

УДК 616.71-001.5-089.223:539.3/4]:602.1:519.673

**ВЛИЯНИЕ СХЕМЫ НАГРУЖЕНИЯ
НА НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОЕ СОСТОЯНИЕ
БИОДЕГРАДИРУЮЩИХ ВИНТОВ**Яцун Е. В., Панченко С. П., Прокопьева Е. И., Головаха М. Л.
Днепропетровский национальный университет имени Олеся Гончара, г. Днепр**THE INFLUENCE OF LOADING PATTERN ON THE STRESS-STRAIN STATE OF
A BIODEGRADABLE SCREW**Yatsun E. V., Panchenko S. P., Prokopieva Y. I., Golovakha M. L.
Днепропетровский национальный университет имени Олеся Гончара, г. Днепр

Введение. Наиболее эффективным методом остеосинтеза, при диафизарных переломах большеберцовой кости, является закрытый блокирующий интрамедуллярный остеосинтез (БИОС). Преимуществами интрамедуллярного остеосинтеза считаются его минимальная травматичность, а также возможность ранней нагрузки на сломанную конечность [1,4]. Кроме того, такая методика позволяет фиксировать как простые, так и сложные (многооскольчатые) переломы. С помощью блокирующих винтов достигают прочной фиксации штифта в участках кости выше и ниже перелома, при этом зафиксированные отломки не смогут смещаться по длине, ширине и поворачиваться вокруг своей оси.

Однако, наличие постоянной жесткой фиксации отломков и отсутствие механического раздражителя приводит к формированию рыхлой соединительной ткани, не имеющей необходимой позиционной ориентации фибробластов и хондроцитов. Костные балочки, возникающие на основе такого матрикса, образуют костный регенерат с недостаточным запасом прочности или он имеет неправильную структуру. На таком фоне чаще может происходить резорбция новообразованного костного регенерата под влиянием возникающих патологических биомеханических ситуаций. [2,3].

Introduction. Closed IM nailing is the most efficient method of diaphyseal tibial fractures osteosynthesis. Among the advantages of the method, there are its minimal invasiveness and possibility of early loading of the injured extremity [1,4]. Besides, this method makes it possible to fix as simple, as complex (comminuted) fractures. Tight fixation of a nail is achieved by locking screws, introduced into the areas of bone above and below the fracture; at that, the fixed fragments are unable to move lengthwise and edgewise, and rotate around the axis.

Although, constant stable fixation of the fragments and the absence of mechanical irritator leads to the development of loose connective tissue with improper positioning of fibroblasts and chondrocytes. The bone trabeculas, appearing based on such a matrix form an improper bone regenerate with inefficient safety factor or have incorrect structure. On such a background, resorption of the new-formed bone regenerate could frequently occur under the influence of pathological biomechanical situations [2, 3].

A lack of contact between bone fragments combined with loading on the injured segment could lead to such post-surgical problems as uncontrolled screw breakage (self-dynamization), migration of screws, nail fractures, inflammatory complications, slow consolidations, and non-unions [2, 3].



Отсутствие контакта между костными фрагментами в сочетании с нагрузкой на травмированный сегмент, может привести к таким послеоперационным проблемам как, неконтролируемый перелом винтов (самодинамизация), миграция винтов, перелом штифтов, воспалительные осложнения, замедленная консолидация и не сращение [2,3].

Для создания более плотного контакта между костными отломками, возникает необходимость в выполнении операции по динамизации перелома. Она заключается в удалении проксимального блокирующего винта из статического (круглого) отверстия. Это даёт возможность винту, в овальном отверстии, смещаться и позволяет перемещаться костным отломкам, что сохраняет их контакт [5,6].

Уменьшить количество инвазивных вмешательств, можно путем применения винтов, изготовленных из биodeградирующих материалов. Биodeградирующие винты после определенного времени теряют свои прочностные характеристики и могут быть сломаны при их нагрузке, т.е. дадут возможность выполнения этапной динамизации перелома в заданные сроки, тем самым минимизируя риск замедленной консолидации перелома и сопутствующих ей осложнений.

В нашей работе [7] исследовались факторы, влияющие на прочность фиксирующих винтов. Установлено, что величины максимальных напряжений, определяющих прочностные показатели винта, обратно пропорциональны диаметру винта в кубе. Однако, с целью упрощения вычислений, расчетная модель винта предполагалась в виде балки с сосредоточенной нагрузкой, что может быть не справедливым при исследовании винтов малой длины. В данной работе рассматривается нагружение указанной балки, равномерно распределенной нагрузкой, а полученные

To create a tighter contact between bone fragments, it is necessary to carry out surgical dynamization of a fracture. It means the extraction of a proximal locking screw from the static (round) hole. After this, the screw in the oval hole displaces, and the bone fragments can move to preserve contact between them [5, 6].

The number of invasive surgeries could be decreased using screws made of biodegradable materials. After some period, a biodegradable screw loses its strength features and can be broken under load, i.e. create the possibility of stage dynamization of a fracture in a predetermined period, thus minimizing risks of slow consolidation of a fracture and concomitant complications.

In our study [7], we have analyzed the factors, influencing the strength of fixing screws. It was discovered that the maximum strains, defining strength parameters of a screw are inverse to the cube diameter of a screw. To simplify the calculations, the design model of a screw was assumed as a beam under a concentrated load. It could be wrong for screws of small diameter. In this research, we examine the strain applied to a beam with an equally distributed loading and compare the results with the previous study [7].

Objectives. To assess the impact of the type of strain on the stress-strain state of biodegradable screws for osteosynthesis of tibial fractures.

Materials and methods. The study involved analytical relations of resistance of materials and methods of architecture and theoretical mechanics.

The construction of the design model was based on X-ray images of the implanted nails and screws.

результаты сравниваются с результатами работы [7].

Цель статьи. Оценка влияния типа нагружения на напряженно-деформированное состояние биодеградирующих винтов, используемых для остеосинтеза переломов большеберцовой кости.

Материалы и методы. Исследование выполнялось с использованием аналитических соотношений сопротивления материалов, а также методов строительной и теоретической механики.

Построение расчетных схем основывалось на рентгенограммах установленных стержней и винтов.

Заметим, что в рассматриваемых системах фиксации переломов ось винта и ось стержня предполагались взаимно ортогональными. Кроме того, при установке ось стержня совпадала с осью большеберцовой кости. При этом, ось большеберцовой кости имеет незначительное отклонение от вертикали, поэтому ось стержня также не будет строго вертикальной, и вектор нагрузки на винт будет направлен под некоторым углом по отношению к нему. Однако, учитывая малую величину угла отклонения, для упрощения расчетов, на данном этапе исследования предполагалось, что ось кости, ось стержня и, следовательно, вектор нагрузки совпадали с вертикальной осью.

На рис. 1, а показаны схема перелома, и схема фиксации с использованием БИОС. Учитывая, что при переломах фиксация осуществляется минимум двух фрагментов кости, с целью упрощения расчетов, исследовался именно такой перелом. На рис. 1, б показана схема, отображающая распределение нагрузок между фиксирующими винтами при их взаимодействии со штифтом.

In the considered system the axes of a screw and a nail were supposed to be mutually orthogonal. Furthermore, the nail's axis was supposed as coinciding with the axis of a tibia. Since a tibial axis has a slight vertical deflection, the axis of a nail will not be strictly vertical, and a vector of loading will be directed at a certain angle towards thereof. Hence, considering the negligible size of the deflection angle, and to simplify the calculations, we supposed on this stage that the axis of the bone, of the nail, and, consequently, the vector of loading, coincided with the vertical axis.

Fig.1 represents a scheme of a fracture and a scheme of fixation with IM nailing. Taking into account that in the majority of fractures, fixation is performed in not less than two bone fragments, and to simplify the calculations, we studied this fracture type. Fig.1 b is the scheme of distribution of the loadings between the fixing screws in their interaction with a nail.

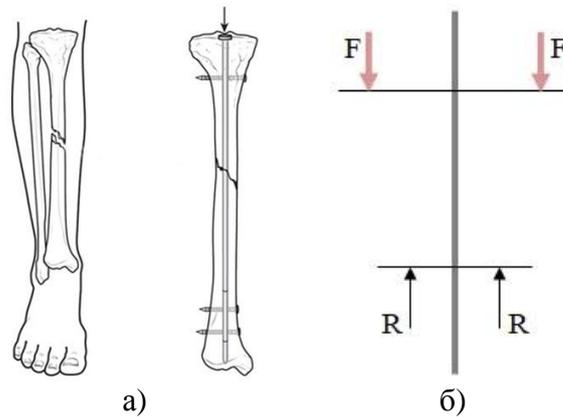


Рис. 1. Схема перелома большеберцовой кости и его фиксация БИОС (а), распределение нагрузок между винтами при БИОС (б)

Fig. 1. The scheme of a tibial fracture (a) and distribution of loadings between the screws in case of IM nailing (b)

В качестве основного объекта исследования рассматривался верхний винт, поэтому отдельно построена схема его нагружения. Заметим, что нагрузка (F) на винт передается от веса человека через края кости (кортикальная ткань). ОпираНИЕ этого винта осуществляется на штифт, от которого возникает реакция (R) вследствие опирания штифта на нижний винт (рис. 1, б). Соответственно, воздействие на винт, со стороны штифта, передается по площадке, которая равняется размеру его поперечного сечения, а располагается указанная площадка нагружения посередине длины винта.

На рис. 2, а показан вид в разрезе кости с фиксацией верхним винтом и штифтом. Такая схема нагружения винта соответствует балке опертой по краям с нагрузкой, приложенной посередине (рис. 2, б). Учитывая разницу в свойствах материала винта и кортикальной кости, а также толщину кортикального слоя, балка предполагалась шарнирно-опертой (рис. 2, в).

Для оценки результатов, полученных в работе [7] были рассмотрены два вида нагрузки: 1) сосредоточенная сила, и 2) распределенная нагрузка. Величина нагрузки в обоих вариантах была эквивалентна весу взрослого человека.

The study considers the upper screw as the main object, so its loading pattern has been constructed separately. One should mention that the load (F) on the screw passes from the weight of a human through the bone edges (cortical tissue). This screw is supported by a nail, causing a reaction (R) due to the support of the nail by the lower screw (fig.1, b). Respectively, the nail's influence on the screw transfers through a plane, its size is equal to the area of its cross-section. This loading plate is in the middle of the screw.

In Fig.2, there is a cross-section of a bone fixed with a screw and a nail. This scheme of loading on a screw corresponds to a beam, supported on the edges with a load applied in the middle (Fig. 2b). Considering the difference in properties of the materials of a screw and cortical bone, the beam was taken as a hinged beam (Fig. 2, c).

To assess the results of the previous study [7], we have examined two types of loading: 1) with a concentrated force, and 2) with a distributed force. Both values of the load were similar to the mean body weight of an adult.

Описанная расчетная схема винта соответствует шарнирно-опертой балке круглого поперечного сечения, с нагружением посередине в виде: сосредоточенной силы (Рис. 3, а) и распределенной нагрузки (Рис. 3, б), перпендикулярной к оси балки.

The design model of the screw corresponds to a hinged beam, round in its cross-section, and loaded in the middle thereof with a concentrated force (Fig. 3,b) perpendicular to the beam's axis.

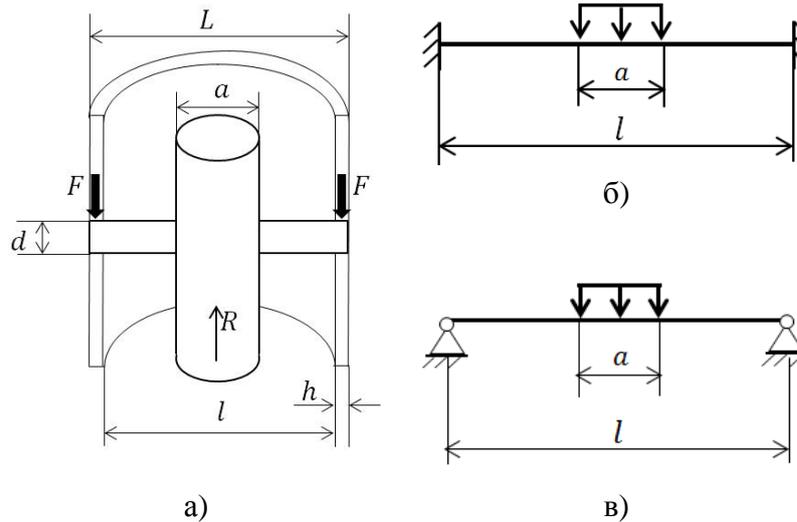
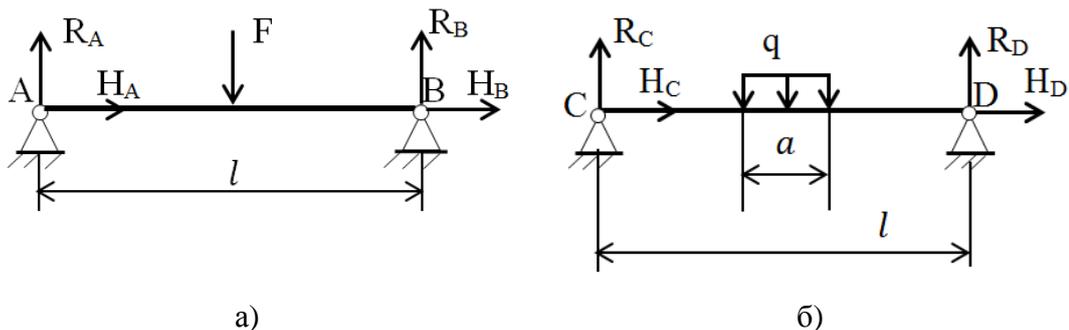


Рис. 2. Вид кости в разрезе в месте фиксации винтом (а) и схемы его закрепления (б, в)

Fig. 2. Appearance of a bone's cross-section in the place of its fixation with a screw (а), and design models of fixation thereof (b, c)

Данный тип нагружения представляет собой случай плоского поперечного изгиба (ППИ), при котором возникают только вертикальные составляющие опорных реакций. С этой точки зрения, каждую балку можно рассматривать как статически-определимую (Рис. 3, в, г), т.е. такую, решение которой может быть получено с помощью уравнений равновесия.

This type of loading is a specific case of a flat cross bend, upon which only the vertical component of support reaction occurs. From this point of view, each beam could be construed as a statically determinate one (Fig.3, c, d), i.e. the one available for a solution with equilibrium relations.



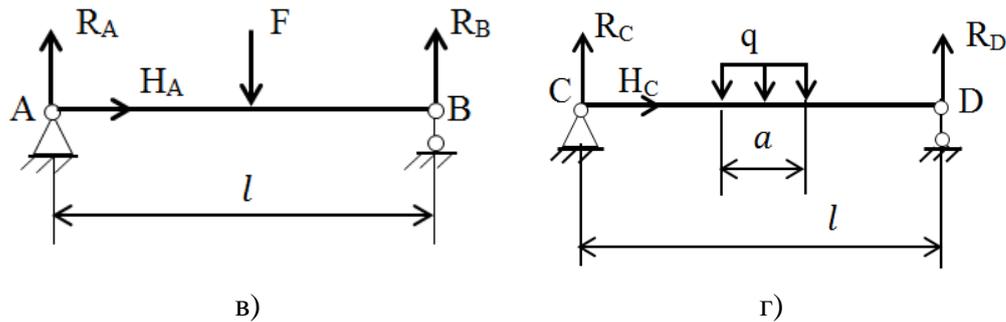


Рис. 3. Расчетные схемы винта: нагружение в виде сосредоточенной силы (а, в), нагружение в виде распределенной нагрузки (б, г)

Fig. 3. Design models of the screw: loading with concentrated force (a, b), loading with distributed loading (c, d).

Исследование прочности винта при ППИ выполняется на основании эпюр внутренних усилий: поперечных сил и изгибающих моментов, которые построены по длине балки, при предварительном определении опорных реакций.

Для оценки влияния схемы нагружения винта на его напряженно-деформированное состояние (НДС) необходимо получить аналитические выражения внутренних усилий каждой расчетной схемы, при отдельном рассмотрении соответствующих задач.

Результаты и их обсуждение.

Задача 1. Балка с сосредоточенной силой (рис. 3, в). Решение данной задачи было получено в работе [6], используя которое можно записать основные соотношения.

Неизвестные реакции R_A , R_B определялись из следующих уравнений равновесия:

$$\begin{aligned}\sum M_A &= R_B * l - F * \frac{l}{2} = 0 \Rightarrow R_B = \frac{F}{2}, \\ \sum M_B &= -R_A * l + F * \frac{l}{2} = 0 \Rightarrow R_A = \frac{F}{2}.\end{aligned}$$

Проверка правильности определения опорных реакций осуществлялась на основании условия равенства нулю суммы проекций всех сил на ось Y:

$$\sum Y = R_A - F + R_B = F - F = 0.$$

The study of the strength of a flat cross-banded screw was based on the stress diagram of the internal forces and bending moments, after ascertaining support reactions.

To evaluate the impact of the screw's stress-strain state on its deflected mode (DM), one should have an analytical expression of internal forces for every design model, considering the respective tasks separately.

Results and discussion.

Task 1. A beam with concentrated force (Fig. 3, c).

The solution of this task being found in the previous study [6] could be applied to write the basic interrelations.

The unknown reactions R_A , R_B were defined through the following equations of equilibrium:

To verify correctness of the support reactions, we supposed that the sum total of projections of all forces on the axis Y equals zero:

При построении эпюр усилий, балка по длине разбивалась на участки. Затем, на каждом из участков записывались аналитические выражения внутренних усилий.

1 участок ($0 \leq x \leq \frac{l}{2}$):

$$\begin{aligned} Q_1^F(x) &= R_A, \\ M_1^F(x) &= R_A * x, \end{aligned}$$

2 участок ($\frac{l}{2} \leq x \leq l$):

$$\begin{aligned} Q_2^F(x) &= R_A - F, \\ M_2^F(x) &= R_A * x - F * \left(x - \frac{l}{2}\right). \end{aligned}$$

Анализ полученных соотношений показал, что максимальный изгибающий момент возникает в середине пролета балки, в точке приложения нагрузки с координатой $x = \frac{l}{2}$:

$$M_{max}^F = M^F \left(\frac{l}{2}\right) = R_A * \frac{l}{2} = \frac{F}{2} * \frac{l}{2} = \frac{F * l}{4}.$$

По результатам выполненных расчетов построены эпюры поперечной силы и изгибающего момента (рис. 4).

To create stress diagrams of strains, we partitioned the beam longitudinally and wrote separate analytical expressions of internal strains for all its parts.

1st part ($0 \leq x \leq \frac{l}{2}$):

2nd part ($\frac{l}{2} \leq x \leq l$):

Analysis of the obtained interrelation has shown that maximum bending moment appears in the middle of the beam's span, in the point of application of the loading, coordinate $x = \frac{l}{2}$:

Based on the results of calculations, stress diagrams of shear load and bending moment are elaborated (Fig. 4).

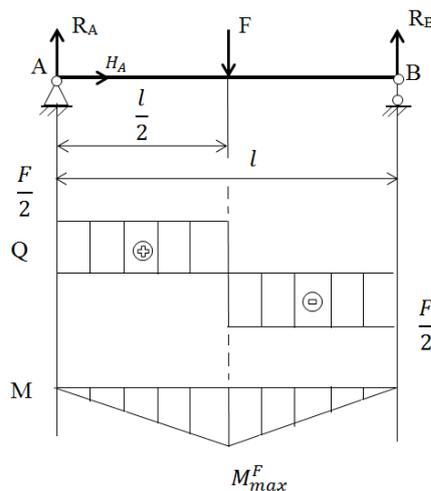


Рис. 4. Эпюры внутренних усилий при нагружении винта в виде сосредоточенной силы

Fig. 4. Stress diagrams of the internal strains upon loading of the screw with concentrated force



Задача 2. Балка с распределенной нагрузкой (рис. 3, г). Для рассматриваемой балки, опоры обозначены буквами С и D, неизвестные реакции R_C , R_D могут быть определены из следующих уравнений равновесия:

- Сумма моментов всех сил относительно опорного шарнира С равна нулю: $\sum M_C = 0$, откуда находим R_D .

- Сумма моментов всех сил относительно опорного шарнира D равна нулю: $\sum M_D = 0$, откуда находим R_C .

Для проверки правильности определения опорных реакций используется условие: $\sum Y = 0$.

Task 2. A beam with distributed loading (Fig. 3, c).

For the beam being considered, the supports are indicated with the letters C and D. The unknown reactions R_C , R_D could be established using the following equations of equilibrium:

- The total of the moments of all forces relating to the hinge at the support C equals zero: $\sum M_C = 0$; R_D is found.

- The total of the moments of all forces relating to the hinge at the support D equals zero: $\sum M_D = 0$; R_C is found.

To verify correctness of the support reactions established, we use the condition $\sum Y = 0$.

$$\begin{aligned}\sum M_C &= R_D * l - q * a * \frac{l}{2} = 0 \Rightarrow R_D = \frac{qa}{2}, \\ \sum M_D &= -R_C * l + q * a * \frac{l}{2} = 0 \Rightarrow R_C = \frac{qa}{2}, \\ \sum Y &= R_C + R_D - q * a = \frac{qa}{2} + \frac{qa}{2} - q * a = 0.\end{aligned}$$

Кроме того, из условия симметрии схемы нагружения, можно сказать, что опорные реакции должны быть равны между собой и соответствовать половине равнодействующей от приложенной нагрузки.

Далее для построения эпюр усилий балку по длине разбиваем на участки. Затем, на каждом из участков записываем аналитические выражения внутренних усилий и вычисляем их:

1 участок ($0 \leq x \leq \frac{l-a}{2}$):

$$\begin{aligned}Q_1^q(x) &= R_C, \\ M_1^q(x) &= R_C * x, \\ Q_1^q(0) &= R_C = \frac{qa}{2}, \\ M_1^q(0) &= 0, \\ Q_1^q\left(\frac{l-a}{2}\right) &= R_C = \frac{qa}{2}, \\ M_1^q\left(\frac{l-a}{2}\right) &= R_C * \frac{l-a}{2} = \frac{q*a*(l-a)}{4},\end{aligned}$$

Besides, based on the condition of symmetry of the loading one could say that the support reactions shall be mutually equal and correspond to half of the resultant of the loading applied.

For the stress diagrams, we subdivided the beam lengthwise into the parts, then wrote down analytical expressions for internal strains and calculated:

1 part ($0 \leq x \leq \frac{l-a}{2}$):

2 участок ($\frac{l-a}{2} \leq x \leq \frac{l+a}{2}$):

2 part ($\frac{l-a}{2} \leq x \leq \frac{l+a}{2}$):

$$Q_2^q(x) = R_C - q * \left(x - \frac{l-a}{2}\right),$$

$$M_2^q(x) = R_C * x - q * \frac{\left(x - \frac{l-a}{2}\right)^2}{2},$$

$$Q_2^q\left(\frac{l-a}{2}\right) = R_C = \frac{qa}{2},$$

$$M_2^q\left(\frac{l-a}{2}\right) = R_C * \frac{l-a}{2} = \frac{q*a*(l-a)}{4},$$

$$Q_2^q\left(\frac{l+a}{2}\right) = R_C - q * a = -\frac{qa}{2},$$

$$M_2^q\left(\frac{l+a}{2}\right) = R_C * \frac{l+a}{2} - q * \frac{a^2}{2} = \frac{q*a*l - q*a^2}{4},$$

3 участок ($\frac{l+a}{2} \leq x \leq l$):

$$Q_3^q(x) = R_C - q * \left(x - \frac{l-a}{2}\right) + q * \left(x - \frac{l+a}{2}\right),$$

$$M_3^q(x) = R_C * x - q * \frac{\left(x - \frac{l-a}{2}\right)^2}{2} + q * \frac{\left(x - \frac{l+a}{2}\right)^2}{2},$$

$$Q_3^q\left(\frac{l+a}{2}\right) = R_C - q * a = -\frac{qa}{2},$$

$$M_3^q\left(\frac{l+a}{2}\right) = R_C * \frac{l+a}{2} - q * \frac{a^2}{2} = \frac{q*a*l - q*a^2}{4},$$

$$Q_3^q(l) = R_C - q * \left(\frac{l+a}{2}\right) + q * \left(\frac{l-a}{2}\right) = -\frac{qa}{2},$$

$$M_3^q(l) = R_C * l - q * \frac{(l+a)^2}{2} + q * \frac{(l-a)^2}{2} = -\frac{3qal}{2}.$$

Анализ полученных соотношений показал, что максимальный изгибающий момент возникает в середине пролета балки, в точке $x = \frac{l}{2}$:

Analysis of the resulting interrelations has shown that the maximum bending moment appears in the middle of the spur of the beam, in the point $x = \frac{l}{2}$:

$$M_{max}^q = M^q\left(\frac{l}{2}\right) = R_A * \frac{l}{2} - q * \frac{a^2}{8} = \frac{F}{2} * \frac{l}{2} - \frac{q*a^2}{8} = \frac{F*l}{4} - \frac{F*a}{8} = \frac{F*l}{4} * \left(1 - \frac{a}{l*2}\right).$$

По результатам выполненных расчетов построены эпюры поперечной силы и изгибающего момента (рис. 5).

Based on the calculations, stress diagrams of shear load and bending moment are elaborated (Fig. 5).

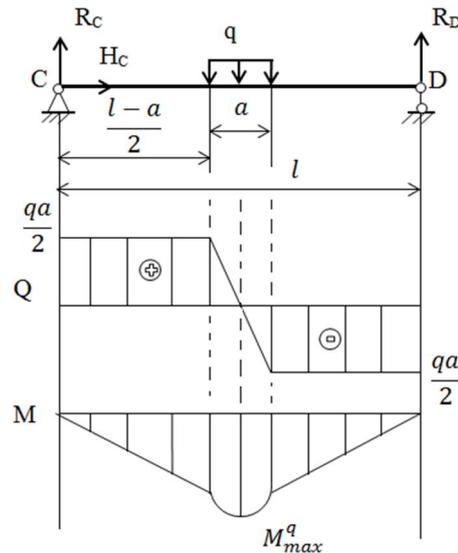


Рис. 5. Эпюры внутренних усилий при нагружении винта в виде распределенной нагрузки

Fig. 5. Stress diagrams of the internal strains in the screws under distributed loadings

Для определения погрешности результатов полученных в работе [6] по сравнению с результатами данного исследования, в качестве примера рассматривался винт с размерами: длина – 4 см, диаметр – 5 мм. Величина нагрузки, прикладываемая к винту, эквивалентна весу человека, т.е. 80 кг, что в случае задачи 1 равнялось $F=800\text{ Н}$, а для задачи 2, при величине участка $a=1\text{ см}$, на котором действует распределенная нагрузка, составило $q = \frac{F}{a} = 80\text{ кН/м}$.

Так как для оценки прочности винта при условии ППИ используется величина изгибающего момента, то сравнение результатов выполнялось на основании соотношений для максимальных изгибающих моментов, полученные в задачах 1 и 2:

To estimate a tolerance of the results of the previous study [6] compared to the results of the present one, we took a screw 4 cm long and 5 mm in diameter as a sample. The value of the strain applied to the screw is equivalent to the mean weight of an adult, i.e. 80 kg; for the task 1 it made $F=800\text{ N}$, and for the task 2, considering the size of a site, to which the distributed load was applied, made составило $q = \frac{F}{a} = 80\text{ кН/м}$.

Inasmuch as the value of the bending moment is applied to evaluate the strength of a flat cross-bended screw, results were compared based on interrelations of the maximum bending moments received in the assignments 1 and 2:

$$M_{max}^F = \frac{F \cdot l}{4},$$

$$M_{max}^q = \frac{F \cdot l}{4} * \left(1 - \frac{a}{l \cdot 2}\right).$$

Анализ этих соотношений показал, что при наличии одинакового множителя $\frac{F \cdot l}{4}$, разница в результатах определяется величиной $\left(1 - \frac{a}{l \cdot 2}\right)$. При этом, чем меньше значение a/l , т.е. чем меньше величина участка приложения нагрузки по сравнению с длиной винта, тем меньше будет погрешность результатов полученных в работе [6].

Подставляя в эти формулы принятые размеры винта и величины нагрузки, вычисляли значения максимальных моментов в 1 и 2 случае.

$$M_{max}^F = \frac{F \cdot l}{4} = \frac{800 \cdot 0.04}{4} = 8 \text{ Нм},$$
$$M_{max}^q = \frac{F \cdot l}{4} * \left(1 - \frac{a}{l \cdot 2}\right) = \frac{800 * 0.04}{4} * \left(1 - \frac{0.01}{2 * 0.04}\right) = 7 \text{ Нм}$$

Погрешность моделирования нагрузки в виде сосредоточенной силы определяется соотношением:

$$\frac{M_{max}^F - M_{max}^q}{M_{max}^F} * 100\% = \frac{8-7}{8} * 100\% = 14.3 \%$$

Выводы. Анализ полученных результатов показал, что соотношения, описывающие внутренние усилия при моделировании нагружения винта в виде сосредоточенной силы и распределенной нагрузки, отличаются множителем. Следовательно, величины внутренних усилий, при подстановке в эти соотношения числовых значений нагрузки и размеров, также будут отличаться. При этом величина отличия будет тем меньше, чем меньше отношение величины участка, на котором действует распределенная нагрузка (a) по сравнению с длиной балки (l).

Analysis of these interrelations demonstrated, that if a multiplier $\frac{F \cdot l}{4}$ is the same, the difference in the results is predetermined by the value $\left(1 - \frac{a}{l \cdot 2}\right)$. At that, the less is a/l i.e. the less is the area of the loading applied, compared to the length of a screw, the smaller will be the deficiency of the results obtained by the previous study [6].

Applying the supposed dimensions of the screw and values of the loadings into the equations, we calculated numerical values of maximum moments in 1st and 2nd cases.

The deficiency of modeling of the loading in the form of concentrated force is expressed by the interrelation:

Conclusions. Analysis of the results has shown that the relations to describe internal strains in the model of a screw loaded with a concentrated force and with a distributed one differ by a multiplier. Consequently, the values of internal strains applied to these relations of numerical values of loadings and sizes shall differ also. At that, the value of this difference shall be the less, the smaller is the ratio of site on which the loading is distributed (a) and the length of a beam (l).



При принятых, для оценки результатов, величинах нагрузки и геометрии винта усилия в модели винта с нагружением в виде сосредоточенной силы оказались выше на 1 Н·м, и погрешность составила 14.3 %.

Соответственно, для оценки НДС винта используемого в БИОС с целью упрощения расчетов, можно в качестве модели использовать балку с нагрузкой в виде сосредоточенной силы, приложенной в середине, однако необходимо учитывать, что такая модель дает завышенный результат по внутренним усилиям.

Upon conditions of the taken values of load and screw geometry, the strains in the model of screw loaded with concentrated force appeared in 1 N * m higher, and the deficiency was 14.3%.

Respectively, to estimate the strain-stress state of a screw for IM nailing, and to simplify the calculations, one could accept a beam loaded in the center with concentrated force as a model, although it must be kept in mind that such a model will demonstrate exaggerated results of internal strains.

Литература / References

- 1 Pan RH, Chang NT, Chu D, Hsu KF, Hsu YN, Hsu JC, et al. Epidemiology of orthopedic fractures and other injuries among inpatients admitted due to traffic accidents: A 10-year nationwide survey in Taiwan. *Scientific World Journal* 2014. 2014 637872
2. Попсуйшапка А.К., Ужигова, О.Е., Литвишко В.А., Частота несращения и замедленного сращения отломков при изолированных диафизарных переломах длинных костей конечностей *Ортопедия, травматология и протезирование*, 2013 39-43
3. Salem K.H. Critical analysis of tibial fracture healing following unreamed nailing. *Int Orthop*. 2012 Jul;36(7):1471-7. doi: 10.1007/s00264-012-1505-x. Epub 2012 Mar 17.
4. Гайко Г.В., Калашников А.В., Вдовиченко К.В., Чалайдюк Т.П. (2012) Анализ результатов лечения диафизарных переломов большеберцовой кости при использовании различных видов остеосинтеза. *Остеосинтез*, 3(20): 16–20.
5. Климовицький В.Г., Оксимець В.М. (2012) Симпозіум «Переломи, що не зрослися, та псевдоартрози». *Травма*, 13(4): 166–174.
6. Zimmermann G., Moghaddam A. (2010) Trauma: Non-Union: New Trends. In: *European Instructional Lectures*. 11th EFORT Congress, 24 Mar., Madrid, Spain, 10: 15–19.
7. Панченко С.П. Оценка прочности винта используемого для блокирующего интрамедулярного остеосинтеза / Панченко С.П., Зинькевич Д.А., Яцун Е.В., Головаха М.Л. // *Вестник Приднепровской государственной академии строительства и архитектуры*. – 2018. – № 2. – С. 54-61.