

© Группа авторов, 2005

Компьютерное моделирование стержневого чрескостного остеосинтеза трубчатых костей

О.В. Бейдик, В.В. Анников, К.К. Левченко, И.А. Аристова, А.В. Спицин

Computer modelling of pin transosseous osteosynthesis of tubular bones

O.V. Beidick, V.V. Annikov, K.K. Levchenko, I.A. Aristova, A.V. Spitsyn

ММУ «Городская клиническая больница № 9» (главный врач – к.м.н. О.Н. Костин);
Саратовский государственный медицинский университет (ректор – д.м.н., профессор П.В. Глыбочко);
Саратовский государственный аграрный университет им. Н.И. Вавилова (ректор – профессор Н.И. Кузнецов), Россия, г. Саратов

С помощью программно-расчетного комплекса проведено математическое моделирование внешней чрезкостной фиксации аппаратами стержневого типа трубчатой кости с заданными параметрами. В ходе исследования сравнивали 4 схемы монтажа аппарата, скомпонованных из деталей аппарата Илизарова и консольных стержневых остеофиксаторов, оценивали жесткость фиксации, величину возможных деформаций регенерата и конструкций.

Ключевые слова: стержневая чрезкостная фиксация.

Mathematical modelling of external transosseous fixation of a tubular bone using pin-type devices and preset parameters has been made with the help of program-calculated complex. In the process of study 4 schemes of the device mounting configured from the Ilizarov fixator parts and those of cantilever pin bone fixators were compared, fixation rigidity and the amount of possible deformities of regenerate bone and constructions was evaluated.

Keywords: pin transosseous fixation.

ВВЕДЕНИЕ

Известно, что с точки зрения теории деформируемого твердого тела устройства для остеосинтеза являются деформируемыми конструкциями, в элементах которых под действием внешних нагрузок возникают внутренние механические напряжения, приводящие к деформациям элементов. Поэтому для деформационного и прочностного расчета конструкций для остеосинтеза могут использоваться любые распространенные и хорошо зарекомендовавшие себя на практике универсальные программные комплексы анализа строительных конструкций. Однако анализ конструкций для остеосинтеза имеет ряд особенностей. Конструкции для остеосинтеза вынуждены работать совместно с чрезвычайно сложным объектом – живым организмом. Усилия, передаваемые тканями организма на элементы конструкции, если и можно оценить, то с очень большой погрешностью, поэто-

му гарантировать надежную работу конструкции для остеосинтеза в том же смысле, что и для строительной конструкции, попросту невозможно. Приходится привлекать конструкции-аналоги и показывать, что рассматриваемая конструкция по прочности и жесткости не уступает уже известным конструкциям аналогичного назначения, успешно прошедшим клинические испытания.

С целью определения оптимальных компоновок аппаратов для чрезкостного остеосинтеза трубчатых костей с использованием консольных стержневых фиксаторов нами проведено следующее исследование. Расчеты производили при методической помощи к.т.н., доцента кафедры «Прикладная математика» Саратовского государственного технического университета А.В. Бочкарева (зав. кафедрой д.т.н., профессор К.П. Андрейченко).

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

Моделирование компоновок аппарата выполняли на трубчатой кости длиной 200 мм, претерпевшей перелом в средней трети, с заданными следующими параметрами: плоскость перелома считали перпендикулярной продольной оси кости; во избежание излишнего усложнения костные

отломки представляли в виде прямолинейных цилиндров кольцевого сечения с постоянными внешним диаметром 15 мм, внутренним диаметром – 10 мм; вещество кортикального слоя считали изотропным линейно-упругим, с модулем упругости $E=2 \cdot 10^3$ кгс/мм² и пределом прочности

$\sigma_e=11 \text{ кгс/мм}^2$ [7].

Моделирование конструкций для остеосинтеза включало следующие этапы:

- построение упрощенной модели системы конструкция – кость, адекватно описывающей напряженно-деформированное состояние системы;
- расчет усилий и перемещений в ответственных точках конструкции;
- прямая проверка ограничений по прочности и жесткости и сравнение с конструкциями-аналогами.

Исследованию с помощью программно-расчетного комплекса «Ли́ра» подвергали 4 схемы, которые монтировали из трубчатой кос-

ти, консольных стержневых остеофиксаторов типа Штеймана и различных деталей из серийно выпускаемого набора аппарата Г.А. Илизарова.

Большинство известных нам расчетов конструкций для остеосинтеза [2, 3] выполнены по методам теории сопротивления материалов ручным способом. Такой подход оправдан, только если рассматриваемая конструкция проста, состоит только из стержневых элементов и вычисления носят оценочный характер. В наших расчетах мы применяли современный программный комплекс «Ли́ра», который использует метод конечных элементов и позволяет моделировать не только стержневые, но и пластинчатые и оболочечные конструкции.

ОПИСАНИЕ МОДЕЛЕЙ

Для моделирования элементов конструкций в механике деформируемого тела имеются четыре базовые объекта – стержень, пластина, оболочка и трехмерное тело, перечисленные здесь в порядке возрастания сложности расчета. Для каждого из этих объектов в комплексе «Ли́ра» имеются конечные элементы (КЭ) соответствующего типа. В зависимости от геометрической формы, свойств материала и требований к точности результатов каждый элемент конструкции можно разложить на набор КЭ с той или иной степенью подробности.

Остеофиксаторы. В конструкциях № 1-4 использовали остеофиксаторы в виде стержней из титанового сплава ВТ-14 диаметром 4 мм и длиной около 60 мм, имеющие с одного конца упорную резьбу длиной 20 мм для фиксации в кости, заканчивающуюся острием, с другого – метрическую резьбу длиной 20 мм для крепления к каркасу конструкции. Считали, что упорная резьба остеофиксатора проходит сквозь переднюю и заднюю поверхности кортикального слоя кости так, что ось симметрии последней проходит в 10 мм от острия. С другого конца остеофиксатор закреплен двумя гайками в держателе также на расстоянии 10 мм от ближайшего конца.

Исходя из справочных данных [5] по сплаву ВТ-14 для расчетов принимали значения: для модуля упругости $E=10^4 \text{ кгс/мм}^2$, для предела текучести $\sigma_T=100 \text{ кгс/мм}^2$.

Нагрузки. Основной задачей конструкции для остеосинтеза является обеспечение неизменного относительного положения двух поверхностей перелома при действии на отломки кости различных внешних нагрузок на период консолидации.

Основными нагрузками для трубчатой кости, входящей в состав конечности, являются усилие продольного сжатия N_x и вращающий момент M_y вокруг оси сустава (рис. 1). Оценим значения этих усилий.

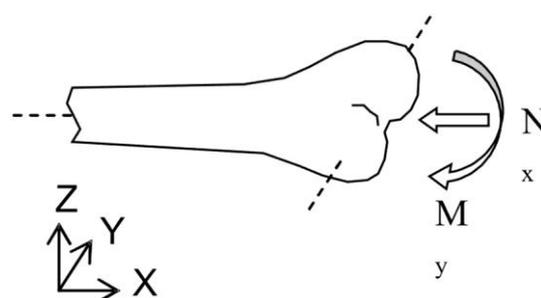


Рис. 1. Основные нагрузки костного отломка: усилие продольного сжатия N_x и вращающий момент вокруг суставной оси M_y

При стоянии животного массой 20 кг на каждую из 4 опорных конечностей в предположении равномерной их загрузки приходится по 5 кгс. При движении усилия перераспределяются и в случае двух опорных конечностей возрастают до 10 кгс. При вертикальном расположении кости указанные усилия действуют на нее в продольном направлении, поэтому примем $N_x=10 \text{ кгс}$.

При горизонтальном положении туловища кости конечностей расположены горизонтально, поэтому для обеспечения подъемного усилия 5 кгс на одном конце кости, с другого ее конца мышцы конечности должны создать вращающий момент

$$M_y=5 \text{ кгс} \cdot 200 \text{ мм}=1000 \text{ кгс}\cdot\text{мм}.$$

Кроме рассмотренных основных нагрузок, разумеется, возможно действие на кость и дополнительных нагрузок – поперечных усилий N_y, N_z , скручивающего момента M_x и вращающего момента M_z . Оценить их значения гораздо сложнее, поэтому просто принимали $N_x=N_y=N_z=10 \text{ кгс}$, $M_x=M_y=M_z=1000 \text{ кгс}\cdot\text{мм}$ и использовали вычисленные для дополнительных нагрузок напряжения и деформации в конструкциях только для сравнения конструкций между собой по жесткости.

Располагали кость на расчетных схемах горизонтально, определяли систему координат и

обозначали усилия $N_x, M_x, N_y, M_y, N_z, M_z$, приложенные по отдельности к правому концу кости, как нагрузки № 1, № 2, ..., № 6, соответственно. Левый конец кости считали жестко закрепленным.

Конструкция № 1. Конструкция для чрескостного остеосинтеза стержневого типа с шестью стержнями (рис. 2), состояла из следующих элементов:

1. Остеофиксаторов – резьбовых стержней из титанового сплава, которые моделировали КЭ стержневого типа круглого сечения диаметром 4 мм в средней части и на конце с метрической резьбой, 3 мм – на конце с упорной резьбой, с модулем упругости материала 10^4 кгс/мм²;

2. Держателей остеофиксаторов – стальных кронштейнов сложной формы с отверстием для остеофиксатора и резьбовым наконечником, которые моделировали составным стержневым КЭ, содержащим цилиндр диаметром 10 мм,

длиной 7,5 мм и брус прямоугольного сечения 4×10 мм длиной 7,5 мм, с модулем упругости материала $2 \cdot 10^4$ кгс/мм²;

3. Соединительных пластин, которые моделировали стержневыми КЭ прямоугольного сечения 5×25 мм, длиной 60 мм, с модулем упругости материала $2 \cdot 10^4$ кгс/мм²;

4. Соединительных стержней, скрепляющих между собой соединительные пластины, моделировали стержневым КЭ цилиндрической формы диаметром 5 мм с модулем упругости материала $2 \cdot 10^4$ кгс/мм²;

5. Гаек, которые моделировали стержневым КЭ диаметром 8 мм, длиной 5 мм с модулем упругости материала $2 \cdot 10^4$ кгс/мм².

Выполняли построение модели конструкции в изометрической проекции и в проекциях на плоскости XY, YZ и XZ с указанием определяющих размеров в миллиметрах (рис. 3, 4).

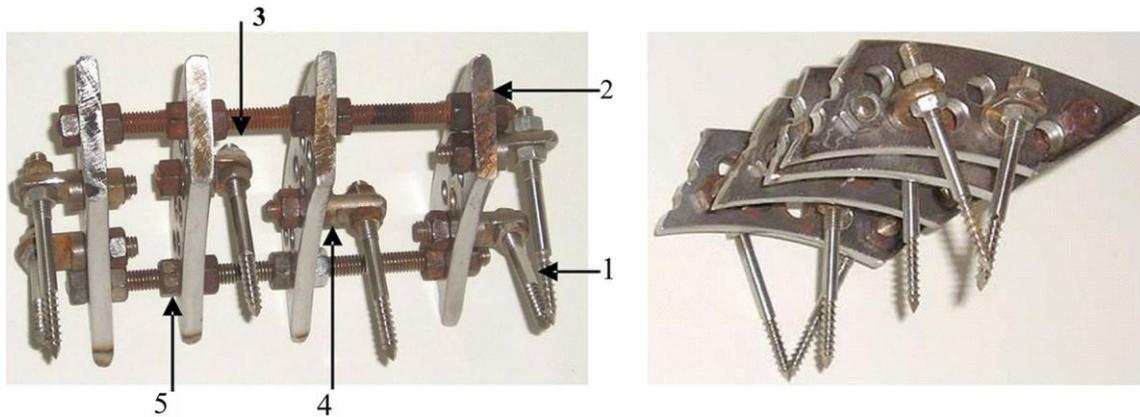


Рис. 2. Конструкция № 1: 1 – консольный стержневой фиксатор; 2 – соединительная пластина; 3 – соединительный стержень; 4 – кронштейн; 5 – гайка

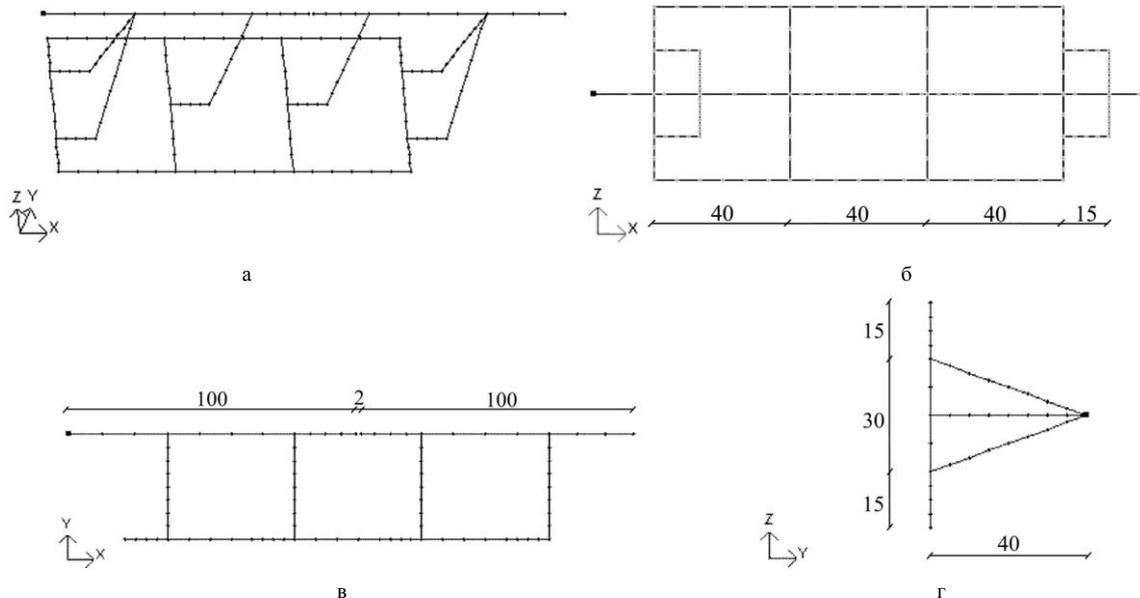


Рис. 3. Конструкция для остеофиксации № 1: а – в изометрической проекции; б-г – в проекциях на координатные плоскости

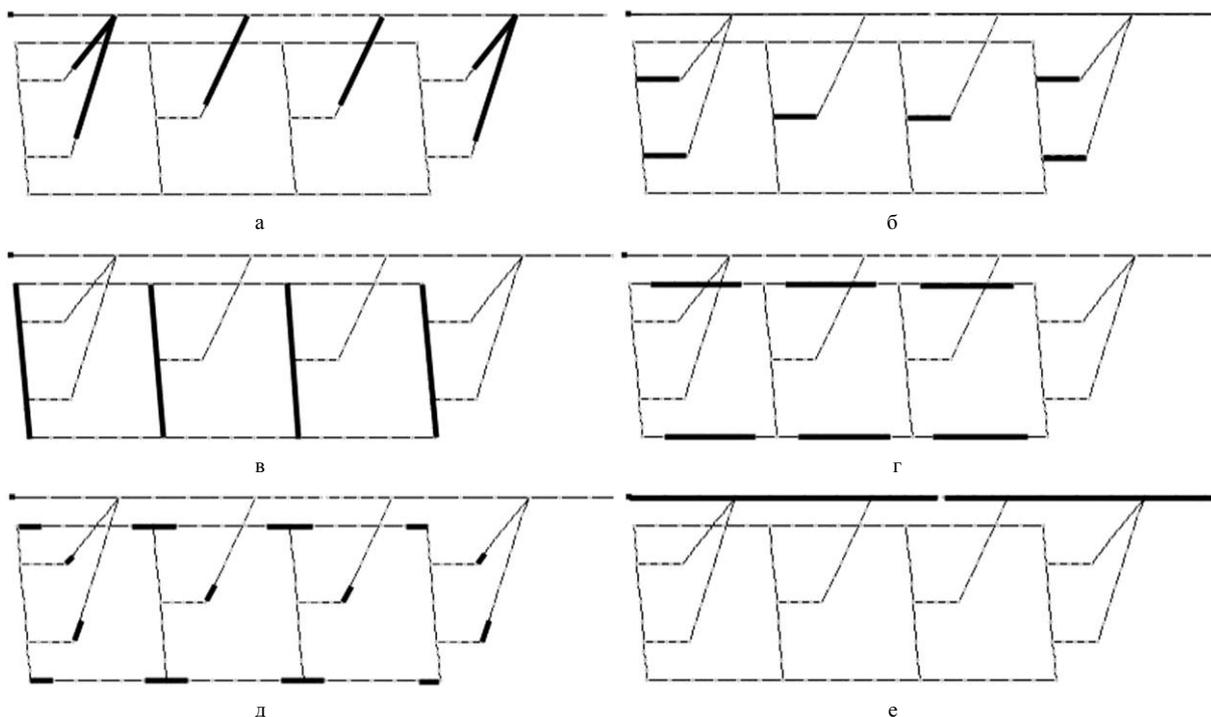


Рис. 4. Составные элементы конструкции № 1: а – остеофиксаторы; б – держатели остеофиксаторов; в – соединительные пластины; г – соединительные стержни; д – гайки; е – костные отломки

Особенности расчета. Расчет проводили в предположении, что перелом кости произошел ровно посередине и костные отломки репонированы при помощи наложения конструкции для остеосинтеза, так что расстояние между поверхностями перелома при отсутствии внешней нагрузки составляло 2 мм. Начальными деформациями конструкции, возникающими по причине естественного напряжения мышц, окружающих костные отломки, мы пренебрегали.

Расчет проводили на начальный период лечения, когда костный регенерат в месте перелома еще не сопротивлялся усилиям, вся приложенная нагрузка приходилась на детали конструкции и напряжения (деформации) всей конструкции были максимальны. Поскольку расположение конструкции на кости относительно оси костного сустава может быть произвольным, в качестве основных нагрузок принимали продольное усилие N_x (нагрузка № 1) и изгибающие моменты M_y, M_z (нагрузки № 4, 6).

Результаты расчета. Деформации конструкции приводят к появлению взаимных перемещений $\Delta x, \Delta y, \Delta z$ поверхностей перелома вдоль осей координат X, Y, Z и взаимных поворотов U_x, U_y, U_z поверхностей перелома вокруг осей координат X, Y, Z . Такие совместные перемещения – повороты вызывают неравномерное растяжение формирующихся тканей костного регенерата, связывающих поверхности перелома. Наибольшие значения растяжений регенерата ΔS_r и ΔS_ϕ , вызванных соответственно перемещениями и поворотами поверхностей перелома, подсчитывали по формулам:

$$\Delta S_r = \sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2 + \Delta z^2}$$

$$\Delta S_\phi = \frac{D}{2} \sqrt{U_x^2 + U_y^2 + U_z^2} \quad (1)$$

в которых D – наибольший диаметр кости в месте перелома – и найденные в ходе расчетов величины $\Delta x, \Delta y, \Delta z$ измеряются в мм; U_x, U_y, U_z – в радианах. Значения ΔS_r и ΔS_ϕ для нагрузок № 1 - № 6, приведенные в таблице 1, характеризуют жесткость фиксации отломков данной конструкцией.

Таблица 1
Жесткость фиксации костных отломков конструкцией № 1

Нагрузка	№ 1	№ 2	№ 3	№ 4	№ 5	№ 6
ΔS_r , мм	0,801	1,55	1,64	0,065	1,37	1,54
ΔS_ϕ , мм	0,116	0,586	0,289	0,21	0,253	0,282

Для оценки прочности конструкции вычисляли наибольшие усилия и моменты, действующие в элементах конструкции, и сравнивали их с максимально допустимыми для этих элементов.

Максимальные значения продольного усилия N , перерезывающего усилия Q , скручивающего момента M_x и изгибающего момента M для стержня круглого сечения определяли с помощью выражений [4]:

$$N = \sigma_e \frac{\pi d^2}{4}, Q = \tau_{e1} \frac{\pi d^2}{4}$$

$$M_x = \tau_{e2} \frac{\pi d^3}{16}, M = \sigma_e \frac{\pi d^3}{32} \quad (2)$$

где σ_8 , $\tau_{81}=0,75\sigma_8$, $\tau_{82}=0,5\sigma_8$ – пределы временной прочности на растяжение, срез и кручение соответственно; d – диаметр сечения. Из всех элементов конструкции наименьший диаметр сечения имеет остеофиксатор – в средней части и на конце с метрической резьбой его диаметр $d=4$ мм, на конце с упорной резьбой $d\approx 3$ мм, поэтому остеофиксаторы являются самыми слабыми элементами конструкции и именно для них следует проверять выполнение условий по прочности.

Поскольку пластические деформации в конструкции недопустимы, то принимали в (2) для величины σ_8 значение предела текучести σ_T сплава ВТ-14.

Анализ напряженного состояния конструкции, возникающего в результате действия нагрузок № 1 - № 6, выявил максимальные усилия и моменты в стержнях-остеофиксаторах, которые приведены в таблице 3. Стержни пронумерованы слева направо в соответствии с общим видом модели конструкции.

Из сравнения таблиц 2 и 3 заключили, что прочностные условия для остеофиксаторов были соблюдены для всех нагрузок и по всем усилиям, кроме случая воздействия на конструкцию скручивающего момента сил (нагрузка № 2), когда изгибающий момент 410 кгс·мм, возникающий в стержнях № 1, 2 в месте крепления их к кости, превысил максимально допустимое значение 265 кгс·мм.

Самыми опасными для остеофиксаторов оказались, как видно из таблицы 3, изгибающие моменты M . В таблице 4 приведены их максимальные значения в месте крепления к кости для каждой из нагрузок.

Таблица 2
Максимальные значения усилий и моментов сил конструкции № 1

	N , кгс	Q , кгс	M_x , кгс·мм	M , кгс·мм
Средняя часть, $d=4$ мм	1256	942	628	628
Концевая часть, $d=3$ мм	706,8	530,1	265	265

Таблица 3
Максимальные значения усилий и моментов сил в стержнях-остеофиксаторах

		Место крепления к каркасу
N , кгс	48	стержни № 1, 2, нагрузка № 2
M_x , кгс·мм	86	стержни № 1, 2, нагрузка № 5
M , кгс·мм	490	стержень № 3, нагрузка № 5
Q , кгс	29	стержень № 3, нагрузка № 5
		Место крепления к кости
N , кгс	48	стержни № 1, 2, нагрузка № 2
M_x , кгс·мм	86	стержни № 1, 2, нагрузка № 5
M , кгс·мм	410	стержни № 1, 2, нагрузка № 2
Q , кгс	29	стержень № 3, нагрузка № 5

Таблица 4
Максимальные значения в месте крепления к кости для каждой из нагрузок

№ нагрузки	Макс. изгиб. момент (кгс·мм), где возникает
1	89, стержень № 4
2	410, стержни № 1, 2
3	73, стержень № 4
4	240, стержни № 3, 4
5	390, стержень № 3
6	120, стержень № 4

Конструкция № 2. Конструкция для чрескостного остеосинтеза стержневого типа с четырьмя стержнями (рис. 5), состояла из аналогичных элементов, только соединительную пластину № 1 моделировали стержневым КЭ прямоугольного сечения 5×15 мм, с модулем упругости материала $2\cdot 10^4$ кгс/мм², а соединительную пластину № 2 – в форме дуги, моделировали стержневым КЭ прямоугольного сечения 5×20 мм. Аналогично предыдущему выполняли построение конструкции в изометрической проекции.



Рис. 5. Конструкция № 2

Особенности расчета. Данная конструкция несимметрична, поэтому расчет проводили в предположении, что перелом кости произошел на границе средней трети кости длиной 165 мм на расстоянии 52 мм от правого конца, начальное расстояние между поверхностями перелома, как и в случае конструкции № 1, составило 2 мм.

Результаты расчета. Наибольшие значения растяжений регенерата ΔS_r и ΔS_ϕ для нагрузок № 1 - № 6 приведены в таблице 5.

Таблица 5

Наибольшие значения растяжений регенерата ΔS_r и ΔS_ϕ для нагрузок № 1 - № 6

Нагрузка	№ 1	№ 2	№ 3	№ 4	№ 5	№ 6
ΔS_r , мм	0,712	2,14	1,09	0,9	0,8	3,38
ΔS_ϕ , мм	0,172	1,22	0,35	0,75	0,34	1,07

Максимальные усилия и моменты в стержнях-остеофиксаторах приведены в таблице 6. Стержни пронумерованы слева направо в соответствии с общим видом модели конструкции.

Таблица 6

Максимальные усилия и моменты в стержнях

		Место крепления к каркасу
N , кгс	33	стержни № 3,4, нагрузка № 2
M_x , кгс·мм	24	стержни № 3,4, нагрузка № 6
M , кгс·мм	510	стержень № 2, нагрузка № 2
Q , кгс	26	стержни № 3, 4, нагрузка № 4
		Место крепления к кости
N , кгс	33	стержни № 3,4, нагрузка № 2
M_x , кгс·мм	24	стержни № 3,4, нагрузка № 6
M , кгс·мм	590	стержни № 3, 4, нагрузка № 4
Q , кгс	26	стержни № 3, 4, нагрузка № 4

Из сравнения таблиц 2 и 6 заключаем, что прочностные условия для остеофиксаторов соблюдены для всех нагрузок и по всем усилиям, кроме нагрузки № 2, когда изгибающий момент 590 кгс·мм, возникающий в стержнях № 1, 2 в районе крепления их к кости, значительно превысил максимально допустимое значение 265 кгс·мм.

В таблице 7 приведены максимальные значения изгибающих моментов в районе крепления остеофиксаторов к кости для каждой из нагрузок.

Таблица 7

Максимальные значения изгибающих моментов в районе крепления остеофиксаторов к кости

№ нагрузки	Макс. изгиб. момент (кгс·мм), где возникает
1	89, стержень № 2
2	510, стержень № 1
3	130, стержни № 3, 4
4	590, стержни № 3, 4
5	280, стержни № 1, 2
6	440, стержни № 3, 4

Конструкцию № 3 (рис. 6) моделировали из аналогичных составляющих, соединительную пластину использовали идентичную таковой в предыдущей конструкции.



Рис. 6. Конструкция № 3

Таблица 8

Наибольшие значения растяжений регенерата ΔS_r и ΔS_ϕ для нагрузок № 1-№ 6

Нагрузка	№ 1	№ 2	№ 3	№ 4	№ 5	№ 6
ΔS_r , мм	0,086	3,57	1,19	0,61	3,01	0,39
ΔS_ϕ , мм	0,019	2,02	0,59	1,24	1,26	0,59

Максимальные усилия и моменты в стержнях-остеофиксаторах приведены в таблице 9. Стержни пронумерованы слева направо в соответствии с общим видом модели конструкции.

Таблица 9

Максимальные усилия и моменты в стержнях-остеофиксаторах

		Место крепления к каркасу
N , кгс	49	стержень № 2, нагрузка № 3
M_x , кгс·мм	31	стержень № 2, нагрузка № 5
M , кгс·мм	470	стержни № 2, 3, нагрузка № 2
Q , кгс	40	стержень № 2, нагрузка № 5
		Место крепления к кости
N , кгс	49	стержень № 2, нагрузка № 3
M_x , кгс·мм	31	стержень № 2, нагрузка № 5
M , кгс·мм	820	стержень № 2, нагрузка № 5
Q , кгс	40	стержень № 2, нагрузка № 5

Из сравнения таблиц 2 и 9 заключаем, что прочностные условия для остеофиксаторов соблюдены для всех нагрузок и по всем усилиям, кроме нагрузки № 5, когда изгибающий момент 820 кгс·мм, возникающий в стержне № 2 в районе крепления его к кости, значительно превысил максимально допустимое значение 265 кгс·мм.

В таблице 10 приведены максимальные значения изгибающих моментов в районе крепления остеофиксаторов к кости для каждой из нагрузок.

Таблица 10

Максимальные значения изгибающих моментов в месте крепления остеофиксаторов к кости для нагрузок № 1-6

№ нагрузки	Макс. изгиб. момент (кгс·мм), где возникает
1	7, стержень № 2
2	440, стержень № 1
3	670, стержни № 3, 4
4	600, стержни № 3, 4
5	820, стержни № 1, 2
6	500, стержни № 3, 4

Конструкцию № 4 (рис. 7) моделировали аналогично предыдущей, при этом наибольшие значения растяжений регенерата ΔS_r и ΔS_ϕ для нагрузок № 1 - № 6 приведены в таблице 11.

Таблица 11

Наибольшие значения растяжений регенерата ΔS_r и ΔS_ϕ для нагрузок № 1-№ 6

Нагрузка	№ 1	№ 2	№ 3	№ 4	№ 5	№ 6
ΔS_r , мм	0,645	5,51	2,59	1,11	1,11	0,25
ΔS_ϕ , мм	0,085	2,26	0,71	0,27	0,27	0,56

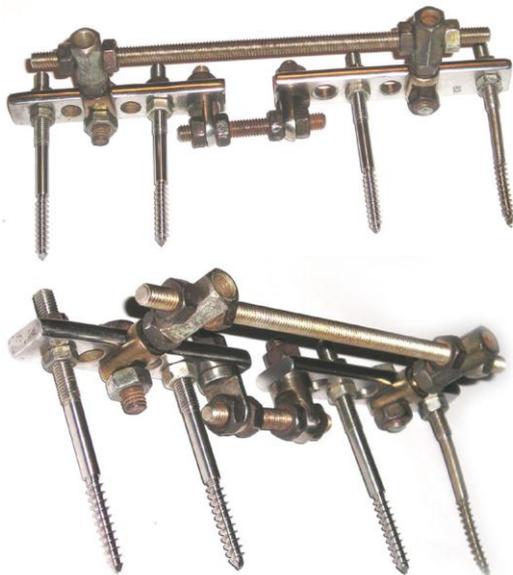


Рис. 7. Конструкция № 4

Максимальные усилия и моменты в стержнях-остеофиксаторах приведены в таблице 12. Стержни пронумерованы слева направо в соответствии с общим видом модели конструкции.

Из сравнения таблиц 2 и 12 заключаем, что прочностные условия для остеофиксаторов соблюдены для всех нагрузок и по всем усилиям, кроме нагрузки № 3, когда изгибающий момент 660 кгс·мм, возникающий в стержне № 2 в районе крепления его к каркасу, немного превысил максимально допустимое значение 628 кгс·мм и

нагрузки № 2, когда изгибающий момент 510 кгс·мм, возникающий в стержне № 1 в районе крепления его к кости, значительно превысил максимально допустимое значение 265 кгс·мм

Таблица 12
Максимальные усилия и моменты в стержнях-остеофиксаторах

		Место крепления к каркасу
N , кгс	39	стержень № 2, нагрузка № 5
M_x , кгс·мм	15	стержень № 1, нагрузка № 3
M , кгс·мм	660	стержень № 2, нагрузка № 3
Q , кгс	33	стержень № 2, нагрузка № 3
		Место крепления к кости
N , кгс	39	стержень № 2, нагрузка № 5
M_x , кгс·мм	15	стержень № 1, нагрузка № 3
M , кгс·мм	510	стержень № 1, нагрузка № 2
Q , кгс	33	стержень № 2, нагрузка № 3

В таблице 13 приведены максимальные значения изгибающих моментов в районе крепления остеофиксаторов к кости для каждой из нагрузок.

Таблица 13
Максимальные значения изгибающих моментов в районе крепления остеофиксаторов к кости для нагрузок № 1-6

№ нагрузки	Макс. изгиб. момент (кгс·мм), где возникает
1	100, стержни № 2, 3
2	510, стержни № 1, 4
3	490, стержни № 1, 2
4	60, стержни № 1, 4
5	90, стержень № 1
6	350, стержни № 1, 2, 3, 4

АНАЛИЗ РЕЗУЛЬТАТОВ РАСЧЕТА

Оценка жесткости. В соответствии с данными [1], в начальный период формирования ткани костного регенерата безопасно выдерживают растяжение на 100 % первоначальной длины. Таким образом, при начальном расстоянии между поверхностями перелома, равным 2 мм, безопасными будут растяжения на длину до 2 мм. Наибольшие растяжения регенерата, вызванные перемещениями ΔS_r и поворотами ΔS_ϕ поверхностей перелома в конструкциях № 1-4, приведены в таблицах 1, 5, 8, 11 соответственно. Направления растяжений ΔS_r и ΔS_ϕ , вообще говоря, не совпадают, но для общего растяжения ΔS выполняется $\Delta S \leq \Delta S_r + \Delta S_\phi$, наибольшие значения растяжений регенерата ΔS_r и ΔS_ϕ для нагрузок № 1 - № 6 приведены в таблице 14.

Как видно, все конструкции, за исключением конструкции № 2, при нагрузке № 6 (изгибающий момент вокруг оси OZ) удовлетворяют ограничению по жесткости $\Delta S_r + \Delta S_\phi \leq 2$ мм. Лучшее сопротивление усилию сжатия (нагрузка № 1) конструкция № 3, самая простая из всех рассмотренных. Лучшее сопротивление изгибу (нагрузки № 4, № 6) конструкция № 4.

При осуществлении дополнительных нагрузок (№ 2, 3, 5), вероятность появления которых при естественных движениях конечности меньше, чем основных, ограничения по жесткости могут быть менее строгими. Безусловным лидером по жесткости при действии дополнительных нагрузок является шестистержневая конструкция № 1, величина $\Delta S_r + \Delta S_\phi$ для которой не превосходит 2,1 мм.

Таблица 14

Наибольшие значения растяжений регенерата ΔS_r и ΔS_ϕ для нагрузок № 1-№ 6

	Констр. № 1	Констр. № 2	Констр. № 3	Констр. № 4
Нагрузка № 1	0,917 мм	0,884 мм	0,105 мм	0,73 мм
Нагрузка № 2	2,136 мм	3,36 мм	5,59 мм	7,81 мм
Нагрузка № 3	1,929 мм	1,44 мм	1,78 мм	3,3 мм
Нагрузка № 4	0,275 мм	1,65 мм	1,85 мм	1,38 мм
Нагрузка № 5	1,623 мм	1,14 мм	4,27 мм	1,38 мм
Нагрузка № 6	1,822 мм	4,45 мм	0,98 мм	0,81 мм

При исследовании неравномерности растяжения регенерата, которую можно вычислить как отношение максимального растяжения к минимальному по всей площади поверхности перелома при данной нагрузке: $\varepsilon = \Delta S_{max} / \Delta S_{min}$, специальных вычислений ΔS_{max} , ΔS_{min} мы не проводили.

Из таблиц максимальных усилий (табл. 3, 6, 9, 12) следует, что среди всех усилий наибольшие значения для стержней-остеофиксаторов принимают изгибающие моменты M .

Оценка прочности. Самыми слабыми элементами конструкций № 1-4 с точки зрения прочности являются остеофиксаторы и костные отломки. Из анализа таблиц 3, 6, 9, 12 видно, что наиболее опасным для стержней-остеофиксаторов является изгибающий момент, возникающий в месте входа стержня в кость. В этом месте глубокая упорная резьба ослабляет сечение стержня и снижает максимальный момент до 265 кгс·мм.

Если ограничиться основными нагрузками, то в конструкции № 1 с 6 стержнями максимальный действующий момент не превосходит 240 кгс·мм. Для конструкций № 2-4 моменты превышают 490 кгс·мм, что уже неприемлемо. Имеется 2 решения проблемы: либо ограничить изгибающие моменты значением 400-500 кгс·мм, либо применить стержни с упорной резьбой большего диаметра. Для снижения на-

пряжений до безопасного уровня достаточно, чтобы минимальный диаметр стержня в зоне резьбы был равен, по крайней мере, 4 мм, при этом максимальный момент составит уже 628 кгс·мм (табл. 2).

Отметим, что титановые сплавы обладают достаточной пластичностью, поэтому даже при значительном превышении моментами предельно допустимых значений разрушения не происходит, просто стержень искривляется и сохраняет остаточные деформации. При этом нагрузка с искривленного стержня частично перераспределяется на остальные стержни, и конструкция может продолжать работать в упругом режиме.

Теперь рассмотрим ограничения по прочности, накладываемые костной тканью отломков. Согласно данным экспериментальных исследований [2], усилие осевого вырывания резьбового стержня внешним диаметром 4 мм, установленного в среднюю часть трубчатой кости длиной около 200 мм, составляет 51-53 кгс. По таблицам 3, 6, 9, 12 установили, что продольное усилие N у стержневых конструкций № 1-4 в любом случае не превысило 48 кгс (конструкция № 1), то есть осталось в безопасных пределах. Для конструкций № 1-4 необходимое закрепление можно создавать затягиванием контргаяк, крепящих остеофиксатор к каркасу конструкции.

ВЫВОДЫ

1. Для принятых значений нагрузок стержневые конструкции для остеофиксации № 1-4 обеспечивают хорошую жесткость фиксации.

2. Среди стержневых конструкций наилучшую усредненную жесткость фиксации обеспечивает конструкция № 4, при действии на кость преимущественно продольных усилий – конструкция № 3.

3. Среди стержневых конструкций наименьшие средние нагрузки на остеофиксатор обеспечивает конструкция № 1.

4. Для улучшения прочностных свойств стержневых конструкций № 1-4 можно рекомендовать увеличить внутренний диаметр упорной резьбы до 4 мм при соответствующем увеличении внешнего диаметра.

ЛИТЕРАТУРА

1. Руководство по внутреннему остеосинтезу : методика, рекомендованная группой АО (Швейцария) / Пер. на рус. яз. М. Е. Мюллер, М. Альговер, Р. Шнайдер, Х. Виллингер. – М. : Изд-во Ad Marginem, 1996. - 750 с.
2. Моделирование наружного чрескостного остеосинтеза / О. В. Бейдик [и др.] — Саратов : Изд-во Саратов. мед. ун-та, 2002. - 198 с.
3. Шевцов, В. И. Аппарат Илизарова. Биомеханика / В. И. Шевцов, В. А. Немков, Л. В. Скляр. – Курган : Периодика, 1995. - 165 с.
4. Бернштейн, С. А. Сопротивление материалов / С. А. Бернштейн. – М. : Высшая школа, 1961. - 464 с.
5. Механические свойства прутков из титановых сплавов (ГОСТ 26492-85).
6. Ржаницын, А. Р. Строительная механика : учеб. пособ. для строит. спец. Вузov / А. Р. Ржаницын – М.: «Высшая школа», 1991. - 439 с.
7. Гризодуб, В. И. Основные биомеханические характеристики тканей пародонта / В. И. Гризодуб, А. Н. Чуйко, Н. Ю. Бахуринский // Вестник стоматологии. - 2001. - № 1. - С. 59 - 65.

Рукопись поступила 15.09.04.