

DOI: 10.15593/RZhBiomech/2019.3.09

УДК [53:57:61+004](082)



**Российский  
Журнал  
Биомеханики**  
www.biomech.ru

## **АНАЛИЗ ОСНОВНЫХ ЭЛЕМЕНТОВ ФИКСАЦИИ АППАРАТА ДЛЯ ВНЕШНЕГО ОСТЕОСИНТЕЗА**

**А.В. Цискарашвили<sup>1</sup>, А.В. Дудченко<sup>2</sup>**

<sup>1</sup> Федеральное государственное бюджетное учреждение «Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии имени Н.Н. Приорова» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Россия, 127299, Москва, ул. Приорова, 10, e-mail: archil.tsiskarashvili@gmail.com

<sup>2</sup> Общество с ограниченной ответственностью «Пик-проект», Россия, 123376, Москва, Красная Пресня, 24, e-mail: aleks\_dud@mail.ru

**Аннотация.** В целях определения степени стабильности остеосинтеза выделены четыре основные системы фиксации, которые основываются на взаимодействии фиксатора и отломков: 1) фиксатор – кость, та часть элемента, которая в непосредственном контакте с костью; 2) промежуточное звено, это пространство между костью и несущей частью фиксатора; 3) фиксатор – фиксатор, взаимосвязь отдельных деталей и узлов фиксатора; 4) кость – кость через фиксатор. В настоящей работе рассматриваются основные методы и подходы сопротивления материалов для первого звена фиксатор – кость, которые могут быть использованы для выбора компонентов конструкции аппарата внешней фиксации, обеспечивающей требуемые жесткость и прочность. Приведены расчетные схемы и определяющие соотношения для расчета элементов аппарата, обеспечивающие его прикрепление к кости. На основании проведенных расчетов построены графики и таблицы для подбора элементов внешнего фиксатора, а также определены перемещения элемента аппарата в зависимости от нагрузки на него.

**Ключевые слова:** внешняя фиксация переломов, аппарат Илизарова, прочность, жесткость, деформации, чрескостный остеосинтез.

### **ВВЕДЕНИЕ**

В настоящее время существует значительное количество работ, посвященных численному моделированию напряженно-деформированного состояния и определению прочности и жесткости аппарата Илизарова [1, 3, 8, 9, 10, 12], которые связаны с применением метода конечных элементов. Кроме того, метод конечных элементов применяется для разработки новых вариантов конструкций для чрескостного остеосинтеза [7, 11]. Тем не менее необходимо отметить, что он является лишь одним из методов решения задач строительной механики, механики сплошной среды и др. и, безусловно, не является «панацеей», поскольку имеет ряд недостатков, не позволяющих широко применять его специалистам по остеосинтезу в клинической практике. К этим недостаткам относятся высокие требования к квалификации специалиста в области механики деформируемого твердого тела и сложность создания корректной расчетной схемы, которая бы гарантировала точность полученных результатов. При этом существующие работы, посвященные математическому моделированию чрескостного остеосинтеза с помощью метода конечных элементов, как правило, связаны с рассмотрением конкретных конструктивных схем аппарата

и не позволяют распространить полученные результаты и разработать рекомендации по применению конкретной конструктивной схемы для заданных характеристик костной ткани, веса и возраста больного.

Одной из немногих работ, где проведен комплексный анализ конструкции аппарата, на основании которого даны рекомендации по применению той или иной конструктивной схемы в зависимости от веса и возраста больного, является работа Л.В. Сафоновой [5]. В ней проведен анализ деформационных характеристик аппарата Илизарова, но при этом вопросы прочности не рассматриваются.

В настоящей работе рассмотрены вопросы прочности и жесткости отдельных элементов аппарата внешней фиксации и приведены рекомендации по выбору способа крепления системы «фиксатор – кость» в зависимости от веса и состояния костной ткани больного. В работе рассмотрены элементы, на которые непосредственно передается усилие от кости, такие как спицы и стержни Шанца. Парораспределительные элементы, такие как вертикальные штанги и кольца (полукольца), не рассмотрены, поскольку их напряженно-деформированное состояние во многом зависит не только от нагрузки на аппарат, но и от его компоновки, что находится за рамками настоящего исследования и будет рассмотрено в последующих работах авторов.

### ОСНОВНЫЕ ОБОЗНАЧЕНИЯ И ОПРЕДЕЛЕНИЯ

Аппарат наружной фиксации для чрескостного остеосинтеза можно условно разделить на две части: часть, воспринимающая нагрузку (I), и часть, передающая нагрузку (II). Обе части расположены по разные стороны от перелома. Первая часть (I) находится выше зоны перелома и воспринимает нагрузку при движении конечности. Вторая часть (II) находится с другой стороны от линии излома, соответственно, она передает нагрузку на участок конечности тела ниже места перелома.

В случае двухрычагового перелома [4] при фиксации каждого отломка на двух уровнях (рис. 1) к первой части (I) относится участок аппарата выше места перелома, состоящий из двух уровней колец и элементов крепления аппарата к кости (рис. 2). При этом два нижних уровня составляют вторую часть аппарата (II), которая передает нагрузку на нижний отломок (см. рис. 2). Данное разделение аппарата на два участка требуется для корректного определения усилий в его элементах и дальнейшей разработки рекомендаций для хирургов-ортопедов по выбору наилучшей компоновки фиксатора.

Также можно выделить средний ряд вертикальных штанг, находящихся на уровне перелома (см. рис. 1), в отдельную третью часть аппарата, выполняющую объединительную функцию. Таким образом, расчет аппарата Илизарова можно проводить в три этапа:

- 1) расчет I части аппарата;
- 2) расчет II части аппарата;
- 3) расчет соединительной части.

Соединительная часть не рассмотрена в данной работе, при этом считается, что нагрузка на элементы I и II частей одинакова, что очевидным образом следует из условия равновесия аппарата.

Далее необходимо разделить понятия жесткости аппарата и его прочности. Это связано с тем, что компоновка аппарата с креплением к кости с помощью стержней Шанца обладает, как правило, большей жесткостью [5], однако ее прочность ниже классической компоновки с прикреплением к кости с помощью спиц, что будет показано далее.

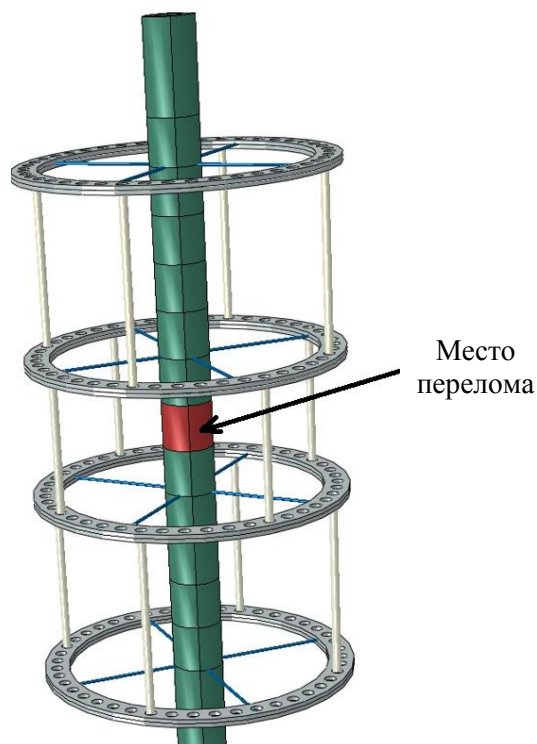


Рис. 1. Схема аппарата Илизарова и его крепление к кости. Два верхних уровня колец – первая часть аппарата, воспринимающая усилие; два нижних уровня колец – вторая часть аппарата, передающая усилие на нижний участок конечности

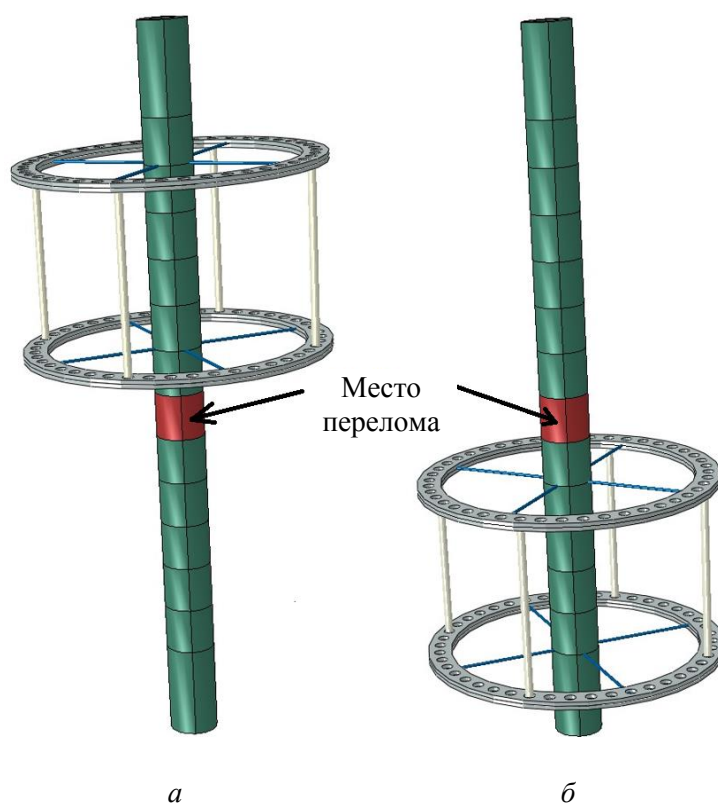


Рис. 2. I (а) и II (б) части аппарата Илизарова

Таким образом, выбор компоновки аппарата для чрескостного остеосинтеза и способ прикрепления к кости для конкретного перелома необходимо выбирать, исходя из двух критериев:

- требуемая прочность аппарата;
- требуемая жесткость аппарата.

Первый критерий соответствует условию сохранности конструкции в процессе всего периода лечения, что может быть обеспечено путем ограничения допустимых усилий в элементах фиксатора. Допустимые усилия в аппарате должны быть определены на основании одной из теорий прочности [2, 5]. Методика выбора элементов в данной работе основана на энергетической теории прочности, в соответствии с которой эквивалентные напряжения в элементах аппарата [3] не превышают предельно допустимых напряжений в материале, определяющихся в соответствии с диаграммой его деформирования (рис. 3). Данный критерий достаточно точно описывает разрушение и переход в пластическое состояние элементов конструкции, выполненных из стали (в данной работе в качестве материала для аппарата остеосинтеза рассматривается сталь 17Х18Н9). Необходимо отметить, что для элементов из других материалов критерий разрушения (перехода в пластическое состояние) может отличаться.

Второй критерий, ограничивающий допустимую жесткость аппарата, связан с допустимыми деформациями в зоне перелома. В связи с отсутствием четких рекомендаций по определению их величин в данной работе представлены прогибы спиц и стержней Шанца в виде изополей и таблицы в зависимости от величины нагрузки на данные элементы и их расчетной длины. На основании полученных величин перемещений ортопед, осуществляющий хирургическое вмешательство, должен подобрать конструктивный элемент, который позволит выбрать наиболее стабильную фиксацию поврежденного сегмента, либо обеспечить ту степень деформирования поврежденного участка, которую считает допустимой.

### ОСНОВНЫЕ УСИЛИЯ, ВОЗНИКАЮЩИЕ В ЭЛЕМЕНТАХ АППАРАТА ВНЕШНЕЙ ФИКСАЦИИ

Далее рассмотрен характер напряженно-деформированного состояния элементов аппарата для остеосинтеза. Стержни Шанца, спицы и вертикальные штанги рассмотрены в рамках стержневой теории, в соответствии с которой в поперечных сечениях этих элементов могут возникать следующие усилия (см. рис. 3):

- $N$  – продольная сила;
- $M_y$  – изгибающий момент с вектором вдоль оси  $Y$ ;
- $Q_z$  – перерезывающая сила в направлении оси  $Z$ , соответствующая моменту  $M_y$ ;
- $M_z$  – изгибающий момент относительно оси  $Z$ ;
- $Q_y$  – перерезывающая сила в направлении оси  $Y$ , соответствующая моменту  $M_z$ .

Положительные направления усилий в стержнях приняты следующими: для перерезывающих сил  $Q_z$  и  $Q_y$  – по направлениям соответствующих осей  $Z$  и  $Y$ ; для моментов  $M_x$ ,  $M_y$ ,  $M_z$  – против часовой стрелки, если смотреть с конца соответствующей оси  $X$ ,  $Y$ ,  $Z$ ; положительная продольная сила  $N$  всегда растягивает стержень.

На рис. 3 показаны положительные направления внутренних усилий и моментов в сечениях горизонтальных и наклонных, а также вертикальных стержней.

Для перемещений вводятся следующие обозначения:

- $u$  – перемещение вдоль местной оси  $X$  (совпадает с осью стержня);
- $v$  – перемещение вдоль местной оси  $Y$  (перпендикулярна оси стержня);
- $w$  – перемещение вдоль местной оси  $Z$  (перпендикулярна оси стержня).

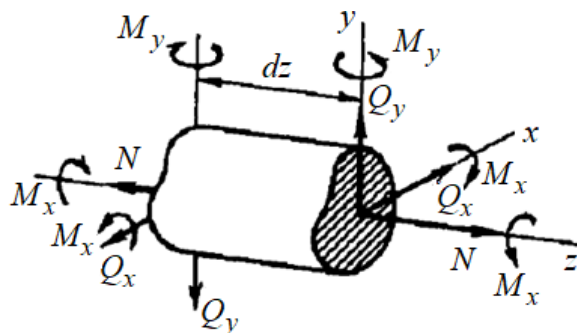


Рис. 3. Распределение внутренних усилий в сечении стержня (нити) [6]

Кольца и полукольца должны быть рассмотрены в рамках теории пластин и оболочек с соответствующими функциями формы для метода конечных элементов либо в рамках теории изгиба оболочек. Однако эти элементы находятся за рамками данной работы.

Далее введем основные обозначения для тензоров напряжений и деформаций, которые использованы в работе для определения момента разрушения элементов аппарата. Симметричный тензор напряжений имеет следующий вид:

$$\sigma = \begin{pmatrix} \sigma_{11} & \sigma_{12} & \sigma_{13} \\ \sigma_{21} & \sigma_{22} & \sigma_{23} \\ \sigma_{31} & \sigma_{32} & \sigma_{33} \end{pmatrix} \quad (1)$$

или  $\sigma = \sigma_{ij}$ . Компоненты с индексами  $i = j$  соответствуют нормальным напряжениям, а с индексами  $i \neq j$  – касательным (в данном случае  $i, j = x, y, z$ ). Симметричный тензор деформации имеет следующий вид:

$$\varepsilon = \begin{pmatrix} \varepsilon_{11} & \varepsilon_{12} & \varepsilon_{13} \\ \varepsilon_{21} & \varepsilon_{22} & \varepsilon_{23} \\ \varepsilon_{31} & \varepsilon_{32} & \varepsilon_{33} \end{pmatrix}, \quad (2)$$

где компоненты с индексами  $i = j$  соответствуют деформациям растяжения/сжатия, а  $i \neq j$  – деформациям сдвига (аналогично тензору напряжений,  $i, j = x, y, z$ ).

В качестве критерия перехода в пластическое состояние рассмотрен энергетический критерий прочности

$$\sigma_T = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_{11} - \sigma_{22})^2 + (\sigma_{22} - \sigma_{33})^2 + (\sigma_{33} - \sigma_{11})^2 + 6(\sigma_{12}^2 + \sigma_{23}^2 + \sigma_{31}^2)}, \quad (3)$$

где  $\sigma_T$  – эквивалентное напряжение по Мизесу, при которых материал переходит в пластическое состояние. Данный критерий позволяет достаточно точно описать переход стали в пластическое состояние.

В качестве материала элементов аппарата рассмотрена коррозионно-стойкая сталь 17X18N9. Для моделирования ее напряженно-деформированного состояния использована диаграмма Прандтля (рис. 4).

При этом неупругое деформирование стали не рассматривается, поскольку повторяющиеся нагрузки за пределом упругости могут привести к развитию значительных необратимых пластических деформаций, приводящих аппарат в неработоспособное состояние. Фактически это означает, что при превышении напряжениями в аппарате значения  $\sigma_T$  после снятия нагрузки (в случае ходьбы при вертикальной нагрузке) в элементах аппарата останутся некоторые пластические деформации. После некоторого значения циклов нагружения (шагов в случае ходьбы) аппарат деформируется настолько («разбалтывается»), что может причинить значительные неудобства пациенту.

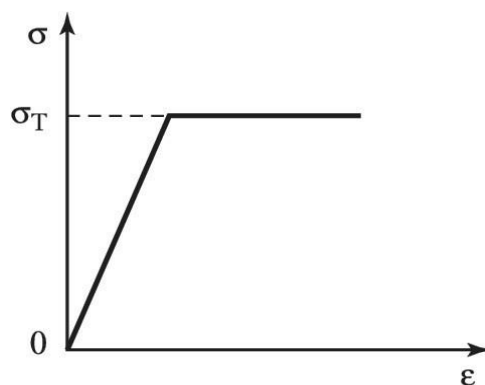


Рис. 4. Диаграмма Прандтля для описания напряженно-деформированного состояния материала [2]

Для расчета и проработки методики подбора элементов аппарата внешней фиксации (Илизарова) приняты следующие допущения:

- 1) элементы системы рассматриваются изолированно, без учета их взаимовлияния при общем деформировании аппарата;
- 2) потери жесткости в соединениях отсутствуют;
- 3) моментом разрушения элемента считается переход сечения в пластическое состояние в соответствии с энергетическим критерием разрушения (достижение эквивалентными напряжениями по Мизесу предела текучести материала);
- 4) нагрузки на элементы одной части (воспринимающий и/или передающей нагрузку) распределяются одинаково между элементами.

Первые два допущения позволяют получить распределение перемещений, напряжений и деформаций в аналитическом виде и оценить влияние параметров элементов на общую жесткость схемы. В результате этого может быть выполнен подбор оптимальных размеров поперечных сечений и длины элементов. При этом полученные усилия будут меньше тех, которые могут быть вычислены на основании схемы, учитывающей взаимовлияние и потери жесткости в связях.

Третье допущение введено для того, чтобы избежать остаточных деформаций, которые при многократном нагружении аппарата (ходьба) могут привести к его значительным деформациям, что в итоге скажется на общих прочностных и жесткостных характеристиках внешнего фиксатора.

Четвертое допущение связано с тем, что жесткость кости значительно выше, чем жесткость воспринимающей и передающей частей аппарата Илизарова.

#### **АНАЛИЗ СПИЦЕВЫХ ЭЛЕМЕНТОВ АППАРАТА, ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПРЕДЕЛЬНО ДОПУСКАЕМОЙ СИЛЫ НАТЯЖЕНИЯ И ПРОГИБОВ СПИЦЫ**

В соответствии с общей компоновкой аппарата рабочая длина спицы  $L$  может находиться в диапазоне  $L=135-215$  мм. Спица находится в состоянии продольно-поперечного изгиба и может быть рассчитана по балочной схеме (рис. 5). При этом воздействие на спицу от кости может быть смоделировано как точечные нагрузки  $P$  в центре (см. рис. 5). Следует отметить, что вопросы деформирования элементов аппарата внешней фиксации также изучены в работах [16, 17], однако там не рассмотрены вопросы выбора элементов остеосинтеза и не даны рекомендации по возможности их использования в тех или иных случаях.

В качестве закреплений выбрана шарнирно-неподвижная опора (слева) и шарнирно-подвижная опора (справа) – так называемые спицефиксаторы, при этом натяжение задается в виде продольного усилия  $N$ .

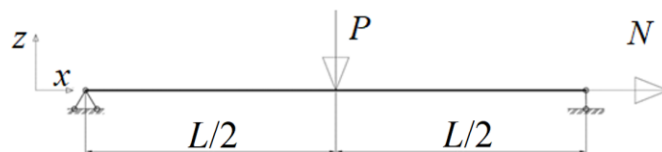


Рис. 5. Схема нагружения спицевого элемента

В связи с тем что момент инерции сечения спицы  $I = \frac{\pi D^4}{64}$  достаточно мал (для наиболее часто применяемой спицы диаметром 2 мм ( $I = 7,85 \cdot 10^{-13} \text{ м}^4$ ), имеет смысл рассматривать равновесие спицы в рамках модели тонкой нити. При этом, считая перемещения нити  $u(x)$  малыми, получим для нее уравнение равновесия

$$N_0 \frac{du(x)}{dx} + P(x) = 0 \quad (4)$$

с граничными условиями

$$u(0) = u(L). \quad (5)$$

В уравнении (4)  $N_0$  – сила натяжения спицы,  $P(x)$  – поперечная нагрузка на спицу,  $u(x)$  – поперечные перемещения спицы. При этом в соответствии с принятыми упрощениями

$$P(x) = \begin{cases} P, & x = \frac{L}{2}, \\ 0, & x \neq \frac{L}{2}. \end{cases} \quad (6)$$

Данное уравнение решалось численно из-за сложности получения аналитического решения для прогиба спицы. В результате получены значения перемещений в спице при различных значениях поперечной нагрузки и силы натяжения спицы в долях от максимальной.

Максимальное усилие в сечении нити определяется как

$$N = \sqrt{N_0^2 + P^2}. \quad (7)$$

В связи с этим зависимость максимально допустимого натяжения от вертикальной нагрузки показана на графике на рис. 6. Изополя зависимости прогиба спицы от поперечной нагрузки и ее натяжения представлены на рис. 7.

На основании полученных результатов можно сделать выводы, что одна спица может нести нагрузку до 50 кг, однако при этом прогиб спицы может превышать 8 см. При этом натяжение спицы не должно превышать предельного (см. рис. 6) и в течении всего процесса лечения (фиксации) сила натяжения в спице должна контролироваться специальными приборами, чтобы ее величина не уменьшалась значительно.

В случае уменьшения силы натяжения в спице в 10 раз ее прогиб может увеличиться в 5–6 раз, и таким образом нагрузка на место перелома станет недопустимой. При этом можно допустить ослабление натяжения спиц для повышения нагрузки на участок перелома, что в результате может привести к гипертрофии «регенерата» в зоне перелома, это было подтверждено в работе [9]. Тем не менее в отсутствие рекомендаций необходимо выполнять дотяжение спицы до  $N_0$  в соответствии с графиком (см. рис. 6).

Таким образом, спицы должны применяться для пациентов с большим весом, при этом во время процедуры лечения сила натяжения спицы должна контролироваться и при ее уменьшении до значений, при которых перемещения в области перелома будут значительны (в соответствии с рис. 7), необходимо дотягивать спицы.

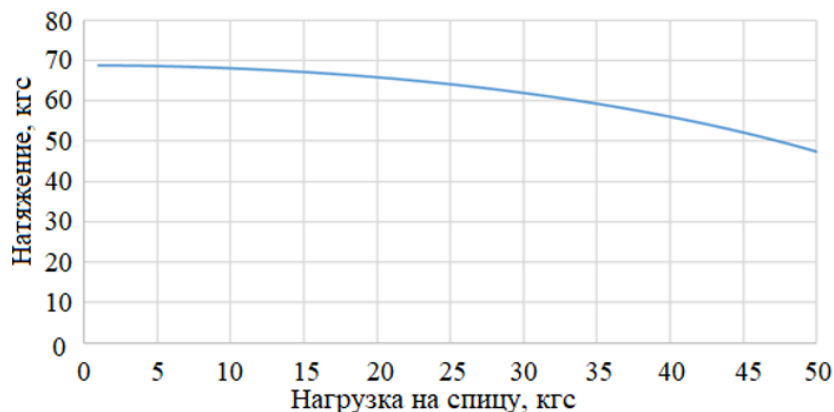


Рис. 6. Предельно допустимое натяжение до образования пластических деформаций в спице

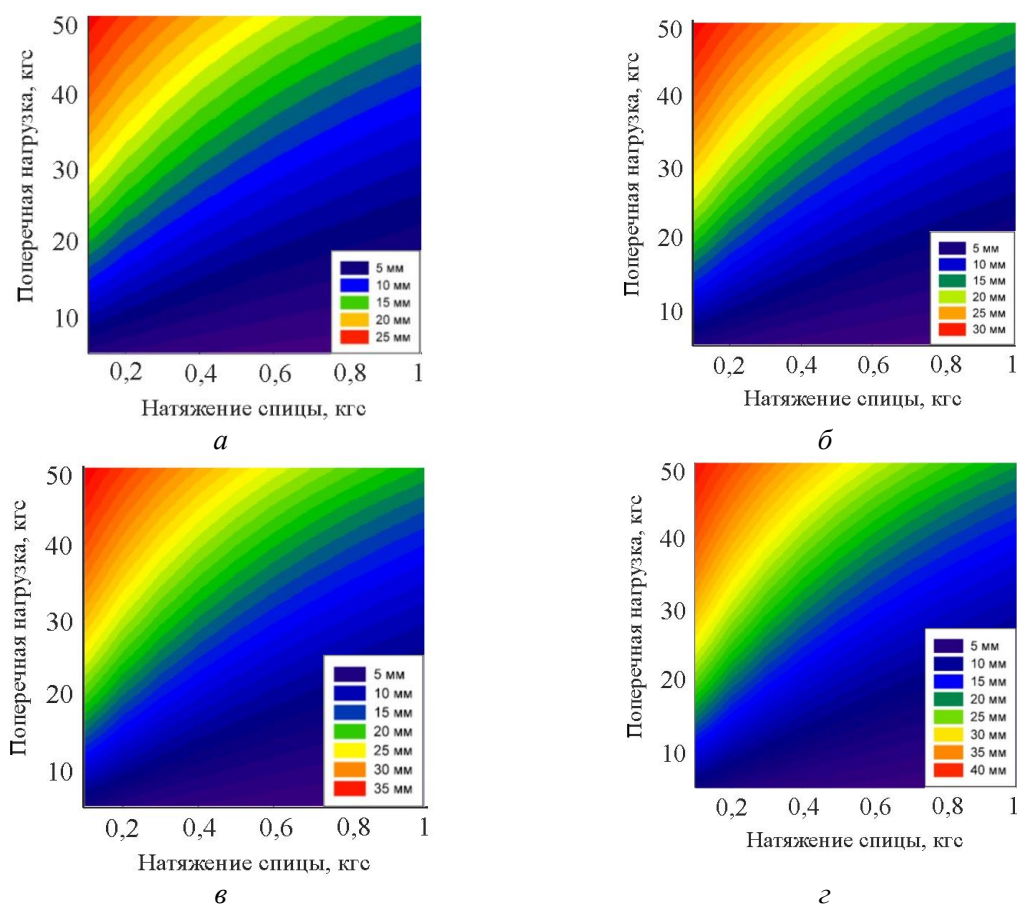


Рис. 7. Зависимость прогиба спицы от величины поперечной нагрузки и ее натяжения в долях от предельного значения натяжения спицы (кгс): 90 (*а*); 100 (*б*); 110 (*в*); 120 (*г*); 130 (*д*); 140 (*е*); 160 (*ж*); 180 (*з*); 200 (*и*)



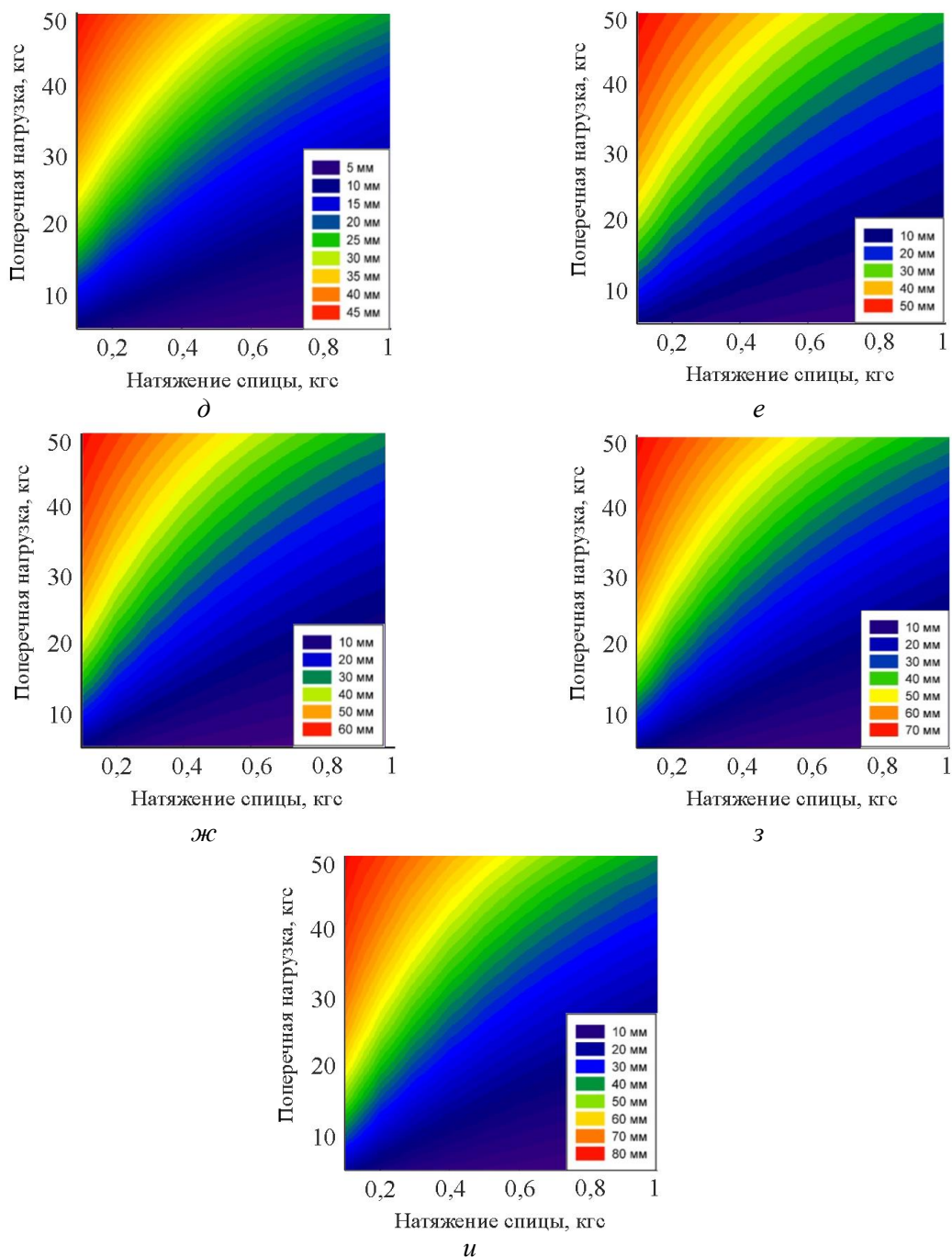


Рис. 7. Окончание

### АНАЛИЗ СТЕРЖНЯ ШАНЦА М6, ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПРЕДЕЛЬНО ДОПУСКАЕМОЙ НАГРУЗКИ И ЕГО ПРОГИБА

Стержень Шанца М6 (рис. 8) находится в изогнутом состоянии, и уравнение равновесия его изогнутой оси имеет следующий вид:

$$\frac{\partial^{\text{III}} u(x)}{\partial x^{\text{III}}} = P(x), \tag{8}$$

$$u(0) = u'(0),$$

$$u''(L) = 0.$$

Фактически у стержня Шанца консольный характер работы (рис. 9) с максимальным усилием в виде изгибающего момента в зоне крепления к кольцу (полукольцу):

$$M = PL. \quad (9)$$

При этом максимальные нормальные напряжения в районе крепления определяются по следующей формуле:

$$\sigma = M \frac{r}{I_z}. \quad (10)$$

Принимая, что рабочая длина стержня равна радиусу полукольца (кольца) и диаметр стержня без учета резьбы равен 6 мм, можно составить таблицу с предельной нагрузкой на стержень. При этом максимальный прогиб будет определяться по формуле

$$v = \frac{Pl^3}{3EI}. \quad (11)$$

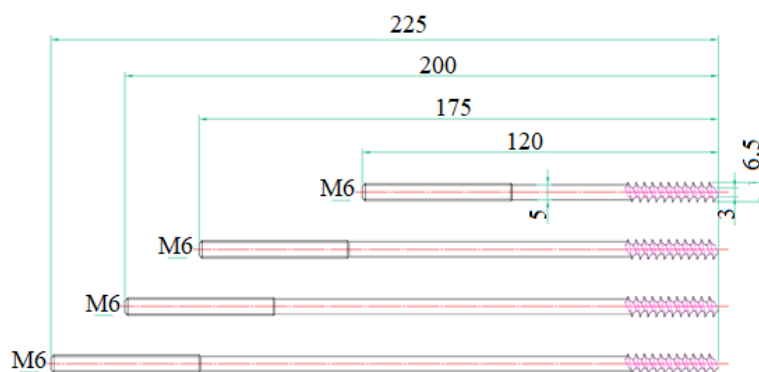


Рис. 8. Стержни Шанца М6 с глубокой резьбой

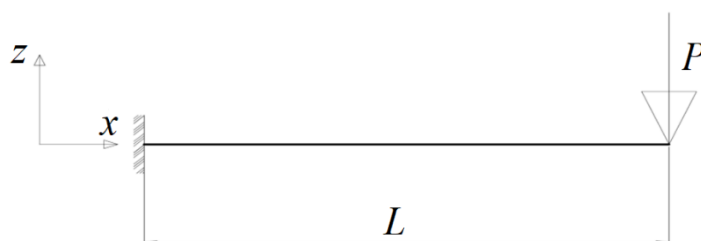


Рис. 9. Расчетная схема стержня Шанца

В табл. 1 и 2 приведены максимальные нормальные напряжения в зоне крепления стержня Шанца для различных расчетных длин  $L$  и нагрузок  $P$  для стержней Шанца М5 и М6. Необходимо отметить, что в сечении стержня также будут возникать и касательные напряжения, но их величина значительно меньше нормальных, при этом в крайних зонах сечения величина касательных напряжений равна 0, тогда как в центре сечения нормальные напряжения равны 0.

На основании приведенных выше таблиц можно сделать вывод о том, что стержни Шанца М5 и М6 можно использовать только при небольших нагрузках (не выше 20 кгс) и даже при них в аппарате могут начать развиваться необратимые пластические деформации.

Таблица 1

**Напряжение и прогиб в стержне Шанца М6  
при использовании полуколец разных диаметров**

P, кгс	Диаметр полукольца, мм								
	90	100	110	120	130	140	160	180	200
Напряжения, мПа									
10	242,6	265,7	288,8	311,9	335,1	358,2	404,4	450,6	496,8
15	363,9	398,6	433,3	467,9	502,6	537,2	<b>606,6</b>	<b>675,9</b>	<b>745,2</b>
20	485,2	531,5	<b>577,7</b>	<b>623,9</b>	<b>670,1</b>	<b>716,3</b>	<b>808,7</b>	<b>901,2</b>	<b>993,6</b>
25	<b>606,6</b>	<b>664,3</b>	<b>722,1</b>	<b>779,9</b>	<b>837,6</b>	<b>895,4</b>	<b>1010,9</b>	<b>1126,5</b>	<b>1242,0</b>
30	<b>727,9</b>	<b>797,2</b>	<b>866,5</b>	<b>935,8</b>	<b>1005,2</b>	<b>1074,5</b>	<b>1213,1</b>	<b>1351,8</b>	<b>1490,4</b>
35	<b>849,2</b>	<b>930,1</b>	<b>1010,9</b>	<b>1091,8</b>	<b>1172,7</b>	<b>1253,6</b>	<b>1415,3</b>	<b>1577,0</b>	<b>1738,8</b>
40	<b>970,5</b>	<b>1062,9</b>	<b>1155,3</b>	<b>1247,8</b>	<b>1340,2</b>	<b>1432,6</b>	<b>1617,5</b>	<b>1802,3</b>	<b>1987,2</b>
Прогиб, мм									
10	0,000	0,000	0,001	0,001	0,001	0,001	0,002	0,002	0,003
15	0,001	0,001	0,001	0,001	0,001	0,002	0,003	0,004	0,005
20	0,001	0,001	0,001	0,002	0,002	0,002	0,003	0,005	0,006
25	0,001	0,001	0,002	0,002	0,002	0,003	0,004	0,006	0,008
30	0,001	0,001	0,002	0,002	0,003	0,004	0,005	0,007	0,010
35	0,001	0,002	0,002	0,003	0,003	0,004	0,006	0,008	0,011
40	0,001	0,002	0,003	0,003	0,004	0,005	0,007	0,010	0,013

Примечание: здесь и в табл. 2 жирным выделены напряжения, превышающие временное сопротивление.

Таблица 2

**Напряжение и прогиб в стержне Шанца М5  
при использовании полуколец разных диаметров**

P, кгс	Диаметр полукольца, мм								
	90	100	110	120	130	140	160	180	200
Напряжения, мПа									
10	419,5	459,4	499,4	539,3	<b>579,3</b>	<b>619,2</b>	<b>659,2</b>	<b>699,1</b>	<b>739,1</b>
15	<b>629,2</b>	<b>689,1</b>	<b>749,0</b>	<b>809,0</b>	<b>868,9</b>	<b>928,8</b>	<b>988,7</b>	<b>1048,7</b>	<b>1108,6</b>
20	<b>838,9</b>	<b>918,8</b>	<b>998,7</b>	<b>1078,6</b>	<b>1158,5</b>	<b>1238,4</b>	<b>1318,3</b>	<b>1398,2</b>	<b>1478,1</b>
25	<b>1048,7</b>	<b>1148,5</b>	<b>1248,4</b>	<b>1348,3</b>	<b>1448,2</b>	<b>1548,0</b>	<b>1647,9</b>	<b>1747,8</b>	<b>1847,6</b>
30	<b>1258,4</b>	<b>1378,2</b>	<b>1498,1</b>	<b>1617,9</b>	<b>1737,8</b>	<b>1857,6</b>	<b>1977,5</b>	<b>2097,3</b>	<b>2217,2</b>
35	<b>1468,1</b>	<b>1607,9</b>	<b>1747,8</b>	<b>1887,6</b>	<b>2027,4</b>	<b>2167,2</b>	<b>2307,1</b>	<b>2446,9</b>	<b>2586,7</b>
40	<b>1677,9</b>	<b>1837,7</b>	<b>1997,5</b>	<b>2157,2</b>	<b>2317,0</b>	<b>2476,8</b>	<b>2636,6</b>	<b>2796,4</b>	<b>2956,2</b>
Прогиб, мм									
10	0,001	0,001	0,001	0,002	0,002	0,002	0,003	0,004	0,004
15	0,001	0,002	0,002	0,002	0,003	0,004	0,005	0,005	0,006
20	0,002	0,002	0,003	0,003	0,004	0,005	0,006	0,007	0,008
25	0,002	0,003	0,003	0,004	0,005	0,006	0,008	0,009	0,011
30	0,002	0,003	0,004	0,005	0,006	0,007	0,009	0,011	0,013
35	0,003	0,004	0,005	0,006	0,007	0,009	0,011	0,013	0,015
40	0,003	0,004	0,005	0,007	0,008	0,010	0,012	0,014	0,017

Необходимо отметить, что существует возможность комбинирования спицевого и стержневого крепления, однако в этом случае нагрузки между элементами будут распределяться неравномерно, а в зависимости от соотношения изгибных жесткостей этих элементов. Распределение усилий в элементах при комбинированной (гибридной) фиксации к кости (спицестержневым способом) будет исследовано в последующих работах.

Замечание 1. Полученные в результате расчета напряжения могут оказаться меньше реальных, что связано с деформируемостью связей и пространственной работой конструкции аппарата. Приведенные значения являются верхней оценкой, и обеспечение прочности аппарата по данным значениям гарантированно обеспечит его сохранность при эксплуатации. При этом полученные перемещения являются оценкой снизу итоговых перемещений, так как они не учитывают деформируемость аппарата и узлов соединений его конструкции.

Замечание 2. Для стержней Шанца в качестве предельных напряжений выбран предел прочности рассматриваемого материала, что связано с высоким уровнем напряжений в зоне крепления стержня к диску. Это не совсем корректно, поскольку жесткость данного соединения ограничена. Таким образом, полученные результаты расчета будут уточнены при пространственном анализе аппаратов.

#### АНАЛИЗ НАПРЯЖЕНИЙ В КОСТНОЙ ТКАНИ В МЕСТЕ ПРИКРЕПЛЕНИЯ ФИКСИРУЮЩИХ ЭЛЕМЕНТОВ АППАРАТА ВНЕШНЕЙ ФИКСАЦИИ К КОСТИ

Далее рассмотрим напряжения фиксации в костной ткани с помощью стержня Шанца и спицы. Расчетные конечно-элементные модели представлены на рис. 10.

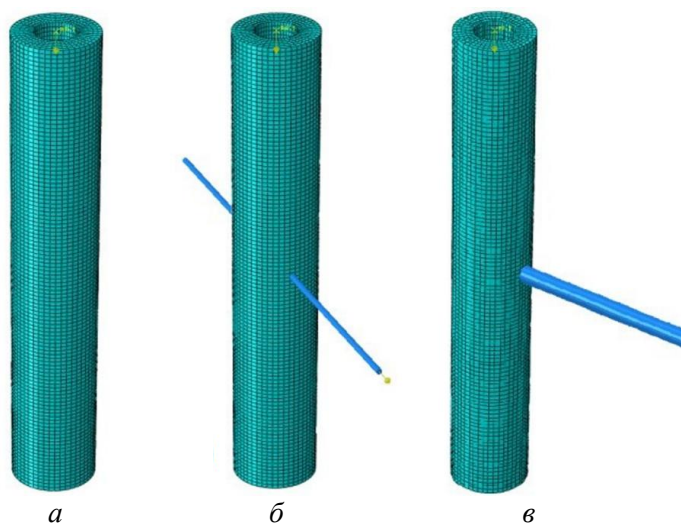


Рис. 10. Конечно-элементные модели для расчета напряжений костной ткани при разных способах фиксации

Костная ткань смоделирована ортотропной линейно-упругой, при этом характеристики костной ткани выбраны в соответствии с работами [13, 14]. Сверху участка кости (рис. 10) приложена нагрузка величиной 1 кгс вдоль оси Z (величина нагрузки в данном случае непринципиальна, поскольку расчет проводится для линейно упругого деформирования материалов аппарата и костной ткани). В случае отсутствия внешней фиксации нижняя часть модели закреплена вдоль осей X, Y и Z. При наличии внешней фиксации нижняя часть модели свободна и вся нагрузка воспринимается спицей либо стержнем Шанца, при этом для обеспечения геометрической неизменяемости схемы вращения вокруг осей X и Y зафиксированы. Далее показаны эквивалентные напряжения и давление в участке кости для каждого из вариантов (рис. 11–13).

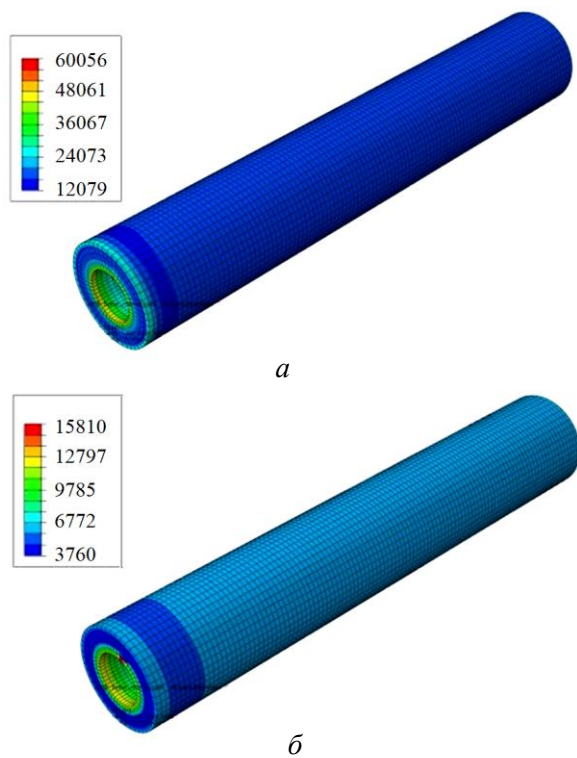


Рис. 11. Эквивалентные напряжения (*a*) и давление (*б*) в участке кости при спицевой фиксации (см. рис 10, *a*)

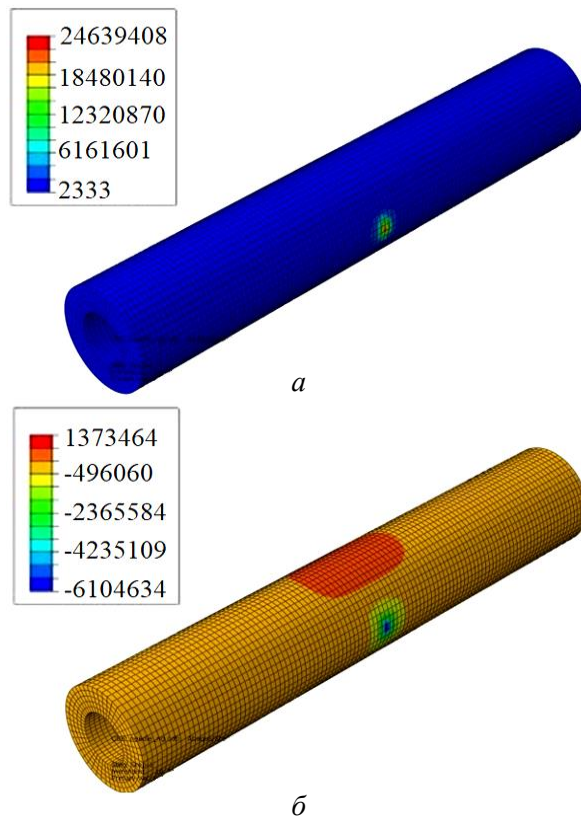


Рис. 12. Эквивалентные напряжения (*a*) и давление (*б*) в участке кости при спицевой фиксации (см. рис 10, *б*)

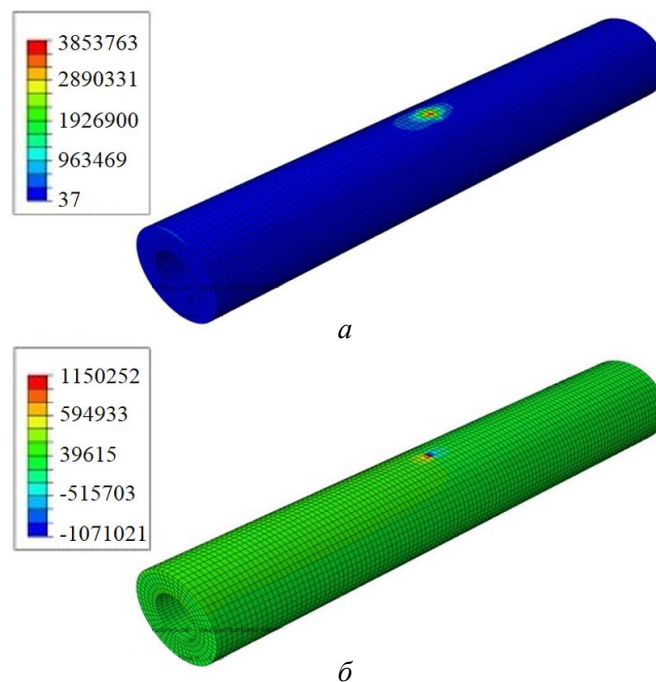


Рис. 13. Эквивалентные напряжения (а) и давление (б) в участке кости при спицевой фиксации (см. рис 10, з)

Полученные изополя объемных (давление) и сдвиговых (эквивалентных) напряжений свидетельствуют о том, что спицевой способ фиксации приводит к значительным концентрациям напряжений в костной ткани. Таким образом, при локальных нарушениях в костной ткани (уменьшение плотности кости, остеопороз) необходимо устанавливать спицы вне пораженных участков, либо комбинировать спицевый способ крепления со стержневым для частичного снятия нагрузки и уменьшения концентрации напряжений в зоне прохождения спицы, либо, если существует такая возможность, отказываться от спицевого способа крепления в пользу стержневого.

Наличие подобных концентраций напряжений связано прежде всего с тем, что диаметр спицы значительно меньше диаметра стержня Шанца, что приводит к большему давлению на кость в зоне фиксации. При этом при стержневом способе крепления распределение напряжений в кости более равномерно и увеличение напряжений в зоне прохождения стержня происходит менее резко.

### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

На основании проведенного анализа элементов аппарата внешней фиксации можно сделать следующие выводы:

1. Стержневое крепление аппарата к кости имеет большую жесткость, чем спицевое, однако его прочность значительно ниже, и уже при весе больного 80 кг с креплением к кости четырьмя стержнями в соединениях стержня Шанца развиваются необратимые пластические деформации, что в итоге приведет к потере жесткости и прочности аппарата («разбалтыванию»).

2. Спицевое крепление аппарата к кости имеет большую прочность, однако его жесткость значительно ниже и в процессе лечения необходимо контролировать силу натяжения спицы. Тем не менее данная схема подходит наилучшим образом для больных с большим весом.

3. Итоговые значения внутренних усилий и напряжений в элементах аппарата Илизарова будут меньше рассчитанных в данной работе, что связано с податливостью соединений и совместным характером деформирования аппарата Илизарова. Данное допущение дает некоторый запас по прочности и позволяет компенсировать плохое качество изготовления элементов и ошибку врача при осуществлении остеосинтеза.

4. Итоговые значения перемещений в зоне крепления к кости с учетом пространственного характера деформирования аппарата внешней фиксации будут больше полученных, что требует аккуратности в ограничении перемещений в элементах аппарата.

5. Использование обоих типов фиксации приводит к образованию концентраторов напряжений в костной ткани при ее нагружении. Однако в случае спицевой фиксации величина напряжений в костной ткани в несколько раз превышает напряжения при использовании стержневой фиксации.

Таким образом, в случае снижения плотности и прочности костной ткани (остеопороз) рекомендуется использовать стержневой способ фиксации (если существует такая возможность) или же комбинировать спицевой и стержневой способы. При этом спицы и стержни должны располагаться вне поврежденных участков костной ткани.

Рекомендации при выборе компоновки аппарата:

1. Определение веса больного и нагрузки на один элемент с учетом равномерного распределения нагрузки в пределах одной части аппарата.

2. Выбор типа крепления в зависимости от нагрузки (спица или стержень Шанца).

3. При выборе спицевого крепления натяжение спицы в соответствии с рис. 6 и контроль натяжения в процессе лечения пациента для предотвращения значительных деформаций (см. рис. 7).

4. В случае крепления с помощью стержня Шанца убедиться, что максимальная нагрузка не превысит допустимую в процессе лечения.

### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Бушманов А.В., Соловцова Л.А. Исследование жесткости аппарата Илизарова // Российский журнал биомеханики. – 2008. – Т. 12, № 3. – С. 97–102.
2. Варданян Г.С. и др. Сопrotивление материалов с основами теории упругости и пластичности. – М.: АСВ, 1995. – 568 с.
3. Голубев Г.Ш. и др. Конечнo-элементный статический анализ механического состояния костного регенерата на различных этапах консолидации в модельной системе остеосинтеза аппаратом Илизарова // Компьютерные исследования и моделирование. – 2014. – Т. 6, № 3. – С. 427–440.
4. Пичхадзе И.М. Атлас переломов костей конечностей и таза (биомеханическая классификация). – М.: Блу Чип Паблишинг, 2002. – 176 с.
5. Сафонова Л.В. Биомеханическое обоснование систем чрескостного остеосинтеза при лечении переломов и деформаций пяточной кости: автореф. дис. ... канд. физ.-мат. наук. – Саратов, 2008. – 17 с.
6. Феодосьев В.И. Сопrotивление материалов: учеб. для вузов. – М.: Изд-во МГТУ им. Н.Э. Баумана, 1999. – 597 с.
7. Baidya K.P., Ramakrishna S., Rahman M., Ritchie A., Huang Zheng-Ming. An investigation on the polymer composite medical device-external fixator // J. Reinf. Plast. and Comp. – 2003. – Vol. 22, № 6. – P. 563–590.
8. Gessmann J., Baecker H., Jettkant B., Muhr G., Seybold D. Direct and indirect loading of the Ilizarov external fixator: the effect on the interfragmentary movements and compressive load // Strat. Traum. Limb Recon. – 2011. – Vol. 6. – P. 27–31.
9. Giordano V., Godoyantos A.L., Belangero W.D. Finite element analysis of the equivalent stress distribution in Schanz screws during the use of a femoral fracture distractor // Rev. Bras. Ortop. – 2017. – Vol. 52, № 4. – P. 396–401.

10. Kim S.H., Chang S.H., Jung H.J. The finite element analysis of a fractured tibia applied by composite bone plates considering contact conditions and time-varying properties of curing tissues // *Compos. Struct.* – 2010. – Vol. 92, № 9. – P. 2109–2118.
11. Lauer S.K., Aron D.N., Evans M.D. Destabilization in external skeletal fixation finite element method evaluation // *Vet. Comp. Orthoped. J.* – 2003. – Vol. 16, № 3. – P. 164–169.
12. Padovec Z., Růžička P., Sedláček R., Růžička M. Design, analysis and testing of an external fracture fixation device manufactured from composite materials // *J. Appl. Comput. Mech.* – 2017. – Vol. 11. – P. 145–154.
13. Toumanidou Th., Spyrou L.A., Aravas N. A finite element model of the Ilizarov fixator system // *Proceedings of 10th IEEE International Workshop on Biomedical Engineering.* – Kos, 2011. – 4 p.
14. Watson M., Mathias K.J., Maffulli N., Hukins D.W., Shepherd D.E. Finite element modelling of the Ilizarov external fixation system // *Proc. Inst. Mech. Eng. H. J. Eng. Med.* – 2007. – Vol. 221, № 8. – P. 863–872.
15. Yildiz H., Erden S. An advanced structural design for bone plate // *Proceedings of 18th International Society of Biomechanics Congress.* – Zurich, 2001. – 3 p.
16. Zamani R., Oyadiji S.O. Theoretical and finite element modeling of fine Kirschner wires in Ilizarov external fixator // *J. Med. Dev.* – 2010. – Vol. 4, № 3. P. 1001–1009.
17. Zhang G. Geometric and material nonlinearity in tensioned wires of an external fixator // *J. Clin. Biomech.* – 2004. – Vol. 19. – P. 513–518.

## **STRUCTURAL ANALYSIS OF THE MAIN FIXATION ELEMENTS OF THE APPARATUS FOR EXTERNAL OSTEOSYNTHESIS**

**A.V. Tsiskarashvili, A.V. Dudchenko (Moscow, Russia)**

In order to determine the degree of stability of osteosynthesis, four basic fixation systems have been identified. These principles are based on the interaction of the fixator and bone fragments. 1. Fixator–bone, this part of the element is directly connected to a bone. 2. Intermediate fragment, this is the space between the bone and the supporting part of the retainer. 3. Fixator–fixator, this level concerns the assembly in general. 4. The bone–bone through the fixator. In this paper, the main methods and approaches of structural mechanics that can be applied to the analysis of the first fixation level, i.e. fixator–bone are used. These methods can be used to select the components of the external fixation device providing the required stiffness and strength of the apparatus. The calculation schemes and constitutive equations to calculate stress–strain state of the apparatus elements providing its attachment to the bone are given. Based on the calculations results, graphs and tables for selecting external fixator elements are presented, and the deformation of the components is shown.

**Key words:** external fixation of fractures, Illyarov's apparatus, strength, rigidity, deformations, transosseous osteosynthesis.

*Получено 31 октября 2018*