

УДК [539.4:621.882.1/2]:616.71-001.5-089.2

DOI: 10.30838/J.BPSACEA.2312.290818.54.92

## ОЦЕНКА ПРОЧНОСТИ ВИНТА ИСПОЛЬЗУЕМОГО ДЛЯ БЛОКИРУЮЩЕГО ИНТРАМЕДУЛЯРНОГО ОСТЕОСИНТЕЗА

ПАНЧЕНКО С. П.<sup>1</sup>, канд. техн. наук, доц.,

ЗИНЬКЕВИЧ Д. А.<sup>2</sup>, студ.,

ЯЦУН Е. В.<sup>3</sup>, ассистент,

ГОЛОВАХА М. Л.<sup>4</sup>, д-р. мед. наук, проф.

<sup>1</sup>Кафедра строительной механики и сопротивления материалов, Государственное высшее учебное заведение «Приднепровская государственная академия строительства и архитектуры», ул. Чернышевского, 24а, 49600 Днепр, Украина, тел. +380562469822, e-mail: serpanko@mail.ru

<sup>2</sup>Государственное высшее учебное заведение «Приднепровская государственная академия строительства и архитектуры», ул. Чернышевского, 24а, 49600 Днепр, Украина, тел. +380562469822, e-mail: zinda96@ukr.net

<sup>3</sup>Кафедра травматологии и ортопедии, Запорожский государственный медицинский университет, просп. Маяковского, 26, г. Запорожье, Украина, 69035, 061-224-64-69, e-mail: zsmu@zsmu.zp.ua

<sup>4</sup>Кафедра травматологии и ортопедии, Запорожский государственный медицинский университет, просп. Маяковского, 26, г. Запорожье, Украина, 69035, 061-224-64-69, e-mail: zsmu@zsmu.zp.ua

**Аннотация.** *Постановка проблемы.* Диафизарные (внесуставные) переломы большеберцовой кости занимают ведущее место среди переломов длинных трубчатых костей (8,1–36,6 %). На сегодняшний день врачи отдают предпочтение малоинвазивным методам остеосинтеза которые не связанным с нанесением дополнительной травмы мягким тканям в области перелома. Наиболее эффективным методом остеосинтеза, при диафизарных переломах большеберцовой кости, является закрытый блокирующий интрамедулярный остеосинтез (БИОС). Преимуществами закрытого БИОС считаются его минимальная травматичность, а также возможность ранней нагрузки на сломанную конечность. Так как для консолидации перелома очень важно, чтобы система кость имплантат пребывала в постоянном динамическом напряжении. Поэтому иногда возникает необходимость в выполнении операции по динамизации перелома, которая заключается в удалении блокирующего винта. Улучшить результаты лечения пациентов с внесуставными переломами большеберцовой кости можно путем применения винтов изготовленных из биодеградирующих материалов. Суть этих материалов заключается в том, что они могут растворяться со временем. Таким образом, биодеградирующие винты после определенного времени при их нагружении могут быть сломаны, т.е. дадут возможность выполнения этапной динамизации перелома в заданные сроки. **Цель.** Изучение факторов, влияющих на прочность блокирующего винта для БИОС, изготовленного из биодеградирующего сплава. **Вывод.** Результаты расчетов показали, что в рассмотренной модели напряжения в винте существенно превышают предел прочности используемого материала. При этом формула для вычисления напряжений показала, что они зависят только от диаметра винта. Следовательно, при использовании винтов изготовленных из биодеградирующего материала, зная закон растворимости, можно установить сроки разрушения. Однако, определение этого закона требует выполнения множества экспериментов и является трудоемкой задачей, что указывает на необходимость дальнейших исследований.

**Ключевые слова:** винт; стержень; усилие; напряжение; расчетная схема; остеосинтез; биодеградирующий материал; прочность

## ОЦІНКА МІЦНОСТІ ГВИНТА, ЩО ЗАСТОСОВУЄТЬСЯ ДЛЯ БЛОКУЮЧОГО ІНТРАМЕДУЛЯРНОГО ОСТЕОСИНТЕЗУ

ПАНЧЕНКО С. П.<sup>1</sup>, канд. техн. наук, доц.,

ЗИНЬКЕВИЧ Д. А.<sup>2</sup>, студ.,

ЯЦУН Є. В.<sup>3</sup>, асистент,

ГОЛОВАХА М. Л.<sup>4</sup>, д-р. мед. наук, проф.

<sup>1</sup>Кафедра будівельної механіки та опору матеріалів, Державний вищий навчальний заклад «Придніпровська державна академія будівництва та архітектури», вул. Чернишевського, 24а, 49600 Дніпро, Україна, тел. +380562469822, e-mail: serpanko@mail.ru

<sup>2</sup>Державний вищий навчальний заклад «Придніпровська державна академія будівництва та архітектури», вул. Чернишевського, 24а, 49600 Дніпро, Україна, тел. +380562469822, e-mail: zinda96@ukr.net

<sup>3</sup>Кафедра травматології та ортопедії, Запорізького державного медичного університету, просп. Маяковського 26, м. Запоріжжя, Україна, 69035, 061-224-64-69, e-mail: zsmu@zsmu.zp.ua

<sup>4</sup>Кафедра травматології та ортопедії, Запорізького державного медичного університету, просп. Маяковського 26, м. Запоріжжя, Україна, 69035, 061-224-64-69, e-mail: zsmu@zsmu.zp.ua

**Анотація. Постановка проблеми.** Діафізарні (позасуглобні) переломи великогомілкової кістки займають провідне місце серед переломів довгих трубчастих кісток (8,1–36,6 %). На сьогоднішній день лікарі віддають перевагу малоінвазивним методам остеосинтезу, які не пов'язані з нанесенням додаткової травми м'яких тканин в області перелому. Найбільш ефективним методом остеосинтезу, при діафізарних переломах великогомілкової кістки, є закритий блокуючий інтрамедулярний остеосинтез (БІОС). Перевагами закритого БІОС вважаються його мінімальна травматичність, а також можливість раннього навантаження на зламану кінцівку. Так як для консолідації перелому дуже важливо, щоб система кістка імплантат перебувала в постійному динамічному напруженні. Тому іноді виникає необхідність у виконанні операції по динамізації перелому, яка полягає у видаленні блокуючого гвинта. Поліпшити результати лікування пацієнтів з позасуглобовими переломами великогомілкової кістки можна шляхом застосування гвинтів виготовлених з біодеградуючих матеріалів. Суть цих матеріалів полягає в тому, що вони можуть розчинитися згодом. Таким чином, біодеградуючі гвинти після певного часу при їх навантаженні можуть бути зламані, тобто дадуть можливість виконання етапної динамізації перелому в задані терміни. **Мета.** Вивчення факторів, що впливають на міцність блокуючого гвинта для БІОС, виготовленого з біодеградуючого сплаву. **Висновок.** Результати розрахунків показали, що в розглянутій моделі напруження в гвинті істотно перевищують межу міцності використовуваного матеріалу. При цьому формула для обчислення напружень показала, що вони залежать тільки від діаметра гвинта. Отже, при використанні гвинтів виготовлених з біодеградуючого матеріалу, знаючи закон розчинності, можна встановити терміни руйнування. Однак, визначення цього закону вимагає виконання безлічі експериментів і є трудомістким завданням, що вказує на необхідність подальших досліджень.

**Ключові слова:** гвинт; стержень; зусилля; напруження; розрахункова схема; остеосинтез; біодеградуючий матеріал; міцність

## ASSESSMENT OF SCREW DURABILITY USED FOR BLOCKING INTRAMEDULLARY OSTEOSYNTHESIS

PANCHENKO S. P.<sup>1</sup>, *Cand. Sc. (Tech.), Assos. Prof.*,

ZINKEVYCH D. A.<sup>2</sup>, *student*,

YATSUN E. V.<sup>3</sup>, *assistant*,

GOLOVAKHA M. L.<sup>4</sup>, *Dr. Sc. (Med.), Prof.*

<sup>1</sup> Department of building mechanics and strength of materials, State Establishment «Pridneprovsk Academy of Civil Engineering and Architecture», 24a Chernishevskogo str., Dnipro, Ukraine, 49600, tel. +380562469822, e-mail: serpanko@mail.ru

<sup>2</sup> State Establishment «Pridneprovsk Academy of Civil Engineering and Architecture», 24a Chernishevskogo str., Dnipro, Ukraine, 49600, tel. +380562469822, e-mail: zinda96@ukr.net

<sup>3</sup> Department of traumatology and orthopedics, Zaporozhye state medical university, 26 Majakovskogo ave., Zaporozhye, Ukraine, 69035, tel. 061-224-64-69, e-mail: zsmu@zsmu.zp.ua

<sup>4</sup> Department of traumatology and orthopedics, Zaporozhye state medical university, 26 Majakovskogo ave., Zaporozhye, Ukraine, 69035, tel. 061-224-64-69, e-mail: zsmu@zsmu.zp.ua

**Abstract. Problem statement.** Diaphyseal tibial fractures (outside the joint) occupy a leading place among fractures of long bones (8,1–36,6 %). Nowadays, doctors prefer minimally invasive techniques to the ones that cause additional soft-tissue involvement in the area of fracture. Closed blocking intramedullary osteosynthesis (BIOS) is considered to be the most effective technique of osteosynthesis in diaphyseal tibial fractures management. The least traumatic effect as well as the feasibility of early loading of a broken limb are regarded as the benefits of the BIOS. As for the consolidation of the fracture, it is very important that the bone implant system is in constant dynamic tension. Therefore, sometimes it becomes necessary to perform an operation to dynamize the fracture, which consists in removing the locking screw. Improve the results of treatment of patients with extraarticular fractures of the tibia by applying screws made from biodegradable materials. The essence of these materials is that they can dissolve with time. Thus, biodegradable screws after a certain time under loading may be broken. It will give an opportunity to perform stage-by-stage dynamization of the fracture in the given time. **Aim.** The aim of the study is to examine the factors which influence the durability of blocking screw for BIOS made of biodegradable alloy. **Conclusion.** Calculations demonstrated that in the model examined the screw stresses are substantially greater than the tensile strength of the material used. What the formula for stresses calculating revealed is that the stresses depend upon a screw diameter only. Thus, it becomes possible to specify the time of screw destruction when using biodegradable screws and knowing the law of solubility. Nevertheless, to verify this law a number of experiments is to be conducted that in its turn proves the complexity of the task. Consequently, the above points to the need for the further research in the field.

**Keywords:** screw; rod; force; stress; calculation scheme; osteosynthesis; biodegradable material; durability

**Постановка проблемы.** Диафизарные (внесуставные) переломы большеберцовой кости занимают ведущее место среди переломов длинных трубчатых костей (8,1–36,6 %) [1, 2]. В структуре инвалидности переломы голени составляют от 7 до 37,6 % от всех травм опорно-двигательного аппарата. Количество нарушений сращения при переломах большеберцовой кости достигает 25–40%.

На сегодняшний день врачи отдают предпочтение малоинвазивным методам остеосинтеза, которые не связаны с нанесением дополнительной травмы мягким тканям в области перелома. Это связано с тем, что уровень репаративной регенерации костной ткани во многом определяется степенью травматизации тканей в этой области. Большие повреждения источников костеобразования, приводят к замедлению процесса образования костной мозоли, и как следствие замедлению сращения, или формированию ложного сустава [3].

Остеосинтез – это соединение отломков костей с помощью специальных фиксаторов до полного их сращения.

Наиболее эффективным методом остеосинтеза, при диафизарных переломах большеберцовой кости, является закрытый блокирующий интрамедуллярный остеосинтез (БИОС). Такая методика позволяет фиксировать как простые, так и сложные (многооскольчатые) переломы.

Для этого применяются специальные канюлированные (полые) штифты, которые снабжены отверстиями на верхнем и нижнем конце. Через эти отверстия вводятся винты, которые проходят через кость. С помощью блокирующих винтов достигают прочной фиксации штифта в участках кости выше и ниже перелома. Зафиксированные отломки не смогут смещаться по длине, ширине и поворачиваться вокруг своей оси. Материалом для изготовления винтов и стержней служат обычно сплавы титана и нержавеющей сталь.

Преимуществами закрытого интрамедуллярного остеосинтеза считаются его минимальная травматичность, а также

возможность ранней нагрузки на сломанную конечность. В большинстве случаев блокированный интрамедуллярный остеосинтез (БИОС) настолько стабилен, что пациентам разрешается дозированная нагрузка на поврежденную конечность уже на следующие сутки после операции. Более того такая нагрузка стимулирует формирование костной мозоли и сращение перелома. Таким образом, БИОС является оптимальным вариантом при переломах большеберцовой кости, так как с одной стороны он в наименьшей степени нарушает кровоснабжение кости, а с другой стороны позволяет давать раннюю осевую нагрузку на травмированную конечность.

**Анализ публикаций.** Для консолидации перелома очень важно чтобы система кость имплантат пребывала в постоянном динамическом напряжении, которое обеспечивает постоянный контакт между фрагментами перелома. 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, замедленную консолидацию и не сращения [3, 4].

В случае замедленной консолидации перелома 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, сместиться и позволяет перемещаться костным отломкам, что сохраняет их полный контакт [5].

Улучшить результаты лечения пациентов с внесуставными переломами большеберцовой кости, можно путем применения винтов, изготовленных из биодеградирующих материалов. Суть этих материалов заключается в том, что они могут растворяться со временем. При этом снижаются их прочностные характеристики.

Таким образом, биодegradирующие винты после определенного времени при их нагружении могут быть сломаны, т.е. дадут возможность выполнения этапной динамизации перелома в заданные сроки. Следовательно, использование указанных винтов может уменьшить количество инвазивных вмешательств (операция по извлечению блокирующего винта), минимизируя риск замедленной консолидации и сопутствующих ей осложнений.

**Цель статьи.** Изучение факторов, влияющих на прочность блокирующего винта для БИОС, изготовленного из биодegradирующего сплава.

**Изложение материала.** Исследование выполнялось с использованием аналитических соотношений сопротивления материалов и методов строительной механики и теоретической механики.

Построение расчетной схемы основывалось на рентгенограммах установленных стержней и винтов. В рассматриваемых системах фиксации ось

винта и ось стержня предполагались взаимноортогональными. При этом ось стержня совпадала с осью большеберцовой кости.

Здесь следует заметить, что ось большеберцовой кости имеет незначительное отклонение от вертикали. Поэтому ось стержня также не будет строго вертикальной. Однако, учитывая малость 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 рассматриваемом переломе 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.

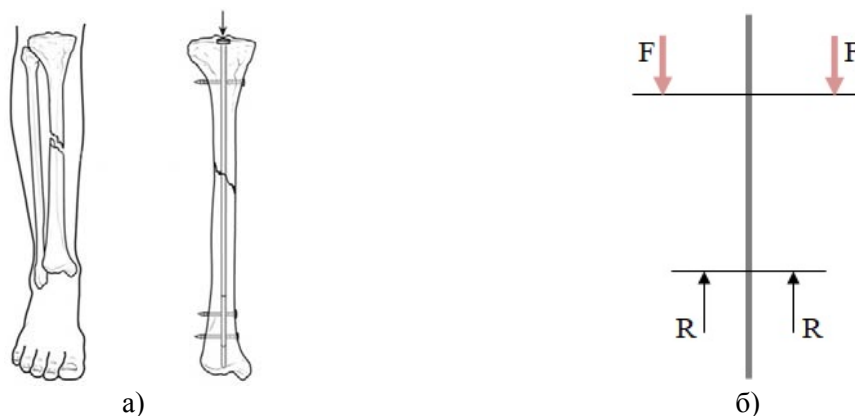


Рис. 1. Схема перелома большеберцовой кости и его фиксация БИОС (а), распределение нагрузок между винтами при БИОС (б)

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). Опирается этого винта осуществляется на штифт, от которого возникает реакция ( $R$ ) вследствие опирания штифта на нижний винт (рис. 1, б).

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

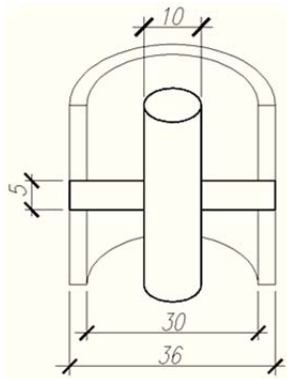


Рис. 2. Вид кости в разрезе в месте фиксации винтом

При расчетах использовались действительные размеры винта: длина – 36 мм, диаметр – 5 мм. В свою очередь, длина балки, которая учитывалась при вычислениях, определялась по размеру поперечного сечения кости в месте установки винта. С учетом того, что внешний диаметр кости – 36 мм, внутренний – 30 мм, расчётная длина балки составила 33 мм.

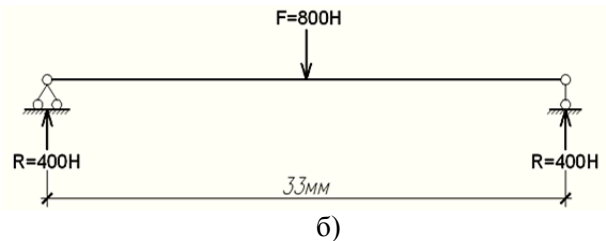
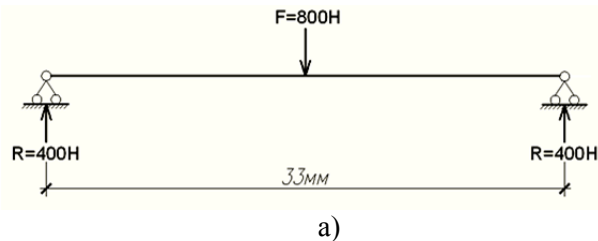


Рис. 3. Расчетная схема винта

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

Здесь следует заметить, что исследование прочности выполняется по наиболее напряженной точке – опасной точки в опасном сечении. Опасным называют сечение, в котором напряжения, вызываемые действием внешних усилий, максимальны. Для его определения при ПШИ строятся эпюры поперечных сил и изгибающих моментов по длине балки.

Физико-механические свойства балки соответствовали свойствам сплава МЛ-10, из которого изготавливаются биodeградирующие винты: модуль Юнга  $E = 43$  ГПа, коэффициент Пуассона  $\nu = 0.25$ . Предел кратковременной прочности:  $\sigma_b = 235$  МПа. Кортикальный слой рассматривался в виде опор, поэтому его свойства не учитывались. Спонгиозная ткань не учитывалась вообще.

Нагрузка на винт передавалась по площадке, которая равнялась размеру поперечного сечения штифта. Учитывая малость этого размера, по сравнению с общей длиной винта, нагрузка задавалась в виде сосредоточенной силы. Величина нагрузки равнялась 80 кг или 800 Н, что соответствует весу взрослого человека.

Описанная расчетная схема винта соответствует шарнирно-опертой балке круглого поперечного сечения, нагруженной посередине силой перпендикулярной к оси балки (Рис. 3, а).

Прежде чем строить эпюры внутренних усилий, необходимо в заданной балке определить опорные реакции. Так как балка является статически определимой, то для нахождения опорных реакций используются уравнения статики. Однако, учитывая симметрию рассматриваемой балки, можно сказать, что опорные реакции равны между собой и соответствуют половине приложенной нагрузки, т. е.  $R = F/2 = 400$  Н.

Далее для построения эпюр балку по длине разбиваем на участки:

- первый участок – от начала до середины балки (от 0 до 16,5 мм);
- второй участок – от середины до конца балки (от 16,5 мм до 33 мм).

Затем, на каждом из участков записываем аналитические выражения внутренних усилий и вычисляем их.

*I участок:*

$$Q(x) = R = 400 \text{ Н};$$

$$M(x) = R \cdot x;$$

$$M(0) = 0;$$

$$M(0.0165) = 6.6 \text{ Н} \cdot \text{м}.$$

*II участок:*

$$Q(x) = R - F = -400 \text{ Н};$$

$$M(x) = R \cdot x - F \cdot (x - 0.0165);$$

$$M(0.0165) = 6.6 \text{ Н} \cdot \text{м};$$

$$M(0.033) = 0.$$

По результатам выполненных расчетов строят эпюры поперечной силы и изгибающего момента. На рис. 4 показаны эпюры внутренних усилий по длине балки.

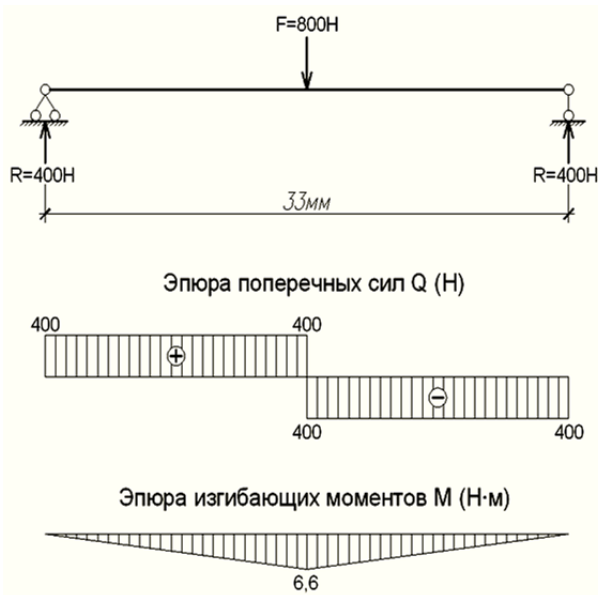


Рис. 4. Эпюры внутренних усилий

Как указывалось выше, расчеты на прочность выполняются в опасной точке. Опасной называется такая точка сечения, в которой напряжение достигает максимального значения. Положение опасной точки зависит от типа деформации, вида напряжения и типа сечения. В данной задаче рассматривается плоский поперечный изгиб, при котором основным внутренним усилием, влияющим на прочность, является изгибающий момент. При этом, изгибающий момент является

равнодействующей от нормальных напряжений, поэтому в дальнейшем именно эти величины будем принимать во внимание.

Учитывая, что рассматриваемая балка моделирует винт, то сечение предполагается круглым. Опасная точка такого сечения расположена на его контуре – максимально удалена от оси балки. На рис. 5 показана характерная эпюра распределения нормальных напряжений в круглом сечении.

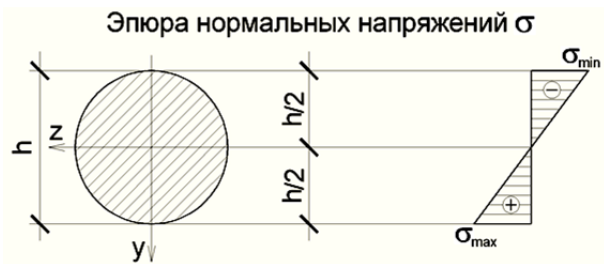


Рис. 5. Эпюра нормальных напряжений в поперечном сечении

Для определения величины максимального напряжения, используем формулу вычисления нормальных напряжений при ППИ:

$$\sigma_z = \frac{M}{I_z} \cdot y,$$

где:  $M$  – значение изгибающего момента в рассматриваемом сечении;

$I_z$  – осевой момент инерции сечения;

$y$  – координата точки сечения, в которой определяются напряжения.

Следовательно,  $\sigma_z$  зависит от координаты  $y$  и максимальная величина достигается при  $y = y_{\max}$ :

$$\sigma_{z \max} = \frac{M}{I_z} \cdot y_{\max},$$

где:  $y_{\max}$  – расстояние от нейтральной оси до края сечения (в данном случае  $y_{\max} = h/2$ ).

Отношение  $\frac{I_z}{y_{\max}} = W_z$  называют

осевым моментом сопротивления сечения. Эта величина характеризует влияние формы и размеров поперечного сечения на величину напряжений.

Тогда формула для определения максимального нормального напряжения в произвольном сечении имеет вид:

$$\sigma_{z \max} = \frac{M}{W_z}.$$

Для сечений круглой формы осевой момент сопротивления  $W$  определяется как:

$$W_z = \frac{\pi D^3}{32}.$$

Подставляя это выражение в формулу для  $\sigma_{z \max}$ , получаем:

$$\sigma_{z \max} = \frac{M \cdot 32}{\pi D^3}.$$

То есть нормальное напряжение зависит от изгибающего момента в рассматриваемом сечении и от диаметра сечения. Так как нагрузка постоянная и, следовательно, изгибающий момент не изменяется, напряжение будет зависеть только от диаметра. Причем, напряжение будет обратно пропорционально кубу диаметра винта.

С учетом того, что наибольшие напряжения необходимо вычислить для опасного сечения, т.е. при  $M = M_{\max}$ , эту формулу можно записать в виде:

$$\sigma_{z \max} = \frac{M_{\max} \cdot 32}{\pi D^3}.$$

Принимая во внимание эпюру изгибающих моментов, опасным считаем сечение в центре балки, в котором  $M_{\max} = 6,6 \text{ Н} \cdot \text{м}$ .

Подставляя в формулу для напряжений необходимые величины, получаем:

$$\sigma_{z \max} = \frac{6,6 \cdot 32}{3,14 \cdot 0,005^3} = 538,1 \text{ МПа}.$$

Полученная величина напряжений превышает предел прочности сплава МЛ-10 в 2 раза. Однако, здесь следует заметить, что расчетная модель предполагала опирание фрагмента кости только на винт. При этом не учитывалось опирание фрагментов кости друг на друга, что привело бы к снижению нагрузки на винт, и как следствие, к уменьшению величины максимальных напряжений. Кроме того, не учитывалось и сращение фрагментов кости между собой, а также влияние окружающих структур. Учет этих факторов влияет на усилия и напряжения в винте, но требует построения других расчетных моделей и применение специализированных программных комплексов.

**Выводы.** Результаты расчетов показали, что в рассмотренной модели напряжения в винте существенно превышают предел прочности используемого материала. При этом формула для вычисления напряжений показала, что они зависят только от диаметра винта. Следовательно, при использовании винтов изготовленных из биодеградирующего материала, зная закон растворимости, можно установить сроки разрушения. Однако, определение этого закона требует выполнения множества экспериментов и является трудоемкой задачей, что указывает на необходимость дальнейших исследований.

## ИСПОЛЬЗОВАННАЯ ЛИТЕРАТУРА

1. Technique of using the AO femoral distractor for femoral intramedullary nailing / F. Baumgaertel, C. Dahlen, R. Stiletto, L. Gotzen // Journal of Orthopaedic Trauma. – 1994. – Vol. 8(4). – P. 315–321.
2. Behrens F. External fixation of the Tibia. Basic concept and prospective evaluation / F. Behrens, K. Searls // Journal of Bone and Joint Surgery. – 1986. – Vol. 68 B(2). – P. 246–254.
3. Анализ результатов лечения диафизарных переломов большеберцовой кости при использовании различных видов остеосинтеза / Гайко Г. В., Калашников А. В., Вдовиченко К. В., Чалайдюк Т. П. // Остеосинтез. – 2012. – № 3(20). – С. 16–20.
4. Климовицький В. Г. Переломи, що не зрослися, та псевдоартрози / Климовицький В. Г., Оксимець В. М. // Травма. – 2012. – № 13(4). – С. 166–174.
5. Современные методы остеосинтеза костей при острой травме опорно-двигательного аппарата : учеб. пособие / С. В. Сергеев, Н. В. Загородний, М. А. Абдулхабириков и др. – Москва : РУДН, 2008. – 222 с.

## REFERENCES

1. Baumgaertel F., Dahlen C., Stiletto R. and Gotzen L. *Technique of using the AO femoral distractor for femoral intramedullary nailing*. Journal of Orthopaedic Trauma. 1994, vol. 8(4), pp. 315–321.
2. Behrens F. and Searls K. *External fixation of the Tibia. Basic concept and prospective evaluation*. Journal of Bone and Joint Surgery. 1986, vol. 68 B(2), pp. 246–254.
3. Gajko G.V., Kalashnikov A.V., Vdovichenko K.V. and Chalajdyuk T.P. *Analiz rezul'tatov lecheniya diafizarnyx perelomov bol'shebertsovoj kosti pri ispol'zovanii razlichnyx vidov osteosinteza* [Analysis of the results of treatment of diaphyseal fractures of the tibia with different types of osteosynthesis]. *Osteosintez* [Osteosynthesis]. 2012, no. 3(20), pp. 16–20. (in Russian).
4. Klymovytskyi V.G. and Oksimets V.M. *Perelomy, shcho ne zroslysia, ta psevdootrozy* [Unbroken Fractures and Pseudoarthrosis]. *Travma* [Trauma]. 2012, no. 13(4), pp. 166–174. (in Ukrainian).
5. Sergeev S.V., Zagorodnij N.V., Abdulxabirov M.A. and others. *Sovremennye metody osteosinteza kostej pri ostroj travme oporno-dvigatel'nogo apparata* [Modern methods of osteosynthesis of bones in acute trauma of the musculoskeletal system]. Moskva: RUDN, 2008, 222 p. (in Russian).

*Рецензент: Красовський В. Л., д-р техн. наук, проф.*

Надійшла до редколегії: 02.02.2018 р.