, G. Paremain, A. Bhave // J Bone Joint Surg. – 1997. – Vol. 79-A, N 10. – P. 1464-1480.
198. Paley, D. History and Science Behind the Six-Axis Correction External Fixation Devices in Orthopaedic Surgery / D. Paley // Oper Tech Orthop. – 2011. – Vol. 21. – P. 125-128.
199. Paley, D. Principles of deformity correction. / D. Paley. – New York : Springer-Verlag, 2005. – 806 p.
200. Paley, D. Problems, obstacles, and complications of limb lengthening by the Ilizarov technique / D. Paley // Clin Orthop Relat Res. – 1990. – Vol. 250. – P. 81–104.
201. Perren, S.M. Evolution of the internal fixation of long bone fractures: the scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology / S.M. Perren // J Bone Joint Surg. – 2002. – Vol. 84-B. – P. 1093-1110.

202. Probe, R.A. Lower extremity angular malunion / R.A. Probe // *J Am Acad Orth Surg.* – 2003. – Vol. 11. – P. 302–311.
203. Prokop, M. *Spiral and Multislice Computed Tomography of the Body* / M. Prokop, M. Galanski. – New York : Georg Thieme Verlag, 2003. – 710 p.
204. Putti, V. The operative lengthening of the femur. 1921 / V. Putti // *Clin Orthop Relat Res.* – 1990. – Vol. 250. – P. 4-7.
205. Radin, E.L. Role of mechanical factors in pathogenesis of primary osteoarthritis / E.L. Radin, I.L. Paul, R.M. Rose // *Lancet.* – 1972. – Vol. i. – P. 519-522.
206. Reid, D.C. Leg length inequality: a review of etiology and management / D.C. Reid, B. Smith // *Physio Can.* – 1984. – Vol. 36. – P. 177-182.
207. Reimann, I. Experimental osteoarthritis of the knee in rabbits induced by alteration of the load-bearing / I. Reimann // *Acta Orthop Scand.* – 1973. – Vol. 44. – P. 496-504.
208. Riegger-Krugh, C. Tibiofemoral contact pressures in degenerative joint disease/ C. Riegger-Krugh, T.N. Gerhart, W.R. Powers, W.C. Hayes // *Clin Orthop Relat Res.* – 1998. – Vol. 348. – P. 233-245.
209. Rödl, R. Correction of deformities with conventional and hexapod frames—comparison of methods (in German) / R. Rödl, B. Leidinger, A. Böhm, W. Winkelmann // *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* – 2003. – P. 141. – P. 92–98.
210. Rogers, M.J. Computer hexapod assisted orthopaedic surgery (CHAOS) in the correction of long bone fracture and deformity / M.J. Rogers // *J. Orthop. Trauma.* – 2007. – Vol. 21, N 5. – P. 337–342.
211. Rozbruch S.R. Does the Taylor Spatial Frame Accurately Correct Tibial Deformities? / S.R. Rozbruch, K.B.A. Segal, S. Ilizarov, A.T. Fragomen, G. Ilizarov // *Clin Orthop Relat Res.* – 2010. – Vol. 468, N5. – P. 1352-1361.
212. Rozbruch, S.R. Limb lengthening and then insertion of an intramedullary nail: a case-matched comparison / S.R. Rozbruch, D. Kleinman, A.T. Fragomen, S. Ilizarov // *Clin Orthop Relat Res.* – 2008. – Vol. 466, N 12. –P. 2923-2932.

213. Sabharwal, S. Blount disease / S. Sabharwal // *J Bone Joint Surg.* – 2009. – Vol. 91-A. - P. 1758-1776.
214. Sakurakichi, K. Correction of juxtaarticular deformities in children using the Ilizarov apparatus / K. Sakurakichi, H. Tsuchiya, T. Kabata, T. Yamashiro, K. Watanabe, K. Tomita // *J Orthop Sci.* – 2005. – Vol. 10. – P. 360–366
215. Sakurakichi, K. Ilizarov technique for correction of the Shepherd's crook deformity: a report of two cases / K. Sakurakichi, H. Tsuchiya, T. Yamashiro, K. Watanabe, H. Matsubara, K. Tomita // *J Orthop Surg (Hong Kong).* – 2008. – Vol. 16, N 2. – P. 254-256.
216. Sakurakichi, K. The relationship between distraction length and treatment indices during distraction osteogenesis / K. Sakurakichi, H. Tsuchiya, K. Uehara, T. Kabata, K. Tomita // *J Orthop Sci.* – 2002. – Vol. 7, N 3. – P. 298-303.
217. Sangkaew, C. Distraction osteogenesis of the femur using conventional monolateral external fixator / C. Sangkaew // *Arch Orthop Trauma Surg.* – 2008. – Vol. 128, N 9. – P. 889-899.
218. Seah, K.T. Distal femoral osteotomy: is internal fixation better than external? / K.T. Seah, R. Shafi, A.T. Fragomen, S.R. Rozbruch // *Clin Orthop Relat Res.* – 2011. – Vol. 469, N 7. – P. 2003-2011.
219. Seide, K. Fracture reduction and deformity correction with the hexapod Ilizarov fixator / K. Seide, D. Wolter, H.R. Kortmann // *Clin Orthop.* – 1999. – N 368. – P. 195–201.
220. Seide, K. Principles of the Hexapod kinematics for 6-degrees-of-freedom bone positioning with the Ilizarov ring fixator / K. Seide [et al.] // *5th Meeting of the A.S.A.M.I. International: program and abstract book.* – St. Petersburg, 2008. – P. 83–84.
221. Seo, J.G. Bony landmarks for determining the mechanical axis of the femur in the sagittal plane during total knee arthroplasty / J.G. Seo, B.K. Kim, Y.W. Moon, J.H. Kim, B.H. Yoon, T.K. Ahn, D.H. Lee // *Clin Orthop Surg.* – 2009. – Vol. 1, N 3. – P. 128-131.

222. Sharma, L. The role of knee alignment in disease progression and functional decline in knee osteoarthritis / L. Sharma, J. Song, D.T. Felson, S. Cahue, E. Shamiyeh, D.D. Dunlop // - JAMA. – 2001. – Vol. 15. – P. 188–195.
223. Sluga, M. 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. – P. 123–128.
224. Solomin L.N. The Basic Principles of External Skeletal Fixation Using the Ilizarov and Other Devices (2nd edition) // Milan: Springer-Verlag Italia, 2012. – 1593 pp.
225. Solomin, L.N. Practical Classification of long bone deformities / L.N. Solomin, V.A. Vilensky // 5th Meeting of the ASAMI International. Program and Abstract Book. – St.Petersburg, 2008. – P. 339.
226. Solomon, L. Apley's System of Orthopaedics and Fractures / L. Solomon, D. Warwick, S. Nayagam. - London: Hodder Arnold, 2010. - 974 p.
227. Solomonik, Z.E. Leg length inequality as a cause of the high incidence of lateral scoliosis / Z.E. Solomonik, E.I. Shamanaeva // Ortop. Travmatol. Protez. – 1985. – No 3. - P. 72-73.
228. Specht, D.L. Anatomical leg length inequality, scoliosis and lordotic curve in unselected clinic patients / D.L. Specht, K.F. de Boer // J. Manipul. Physiol. Ther. – 1991. – Vol. 14, No 6. - P. 368-375.
229. Stanitski, D.F. Results of femoral lengthening using the Ilizarov technique / D.F. Stanitski, M. Bullard, P. Armstrong, C.L. Stanitski // J Pediatr Orthop. -1995. – Vol. 15, N2. – P. 224-231.
230. Subotnick, S.I. The short leg syndrome / S.I. Subotnick // J Am Podiatry Assoc. – 1976. – Vol. 66. – P. 720-723.
231. Suksathien, Y. Clinical study of a new design multifunction dynamic external fixator system for bone reconstructions / Y. Suksathien, R. Suksathien // J Med Assoc Thai. – 2011. – Vol. 94, N 10. – P. 1224-1229.

232. Tang, W.M. Sagittal bowing of the distal femur in Chinese patients who require total knee arthroplasty / W.M. Tang, K.Y. Chiu, M.F. Kwan, T.P. Ng, P. Yau // *J Orthop Res.* – 2005. – Vol. 23. – P. 41–45.
233. Tarr, R.R. Changes in tibiotalar joint contact areas following experimentally induced tibial angular deformities / R.R. Tarr, C.T. Resnick, K.S. Wagner, A. Sarmiento // *Clin Orthop.* – 1985. – Vol. 199. – P. 72-80.
234. Tetsworth K. Post-Traumatic Reconstruction: Femoral Malunion / K. Tetsworth, S. Prodger // *Limb lengthening and reconstruction surgery.* - New York, New York, USA, 2006. – Ch. 13. – P. 177-185.
235. Tetsworth, K.D. Accuracy of correction of complex lower extremity deformities by the Ilizarov method / Tetsworth KD, Paley D // *Clin Orthop.* – 1994. – Vol. 301. – P. 102–110.
236. Tetsworth, K.D. Malalignment and degenerative arthropathy / K.D. Tetsworth, D. Paley // *Orth Clin North Am.* – 1994. – Vol. 25. – P. 367–377.
237. Van Der Schoot, D.K.E. Degenerative changes at the knee and ankle related to malunion of tibial fractures: 15-year follow-up of 88 patients / D.K.E. Van Der Schoot, A.J. Den Outer, P.J. Bode, W.R. Obermann, A.B. van Vugt // *J Bone Joint Surg.* – 1996. – Vol. 78-B. – P. 722-725.
238. Wade, R.H. Malunion in the lower limb. A nomogram to predict the effects of osteotomy / R.H. Wade, A.M.R. New, G. Tselentakis, J.H. Kuiper, A. Roberts, J.B. Richardson // *J Bone Joint Surg.* – 1999. – Vol. 81-B, N 2. – P. 312-316.
239. Wagner, H. Operative lengthening in the femur / H. Wagner // *Clin Orthop Relat Res.* – 1978. – Vol. 136. – P. 125–142.
240. Ware, J.E. SF-36 Physical & Mental Health Summary Scales: A Manual for Users of Version 1. 2nd ed. / J.E. Ware, M. Kosinski. – Boston: QualityMetric, 2001. – 238 p.
241. Weale, A.E. High tibial osteotomy using a dynamic axial external fixator / A.E. Weale, A.S. Lee, A.G. MacEachern // *Clin Orthop Relat Res.* – 2001. – Vol. 382. – P. 154–167.

242. Weng, L.H. Nonunion of the femur treated with conventional osteosynthesis combined with autogenous and strut allogeneic bone grafts / L.H. Weng, J.W. Wang // *Chang Gung Med J.* – 2004. – Vol. 27, N 4. – P. 268-274.

243. Wu, CC. Retrograde dynamic locked nailing for valgus knee correction: a revised technique / C.C. Wu // *Int Orthop.* – 2012. – Vol. 36, N 6. –P. 1191-1197.

244. Wydłużanie uda według metody Ilizarowa / M. Tesiorowski [et al.] // *Chir. Narz. Ruchu Ortop. Pol.* – 1994. – T. 59, Supl. 1. – P. 104-107.

245. Yehyaw, T.M. Variances in sagittal femoral shaft bowing in patients undergoing TKA / T.M. Yehyaw, J.J. Callaghan, D.R. Pedersen, M.R. O'Rourke, S.S. Liu // *Clin Orthop Relat Res.* – 2007. – Vol. 464. – P. 99–104.

246. Yoshioka, Y. The anatomy and functional axes of the femur / Y. Yoshioka, D. Siu, T.D. Cooke // *J Bone Joint Surg.* – 1987. – Vol. 69. – P. 873-880.