

© Группа авторов, 2001

Исследование напряженно-деформированного состояния деталей аппарата внешней фиксации позвоночника при жестком и шарнирном соединении деталей

В.И. Шевцов, В.В. Пивень, Ю.А. Муштаева, А.Т. Худяев, П.И. Коваленко

Study of stress-deformed state of spine external fixator parts with rigid and hinged connection of the parts

V.I. Shevtsov, V.V. Piven, J.A. Moushtayeva, A.T. Khudiayev, P.I. Kovalenko

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 аппарат внешней фиксации позвоночника рассматривается как статически неопределимая пространственная стержневая конструкция. Высокая степень статической неопределимости приводит к дополнительным внутренним усилиям в деталях аппарата, повышенным напряжениям и снижает эффективность применения аппарата. Произведенные расчёты методом сил позволяют сделать вывод о том, что варианты крепления дистракционных стержней с применением шарнирных соединений предпочтительнее варианта перпендикулярной установки стержней-шурупов к пластине

Ключевые слова: позвоночник, аппарат, момент сил, шарнирные соединения.

In the work a spine external fixator is considered as a statically indefinable spatial rod structure. High level of static uncertainty leads to additional internal forces in the fixator parts, increased stresses and decreases the effectiveness of the fixator use. The calculations made by the work method allows to conclude, that variants of attachment of distraction rods using hinge connections are more preferable than the variant of perpendicular attachment of the half-pins to the plate.

Keywords: spine, fixator, moment of forces, hinge connections.

Аппарат внешней фиксации позвоночника является статически неопределимой пространственной стержневой конструкцией. Высокая степень статической неопределимости приводит к дополнительным внутренним усилиям в деталях аппарата, к повышенным напряжениям и снижает эффективность его применения для чрескостного компрессионно-дистракционного остеосинтеза.

Рассмотрим один из возможных путей снижения степени статической неопределимости аппарата. Для этого исследуем напряженно-деформированное состояние двух П-образных элементов аппарата, соединенных между собой дистракционными стержнями (рис. 1).

В расчетной модели принята перпендикулярная установка стержней-шурупов к пластине, т.к. небольшое отклонение несущественно влияет на результаты расчетов.

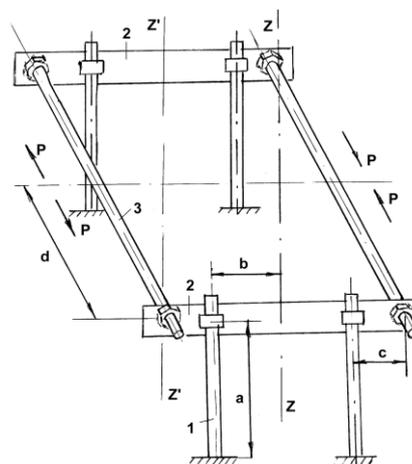


Рис. 1. Схема исследуемого аппарата: 1 — стержень-шуруп; 2 — поперечная пластина; 3 — дистракционный стержень.

Предположим, что в одном из дистракционных стержней создается дистракционное усилие P , а в другом - противоположное ему компрессионное усилие $(-P)$. Заданная система сил является кососимметричной нагрузкой с плоскостью симметрии, проходящей через оси $ZZ, Z'Z'$. В расчетной модели принята перпендикулярная установка стержней-шурупов к пластине, т.к. небольшое отклонение несущественно влияет на результаты расчетов. Для раскрытия статической неопределимости в качестве основной системы примем схему сил, приведенную на рис. 2.

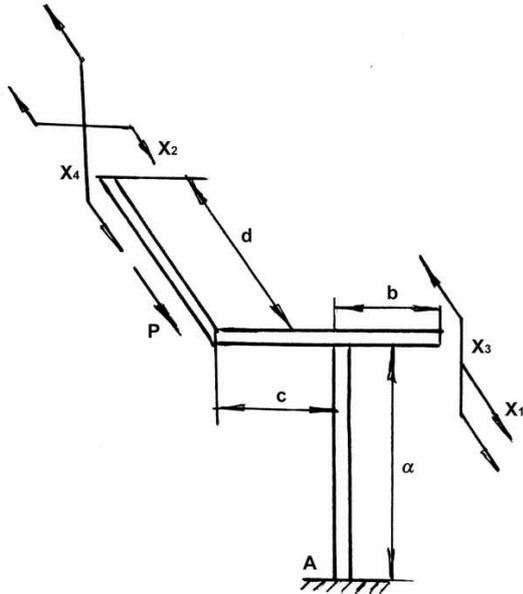


Рис. 2. Основная система при расчете методом сил.

При решении поставленной задачи методом сил [1] для нахождения 4-х неизвестных величин внутренних силовых факторов необходимо решить следующую систему канонических уравнений:

$$\begin{aligned} \delta_{11} \cdot X_1 + \delta_{12} \cdot X_2 + \delta_{13} \cdot X_3 + \delta_{14} \cdot X_4 &= -\Delta_{1p}; \\ \delta_{21} \cdot X_1 + \delta_{22} \cdot X_2 + \delta_{23} \cdot X_3 + \delta_{24} \cdot X_4 &= -\Delta_{2p}; \\ \delta_{31} \cdot X_1 + \delta_{32} \cdot X_2 + \delta_{33} \cdot X_3 + \delta_{34} \cdot X_4 &= -\Delta_{3p}; \\ \delta_{41} \cdot X_1 + \delta_{42} \cdot X_2 + \delta_{43} \cdot X_3 + \delta_{44} \cdot X_4 &= -\Delta_{4p}, \end{aligned} \quad (1)$$

где δ_{ij} - перемещения в направлении i -того силового фактора от j -того фактора;

Δ_{ip} - аналогичные перемещения от внешней нагрузки P .

Эпюры от внешней нагрузки P представлены на рис.3, а эпюры изгибающих и крутящих моментов от действия единичных силовых факторов - на рис. 4. Определение значений канонических коэффициентов δ_{ij} проведено графическим методом по известной методике [1].

В результате проведенных вычислений получена следующая система уравнений:

$$\begin{aligned} 0,0001 \cdot X_1 + 0,0017 \cdot X_2 - 0,0010 \cdot X_3 - \\ 0,0010 \cdot X_4 &= 0,0020 \\ 0,0017 \cdot X_1 + 0,0572 \cdot X_2 + 0 &= 0,2240 \\ -0,0010 \cdot X_1 + 0,0341 \cdot X_3 + 0,0333 \cdot X_4 &= 0,2 \\ -0,0010 \cdot X_1 + 0,0333 \cdot X_3 + 0,0394 \cdot X_4 &= 0,2 \end{aligned} \quad (2).$$

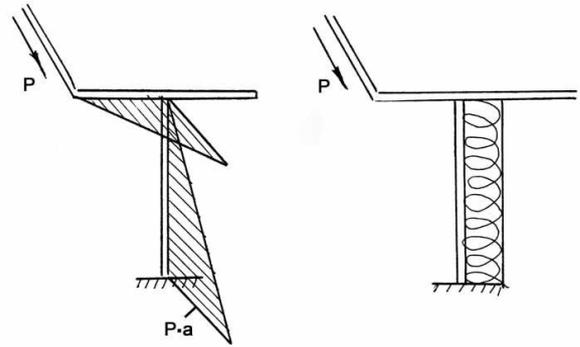


Рис. 3. Эпюры от внешней силы P .

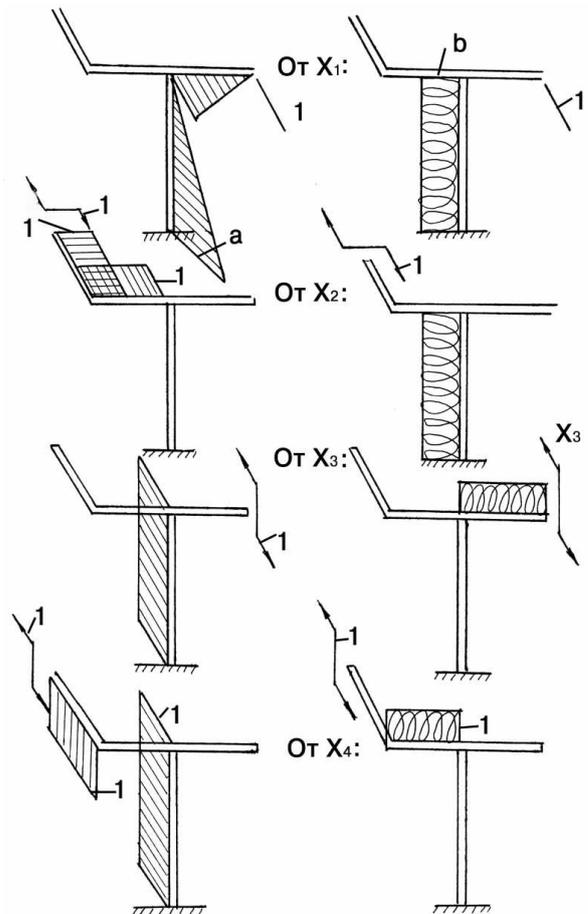


Рис. 4. Эпюры единичных силовых факторов.

При решении системы уравнений (2) в программе "MATHCAD-8" получены следующие значения неизвестных факторов:

$$X_1 = 61,0; X_2 = 2,1; X_3 = 6,8; X_4 = 0,9.$$

При расчетах принято:

$$\text{значение силы } P = 200 \text{ Н, } a = 0,06 \text{ м; } \\ v = 0,04 \text{ м; } c = 0,03; d = 0,02.$$

Изгибающий момент в опасном сечении стержня-шурупа т. А

$$M_{uA} = X_1 \cdot a - X_3 + P \cdot a - X_4 = 7,96 \text{ Н} \cdot \text{м}. \quad (3).$$

Крутящий момент в т. А

$$M_{кРА} = -X_1 \cdot v - X_2 + P \cdot c = 1,46 \text{ Н} \cdot \text{м}. \quad (4).$$

Напряжение в т. А

$$\sigma_A = \frac{\sqrt{M_{uA}^2 + M_{kpA}^2}}{W_{1X}} = 3,8 \cdot 10^8 \text{ Н/м}^2 \quad (5)$$

Для разворота позвонка суммарное действие силовых факторов должно быть направлено на создание максимального крутящего момента M_{kpZ} .

$$M_{kpZ} = P(c + \theta) - X_2 = 11,9 \text{ Н}\cdot\text{м}. \quad (6)$$

Рассмотрим различные случаи соединения деталей аппарата. Рассмотренный выше случай обозначим "А". Установку в стержне 3 шарнира с вертикальной осью, при котором $X_2=0$, обозначим "В". Дополнительную установку в пластине 2 шарнира с горизонтальной осью, при котором $X_3=0$, обозначим "С".

Дополнительную установку в стержне 3 шарнира с горизонтальной осью, при котором $X_4=0$, обозначим "D". Итак, имеем следующие варианты сборки деталей аппарата:

- вариант "А": $X_1 \neq 0; X_2 \neq 0; X_3 \neq 0; X_4 \neq 0;$
- вариант "В": $X_2 = 0;$
- вариант "С": $X_2 = 0; X_3 = 0;$
- вариант "D": $X_2 = 0; X_3 = 0; X_4 = 0.$

Напряжения в т. А, получаемые при различных вариантах, и значения моментов M_{kpZ} представлены в таблице.

Анализ представленных данных (табл.) позволяет сделать вывод: варианты "В", "С" и "D" предпочтительнее варианта "А", т.к. в этих случаях создается большее значение момента, разворачивающего позвонки. Из этих трех вариантов выгод-

нее применять вариант "В", т.к. он имеет меньшее значение напряжения в опасном сечении.

Таблица.

Силовые характеристики при различных способах сборки деталей аппарата

Характеристики	Варианты			
	А	В	С	D
$\sigma_A \cdot 10^8, \text{ Н/м}^2$	3,8	4,5	4,9	6,7
$M_{kpZ}, \text{ Н}\cdot\text{м}$	11,9	14,0	14,0	14,0

Проведем более детальное сравнение вариантов "А" и "В". Для создания момента $M_{kpZ}=11,9 \text{ Н}\cdot\text{м}$ в варианте "В" требуется дистракционное усилие 170 Н. При этом усилении напряжение в т. А $\sigma_A = 3,6 \cdot 10^8 \text{ Н/м}^2$. Это означает, что установка дистракционного стержня без шарнирного соединения увеличивает напряжение в опасном сечении на 6% и для достижения аналогичного разворачивающего позвонки эффекта требует увеличения дистракционного усилия на 18%.

Полученные результаты имеют место в случае, если центр разворота позвонка находится на оси ZZ. Отсутствуют монтажные напряжения, детали аппарата симметричны, а перемещения в дистракционных стержнях равны перемещениям в компрессионных стержнях. При невыполнении этих условий, несоосности при монтаже эти значения существенно возрастают.

ЛИТЕРАТУРА

1. Феодосьев В.И. Сопrotивление материалов. - М.: Наука, 1986. - 512 с.

Рукопись поступила 20.04.01.

Предлагаем вашему вниманию



Тезисы докладов научно-практической конференции с международным участием "Новые технологии в медицине" и симпозиума "Способы контроля процессов остеогенеза и перестройки в очагах костеобразования". В 2-х частях. – Курган, 2000. – 495 с.