

2. Гнездицкий В.В. Вызванные потенциалы мозга в клинической практике. – М.: МЕДпресс-информ, 2003. – 246 с.
3. Завьялов А.В., Зайцева Г.Н. Аудиокинестетические взаимоотношения и время простой двигательной реакции на слуховой и кинестетический стимулы // Физиология человека. – 1980. – Т. 6, № 6. – С. 43–51.
4. Завьялов А.В., Афанасьев Ю.П., Ткаченко Ю.Г. Гомеостаты и гомеостатические сети управления, их приложение в биологических, природных и технических системах. – Иркутск, 1986. – С. 62–63.
5. Завьялов А.В. Корреляция функций организма. – М.: Медицина, 1990. – 159 с.
6. Зенков Л.Р., Ронкин М.А. Функциональная диагностика нервных болезней: рук-во для врачей. – М.: Медпресс-информ, 2004. – 578 с.
7. Лебедева Н.Н., Авакян Г.Н., Сидорова О.П. Исследование зрительно-моторной координации и ее клиническое значение // Журн. неврол. и психиатрии им. Корсакова. – 1998. – Т. 88, Вып. 3. – С. 19–22.
8. Плохинский Н.А. Биометрия. – М.: Изд-во МГУ, 1972. – 230 с.
9. Ткаченко П.В. Уровни бимануальной координации и некоторые дифференциально-психофизиологические аспекты двигательной активности // Курский науч.-практич. вестн. "Человек и его здоровье". – 2006. – № 4. – С. 17–23.
10. Ткаченко П.В. Корреляционные взаимоотношения межполушарной асимметрии амплитудно-временных характеристик компонентов зрительных вызванных потенциалов и показателей уровня бимануальной координации движений // Вестн. новых медицинских технологий. – 2008. – Т. XV, № 3. – С. 180–182.

БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ И МАТЕМАТИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ МЕТОДА СПИЦЕВИНТОВОГО ОСТЕОСИНТЕЗА ПЕРЕЛОМОВ НАРУЖНОЙ ЛОДЫЖКИ

© *Дорошев М.Е., Дубровин Г.М., Ковалев П.В.*

**Кафедра травматологии и ортопедии с курсом военно-полевой хирургии
Курского государственного медицинского университета, Курск**

E-mail: docdor@mail.ru

В этой статье проведено биомеханическое и математическое обоснование применения нового мало-травматичного метода хирургического лечения переломов в области голеностопного сустава. Разработанный фиксатор состоит из стандартных спиц диаметром 1,5 мм, кортикальных винтов диаметром 3,5 мм и фиксирующей шайбы оригинальной конструкции. С помощью шайбы все компоненты объединяются в единую упруго-напряженную систему, что обеспечивает достаточную прочность фиксации фрагментов. Разработанный спицевинтовой фиксатор по прочности фиксации отломков превосходит стандартные металлоконструкции, используемые при остеосинтезе переломов наружной лодыжки.

Ключевые слова: спицевинтовой фиксатор, упруго-напряженный остеосинтез, биомеханическое обоснование, переломы лодыжек, голеностопный сустав.

BIOMECHANICAL GROUNDS AND MATHEMATICAL ANALYSIS OF APPLYING THE PINSCREW OSTEOSYNTHESIS METHOD OF THE SURGICAL TREATMENT OF ANKLE FRACTURES

Doroshev M.E., Dubrovin G.M., Kovalev P.V.

**Department of Traumatology and Orthopedics with Course of Military Surgery
of the Kursk State Medical University, Kursk**

In this article we carried out the mathematical analysis and biomechanical grounds for applying the new less traumatic method of surgical treatment of ankle fractures. The developed fixation device consists of standard wires 1.5 mm in diameter, cortical screws 3.5 mm in diameter and the holdfast of the original design. With the help of the holdfast all components are integrated in the united elastic-tense system. It provides the sufficient durability of fixing the fragments. The developed pinscrew implant is surpassing by stabilizing a fracture as compared with traditional osteosynthesis method in surgical treatment of the lateral malleolus fractures.

Keywords: pinscrew implant, tense osteosynthesis method, biomechanical grounds, ankle fractures, the ankle joint.

По обобщенным данным отечественных авторов, выход на инвалидность в результате перелома в области голеностопного сустава составляет от 7% до 30% [5, 6]. Высокий показатель инвалидизации населения в результате травм в зоне голеностопного сустава связан со значительным количеством неудовлетворительных результатов, которые при оперативном лечении, по данным ЦИТО, составляют – 11% [8]. Это обусловлено значительным количеством возникающих осложнений. Даже при применении новых технологий АО инфекционно-трофические осложнения составляют 13,5%, осложнения, связанные с техникой остеосинтеза – 5,6%, несращения отломков – 1,12% [6]. Достаточная металлоемкость конструкций, трудность ушиб-

вания ран – все это нередко приводит к крайним некрозам, образованию остаточных полостей. Поэтому в последнее десятилетие получило развитие новое направление остеосинтеза – биологический (по S. Weller, 1974) или минимально инвазивный остеосинтез [7].

Почти любой механизм травмы голеностопного сустава влечет за собой перелом наружной лодыжки на том или ином уровне. Латеральный комплекс голеностопного сустава имеет важнейшее клиническое значение, как для стабильности, так и для конгруэнтности. Укорочение или ротационное смещение малоберцовой кости существенно повлияет на изменение контакта суставных поверхностей таранной и большеберцовой костей. Это в свою очередь может привести к

формированию вторичного остеоартроза голеностопного сустава [10]. Поэтому при лечении внутрисуставных переломов некоторые из основных принципов биологического остеосинтеза – максимально возможное восстановление суставных поверхностей, малая инвазия и ограниченный контакт фиксаторов с костью, остаются неизблемыми. В то же время из-за сложности внутрисуставных повреждений и особенностей биомеханики данный вид остеосинтеза в этих анатомических пределах изучен недостаточно. Особенно трудной областью для реализации такого остеосинтеза являются повреждения в пределах голеностопного сустава [3], так как голеностопный сустав отличается сложной биомеханикой и небольшим количеством мягких тканей, укрывающих его.

Целью работы явилось сравнительное биомеханическое исследование фиксации переломов наружной лодыжки упруго-напряженным спицевинтовым фиксатором и традиционными металлоконструкциями для остеосинтеза, а также математический анализ функциональных возможностей напряженного спицевинтового метода остеосинтеза.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Для фиксации отломков наружной лодыжки был предложен новый способ остеосинтеза переломов в этой области. За основу

был взят спицевинтовой способ фиксации переломов (патент № 2133593, регистр. 07.27.1999 г.) [9].

Сущность предложенного способа заключается в следующем (рис. 1А). Для фиксации фрагментов 1,5 мм спицы вводят в апикальную часть лодыжки и далее в костномозговой канал проксимальнее линии перелома. Выстоящие из верхушки лодыжки концы спиц изгибаются и моделируются по наружной поверхности малоберцовой кости, перекрывая линию перелома. На свободные концы спиц, проксимальнее линии перелома нанизывается шайба, концы спиц изгибаются и скручиваются у отверстий шайбы. Далее, шайба фиксируется к кости кортикальным винтом. Усиление жесткости металлоконструкции достигается за счет применения фиксирующей шайбы (рис. 1Б). Напряженность системы достигается за счет изгиба спиц внутри шайбы при введении кортикального винта через отверстие шайбы в кортикальный слой (рис. 1В).

Для изучения прочности предложенного фиксатора из твердых пород дерева были изготовлены модели дистального отдела обеих костей голени, образующие голеностопный сустав. На этих моделях был смоделирован чрессиндесмозный перелом наружной лодыжки и произведена его фиксация различными металлоконструкциями, в том числе и предложенным спицевинтовым фиксатором. Группы моделей и способы фиксации отломков отображены в табл. 1.

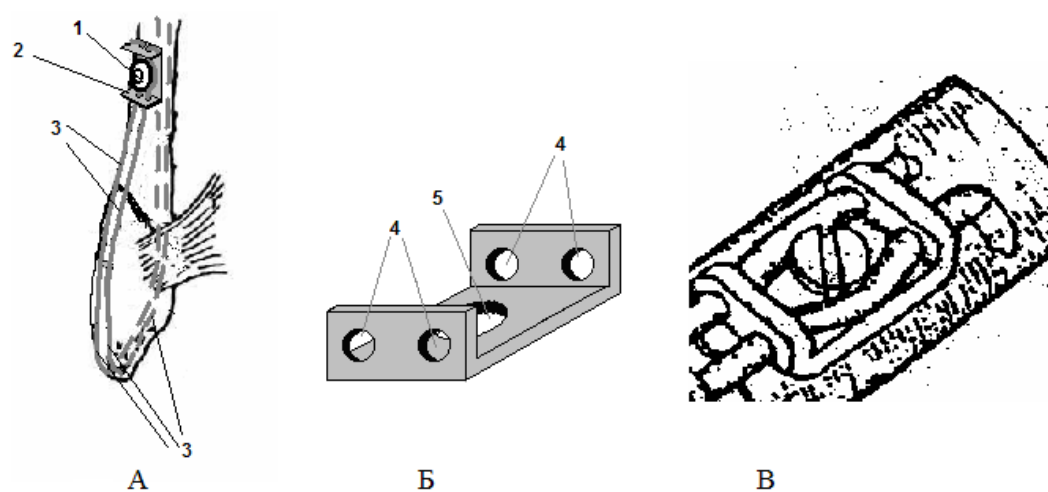


Рис. 1. Схема фиксации перелома наружной лодыжки спицевинтовым фиксатором: А – перелом наружной лодыжки фиксирован спицевинтовым фиксатором; Б – фиксирующая шайба; В – изгиб спиц в результате полного вкручивания винта создает напряжение всего фиксатора; 1 – винт, 2 – шайба, 3 – спицы; 4 – отверстия для спиц; 5 – отверстие для кортикального винта.

Группы моделей остеосинтеза переломов наружной лодыжки

Группа	Способ остеосинтеза	Характеристика металлоконструкций	Количество образцов
1	Пластина	7 отверстий, ширина 9 мм, 6 винтов диаметром 3,5 мм	16
2	Третьтрубчатая пластина	7 отверстий, ширина 10 мм, толщина 2 мм, 6 винтов диаметром 3,5 мм	16
3	Спицевинтовая система	Две спицы диаметром 1,5 мм, фиксирующая шайба, один кортикальный винт диаметром 3,5 мм	16

Созданные модели были исследованы в испытательной лаборатории при Центральном институте травматологии и ортопедии имени Н.Н. Приорова (г. Москва) под руководством доктора технических наук, профессора Н.С. Гаврюшенко.

Для исследовательской работы использовалась универсальная испытательная машина "ZWICK-1464", заводской номер 87941, изготовлена в августе 1982 года, мощностью 5 тонн, с датчиками силы от 0 до 50 кН. Погрешность измерения результатов составляет 1%.

При испытании моделей изучалась деформация сдвига и изгиба. Воздействие смещающей силы происходило в пределах области упругой деформации фиксатора.

При испытании всех моделей производили смещение отломка наружной лодыжки на величину, при которой начиналась пластическая (необратимая) деформация имплантата, и регистрировали силу в килоньютонах, при которой происходило данное смещение.

Схема испытаний моделей была одинакова для всех групп. Модель дистального отдела обеих костей голени фиксировалась в патроне испытательной машины в горизонтальном положении (рис. 2). Расстояние от верхушки наружной лодыжки до места перелома составляло 4 см (линия перелома располагается на уровне дистального межберцового синдесмоза). Расстояние от места перелома наружной лодыжки до места фиксации модели в патроне испытательной машины составляет 10 см. Участок приложения силы нахо-

дился на расстоянии 3 см дистальнее уровня перелома наружной лодыжки.

После фиксации модели и приложения смещающей силы испытательная машина автоматически регистрировала данные на стандартной карте с помощью самописца. Карта по оси "X" отражала данные по смещению фрагментов в миллиметрах, а по оси "Y" фиксировалась величина смещающей силы в килоньютонах. При действии силы в области упругой деформации фиксатора (происходит смещение фрагментов без разрушения имплантата и кости) линия графика представляет линию, постоянно возрастающую. Если же наступает разрушающий момент в фиксаторе, то линия графика идет практически параллельно оси "X" и при дальнейшем разрушении приближается к этой оси.

С целью определения функциональных возможностей спицевинтового остеосинтеза нами проведен математический расчет и сравнение прочности фиксации чрессиндесмозного перелома наружной лодыжки спицевинтовой системой и пластиной на кортикальных винтах.

Допускаемую нагрузку на систему и прогиб выражали через относительные величины: R – расчётное сопротивление стали ($\frac{H}{\text{мм}^2}$), F – нагрузку на систему (H), и E – модуль упругости стали ($\frac{H}{\text{мм}^2}$).

Расчётную схему соединения отломков при помощи пластины и кортикальных винтов (рис. 3А) представляли в виде балки-кон-



Рис. 2. Фиксация модели дистального отдела костей голени в патроне испытательной машины.

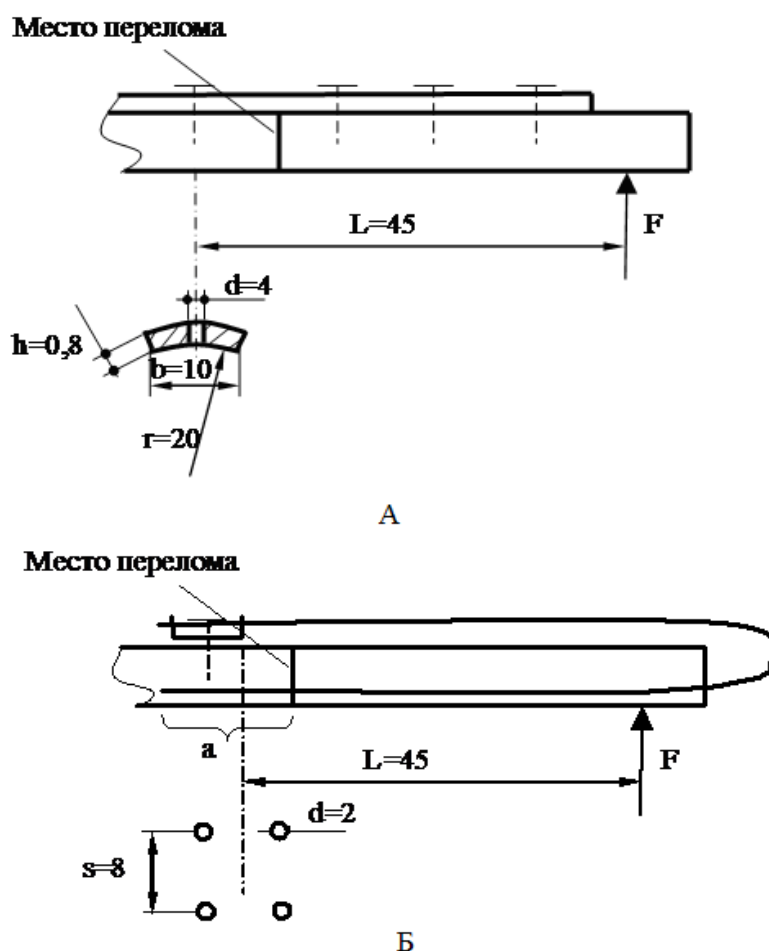


Рис. 3. Расчётные схемы. А – расчетная схема системы "кость голеностопного сустава после перелома – пластина на винтах"; Б – расчетная схема системы "кость голеностопного сустава после перелома – спицевинтовой фиксатор"; b – ширина пластины (в мм); d – диаметр отверстия для кортикальных винтов (в мм); r – радиус кривизны пластины (в мм); L – расстояние от места введения дистального винта в проксимальный отломок до места приложения усилия от таранной кости к наружной лодыжке (в мм); F – действительная нагрузка, действующая на систему (в Н); h – толщина пластины (в мм).

соли с поперечным сечением в виде сегмента с вырезом.

Расчётную схему соединения отломков при помощи спицевинтовой системы (рис. 3Б) также можно представить в виде балки-консоли. Сечение балки представляет собой четыре круга (сечения спиц) расположенных на расстоянии друг от друга. Действительная нагрузка, действующая на систему – усилие F , предающееся от таранной кости. Все размеры системы определены путём обмера представленной модели (выражены в миллиметрах).

Статистическую обработку проводили с использованием программ Statistica for Windows 6.0, Биостатистика для Windows 4.03. Параметры распределения признаков указывались в виде: среднее значение $\pm$ стандартное отклонение ($X \pm s$); n – объём выборки. Статистическая значимость результатов экспериментов оценивалась с использованием дисперсионного анализа, t -критерия Стьюдента с поправкой Бонферрони. На основании значений описанных выше критериев значимости оценивали вероятность (p) справедливости нулевой гипотезы.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

При исследовании прочности имплантатов на моделях из дерева были получены следующие результаты (рис. 4).

Установлено, что величина смещения отломков, при которой наступало разрушение металлоконструкции в исследуемых группах, в среднем практически не отличалась (табл. 2).

Изучая смещение отломков на указанную величину, мы получили следующие результаты (табл. 2). Прочность спицевинтового фиксатора достоверно превосходит прочность 9 мм пластины в 1,5 раза ($55 \pm 1,2$ Н и $36 \pm 1,0$ Н соответственно, при $p < 0,01$) и прочность третьетрубчатой пластины в 1,7 раза ($55 \pm 1,2$ Н и $32 \pm 1,4$ Н соответственно, при $p < 0,01$).

Биомеханические испытания показали, что прочность фиксации переломов лодыжек предложенной спицевинтовой системой превосходит стандартные способы остеосинтеза. Преимущество спицевинтовой системы по сравнению с другими фиксаторами заключа-

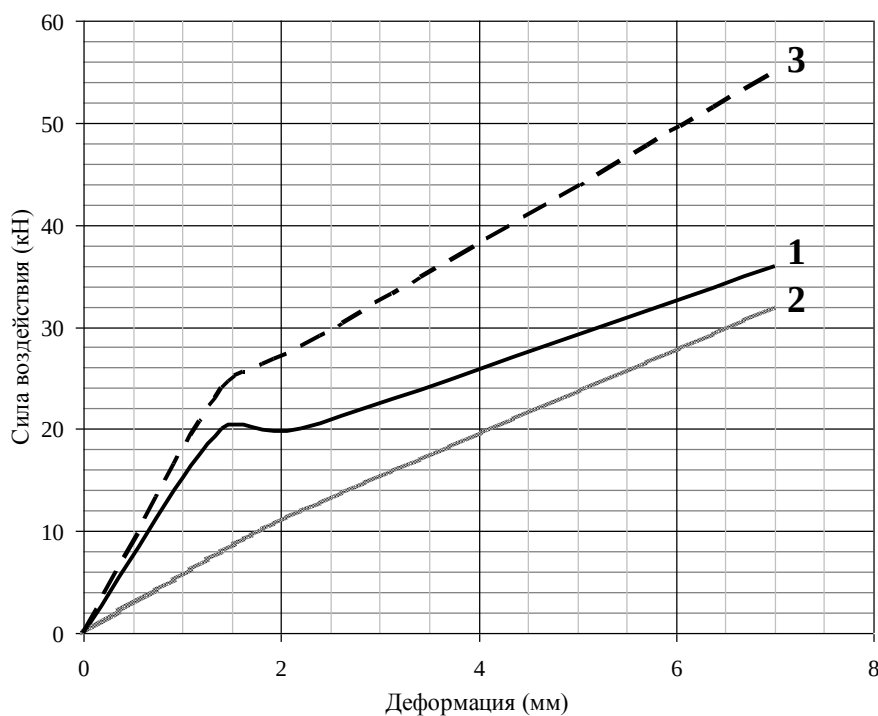


Рис. 4. График зависимости деформации металлоконструкций от величины внешнего воздействия в условиях синтеза перелома наружной лодыжки.

Обозначения: 1 – пластина, 2 – третьетрубчатая пластина, 3 – спицевинтовая система.

Таблица 2

Прочностные характеристики синтеза переломов наружной лодыжки

имплантат показатели	Третьтрубчатая пластина (n=16)	Пластина (ширина 9мм) (n=16)	Спицевинтовая система (две спицы диаметром 1,5мм, фиксирующая шайба) (n=16)
Деформация имплантата (мм)	7,0±0,9	7,0±1,2	7,0±0,7
Сила внешнего воздействия (кН)	32±1,4	36±1,0	55±1,2*

Примечание: * – $p < 0,01$ по t-критерию Стьюдента с поправкой Бонферрони.

ется также и в более выраженных упругих свойствах по сравнению со стандартными жесткими фиксаторами, что позволяет поглощать конструкцией энергию внешнего воздействия, возникающую при движениях в голеностопном суставе в течение всего послеоперационного периода до сращения перелома.

Производя математический анализ функциональных возможностей спицевинтового фиксатора и пластины на кортикальных винтах, учитывалось, что до начала сращения перелома всю нагрузку F от таранной кости воспринимает фиксатор.

В результате исследования мы получили следующие результаты.

При оценке прочности и жесткости соединения перелома с помощью пластины на винтах допускаемую нагрузку F_0 определим из условия прочности пластины на изгиб

$$F_0 = \frac{R \cdot W}{L} = \frac{R \cdot 0,64}{45} = 0,0142 R,$$

где $W = \frac{(10-4) \cdot 0,8^2}{6} = 0,64 \text{ мм}^3$ – момент сопротивления сечения пластины.

Прогиб пластины составит

$$f_0 = \frac{F \cdot L^3}{3EJ} = \frac{F \cdot 45^3}{3 \cdot E \cdot 0,256} = 119 \cdot 10^3 \frac{F}{E},$$

где $L = 45 \text{ мм}$ – расчётный вылет консоли.

$$J = \frac{(10-4) \cdot 0,8^4}{12} = 0,256 \text{ мм}^4 \quad \text{– момент}$$

инерции сечения пластины.

В данном случае работа системы зависит от степени анкеровки участка спицы a . Наибольшую прочность и жесткость система могла бы иметь при жесткой анкеровке (случай 1) и наименьшую – при полном отсутствии анкеровки (случай 2). Степень анкеровки зависит от силы трения поверхностей спицы и кости. Жесткая анкеровка невозможна – действительные значения прочности и жесткости системы будут иметь промежуточные значения от прочностей и жесткостей случаев 1 и 2. Определим прочность и жесткость системы для обоих случаев.

Случай 1. Допускаемую нагрузку определим как

$$F_1 = \frac{R \cdot W}{L} = \frac{R \cdot 50,4}{45} = 1,12 R,$$

где

$$W = \frac{4 \cdot \left(\frac{3,14 \cdot 2^4}{64} + \left(\frac{8}{2} \right)^2 \cdot \frac{3,14 \cdot 2^2}{4} \right)}{4+1} = 50,4 \text{ мм}^3.$$

Прогиб консоли составит

$$f_1 = \frac{F \cdot L^3}{3EJ} = \frac{F \cdot 45^3}{3E \cdot 251} = 121 \frac{F}{E},$$

где

$$J = 4 \cdot \left(\frac{3,14 \cdot 2^4}{64} + \left(\frac{8}{2} \right)^2 \cdot \frac{3,14 \cdot 2^2}{4} \right) = 251 \text{ мм}^4.$$

Случай 2. Допускаемую нагрузку определим как

$$F_2 = \frac{R \cdot W}{L} = \frac{R \cdot 1,57}{45} = 0,0349 R,$$