

УДК 616.717.43-001.5-089.227.

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ОСТЕОСИНТЕЗА ПЕРЕЛОМОВ ХИРУРГИЧЕСКОЙ ШЕЙКИ ПЛЕЧЕВОЙ КОСТИ

Е.Н. Набиев

Экспериментальными исследованиями с нагрузкой на растяжение моделей переломов хирургической шейки плечевой кости доказана высокая устойчивость системы «кость – фиксатор» к действию смещающих нагрузок.

Ключевые слова: плечевая кость; переломы проксимального отдела плечевой кости; устройство; остеосинтез; прочность системы «кость – фиксатор»; математическое обоснование остеосинтеза.

MATHEMATICAL JUSTIFICATION OF OSTEOSYNTHESIS OF SURGICAL NECK OF HUMERUS

E.N. Nabiev

Experimental studies with tensile stress of fracture models of surgical neck of the bone of upper arm showed a high stability of the system "bone-lock" to the biasing stresses.

Keywords: humerus bone; proximal humerus fractures; the device; fixation; osteosynthesis; the strength of the «bone – lock» system; mathematical justification of osteosynthesis.

Переломы проксимального отдела плечевой кости являются не только медицинской, но и социальной проблемой и по значимости стоят на втором месте после переломов шейки бедренной кости [1, 2].

Для остеосинтеза переломов проксимального отдела плечевой кости нами разработано новое устройство (Инновационный патент на изобретение РК № 62126) (рисунок 1).

Устройство для накостного остеосинтеза содержит пластину 1, изогнутую по форме кости. Проксимальная часть 2 пластины 1 имеет расширение с двумя плоскими браншами 3, расположенными под углом 100° по отношению к пластине 1. Проксимальная 2 и дистальная части 4 пластины 1 имеют отверстия 5 с резьбой для крепежных шурупов 6 резьбовой шейкой 7. В середине дистальной части 4 пластины 1 расположен паз 8 для шурупа 9 без резьбовой шейки. Устройство предназначено для обеспечения стабильности остеосинтеза до момента сращения перелома. В этот период система «кость – фиксатор» нагружается собственным весом верхней конечности, а также динамической изгибающей нагрузкой от действия мышц плечевого пояса.

Собственный вес верхней конечности длиной 75 см равен в среднем 6 кг [3]. С учетом того, что в послеоперационном периоде иммобилизация ко-

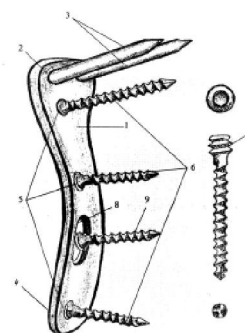


Рисунок 1 – Устройство для накостного остеосинтеза переломов проксимального отдела плечевой кости

нечности не используется, в своем исследовании мы попытаемся учесть случайную нагрузку, которая возникает при различных форс-мажорных обстоятельствах, например, при поднятии тяжести, и примем её равной 10 кг. Также рассмотрим два положения верхней конечности: конечность свободно свисает вдоль туловища и нагружена нагрузкой 10 кг (рисунок 2) и второе положение – верхняя конечность отведена на 90°, в этом случае рука нагружена собственным весом, определяемым как распределенная нагрузка вдоль верхней конечнос-

ти $q = \frac{P}{l}$, где P – собственный вес верхней конечности, l – длина верхней конечности.

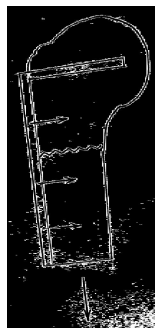


Рисунок 2 – Действие сил в зоне остеосинтеза при свисающей вдоль туловища руке

Первое положение – верхняя конечность свисает вдоль туловища. Длина активной части банши, находящейся в головке плечевой кости – 5 см, поперечное сечение $0,3 \times 0,5$ см, количество банши – 2.

Расчетную схему банши можно рассчитать в следующем виде (рисунок 3):

$$q = \frac{1}{2} \frac{P}{l} = 2 \text{ кг/см.}$$

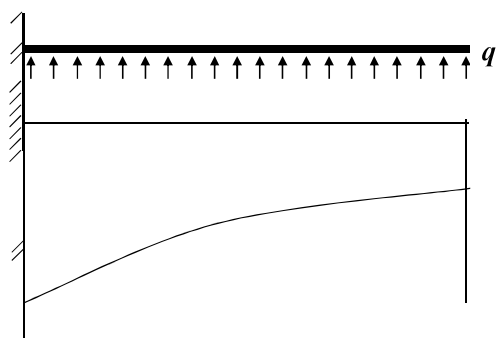


Рисунок 3 – Эпюры изгибающих моментов в зоне «банши – кость»

Наибольший изгибающий момент возникает в месте фиксации банши

$$M_{\max} = \frac{ql^2}{2} = \frac{2 \times 5^2}{2} = 25 \text{ кг см.} \quad (1)$$

Условия прочности банши имеют вид

$$\sigma = \frac{M_{\max}}{W_x} \leq [\sigma] \quad (2)$$

для хромоникелевой стали $[\sigma] = 3450 \text{ кг/см}^2$

W_x – момент сопротивления сечения банши;

$$W_x = \frac{bh^2}{6}, \quad (3)$$

где b – ширина банши (0,5 см), h – высота сечения банши (0,3 см).

$$W_x = \frac{0,5 \times 0,3^2}{6} = 0,0075 \text{ см}^2.$$

$$\sigma = \frac{25}{0,0075} = 3,3 \times 10^3 \text{ кг/см}^2.$$

$$\frac{3450 - 3333}{3450} \times 100 \% = 3,4 \%$$

Условия прочности выполняются с запасом 3,4 %.

Также можно определить наибольшую нагрузку, которую можно приложить на модель остеосинтеза.

Из (2): $M_{\max} \leq [\sigma] \times W_x = 3450 \times 0,0075 = 25,87 \text{ кг см.}$

$$P = q \times l \times 2 = \frac{2 \times M_{\max}}{l^2} \times l \times 2 = \frac{4 \times M_{\max}}{l}, \quad (4)$$

$$P = \frac{4 \times 25,87}{5} = 20,7 \text{ кг.}$$

Наибольшая нагрузка, которую может выдержать фиксатор до собственного разрушения, составляет 20,7 кг, что является достаточным для поддержания стабильности остеосинтеза, даже учитывая форс-мажорные обстоятельства.

Расчет банши на сминающую нагрузку зубчатой кости. Величину нагрузки, которая действует на сустав, во многих случаях определить невозможно, но, как показали исследования А.И. Сеппо [4], человеческая кость обладает определенной несущей способностью. В общей костной массе одним из слабых элементов является губчатая кость, в случае остеосинтеза околоуставных переломов она является основным несущим элементом в модели «кость – фиксатор».

По данным исследований А.И. Сеппо, несущая способность губчатой кости на смятие $[\sigma] \text{ см} = 29,7 \text{ кг/см}^2$. Наименьшая площадь воздействия банши (мм^2), с учетом того, что фиксатор имеет две банши, наименьшая площадь воздействия равна 300 мм^2 . Наименьшая площадь по линии действия сминающей силы (мм^2), у двух банши этот показатель равен 500 мм^2 (5 см^2).

Условия прочности на смятие $[\sigma]$:

$$\sigma = \frac{P}{F} \leq [\sigma_{см}], \text{ откуда } P:$$

$$P = [\sigma_{см}] \times F = 29,7 \times 5 \approx 150 \text{ кг.}$$

Как показали предыдущие расчеты, такую нагрузку не выдерживает узел закрепления банши, т. е. разрушение соединения «кость – банши» по условию на смятие не происходит.

Расчет соединения «кость – банши» на соскальзывание вдоль банши. Плечевой сустав в че-

ловеческом организме является одним из самых подвижных сочленений, который в степени свободы близок к полному пространственному ориентированию. Из этого следует, что на соединение «кость – бранши» наряду с другими видами нагрузок будет воздействовать нагрузка на выдергивание. Как известно из классических исследований механики разрушений [5], для многих материалов наибольшее значение допускаемых касательных напряжений равно половине допускаемого напряжения на сжатие, откуда, используя данные Сеппо для губчатой кости, принимаем допускаемое касательное напряжение $[\tau] = \frac{[\sigma]}{2} = 18 \text{ кг/см}^2$.

Используя условия прочности на касательное напряжение, $\tau = \frac{P_6}{F} \leq [\tau]$, где P_6 – сила выдергивания, F – площадь соприкосновения бранш с костью (8 см^2), определяем $P_6: P_6 \leq [\tau] \times F = 8 \times 18 = 144 \text{ кг}$. Учитывая, что фиксатор имеет 2 бранши, сила выдергивания равна 288 кг.

Расчет соединения «кость – бранши» на соскальзывание вдоль пластины. Следующее положение верхней конечности: верхняя конечность отведена на 90° и соединение «кость – фиксатор» нагружено только собственным весом верхней конечности. Для упрощения задач примем, что собственный вес верхней конечности 6 кг.

$$q = \frac{6}{l} = 8 \frac{\text{кг}}{\text{м}}, \text{ где } l - \text{длина конечности.} \quad (1)$$

Как известно из классической механики, наибольший изгибающий момент находится на месте закрепления, т. е. расположен у медиальной точки перелома и равен

$$M = \frac{ql^2}{2} = \frac{8 \cdot 0,75^2}{2} = 2,25 \text{ кг} \cdot \text{м}.$$

Как видно из рисунка 4, с другой стороны этот момент компенсируется воздействием системы «кость – фиксатор». Следуя расчетной схеме, показанной на рисунке, усилия, действующие вдоль пластины (P_n), определяются следующим образом:

$$P_n = \frac{M}{h} = \frac{2,25}{0,03} = 75 \text{ кг}, \text{ где } h - \text{диаметр кости}$$

на уровне перелома. При диаметре кости 3 см, сила, действующая вдоль пластины, равна 75 кг.

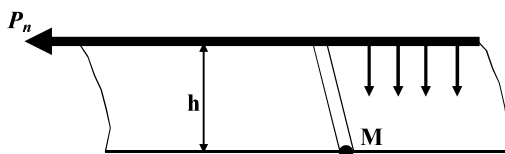


Рисунок 4 – Действие сил в зоне остеосинтеза при отведенной верхней конечности

Данная нагрузка воспринимается пластиной. Условие прочности пластины имеет вид

$$\sigma = \frac{P_{\max}}{F} \leq [\sigma]. \quad (2)$$

Для хромоникелевой стали $[\sigma] = 3450 \text{ кг/см}^2$. F – площадь сечения пластины. С учетом ослабления сечения отверстиями для закрепления шурупов она равна

$$F = b \cdot h - d \cdot h, \quad (3)$$

где b – ширина пластины (2 см), h – высота сечения пластины (0,3 см), d – диаметр отверстия для шурупа (0,3 см)

$$F = 2 \cdot 0,3 - 0,3 \cdot 0,3 = 0,54 \text{ см}^2.$$

$$\sigma = \frac{75}{0,054} = 138 \text{ кг/см}^2.$$

Условия прочности выполняются с 30-кратным запасом. Таким образом, при отведении конечности в горизонтальное положение от собственного веса никакие угрожающие на остеосинтез нагрузки не возникают. Это положение дает возможность выполнения активных движений в плечевом суставе после остеосинтеза.

Наибольшая нагрузка, которую может выдержать фиксатор до собственного разрушения при свободно свисающей конечности, составляет 20,7 кг, что является достаточным для поддержания стабильности остеосинтеза.

Таким образом, экспериментальными исследованиями с нагрузкой на растяжение моделей переломов хирургической шейки плечевой кости доказана высокая устойчивость системы «кость – фиксатор» к действию смещающих нагрузок.

Литература

1. Корж Н.А. Повреждения проксимального отдела плечевой кости у людей пожилого и старческого возраста / Н.А. Корж, Л.Д. Горидова, Д.В. Прозоровский // Остеопороз: эпидемиология, клиника, диагностика, профилактика и лечение. Харьков, 2002. С. 307–314.
2. Корж Н.А. Канюлированное компрессионное устройство для остеосинтеза переломов проксимального отдела плечевой кости / Н.А. Корж, Д.В. Прозоровский // Ортопедия, травматология и протезирование. 2002. № 4. С. 104–106.
3. Юмашев Г.С. Травматология и ортопедия / Г.С. Юмашев. М., 1977. С. 27–29.
4. Сеппо А.И. О теоретическом обосновании металлоостеосинтеза при переломах шейки бедренной кости / А.И. Сеппо // Ортопед. травматол. 1968. № 7. С. 28–33.
5. Беляев Н.М. Сопротивление материалов / Н.М. Беляев. М.: Наука, 1976. 606 с.