

© В.И.Шевцов, В.А.Немков, Э.В.Бурлаков, 1998

ЖЕСТКОСТЬ КОНСОЛЬНЫХ СПИЦ И СТЕРЖНЕЙ ПРИ ЧРЕСКОСТНОМ ОСТЕОСИНТЕЗЕ

В.И.Шевцов, В.А.Немков, Э.В.Бурлаков

RIGIDITY OF FIXED WIRES AND RODS DURING TRANSOSSEOUS OSTEOSYNTHESIS

V.I.Shevtsov, V.A.Nemkov, E.V.Burlakov

Российский научный центр "Восстановительная травматология и ортопедия" им. академика Г. А. Илизарова, г. Курган
(Генеральный директор — академик РАМТН, д.м.н., профессор, заслуженный деятель науки РФ В.И. Шевцов)

Представлены результаты расчетов по количественной оценке жесткости консольных спиц и стержней, применяемых в клинической практике для фиксации отломков трубчатых костей и позвонков. Приведена сравнительная оценка жесткости стержней и двухопорных натянутых спиц, даны практические рекомендации.

Ключевые слова: чрескостный остеосинтез, спица, стержень, сила, прогиб, жесткость.

Results of calculations are demonstrated concerning quantitative evaluation of rigidity of fixed wires and rods, used for fixation of fragments in tubular bones and vertebrae in clinical practice. Comparative analysis of rigidity for rods and tightened wires with two supports is shown, practical recommendations are given.

Keywords: transosseous osteosynthesis, wire, rod, force, deflexion, rigidity.

В клинической практике применяются для фиксации отломков коротких трубчатых костей консольные спицы, а для фиксации отломков длинных трубчатых костей и позвонков - стержни с резьбой. Расчетная схема для случая нагружения костного отломка силой P , созданной путем перемещения конца фиксатора закреплённого на опоре аппарата, представлена на рис.1.

Обозначения:

L - расстояния от центральной точки B крепления фиксатора на опоре аппарата соответственно до точки A вхождения его в костный отломок (длина консоли) и l - до резьбового участка фиксатора;

D, d - диаметры участков фиксатора;

P - вектор действующей силы;

V - перемещение опоры

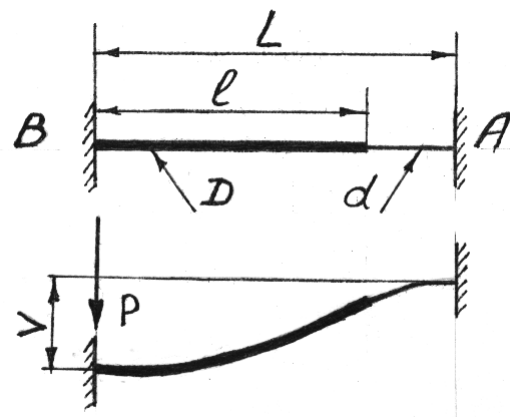


Рис.1. Расчетная схема фиксатора.

1. ЖЕСТКОСТЬ КОНСОЛЬНЫХ СПИЦ.

Используются спицы постоянного сечения, изготовленные из стали 17Х18Н9, имеющие диаметры 1,5, 1,8 и 2,0 мм.

Наибольшие допустимые перемещения V опор и значения сил P , действующих на костный отломок, определены нами по напряжению предела текучести равному 126 кгс/мм^2 , при котором после снятия нагрузки остаточные деформации спиц составляют 0,2%.

Результаты расчетов приведены в таблице 1. Для возможности выполнения сравнительной

оценки представлены значения коэффициентов жесткости K . Коэффициент показывает значение силы, возникающей при перемещении опоры аппарата на 1 мм.

Мы полагаем, что минимальная величина коэффициента жесткости для консольных спиц не должна быть меньше 1, так как в противном случае незначительные по величине силы создаются при больших перемещениях опор аппарата.

Таблица 1

Наибольшие допустимые перемещения V опор и силы P для консольных спиц.
Коэффициенты жесткости K. Материал - сталь 17X18H9

D мм	L мм	P кгс	V мм	K кгс/мм
1,5	30	2,8	1,2	2,7
	40	2,1	2,1	1,0
	50	1,7	3,3	0,5
1,8	30	4,9	1,0	4,9
	40	3,7	1,8	2,1
	50	2,9	2,8	1,1
2,0	30	6,7	0,9	7,5
	40	5,0	1,6	3,2
	50	4,0	2,5	1,6
	60	3,4	3,6	0,9

2. ЖЕСТКОСТЬ СТЕРЖНЕЙ.

Находят применение стержни, изготовленные из высокопрочного титанового сплава, например, из сплава марки ВТ-6.

Известно, что модуль упругости стали равен 21000 кгс/мм², а сплава ВТ-6 - 12000 кгс/мм². Поэтому стержни из титанового сплава при прочих равных условиях (диаметры, длины консолей) могут быть деформированы больше на 75%.

Это обстоятельство позволяет снизить опасность поломки этих стержней и увеличить значения допускаемых перемещений опор аппарата.

Для фиксации костных отломков длинных трубчатых костей используются стержни постоянного сечения, у которых внутренний диаметр резьбы равен диаметру участка стержня не имеющего резьбы, и, как правило, не превышает 5 мм. Длины консолей стержней находятся в диапазоне от 50 до 100 мм.

Наибольшие допустимые перемещения V опор и силы нагружения P костного отломка определены по напряжению предела текучести титанового сплава равному 95 кгс/мм². Значения этих параметров представлены в таблице 2.

Возможно шарнирное закрепление стержня на опоре аппарата взамен жесткого. Расчеты показали, что такой вид закрепления позволяет увеличить величину допустимых перемещений в два раза, но сила нагружения костного отломка при этом уменьшается также в два раза.

Для сравнительной оценки со стержнями в таблице 3 приведены коэффициенты жесткости для спиц предварительно натянутых в кольцо, а затем нагруженных поперечной силой. Коэффициенты жесткости соответствуют предельной силе натяжения равной 213 кгс, которая возникает в спицах диаметра 1,5 мм после их нагру-

жения максимально допустимой силой равной 17,6 кгс.

Таблица 2

Наибольшие допустимые перемещения V опор и силы P для консольных стержней постоянного сечения. Материал - титановый сплав ВТ-6

d мм	L мм	P кгс	V мм	K кгс/мм
4,0	100	12,2	6,6	1,8
	75	16,2	3,7	4,4
	50	24,3	1,6	14,7
5,0	100	23,8	5,3	4,5
	75	31,7	3,0	10,7
	50	47,5	1,3	36,0

Таблица 3

Максимальные значения коэффициентов жесткости K натянутых двухопорных спиц.
(d - диаметр, L - длина спицы)

D мм	L мм	K кгс/мм
1,5	200	4,3
	150	6,5
	100	10,6

Данные в таблицах 2 и 3 показывают:

- жесткость спицы диаметром 1,5 мм при длинах 150 и 200 мм больше жесткости стержней диаметром 4 мм, имеющих длины консоли 75 и 100 мм, соответственно, в 2,4 и в 1,5 раза;
- две спицы, закрепленные в кольцо превосходят по жесткости и допускаемой нагрузке стержень диаметром 4 мм и с

длиной консоли 50 мм ($P=17,6 \cdot 2=35,2$, $P=24,3$ кгс; $K=10,6 \cdot 2=21,2$, $K=14,7$ кгс/мм).

- две спицы имеют такую же жесткость как и стержень диаметром 5 мм с длиной консоли равной 75 мм, при этом спицы при перемещении кольца создают силу нагружения большую чем стержень ($17,6 \cdot 2=35,2$ и $31,7$ кгс);
- стержень диаметром 5 мм с длиной консоли 50 мм превосходит значительно по жесткости и допускаемой нагрузке две натянутые и закрепленные в кольце спицы.

Следовательно применение стержней диаметром 5 мм с длиной консоли 50 мм вместо двух натянутых спиц диаметром 1,5 мм возможно и целесообразно особенно в тех случаях, когда необходимо обеспечить жесткость фиксации костного отломка в плоскости, в которой топографические особенности сечений сегмента конечности не позволяют создать достаточную степень жесткости двухопорными перекрещивающимися спицами.

У стержней, предназначенных для фиксации позвонков, диаметр на не резьбовом участке равен 6 мм, а внутренние диаметры резьбы равны 2,8, 3,2, 3,6 и 4,0 мм.

Наибольшему изгибу стержень подвергается в сечении расположенном на границе с позвонком, поэтому внутренний диаметр резьбы определяет величину максимальной допустимой силы нагрузки.

Величина максимального допустимого прогиба (перемещения опоры аппарата) зависит в значительной степени от длины выступающего из позвонка резьбового участка. Поскольку всегда возможна ошибка в расположении конца резьбового участка относительно границы позвонка, в таблицах 4 и 5 приведены результаты расчетов, выполненных при длине резьбового участка вне позвонка равной 5 мм.

Данные представленные в таблицах 4 и 5 позволяют путем перемещения опор на необходимую величину, измеренную дозированной подкруткой гаек, обеспечить контроль за стержнями, при котором исключаются их остаточные деформации или изломы.

Расчеты показывают, что в случаях отсутствия резьбового участка стержня вне позвонка, допускаемые перемещения опор, при обоих видах закрепления стержней, подкруткой гаек практически не возможно обеспечить, поскольку они имеют небольшие значения.

Таблица 4

Наибольшие допустимые перемещения V опор и силы P для консольных стержней. Шарнирное закрепление стержня на опоре. Материал - титановый сплав ВТ-6

d мм	L мм	P кгс	V мм
2,8	100	2,1	3,5
	75	2,8	2,5
	50	4,2	1,5
3,2	100	3,1	3,5
	75	4,2	2,4
	50	6,2	1,4
3,6	100	4,4	3,8
	75	5,9	2,5
	50	8,9	1,4
4,0	100	6,1	4,2
	75	8,1	2,6
	50	12,2	1,4

Таблица 5

Наибольшие допустимые перемещения V опор и силы P для консольных стержней. Жесткое закрепление стержня на опоре. Материал - титановый сплав ВТ-6

d мм	L мм	P кгс	V мм
2,8	100	4,2	2,9
	75	5,6	2,1
	50	8,3	1,3
3,2	100	6,2	2,8
	75	8,3	1,9
	50	12,5	1,1
3,6	100	8,9	2,7
	75	11,8	1,8
	50	17,7	1,1
4,0	100	12,2	2,8
	75	16,2	1,8
	50	24,3	1,0

Поэтому во избежание поломки стержней целенаправленно следует создавать такие участки длиной не менее 5 мм.

После рентгенологического контроля величины допускаемых перемещений опор могут быть быстро определены на компьютере с использованием созданной нами программы.

Расчетным путем для всех видов используемых стержней можно подобрать геометрические размеры, при которых допустимая величина перемещения опоры будет одинаковой.