

УДК 616.728.4:616.758.4]-089(045)

## Биомеханическое исследование прочности восстановленных связок латерального отдела голеностопного сустава

С. Н. Красноперов, М. Л. Головаха

Запорожский государственный медицинский университет. Украина

*Arthroscopic techniques of reconstruction in cases of the anterior talofibular ligament (ATFL) and calcaneofibular ligament (CFL) are widely known. However, biomechanical research of strength of restored ligaments under arthroscopic control using suture or anchor devices was not conducted. Objective: to find out the strength of restoration of lateral ligaments of the ankle joint with help of techniques under arthroscopic control (Π-shaped suture, anchor devices). Materials: sixteen cadaver ankle joints were used. It was revealed that damage of the ATFL leads to significant increasing in anterior displacement of talus relative to the tibia and to slight increasing of its varus deviation. In case of damage of the CFL, conversely, varus deviation of talus increases significantly and its anterior dislocation increases insignificantly. The strength of the restored ATFL with using of the Π-shaped suture was 85 N, and with help of the anchor device was 88.8 N, corresponding to 59 and 62 % of the strength of the intact ligament. The strength of the restored CFL using Π-shaped suture was 83.8 N, and with help of the anchor device was 86.3 N, i.e. 24 and 25 % of the strength of the intact ligament. Strength characteristics revealed correspond to these ones in cases of reconstruction of the ligaments with using of the Brostrom technique. Therefore, we believe that early loading (except inversion) in special orthopedic shoes will not affect the outcomes of treatment. Key words: ankle joint, damage of the ligaments, surgical treatment.*

*Артроскопічні методики реконструкції ушкоджень передньої малогомілково-надп'яtkової (ПМНЗ) та малогомілково-п'яtkової (МПЗ) зв'язок широко відомі. Проте біомеханічних досліджень міцності відновлених зв'язок під артроскопічним контролем за допомогою шва або якірних фіксаторів не проводилось. Мета: з'ясувати міцність відновлення зв'язок латерального відділу надп'яtkового гомілкового суглоба за допомогою методик, які застосовують в операціях під артроскопічним контролем (Π-подібний шов, якірні фіксатори). Матеріалом дослідження були 16 надп'яtkовогомілкових суглобів трупів. Встановлено, що ушкодження ПМНЗ призводить до значного збільшення переднього зміщення надп'яtkової кістки відносно великогомілкової та незначного збільшення її варусного відхилення. У разі ушкодження МПЗ, навпаки, значно підвищується варусне відхилення надп'яtkової кістки й незначно її переднє зміщення. Міцність відновленої ПМНЗ за допомогою Π-подібного шва становила 85 Н, а якірного фіксатора — 88,8 Н, що відповідає 59 і 62 % міцності неушкодженої зв'язки. Міцність відновленої МПЗ за допомогою Π-подібного шва становила 83,8 Н, а якірного фіксатора — 86,3 Н, тобто 24 і 25 % міцності неушкодженої зв'язки. Отримані міцнісні характеристики відповідають таким у разі реконструкції зв'язок з використанням методики Brostrom. Тому вважаємо, що раннє навантаження (за винятком інверсійного) в спеціальному ортопедичному взутті не вплине на результати лікування. Ключові слова: надп'яtkово-гомілковий суглоб, ушкодження зв'язок, хірургічне лікування.*

**Ключевые слова:** голеностопный сустав, повреждение связок, хирургическое лечение

### Введение

Сегодня существует огромное количество хирургических методик восстановления свежих

повреждений связочного аппарата латерального отдела голеностопного сустава [1, 2]. Однако «золотым» стандартом хирургического лечения является

открытая методика Brostrom, благодаря отличным клиническим результатам лечения и малому количеству послеоперационных осложнений [6, 13, 15]. В последние годы популярность получила модификация данной методики с использованием якорных фиксаторов. Методика проста в применении и имеет отличные краткосрочные результаты лечения [3, 16]. Однако в литературе нет сведений о прочности восстановления передней малоберцово-таранной и малоберцово-пяточной связок при помощи якорных фиксаторов. Информация о прочности восстановления связок (ПМТС и МПС) с применением традиционной открытой методики Brostrom представлена в научной литературе [8].

В последние 30 лет отмечается существенный прогресс в применении артроскопии при повреждениях связочного аппарата голеностопного сустава. Артроскопическая хирургия по сравнению с открытыми методиками имеет ряд преимуществ, таких как прямая визуализация анатомических структур, меньшая частота послеоперационных осложнений, более быстрое функциональное восстановление и возвращение к исходному уровню физической активности. Для оценки возможности реставрации указанных структур под артроскопическим контролем необходимо получить информацию о прочности восстановления ПМТС и МПС способами, которые можно использовать при таком хирургическом вмешательстве. На наш взгляд, существует два способа для восстановления связочной структуры под артроскопическим контролем. При отрыве связки от кости (проксимальный отрыв ПМТС и МПС от места прикрепления к наружной лодыжке) в настоящее время применяют якорные фиксаторы [12, 16]. При срединном разрыве связочной структуры лучше всего использовать швы, различные виды которых детально описаны. Наиболее распространенными являются узловые швы при методике Brostrom, шов Krakow, Kessler и др. [8, 14, 17]. Однако их можно применить только при открытых хирургических вмешательствах на связках латерального отдела голеностопного сустава, тогда как при восстановлении связок под артроскопическим контролем возможно лишь применение П-образного шва. В последнее время в специальной литературе появляется все больше сообщений об использовании артроскопических методик реконструкции повреждений ПМТС и МПС, однако данных о прочности их восстановления при помощи шва либо якорных фиксаторов под артроскопическим контролем нет.

*Целью* нашего биомеханического эксперимента было определить прочность восстановленных связок

латерального отдела голеностопного сустава при помощи методик, применяющихся при операциях под артроскопическим контролем (П-образный шов, якорные фиксаторы).

*Задачи работы:*

1. Определить характер и величину смещений таранной кости по отношению к большеберцовой в зависимости от сочетаний нарушений целостности ПМТС и МПС.
2. Определить прочность восстановленных связок при помощи П-образного шва и с использованием якорных фиксаторов.
3. Сравнить полученные результаты с литературными данными прочности восстановления связок с использованием методики Brostrom.
4. На основе полученных данных определить возможность ранней нагрузки после восстановления связок при помощи П-образного шва и якорных фиксаторов под артроскопическим контролем.

## Материал и методы

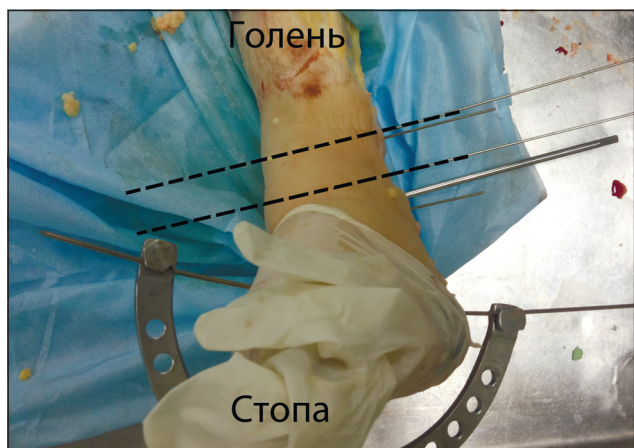
На 16 голеностопных суставах трупов мы выполнили послойный доступ к связочному аппарату латерального отдела голеностопного сустава, идентифицировали и препарировали ПМТС и МПС.

По данным литературы, для выполнения теста переднего выдвигающего ящика стопа должна находиться в  $15^\circ$  подошвенного сгибания, а сила, прилагаемая для переднего смещения таранной кости, должна составлять около 60 Н, что соответствует силе около 6 кг [4]. В своем исследовании мы, придерживаясь этого протокола, прилагали нагрузку около 6 кг.

Для измерения бокового смещения таранной кости проводили две длинные спицы параллельно суставной поверхности дистального метаэпифиза большеберцовой и таранной костей (рис. 1). При выполнении теста боковой нестабильности за «нулевую точку» принимали параллельность проведенных спиц. Для удобства выполнения теста в пяточную кость с латеральной стороны вводили стержень Шанца, а нагрузку около 6 кг прилагали при помощи динамометра, соединенного со свободным концом стержня (рис. 2). Затем угломером измеряли угол между двумя спицами, определяя инверсию таранной кости в градусах.

Для измерения переднего смещения таранной кости в произвольные места на наружной лодыжке и на латеральной поверхности таранной кости были введены две короткие спицы на одной условной вертикальной линии по оси большеберцовой кости (рис. 3). Расстояние между этими спицами в интактном суставе без приложения нагрузки было





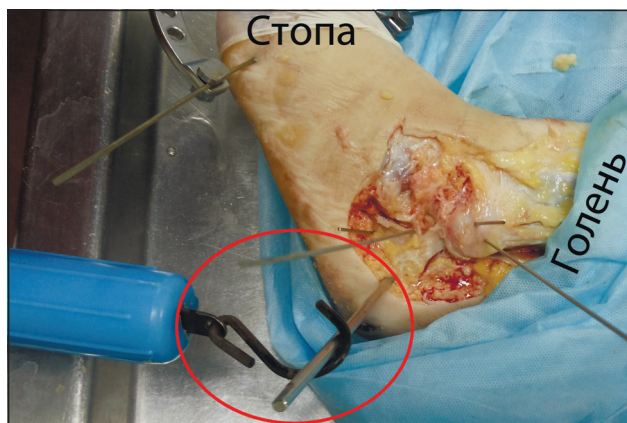
**Рис. 1.** Две спицы проведены параллельно суставной поверхности дистального метаэпифиза большеберцовой кости и таранной кости для измерения инверсии последней при выполнении теста боковой нестабильности

принято за «нулевую точку». Для удобства выполнения теста переднего выдвижного ящика через дистальные части плюсневых костей проводили спицу, к которой было присоединено полукольцо Илизарова. Нагрузку около 6 кг прилагали по оси стопы при ее подошвенном сгибании 15° при помощи динамометра, который соединяли с центральным отверстием полукольца (рис. 4).

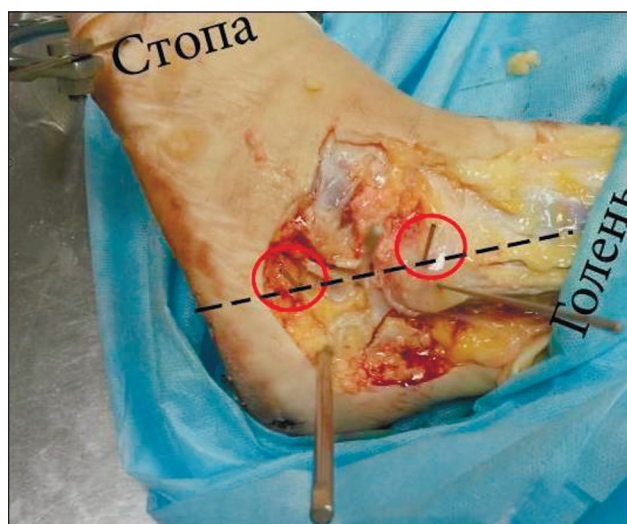
Переднее и боковое смещение таранной кости изучали при целых связках латерального отдела голеностопного сустава, затем при условии изолированного повреждения ПМТС, сочетании повреждения ПМТС и МПС, а также после восстановления поврежденных структур при помощи П-образного шва и якорного фиксатора.

В первой серии экспериментов (8 голеностопных суставов) вначале пересекали ПМТС (в 4 случаях в средней трети, в 4 — отсекали от наружной лодыжки) и определяли степень переднего и бокового смещения таранной кости. После этого восстанавливали ПМТС: при пересечении ее в средней трети сшивали П-образным швом; при отсечении от наружной лодыжки — с использованием якорного фиксатора. Далее повторно определяли смещение таранной кости.

Во второй серии экспериментов (8 голеностопных суставов) пересекали ПМТС и МПС (в 4 случаях в средней трети, в 4 — отсекали от наружной лодыжки), затем определяли степень переднего и бокового смещения таранной кости. После этого восстанавливали ПМТС и МПС при помощи П-образного шва (при пересечении в средней трети) либо якорного фиксатора (при отсечении от наружной лодыжки) и повторно определяли степень смещения таранной кости.



**Рис. 2.** Приложение нагрузки с помощью динамометра к стержню Шанца при выполнении теста боковой нестабильности



**Рис. 3.** Места введения спиц в область наружной лодыжки и таранной кости (обведены окружностями) на условно вертикальной линии для измерения переднего смещения таранной кости при выполнении теста переднего выдвижного ящика



**Рис. 4.** Приложение нагрузки с помощью динамометра через полукольцо Илизарова при выполнении теста переднего выдвижного ящика

## Результаты и их обсуждение

В интактном голеностопном суставе средняя величина переднего смещения таранной кости составила  $7,3 \text{ мм} \pm 1,52 \text{ мм}$ . Степень переднего смещения таранной кости в неповрежденном голеностопном суставе варьирует в большом диапазоне согласно различным биомеханическим исследованиям пациентов различных популяций [9]. По данным литературы, нормальным считается переднее смещение таранной кости до 10 мм, а более 10 мм рассматривается как признак повреждения ПМТС [4]. Средний угол варусного отклонения таранной кости при выполнении теста боковой нестабильности составил  $6,56^\circ \pm 2,21^\circ$ . Отклонение таранной кости более  $20^\circ$  считается патологическим признаком повреждения МПС [18].

В первой серии экспериментов после пересечения ПМТС при выполнении тестов нестабильности отметили значительное статистически достоверное ( $p \geq 95\%$ ) увеличение переднего смещения таранной кости (среднее значение  $14,88 \text{ мм} \pm 0,96 \text{ мм}$ ) и незначительное статистически достоверное ( $p \geq 95\%$ ) увеличение варусного отклонения таранной кости (среднее значение  $12,0^\circ \pm 1,87^\circ$ ).

На основе проведенной серии экспериментов можно сделать вывод, что ПМТС является первичным стабилизатором, который предотвращает переднее смещение таранной по отношению к большеберцовой кости. Повреждение ПМТС также влияет на незначительное увеличение варусного отклонения таранной кости при приложении инверсионной нагрузки. Эти результаты согласуются с данными других исследователей [12, 19].

Следующим этапом работы стала серия экспериментов по стабилизации голеностопного сустава путем восстановления ПМТС при помощи П-образного шва (в случаях моделирования повреждения связки в средней трети) и с использованием якорного фиксатора (в случаях моделирования проксимального отрыва связки от наружной лодыжки). Кроме того, мы поставили цель определить максимальную прочность связки, восстановленной при помощи данных методик. В литературе были найдены аналогичные данные лишь для открытой методики Brostrom. Необходимо отметить, что при этой методике используют отдельные узловые швы для восстановления ПМТС. С учетом того, что в последнее время начали применять якорные фиксаторы для реконструкции связочных структур, мы предложили малоинвазивную методику введения якорных фиксаторов, а также П-образный шов поврежденной связки. В литературе есть описание методики введения якорных фиксаторов под артроскопическим контролем, однако описания методики П-образного шва под артроскопическим контролем мы не нашли. Кроме того, нет биомеханических данных о прочности восстановления связок при помощи этих методик. Именно поэтому, мы решили проанализировать результаты восстановления ПМТС и МПС при помощи этих двух методов.

Старались максимально придерживаться условий *in vivo*. Для этого при ушивании срединных разрывов использовали нить ULTRABRAID™ № 2 (Smith & Nephew), а для рефиксации ПМТС к наружной лодыжке использовали титановый якорный фиксатор 3 мм с нитью FiberWire® № 2 (Arthrex). После реконструкции связки повторно выполняли тесты передней и боковой нестабильности, соблюдая ранее установленные условия.

Отмечена стабилизация переднего смещения и варусного отклонения таранной кости, практически равная интактному суставу (средние значения  $7,44 \text{ мм} \pm 0,85 \text{ мм}$  и  $8,75^\circ \pm 2,11^\circ$ ). Статистической разницы между величиной переднего смещения и варусного отклонения таранной кости в зависимости от метода восстановления ПМТС не выявлено:  $7,33 \text{ мм} \pm 2,3 \text{ мм}$  и  $7,55 \text{ мм} \pm 1,8 \text{ мм}$ ,  $8,8^\circ \pm 1,6^\circ$  и  $8,7^\circ \pm 1,4^\circ$  соответственно.

Следующим этапом исследования было определение максимальной прочности восстановления ПМТС при помощи П-образного шва или якорного фиксатора. Чтобы выяснить величину максимальной нагрузки, при которой произойдет разрыв восстановленной ПМТС, мы продолжали нагрузку по оси стопы при ее подошвенном сгибании  $15^\circ$  до тех пор, пока не происходило повторное прорезывание тканей либо разрыв нити либо миграция якорного фиксатора. При П-образном шве во всех случаях произошло прорезывание нитей через связку при нагрузке  $8,25 \text{ кг} \pm 0,9 \text{ кг}$ , что соответствует 82,5 Н. При использовании якорного фиксатора в двух случаях прорезывались нити, а в двух — мигрировали якорные фиксаторы из наружной лодыжки. Нагрузка, при которой произошло нарушение якорной фиксации ПМТС, составила  $8,75 \text{ кг} \pm 1,52 \text{ кг}$ , что соответствует 87,5 Н. Таким образом, прочность восстановления ПМТС при помощи якорного фиксатора выше, чем при использовании П-образного шва, однако разница незначительна.

Сравнивая полученные результаты с данными литературы о прочности восстановления связок при помощи методики Brostrom, мы пришли к выводу, что методики с применением П-образного шва и якорных фиксаторов по своим прочностным характеристикам соответствуют открытой методике Brostrom —  $(68,2 \pm 27,8) \text{ Н}$  [16]. Таким образом,

Сравнивая полученные результаты с данными литературы о прочности восстановления связок при помощи методики Brostrom, мы пришли к выводу, что методики с применением П-образного шва и якорных фиксаторов по своим прочностным характеристикам соответствуют открытой методике Brostrom —  $(68,2 \pm 27,8) \text{ Н}$  [16]. Таким образом,



восстановленные связки с применением всех трех методик имеют одинаковые прочностные характеристики, которые, однако, значительно меньше по сравнению с интактной связкой (около 140 Н) [4]. Результаты нашего эксперимента свидетельствуют, что предложенные методики обеспечивают 62 и 59 % (якорный фиксатор и П-образный шов соответственно) прочности неповрежденной ПМТС, что требует защиты восстановленных структур в период ранней послеоперационной реабилитации. С другой стороны, методика Brostrom зарекомендовала себя как надежное хирургическое вмешательство с отличными отдаленными клиническими результатами в 90–95 % случаев [6]. Давно разработан и подтвержден клинически протокол послеоперационной реабилитации, позволяющий давать раннюю нагрузку в специальной полимерной шине либо ортезе, которые ограничивают движения в голеностопном суставе, но дают возможность осевой нагрузки [10, 11]. Мы предложили методики, обеспечивающие прочностные характеристики восстановленной ПМТС, эквивалентные при открытой методике Brostrom, но меньшие интактной ПМТС, что позволяет говорить о необходимости предохранения в раннем послеоперационном периоде восстановленной связки от инверсионной нагрузки. Хотя достоверно не известна величина прочности связки, необходимая для агрессивной послеоперационной реабилитации, прочности в 62 и 59 % скорее всего недостаточно для нагрузки без защиты от инверсионного стресса, что может нивелировать результаты хирургического лечения. Kirk K. L. с соавт. [5] провели исследование, согласно которому нагрузка голеностопного сустава без иммобилизации привела в последующем к удлинению ПМТС и, как следствие, развитию нестабильности в послеоперационном периоде. Соответствие прочностных характеристик открытой методики Brostrom и малоинвазивной методики с применением П-образного шва и якорных фиксаторов позволяет провести аналогию с протоколом ранней послеоперационной реабилитации и предположить, что ранняя нагрузка в специальной ортопедической обуви не повлияет на результаты лечения данной группы пациентов.

Во второй серии экспериментов после пересечения ПМТС и МПС при выполнении тестов нестабильности отметили достоверное ( $p \geq 95\%$ ) увеличение переднего смещения таранной кости по сравнению с первой группой, где поврежденной была только ПМТС  $16,13 \text{ мм} \pm 1,34 \text{ мм}$  против  $14,88 \text{ мм} \pm 0,96 \text{ мм}$  и значительное увеличение переднего смещения таранной кости по сравнению с группой, где связки

были интактными —  $16,13 \text{ мм} \pm 1,34 \text{ мм}$  против  $7,3 \text{ мм} \pm 1,52 \text{ мм}$  (рис. 5, 6). Кроме того, отметили значимое ( $p \geq 95\%$ ) увеличение варусного отклонения таранной кости по сравнению с группой, где МПС была интактной ( $25,25^\circ \pm 3,23^\circ$  и  $12,0^\circ \pm 1,87^\circ$  соответственно) и значительное увеличение варусного отклонения таранной кости по сравнению с группой, где обе связки были интактными ( $25,25^\circ \pm 3,23^\circ$  и  $6,56^\circ \pm 2,21^\circ$  соответственно) (рис. 7, 8). На основе результатов второй серии экспериментов можно сделать вывод, что при повреждении МПС значительно увеличивается варусное отклонение таранной кости и незначительно ее переднее смещение, что подтверждают другие исследователи [12, 19].

Во всех случаях проводили восстановление ПМТС и МПС аналогично первой серии экспериментов: в 4 случаях выполнили П-образный шов поврежденных связок и еще в 4 — восстановление при помощи якорных фиксаторов.

При этом мы отметили стабилизацию переднего смещения и варусного отклонения таранной кости, практически равную интактному суставу —  $7,69 \text{ мм} \pm 0,66 \text{ мм}$  и  $8,88^\circ \pm 2,2^\circ$  соответственно. Статистической разницы между использованными методами восстановления связок и величиной переднего смещения и варусного отклонения таранной кости не выявлено — ( $7,78 \pm 1,8$ ) и ( $7,6 \pm 1,3$ ) мм соответственно и  $8,75^\circ \pm 3,4^\circ$  и  $9,01^\circ \pm 2,8^\circ$  соответственно.

Аналогично первой серии экспериментов после восстановления поврежденных связок прилагали максимальную нагрузку для определения крайнего значения силы, при которой произойдет разрыв ПМТС и МПС. При П-образном шве ПМТС во всех случаях произошло прорезывание нитей через связку при значении нагрузки  $8,5 \text{ кг} \pm 0,35 \text{ кг}$ , что соответствует 85 Н. При использовании якорного фиксатора в трех случаях обнаружили прорезывание нити через связку, а в одном — миграцию якорного фиксатора из наружной лодыжки. В среднем нагрузка, при которой произошло нарушение фиксации ПМТС якорным фиксатором, составила  $8,88 \text{ кг} \pm 0,74 \text{ кг}$ , что соответствует 88,8 Н. В результате исследования отмечено, что прочность восстановления ПМТС при помощи якорного фиксатора достоверно ( $p \geq 95\%$ ) больше, чем при использовании П-образного шва — ( $8,88 \pm 0,74$ ) и ( $8,5 \pm 0,35$ ) кг соответственно, однако разница несущественна.

Во всех случаях произошло прорезывание нитей через МПС: при П-образном шве при нагрузке в  $8,38 \text{ кг} \pm 0,54 \text{ кг}$ , что соответствует 83,8 Н, а при использовании якорного фиксатора — в  $8,63 \text{ кг} \pm 0,41 \text{ кг}$ , что соответствует 86,3 Н. Отмечено, что прочность

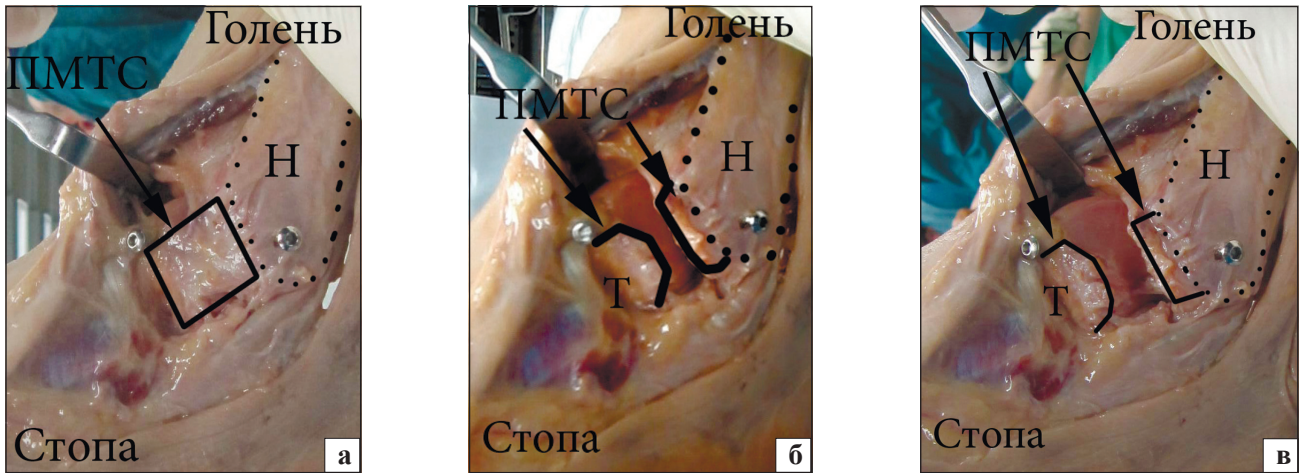


Рис. 5. Фото переднего смещения таранной кости в зависимости от пересечения связок: а) интактная ПМТС; б) пересеченная ПМТС; в) пересеченные ПМТС и МПС, Н — наружная лодыжка

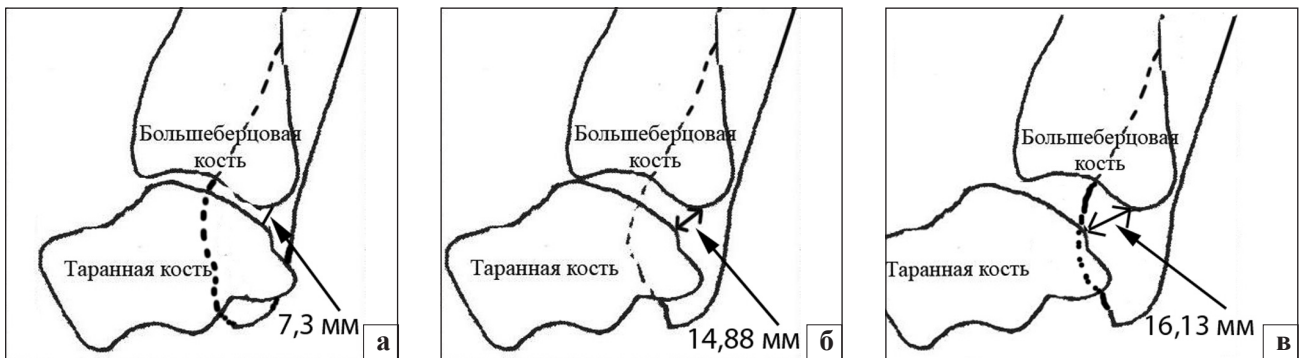


Рис. 6. Схема переднего смещения таранной кости в зависимости от пересечения связок: а) интактная ПМТС; б) пересеченная ПМТС; в) пересеченные ПМТС и МПС

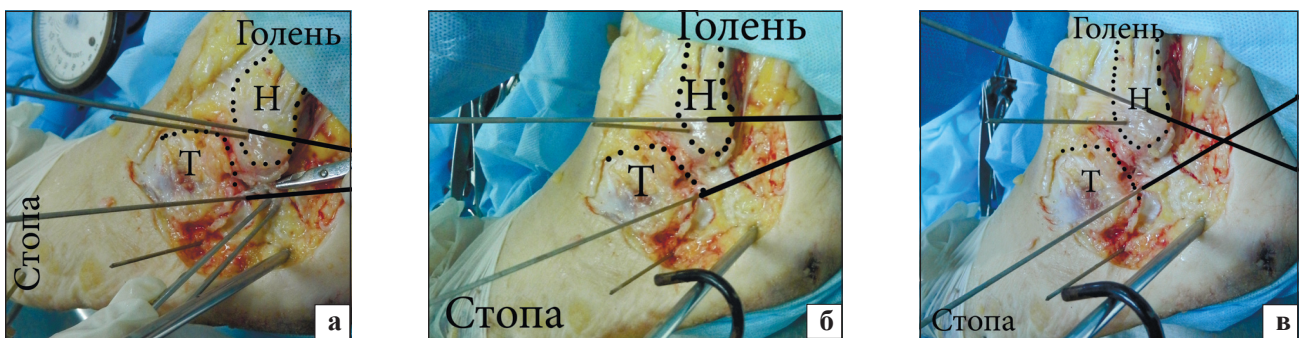


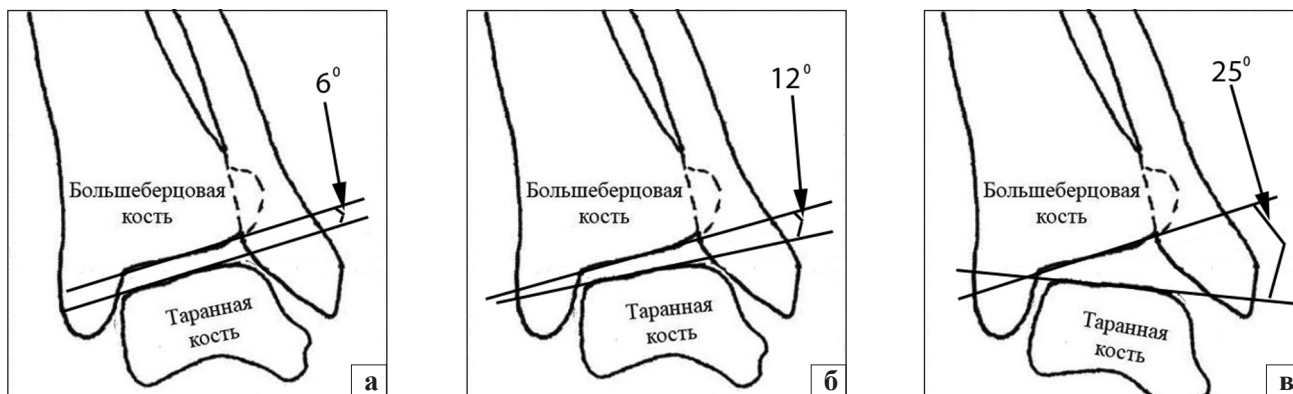
Рис. 7. Фото варусного отклонения таранной кости в зависимости от пересечения связок: а) интактная ПМТС; б) пересеченная ПМТС; в) пересеченные ПМТС и МПС, Н — наружная лодыжка, угол между спицами указывает на варусное отклонение таранной кости

восстановления МПС при помощи якорного фиксатора достоверно ( $p \geq 95\%$ ) больше, чем при использовании П-образного шва — ( $8,63 \pm 0,41$ ) и ( $8,38 \pm 0,54$ ) кг соответственно, однако разница не существенна.

Известно, что прочность интактной МПС составляет 346 Н [7]. Результаты нашего эксперимента свидетельствуют, что предложенные методики обеспечивают лишь 25 и 24 % (якорный фиксатор

и П-образный шов соответственно) прочности неповрежденной МПС, поэтому необходима защита восстановленной связки в период ранней послеоперационной реабилитации.

Результаты измерений смещения таранной кости по отношению к большеберцовой во всех сериях эксперимента представлены в табл. 1, а прочность восстановленных связок латерального отдела голеностопного сустава — в табл. 2.



**Рис. 8.** Схема варусного отклонения таранной кости в зависимости от пересечения связок: а) интактная ПМТС; б) пересеченная ПМТС; в) пересеченные ПМТС и МПС

Выявлены достоверные отличия между передним смещением таранной кости в суставах с поврежденной ПМТС и после ее восстановления, однако не установлены отличия в суставах с интактной ПМТС и после ее реконструкции при помощи П-образного шва либо якорного фиксатора. Обнаружена достоверная разница между варусным отклонением таранной кости в суставах с поврежденной МПС и в суставах после ее восстановления, но эта разница отсутствует в суставах с интактной МПС и после ее реконструкции.

**Выводы**

ПМТС является первичным стабилизатором, который предотвращает переднее смещение таранной кости по отношению к большеберцовой, а ее повреждение приводит к незначительному увеличению варусного отклонения таранной кости при приложении инверсионной нагрузки. При повреждении МПС значительно увеличивается варусное отклонение таранной кости и незначительно ее

переднее смещение при выполнении теста переднего выдвижного ящика.

Прочность восстановленной при помощи П-образного шва ПМТС составила 85 Н, с использованием якорного фиксатора — 88,8 Н, что соответствует 59 и 62 % прочности неповрежденной связки. Прочность восстановленной МПС при помощи П-образного шва составила 83,8 Н, с использованием якорного фиксатора — 86,3 Н, что соответствует 24 и 25 % прочности неповрежденной связки соответственно. Полученные данные свидетельствуют о необходимости в раннем послеоперационном периоде предохранять восстановленные связки от инверсионного стресса. Прочность связок, восстановленных при помощи П-образного шва и с использованием якорного фиксатора, соответствует прочности при открытой методике Brostrom (П-образный шов — 82,5 Н; якорный фиксатор — 87,5 Н; открытая методика Brostrom — 68,2 Н).

Соответствие прочностных характеристик восстановленных связок с помощью открытой методики

Таблица 1

**Результаты исследования смещения таранной кости при последовательном рассечении связок**

Показатель	Интактные связки	ПМТС		ПМТС + МПС	
		рассечена	восстановлена	рассечены	восстановлены
Передний выдвижной ящик, мм	7,3 ± 1,52	14,88 ± 0,96	7,44 ± 0,85	16,13 ± 1,34	7,69 ± 0,66
Варусное отклонение таранной кости, градусы	6,56 ± 2,21	12,0 ± 1,87	8,75 ± 2,11	25,25 ± 3,23	8,88 ± 2,2

Таблица 2

**Прочность восстановленных связок латерального отдела голеностопного сустава, Н**

Восстановление связок	Серии экспериментов	
	1-я (пересечение ПМТС)	2-я (пересечение ПМТС и МПС)
ПМТС		
– П-образный шов	82,5	85
– якорный фиксатор	87,5	88,8
МПС		
– П-образный шов	—	83,8
– якорный фиксатор	—	86,3



Brostrom и малоинвазивной методики с применением П-образного шва и якорных фиксаторов позволяет провести аналогию с протоколом ранней послеоперационной реабилитации и предположить, что ранняя нагрузка в специальной ортопедической обуви с исключением инверсионной нагрузки не повлияет на результаты лечения данной группы пациентов.

### Список литературы

1. Оперативне та відновне лікування хворих з гострими ушкодженнями сумково-зв'язкового апарата надп'ятково-гомілкового суглоба / А. Й. Чеміріс, Ю. М. Нерянов, А. В. Кудівський [та ін.] // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2003. — № 4. — С. 118–122.
2. Тяжелов А. А. Роль мягкотканых структур в стабилизации голеностопного сустава / А. А. Тяжелов, Л. Д. Гончарова // Літопис травматології та ортопедії. — 2008. — № 142. — С. 154–157.
3. Anatomical reconstruction for chronic lateral ankle instability in the high-demand athlete: Functional outcomes after the modified Brostrom repair using suture anchors / X. Li, H. Killie, P. Guerrero [et al.] // Am. J. Sports Med. — 2009. — Vol. 37. — P. 488–494.
4. Anterior drawer test for acute anterior talofibular ligament injuries of the ankle. How much load should be applied during the test? / H. Tohyama, K. Yasuda, Y. Ohkoshi [et al.] // Am. J. Sports Med. — 2003. — Vol. 31 (2). — P. 226–232.
5. ATFL elongation after Brostrom procedure: a biomechanical investigation / K. L. Kirk, J. T. Campbell, B. G. Guyton [et al.] // Foot Ankle Int. — 2008. — Vol. 29. — P. 1126–1130.
6. Bell S. J. Twenty-six-year results after Brostrom procedure for chronic lateral ankle instability / S. J. Bell, T. S. Mologne, D. F. Sitler // Am. J. Sports Med. — 2006. — Vol. 34. — P. 975–978.
7. Biomechanical characteristics of human ankle ligaments / D. E. Attarian, H. J. McCrackin, D. P. DeVito [et al.] // Foot Ankle. — 1985. — Vol. 6 (2). — P. 54–58.
8. Biomechanics of ankle ligament reconstruction: an in vitro comparison of the Brostrom repair, Watson-Jones Reconstruction, and a new anatomic reconstruction technique / R. Bahr, F. Pena, J. Shine [et al.] // Am. J. Sports Med. — 1997. — Vol. 25. — P. 424–432.
9. Clinical evaluation of a dynamic test for lateral ankle ligament laxity / J. S. de Vries, G. M. Kerkhoffs, C. N. van Dijk [et al.] // Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. — 2010. — Vol. 18 (5). — P. 628–633.
10. Clinical evaluation of the modified Brostrom Evans procedure to restore ankle stability / P. Girard, R. B. Anderson, W. H. Davis [et al.] // Foot Ankle Int. — 1999. — Vol. 20. — P. 246–252.
11. Comparison of two anatomic reconstructions for chronic lateral instability of the ankle joint / J. Karlsson, B. I. Eriksson, T. Bergsten [et al.] // Am. J. Sports Med. — 1997. — Vol. 25. — P. 48–53.
13. Gould N. Early and late repair of the lateral ligament of the ankle / N. Gould, D. Seligson, J. Gassman // Foot Ankle. — 1980. — Vol. 1. — P. 84–89.
12. Effects of lateral ligament sectioning on the stability of the ankle and subtalar joint / S. I. Ringleb, A. Dhakal, C. D. Anderson [et al.] // J. Orthop. Res. — 2011. — Vol. 29 (10). — P. 1459–1464.
14. Krackow K. A. A new stitch for ligament-tendon fixation. Brief note / K. A. Krackow, S. C. Thomas, L. C. Jones // J. Bone Joint Surg. — 1986. — Vol. 68-A (5). — P. 764–766.
15. Outcomes of the Chrisman-Snook and modified Brostrom procedure for chronic lateral ankle instability. A prospective, randomized comparison / W. L. Hennrikus, R. C. Mapes, P. M. Lyins [et al.] // Am. J. Sports Med. — 1996. — Vol. 24. — P. 400–404.
16. Outcome of the modified Brostrom procedure for chronic lateral ankle instability using suture anchors / T. M. Messer, C. A. Cummins, J. Ahn [et al.] // Foot Ankle Int. — 2000. — Vol. 21. — P. 996–1003.
17. Pişkin A. Tendon repair with the strengthened modified Kessler, modified Kessler, and Savage suture techniques: a biomechanical comparison / A. Pişkin, A. Yüçetürk, Y. Tomak // Acta Orthop. Traumatol. Turc. — 2007. — Vol. 41 (3). — P. 238–243.
18. Rubin G. The Talar-tilt angle and the fibular collateral ligaments a method for the determination of talar tilt / G. Rubin, M. Witten // J. Bone Joint Surg. — 1960. — Vol. 42 (2). — P. 311–326.
19. The effect of ankle ligament damage and surgical reconstructions on the mechanics of the ankle and subtalar joints revealed by three-dimensional stress MRI [Text] / S. I. Ringleb, J. K. Udupa, S. Siegler [et al.] // J. Orthop. Res. — 2005. — Vol. 23 (4). — P. 743–749.

Статья поступила в редакцию 24.02.2014

## BIOMECHANICAL STUDY OF THE STRENGTH OF THE RECONSTRUCTED LATERAL LIGAMENTS OF THE ANKLE JOINT

S. N. Krasnoperov, M. L. Golovakha

Zaporozhzhia State Medical University, Ukraine