

© Группа авторов, 2003

## **Сравнительная оценка жесткости фиксации костных отломков спицевыми, стержневыми и спице-стержневыми способами наружного чрескостного остеосинтеза**

**О.В. Бейдик, К.К. Левченко, А.П. Любицкий, А.И.Габаткин, Д.В. Афанасьев,  
К.В. Шевченко, Д.К. Постнов**

## **Comparative evaluation of fragmental fixation rigidity using external transosseous osteosynthesis methods with wires, half-pins and combinations of wires and half-pins**

**O.V. Beidick, K.K. Levchenko, A.P. Liubitsky, A.I.Gabatkin, D.V. Afanasiyev,  
K.V. Shevchenko, D.K. Postnov**

Городская клиническая больница №9 (главный врач – к.м.н. О.Н. Костин),  
Саратовский государственный медицинский университет (ректор – д.м.н. П.В. Глыбочко), г. Саратов, Россия

---

С целью оптимизации способов фиксации при лечении травм и заболеваний опорно-двигательного аппарата методом Г.А. Илизарова была проведена сравнительная оценка жесткости фиксации костных отломков спицевыми, стержневыми и спице-стержневыми способами наружного чрескостного остеосинтеза. Для выполнения поставленной задачи исследовали 11 макетных схем, отличавшихся количеством опор, типом и расположением фиксаторов, видом костных фрагментов, для создания которых использовали 4 большеберцовых и 2 бедренных кости. Каждую макетную схему размещали в специальном нагрузочно-измерительном устройстве. В результате исследований определена большая жесткость фиксации при использовании стержневых и комбинированных компоновок аппарата внешней фиксации вне зависимости от количества опор по сравнению со спицевыми схемами монтажа аппарата Г.А. Илизарова.

**Ключевые слова:** чрескостный остеосинтез, стержневая фиксация, спицевая фиксация, спице-стержневая фиксация, жесткость фиксации.

Comparative evaluation of fragmental fixation rigidity using external transosseous osteosynthesis methods with wires, half-pins and their combination was made for optimization of fixation techniques in treatment of injuries and diseases of the locomotor system according to G.A. Ilizarov. For this purpose 11 model variants were used which differed in number of supports, types and positions of fixators, forms of bone fragments, for creation of which 4 tibial and 2 femoral bones were used. Each model variant was put in a special device for load determination. As a result high rigidity of fixation was revealed when half-pin and combined configurations of the external fixator was used irrespective of support number in comparison with wire variants of the Ilizarov fixator mounting.

**Keywords:** transosseous osteosynthesis, fixation by half-pins, fixation by wires, combined fixation by wires and half-pins, fixation rigidity.

---

### ВВЕДЕНИЕ

Внедрение в практику ортопедо-травматологических стационаров метода Илизарова является одним из переломных моментов в истории ортопедии и травматологии. Реализованный стержневым, спицевым и спице-стержневым способом остеосинтеза, он позволяет решать широкий круг лечебных задач. Однако широкое применение метода сдерживает ряд его недостатков, где одним из ведущих является большое количество специфических осложнений – от 12 до 60% [1], которые обусловлены, в первую очередь, снижением стабильности и жесткости фиксации в аппарате [2, 3, 4].

Отсутствие однозначного подхода к разработке рационального метода внешней фиксации свидетельствует об актуальности задачи биомеханического обоснования остеосинтеза фрагментов костей при переломах и деформациях. Попытки решения этой проблемы реализованы в поиске различных биомеханических концепций фиксации, во внедрении комбинированного напряженного остеосинтеза, в использовании спице-стержневых схем остеосинтеза. С целью оптимизации способов фиксации нами был проведен ряд медико-биологических и медико-инженерных исследований.

Сравнительное исследование жесткости фиксации костных фрагментов с помощью спицевой, спице-стержневой и стержневой систем наружного чрескостного остеосинтеза выполняли на 30 образцах свежих немацерированных бедренных и большеберцовых костей длиной не менее 200 мм трупов мужчин 30-40 лет. Жесткостью фиксации считали отношение нагрузки к величине созданной ею деформации. В каждую кость вводили по определенной схеме спицевые и стержневые фиксаторы, после чего фиксаторы закрепляли в опорах аппарата внешней фиксации. Всего было подготовлено и использовано 11 видов экспериментальных макетных схем, отличавшихся количеством опор, типом и расположением фиксаторов, видом костных фрагментов, для создания которых использовали 4 большеберцовых и 2 бедренных кости. Каждую макетную схему размещали в специальном нагрузочно-измерительном устройстве.

**Первая серия** экспериментов предусматривала применение кольцевых опор и двухопорного закрепления костных фрагментов большеберцовой кости. При этом изучали следующие схемы фиксации:

1) по две спицы, проведенные перпендикулярно друг к другу, под углом  $90^{\circ}$  к оси кости и с расстоянием между ними 3 мм в двух опорах в диафизарных и метафизарных отделах костей;

2) спица и проведенный под углом  $45^{\circ}$  к ней консольно закрепленный стержень под углом  $90^{\circ}$  к оси кости с расстоянием между ними 5 мм, зафиксированные на опоре в диафизарном отделе кости; спица и два консольно закрепленных стержня, каждый под углом  $45^{\circ}$  к спице и под углом  $90^{\circ}$  друг к другу, расположенные перпендикулярно к оси кости на опоре в метафизарном ее отделе;

3) спица и проведенный перпендикулярно к ней консольный стержень под углом  $90^{\circ}$  к оси кости с расстоянием между ними 5 мм, закрепленные на опоре в диафизарном отделе кости; два консольно закрепленных стержня под углом  $90^{\circ}$  друг к другу, перпендикулярно оси кости с расстоянием между ними 6 мм, расположенные на опоре в метафизарном отделе кости.

Установленное осевое усилие растяжения величиной 3 кгс между опорными кольцами аппарата во всех экспериментах первой серии создавали регулированием резьбового соединения каждого из четырех стержней аппарата.

**Вторая серия** экспериментов отличалась применением одной кольцевой либо полукольцевой опоры для закрепления проксимального фрагмента бедренной либо большеберцовой кости, при этом исследовали следующие схемы фиксации:

4) три стержня, консольно закрепленные в полукольцевой опоре и проведенные через проксимальный фрагмент бедренной кости под углом  $90^{\circ}$  между крайними стержнями, с углом  $45^{\circ}$  рас-

положения среднего стержня по отношению к крайним, которые установлены перпендикулярно оси кости; расстояние между стержнями 3 мм;

5) три спицы, закрепленные в полукольцевой опоре и проведенные через проксимальный фрагмент бедренной кости с углом  $30^{\circ}$  между крайними спицами и углом  $15^{\circ}$  расположения средней спицы по отношению к крайним, которые установлены перпендикулярно к оси кости с расстоянием 3 мм между спицами;

6) две спицы, закрепленные в кольцевой опоре и проведенные через дистальный фрагмент бедренной кости с углом  $90^{\circ}$  между ними, а также закрепленный с обоих концов сквозной стержень с центральной резьбой, проведенный под углом  $45^{\circ}$  к спицам, при расположении всех фиксаторов перпендикулярно оси кости с расстояниями между ними 5 мм;

7) одна спица, закрепленная в кольцевой опоре и проведенная через проксимальный фрагмент большеберцовой кости, а также два консольно закрепленных стержня, проведенные с одной стороны спицы под углом  $60^{\circ}$  к спице и между собой, при расположении всех фиксаторов перпендикулярно оси кости с расстоянием между ними 5 мм;

8) три спицы, закрепленные в кольцевой опоре и проведенные через проксимальный фрагмент большеберцовой кости с углом  $90^{\circ}$  между двумя спицами, а также углом  $45^{\circ}$  между ними и третьей спицей, расположенные перпендикулярно оси кости на расстоянии 3 мм друг от друга;

9) два стержня, консольно закрепленные в кольцевой опоре и проведенные через проксимальный конец большеберцовой кости с углом  $90^{\circ}$  между ними, расположенные перпендикулярно оси кости с расстоянием 6 мм между ними.

**Третья серия** экспериментов с закреплением диафизарного фрагмента большеберцовой кости в одной кольцевой опоре включала исследование следующих схем фиксации:

10) две спицы, закрепленные в кольцевой опоре и проведенные через фрагмент кости с углом  $90^{\circ}$  между ними, расположенные перпендикулярно оси кости с расстоянием 3 мм между ними;

11) спица, закрепленная по диаметру кольцевой опоры, и стержень, закрепленный консольно и проведенный под углом  $90^{\circ}$  к спице, при расположении фиксаторов перпендикулярно оси кости и расстоянием 5 мм между ними.

Спицы Киршнера устанавливали в соответствующих отделах костей общепринятым методом с использованием дрели. Стержни собственной конструкции вворачивали до выхода из противоположной кортикальной пластины кости, вращая проксимальный конец каждого.

В первой серии проводили 15 испытаний жесткости фиксации (по 5 испытаний для каждой

из трех схем), во второй серии – 30 испытаний жесткости фиксации (по пять для каждой из шести схем), в третьей серии – 10 испытаний жесткости (по пять для каждой из двух схем).

Испытательную нагрузку  $P$  прикладывали в первой и второй сериях экспериментов к свободному диафизарному отделу фрагмента кости. Она включала в себя осевую силу  $P_1$ , а также радиальные силы  $P_2, P_3, P_4$ , приложенные на расстоянии 50 мм от плоскости ближайшей опоры с фиксаторами.

В третьей серии экспериментов испытательные нагрузки  $P_1$  и  $P_2$  были приложены к свободным концам фрагмента кости на расстоянии 50 мм с обеих сторон от кольцевой опоры, при этом создавался момент сил (рис. 1).

Каждый из макетов схемы фиксации устанавливали в специальное нагрузочно-измерительное устройство для определения величины смещения фрагмента кости под каждым видом нагрузки от его исходного положения в плоскости фиксации. Основой данного устройства служила универсальная испытательная машина Р-5 для определения прочности и пластичности материалов. Считали, что жесткость фиксации фрагментов кости соответствует величине его смещения в плоскости фиксации.

С учетом изложенного, исследование проводили методом статического нагружения свободного конца закрепленного фрагмента кости определен-

ным усилием  $P$  с измерением величины линейного смещения фрагмента  $V$  в плоскости его фиксации. Угловые смещения фрагментов кости вычисляли по результатам регистрации линейных смещений. При этом использовали научно-методические рекомендации по механическим испытаниям свойств материалов и изделий [1-6].

Схемы нагружения свободного диафизарного отдела фрагментов кости с различными способами фиксации базировались на использовании комплекта специальных упоров, подкладок и зажимов, закрепляемых на траверсе испытательной машины для устойчивого размещения кольцевой либо полукольцевой опоры аппарата внешней фиксации. После установки в определенное положение опоры с фиксаторами и фрагментом кости к заданному месту ее свободного диафиза подводили в упор торец штока, закрепленного в верхнем зажиме испытательной машины. В то же время в контакт с поверхностью кости в плоскости ее фиксации вводили измерительный наконечник рычажной системы индикатора типа ЛИЗ с погрешностью измерения 0,001 мм для регистрации смещения кости (рис. 2).

В данных условиях нагружения считали, что смещение фрагмента кости происходит под действием приложенной к нему нагрузки только из-за деформации фиксаторов, возможную деструкцию костной ткани в зоне контакта с фиксатором при этом не учитывали.

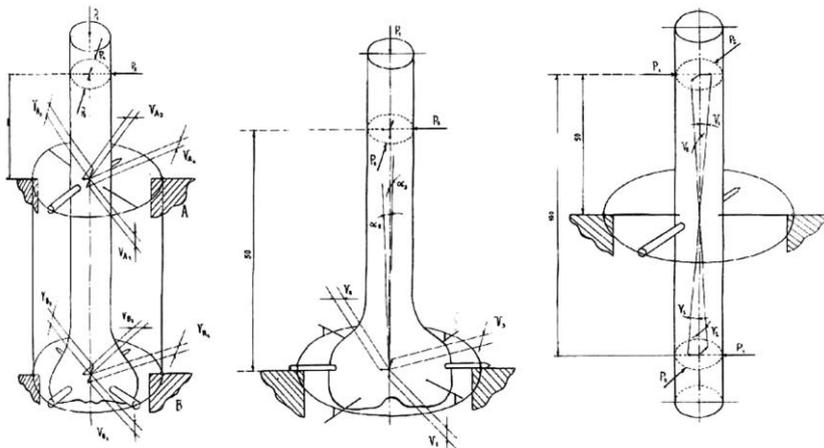


Рис. 1. Схемы фиксации и нагружения костных фрагментов при двухопорном и одноопорном закреплении спице-стержневым способом остеосинтеза.

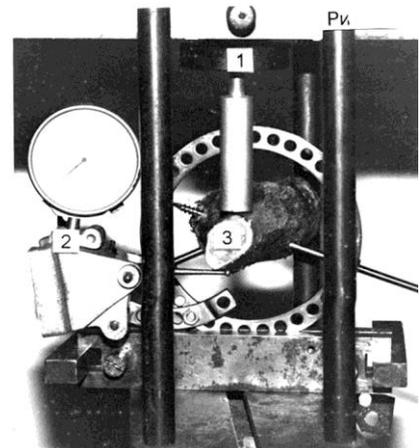


Рис. 2. Общий вид установки для определения жесткости фиксации фрагмента большеберцовой кости двумя консольными стержнями в кольцевой опоре: 1 – испытательная машина Р-5; 2 – индикатор типа ЛИЗ; 3 – испытуемый образец фиксации костного фрагмента.

## РЕЗУЛЬТАТЫ

Предварительные опыты показали, что необходимая точность регистрации перемещений и воспроизводимость измерений достигаются при наименьших значениях осевой нагрузки 60 кгс, радиальной нагрузки 45 кгс. Для каждой схемы фиксации повторяемость опытов была принята пятикратной, результаты экспериментов обра-

батывались методами вариационной статистики [7-9].

Исследования производили в лаборатории вакуумно-сварочной техники кафедры электронного машиностроения Саратовского государственного технического университета.

Различные макетные схемы закрепления ко-

стных фрагментов обеспечивали различную жесткость фиксации при действии испытательной нагрузки в соответствии с принятыми схемами фиксации. Жесткость оценивали по величине смещения фрагмента от его исходного положения в плоскости фиксации. Смещение регистрировали в каждом из пяти последовательно проведенных опытов нагружения для каждой схемы фиксации. По результатам проведенных пяти опытов вычисляли среднее значение величины смещения костного фрагмента, которое использовали для сравнительной оценки жесткости фиксации по различным схемам (таблицы 1, 2, 3).

Таблица 1.

Средние показатели смещения кости под действием внешних сил при двухопорном закреплении фрагментов

		Нагрузка P, кгс		
		P <sub>1</sub> = 60 кгс		
Линейное смещение V, мм	Способ фиксации	Четыре перекрещивающиеся спицы	Две спицы и три консольные стержня	Спица и три консольные стержня
	V <sub>A1</sub>	3,5±0,038	1,5±0,016	2,1±0,032
	V <sub>B1</sub>	3,5±0,02	1,5±0,011	2,1±0,0286
	P <sub>2</sub> = 45 кгс			
	V <sub>A2</sub>	3,7±0,04	2,7±0,05	2,2±0,029
	V <sub>B2</sub>	3,4±0,035	2,1±0,022	2,2±0,027
	P <sub>3</sub> = 45 кгс			
	V <sub>A3</sub>	3,85±0,075	2,3±0,036	2,9±0,035
	V <sub>B3</sub>	3,5±0,032	2,0±0,017	2,9±0,026
	P <sub>4</sub> = 45 кгс			
	V <sub>A4</sub>	3,85±0,075	2,0±0,011	3,0±0,042
	V <sub>B4</sub>	3,5±0,032	1,7±0,015	3,0±0,04

Сравнение показателей наилучшей жесткости, равной 1,5 мм, в виде линейного смещения двухопорной фиксации при действии осевой силы смещения в условиях применения стержня и спицы в верхней опоре, а также двух стержней и спицы в нижней опоре, с уровнем наилучшей жесткости 3,5 мм при использовании только спиц показывает увеличение осевой жесткости за счет применения стержней на 57% (P<0,05). Сопоставление наилучшего показателя радиальной жесткости

в верхней опоре 3,85 мм при спицевой фиксации и показателя 2,0 мм при спице-стержневой фиксации указывает на увеличение жесткости на 47,4% (P<0,05). В нижней опоре наилучшим показателем радиальной жесткости спицевой фиксации была величина 3,4 мм, которая при сопоставлении с жесткостью 1,7 мм двухстержневой и спицевой фиксации показала ее увеличение благодаря стержням на 50% (P<0,05).

Радиальная сила, приложенная в створе между стержнем и спицей верхней опоры, дает наилучшую жесткость фиксации, составляющую 2,2 мм, что превышает жесткость, равную 2,7 мм, в случае приложения силы вдоль спицы или стержня на 19% (P<0,05).

Одноопорная фиксация в полукопцевой опоре и консольное одностороннее нагружение позволили получить результаты, представленные в таблице 2.

Сопоставление показателя линейного смещения 2,9 мм жесткости трехстержневой фиксации под действием осевой силы с показателем линейного смещения 3,5 мм жесткости трехспицевой фиксации дает улучшение жесткости за счет применения стержней на 17% (P<0,05).

Радиальное нагружение трехстержневой системы фиксации показало, что наилучшая жесткость создается, если сила направлена в сторону закрепления остеофиксаторов.

Линейное смещение при этом составляло 3,9 мм, угловое – (7,8·10<sup>-2</sup>) градусов. Трехспицевая система показала наилучшую жесткость при таком же направлении силы, при этом линейное смещение составило 6,3 мм, угловое – (12,5·10<sup>-2</sup>) градусов. Сравнение полученных результатов показывает, что данная стержневая система по отношению к спицевой придает повышение линейной жесткости на 49 %, угловой жесткости – на 38% (P<0,05).

Одноопорная фиксация в кольцевой опоре и консольное одностороннее нагружение привели к результатам, также отраженным в таблице 2.

Таблица 2.

Средние показатели смещения кости под действием внешних сил при одноопорном закреплении фрагментов

		Нагрузка P, кгс					
		Три консольные стержня в полукольцевой опоре	Три перекрещивающиеся спицы в полукольцевой опоре	Сквозной стержень и две перекрещивающиеся спицы	Спица и два консольные стержня	Три перекрещивающиеся спицы	Два консольные стержня
Линейное V, мм и угловое α, град. смещение	P <sub>1</sub> =60 кгс						
	V <sub>1</sub>	2,9±0,034	3,5±0,05	1,8±0,021	2,3±0,072	3,7±0,055	3,2±0,046
	P <sub>2</sub> =45 кгс						
	V <sub>2</sub>	3,9±0,042	8,6±0,077	3,2±0,08	4,2±0,048	7,4±0,096	4,9±0,069
	α <sub>2</sub>	7,8·10 <sup>-2</sup> ± ±0,104·10 <sup>-2</sup>	17,0·10 <sup>-2</sup> ± ±0,24·10 <sup>-2</sup>	6,4·10 <sup>-2</sup> ± ±0,055·10 <sup>-2</sup>	8,4·10 <sup>-2</sup> ± ±0,142·10 <sup>-2</sup>	14,7·10 <sup>-2</sup> ± ±0,206·10 <sup>-2</sup>	9,8·10 <sup>-2</sup> ± ±0,076·10 <sup>-2</sup>
	P <sub>3</sub> =45 кгс						
	V <sub>3</sub>	5,1±0,094	6,3±0,104	6,3±0,056	4,2±0,071	22,2±0,372	5,1±0,053
	α <sub>3</sub>	10,2·10 <sup>-2</sup> ± ±0,138·10 <sup>-2</sup>	12,5·10 <sup>-2</sup> ± ±0,168·10 <sup>-2</sup>	9,6·10 <sup>-2</sup> ± ±0,148·10 <sup>-2</sup>	8,4·10 <sup>-2</sup> ± ±0,114·10 <sup>-2</sup>	40,8·10 <sup>-2</sup> ± ±0,472·10 <sup>-2</sup>	10,2·10 <sup>-2</sup> ± ±0,153·10 <sup>-2</sup>
	P <sub>4</sub> =45 кгс						
	V <sub>4</sub>	6,7±0,06	8,6±0,077	6,3±0,056	4,3±0,082	22,2±0,372	4,5±0,069
	α <sub>4</sub>	13,3·10 <sup>-2</sup> ± ±0,296·10 <sup>-2</sup>	17,0·10 <sup>-2</sup> ± ±,24·10 <sup>-2</sup>	9,6·10 <sup>-2</sup> ± ±0,148·10 <sup>-2</sup>	8,6·10 <sup>-2</sup> ± ±0,05·10 <sup>-2</sup>	40,8·10 <sup>-2</sup> ± ±0,472·10 <sup>-2</sup>	0,09·10 <sup>-2</sup> ± ±0,298·10 <sup>-2</sup>

Сравнение показателей линейной жесткости при действии осевой силы выявило ее значение – 2,3 мм в условиях фиксации двумя перпендикулярными спицами и симметрично им расположенным двухопорным стержнем, а также значение 3,7 мм – для системы фиксации двумя перпендикулярными спицами и симметрично им расположенной третьей спицей. Применение стержня позволило увеличить линейную жесткость фиксации на 38% ( $P < 0,05$ ).

Радиальные нагрузки создали наименьшее линейное смещение – на 3,2 мм при действии силы вдоль сквозного стержня, размещенного в системе фиксации с двумя перпендикулярными спицами; в системе с тремя спицами подобная сила вызвала смещение на 7,4 мм, что свидетельствует о повышении радиальной жесткости на 57% ( $P < 0,05$ ). Угловое смещение в данных системах фиксации составило соответственно ( $6,4 \cdot 10^{-2}$ ) и ( $14,7 \cdot 10^{-2}$ ) градусов, что определяло относительную разницу между ними в 56%. Та же радиальная нагрузка создала наименьшее линейное смещение на 4,2 мм при действии силы направленного по биссектрисе угла между двумя консольно закрепленными стержнями в системе фиксации с двумя стержнями и одной спицей в кольцевой опоре. В системе с тремя спицами подобная сила вызвала смещение на 22,2 мм, что свидетельствует о повышении радиальной жесткости на 528,5% ( $P < 0,001$ ). Угловое смещение в данных системах при тех же нагрузках составило соответственно ( $8,4 \cdot 10^{-2}$ ) и ( $41,8 \cdot 10^{-2}$ ) градусов, что определяло относительную разницу между ними – 497,6% ( $P < 0,001$ ).

Одноопорная фиксация в кольцевой опоре и двухстороннее консольное нагружение обусловили получение результатов, представленных в таблице 3.

Таблица 3.

Средние показатели смещения кости под действием внешних сил при двухстороннем нагружении и одноопорном закреплении фрагментов

Линейное V, мм и угловое α, град. смещение	Нагрузка P, кгс		
	P <sub>1</sub> = 45 кгс		
	Способ фиксации	Две перекрещивающиеся спицы	Консольный стержень и спица
	V <sub>1</sub>	36,5±0,39	15,2±0,183
α <sub>1</sub>	63,0·10 <sup>-2</sup> ±0,625·10 <sup>-2</sup>	29,5·10 <sup>-2</sup> ±0,385·10 <sup>-2</sup>	
	P <sub>2</sub> = 45 кгс		
V <sub>2</sub>	40,0±0,619	8,5±0,055	
α <sub>2</sub>	67,5·10 <sup>-2</sup> ±0,886·10 <sup>-2</sup>	16,8·10 <sup>-2</sup> ±0,188·10 <sup>-2</sup>	

Сопоставление линейных показателей жесткости при действии пары радиальных сил определило для системы двухспицевой фиксации наименьшую величину смещения – на 36,5 мм, а для системы фиксации взаимно перпендикулярными спицей и стержнем – на 8,5 мм при действии пары сил в плоскости, проходящей через стержень. Относительное увеличение линейной жесткости за счет применения стержня при этом составило 429% ( $P < 0,001$ ). Угловое смещение

для данных систем фиксации и условий нагружения имели при этом значения соответственно ( $63 \cdot 10^{-2}$ ) и ( $16,8 \cdot 10^{-2}$ ) градусов, что составляет относительное увеличение жесткости благодаря применению стержня на 375% ( $P < 0,001$ ).

Двухопорная спицевая фиксация обусловила наименьшие показатели жесткости фиксации из-за малой площади поперечного сечения спиц и небольшого их момента инерции. Согласно математической модели это вызывает увеличенные значения прогиба спиц.

Введение одного или двух консольных стержней вместо спиц приводит к схеме нагружения жестко заземленной балки. В таких условиях создаются увеличенный момент инерции площади сечения фиксаторов и более благоприятное распределение приложенной нагрузки. Более высокая жесткость при действии радиальной силы в створе двух фиксаторов по сравнению с ее действием вдоль фиксатора объясняется совместным восприятием нагрузки и повышением общего момента инерции двух фиксаторов.

Одноопорная фиксация и одноопорное нагружение системы с полукольцевой опорой и тремя стержнями проявляет повышенную жесткость в сравнении с тремя спицами благодаря имеющейся между ними разнице в площади поперечного сечения и значении момента инерции. Наибольшая жесткость такой системы создается при действии радиальной силы в направлении закрепления стержней, поскольку при этом в них возникают напряжения сжатия и увеличивается сопротивление изгибу.

Одноопорная фиксация в кольцевой опоре с одноопорным нагружением создает в фиксаторах напряжения, соответствующие шарнирно опертой балке. В этих условиях наибольшая жесткость обеспечивается при наличии в схеме двусторонне закрепленного сквозного стержня, который эффективно сопротивляется изгибу при действии вертикальной нагрузки, а также изгибающего момента любого направления.

Консольно закрепленные стержни лучше всего сопротивляются действию изгибающей силы и момента, направленного в сторону их закрепления из-за более благоприятных напряжений сжатия. Спицевая фиксация при этом оказывает пониженное сопротивление действующим нагрузкам, особенно при возникновении изгибающего момента.

Наиболее заметно проявляется упрочняющая роль стержневой фиксации костных фрагментов при исследовании одноопорной схемы с двусторонним нагружением, создающим значительный изгибающий момент. При наличии только двух перекрещивающихся спиц жесткость фиксации оказывается низкой, возникают значительные смещения фрагмента. Введение вместо спицы консольного стержня в несколько раз увеличило жесткость схемы фиксации вследствие появления в ней элемента с большим моментом инерции сечения.

#### ВЫВОДЫ

Двухопорная система спицевой фиксации проявляет наибольшую жесткость при введении в нее консольных стержней, особенно в условиях действия сил, направленных в сторону их закрепления.

Одноопорная трехспицевая фиксация в полукольцевой опоре оказывает малоэффективное сопротивление действию нагрузок, особенно силам, направленным в диаметральной плоскости опорного полукольца; три консольных стержня значительно увеличивают жесткость системы к действию сил различных направлений.

Одноопорная фиксация с односторонним нагружением в кольцевой опоре с тремя спицами обеспечивает самую низкую жесткость при действии осевых и радиальных нагрузок, поэтому необходимым является введение в схему одного сквозного либо двух консольных стержней, что придает

схеме максимальные значения жесткости.

Одноопорная фиксация с двусторонним нагружением в кольцевой опоре с двумя спицами оказывает слабое сопротивление действующим силам и не создает необходимой жесткости закрепления; введение в эту схему консольного стержня взамен спицы может создать удовлетворительную жесткость фиксации.

При возможном действии сил, не совпадающих с осью одного стержня, необходима двухстержневая фиксация для избежания опасности поворота кости относительно стержня.

Благодаря большей эффективности применения стержней необходимая жесткость фиксации может быть достигнута за счет меньшего количества фиксаторов по сравнению со спицевой фиксацией.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Вольмир А.С. Устойчивость деформируемых систем. 2-е издание – М.: Наука, 1967. – 984 с.
2. Золотаревский В.С. Механические испытания и свойства материалов. - М., 1974. – 302 с.
3. Фридман Я.Б. Механические свойства металлов: в 2-х ч. – Ч. 1. Деформация и разрушение. – М., 1974. – 471 с.
4. Иосилевич Г.Б. и др. Прикладная механика / Г.Б. Иосилевич, П.А. Лебедев, В.С. Стреляев. – М.: Машиностроение, 1985. – 576 с.
5. Феодосьев В. И. Сопротивление материалов. – М.: Наука, 1986. – 512 с.
6. Шевцов В.И. и др. Аппарат Илизарова. Биомеханика / В.И. Шевцов, В.А. Немков, Л.В. Скляр. – Курган, 1995. – 165 с.
7. Кудрин А.П., Пономарева Г.Т. Применение математики в экспериментальной и клинической медицине. – М.: Медицина, 1967. – 221 с.
8. Митропольский А.К. Техника статистических вычислений. 2-е изд. перераб. и доп. – М.: Наука, 1971. – 576 с.
9. Румшицкий Л.З. Математическая обработка результатов эксперимента: справочное руководство. – М.: Наука, 1971. – 192 с.

Рукопись поступила 19.11.02.