

**Кожемяка М.А., Головаха М.Л., Масленников С.О.**  
**ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ОБОСНОВАНИЕ ПРОЧНОСТИ ФИКСАЦИИ**  
**ПОВРЕЖДЕНИЙ МЕЖБЕРЦОВОГО СИНДЕСМОЗА МЕТОДОМ**  
**«НАПРЯЖЕННОЙ ПЕТЛИ»**

*Запорожский государственный медицинский университет*

**Введение**

Лечение переломов лодыжек с повреждением межберцового синдесмоза до настоящего времени остается одной из наиболее важных проблем травматологии и ортопедии. Переломы лодыжек являются одними из наиболее широко распространённых повреждений опорно-двигательного аппарата и ежегодно наносят огромный вред экономике любой державы. Так, согласно статистическим исследованиям, переломы лодыжек составляют от 6% до 21% в структуре всех переломов костей скелета, из них от 12% до 37% среди всех повреждений в области голеностопного сустава составляют переломы лодыжек с повреждением межберцового синдесмоза (тип В и С по классификации Müller АО/ОТА). Высоким остается и процент неудовлетворительных результатов лечения, составляя по различным данным от 8 до 23%.

В мировой практике давно признано преимущества и высокую эффективность хирургического лечения нестабильных переломов лодыжек с повреждением межберцового синдесмоза. В настоящий момент «золотым стандартом» считается использование техники АО, которая состоит в остеосинтезе перелома латеральной лодыжки с помощью пластины и фиксация межберцового синдесмоза позиционным винтом. Однако, использование данного вида фиксатора подразумевает проведение этапной операции по его удалению до начала полной нагрузки на оперированную конечность с целью предотвращения его поломки. Кроме этого, использование позиционного винта зачастую сопряжено с рядом возможных

осложнений, а именно: перелом винта, миграция, поздняя потеря репозиции, формирование межберцового синдесмоза. В связи с этим, продолжается дальнейший поиск оптимальных фиксаторов межберцового синдесмоза и в литературе появляется все большее количество публикация, освещающих использование разного рода «эластических» фиксаторов межберцового синдесмоза. Одним из таковых может являться фиксация «напряженной петли», которая состоит из двух кортикальных пуговичных фиксаторов овальной и круглой формы, связанных между собой прочной нерассасывающейся нитью, обеспечивающих позиционирование малоберцовой кости в вырезке большеберцовой на уровне межберцового синдесмоза.

Преимуществами данного фиксатора является отсутствие необходимости его этапного удаления перед полной нагрузкой на оперированную конечность, сохранение подвижности на уровне межберцового синдесмоза, близкой к физиологической. Однако в литературе нет достаточного количества информации, об оценке эффективности и прочности фиксации данным видом фиксатора, поэтому считаем интересным в научном плане проведение экспериментальной оценки прочности фиксации межберцового синдесмоза методом «напряженной петли».

### **Цель работы**

Изучить прочность фиксации межберцового синдесмоза методом «напряженной петли» в сравнении с прочностью фиксации позиционным винтом по методике АО.

### **Материалы и методы**

Исследования выполнены в соответствии с существующим законодательством Украины на анатомических объектах дистальных отделов костей голени с целью изучения прочности фиксации методом «напряженной

петли» в сравнении с прочностью фиксации позиционным 3,5-мм кортикальным винтом.

В 5 случаях проводилась фиксация малоберцовой кости в вырезке большеберцовой кости с помощью одной «напряженной петли», в 5 – двумя напряженными петлями, в 5 – с помощью 3-х кортикально введенного 3,5 мм позиционного кортикального винта и в 5-ти случаях с помощью 4-х кортикально введенного позиционного кортикального винта.

Исследование проводили на универсальной сервогидравлической машине «ISTRON – 8801» (рис. 1). Машина способна развивать силу в статическом режиме 100 кN, а в динамическом 120 кN, что вполне достаточно для проведения данной работы.

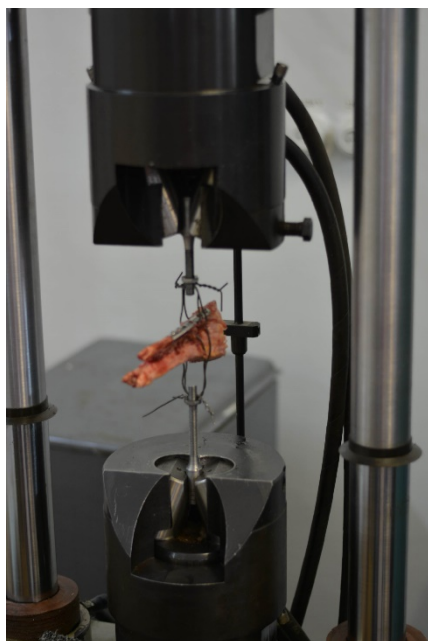


Рис. 1. Внешний вид сервогидравлической универсальной испытательной машины с установленным анатомическим препаратом.

Подготовка анатомических объектов совершалась следующим образом. Проводилась сепаровка кожи. Сухожилия передней и латеральной группы мышц голени мобилизовались и пересекались на уровне дистальной суставной поверхности большеберцовой кости. Передняя, медиальная и латеральная поверхности костей голени скелетировалась от верхушек внутренней и наружной лодыжек до границы средней и нижней трети голени. Дельтовидная связка, передняя и задняя таранно–малоберцовые связки, пяточно–малоберцовая связка пересекались на уровне их прикрепления к костям голени. Капсула голеностопного сустава отсепаровывалась от костей голени, таранная кость вывихивалась из межлодыжечной "вилки" голеностопного сустава. Следующим этапом скелетировалась задняя поверхность костей голени, а затем с помощью пилы производилась поперечная остеотомия обеих берцовых костей на границе их средней и нижней трети. Связки межберцового синдесмоза и межкостная мембрана голени пересекались.

Фиксацию межберцового синдесмоза «напряженной петлей» проводили следующим способом (рис. 2).

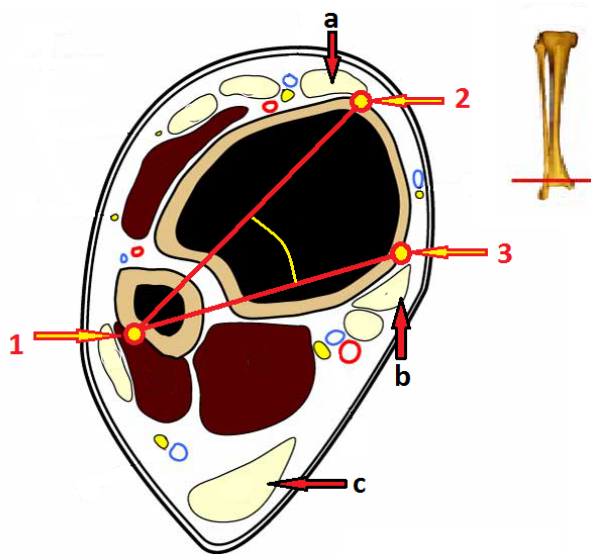


Рис. 2. Схема проведения и фиксация напряженных петель, где 1 - точка фиксации напряженной петли на латеральной поверхности малоберцовой

кости, 2 - точка фиксации напряженной петли на передне-медиальной поверхности большеберцовой кости, 3 - точка фиксации напряженной петли на задней-медиальной поверхности большеберцовой кости, а - Tibialis anterior, b - Tibialis posterior, c - Achilles tendon.

На малоберцовой кости выполняли установку предложенной премоделированной пластиной с возможностью полиаксиального блокирования винтов. После установки пластины устраняли нестабильность в межберцового синдесмоза с помощью такелажной петли. На уровне 2 см над суставной щелью голеностопного сустава через специальные отверстия в пластине формировали костный канал через все кортикальные слои малоберцовой кости и большеберцовой кости в направлении сзади наперед под углом 30 градусов и параллельно дистальной суставной поверхности большеберцовой кости. Через сформированный канал с помощью игольчатого проводника проводили кортикальный пуговичный фиксатор овальной формы, который связан с кортикальным пуговичным фиксатором круглой формы прочной нерассасывающейся синтетической нитью (FiberWire® №5). Овальный фиксатор выводили на поверхность большеберцовой кости, путем дозированной тракции за одну из нитей выполняли поворот овального фиксатора, дальнейшим дозированным натягиванием фиксировали его на поверхности кости. Кортикальный пуговичный фиксатор круглой формы располагали в специальном отверстии на поверхности пластины и фиксировали нити на его поверхности.

Фиксацию межберцового синдесмоза двумя «напряженными» петлями выполняли следующим способом. На малоберцовой кости выполняли установку предложенной премоделированной пластиной с возможностью полиаксиального блокирования винтов. После этого выполняли динамическую фиксацию межберцового синдесмоза двумя «напряженными» петлями. С помощью дрели и направителя на уровне 2 сантиметров над суставной щелью голеностопного сустава через специальные отверстия в пластине проводили два

сквозных канала через малоберцовую кость и большеберцовую кость, создавая при этом как можно больший угол между каналами. Овальные кортикальные пуговичные фиксаторы через сформированные каналы выводили на передне–медиальную и задне–медиальную поверхности большеберцовой кости, поочередно путем дозированной тракции за одну из нитей выполняли поворот овальных фиксаторов, дальнейшим дозированным натягиванием фиксировали их на поверхности кости. Круглый кортикальный пуговичный фиксатор располагали в специальном отверстии на поверхности пластины и фиксировали на его поверхности нити. Проведение «напряженных петель» в этой зоне позволяло достичь максимально возможного угла между петлями и, таким образом, обеспечивало оптимальную стабильность фиксации наружной лодыжки в вырезке большеберцовой кости.

Также в 5 случаях проводилась фиксация межберцового синдесмоза с помощью 3–х кортикально введенного 3,5 мм позиционного кортикального винта и в 5–ти случаях с помощью 4–х кортикально введенного позиционного кортикального винта.

Испытания проходили в нормальных условиях при температуре окружающего воздуха 19–23°C. Для проведения биомеханических исследований из программного обеспечения «ISTRON – 8801» были извлечены и адаптированы технические программы, которые позволили с большой степенью объективности осуществить весь комплекс работ. Регистрация результатов испытания осуществлялась на компьютере, в цифровых диаграммах. Деформация испытуемого образца отслеживалась автоматически и фиксировалась на графике. Ошибка измерения силы и деформации не выходила за пределы 0,5 %. Для исследования использовался метод разрушающего контроля: растяжение. Управление подвижной траверсой осуществлялось с помощью дистанционного устройства. Скорость нагружения образцов составляла 5 мм/мин. Скорость выбиралась исследователем исходя из

требований, а результаты исследования регистрировались программным комплексом в виде специальных цифровых и аналоговых отчетов (рис. 2).

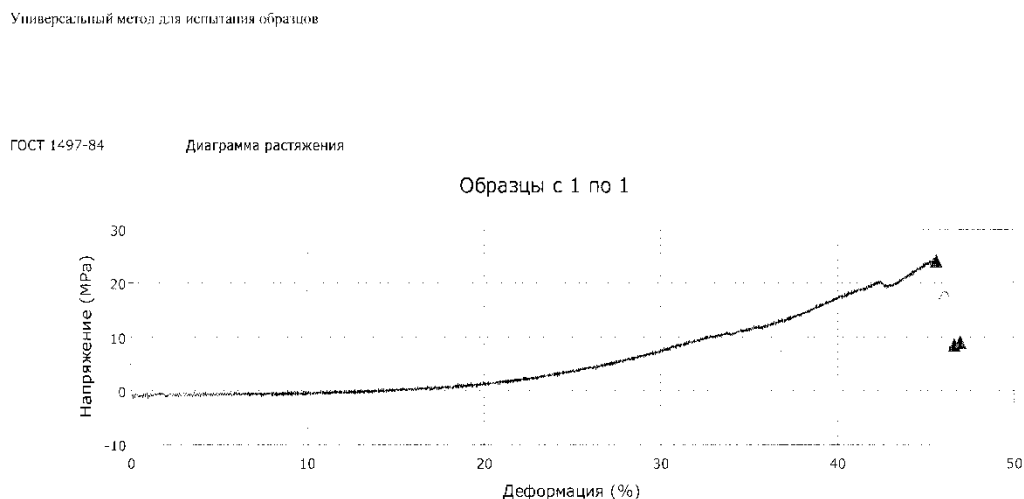


Рис. 2. Стандартный бланк универсальной сервогидравлической испытательной машины «ISTRON – 8801».

Для измерения силы на разрыв все анатомические препараты были закреплены в зажимах сервогидравлической машины. Блок «малоберцовая кость – большеберцовая кость» закрепляли в зажимах разрывной машины следующим образом. Для фиксации анатомического блока в зажимах сервогидравлической машины вокруг малоберцовой кости и вокруг большеберцовой кости на уровне выше и ниже проведенного фиксатора (напряженная петля или позиционный винт), проводили проволочные серкляжи (рис. 3).

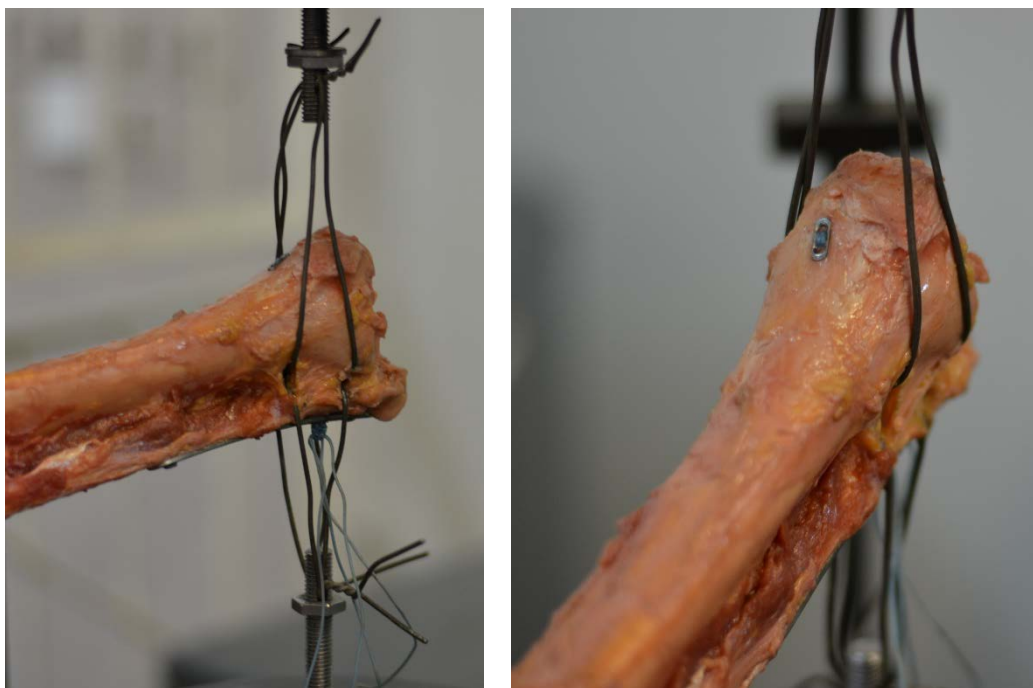


Рис. 3. Анатомический блок «малоберцовая кость – большеберцовая кость» с проволочными серкляжами для фиксации в зажимах разрывной машины.

После окончательного фиксирования анатомического образца, преднатяжения проволоки, обнуления показателей силы и расстояния приступали к измерению силы на разрыв. Скорость нагружения образца составляла 5 мм/м. Сервоприводом осуществляли растяжение образца до потери стабильности фиксации.

### **Результаты**

Данные исследования прочностных характеристик анатомического блока «малоберцовая кость – большеберцовая кость» при фиксации методом «напряженной петли» в сравнении с прочностью фиксации позиционными 3,5–мм кортикальными винтами были статистически обработаны и занесены в таблицу (табл. 1).



Таблица 1

Исследования прочностных характеристик анатомического блока  
«малоберцовая кость – большеберцовая кость» при фиксации напряженными  
петлями и позиционным винтом

Прилагаемое усилие, N	Оригинальная пластина с двумя напряженными петлями, n=5	Оригинальная пластина с одной напряженной петлей, n=5	Конвенционная 1/3 трубчатая пластина с 3,5 мм четыре–кортикальным позиционным винтом, n=5	Конвенционная 1/3 трубчатая пластина с 3,5 мм три–кортикальным позиционным винтом, n=5
Критическое усилие, при котором возникало нарушение стабильной фиксации	436± 41,5 N	283 ± 13,1 N	331 ± 19,9 N	124 ± 22,3 N

В 9 случаях фиксации методом «напряженной петлей» нарушение стабильности фиксации возникало в результате «проламывания» овальным кортикальным пуговичным фиксатором кортикального слоя медиальной поверхности большеберцовой кости с последующим «вырыванием» фиксатора из кости. В одном случае при фиксации двумя напряженными петлями потеря стабильности возникла в результате разрыва нити фиксатора (рис. 4).



а)

б)

Рис. 4. Вид на суставную поверхность «вилки» голеностопного сустава  
а) до начала воздействия и б) потеря стабильности фиксации под воздействием разрывной силы.

В случае использования кортикальных винтов при критических усилиях происходило «вырывание» их из большеберцовой кости.

Анализируя полученные данные можно сделать вывод, что лучшие прочностные показатели продемонстрировала фиксация двумя напряженными петлями – более чем в 3,5 раза более прочную, чем фиксация трикортикальными позиционным винтом, и в 1,3 раз более прочную, чем фиксация четырехкортикальным позиционным винтом. При этом фиксация одной напряженной петлей также в 2,3 раза прочнее, чем фиксация трикортикальным позиционным винтом, и лишь на 14,5% менее прочная, чем фиксация четырехкортикальным позиционным винтом.

## **Выводы**

Проведенное экспериментальное исследование по изучению прочности фиксации межберцового синдесмоза методом «напряженной петли» продемонстрировало, что фиксация предложенным способом обеспечивает достаточную прочность фиксации в сравнении с фиксацией позиционными винтами по методике АО. С учетом полученных данных о достаточной

прочности фиксации, а также преимуществ данного фиксатора в виде отсутствия необходимости его этапного удаления перед полной нагрузкой на оперированную конечность, сохранения подвижности на уровне межберцового синдесмоза, близкой к физиологической, низкого риска развития синостозирования на уровне межберцового сочленения данный тип стабилизации межберцового синдесмоза представляется перспективным и может широко применяться на практике.

### **Литература:**

1. Tantigate, D. et al. (2017). Functional outcomes after fracture-dislocation of the ankles. Abstracts from the 6th IFFAS Triennial Meeting / Foot and Ankle Surgery 23(S1) 29–154 . DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.fas.2017.07.291>
2. Schepers, T., Lieshout, E.M., Vries, M.R., & Van der Els, M. (2011) Complications of syndesmotic screw removal. *Foot Ankle Int.*, 32, 1040–1044.
3. Thomas P.Ruedi, Richard E.Buckley, Christopher G. Morgan. *AO – Principles of Fracture Management – Second expanded edition* by AO Publishing, Switzerland. 2007 by AO Publishing, CH 7270 Davos. P. 870 – 897.
4. Johnson, B., Kumar, S., & Sinha, A. (2012). Comparison of outcome following operative fixation of the distal tibiofibular syndesmosis with diastasis screw and suture button techniques. *Injury Extra*, 43(10), 89. doi: [10.1016/j.injury.2012.07.247](https://doi.org/10.1016/j.injury.2012.07.247).
5. Naqvi GA, Shafqat A, Awan N. Tightrope fixation of ankle syndesmosis injuries: clinical outcome, complications and technique modification. *Injury* 43:838–842, 2012.
6. Soin, S. P., Knight, T. A., Dinah, A. F., Mears, S. C., Swierstra, B. A., & Belkoff, S. M. (2009) Suture-button versus screw fixation in a syndesmosis rupture model: a biomechanical comparison. *Foot Ankle Int.*, 30, 346–352. doi: [10.3113/FAI.2009.0346](https://doi.org/10.3113/FAI.2009.0346).

7. Головаха М.Л. Моделирование фиксации берцовых костей напряженными петлями при повреждениях межберцового синдесмоза / М.Л. Головаха, М.А. Кожемяка, С.П. Панченко, В.Л. Красовский, А.В. Шевельов // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2015. – № 3. – С. 27–35.

8. Пат. №95304 Україна, МПК А61В 17/56 (2006.01). Пристрій для остеосинтезу переломів дистального відділу малогомілкової кістки з пошкодженням дистального міжгомілкового синдесмозу. / Головаха М.Л., Кожем'яка М.О., Шишка І.В., Криворучко Е.А.; заявник та патентовласник Запорізький державний медичний університет. – № u201403885; заявл. 14.04.14; опубл. 25.12.14, Бюл. № 24.

9. Пат. №103315 Україна, МПК А61F 5/01 (2006.01), А61В 17/56 (2006.01). Пристрій для хірургічного лікування надсиндесмозних переломів дистального відділу малогомілкової кістки з пошкодженням міжгомілкового синдесмозу/ Головаха М.Л., Кожем'яка М.О.; заявник та патентовласник Запорізький державний медичний університет. – № u201505939; заявл. 16.06.15; опубл. 10.12.15, Бюл. № 23.