

**Жесткость фиксации проксимального отломка
при нестабильных переломах бедренной кости вертельной
области в условиях чрескостного остеосинтеза**

В.А. Немков, С.И. Швед, А.В. Каминский

***Fixation rigidity of the proximal fragment for instable trochanteric
fractures of femur subjected to transosseous osteosynthesis***

V.A. Nemkov, S.I. Shved, A.V. Kaminsky

Государственное учреждение науки

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

В статье приведены математические расчеты величины допустимых нагрузок на оперированную конечность в условиях чрескостного остеосинтеза переломов бедренной кости вертельной области. Показана возможная схема фиксации проксимального костного отломка и влияние на жесткость фиксации диафиксирующих спиц.

Ключевые слова: чрезвертельные переломы, чрескостный остеосинтез, диафиксирующие спицы, жесткость фиксации.

The work deals with mathematical calculations of the amounts of permissible loads of the operated limb subjected to transosseous osteosynthesis for femoral trochanteric fractures. Possible pattern of fixation of the proximal bone segment is demonstrated and also the effect of diafixing wires on fixation rigidity.

Keywords: transtrochanteric fractures, transosseous osteosynthesis, diafixing wires, fixation rigidity.

Переломы проксимального отдела бедренной кости остаются сложной и далеко не решенной проблемой для ортопедов-травматологов. После нарушения целостности кости, под действием силы, вызвавшей перелом и тяги мышц, возникают характерные смещения отломков. После репозиции положение отломков следует фиксировать до консолидации. Вопрос о выборе оптимального способа лечения до настоящего времени не решен. Однако данные литературы говорят о преимуществах оперативных методик фиксации. Несмотря на все преимущества, многие авторы даже после успешно произведенного остеосинтеза отмечают возникновение вторичных смещений, которые приводят к сращению перелома в неправильном положении. Особенно часто это проявляется при нестабильных переломах, когда смещению отломков относительно друг друга, кроме фиксатора, ничего не препятствует [6, 7].

В условиях нагружения травмированной конечности возникают и действуют силы и моменты сил, приводящие к уменьшению жесткости фиксации отломков в системе «кость-фиксатор» из-за упругих и неупругих деформаций фиксирующих элементов; разрушения (перелома) частей конструкции; прорезывания костной ткани [8 - 11]. Подобные осложнения воз-

никают при несоответствии сил, действующих на головку бедренной кости при опорном нагружении конечности, и жесткости фиксации костных отломков устройством для остеосинтеза.

Под жесткостью системы «кость-фиксатор» мы понимаем соотношение величин сил (моментов сил), возникающих при функциональной нагрузке на конечность, и величин линейных или угловых результирующих перемещений зафиксированных в аппарате отломков в зоне (плоскости) перелома. Абсолютно жесткой (идеальной) считаем систему, которая при любой нагрузке не допускает смещения отломков.

Изучение жесткости фиксации фрагментов в условиях чрескостного остеосинтеза позволяет установить допустимые нагрузки на конечность в послеоперационном периоде без риска вторичных смещений и разработать рекомендации по тактике нагружения оперированной конечности.

Жесткость фиксации костных отломков в аппарате внешней фиксации количественно оценивается величиной линейных или угловых перемещений, которые возникают между отломками в плоскости перелома (в зоне контакта, стыка отломков) при их нагружении, например под действием функциональной нагрузки.

Одно из основных требований биомеханики лечения переломов аппаратами внешней фиксации заключается в необходимости создания такой степени жесткости фиксации костных отломков в аппарате, при которой в плоскости их контакта обеспечивается полная обездвиженность. Если создать «идеальную» жесткость не удастся, необходимо, по крайней мере, так ограничить относительные упругие перемещения отломков в аппарате, чтобы не превысить пределы упругой деформации костной мозоли. В противном случае, она будет разрушаться с замедлением консолидации.

Максимально допустимой можно считать величину упругой деформации костной мозоли, равную 2 мм (допустимый темп одномоментной дистракции, используемый в клинической практике, при удлинении конечностей) [5].

Цель нашего исследования – определить расчетным путем предельные величины сил опорного нагружения конечности, при которых относительные перемещения отломков в плоскости контакта не превышают допустимых 2 мм.

Жесткость фиксации костного отломка в чрескостном спицевом аппарате зависит от схемы фиксации его спицами: количества, уровней и направлений проведения спиц, углов их перекреста и расстояний между ними и жесткости каждой спицы в отдельности.

Спица, проходящая через отломок и закрепленная в опоре аппарата в натянутом состоянии, находится под воздействием поперечной нагрузки и осевой силы. Поперечная нагрузка на спицу передается со стороны отломка. Осевая сила создается за счет предварительного натяжения спицы и последующего её прогиба, так как она, прогибаясь, ещё больше натягивается.

В общем случае спица в опоре аппарата находится под действием симметричной и (или) кососимметричной нагрузки (рис. 1 а, б).

Первый вид нагружения спицы возникает при действии на отломок осевой силы (опорная нагрузка, сила дистракции или компрессии), а второй – при нагружении отломка поперечной силой, вектор которой расположен на расстоянии от оси спицы и направлен параллельно этой оси.

В качестве критериев оценки жесткости спицы используются коэффициенты пропорциональности зависимостей деформаций от силовых факторов. При симметричном виде нагружения спицы её коэффициент поперечной жесткости K_p равен:

$$K_p = P/V \quad [\text{кгс/мм}] \quad (1)$$

Здесь P – поперечная сила, V – прогиб спицы (рис. 1а).

Коэффициент поперечной жесткости показывает, какая величина силы вызывает прогиб спицы на 1мм.

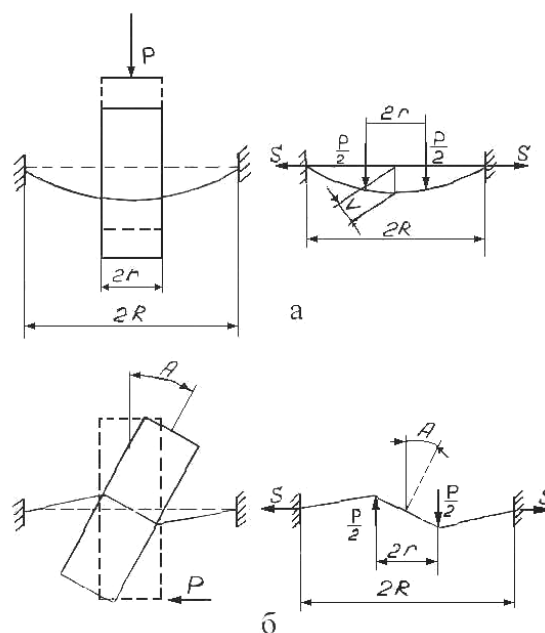


Рис. 1. Схемы нагружения спицы при приложении: а) симметричной; б) кососимметричной нагрузки.

При кососимметричном нагружении спицы её коэффициент жесткости на кручение равен:

$$K_m = M/A \quad [\text{кгс·мм/рад}] \quad (2)$$

Здесь $M = Pr$ – крутящий момент, вызывающий поворот участка спицы длиной $2r$, находящийся в поперечном сечении отломка, на угол A (угол поворота отломка) (рис. 1б).

Коэффициенты жесткости K_p и K_m зависят от модуля упругости материала спицы, её диаметра и длины (расстояние между точками крепления спицы в аппарате), а также от диаметра отломка в поперечном сечении расположения спицы.

Как правило, фиксация костных отломков в опоре аппарата выполняется двумя перекрещивающимися спицами. Оценка жесткости костного отломка двумя спицами выполняют с помощью обобщенных коэффициентов, величины которых зависят от углов и перекреста спиц и от направления вектора силового фактора в створе углов перекреста спиц.

Нами выполнены расчеты и установлены зависимости по определению коэффициентов жесткости и разработан пакет программ для ЭВМ, позволяющий вычислять значения этих коэффициентов при различных исходных данных конкретных случаев [2, 3]. Программы составлены на языке «BASIC».

Схема фиксации проксимального костного отломка бедренной кости приведена на рис. 2.

На отломок действует сила P , которая возникает при опоре на оперированную конечность. Линия действия вектора этой силы проходит через центр головки бедренной кости и равна составляющей силы от веса больного, направленной перпендикулярно к продольной оси отломка (рис. 3 а, б).

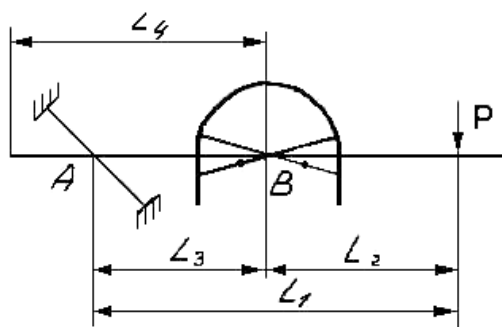


Рис. 2. Схема фиксации проксимального костного отломка.

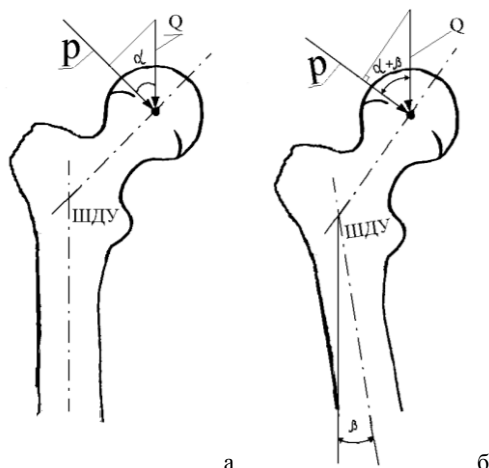


Рис. 3. Схема нагружения проксимального отломка.

Сила P вызывает поперечное смещение отломка. Значение этой силы, исходя из принятого допустимого перемещения отломка, находится расчетным путем.

Значение силы Q (составляющая веса больного) при двухопорном стоянии (рис.3 а) определяется с использованием зависимости:

$$P = Q \cos \alpha,$$

где $\angle \alpha = 90^\circ - \text{ШДУ}$ ($\angle \alpha = 37^\circ$, при $\text{ШДУ} = 127^\circ$, $\cos 37^\circ = 0,8$).

При одноопорном нагружении за счет отклонения оси бедренной кости кнутри на угол β (рис. 3 б) увеличивается угол между векторами сил P и Q :

$$P = Q \cos (\alpha + \beta),$$

где $\angle \beta = 8^\circ$; $\angle \alpha + \angle \beta = 45^\circ$; $\cos 45^\circ = 0,707$

Фиксация проксимального отломка выполняется тремя спицами. Две перекрещивающиеся спицы с упорами проводятся в области шейки бедренной кости. Они образуют углы, равные 45° , открытые кпереди и кзади. Упоры спиц располагаются на преднижней и заднижней поверхности шейки бедренной кости. Эти спицы натягиваются и закрепляются в дуге аппарата. Третья спица проводится в поперечном сечении отломка, расположенном дистальнее. Она проводится перпендикулярно к продольной оси отломка в плоскости расположения биссектрисы указанных выше углов перекреста. Спица натягивается и фиксируется на концах кронштейнов,

закрепленных на дуге.

В принятой нами схеме расчетов рассматривается проксимальный отломок бедренной кости, который не находится в контакте и силовом взаимодействии с дистальным отломком, поскольку силу трения между отломками и силу костной мозоли, оказывающим сопротивление смещению отломков, определить с достаточной степенью точности не представляется возможным.

Полагая, что величина относительного перемещения костных отломков в плоскости их контакта при опоре на конечность равна 2 мм, определим величину осевой нагрузки, вызывающую это перемещение, то есть установим зависимость между перемещением и нагрузкой. На рис. 4 приведена расчетная схема.

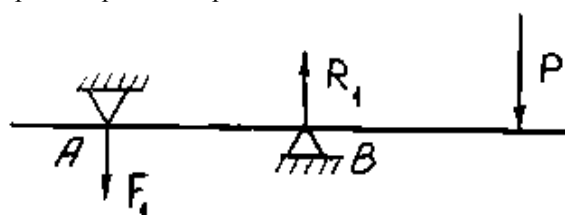


Рис. 4. Расчетная схема величины относительного перемещения костных отломков.

Принятые условные обозначения: **A** – опора аппарата, выполненная в виде спицы, проведенной перпендикулярно к продольной оси проксимального отломка, закреплена на кронштейнах, фиксированных к дуге. Спица оказывает сопротивление поперечному смещению отломка в поперечном направлении и его повороту (симметричный и кососимметричный вид нагружения спицы).

B – опора аппарата, выполнена в виде двух перекрещивающихся спиц с упорами, проведенными в кососагитальном направлении с углами перекреста равными 45° , открытыми кпереди и кзади. Спицы натянуты и закреплены в дуге аппарата. Упоры на спицах располагаются во встречном направлении по отношению к вектору силы и исключают смещение отломка в поперечном направлении. Спицы оказывают сопротивление повороту отломка (кососимметричный вид нагружения).

K_p – коэффициент поперечной жесткости спицы в опоре **A** (значение коэффициента находится с использованием оригинальной программы [2]).

K_{lm} – коэффициент жесткости спицы на кручение каждой из двух спиц в опоре **B** (значение коэффициента находится с использованием оригинальной программы).

Порядок расчета:

1. Предполагая, что отломок нагружен поперечной силой P , определяем силы сопротивления (реакции) спиц (рис. 4):

реакция спицы в опоре **A**:

$$F_1 = P(L_2/L_3)$$

реакция спиц в опоре **B**:

$$R_1 = P(L_1/L_3)$$

2. Предполагаем, что отломок кости нагружен реактивным моментом кручения **M** (моментом сопротивления спиц в опоре **B** повороту отломка). Определяем реакцию спицы в опоре **A** (поперечную силу сопротивления спицы действию реактивного момента) (рис. 5):

$$F_2 = M/L_3$$

3. Результирующая реакция спицы в опоре **A**:

$$F = F_1 + F_2 = (PL_2 - M)/L_3$$

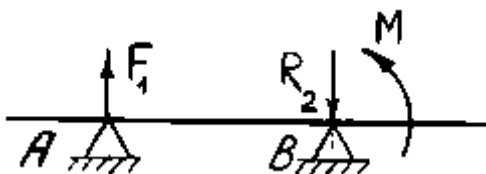


Рис. 5. Расчетная схема поперечной силы сопротивления спицы действию реактивного момента.

4. Поперечное смещение отломка в опоре **A**:

$$V = F/K = (PL_2 - M)/L_3 K \quad (3)$$

5. Угол поворота B_1 отломка, выраженный через перемещение **V** (поворот отломка происходит на упорах спиц опоры **A**)

$$\operatorname{tg} B_1 = V/L_3$$

Тангенс угла, выраженного в радианах, при углах, меньших 10 градусов, равен значению

угла. Поэтому, с учетом (3)

$$B_1 = V/L_3 = (PL_2 - M)L_3^2 K \quad (4)$$

6. Угол поворота отломка, выраженный через момент кручения **M** и обобщенный коэффициент K_{2m} жесткости кручения двух спиц в опоре **A**

$$B_1 = M/K_{2m}, \quad (5)$$

где $K_{2m} = 2K_{1m} \cos^2(A/2)$, **A** – угол перекреста спиц.

Приравнявая (4) и (5), находим значение крутящего реактивного момента **M**

$$(PL_2 - M)/L_3^2 K = M/K_{2m}$$

$$\text{или } (PL_2 - M)K_{2m}/L_3^2 K = M$$

Введем обозначение $K_{2m}/L_3^2 K = N$:

$$(PL_2 N/K - MN/K) = M$$

$$M(1 + N/K) = PL_2 N/K$$

$$M = PL_2 N/(K + N)$$

8. Вычисляем по формулам (3) и (4) сначала смещение **V**, а затем угол поворота отломка B_1 .

Вычисляем величину поперечного смещения дистального конца отломка:

$$V_1 = B_1 L_4$$

Далее по новой оригинальной программе, составленной на языке «BASIC», находим значение силы **P** (методом подбора), вызывающей поперечное смещение V_2 отломка на 2 мм.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Для определения коэффициентов спиц используем следующие исходные данные:

- диаметр спицы (мм) $D = 1,8$ мм;
- модуль упругости материала спицы (кгс/мм) $E = 20000$;
- радиус дуги (мм) $L = 150$;
- радиусы кости (мм) **M** в сечениях проведенных спиц:
 - в сечении **A–M** = 20; в сечении **B–M** = 15;
 - угол перекреста спиц в градусах $A_1 = 135$;
 - сила натяжения спицы (кгс) $S = 70$ в опоре **A**;
 - сила натяжения спицы (кгс) $S = 90$ в опоре **B**;
 - коэффициент поперечной жесткости спицы в опоре **A** – 1,3 мм;
 - коэффициент жесткости на кручение спицы в опоре **B** – 4863 кгс·мм/рад.;
 - расстояние от дистальной спицы до вектора силы **P** (мм) $L_1 = 30$;
 - расстояние от спиц дуги до вектора силы **P** (мм) $L_2 = 15$;
 - расстояние между дистальной спицей и спицами дуги (мм) $L_3 = 15$;
 - расстояние от спиц дуги до дистального конца отломка (мм) $L_4 = 20$.

При этих значениях исходных данных происходит смещение дистального конца отломка на 2 мм при поперечной нагрузке **P**, равной 13 кгс.

Допустимые силы опорной нагрузки **Q** вычисляются по формулам:

$$\text{при двухопорном стоянии } Q_1 = P/\cos\alpha;$$

при одноопорном стоянии $Q_2 = P/\cos(\alpha + \beta)$.

При $\alpha = 37^\circ$, $\alpha + \beta = 45^\circ$, $P = 13$ кгс соответственно получаем: $Q_1 = 16,3$ и $Q_2 = 18,4$ кгс.

При диаметре спиц, равном 2 мм, и силе натяжения 100 кгс (коэффициенты жесткости равны $K_p = 1,8$; $K_{1m} = 5869$) и сохранении остальных значений исходных данных, смещение на 2 мм происходит при поперечной нагрузке **P**, равной 15 кгс., тогда как допустимая сила опорной нагрузки **Q** при одноопорном стоянии составит 21,4 кгс.

Жесткость спиц можно повысить за счет увеличения диаметра спиц и силы их натяжения, уменьшения их длины (радиуса дуги).

Радиусы стандартных дуг аппарата Илизарова: 170, 150, 130 мм. При радиусе дуги, равном 130 мм (вместо 150 мм), смещение на 2 мм происходит при поперечной нагрузке **P**, равной 17 кгс., а допустимая сила опорной нагрузки **Q** при одноопорном стоянии составит 24,3 кгс.

Другой частью проведенного нами исследования была оценка жесткости фиксации отломков консолями спицами. В нашем случае спицы вводятся через проксимальный конец дистального отломка в шейку и головку бедренной кости. Под действием опорной нагрузки дистальный отломок относительно проксимального смещается на величину прогиба спиц. В этой связи целесообразно оценить величину жесткости одной спицы.

Имеем случай нагружения консольной спицы, один конец которой закреплен в проксимальном отломке, а на противоположный конец спицы действует поперечная сила **P** со стороны дистального отломка, находящегося под действием опорной нагрузки.

В таблице 1 представлены значения параметров жесткости спиц. [4]

Таблица 1.
Жесткость консольных спиц (сталь 17Х18Н9)

D, мм	L, мм	P, кгс	V, мм
2,0	30	6,7	0,9
	35	5,8	1,3
	40	5,0	1,6
	50	4,0	2,5
	60	3,4	3,6

Обозначения: **D** – диаметр спицы; **L** – длина консоли (расстояние от торца проксимального конца отломка до точки приложения поперечной сил **P**); **V** – прогиб спицы.

Исходя из данных, представленных в таблице, и проведя расчет допустимой силы опорной нагрузки **Q**, можно сказать, что каждая диафиксирующая спица позволяет увеличить опорную

нагрузку на конечность в среднем на 6,5 кгс, что совпадает с данными литературы [1]. Использование 6 спиц увеличит **Q** до 39 кгс, а 8 спиц – до 52 кгс.

Анализ полученных данных показывает, что правильно выполненный монтаж проксимальной опоры аппарата с тремя спицами обеспечивает безопасную максимально допустимую функциональную нагрузку конечности силой до 24 кгс., что при массе пациента 70 кг соответствует примерно 35% его веса.

При превышении этого значения неизбежно возникнет смещение костных отломков относительно друг друга более чем на 2 мм. Для предотвращения смещения мы считаем необходимым проведение 6-8 дополнительных диафиксирующих спиц. Суммарная допустимая опорная нагрузка, таким образом, составит 63-76 кгс. (90-109% веса пациента).

Все расчеты выполнены без учета сил трения между отломками и веса поврежденной конечности.

ВЫВОДЫ

1. Исследованные силовые зависимости и расчеты показали, что использование выбранной компоновки проксимальной опоры из трех спиц с дополнительным введением 6-8 диафиксирующих спиц из подвертельной области в шейку и головку бедра позволяет нагружать оперированную конечность в раннем послеоперационном периоде без риска вторичных смещений отломков даже при нестабильных вертельных переломах.

2. Предложенные программы ЭВМ для расчета величин нагрузок и допустимых смещений отломков позволяют практическому врачу смо-

делировать несколько вариантов исполнения предложенной схемы фиксации отломков и в каждом конкретном случае подобрать оптимальные диаметры опор, диаметры спиц, закрепляемых в опоре, а также диаметр и количество диафиксирующих спиц.

3. Изучение жесткости фиксации фрагментов в условиях чрескостного остеосинтеза позволило нам установить допустимые нагрузки на конечность в послеоперационном периоде при одно-, двухопорном стоянии и разработать практические рекомендации по тактике нагружения оперированной конечности.

ЛИТЕРАТУРА

1. Зирдзиньш В.В. Оперативное лечение вертельных переломов бедренной кости фасцикулярным полиостеосинтезом: Автореф. дис... канд. мед. наук. - Рига, 1982. - 18 с.
2. Немков В.А., Скляр Л.В. Жесткость остеосинтеза чрескостными спицами (ЖОЧС). Свидетельство об официальной регистрации программы № 960132.от 23.04. 1996.
3. Шевцов В.И. и др. Аппарат Илизарова. Биомеханика / В.И. Шевцов, В.А. Немков, Л.В. Скляр. - Курган, 1995. - 165 с.
4. Шевцов В.И., Немков В.А., Бурлаков Э.В. Жесткость консольных спиц и стержней при чрескостном остеосинтезе // Гений ортопедии. - 1998. - № 1. - С. 45-47.
5. Шевцов В.И., Попков А.В. Оперативное удлинение нижних конечностей. - М.: Медицина, 1998. - 192 с.
6. Babst R., Renner N., Biedermann M. Clinical results using the trochanter stabilizing plate (TSP): the modular extension of the dynamic hip screw (DHS) for internal fixation of selected unstable intertrochanteric fractures // J. Orthop. Trauma. - 1998. - Vol. 12, N 6. - P. 392 - 399.
7. Broos P.L. Hip fractures in elderly people. The surgical treatment in Leuven, Belgium // Acta Chir. Belg. - 1994. - Vol. 94, N 3. - P. 130-135.
8. Kwasny O., Fuchs M. The dynamic hip screw for the management of per- and subtrochanteric femoral fractures // Unfallchirurg. - 1991. - Bd. 94, H. 8. - S. 430-435.
9. Rueger J.M., Samighausen A., Konold P. Valgisation osteotomy of unstable pertrochanteric femoral fracture. Results of 92 patients over 7.75 years // Unfallchirurg. - 1993. - Bd. 19, H. 5. - S. 289 - 297.
10. Simmermacher R.K., Bosch A.M., Van der Werken C. The AO/ASIF-proximal femoral nail (PFN): a new device for the treatment of unstable proximal femoral fractures // Injury. - 1999. - Vol. 30, N 5. - P. 327 - 332.
11. Tucci M., Scharplatz D. Postoperative stress on by dynamic hip screw or endoprostheses treated femoral neck and pertrochanteric femoral fracture in elderly patients // Swiss. Surg. - 1996. - N 2. - P. 67-71.

Рукопись поступила 16.08.01.