

© CC BY Коллектив авторов, 2022
УДК 616.717.5-001.5-089.94 : 61.001.57
DOI: 10.24884/0042-4625-2022-181-1-49-59

СРАВНИТЕЛЬНАЯ ОЦЕНКА СПОСОБОВ ОСТЕОСИНТЕЗА ДИАФИЗАРНОГО ПЕРЕЛОМА ЛУЧЕВОЙ КОСТИ МЕТОДОМ МАТЕМАТИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ

В. А. Неверов¹, С. Н. Черняев^{1*}, И. В. Кириллова², Е. Ю. Крылова²,
Д. В. Шинкаренко¹, Н. В. Грохольский¹, А. С. Черняева¹

¹ Санкт-Петербургское государственное бюджетное учреждение здравоохранения
«Городская Мариинская больница», Санкт-Петербург, Россия

² Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования
«Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н. Г. Чернышевского»,
Министерства науки и высшего образования Российской Федерации, г. Саратов, Россия

Поступила в редакцию 23.01.2022 г.; принята к печати 06.04.2022 г.

ВВЕДЕНИЕ. Хирургическое лечение больных с диафизарными переломами костей предплечья насчитывает множество методов и требует прецизионной техники. Остается дискуссионным вопрос о необходимости послеоперационной иммобилизации после остеосинтеза диафизарных переломов, так как порой приходится констатировать несостоятельность остеосинтеза и образование ложного сустава. Кроме того, в доступной литературе представлено очень мало сведений о роли межкостной мембраны в ротационной функции предплечья при выполнении остеосинтеза.

ЦЕЛЬ. Определить силы, возникающие при ротационных движениях предплечья, приводящие к вышеуказанным осложнениям.

МЕТОДЫ И МАТЕРИАЛЫ. Клиническая часть включала в себя результаты хирургического лечения 330 больных с диафизарными переломами костей предплечья: основная группа (170 – блокирующий остеосинтез) и группа сравнения (138 – накостный остеосинтез). Третья группа состояла из 22 пациентов с осложнениями хирургического лечения диафизарных переломов костей предплечья. Для определения сил, возникающих при ротации предплечья, которые приводят к образованию несращений, нестабильности и переломам конструкций, нами проведена сравнительная оценка кортикального и блокирующего остеосинтеза отломков лучевой кости методом математического моделирования.

РЕЗУЛЬТАТЫ. В основной группе сращение достигнуто у всех (170 пациентов), в группе сравнения достигнуто сращение у 128 (92,8 %), из 22 больных с осложнениями переломов, которым выполнена реконструкция, консолидация достигнута у всех. При сравнительной оценке установлено, что при кортикальном остеосинтезе зоны концентрации высоких напряжений локализируются вокруг отверстия пластины над областью перелома и ближайших к ней отверстий с обеих сторон. При остеосинтезе лучевой кости стержнем напряжения равномерно распределены по стержню. Движения пронация-супинация с амплитудой ($\pm 90^\circ$), по результатам экспериментов, должны привести к разрушению кортикальной пластины в довольно скором времени после установки, в то время как стержень, изготовленный из ультрамелкозернистого сплава Ti-6Al-7Nb, сохранит свою целостность.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ. С учетом полученных данных, целесообразно использовать внешнюю иммобилизацию, чтобы избежать осложнений в виде нестабильности остеосинтеза или перелома пластины.

Ключевые слова: предплечье, перелом предплечья, остеосинтез, математическое моделирование, блокирующий остеосинтез, накостный остеосинтез, сплав титана

Для цитирования: Неверов В. А., Черняев С. Н., Кириллова И. В., Крылова Е. Ю., Шинкаренко Д. В., Грохольский Н. В., Черняева А. С. Сравнительная оценка способов остеосинтеза диафизарного перелома лучевой кости методом математического моделирования. *Вестник хирургии имени И. И. Грекова*. 2022;181(1):49–59. DOI: 10.24884/0042-4625-2022-181-1-49-59.

* **Автор для связи:** Сергей Николаевич Черняев, СПб ГБУЗ «Городская Мариинская больница», 191014, Россия, Санкт-Петербург, Литейный пр., д. 56. E-mail: traumamariin@gmail.com.

COMPARATIVE EVALUATION OF METHODS FOR OSTEO- SYNTHESIS OF DIAPHYSEAL RADIAL FRACTURES BY THE METHOD OF MATHEMATICAL MODELING

Valentin A. Neverov¹, Sergey N. Chernyaev^{1*}, Irina V. Kirillova², Ekaterina Yu. Krylova²,
Dmitriy V. Shinkarenko¹, Nikolay V. Groholskiy¹, Anna S. Chernyaeva¹

¹ City Mariinsky Hospital, Saint Petersburg, Russia

² Saratov State University, Saratov, Russia

Received 23.01.2022; accepted 06.04.2022

RELEVANCE. The surgical treatment of patients with diaphyseal forearm fractures has a variety of methods and requires a precision technique. The need for postoperative immobilization after osteosynthesis of diaphyseal fractures remains a controversial issue, since osteosynthesis failure and the formation of a pseudoarthrosis are sometimes observed.

In addition, very little information about the role of the interosseous membrane in the rotational function of the forearm during osteosynthesis is available in the literature.

The OBJECTIVE was to determine the forces occurring during rotational movements of the forearm that lead to the above complications.

METHODS AND MATERIALS. The clinical part included the results of surgical treatment of 330 patients with diaphyseal fractures of the forearm; it consisted of the main group (170 – interlocking osteosynthesis) and the comparison group (138 – plate osteosynthesis). The third group consisted of 22 patients with complications of surgical treatment of diaphyseal fractures of the forearm. We performed a comparative assessment of plate and interlocking osteosynthesis of radial bone fractures by mathematical modelling to determine the forces occurring during forearm rotation that lead to nonunion, instability and plate fractures.

RESULTS. In the main group, healing was achieved in all (170 patients), in the comparison group, healing was achieved in 128 (92.8 %), consolidation was achieved in all 22 patients with fracture complications who underwent reconstruction. A comparative assessment revealed that during plate osteosynthesis, zones of high stress concentration were located around the plate opening above the area of fracture and the nearest to it holes from both sides. In interlocking osteosynthesis of the radius, the stresses are evenly distributed around the nail. Pronation-supination movements with an amplitude of ($\pm 90^\circ$), according to the experimental results, should lead to the destruction of the cortical plate fairly soon after implantation, while the nail made of ultra-fine Ti-6Al-7Nb alloy will maintain its integrity.

CONCLUSION. Based on these findings, external immobilization is advisable to avoid complications such as osteosynthesis instability or plate fracture.

Keywords: forearm, forearm fracture, osteosynthesis, mathematical modeling, interlocking osteosynthesis, plate osteosynthesis, titanium alloy

For citation: Neverov V. A., Chernyaev S. N., Kirillova I. V., Krylova E. Yu., Shinkarenko D. V., Groholskiy N. V., Chernyaeva A. S. Comparative evaluation of methods for osteosynthesis of diaphyseal radial fractures by the method of mathematical modeling. *Grekov's Bulletin of Surgery*. 2022;181(1):49–59. (In Russ.). DOI: 10.24884/0042-4625-2022-181-1-49-59.

* **Corresponding author:** Sergey N. Chernyaev, City Mariinsky Hospital, 56, Liteyny pr., Saint Petersburg, 191014, Russia. E-mail: traumamariin@gmail.com.

Введение. Анализируя научную литературу и исходя из практики собственных наблюдений, мы приходим к выводу о том, что наиболее распространенным способом фиксации отломков костей предплечья является кортикальный остеосинтез различными типами пластин [1]. Другие виды остеосинтеза, включая блокирующий остеосинтез, имеют довольно ограниченное применение при указанных повреждениях.

Дискутабельным остается вопрос о необходимости послеоперационной иммобилизации сегмента, так как порой приходится констатировать нестабильность кортикального остеосинтеза в виде расшатывания винтов, перелома пластины с образованием ложного сустава [2].

Цель исследования – определить силы, возникающие при ротационных движениях предплечья после остеосинтеза, методом математического моделирования.

Методы и материалы. В отделении травматологии и ортопедии СПбГБУЗ «Городская Мариинская больница» с 2004 по 2020 г. прооперированы 330 пациентов с диафизарными переломами костей предплечья.

Критерии включения: возраст старше 18 лет, перелом диафизов обеих костей предплечья, изолированные переломы диафизов костей предплечья, переломовывихи Монтеджи и Галеацци. **Критерии не включения:** перелом хотя бы одной кости в метаэпифизарной зоне; переломы, осложненные повреждением магистральных сосудов и (или) периферических нервов; инфекционно-воспалительные процессы в области поврежденного предплечья (нагноившиеся раны, экземы, пiodермия); психическая неадекватность, невозможность или нежелание активного осознанного информированного сотрудничества в процессе лечения. **Критерии исключения:** неявка на запланированные контрольные осмотры; несоблюдение режима послеоперационной реабилитации.

Женщин было 117 (35,5 %), мужчин – 213 (64,5 %). Возраст больных был от 18 до 80 лет, средний – 39,7 года. Из 330 боль-

ных у 308 был выполнен первичный остеосинтез, включающий в себя накостную фиксацию отломков у 138 (41,8 %), блокирующий остеосинтез у 170 (51,5 %). Пациенты с осложнениями переломов – 22 (6,7 %) – поступили на лечение из других лечебных учреждений. Из них 2 (9,1 %) – после консервативного лечения; 11 (50 %) – после накостного остеосинтеза, в том числе у 4 (18,2 %) – перелом пластины, у 5 (22,7 %) – нестабильность остеосинтеза, рефрактуры после удаления накостных фиксаторов – 2 (9,1 %); 4 (18,2 %) – после лечения методом чрескостного остеосинтеза; 3 (13,6 %) – несращение на фоне интрамедуллярного остеосинтеза без блокирования; 2 (9,1 %) – периимплантные переломы обеих костей предплечья на фоне несросшихся предыдущих переломов. Из анамнеза установлено, что у всех 22 пациентов после операции не использовалась внешняя иммобилизация и они не осуществляли физическую работу. Какие же силы возникают при ротационных движениях предплечья, приводящие к вышеуказанным осложнениям, и требуется ли послеоперационная иммобилизация, чтобы их избежать? Чтобы получить ответы на эти вопросы, мы провели сравнительную оценку кортикального и блокирующего остеосинтеза отломков лучевой кости методом математического моделирования. Отдаленные результаты лечения 330 пациентов приведены ниже.

Для проведения биомеханического эксперимента в качестве исходных данных были использованы результаты компьютерной томографии (КТ) здорового предплечья пациента Л., 20 лет, история болезни № 14514, в виде срезов, сделанных с шагом 0,5 мм. Для реконструкции трехмерной геометрической модели локтевой и лучевой кости данные КТ в формате DICOM были импортированы в программное обеспечение «Mimics». Для инициации пикселей, соответствующих кортикальному слою костей, был выбран диапазон серого цвета «Bone (CT)». Соответствие полученной фигуры кортикальному слою костей проверяли послойно и редактировали с помощью опций «Draw» и «Erase». Полученные трехмерные модели были импортированы в программный пакет «Materialise 3-Matic», где сглаживались путем применения функции «Smoothing». Обработанные изображения тел локтевой и лучевой кости экспортировали в формат «STEP» и импортировали в «ANSYS 19.2». Кортикальная пластина, винты к ней и стержень моделировали в системе

автоматизированного проектирования «SolidWorks», после чего также импортировали в проект «ANSYS». Кольцевидная связка моделировалась в «Design Modeler ANSYS».

В работе рассматривается случай диафизарного перелома лучевой кости в месте ее наибольшей кривизны. В «Workbench» лучевая кость была пересечена, что имитировало перелом. Кортикальная пластина, стержень и винты позиционировали на лучевую кость также в «Workbench».

Для оценки напряженно-деформированного состояния костей предплечья с установленными металлоконструкциями были решены задачи статики упругого тела. Все тела приняты однородными, линейно-упругими, изотропными, и для каждого заданы механические свойства – модуль Юнга и коэффициент Пуассона. Кортикальная костная ткань: модуль Юнга – 1800 МПа, коэффициент Пуассона – 0,3 [3]; материал стержня, пластины и винтов Ti-6Al-7Nb: модуль Юнга – 105 000 МПа, коэффициент Пуассона – 0,32 [4], кольцевидная связка: модуль Юнга – 366 МПа, коэффициент Пуассона – 0,499 [5]. Кости предплечья рассматривались в нейтральном нулевом положении, локтевой сустав согнут под углом 90°.

Межкостная мембрана моделировалась в конечно-элементном пакете «ANSYS 19.2» в виде одномерных объектов типа «Spring» между локтевой и лучевой костью (рис. 1). Места крепления элементов выбраны согласно А. И. Капанджи [6]. (Всего 5 тяжей, каждый из которых моделируется 3–4 пружинными элементами). Модуль Юнга мембраны – 135,29 МПа, коэффициент Пуассона – 0,3, толщина мембраны – 1,5 мм [7]. Для расчета жесткости пружин использовали формулу:

$$C = \frac{2Eh}{1-\nu^2},$$

где E – модуль Юнга; ν – коэффициент Пуассона; h – толщина мембраны.

Граничные условия. Локтевая кость жестко закреплена на обоих концах. Перемещения проксимального конца лучевой кости ограничены кольцевидной связкой. Для моделирования движения пронация-супинация задан поворот относительно оси, проходящей через центр проксимальной головки лучевой кости и центр дистальной головки локтевой кости. Данная ось соответствует оси поворота лучевой кости относительно локтевой [6]. Дистальный конец лучевой кости соединен шарниром (Revolute Joint) с центром дистального конца локтевой кости. Для моделирования движения пронация-супинация задан Joint – Rotation, основанный на вышеописанном шарнирном соединении (рис. 1).

Основной целью работы был анализ результатов остеосинтеза двумя различными методами – кортикальным остеосинтезом пластиной и интрамедуллярным остеосинтезом блокирующим стержнем.

1. Кортикальный остеосинтез пластиной. Моделируется остеосинтез пластиной LCP на семь отверстий, материал пластины – Ti-6Al-7Nb. Исследуется напряженно-деформируемое состояние системы «кость – пластина» в процессе изменения положения костей предплечья (пронация-супинация) в случае: а) межкостной компрессии стягивающим винтом (рис. 2); б) отсутствия межкостной компрессии.

2. Интрамедуллярный остеосинтез блокирующим стержнем моделировался стержнем, материал стержня – Ti-6Al-7Nb. Исследовали напряженно-деформируемое состояние системы «кость – стержень» в процессе изменения положения костей предплечья (пронация-супинация) (рис. 3).

Для расчета по результатам анализа сеточной сходимости во всех задачах был использован размер сеточного элемента 2 мм. Метод разбиения – Tetrahedrons. Рассматривали напряжения и деформации по Мизесу.

Верификация модели, сравнение результатов с результатами других авторов. Прежде всего, к костям предплечья были приложены силы, соответствующие действию следующих мышц [3]:

длинная мышца, отводящая большой палец (APL) – 138,2 Н,
двуглавая мышца плеча (BB) – 302,2 Н,
плечевая мышца (BRA) – 97,1 Н,
плечелучевая мышца (BRAR) – 40,8 Н,
собственный разгибатель указательного пальца (EIP) – 19,3 Н,
длинная мышца, разгибающая большой палец (EPL) – 20,3 Н,
квадратный пронатор (PQ) – 53,4 Н,
круглый пронатор (PT) – 58,2 Н,
супинатор (SUP) – 210,2 Н

Учитывали также силы, моделирующие действие латеральной и медиальной связок локтевого сустава (40 Н) [5] и груз в 5 кг. Места приложения сил и их направления взяты из литературы [6].

В случае нерассеченной кости максимальное значение напряжений в костях предплечья не превышало 40,903 МПа, что хорошо согласуется с данными, полученными авторами работы [8] (рис. 4), что подтверждает корректность построенной модели. Максимальное перемещение элементов модели составляло 0,05 мм. Без учета действия межкостной мембраны максимальное значение напряжений в костях предплечья составило 123 МПа, максимальное перемещение модели – 1,9 мм.

Таким образом, построенную модель можно считать корректной, что позволяет проводить на ее основе дальнейшие исследования. Межкостная мембрана оказывает существенное влияние на напряженно-деформированное состояние костей предплечья. Следовательно, при моделировании состояния системы «кость – пластина», «кость – стержень» в процессе изменения положения костей предплечья действие межкостной мембраны следует учитывать.

Кривая усталости сплава Ti-6Al-7Nb. Для анализа результатов экспериментов использовалась кривая усталости сплава Ti-6Al-7Nb [4] (рис. 5). На рис. 5 по горизонтали отложено число циклов нагружения до разрушения материала. По вертикали отложены значения максимальных напряжений, возникающих в материале при нагружении. Результаты усталостных испытаний при симметричном цикле нагружения показали, что ультрамелкозернистая структура в сплаве Ti-6Al-7Nb приводит к повышению предела выносливости на ~60 % по сравнению с его горячекатаным крупнозернистым аналогом (710 и 450 МПа на базе 107 циклов). При этом ограниченная долговечность на сравнимых уровнях напряжений увеличилась более чем на порядок [4].

Моделирование остеосинтеза кортикальной пластиной при диафизарном переломе лучевой кости. На следующем этапе лучевая кость была пересечена в области своей максимальной кривизны. В дальнейших расчетах будут анализироваться значения эквивалентных напряжений по Мизесу. При фиксации пластины усилие при закручивании винтов соответствовало 200 Н, что составляет треть от предела прочности кортикальной кости, исходя из формулы:

$$\sigma_v = \frac{4F}{d^2\pi},$$

где F – сила преднатяжения; d – диаметр винтов; σ_v – предел прочности кортикальной кости 117–132 МПа [9].

После фиксации пластины выполняли ротацию предплечья (супинацию, пронацию) с целью выявления и расчета напряжений в системе «металл – кость».

Эксперимент 1. Кортикальная пластина была закреплена 6 винтами так, как показано на рис. 2. Из нейтрального положения моделировали поворот на 40° в состояние супинации. Распределение напряжений на винтах, фиксирующих

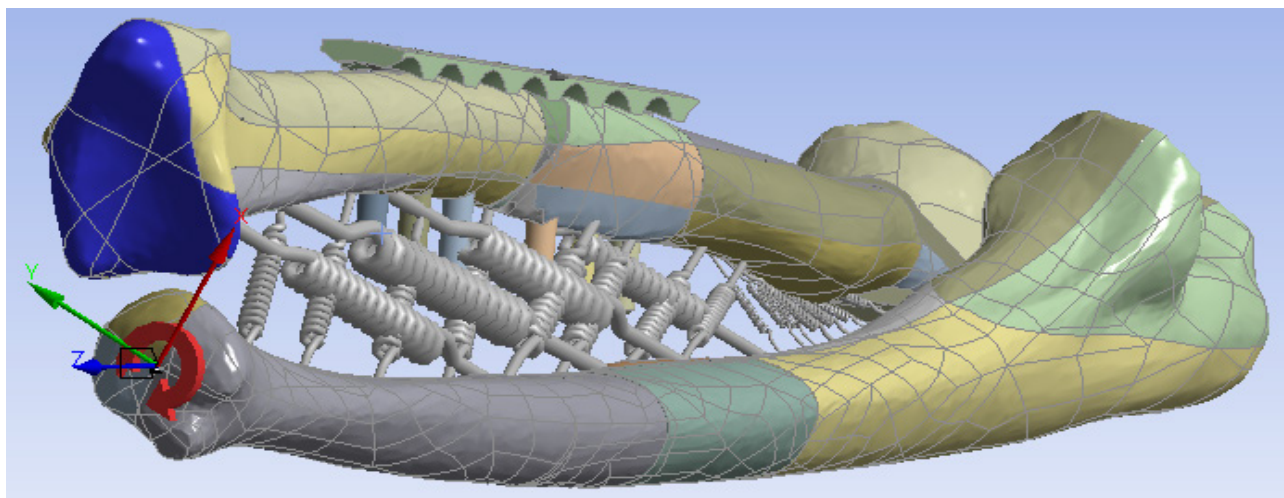


Рис. 1. Граничные условия на дистальном конце модели
Fig. 1. Boundary conditions at the distal end of the model

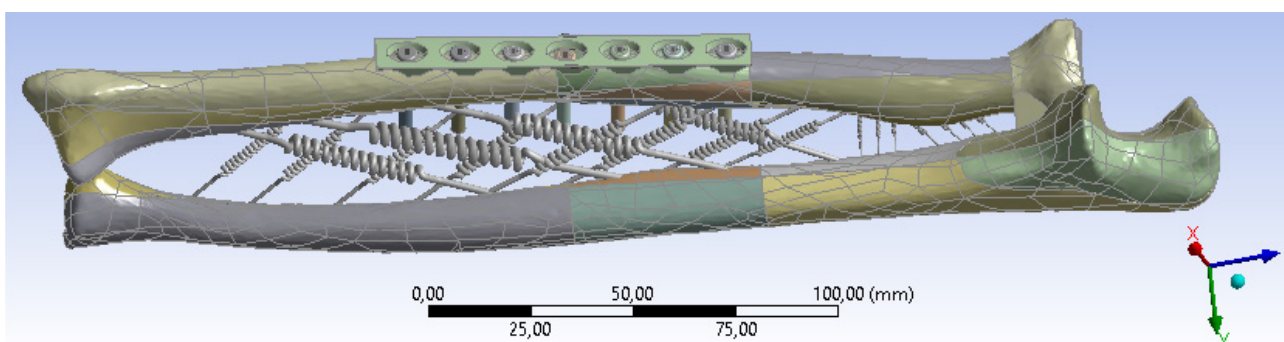


Рис. 2. Кости предплечья с установленной кортикальной пластиной в случае межкостной компрессии стягивающим винтом
Fig. 2. Forearm bones with a cortical plate installed in the case of interosseous compression by a tightening screw

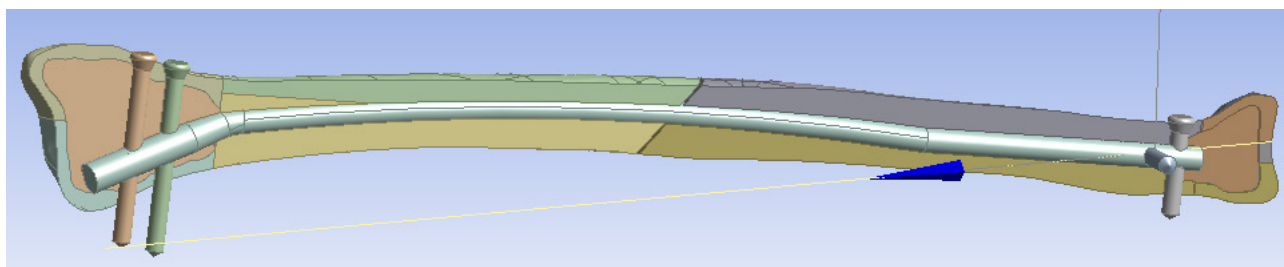


Рис. 3. Схема в разрезе установки в лучевую кость предварительно изогнутого стержня
Fig. 3. Diagram in the section of the installation of a pre-curved nail into the radial bone

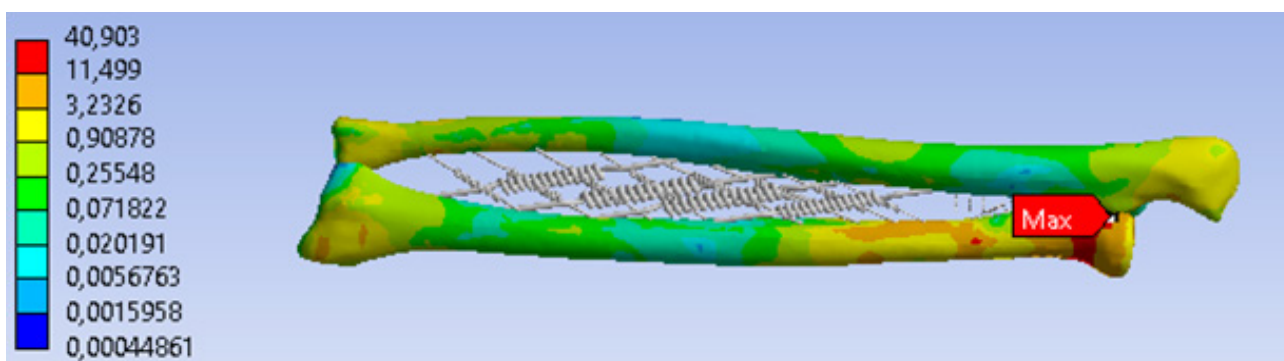


Рис. 4. Распределение напряжений на костях предплечья с учетом межкостной мембраны
Fig. 4. Distribution of the stress on the forearm bones taking into account the interosseous membrane

пластину, и самой пластине приведены на рис. 6–7. В процессе поворота в положение супинации в месте ближайших к перелому винтов на поверхности кости образуются незначительные области высоких напряжений, что указывает на вероятность разрушения кости (скалывания). В остальных областях значения напряжений не превышают 50 МПа, что в 2 раза меньше предела прочности костной ткани [9].

Зона высоких напряжений на пластине сконцентрирована над областью перелома и распространяется практически по всей толщине пластины (среднее значение напряжений в области – 550 МПа) (рис. 6). Максимальные значения напряжений на винтах увеличились с 909 до 1002 МПа (10 %). Области высоких напряжений на винтах увеличились в размерах, но не распространились на всю толщину винтов (рис. 7).

Следуя данным кривой усталости сплава Ti-6Al-7Nb, можно сделать вывод, что винты при таких условиях нагружения сохраняют свою целостность, а пластина может сломаться после 10^7 циклов нагружения в случае горячекатанного сплава титана.

Эксперимент 2. Аналогичен эксперименту 1 (6 винтов без межкостной компрессии), поворот 60°. Области высоких напряжений (>800 МПа) сконцентрированы над переломом

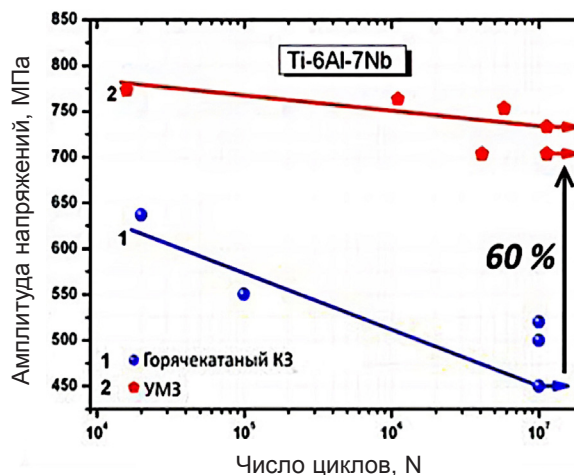


Рис. 5. Кривые усталости сплава Ti-6Al-7Nb в горячекатаном крупнозернистом и ультрамелкозернистом состояниях

Fig. 5. Fatigue curves of the alloy Ti-6Al-7Nb in hot-rolled coarse-grained and ultrafine-grained states

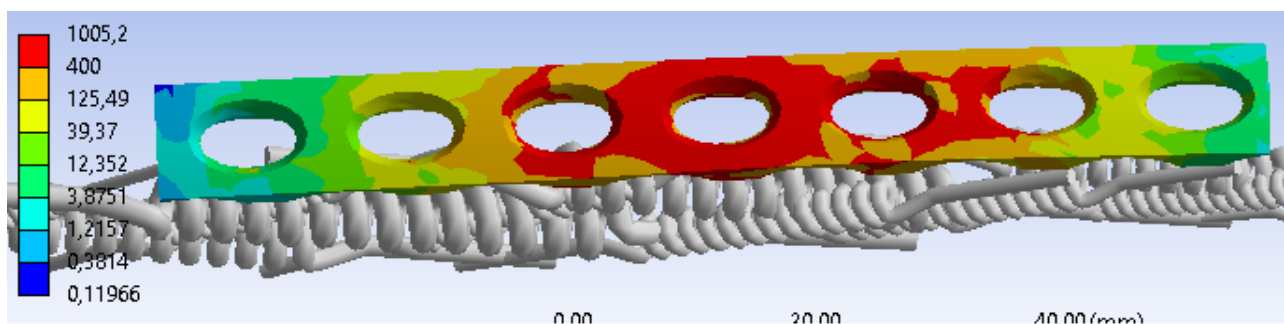


Рис. 6. Распределение напряжений на пластине при повороте на 40° без компрессии (супинация)
Fig. 6. Distribution of the stress on the plate when turning by 40° without compression (supination)

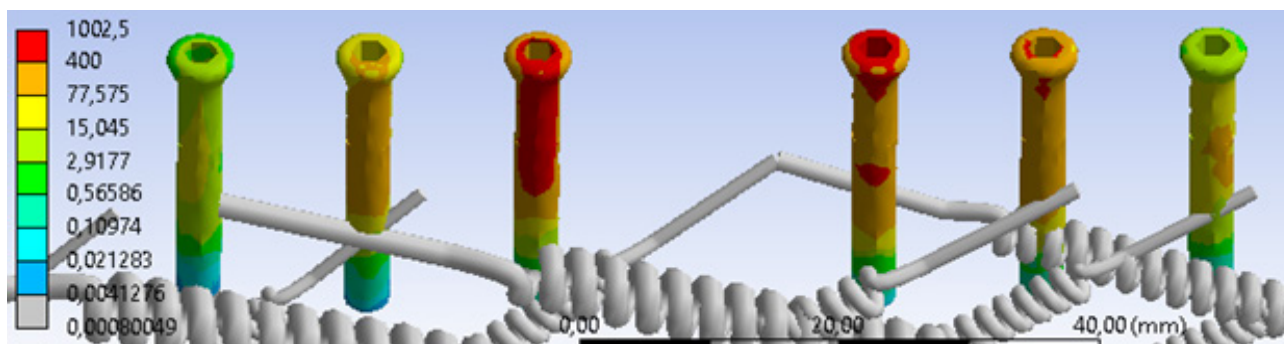


Рис. 7. Распределение напряжений на винтах при повороте на 40° без компрессии (супинация)
Fig. 7. Distribution of the stress on the screws when turning by 40° without compression (supination)

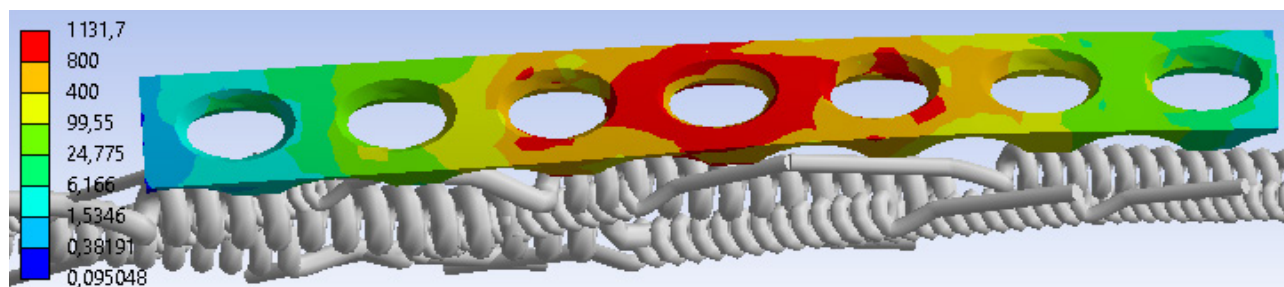


Рис. 8. Распределение напряжений на пластине при повороте на 60° (супинация)
Fig. 8. Distribution of the stress on the plate when turning by 60° (supination)

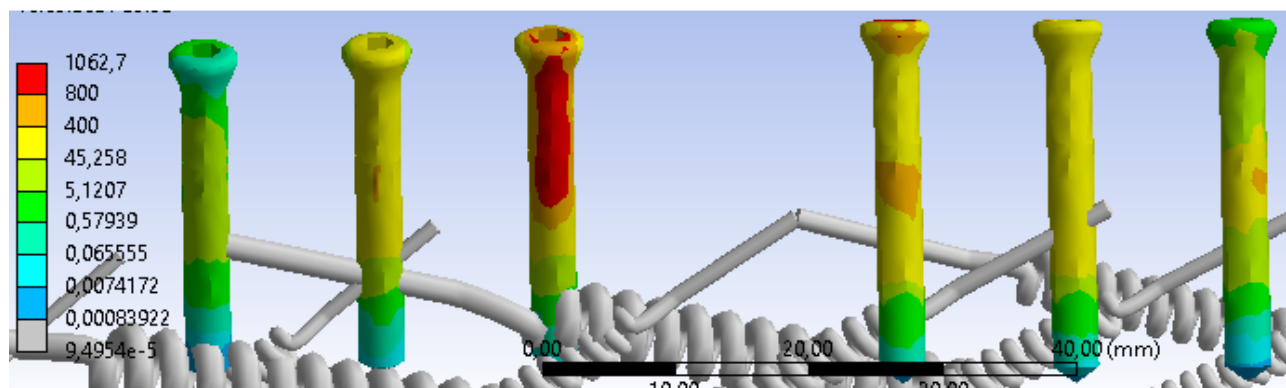


Рис. 9. Распределение напряжений на винтах при повороте на 60° (супинация)

Fig. 9. Distribution of the stress on the screws when turning by 60° (supination)

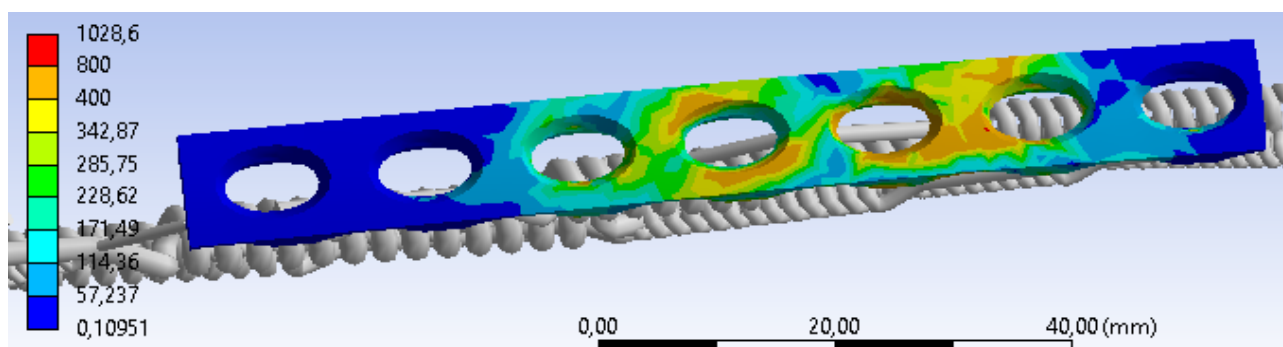


Рис. 10. Распределение напряжений на пластине при повороте на 60° (супинация)

Fig. 10. Distribution of the stress on the plate when turning by 60° (supination)

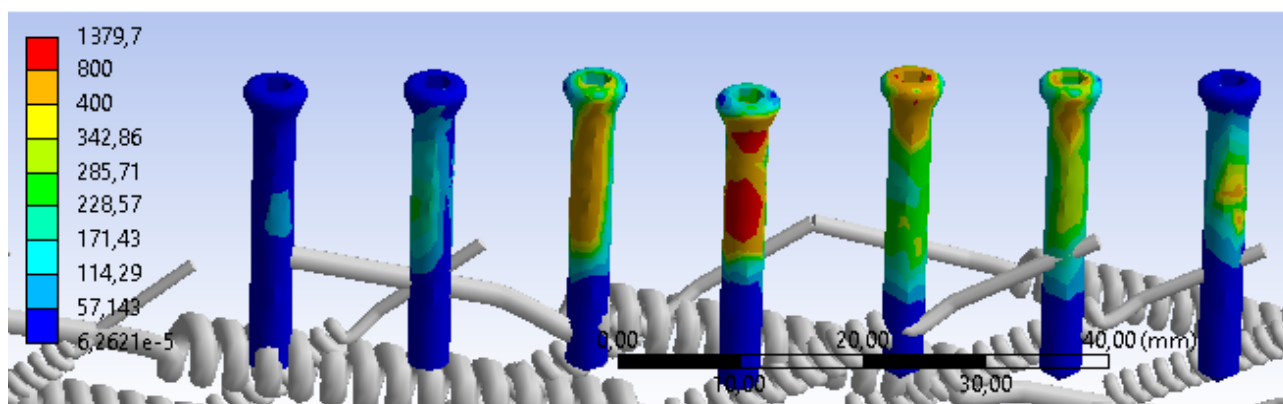


Рис. 11. Распределение напряжений на винтах при повороте на 60° (супинация)

Fig. 11. Distribution of the stress on the screws when turning by 60° (supination)

на нижней и верхней поверхностях пластины, они не распространяются по всей толщине пластины. Значения максимальных напряжений (1131 МПа) превышают предел прочности титана на 12 %. Однако область, где напряжения превышают значение 1005 МПа, незначительна и расположена на верхней поверхности пластины над переломом. Область высоких напряжений на пластине (>400 , <800 МПа) охватывает зону над переломом и ближайшие к перелому отверстия по одному с каждой стороны. Высокие напряжения в данной области сконцентрированы по всей толщине пластины (рис. 8). Максимальное значение напряжений на поверхности винтов составляет 1063 МПа, что превышает предел прочности материала винтов на 6 %. Размеры областей, где превышен предел прочности, незначительны, и они располагаются на поверхности винтов. Области высоких напряжений (>400 , <800 МПа) сконцентрированы в верхних частях ближайших к перелому

винтов и распространяются на всю толщину винтов (рис. 9). При таких условиях нагружения и пластина, и винты могут разрушиться после 10^5 циклов нагружения в случае горячекатанного сплава титана и после 10^7 циклов нагружения в случае ультрамелкозернистого сплава титана.

Эксперимент 3. Далее было проведено моделирование межкостной компрессии стягивающим винтом. Кортикальная пластина была закреплена 6 винтами, так, как показано на рис. 2. Из нейтрального положения моделировали поворот на 60°, стремящийся привести кости в положение пронации.

Несмотря на то, что максимальное значение напряжений на пластине на 2 % выше предела прочности титана, пластина при таких условиях нагружения не должна разрушиться. Области напряжений выше 800 МПа практически не видны на рисунке. Области высоких напряжений (>400 , <800 МПа) сконцентрированы вокруг отверстия пластины, расположенного над

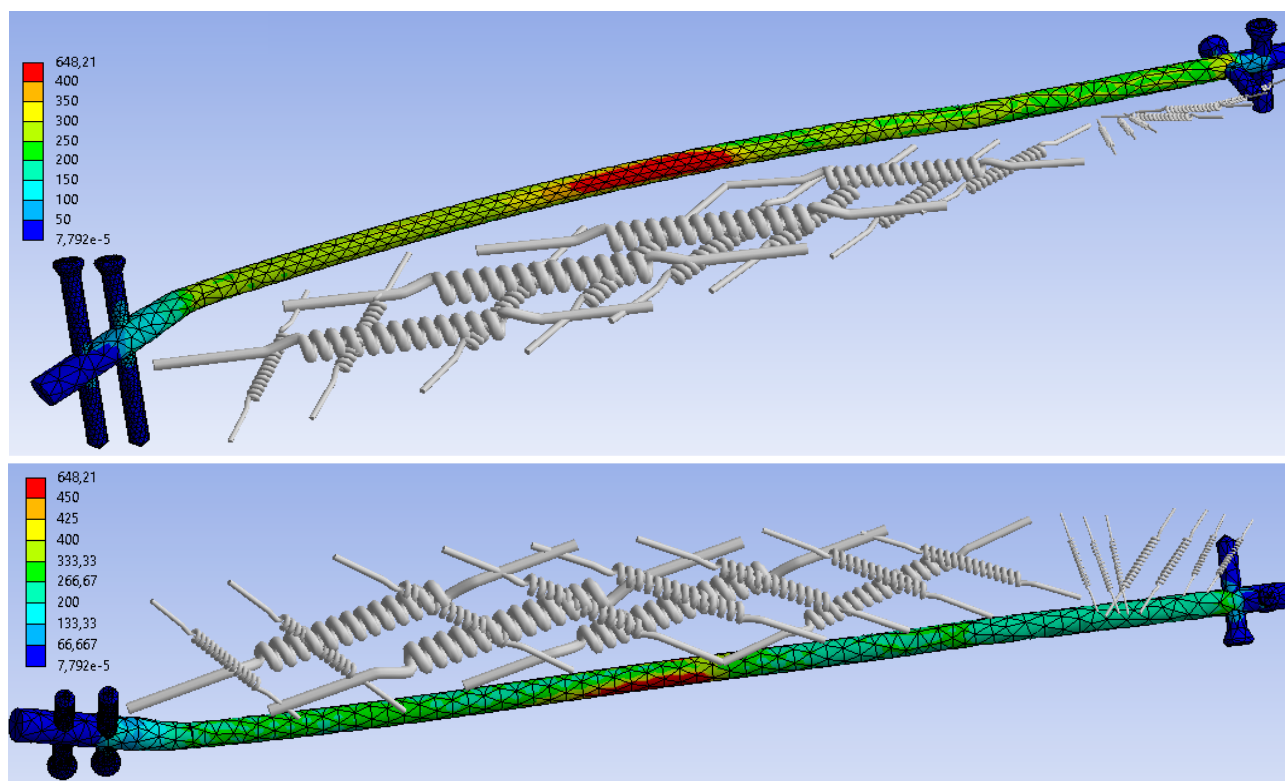


Рис. 12. Распределение напряжений на стержне и винтах при повороте на 40° (пронация)

Fig. 12. Distribution of the stress on the nail and screws when turning by 40° (pronation)

переломом и вокруг ближайшего к нему отверстия на проксимальном отломке. Высокие напряжения в этих областях не распространяются по всей толщине пластины и, следовательно, не должны привести к ее разрушению (рис. 10).

На компрессионном винте в центральной части есть область, где значения напряжений значительно превышают предел прочности материала винта (37 %). Области высоких напряжений (>400, <800 МПа) расположены в верхней половине компрессионного винта и распространяются на всю его толщину (рис. 11). Данный результат говорит о том, что есть высокая вероятность разрушения компрессионного винта или развития его нестабильности, в случае как горячекатанного, так и ультрамелкозернистого сплава титана, что приведет к переходу напряжений на пластину (эксперимент 2) и ее разрушению.

Дальнейшее увеличение амплитуды движения пронация-супинация приводит к увеличению областей высоких напряжений (>800 МПа) и повышению значений максимальных напряжений, как на винтах, так и на пластине, что свидетельствует о том, что фиксирующая конструкция при данных условиях нагружения не сохранит своей целостности, в случае как горячекатанного, так и ультрамелкозернистого сплава титана.

Полученные результаты говорят о том, что движения пронация-супинация с амплитудой от (± 40)° могут привести к разрушению фиксирующей конструкции. Движения пронация-супинация с амплитудой (± 60)° от нейтрального положения с высокой долей вероятности через 10^7 циклов нагружения приведут к разрушению фиксирующей конструкции. Отсутствие компрессионного винта позволяет отломкам лучевой кости смещаться друг относительно друга при ротации, что может препятствовать консолидации перелома.

Моделирование блокирующего остеосинтеза стержнем при диафизарном переломе лучевой кости. При диафизарном переломе лучевой кости предварительно изогнутый в соответствии с кривизной лучевой кости стержень был позиционирован на модель кости средствами «DesignModeler Workbench»

и закреплен в дистальной и проксимальной части лучевой кости 4 винтами, по 2 с каждой стороны. Схема установки данной фиксирующей конструкции приведена на рис. 2.

Эксперимент 4. Из нейтрального положения моделировали поворот на 40° в состояние пронации. Максимальные значения напряжений на костях предплечья не превосходят 40 МПа, что более чем в 2 раза меньше предела прочности костной ткани.

Распределение напряжений на стержне и винтах, фиксирующих стержень, приведены на рис. 12, где можно видеть равномерное распределение напряжений по длине стержня в диапазоне 240–290 МПа. Имеется область концентрации напряжений со средними значениями 500 МПа, расположенная в зоне перелома, максимум напряжений – 648 МПа. Область располагается на поверхности стержня, не распространяется по его толщине.

Напряженно-деформируемое состояние стержня и кривые усталости материала стержня (рис. 8) показывают, что при таком режиме работы конструкция сохранит целостность.

Эксперимент 5. Из нейтрального положения моделировали поворот на 60° в положение пронации. На костях предплечья распределение напряжений остается аналогичным эксперименту 4.

Распределение напряжений на стержне, равномерное по всей длине стержня (рис. 13) в диапазоне 380–430 МПа, в области перелома напряжение на стержне составляет 420–450 МПа. Имеется область концентрации напряжений со средними значениями 700 МПа, расположенная в зоне перелома, максимум напряжений – 1000 МПа. Максимум достигает, но не превышает предела прочности титана. Область располагается на поверхности стержня, не распространяется по его толщине.

Следуя кривой усталости сплава Ti-6Al-7Nb, можно предположить, что вероятность разрушения стержня в таких условиях эксплуатации при 10^7 циклов нагружения близка к нулю даже в случае горячекатанного сплава титана.

Эксперимент 6. Из нейтрального положения моделировали поворот на 90° в положение пронации. На костях

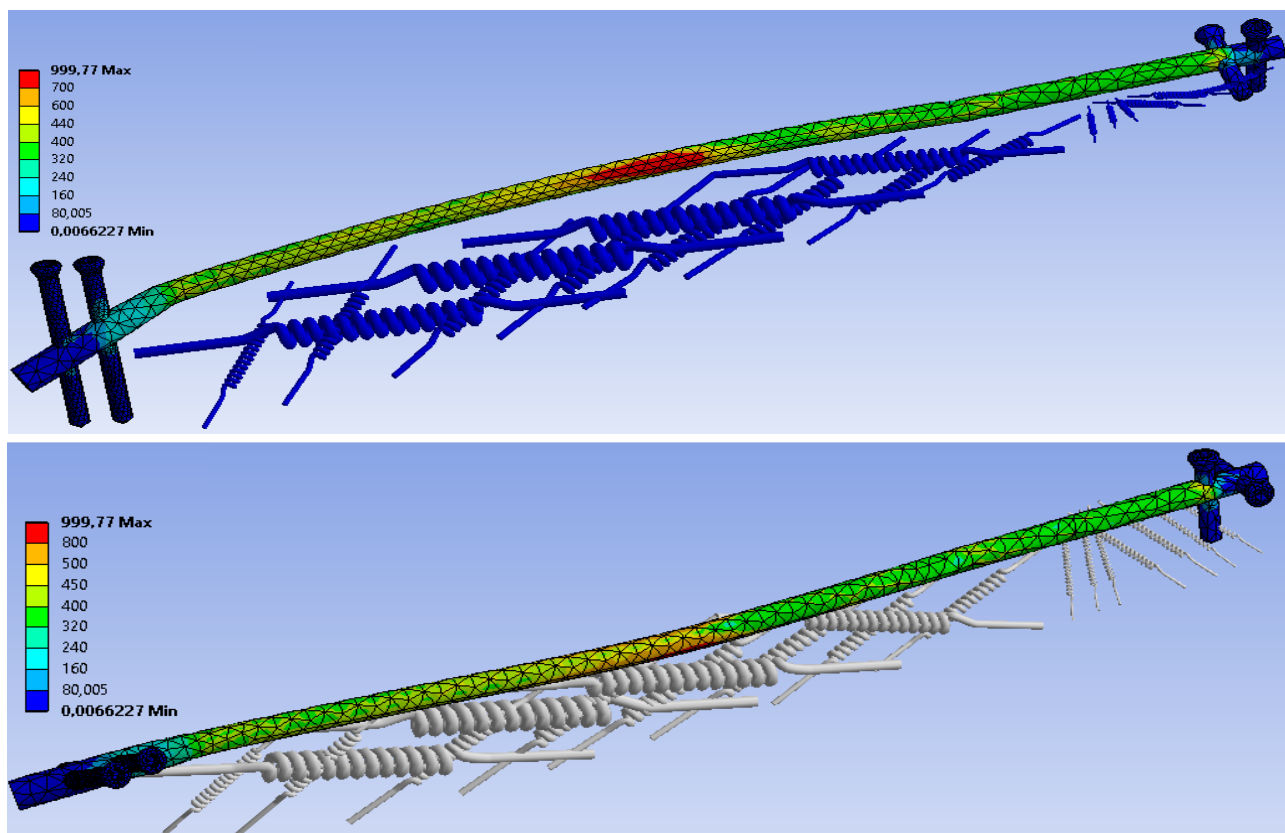


Рис. 13. Распределение напряжений на стержне и винтах при повороте на 60° (пронация)

Fig. 13. Distribution of the stress on the nail and screws when turning by 60° (pronation)

предплечья распределение напряжений остается аналогичным эксперименту 4. Распределение напряжений на стержне равномерное по всей длине стержня (рис. 14) в диапазоне 625–720 МПа, в области перелома напряжение на стержне чуть выше 700–753 МПа. Имеется область концентрации напряжений со значениями 750 МПа, расположенная в зоне перелома, в этой области есть зона, где значения напряжений превышают предел прочности титана (1005 МПа) на 11 %. Область располагается на поверхности стержня, не распространяется по его толщине. Кривые усталости сплава Ti-6Al-7Nb показывают, что стержень из горячекатанного сплава может разрушиться уже после 10^4 циклов нагружения, однако стержень, изготовленный из ультрамелкозернистого сплава титана, с высокой долей вероятности сохранит свою целостность.

Результаты. Возвращаясь к отдаленным результатам хирургического лечения 330 пациентов, отметим, что мы оценивали сращение отломков и функцию предплечья.

Из 170 (51,5 %) больных, пролеченных методом блокирующего остеосинтеза, сращение достигнуто у всех (100 %), только у 1 больной потребовалось выполнение костной пластики ввиду замедленной консолидации. При оценке по шкале DASH (0 – отсутствие жалоб и ограничений, 100 – негативный результат) при блокирующем остеосинтезе среднее значение – $(2,8 \pm 0,31)$ балла. Результаты оценены как отличные и хорошие у всех пациентов.

Из 138 (41,8 %) больных, которым был выполнен первичный остеосинтез пластинами с винтами, сращение достигнуто у 128 (92,8 %), у 10 (7,2 %) переломы не срослись. При оценке функциональ-

ных результатов по шкале DASH при накостном остеосинтезе среднее значение – $(5,5 \pm 0,37)$ балла. Результаты оценены как отличные и хорошие у 127 (92 %) пациентов, у 1 (0,7 %) – как удовлетворительный и неудовлетворительные – в 10 (7,3 %) случаях.

Из 22 (6,7 %) больных с осложнениями переломов консолидация достигнута у всех 22 (100 %). При оценке функциональных результатов по шкале DASH среднее значение – $(6,9 \pm 1,52)$ балла. Функциональные результаты оценены как отличные и хорошие в 21 (95,5 %) случае, в 1 (4,5 %) – как удовлетворительный, неудовлетворительных результатов не было. При сравнительном анализе методом математического моделирования установлено, что при остеосинтезе лучевой кости стержнем напряжения равномерно распределены по стержню.

Обсуждение. Анализ клинических наблюдений подтвердил результаты распределения сил, полученные методом математического моделирования.

При увеличении амплитуды движения пронация-супинация от нейтрального положения на угол, больший $(\pm 60)^\circ$, кортикальная пластина, изготовленная даже из ультрамелкозернистого сплава титана, разрушится с высокой долей вероятности после 10^7 циклов нагружения. По нашим клиническим наблюдениям, перелом пластины происходил в период от 2 до 4 лет, что позволяет сделать вывод о том, что именно в эти сроки число циклов нагружения достигает 10^7 .

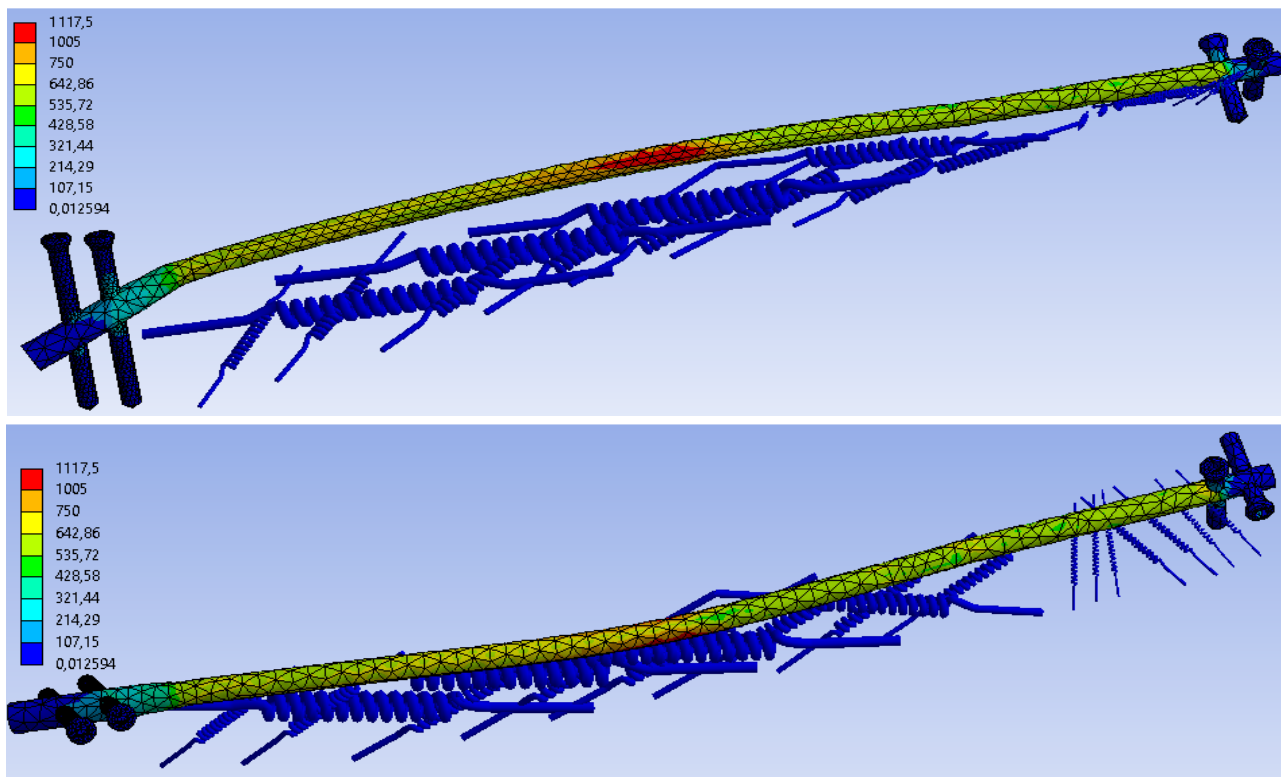


Рис. 14. Распределение напряжений на стержне и винтах при повороте на 90° (пронация)

Fig. 14. Distribution of the stress on the nail and screws when turning 90° (pronation)

Движения пронация-супинация с амплитудой ($\pm 90^\circ$), по результатам экспериментов, должны привести к разрушению кортикальной пластины в довольно скором времени после установки, в то время как стержень, изготовленный из ультрамелкозернистого сплава Ti-6Al-7Nb, сохранит свою целостность.

Межкостная мембрана играет существенную роль при распределении напряжений в костях предплечья при их нагружении силами и моментами. Учет межкостной мембраны при моделировании поведения костей предплечья существенно снижает напряжения.

В ряде источников [10, 12–15] отмечена высокая частота сращения переломов при использовании накостного остеосинтеза – от 86 до 98 %. Наши наблюдения коррелируют с данными вышеуказанных авторов.

P. Visna et al. (2008) (118 больных), U. Ozkaya et al. (2009) (20 больных) и Е. В. Молоков и др. (2010) (21 больной) указывают на достижение сращения в 100 % наблюдений при использовании блокирующего остеосинтеза. Наши клинические наблюдения коррелируют с их данными, подтверждая мнение о том, что этот способ остеосинтеза является надежным и функциональным при его освоении.

Хирургическое лечение больных с осложнениями переломов представляет значительные трудности. Ряд авторов являются сторонниками костной пластики в сочетании с блокирующим остеосинтезом. G. Hong et al. (2006) [19] использовали блокирующие интрамедуллярные стержни и аутооттрансплантаты из

ребра подвздошной кости. Они пролечили 15 больных с 26 несращениями диафизарных переломов костей предплечья. У 14 (96 %) больных переломы срослись. В сравнении с неповрежденной конечностью, средняя потеря движений в лучезапястном суставе составила 27°, в локтевом – 18°, ротация предплечья – 39°. Восемь (53 %) пациентов оценили свои результаты как удовлетворительные, 6 (40 %) – как неудовлетворительные, и в 1 (7 %) случае перелом не сросся.

P. Visna et al. (2007) [20] использовали для лечения 36 больных (25 – псевдоартрозы, 11 – рефрактуры) как интрамедуллярный блокирующий остеосинтез стержнями ForeSight (в 28 случаях), так и 3,5 мм-пластины DCP (в 8 случаях). Хорошие и отличные результаты получены у 26 пациентов, у 10 больных результат был удовлетворительным. Авторы отметили эффективность обеих техник в ревизионной хирургии, но отдали предпочтение блокирующему остеосинтезу. Этому виду фиксации отдают предпочтение и A. Hofmann et al. (2004) при лечении несращений локтевой кости. G. Saka et al. (2014) [22] отметили высокую частоту сращения и хороший функциональный результат при использовании интрамедуллярной фиксации в сочетании с костной аутопластикой при несращениях костей предплечья.

Мы также предпочитаем использование блокирующих стержней в качестве фиксатора. При лечении 22 больных было достигнуто сращение в 100 % случаев. На предложенные способы

лечения получено 2 патента Российской Федерации. Всем больным выполняли реконструктивную операцию с использованием костной пластики и блокирующего остеосинтеза. Во всех случаях удалось достичь восстановления взаимоотношения костей. У 20 пациентов консолидация и перестройка аутотрансплантатов состоялись в сроки от 4 до 6 месяцев после операции. У 2 больных с неоднократными ревизиями с применением на костного остеосинтеза до поступления в нашу клинику отмечался выраженный склероз костной ткани на протяжении пластины, что отрицательно повлияло на сроки консолидации, которые составили 18 и 24 месяцев соответственно. Результаты отчетливо показали, что осложнения, возникающие после неудач кортикального остеосинтеза, требуют значительных ресурсов здравоохранения для их лечения.

Выводы. 1. При остеосинтезе лучевой кости кортикальной пластиной зоны концентрации высоких напряжений локализуются вокруг отверстия пластины над областью перелома и ближайших к ней отверстий с обеих сторон.

2. Полученные результаты говорят о том, что фиксация отломков лучевой кости при ее диафизарном переломе в области наибольшей кривизны стержнем надежнее, чем фиксация кортикальной пластиной.

3. При выполнении остеосинтеза диафизарного перелома костей предплечья необходимо учитывать влияние межкостной мембраны на анатомию и функцию.

4. Полученные результаты сравнительного биомеханического исследования кортикального и блокирующего остеосинтеза методом математического моделирования коррелируют с полученными результатами хирургического лечения больных с диафизарными переломами костей предплечья и их осложнениями.

5. С учетом полученных данных математического моделирования распределения сил, целесообразно выполнять внешнюю иммобилизацию после кортикального остеосинтеза, чтобы избежать осложнений в виде ложных суставов, нестабильности или перелома конструкций.

Конфликт интересов

Авторы заявили об отсутствии конфликта интересов.

Conflict of interest

The authors declare no conflict of interest.

Соответствие нормам этики

Авторы подтверждают, что соблюдены права людей, принимавших участие в исследовании, включая получение информированного согласия в тех случаях, когда оно необходимо, и правила обращения с животными в случаях их использования в работе. Подробная информация содержится в Правилах для авторов.

Compliance with ethical principles

The authors confirm that they respect the rights of the people participated in the study, including obtaining informed consent when it is necessary, and the rules of treatment of animals when they are used in the study. Author Guidelines contains the detailed information.

ЛИТЕРАТУРА

1. Черняев С. Н., Неверов В. А. Методы лечения диафизарных переломов костей предплечья (обзор литературы) // Современные проблемы науки и образования. 2020. № 2. URL: <http://science-education.ru/ru/article/view?id=29757> (дата обращения: 03.03.2021). Doi: 10.17513/spno.29757.
2. Черняев С. Н., Неверов В. А. Современные представления о лечении осложненных переломов костей предплечья // Вестн. травматологии и ортопедии им. Н. Н. Приорова. 2020. Т. 27, № 4. С. 73–79. Doi: 10.17816/vto35163.
3. Examining the influence of distal radius orientation on distal radioulnar joint contact using a finite element model / D. Greybe, M. R. Bolland, T. Wu, K. Mithraratne // Int. J. Numer. Method Biomed. Eng. 2016. Vol. 32, № 11. Doi: 10.1002/cnm.2766. PMID: 26728190
4. Полякова В. В., Семенова И. П. Влияние термической обработки на формирование ультрамелкозернистой структуры в сплаве Ti-6Al-7Nb ELI после равноканального углового прессования // Современные проблемы науки и образования. 2012. № 6. URL: www.science-education.ru/106-7774 (дата обращения: 24.07.2015).
5. Comparative Biomechanical Analysis of Stress-Strain State of the Elbow Joint After Displaced Radial Head Fractures / S. Strafun, I. Levadnyi, V. Makarov, J. Awrejcewicz // J. Med. Biol. Eng. 2018. Vol. 38, № 4. P. 618–624. Doi: 10.1007/s40846-017-0334-1. PMID: 30100829; PMCID: PMC6061104.
6. Капанджи А. И. Верхняя конечность. Физиология суставов. М.: Эксмо. 2014. Т. 1. С. 365.
7. Zhang M., Hao Z., Tingsheng T. Finite Element Analysis in Orthopedic Biomechanics Research // Pei G. (eds.) Digital Orthopedics. Springer, Dordrecht. 2018. P. 147–164. Doi: 10.1007/978-94-024-1076-1_10.
8. Lazarev I. A., Strafun A. S., Skiban M. V. Biomechanical calculations of the load on the elbow structures in one-stage manual joint mobilization // Trauma. 2018. Vol. 19, № 5. P. 37–46. Doi: 10.22141/1608-1706.5.19.2018.146643.
9. Страфун С. С. Бойко И. В., Макаров В. Б. и др. Сравнительный анализ напряжений в системе «кость – имплант» при эндопротезировании головки лучевой кости разными конструкциями // Травма. 2015. Т. 16, № 3. С. 5–12. Doi: 10.22141/1608-1706.3.16.2015.80203.
10. Haas N., Hauke C., Schutz M. et al. Treatment of diaphyseal fractures of the forearm using the Point Contact Fixator (PC-Fix) : Results of 387 fractures of a prospective multicentric study PC-Fix // Injury. 2001. Vol. 32, № 5. S. 2. S-B. P. 51–62.
11. Leung F., Chow S. P. Locking compression plate in the treatment of forearm fractures : a prospective study // J. Orthop. Surg. 2006. Vol. 14, № 3. P. 291–294.
12. Fracture-related and implant-specific factors influencing treatment results of comminuted diaphyseal forearm fractures without bone grafting / M. Mikek, G. Vidmar, M. Tonin, V. Pavlovic // Arch. Orthop. Trauma. Surg. 2004. Vol. 124. P. 393–400.
13. Stevens C. T. ten Duis H. J. Plate osteosynthesis of simple forearm fractures : LCP versus DC plates // Acta Orthop. Belg. 2008. Vol. 74. P. 180–183.
14. Truntzer J., Vopat M. L., Kane P. M. et al. Forearm diaphyseal fractures in the adolescent population : treatment and management // Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol. 2015. Vol. 25. P. 201–209.
15. Zhang X. F., Huang J. W., Mao H. X. et al. Adult diaphyseal both-bone forearm fractures : A clinical and biomechanical comparison of four different fixations // Orthop. Traumatol. Surg. Res. 2016. Vol. 102. P. 319–325.
16. Visna P., Beiti E., Pilny J. et al. Interlocking nailing of forearm fractures // Acta Chir. Belg. 2008. Vol. 108. P. 333–338.
17. Ozkaya U., Kilic A., Ozdogan U. et al. Comparison between locked intramedullary nailing and plate osteosynthesis in the management of adult forearm fractures // Acta Orthop. Traumatol. Turc. 2009. Vol. 43, № 1. P. 14–20.
18. Молоков Е. В., Комков А. Р., Терешин В. Д. и др. Интрамедуллярный блокируемый остеосинтез при переломах костей предплечья // Сборник тез. IX съезда травматологов-ортопедов. Т. 1 / под ред. С. П. Миронова, И. А. Норкина. Саратов : Научная книга, 2010. С. 203–204.
19. Hong G., Cong-Feng L., Hui-Peng S. et al. Treatment of diaphyseal forearm nonunions with interlocking intramedullary nails // Clin. Orthop. Relat. Res. 2006. № 450. P. 186–192.

20. Visna P., Beitzl E., Smid Z. et al. Revision surgery in diaphyseal forearm fractures // *Acta Chir. Orthop. Traumatol. Cech.* 2007. Vol. 74, № 5. P. 342–348.
21. Hofmann A., Hessmann M. H., Rudig L. et al. Intramedullary osteosynthesis of the ulna in revision surgery // *Unfallchirurg.* 2004. Vol. 107, № 7. P. 583–592.
22. Saka G., Saglam N., Kurtulmus T. et al. Treatment of diaphyseal forearm atrophic nonunions with intramedullary nails and modified Nicoll's technique in adults // *Acta Orthop. Traumatol. Turc.* 2014. Vol. 48. P. 262–270.

REFERENCES

1. Chernyaev S. N., Neverov V. A. Treatment methods for diaphyseal fractures of the bones of the forearm (literature review) // *Modern problems of science and education.* 2020;(2). Doi: 10.17513/spno.29757. Available at: <http://science-education.ru/ru/article/view?id=29757> (accessed: 03.03.2021).
2. Chernyaev S. N., Neverov V. A. Modern concepts of treatment of complicated diaphyseal forearm fractures (literature review) // N. N. Priorov Journal of Traumatology and Orthopedics. 2020; 27(4):73–79. (In Russ.). Doi: 10.17816/vto35163.
3. Greybe D., Bolland M. R., Wu T., Mithraratne K. Examining the influence of distal radius orientation on distal radioulnar joint contact using a finite element model // *Int. J. Numer. Method Biomed. Eng.* 2016;32(11). Doi: 10.1002/cnm.2766. Epub 2016 Feb 3. PMID: 26728190
4. Polyakova V. V. Influence of heat treatment on the formation of ultrafine-grained structure in the Ti-6Al-7Nb ELI alloy after equal-channel angular pressing // *Modern problems of science and education.* 2012;(6). (In Russ.). Available at: www.science-education.ru/106-7774 (accessed: 24.07.2015).
5. Strafun S., Levadnyi I., Makarov V., Awrejcewicz J. Comparative Biomechanical Analysis of Stress-Strain State of the Elbow Joint After Displaced Radial Head Fractures // *J. Med. Biol. Eng.* 2018;38(4):618–624. Doi: 10.1007/s40846-017-0334-1. PMID: 30100829; PMCID: PMC6061104.
6. Kapanji A. I., Semenova I. P. Upper limb. Physiology of the joints. Moscow, Eksmo, 2014;(1):365. (In Russ.).
7. Zhang M., Hao Z., Tingsheng T. Finite Element Analysis in Orthopedic Biomechanics Research // Pei G. (eds) *Digital Orthopedics.* Springer, Dordrecht. 2018;147–164. Doi: 10.1007/978-94-024-1076-1_10.
8. Lazarev I. A., Strafun A. S., Skiban M. V. Biomechanical calculations of the load on the elbow structures in one-stage manual joint mobilization // *Trauma.* 2018;19(5):37–46. (In Russ.). Doi: 10.22141/1608-1706.5.19.2018.146643.
9. Strafun S. S., Boyko I. V., Makarov V. B., Shcherbakov D. E. et al. Comparative analysis of stresses in the «bone – implant» system during endoprosthesis replacement of the head of the radius with different designs // *Trauma.* 2015;16(3):5–12. (In Russ.). Doi: 10.22141/1608-1706.3.16.2015.80203.
10. Haas N., C. Hauke, M. Schutz. et al. Treatment of diaphyseal fractures of the forearm using the Point Contact Fixator (PC-Fix): Results of 387 fractures of a prospective multicentric study PC-Fix // *Injury.* 2001;32(2):51–62.
11. Leung F., Chow S. P. Locking compression plate in the treatment of forearm fractures: a prospective study // *J. Orthop. Surg.* 2006;14(3): 291–294.
12. Mikek M., Vidmar G., Tonin M., Pavlovic V. Fracture-related and implant-specific factors influencing treatment results of comminuted diaphyseal forearm fractures without bone grafting // *Arch. Orthop. Trauma. Surg.* 2004;(124):393–400.
13. Stevens C. T., ten Duis H. J. Plate osteosynthesis of simple forearm fractures: LCP versus DC plates // *Acta Orthop. Belg.* 2008;74:180–183.
14. Truntzer J., Vopat M. L., Kane P. M. et al. Forearm diaphyseal fractures in the adolescent population: treatment and management // *Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol.* 2015;(25):201–209.
15. Zhang X. F., Huang J. W., Mao H. X. et al. Adult diaphyseal both-bone forearm fractures: A clinical and biomechanical comparison of four different fixations // *Orthop. Traumatol. Surg. Res.* 2016;(102):319–325.
16. Visna P., Beitzl E., Pilny J. et al. Interlocking nailing of forearm fractures // *Acta Chir. Belg.* 2008;(108):333–338.
17. Ozkaya U., Kilic A., Ozdogan U. et al. Comparison between locked intramedullary nailing and plate osteosynthesis in the management of adult forearm fractures // *Acta Orthop. Traumatol. Turc.* 2009;43(1):14–20.
18. Molokov E. V., Komkov A. R., Tereshini V. D. Interlocking osteosynthesis of forearm fractures // *Collection of abstracts of the IX Congress of traumatologists and orthopedists / eds by S. P. Mironova, I. A. Norkin. Saratov, Scientific book.* 2010:203–204. (In Russ.).
19. Hong G., Cong-Feng L., Hui-Peng S. et al. Treatment of diaphyseal forearm nonunions with interlocking intramedullary nails // *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2006;(450):186–192.
20. Visna P., Beitzl E., Smid Z. et al. Revision surgery in diaphyseal forearm fractures // *Acta Chir. Orthop. Traumatol. Cech.* 2007;74(5):342–348.
21. Hofmann A., Hessmann M. H., Rudig L. et al. Intramedullary osteosynthesis of the ulna in revision surgery // *Unfallchirurg.* 2004;107(7):583–592.
22. Saka G., Saglam N., Kurtulmus T. et al. Treatment of diaphyseal forearm atrophic nonunions with intramedullary nails and modified Nicoll's technique in adults // *Acta Orthop. Traumatol. Turc.* 2014;(48):262–270.

Информация об авторах:

Неверов Валентин Александрович, доктор медицинских наук, профессор, врач – травматолог-ортопед, Городская Мариинская больница (Санкт-Петербург, Россия); **Черняев Сергей Николаевич**, кандидат медицинских наук, зав. отделением травматологии и ортопедии, Городская Мариинская больница (Санкт-Петербург, Россия); **Кириллова Инна Васильевна**, кандидат физико-математических наук, доцент, директор, Образовательно-научный институт наноструктур и биосистем, Саратовский национальный исследовательский государственный университет им. Н. Г. Чернышевского (г. Саратов, Россия); **Крылова Екатерина Юрьевна**, кандидат физико-математических наук, доцент, Саратовский национальный исследовательский государственный университет им. Н. Г. Чернышевского (г. Саратов, Россия); **Шинкаренко Дмитрий Васильевич**, врач – травматолог-ортопед, Городская Мариинская больница (Санкт-Петербург, Россия); **Грохольский Николай Викторович**, врач – травматолог-ортопед, Городская Мариинская больница (Санкт-Петербург, Россия); **Черняева Анна Сергеевна**, врач, Городская Мариинская больница (Санкт-Петербург, Россия).

Information about authors:

Neverov Valentin A., Dr. of Sci. (Med.), Professor, Orthopedic Traumatologist, City Mariinsky Hospital (Saint Petersburg, Russia); **Chernyaev Sergey N.**, Cand. of Sci. (Med.), Head of the Department of Traumatology and Orthopedics, City Mariinsky Hospital (Saint Petersburg, Russia); **Kirillova Irina V.**, Cand. of Sci. (Math. and Physics), Associate Professor, Director, Educational and Scientific Institute of Nanostructures and Biosystems, Saratov State University (Saratov, Russia); **Krylova Ekaterina Yu.**, Cand. of Sci. (Math. and Physics), Associate Professor, Saratov State University (Saratov, Russia); **Shinkarenko Dmitriy V.**, Orthopedic Traumatologist, City Mariinsky Hospital (Saint Petersburg, Russia); **Grohol'skiy Nikolay V.**, Orthopedic Traumatologist, City Mariinsky Hospital (Saint Petersburg, Russia); **Chernyaeva Anna S.**, Doctor, City Mariinsky Hospital (Saint Petersburg, Russia).