



11. Greenspan Adam / Orthopedic Imaging a Practical Approach, 6-th edition / Wolters Kluwer. - 2014 - 2448 p.
12. **Krishnan K. Unni MBBS** / Dahlin's Bone Tumors / **K. Krishnan Unni MBBS**, Carrie Y. Inwards MD // Lippincott Williams and Wilkins. - 6th Revised edition. – 2010. – 402 p.

УДК 616.71-001.5-089.227.84/.223:[539.4.012+539.3]

**ИССЛЕДОВАНИЕ ПРОЧНОСТИ БИОДЕГРАДИРУЮЩЕГО ВИНТА
ИСПОЛЬЗУЕМОГО ПРИ БЛОКИРУЮЩЕМ ИНТРАМЕДУЛЯРНОМ
ОСТЕОСИНТЕЗЕ**

Панченко С. П.,² Яцун Е. В.,¹ Головаха М. Л.¹

¹Каф, травматологии и ортопедии,

Запорожский государственный медицинский университет, г. Запорожье

²Каф, строительной механики и сопротивления материалов,

Государственное высшее учебное заведение

*«Приднепровская государственная академия строительства и архитектуры»,
Днепр*

**STUDY OF STRENGTH OF A BIODEGRADABLE SCREW
USED FOR LOCKING INTRAMEDULLARY OSTEOSYNTHESIS**

Panchenko S. P.,² Yatsun E. V.,¹ Golovakha M. L.¹

*¹The Department of Traumatology and Orthopedics of
Zaporizhzhia State Medical University, Zaporizhzhia*

*²The Department of Building Mechanics and Strength of Materials,
State Institution of Higher Education “Prydneprovska State Academy of Building
and Architecture”, Dnipro*

Актуальность. Диафизарные внесуставные переломы большеберцовой кости занимают ведущее место среди переломов длинных трубчатых костей скелета человека. (8,1 – 36,6%).

Цель работы. С помощью математического анализа теоретически обосновать метод динамического интрамедуллярного остеосинтеза диафизарных переломов большеберцовой кости с применением биodeградирующих блокирующих винтов.

Задачи. Путем построения математической модели оценить уровень нагрузки на блокирующий биodeградирующий винт при динамическом интрамедуллярном остеосинтезе диафизарных переломов большеберцовой кости.

Topicality Diaphyseal intra-articular fractures of tibial bones take the leading place among the fractures of the human skeleton's long bones (8.1 – 36.6%).

Aim of the research. Using mathematical analysis, to ground theoretically the method of dynamic IM nailing of a tibial bone's diaphyseal fractures using biodegradable locking screws.

Tasks. To elaborate a mathematic model to assess the level of loading on a locking biodegradable screw, in case of dynamic IM nailing of a tibial bone's diaphyseal fracture.

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

Вывод. Результаты расчетов показали, что в рассмотренной модели напряжения в винте существенно превышают предел прочности используемого материала. Это обусловлено тем, что расчетная модель предполагала упор фрагментов кости только на винт, и не учитывалось опирание фрагментов кости друг на друга. 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.

Актуальность проблемы. Диафизарные (внесуставные) переломы большеберцовой кости составляют (8,1–36,6%) среди переломов длинных трубчатых костей [1, 2]. Количество осложнений и нарушений сращения при переломах большеберцовой кости достигает 25–40% [3].

Закрытый блокированный интрамедуллярный остеосинтез (БИОС), на данный момент по праву считается оптимальным методом лечения внесуставных переломов большеберцовой кости [6,7]. Для консолидации перелома очень важно чтобы система кость имплантат пребывала в постоянном динамическом напряжении, которое обеспечивает постоянный контакт

Materials and methods. The study involved analytic interrelations of the strength of materials and the methods of building and theoretical mechanics.

Conclusions. Results of calculation demonstrated that strains in a screw of the studied model exceed reasonably the maximum strength of the material applied. The reason thereof is that the calculated model stipulated fragments of a bone as supported only by the screw, and didn't consider their mutual support. At that, the equation for strains showed that they depend only on the diameter of a screw. Consequently, using the screws made of biodegradable materials and being aware of the law of dissolution one could distinguish its destruction time. Although, the interpretation of this law required multiple experiments. This is a work-demanding task, requiring further research.

Keywords: screw, nail, tension, strain, calculation scheme, osteosynthesis, biodegradable material, strength.

The topicality of the problem. Diaphyseal (intra-articular) fractures of a tibial bone make 8.1-36.6% of the total amount of tubular bones' fractures [1, 2]. The number of complications and malunions after tibial bone fractures reach 25-40% [3].

Closed intramedullary osteosynthesis (IM nailing) is now considered to be the proper method for the treatment of tibial intraarticular fractures [6, 7]. For fracture union, it is important that the bone and implant system remain in constant dynamic strain to ensure constant contact between the fracture's fragments. In case of slow consolidation of a fracture, dynamization is required to create a closer contact between fragments of a bone. In case of slow consolidation of a fracture, to create a tighter contact between the fragments, a surgical dynamization of the fragments can be



между фрагментами перелома. 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 блокирующего винта из статического (круглого) отверстия. Это даёт возможность винту, в овальном отверстии, смещаться и позволяет перемещаться костным отломкам, что сохраняет их полный контакт [5]. Отсутствие контакта между костными фрагментами в сочетании с нагрузкой на травмированный сегмент, может привести к таким послеоперационным проблемам как перелом винтов (самодинамизация), миграция винтов, перелом штифтов, воспалительные осложнения, замедленную консолидацию и не сращение [3,4].

Улучшить результаты лечения пациентов с внесуставными переломами большеберцовой кости, можно путем применения винтов, изготовленных из биодеградирующих материалов. Суть этих материалов заключается в том, что со временем, снижаются их прочностные характеристики. Таким образом, биодеградирующие винты после определенного времени при их нагружении могут быть сломаны, т.е. дадут возможность выполнения динамизации перелома в заданные сроки. Использование указанных винтов поможет избежать операции по извлечению блокирующего винта, а также уменьшить риск замедленной консолидации перелома и сопутствующих ему осложнений.

Цель работы. С помощью математического анализа теоретически обосновать метод динамического интрамедуллярного остеосинтеза диафизарных переломов большеберцовой кости с применением биодеградирующих блокирующих винтов.

Материалы и методы. Исследование выполнялось с использованием аналитических соотношений сопротивления

required. It means that a locking screw must be removed from a static (round) hole, to make a screw in an oval hole able to move. Thus, the bone fragments can move, preserving complete contact [5]. The lack of contact between the oblique fragments, combined with loading on the injured segment could lead to such post-surgical problems as breakage of a screw (self-dynamization), migration of screws, nail breakage, inflammations, slow consolidations and non-unions [3, 4].

To improve outcomes of the patients with extra-articular fractures of tibia one can use screws made of biodegradable materials. The essence thereof is that their stiffness decrease after a certain period. In such a way, the biodegradable screw loaded can break after a certain period of time, i.e. generate a possibility of fracture dynamization in a predetermined time. The use of such screws eliminates the need to carry out an additional surgical operation to remove a locking screw. So, it decreases risks of slow consolidation of a fracture and concomitant complications.

The task of the study. Using mathematical analysis, to ground theoretically the method of dynamic IM nailing of diaphyseal fractures of a tibia with biodegradable locking screws.

Materials and methods. The study was performed based on the analytical interrelation of materials resistance and methods of building mechanics. The calculated scheme was based on X-ray images of the implanted nails and screws.

The axes of a screw and nail in the considered system were assumed to be mutually orthogonal.

материалов и методов строительной и теоретической механики. Построение расчетной схемы основывалось на рентгенограммах установленных стержней и винтов.

В рассматриваемых системах фиксации ось винта и ось стержня предполагались взаимноортогональными. Предполагалось, что ось кости, ось стержня и, следовательно, вектор нагрузки совпадали с вертикальной осью. (рис. 1, а,б)

The axes of a bone, a nail, and, consequently, the load vector were supposed to coincide with the vertical axis (Fig. 1 a,b).

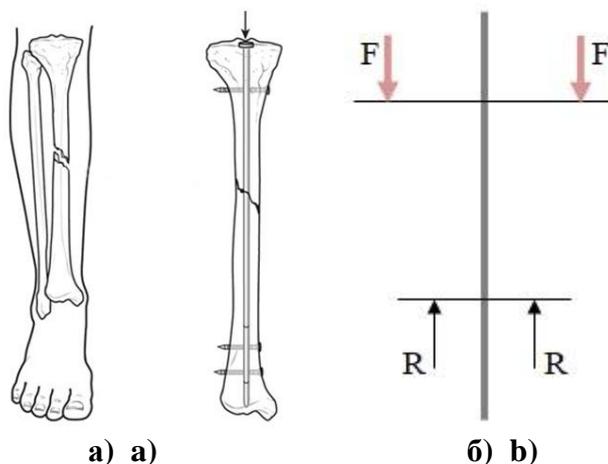


Рис. 1. Схема перелома большеберцовой кости и его фиксации БИОС (а), распределение нагрузок между винтами при БИОС (б)

Fig.1. The scheme of a tibial fracture fixed with IM nailing (a), distribution of load on the screws in IM nailing

В качестве основного объекта исследования рассматривался проксимальный винт. Нагрузка (F) на винт передается от веса человека через края кости (кортикальная ткань). Опора этого винта осуществляется на штифт, от которого возникает реакция (R) вследствие опоры 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. При расчетах использовались действительные

A proximal screw has been taken as a basic object of the study. The load (F) on the screw is transmitted from the weight of a human through the bone edges (cortical tissue). This screw is supported by a nail, which causes a reaction (R) due to the support of the nail by a lower screw (Fig. 1, b). In Fig.2, there is a 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. Considering the difference in properties of the materials of a screw and cortical bone, the beam was taken as a hinged beam. For calculations, we used actual dimensions of a screw: the length – 36 mm,



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 около 36 мм, внутренний – 30 мм, расчётная длина балки составила 33 мм. Физико-механические свойства балки соответствовали свойствам сплава МС-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 принимались во внимание. Спонгиозная ткань не учитывалась вообще.

diameter – 5 mm. In turn, the length of a conditional beam taken for calculations has been defined according to the size of the cross-section of a bone in place of the inserted screw. Taking into account, that a bone's external diameter is approximately 36 mm, internal – 30 mm, the effective length of a beam makes 33 mm. Physical-mechanical features of the beam complied with the same of the alloy МС-10 used to produce biodegradable screws: Young's module $E = 43$ GPa, Poisson's index $\nu = 0.25$. The limit of short-time strength: $\sigma_b = 235$ MPa. The cortical layers have been construed as supports, thus their features haven't been taken into account. The cancellous tissue has not been considered.

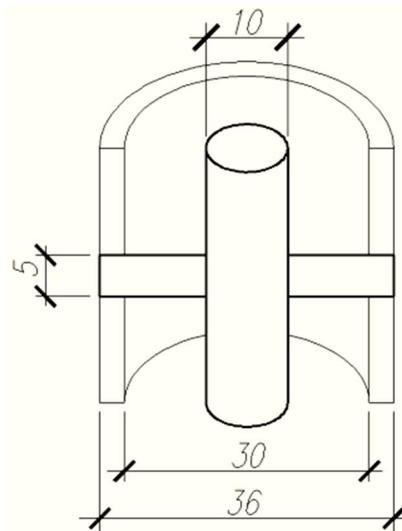


Рис. 2. Вид кости в разрезе в месте фиксации винтом

Fig.2. Cross-section of a bone fixed with a screw

Нагрузка на винт передавалась по площадке, которая равнялась размеру поперечного сечения штифта. Учитывая минимальность 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.

The loading on the screw passes along with a site equal to the cross-section of a nail. As the site is minimal compared to the screw's complete length, we regarded the load as a concentrated force. The value of the loading was 80 kg or 800 N, mean weight of an adult. The described design model of a

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

screw corresponds to a round cross-section hinged beam loaded in the middle perpendicularly to the axis thereof (Fig.3a).

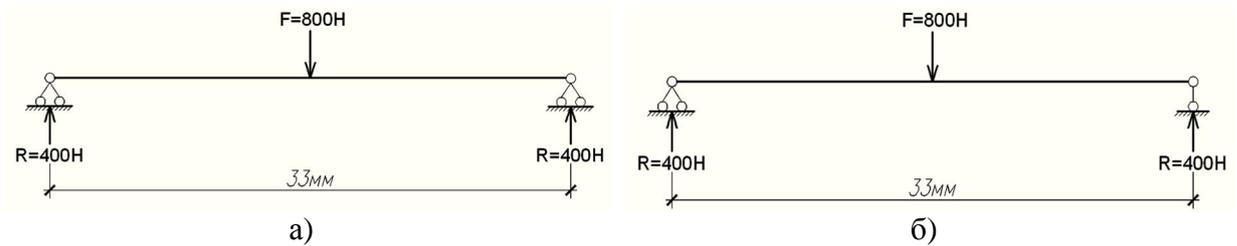


Рис. 3. Расчетная схема винта
Fig. 3. Design model of a screw

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.

Результаты и их обсуждение. Исследование прочности балки выполнялось по наиболее напряженной точке – опасной точки в опасном сечении. Опасным называют сечение, в котором напряжения, вызываемые действием внешних усилий, максимальны. Для его определения при ППИ строились эпюры поперечных сил и изгибающих моментов по длине балки.

Так как винт моделировался в виде статически определимой балки, то для нахождения опорных реакций в ней используются уравнения статики. Однако, учитывая симметрию рассматриваемой балки, можно сказать, что опорные реакции равны между собой и соответствуют половине приложенной нагрузки, т. е. $R=F/2=400\text{H}$. Далее для построения эпюр балку по длине разбивали на участки:

From this point of view, the beam could be recognized as a statically determinate one (Fig.3b), i.e. available for a solution with equilibrium relations. It is worth to mention that we studied the strength in the most strained point – a critical point in a critical section. Critical is the section, where the strains caused by the external efforts are the biggest.

Results and discussion. The study of strength of a beam was carried out in its most strained point – a critical point of a critical section. Critical is the section, where the strain caused by external efforts is the biggest. To determine it, we built shear diagrams and bending-moment diagrams along the beam.

Since the screw has been regarded as a statically defined beam, static equations shall be used to find support reactions therein. Although considering symmetric of the beam being considered, one can declare that the bearing reactions are mutually similar and equal to half of the loading applied, i.e. $R=F/2=400\text{H}$. For the stress diagrams, the beam has been divided into sections lengthwise:



- 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 записывались аналитические выражения внутренних усилий и вычислялись их величины.

I участок / 1st section:

$$Q(x) = R = 400 H;$$

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

$$M(0) = 0;$$

$$M(0.0165) = 6.6 H \cdot m.$$

II участок / 2nd section:

$$Q(x) = R - F = -400 H;$$

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

$$M(0.0165) = 6.6 H \cdot m;$$

$$M(0.033) = 0.$$

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

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 – это равнодействующая нормальных напряжений.

- the first section – from the beginning to the middle of the beam (from 0 to 16.5mm);

- the second section – from the middle to the end of the beam (from 16.5mm to 33mm).

Then we wrote analytical expressions of the internal efforts and calculated values thereof for each section.

By the results of calculations, we elaborated shear diagrams and bending moment diagrams. The diagram of internal force distribution along the beam is provided in Fig.4.

The place of the critical point depends on the deformation type, type of strain, and type of section. In such a task, we consider a flat transverse bending with its bending moment being the main internal force affecting strength. At that, the bending moment is a resultant of the normal strains.

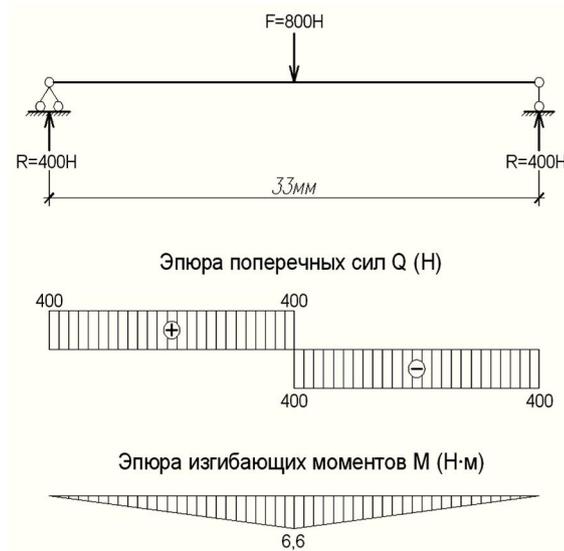


Рис. 4. Эпюры внутренних усилий
Fig. 4. Internal force distribution diagram

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.

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

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

где: M – значение изгибающего момента в рассматриваемом сечении;
 I_z – осевой момент инерции сечения;
 y – координата точки сечения, в которой определяются напряжения.

Taking into account, that the considered beam simulates a screw, its cross-section is taken as round. The critical point of such a section lies on its outline i.e. is maximum remote from the axis of the beam. Fig.5 demonstrates a typical stress diagram of normal strain distribution in a round section.

To define the value of maximum strain, we apply the equation for the normal strains in PPI:

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

where: M – the value of the bending moment in the section;
 I_z – axial moment of inertia;
 y – coordinate of the cross-section point, for which the strains are calculated.



Рис. 5. Эпюра нормальных напряжений в поперечном сечении
Fig. 5. Stress diagram of normal strains in the cross-section

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

$$s_{z \max} = \frac{M}{I_z} \times y_{\max},$$

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:

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

Для сечений круглой формы осевой момент сопротивления определяется как:

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

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

$$s_{z \max} = \frac{M \times 32}{\rho D^3}.$$

Consequently, s_z depends on the coordinate y and its maximum value is achieved if $y = y_{\max}$:

$$s_{z \max} = \frac{M}{I_z} \times y_{\max},$$

where: y_{\max} – the distance from the neutral axis to the edge of the cross-section (in our case $y_{\max} = h/2$).

Interrelation $\frac{I_z}{y_{\max}} = W_z$ is called a sec-

tion modulus. It describes the influence of shape and size of the cross-section on the value of the strains. Thus, the equation of the maximum normal strain in an undefined cross-section has the following appearance:

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

For round sections, the section modulus is described as

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

Applying this expression to the equation for $s_{z \max}$, we obtain:

$$s_{z \max} = \frac{M \times 32}{\rho D^3}.$$

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:

$$s_{z \max} = \frac{M_{\max} \cdot 32}{\rho D^3}$$

Принимая во внимание эпюру изгибающих моментов, опасным считаем сечение в центре балки, в котором $M_{\max} = 6,6 H \times m$.

Подставляя в формулу для напряжений необходимые величины, получаем:

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

Полученная величина напряжений превышает предел прочности сплава МЛ-10 в 2 раза. Однако, здесь следует заметить, что расчетная модель предполагала опору фрагмента кости только на винт. При этом не учитывалось опору 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.

Hence, normal strains in the considered cross-section depend on a bending moment and section diameter. The load is stable, so the bending moment remains unchanged, and the strain depends exclusively on diameter. At that, the strain will be inversely proportional to the cube diameter of a screw.

Considering the fact that maximum strains are to be calculated for the critical cross-section, i.e. if $M = M_{\max}$, one can write down this equation as follows:

$$s_{z \max} = \frac{M_{\max} \cdot 32}{\rho D^3}$$

Taking into account the stress diagram of bending moments, we consider that the cross-section in the center of the beam, where $M_{\max} = 6,6 H \times m$, is a critical one.

Applying this to the equation of the strains, we get:

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

The value of the strain obtained 2 times exceeds the maximum strength of the alloy ML-10. Although, it must be mentioned that the design model supposed that a fragment of the bone is supported only by the screws. At that, the mutual support of the bone fragments was neglected, despite able to reduce the load on the screw and decrease consequently the value of the maximum strain. Moreover, neither the union of the bone fragments nor the effect of surrounding structures was considered. These factors affect forces and strains in the screw, but require different design models and specialized software complexes.



Выводы. Результаты расчетов показали, что в рассмотренной модели напряжения в винте существенно превышают предел прочности используемого материала. Это обусловлено тем, что расчетная модель предполагала упор фрагментов кости только на винт, и не учитывалось упор фрагментов кости друг на друга. При этом формула для вычисления напряжений показала, что они зависят только от диаметра винта. Следовательно, при использовании винтов изготовленных из биодegradирующего 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.

Conclusions. The results of calculations demonstrated that strains in the considered screw exceed significantly the maximum strength of the material applied. The explanation is that the design model assumed support of the bone fragments only by screws, neglecting mutual support of the bone fragments. At that, the formula for calculation of the strains has shown that they depend only on the diameter of a screw. Consequently, using the screws made of biodegradable material, and being aware of Dalton's law, one can ascertain the terms of degradation. Although, learning this regularity demands many experiments and is a significant task, requiring further study.

Литература / References

1. Donegan, Derek J. MD; Akinleye, Sheriff MD; Taylor, Ryan M. MD; Baldwin, Keith MD; Mehta, Samir MD Intramedullary Nailing of Tibial Shaft Fractures: Size Matters *Journal of Orthopaedic Trauma*: July 2016 - Volume 30 - Issue 7 - p 377–380
2. М.С. Эдиев, В.П. Морозов, В.Н. Белоногов, А.А. Кувшинкин, В.Д. Балаян Анализ результатов лечения больных с диафизарными переломами костей голени при использовании комбинированного остеосинтеза. *Гений Ортопедии* № 4, 2013 г.
3. Гайко Г.В. 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. Симпозіум «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. Учебное пособие / С.В. Сергеев, Н.В. Загородний, М.А. Абдулхабирова, О.Б. Гришанин, Н.И. Карпович, В.С. Папоян. – Москва. – 2008. – С. 40 – 47
6. Селицкий А.В., Кезля О.П. Выбор оптимальной тактики лечения больных со сложными сегментарными (С2) и сложными неправильными (С3) переломами большеберцовой кости // *Ars. Medica*. — 2010. — № 7(27). — P. 87-90.
7. Busse J.W., Morton E., Lacchetti C., Guyatt G.H., Bhandari M. Current management of tibial shaft fractures: a survey of 450 Canadian orthopedic trauma surgeons. *Acta Orthop*. Oct 2008; 79 (5): 689-94.