

© Группа авторов, 2009

УДК 616.718.5/6-001.5-089.84:004.9

**Конечно-элементное моделирование жесткости фиксации костных отломков в аппаратах чрескостного остеосинтеза при лечении диафизарных переломов голени**

**О.В. Бейдик, К.К. Левченко, А.В. Ткачева, К.Г. Бутовский**

**Finite-element modeling the fixation rigidity of bone fragments in transosseous osteosynthesis devices in treatment of shaft leg fractures**

**O.V. Beidik, K.K. Levchenko, A.V. Tkacheva, K.G. Butovsky**

ГОУ ВПО «Саратовский государственный медицинский университет Росздрава», кафедра травматологии и ортопедии;  
ГОУ ВПО «Саратовский ГУ им.Н.Г. Чернышевского»

Проведен сравнительный анализ стержневых аппаратов для чрескостного остеосинтеза трех типов методом конечно-элементного моделирования, реализованного с помощью компьютерного программно-расчетного комплекса «Лира 9.2».

Ключевые слова: голень, стержневые аппараты, конечно-элементное моделирование.

The comparative analysis of three types of rod devices for transosseous osteosynthesis has been made by the method of finite-element modeling, realized with "Lira 9.2" computer program complex.

Keywords: leg, rod devices, finite-element modeling.

ВВЕДЕНИЕ

Чрескостный остеосинтез, получивший широкое распространение при лечении переломов и деформаций различных костных сегментов, обеспечивает более высокую эффективность в его использовании для трубчатых костей [2, 4, 5]. Данный метод позволяет проводить точную закрытую репозицию костных отломков, а также их заданную компрессию и дистракцию, обеспечивая фиксацию отломков с необходимой жесткостью при ее высокой стабильности, создавая благоприятные условия для остеосинтеза, консолидации регенерата и сращения перелома. Одновременно чрескостный остеосинтез характеризуется наименьшей травматичностью, сохраняя полноценное кровоснабжение биоструктур в зоне перелома и возможность необходимых функциональных движений больного.

Применительно к большеберцовой кости чрескостный остеосинтез позволяет достигнуть наилучших анатомических и функциональных резуль-

татов лечения свежих переломов и псевдоартрозов, а также неправильно сросшихся переломов [2].

В то же время при использовании чрескостного остеосинтеза со спицевой фиксацией возникают осложнения, доля которых может достигать 25 % [2, 7]. Чаще всего происходит инфицирование и воспаление мягких тканей вокруг спиц и вторичное смещение отломков с неправильным сращением и деформацией кости. Для компенсации указанных недостатков требуется проведение дополнительных спиц, регулярное их перенатяжение, что увеличивает трудоемкость остеосинтеза и продолжительность оперативного вмешательства, снижая итоговую эффективность спицевого остеосинтеза.

По указанным причинам все большее распространение получает стержневая фиксация костных отломков, позволяющая добиться стабильного остеосинтеза за счет меньшего числа фиксаторов при более простой компоновке аппаратов фиксации и облегчении их монтажа. В условиях стержневого остеосинтеза возрастает роль методики его выполнения с обоснованными указаниями по применению рациональных схем стержневой фиксации. Особое значение имеет решение данной задачи для эффективного остеосинтеза большеберцовой кости, которая, обладая высокими адаптационными способно-

О.В. Бейдик – профессор кафедры травматологии и ортопедии ГОУ ВПО «Саратовский ГМУ Росздрава, д.м.н., профессор;  
К.К. Левченко – ассистент кафедры травматологии и ортопедии ГОУ ВПО «Саратовский ГМУ Росздрава, к.м.н.;  
А.В. Ткачева – начальник отдела маркетинга ГОУ ВПО «Саратовский ГУ им. Н.Г. Чернышевского», к.ф.-м.н.;  
К.Г. Бутовский – доцент, к.ф.-м.н.

стями, испытывая большие функциональные нагрузки различного характера, так что доля ее переломов составляет около 35 % в общем числе переломов длинных трубчатых костей.

Жесткость схем фиксации в аппаратах остеосинтеза обусловлена сложным совместным влиянием соединенных между собой фиксаторов, внешних опорных элементов, кронштейнов, стержней-стяжек, входящих в конструкцию аппаратов. Система данных деталей представляет сложную пространственную конструкцию, они являются разнородными по форме, размерам, видам материалов. Поэтому выявление рациональной схемы фиксации для конкретных клинических случаев с помощью экспериментальных наблюдений и исследований требует выполнения большого объема работы при значительных затратах времени и средств.

Моделирование напряженно-деформированного состояния аппаратов внешней фиксации с применением математических методов составления и интегрирования дифференциальных уравне-

ний представляет весьма сложную, часто неразрешимую задачу. Более эффективные результаты дает применение моделирования характеристик жесткости аппаратов остеосинтеза за счет использования метода конечных элементов. Он заключается в представлении конструкции аппарата в виде отдельных элементов, взаимодействующих в конечном числе узловых точек, что позволяет составить системы уравнений равновесия отдельных элементов конструкции с последующим расчетом их перемещений. Для эффективного выполнения указанных этапов моделирования успешно применяются компьютерные средства, из которых в наилучшей степени соответствует приведенным условиям программный комплекс «ЛИРА 9.2» [6].

С учетом изложенного, целью данной работы является выявление характеристик жесткости и напряженно-деформированного состояния прогрессивных типов стержневых аппаратов чрескостного остеосинтеза методом конечно-элементного моделирования в лечении переломов большеберцовой кости.

#### МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

##### Методика конечно-элементного моделирования

Процесс моделирования предусматривал разработку принципов моделирования, создание конечно-элементных моделей аппаратов остеосинтеза, моделирование нагрузок.

Принципы моделирования конструкций аппаратов характеризовались выполнением нескольких последовательных этапов исследования:

- разработка теоретических основ построения модели системы «кость-аппарат»;
- моделирование прикладываемой нагрузки к аппарату с учетом особенностей строения большеберцовой кости;
- расчет усилий и перемещений в характерных точках аппарата;
- проверка элементов конструкции аппарата по допускаемому напряжению и определение жесткости фиксации по перемещениям костного отломка.

Теоретической основой ПК «ЛИРА 9.2» является метод конечных элементов (МКЭ), базирующейся на принципе возможных перемещений согласно выражению:

$$a(u,v)=(f,v), \quad (1)$$

где  $u$  – искомое точное решение;  $v$  – любое возможное перемещение;  $a(u,v)$ ,  $(f,v)$  – возможные работы внутренних и внешних сил.

Занимаемая конструкцией область разбивается на конечные элементы, назначаются узлы и их степени свободы  $L_j$  (перемещения и углы поворота узлов).

Степеням свободы соответствуют базисные (координатные, аппроксимирующие) функции  $\mu_i$ , отличные от нуля только для элементов,

имеющих общий узел, и удовлетворяющие равенствам

$$L_j \mu_i = \begin{cases} 1 & i=j \\ 0 & i \neq j \end{cases} \quad (2)$$

Приближенное решение как величина перемещения  $U_h$  ищется в виде линейной комбинации базисных функций

$$U_h = \sum_{i=1}^N l_j \mu_j, \quad (3)$$

где  $U_h$  – перемещение по  $i$ -й степени свободы,  $N$  – количество степеней свободы.

Подставив в выражение (1) функции  $U_h$  вместо  $u$  и  $\mu$  ( $j=1, \dots, N$ ) вместо  $v$ , получим систему уравнений МКЭ:

$$\sum_i u_i a(\mu_i, \mu_j) = (f, \mu_j), \quad i=1, \dots, N. \quad (4)$$

Обозначив через  $K$  матрицу жесткости с элементами  $K_{ij} = a(\mu_i, \mu_j)$ , через  $P$  – вектор нагрузок с элементами  $P_i = (f, \mu_i)$  и  $X$  – искомый вектор с элементами  $U_i$ , запишем систему (4) в матричной форме

$$KX = P. \quad (5)$$

Таким образом, применение МКЭ сводит задачу к системе алгебраических уравнений (5). Решив ее, находим вектор  $X$ , затем из уравнений (3) – остальные компоненты напряженно-деформированного состояния конструкций аппаратов.

Для расчетов прочности, жесткости, устойчивости стержневых конструкций ПК «ЛИРА 9.2» содержит несколько взаимосвязанных информационных систем, позволяющих производить расчеты, связанные с физической и геометрической нелинейностью.

Конструкции исследуемых схем и аппаратов внешней фиксации предназначались для выявления наилучших характеристик их жесткости и прочности при стержневом чрескостном остео-

синтезе диафизарных переломов костей голени с обоснованием тактики лечения и их использования в зависимости от особенностей перелома. Компоновка аппаратов соответствовала общему принципу двухуровневой фиксации костных отломков с использованием титановых деталей из комплекта аппарата Г.А. Илизарова.

Типы аппаратов внешней фиксации для конечно-элементного моделирования их деформационного поведения соответствовали вышеприведенным условиям и характеризовались несколькими биомеханическими параметрами:

- аппарат № 1 – с четырьмя кольцевыми опорами, сквозными и консольными фиксаторами (рис. 1);



Рис. 1. Фото аппарата № 1

- аппарат № 2 – с четырьмя полукольцевыми опорами и консольными фиксаторами (рис. 2);

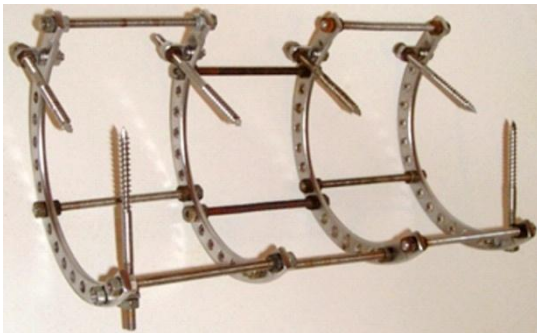


Рис. 2. Фото аппарата № 2

- аппарат № 3 – с четырьмя опорными пластинами и консольными фиксаторами (рис. 3).



Рис. 3. Фото аппарата № 3

Жесткость при изгибе, а также при растяжении является важнейшей биомеханической характеристикой фиксаторов и других деталей аппаратов, чем определяется их деформацион-

ное поведение. При моделировании фиксаторов и деталей аппаратов, учитывается, что все они имеют стержневую форму с круглым либо прямоугольным сечением. При модуле упругости  $E$  материала стержня, момента инерции  $J$  сечения стержня, его диаметра  $d$  либо размерах сечения  $b$  и  $h$  изгибная жесткость рассчитывается для круглого сечения по формуле:

$$EI = E \frac{\pi d^4}{64},$$

для прямоугольного сечения – по формуле:

$$EI = E \frac{bh^3}{12}.$$

Материал стержневого остеофиксатора представляет титановый сплав ВТ16 с модулем упругости  $E_f=1,07 \cdot 10^5$  МПа, его диаметр равен 5 мм, так что изгибная жесткость фиксатора составляет  $E_f J_f=2,2 \cdot 10^7$  Н\*мм<sup>2</sup>. Кортикальный слой большеберцовой кости по имеющимся данным обладает модулем упругости  $E_k 2 \cdot 10^4$  МПа, ее наружный диаметр принимается равным 30 мм, внутренний диаметр – 15 мм, в связи с чем изгибная жесткость кости составляет  $E_k J_k=74,5 \cdot 10^7$  Н\*мм<sup>2</sup>.

Полученная изгибная жесткость костного отломка более чем на порядок превышает жесткость титанового стержня и в рассматриваемых задачах деформации отломка будут ничтожно малы. Поэтому его смещениями можно пренебречь как величинами второго порядка малости, считая костный отломок абсолютно жестким телом.

Модели конструкций аппаратов включали стержневые элементы, которые моделировались конечным элементом КЭ-10 из системы ПК «ЛИРА 9.2»:

- 1) сквозной остеофиксатор длиной 150 мм, диаметром 5 мм;
- 2) консольный остеофиксатор длиной 90 мм, диаметром 5 мм;
- 3) кольцевая и полукольцевая опоры с радиусом срединной линии 75 мм, прямоугольного сечения размерами 12×5;
- 4) опорная пластина размерами сечения 24×5;
- 5) резьбовой соединительный стержень длиной 100 мм, диаметром 5 мм;
- 6) соединительный кронштейн длиной 15 мм, размерами сечения 8×8 мм.

Опорные и соединительные элементы аппаратов изготавливались из нержавеющей стали 12×18Н10Т с модулем упругости  $E_c=2,1 \cdot 10^5$  МПа.

Конечно-элементные модели аппаратов создавались с учетом условия абсолютной жесткости соединений всех элементов между собой. При этом считалось, что перелом большеберцовой кости находится в ее средней трети, аппарат установлен симметрично относительно места перелома, внешние опоры размещены перпен-

дикулярно оси кости с шагом 100 мм. Установка остеофиксаторов обеспечивает прохождение продольной оси кости через центры окружностей, образованных внешними опорами.

Схемы конечно-элементных расчетных моделей аппаратов в изометрической проекции имеют обозначения в виде черных кружков – резьбовые соединения элементов, контурные кружки – места сопряжения фиксаторов с дистальным отломком кости, крестики – места сопряжения фиксаторов с проксимальным отломком (рис. 4, 5, 6).

Проксимальный отломок большеберцовой кости рассматривался как жестко закрепленный,

точки-крестики его сопряжения с остеофиксаторами считались неподвижными, ввиду чего данный отломок не моделировался. Нагрузки на аппарат в виде сосредоточенных сил и моментов прикладывались к дистальному отломку в точке А, оценка жесткости фиксации оценивалась по перемещению конца дистального отломка в зоне перелома, соответствующего точке В.

Моделирование нагрузки проводилось с учетом выбранных направлений осей координат для схем аппаратов: ОХ – по горизонтали вправо, ОУ – перпендикулярно плоскости схемы, ОZ – вертикально вверх.

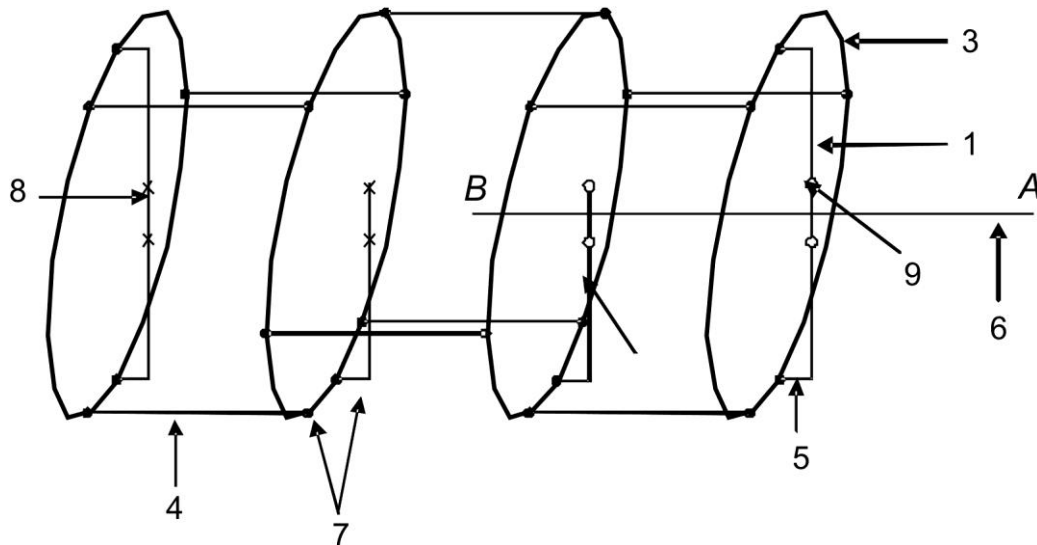


Рис. 4. Схема конечно-элементной расчетной модели аппарата № 1: 1 – сквозной и 2 – консольный остеофиксаторы стержневого типа; 3 – кольцо; 4 – резьбовой соединительный стержень; 5 – соединительный кронштейн; 6 – костный фрагмент; 7 – места резьбового соединения различных элементов конструкции между собой; 8 и 9 – места входа остеофиксаторов в кортикальный слой верхнего и нижнего отломков большеберцовой кости соответственно

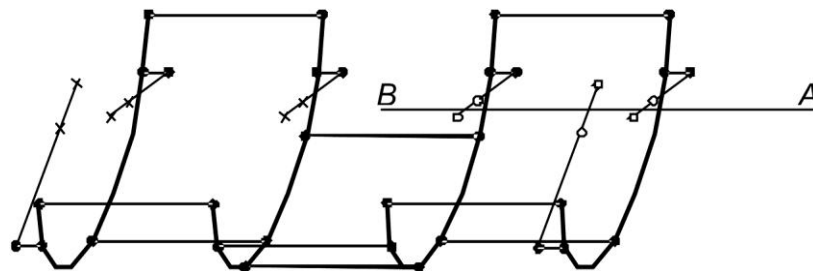


Рис. 5. Схема конечно-элементной расчетной модели аппарата № 2

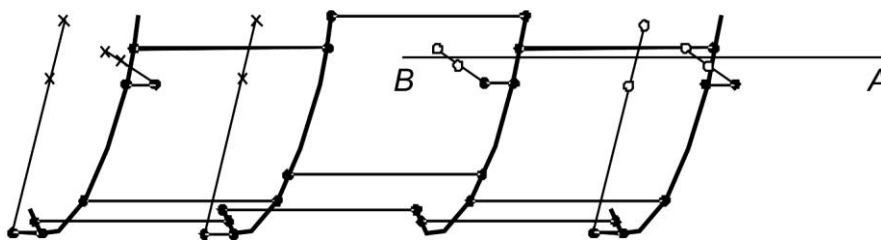


Рис. 6. Схема конечно-элементной модели аппарата № 3

Дифференцированное поведение аппарата каждого типа рассчитывалось при действии шести видов нагрузки:

- нагрузка № 1 – продольное сжимающее усилие величиной 20 кгс в направлении оси ОХ;
- нагрузки № 2 и 3 – поперечные усилия величиной 5 кгс в направлении осей ОУ и ОZ;
- нагрузка № 4 – скручивающий момент величиной 50 кгс\*см в направлении вокруг оси ОУ;
- нагрузки № 5 и 6 – изгибающие моменты величиной 200 кгс\*см в направлении вокруг осей ОУ и ОZ.

При моделировании нагрузок принималось, что точка А и Х приложения примерно соответствует расположению голеностопного сустава, нагрузка № 1 возникала при вертикальном по-

ложении взрослого пациента с частичной нагрузкой на больную конечность, нагрузки № 2 и 3 могут создаваться при удержании больной конечности на весу в горизонтальном положении. Образование скручивающей нагрузки № 4 не исключено при ходьбе пациента с поворотами, нагрузки № 5 и 6 могут возникать при попытках пациента встать на носки.

Рассмотренные размерные и прочностные характеристики элементов аппаратов и костных отломков, их закрепления и соединения между собой, а также виды прикладываемых нагрузок и построенные конечно-элементные модели аппаратов использовались для расчетов перемещений и поворотов длительного костного отломка в зоне перелома с помощью ПК «ЛИРА 9.2».

### РЕЗУЛЬТАТЫ КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ

При получении результатов расчетов учитывалось правило знаков, согласно которому линейные перемещения являются положительными, если они совпадают с направлением принятых осей координат, угловые перемещения (повороты) рассматриваются как положительные, если вращают узел против часовой стрелки, глядя с конца соответствующей оси.

Приложенные модельные нагрузки создавали сложные пространственные перемещения и повороты элементов аппаратов, отражавшиеся на смещениях дистального костного отломка в зоне пе-

релома большеберцовой кости (табл. 1, рис. 7).

Предварительная оценка жесткости моделей аппаратов остеосинтеза по данным таблицы 1, учитывала, что увеличение значений перемещений и поворотов костного отломка при всех условиях свидетельствует о снижении жесткости фиксации. На данном основании принято возможным провести приближенное сравнение жесткости аппаратов по средним, а также максимальным значениям перемещений и углов поворота для всех видов нагрузки (табл. 2).

Таблица 1

Значения перемещений и поворотов точки В каждого из трех типов аппарата, возникших в результате воздействия каждой из нагрузок № 1-6

Нагрузка, №	Перемещения			Повороты		
	$\Delta x$ , мм	$\Delta y$ , мм	$\Delta z$ , мм	$\Delta \alpha$ , град	$\Delta \beta$ , град	$\Delta \gamma$ , град
1-й аппарат						
1	-1,119	-0,008	0,099	-0,0167	-0,1955	-0,0491
2	-0,055	-2,062	-0,083	0,7560	0,0354	-2,7115
3	0,222	-0,155	-0,370	0,0306	0,8197	-0,0191
4	-0,007	1,349	0,001	-1,4640	-0,0125	-0,0040
5	-0,301	0,235	-0,107	-0,0474	-1,3237	0,0030
6	-0,085	0,411	-0,120	-0,0569	0,0028	-4,4213
2-й аппарат						
1	-1,938	-0,024	0,468	-0,0717	-1,4614	0,1231
2	0,137	-1,003	-0,658	0,6587	0,4336	-0,8228
3	1,710	-0,535	-2,152	0,9288	2,8765	-0,4566
4	-0,034	1,110	1,074	-1,8180	-0,1296	0,0111
5	-2,550	-0,031	0,392	-0,4832	-4,5039	0,6920
6	0,233	0,263	-0,163	0,0239	0,7066	-1,3657
3-й аппарат						
1	-1,315	-0,362	0,443	0,3919	-0,8031	-0,0083
2	-0,090	-1,228	0,238	0,5101	-0,1298	-0,7621
3	0,988	0,834	-1,853	-0,5218	1,4537	-0,0023
4	0,168	0,872	0,005	-1,5689	0,2086	0,0095
5	-1,411	-1,349	1,082	0,8475	-2,0651	0,0957
6	0,003	-0,337	0,402	-0,0052	0,1086	-1,1227

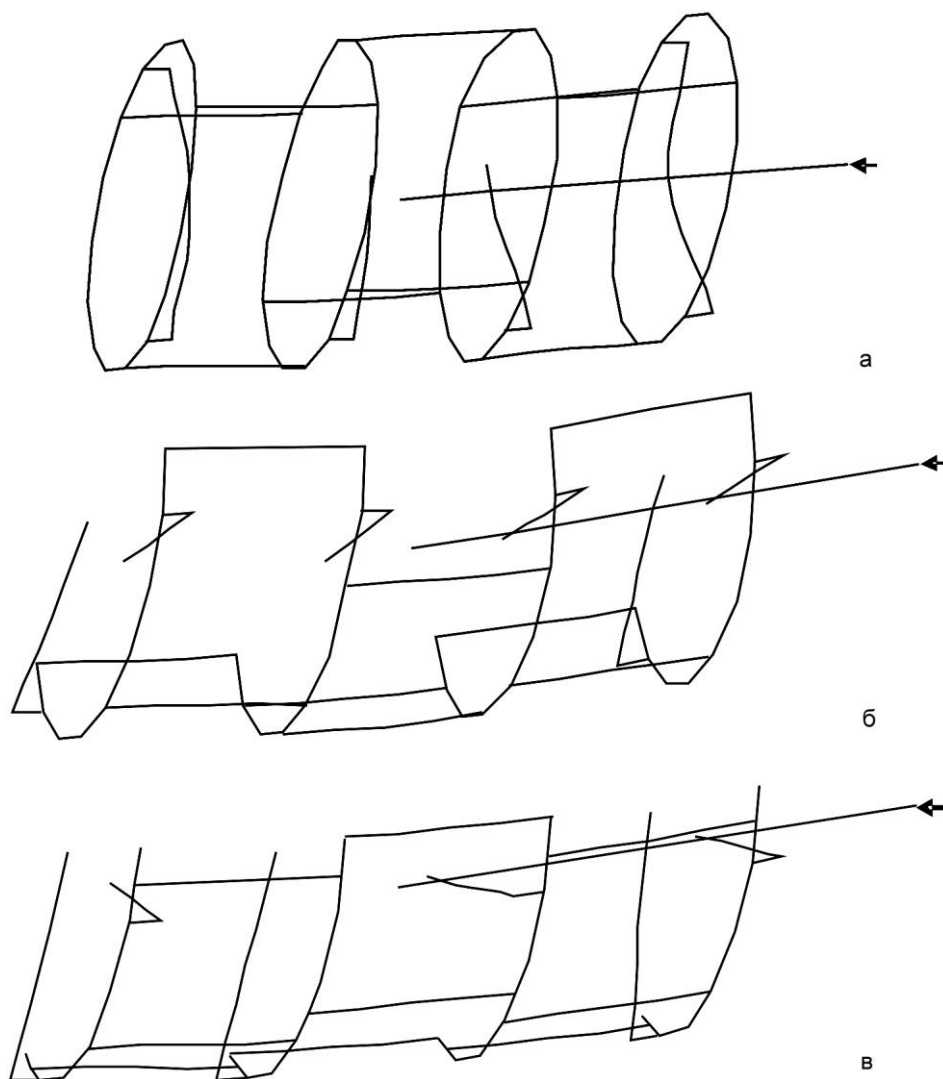


Рис. 7. Конечно-элементные модели деформированного состояния аппаратов остеосинтеза при действии на костный отломок нагрузки № 1: а – аппарат № 1 (масштаб 1:30); б – аппарат № 2 (масштаб 1:30); в – аппарат № 3 (масштаб 1:30.)

Таблица 2

Средние и максимальные значения перемещений и поворотов точки В конца костного отломка

Тип аппарата	Средние значения		Максимальные значения	
	Перемещения, $\Delta S$ , мм	Поворот, $\Delta\phi$ , град	Перемещения, $\Delta S_{\max}$ , мм	Поворот, $\Delta\phi_{\max}$ , град
Аппарат № 1	0,9714	1,8414	2,062	4,4213
Аппарат № 2	1,7523	2,2680	2,550	4,5039
Аппарат № 3	1,4320	1,3849	1,853	2,0651

Результаты конечно-элементного моделирования жесткости аппаратов остеосинтеза показывают, что наибольшей средней жесткостью фиксации отломка по перемещениям обладает аппарат № 1. Его среднее перемещение 0,9714 мм обуславливает повышение жесткости по отношению к аппарату № 2 в  $1,7523/0,9714=1,8$  раза, к аппарату № 3 – в  $1,4320/0,9714=1,47$  раза.

Наибольшую среднюю жесткость фиксации по поворотам имеет аппарат № 3, так что его жесткость повышена в сравнении с аппаратом № 1 в  $1,8414/1,3849=1,33$  раза, с аппаратом № 2 – в  $2,2680/1,3849=1,64$  раза.

При данной оценке жесткости аппаратов необходимо учитывать, что аппарат № 1 преду-

сматривает использование всего двух фиксаторов костного отломка, тогда как в аппаратах № 2 и 3 применяются по три фиксатора. В результате аппарат № 1 обеспечивает наименьшую степень травматизации, при этом сводится к минимуму опасность послеоперационных осложнений.

Допустимая относительная деформация костного регенерата при остеосинтезе переломов большеберцовой кости в начальный период может составлять 100 %. С учетом принятого первичного диастаза между отломками 3 мм и допустимой деформации растущего регенерата, равной 3 мм, следует считать, что аппараты № 1 и 3 обеспечивают необходимую жесткость фикс-

сации отломков при наибольшем смещении его конца 2,062 мм и 1,853 мм соответственно. В аппарате № 2 наибольшее смещение конца отломка достигало 2,550 мм, что приближалось к опасному значению.

Анализ полученных результатов показывает, что наилучшая жесткость фиксации с наименьшими линейными перемещениями обеспечивается при использовании аппарата № 1 со сквозным двухопорным остеофиксатором. Это связано с лучшим распределением по длине пролета внутреннего изгибающего момента при уменьшенной величине.

Высокие показатели жесткости по угловым поворотам пластины отломка в аппарате № 3 с опорными пластинами объясняется значительно меньшей суммарной длиной его элементов, что

ограничивает величину изгибных деформаций.

Результаты конечно-элементного моделирования жесткости фиксации в исследованных аппаратах остеосинтеза могут служить основой для разработки тактики остеосинтеза по выбору расположения и числа стержневых фиксаторов, вида внешних опор и способов закрепления на них фиксаторов. Исходя из результатов моделирования, можно рекомендовать для остеосинтеза при лечении сложных оскольчатых переломов как наиболее эффективное применение аппаратов первого типа. Менее сложные кососпиральные переломы рациональнее всего могут быть излечены с помощью аппарата второго типа. Для лечения относительно простых переломов является целесообразным применение аппаратов третьего типа.

## ВЫВОДЫ

1. Конечно-элементное моделирование деформированного состояния и жесткости систем внешней фиксации отломков большеберцовой кости в аппаратах трех типов показано, что средние параметры жесткости консольно-сквозного стержневого аппарата были значительно лучше, чем у консольно-стержневых аппаратов второго и третьего типов. Это объясняется значительно меньшей величиной и лучшим распределением внутреннего изгибающего момента при нагружении сквозного двухопорного стержня.

2. Установлено, что максимальные показатели смещений были наименьшими у консольно-стержневого аппарата третьего типа с опор-

ными пластинами и составляли по перемещениям 1,853 мм по поворотам – 2,0651 град. Данное качество аппарата связано с наименьшей суммарной длиной его конструктивных элементов, что значительно снижает величину изгибных деформаций.

3. Результаты конечно-элементного моделирования жесткости и деформированного состояния аппаратов внешней фиксации дают биомеханическое обоснование для предпочтительного выбора тактики стержневого остеосинтеза большеберцовой кости как двухуровневой фиксации костного отломка с применением консольного стержня и сквозного двухопорного стержня с кольцевыми внешними опорами.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Александров, А. В. Сопротивление материалов / А. В. Александров, В. Д. Потапов, Б. П. Державин. – М. : Высшая школа, 1995. – 256 с.
2. Бейдик, О. В. Остеосинтез стержневыми и спицестержневыми аппаратами внешней фиксации / О. В. Бейдик, Г. П. Котельников, Н. В. Островский. – Самара, 2002. – 234 с.
3. Бернштейн, С. А. Сопротивление материалов / С. А. Бернштейн. – М. : Высшая школа, 1961. – 464 с.
4. Бондаренко, А. В. Ранний чрескостный остеосинтез по Илизарову открытых диафизарных переломов костей голени как фактор профилактики осложнений и неблагоприятных исходов у больных с политравмой / А. В. Бондаренко // Гений ортопедии. – 2002. - № 3. – С. 23–27.
5. Девятов, А. А. Чрескостный остеосинтез / А. А. Девятов. – Кишинев : Штиинца, 1990. – 316 с.
6. «Лира»-Windows : рук. пользователя / под ред. А. С. Городецкого [и др.]. – Киев : Факт, 1997. – 141 с.
7. Мартель, И. И. Ошибки осложнения при лечении больных с тяжёлыми открытыми переломами костей голени по Илизарову / И. И. Мартель // Проблемы травматологии и ортопедии : материалы науч.-практ. конф. травматологов-ортопедов Ханты – Мансий. автономного округа. – Сургут, 1998. – С. 82–84.
8. Шевцов, В. И. Аппарат Илизарова. Биомеханика / В. И. Шевцов, В. А. Немков, Л. В. Складар. – Курган : Периодика, 1995. – 165 с.

Рукопись поступила 29.12.08.