

УДК 616.728.4-089.22:510.589](045)

Моделирование фиксации берцовых костей напряженными петлями при повреждениях межберцового синдесмоза

М. А. Кожемяка ¹, М. Л. Головаха ¹, С. П. Панченко ², В. Л. Красовский ²,
А. В. Шевелев ³

¹ Запорожский государственный медицинский университет. Украина

² Приднепровская государственная академия строительства и архитектуры, Днепропетровск. Украина

³ Запорожская областная клиническая больница. Украина

Malleoli fractures in case of the ankle joint (AJ) injuries accompanied by injuries of ligamentous structures of the syndesmosis and subluxation of the foot. Promising method of treatment of the syndesmosis injuries is fixation with tensioned loop. Objective: based on mathematical analysis and magnetic resonance imaging (MRI) data to justify rules of tensioned loop using in surgical treatment of suprasyndesmotoc fractures of the lateral malleolus. Objectives: 1) to determine the optimal angle between two tensioned loops in a horizontal plane for fixation of the tibiofibular syndesmosis totally damaged; 2) to substantiate the level of tensioned loops' passage; 3) to identify anatomical landmarks for fixation of syndesmosis with tensioned loops. Methods: as a mathematical model we used a simplified scheme of loading in «tibia – fibula – tensioned loop» system. MRI was performed in 16 patients (7 women and 9 men, age 20–38 years) with no signs of bone structures damage and AJ syndesmosis. We carried out measurements at a distance of 4 and 2 cm above the AJ gap in axial projection. Results: it was found that the optimal angle between a tensioned loop in the horizontal plane which ensures the stability of lateral malleolus fixation in fibular notch of the tibia in sagittal and frontal planes. For syndesmosis fixation tensioned loops should be placed to the articular tibial surface as close as possible. With help of MRI there was found that the maximal possible angle between two tensioned loops in a horizontal plane at 2 cm above the AJ space an average on 10° is higher than at 4 cm above the AJ space. Passing loops not exceeding 2 cm from the AJ plane will help to achieve the maximally possible angle between them and to provide stable fixation of the lateral malleolus in fibular notch of the tibia in sagittal and frontal planes. Key words: ankle joint, fracture of malleolus, mathematical analysis, magnetic resonance imaging, tensioned loop.

Переломи кісточок у разі ушкоджень над'яtkово-гомiлкового суглоба (НГС) супроводжуються травмами зв'язкових структур синдесмозу й підвихом стопи. Перспективною методикою лікування ушкоджень синдесмозу є фіксація напруженою петлею. Мета: на основі математичного аналізу і даних магнітно-резонансної томографії (МРТ) обґрунтувати правила застосування напруженої петлі в хірургічному лікуванні надсиндесмозних переломів зовнішньої кісточки. Завдання: 1) визначити оптимальний кут між двома напруженими петлями в горизонтальній площині для фіксації повного ушкодження міжгомiлкового синдесмозу; 2) обґрунтувати рівень проведення напружених петель; 3) визначити анатомічні орієнтири для виконання фіксації синдесмозу напруженими петлями. Методи: математичною моделлю була спрощена схема навантаження в системі «великогомілкова кістка – малогомілкова кістка – напружена петля». МРТ виконали в 16 пацієнтів (7 жінок і 9 чоловіків, вік 20–38 років) без ознак ушкоджень кісткових структур і синдесмозу НГС. Проводили виміри на відстані 4 і 2 см над суглобовою щілиною НГС в аксіальній проекції. Результати: встановлено, що оптимальним є такий кут відхилення між напруженими петлями в горизонтальній площині, який забезпечує стабільність фіксації зовнішньої кісточки малогомілкової кістки у вирізці великогомілкової в сагітальній та фронтальній площинах. Для фіксації синдесмозу напружені петлі слід розташовувати якомога ближче до суглобової поверхні великогомілкової кістки. За допомогою МРТ встановлено, що максимально можливий кут між двома напруженими петлями в горизонтальній площині на рівні 2 см над суглобовою щілиною НГС в середньому на 10° більший, ніж на рівні 4 см над нею. Проведення петель не вище 2 см від площини НГС дасть змогу досягти максимально можливого кута між ними й забезпечить стабільну фіксацію зовнішньої кісточки малогомілкової кістки у вирізці великогомілкової в сагітальній і фронтальній площинах. Ключові слова: над'яtkово-гомiлковий суглоб, перелом кісточок, математичний аналіз, магнітно-резонансна томографія, напружена петля.

Ключевые слова: голеностопный сустав, перелом лодыжек, математический анализ, магнитно-резонансная томография, напряженная петля

Введение

Повреждения голеностопного сустава в связи с большими статико-динамическими нагрузками относятся к числу наиболее распространенных травм опорно-двигательной системы [1, 2].

Несмотря на пристальное внимание к этой патологии, о чем свидетельствует большое число публикаций в отечественной и зарубежной литературе, удельный вес неудовлетворительных результатов лечения больных с данными повреждениями по-прежнему остается высоким и составляет от 7,6 до 36,8 % [1–4]. Это обусловлено в первую очередь неадекватной репозицией и несовершенной фиксацией, что в дальнейшем приводит к раннему и быстрому развитию посттравматических дегенеративных изменений в голеностопном суставе [3, 4]. Одними из наиболее тяжелых повреждений голеностопного сустава являются надсиндесмозные переломы лодыжек (тип С по классификации АО), как правило сопровождающиеся повреждением связочных структур синдесмоза и подвывихом стопы [6, 7]. По мнению многих исследователей, среди важнейших звеньев, обеспечивающих благоприятные анатомо-функциональные результаты лечения надсиндесмозных переломов лодыжек, называют надежную фиксацию наружной лодыжки в вырезке большеберцовой кости, максимально приближенную по своим характеристикам к неповрежденному суставу. Необходимо сохранить физиологическую подвижность в межберцовом сочленении и исключить вторичное смещение [8]. Возможным вариантом решения может быть использование наkostных блокированных пластин и фиксации напряженной петлей («suture-button»).

Подобную систему TightRope® (фирма Arthrex®) применяют в клинике. Многие авторы рассматривают ее как альтернативу блокирующему винту [9–12]. При использовании этой системы полимерные нити проводят в области межберцового синдесмоза в поперечно расположенном канале, сформированном в обеих костях голени. Нити натягивают между двумя наkostными металлическими пластинами «endobutton» [9–11].

Проблема состоит в применении методики: нет четких рекомендаций по уровню и углу проведения фиксатора, не регламентированы показания для использования одновременно двух фиксаторов, что предлагает ряд авторов [9–11, 13]. Так, В. Thornes и соавт. [9] советуют просверливать отверстия

с латеральной стороны к медиальной под углом 30° кпереди по горизонтали на высоте 2 и 5 см над суставной поверхностью. В то же время S. D. Miller и R. F. Carls [13] считают удерживающую силу на высоте 5 см большей, чем на высоте 2 см. А. McBryde и соавт. [10] рекомендуют размещение на высоте 2 см как наиболее стабильное по сравнению с высотой 3,5 см. В. S. Sojin и соавт. [11] предлагают проводить два фиксатора TightRope® на высоте 1,5 и 2,5 см над уровнем суставной щели и отклонять отверстие для верхней петли на 20° кпереди.

Методика фиксации напряженной петлей позволяет сохранить физиологическую подвижность берцовых костей в области синдесмоза и не требует этапной операции по удалению фиксатора. Поэтому она, на наш взгляд, является очень перспективной. Однако в научной литературе недостаточно данных относительно показаний для ее применения. Остается нерешенным вопрос использования одной или двух петель, высоты и направления их проведения.

Цель работы: на основе математического анализа и данных магнитно-резонансной томографии обосновать правила применения напряженной петли при хирургическом лечении надсиндесмозных переломов наружной лодыжки.

Задачи работы: 1) определить оптимальный угол между двумя напряженными петлями в горизонтальной плоскости при фиксации полного повреждения межберцового синдесмоза; 2) обосновать уровень проведения напряженных петель по отношению к синдесмозу и суставной поверхности; 3) провести анализ геометрии голеностопного сустава и определить анатомические ориентиры для выполнения фиксации синдесмоза напряженными петлями.

Материал и методы

Мы рассмотрели методику фиксации синдесмоза при помощи напряженной петли (рис. 1). Как видно на рис. 1, при надсиндесмозных переломах лодыжек могут быть использованы как одна, так и две напряженные петли.

Для решения поставленных задач в качестве математической модели использовали упрощенную схему нагружения в системе «большеберцовая кость – малоберцовая кость – напряженная петля», которую рассматривали в горизонтальной (перпендикулярной оси конечности) и фронтальной плоскостях.

На магнитно-резонансном томографе с последующим анализом полученных данных обследовали 16 пациентов (7 женщин и 9 мужчин) в возрасте от

20 до 38 лет без признаков повреждений костных структур и синдесмоза голеностопного сустава. Замеряя на уровне 4 и 2 см над суставной щелью голеностопный сустав в аксиальной проекции для определения максимально возможного угла проведения напряженных петель (рис. 2). Замеры выполняли по следующей схеме: точка 1 — латеральная поверхность малоберцовой кости; точка 2 — переднемедиальная поверхность большеберцовой кости; точка 3 — заднемедиальная поверхность большеберцовой кости. Между точками 1–2 и 1–3 строили прямые, между которыми определяли искомый угол. Данные заносили в таблицу.

Магнитно-резонансную томографию (МРТ) проводили в Запорожской областной клинической больнице на томографе i-Open фирмы WDG. Напряженность магнитного поля — 0,36 Тесла. Протоколы исследования содержали следующие последовательности: PD Wi (TR = 2150 ms, TE = 23 ms, 256 x 246 pix), T2 Wi (TR = 3550 ms, TE = 115 ms, 256 x 143 pix), STIR (TR = 3600 ms, TE = 23 ms, 256 x 189 pix). Контрастное усиление не применяли.

Результаты и их обсуждение

Обоснование оптимального угла между петлями в горизонтальной плоскости

Как отмечено выше, при переломах латеральной лодыжки с разрывом связок синдесмоза требуется фиксация малоберцовой кости в вырезке большеберцовой. Для этого можно применить фиксацию с помощью двух напряженных петель. Отметим, что стабильность должна обеспечиваться как во фронтальной (отсутствие перемещений лодыжки от большеберцовой кости), так и в сагиттальной (отсутствие сдвига лодыжки назад-вперед) плоскостях.

Схема расположения напряженных петель показана на рис. 1–3. При этом в случае проведения двух петель они могут находиться как на одном, так

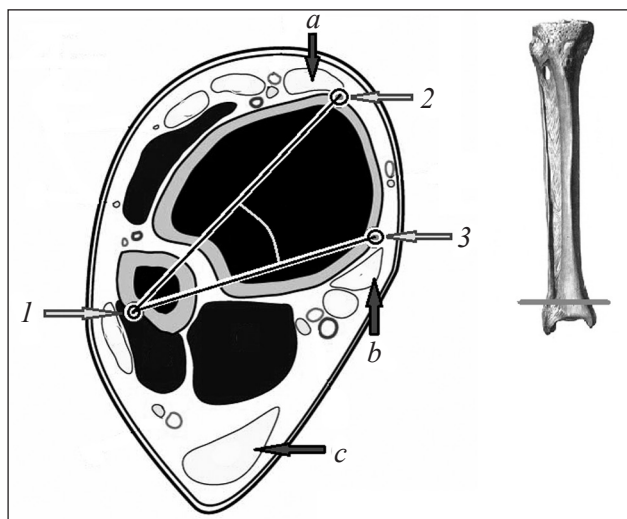


Рис. 2. Схема проведения замеров на МРТ, где 1 — точка фиксации напряженной петли на латеральной поверхности малоберцовой кости; 2 — на переднемедиальной и 3 — на заднемедиальной поверхности большеберцовой кости; *a* — *Tibialis anterior tendon*; *b* — *Tibialis posterior tendon*; *c* — *Achilles tendon*

и на разных уровнях. В данном разделе рассмотрено проведение напряженных петель на одном уровне.

Очевидно, что стабильность фиксации зависит от величины угла расхождения. При этом угол между петлями в большей степени влияет на величину смещения в сагиттальной плоскости, чем во фронтальной.

Для определения оптимального угла между петлями установим зависимость между величиной натяжения и усилиями в петлях.

Рассмотрим упрощенную схему нагружения в системе «большеберцовая кость – малоберцовая кость – напряженная петля». На рис. 3 показаны поперечный срез области голеностопного сустава и упрощенная схема. На рис. 3, б изображены большеберцовая кость (большая окружность), малоберцовая кость (малая окружность), пунктирная линия — фронтальная плоскость, *T* и *S* — векторы усилий.

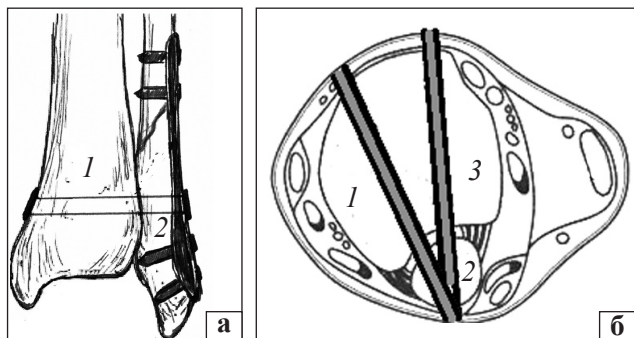


Рис. 1. Схема фиксации напряженными петлями в прямой (а) и аксиальной (б) проекциях: 1 — большеберцовая кость; 2 — малоберцовая; 3 — ахиллово сухожилие

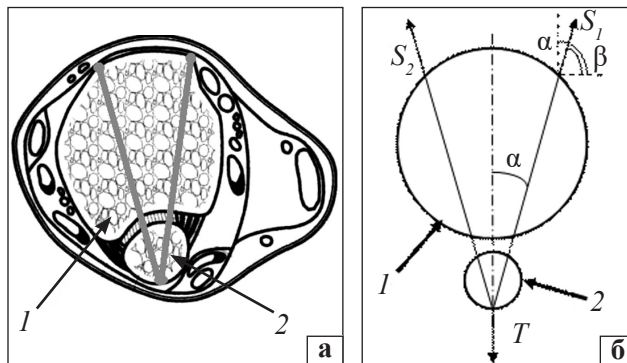


Рис. 3. Проведение напряженных петель в кости (а) и упрощенная схема (б): 1 — большеберцовая кость; 2 — малоберцовая

Упрощенная схема в виде окружностей выбрана для облегчения построения, т. к. форма этих костей не существенно отличается от эллипса и окружности.

Введем обозначения: T — результирующая сила натяжения напряженных петель, S_1, S_2 — усилия в них, α — угол отклонения напряженной петли от фронтальной плоскости, $\beta = 90 - \alpha$.

Определим усилия S , считая величину силы натяжения T заданной. Для этого рассмотрим схему, приведенную на рис. 4, а.

Анализируем систему в равновесии. Имеем два неизвестных усилия S_1, S_2 . При этом на схеме изображена плоская система сил. Для определения неизвестных в таком случае можно записать три уравнения статики [14–16]:

$$\sum X = 0; \quad (1)$$

$$\sum Y = 0; \quad (2)$$

$$\sum M = 0. \quad (3)$$

Однако на рис. 4, а изображена система сходящихся сил, поэтому из трех уравнений статики можем использовать первые два [15, 16].

Определим неизвестные, предварительно спроектировав все силы, действующие на систему, оси X и Y :

$$\sum X = S_1 \cos \beta - S_2 \cos \beta = 0; \quad (4)$$

$$\sum Y = S_1 \cos \alpha - S_2 \cos \alpha - T = 0. \quad (5)$$

Из первого уравнения получаем: $S_1 = S_2$, а из второго: $2 S_1 \cos \alpha - T = 0$.

Выражая S_1 через T , имеем:

$$S_1 = \frac{T}{2 \cos \alpha}. \quad (6)$$

Таким образом, из полученной формулы видно, что при уменьшении угла отклонения напряженной петли от фронтальной плоскости: ($\alpha \rightarrow 0$) усилия S будут уменьшаться и при α равном 0:

$$S_1 = S_2 = \frac{T}{2}.$$

Однако такое положение напряженных петель ($\alpha = 0$) не обеспечивает достаточной жесткости в сагиттальной плоскости, т. е. угол α не должен равняться нулю.

Для выбора оптимального угла α проанализируем составляющие вектора усилия S (H_{S1}, V_{S1}) в проекции на оси X и Y (рис. 4, б), от величины которых и зависит стабильность фиксации во фронтальной (V_{S1}) и сагиттальной (H_{S1}) плоскостях. Проектируя вектор усилия S на оси X и Y , получаем:

$$H_{S1} = S_1 \cos \beta, \quad (7)$$

$$V_{S1} = S_1 \sin \beta. \quad (8)$$

Преобразуем эти выражения, учитывая, что $\beta = 90 - \alpha$: $H_{S1} = S_1 \cos (90 - \alpha)$, $V_{S1} = S_1 \sin (90 - \alpha)$, тогда $H_{S1} = S_1 \sin \alpha$, $V_{S1} = S_1 \cos \alpha$. Отсюда видно, что при увеличении угла α ($0 < \alpha < \pi/2$) увеличи-

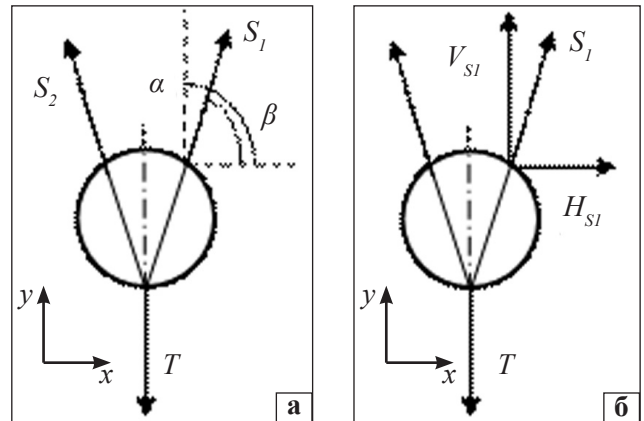


Рис. 4. Схема распределения усилий сходящихся сил (а) и схема составляющих вектора усилия S в проекции на оси X и Y (б)

вается составляющая вектора S в проекции на ось X (H_{S1}), и уменьшается составляющая в проекции на ось Y (V_{S1}).

Анализ полученных выражений для H_{S1} и V_{S1} как функций угла α показал, что наибольшую стабильность во фронтальной плоскости ($V_{S1} = S_1$) конструкция получает при $\alpha = 0$, т. е. напряженная петля полностью препятствует взаимному смещению большеберцовой и малоберцовой костей. При этом наибольшая стабильность в сагиттальной плоскости ($H_{S1} = S_1$) достигается при $\alpha = \pi/2$, т. е. петля полностью препятствует смещению малоберцовой кости по направлению назад-вперед. Следует отметить, что угол $\alpha = \pi/2$ соответствует направлению касательной к кости в точке крепления петель, поэтому такой случай рассматривается как гипотетический.

На основе проведенных расчетов и анализа соответствующих выражений в отношении выбора оптимального угла α можно отметить, что угол отклонения петель от фронтальной плоскости должен быть максимально большим, чтобы обеспечить высокую стабильность конструкции в сагиттальной плоскости. Однако увеличение угла α приводит к снижению стабильности во фронтальной плоскости. Поэтому оптимальным можно выбрать угол, обеспечивающий равную стабильность фиксации в обеих плоскостях, т. е. когда $H_S = V_S$, где H_S, V_S — суммарные составляющие проекций усилий S_1 и S_2 на оси X и Y .

Здесь необходимо отметить, что нить — это элемент, работающий только на растяжение. Поэтому при смещении во фронтальной плоскости у векторов S_1 и S_2 возникают компоненты V_{S1} и V_{S2} , а при смещении в сагиттальной плоскости только у одного усилия (S_1 либо S_2) возникает соответствующая компонента H_{S1} или H_{S2} . Таким образом, получаем:

$$V_s = V_{s1} + V_{s2}, \quad H_s = H_{s1} = H_{s2}.$$

Выразим H_s, V_s через усилия S_1 , учитывая, что $S_1 = S_2$. В этом случае $V_s = S_1 \cos \alpha + S_2 \cos \alpha \rightarrow V_s = 2 S_1 \cos \alpha, H_s = S_1 \sin \alpha. S_1 \sin \alpha = 2 S_1 \cos \alpha \rightarrow \sin \alpha = 2 \cos \alpha.$

Тогда:

$$\sqrt{1 - \cos^2 \alpha} = 2 \cos \alpha \quad 1 - \cos^2 \alpha = 4 \cos^2 \alpha$$

$$\cos^2 \alpha = \frac{1}{5} \quad \cos \alpha = \frac{1}{\sqrt{5}} \quad \alpha \approx 63^\circ.$$

Отметим, что данный угол получен расчетным путем. При этом в реальной кости его достичь невозможно из-за ограничения геометрии малоберцовой и большеберцовой костей. Поэтому при проведении фиксации костей петлей реальный угол будет меньше. Однако необходимо делать его максимально большим с учетом особенностей анатомического строения кости на уровне проведения петли.

Обоснование выбора уровня проведения напряженной петли по отношению к синдесмозу и суставной поверхности

Для выбора оптимального уровня проведения напряженных петель необходимо рассмотреть систему во фронтальной плоскости. При этом, как и в предыдущей части работы, петли располагаются на одном уровне. На рис. 5, а показана фиксация перелома пластиной, а также малоберцовой кости напряженной петлей. Стрелкой отмечено направление воздействия таранной кости на малоберцовую. На рис. 5, б приведена упрощенная расчетная схема, где введены такие обозначения: опора А моделирует крепление кости связками, опора В — крепление напряженной петлей.

Проанализируем систему, изображенную на рис. 5 (б), предварительно повернув на 90° (рис. 6).

Получена статически неопределимая неразрезная балка [12, 14]. Степень статической не-

определимости: $CCH = N - V$, где N — количество неизвестных, V — количество уравнений статики, которые можно составить. Для заданной балки: $N = 4$ — количество опорных реакций, $V = 3$. Таким образом, $CCH = 4 - 3 = 1$, т. е. балка один раз статически неопределима.

Найти решение можно используя уравнение трех моментов [14, 16]:

$$M_{n-1} l_n + 2 M_n (l_n + l_{n+1}) + M_{n+1} l_{n+1} = -6 EI_z (\alpha_n^n + \alpha_n^{np}), \quad (9)$$

где M_n — неизвестные опорные моменты, l_n — длины пролетов между фиксирующими элементами, E — модуль Юнга, I_z — осевой момент инерции относительно главной центральной оси инерции, α_n — углы поворота сечений балки слева и справа от n -ой опоры, вызванные приложенной нагрузкой.

Отметим, что величины длин l_1, l_2 и силы F , необходимые для расчетов, являются неизвестными, поэтому можно построить качественную картину, отображающую поведение системы. Для этого получим уравнение, соответствующее нашей системе (рис. 6, б):

$$2 M_1 (l_1 + l_2) = -6 EI_z \alpha_1^n. \quad (10)$$

Из него выразим неизвестный момент M_1 и получим:

$$M_1 = \frac{-3EI_z \alpha_1^n}{l_1 + l_2}.$$

Определяем $\alpha_1^n = \alpha_1^n(F)$ [1, 3]:

$$\alpha_1^n = - \frac{Fl_1^2}{16EI_z}. \quad (11)$$

Таким образом,

$$M_1 = \frac{-3EI_z}{l_1 + l_2} \frac{Fl_1^2}{16EI_z} = \frac{3Fl_1^2}{16(l_1 + l_2)}. \quad (12)$$

Учитывая выражение для момента M_1 и схему приложения нагрузки, строим эпюры внутренних

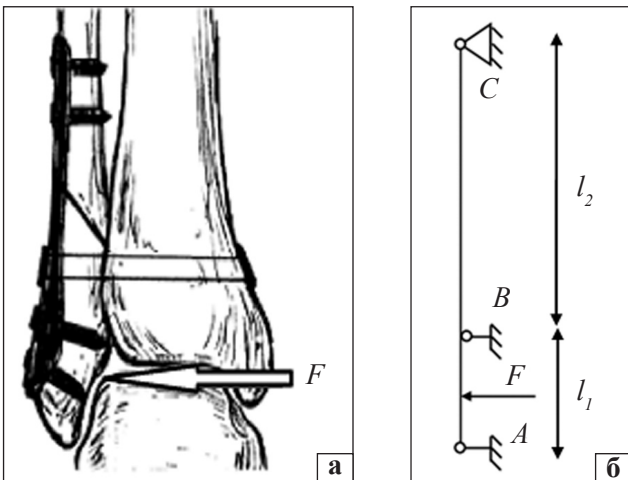


Рис. 5. Схема фиксации с направлением воздействия таранной кости на малоберцовую кость (а) и расчетная модель (б)

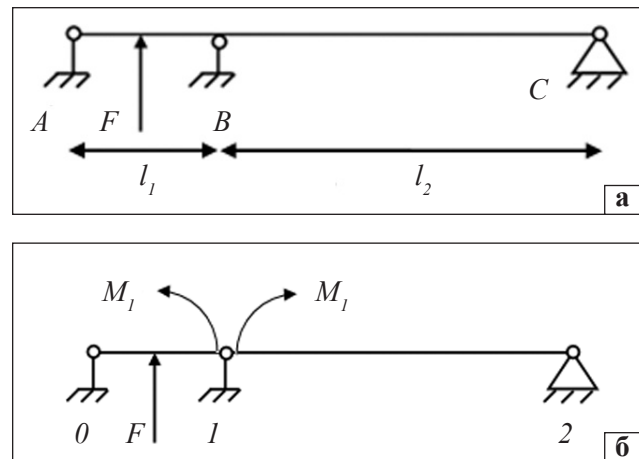


Рис. 6. Расчетная модель фиксации (а) и модель в виде статически неопределимой неразрезной балки (б)

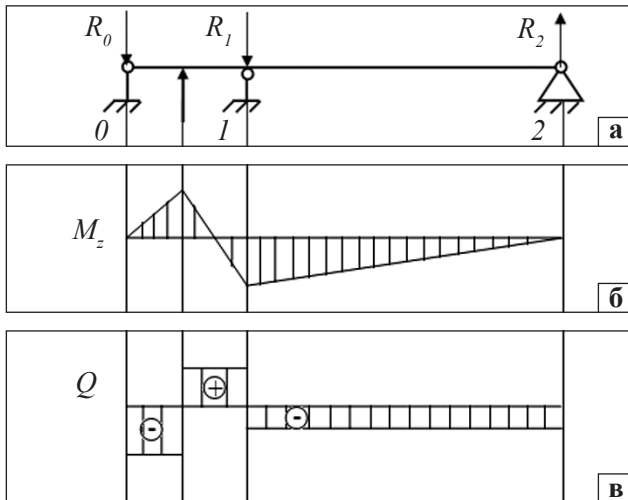


Рис. 7. Участки балки с направлениями действующих сил (а), эпюры изгибающего момента M_z (б) и поперечной силы Q (в)

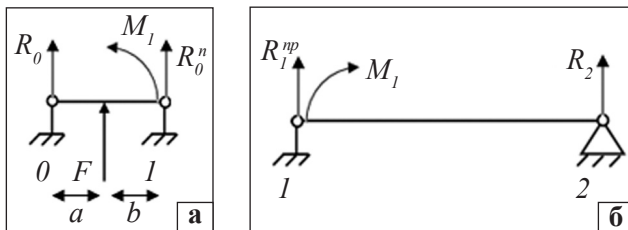


Рис. 8. Участки балки: а) 0–1; б) 1–2

усилий — изгибающего момента M_z (рис. 7, б) и поперечной силы Q (рис. 7, в) [14, 16]. Для построения эпюр разобьем балку на участки: 0–1 (рис. 8, а) и 1–2 (рис. 8, б).

Анализируя полученное выражение для M_1 и учитывая изображенные на рис. 8, а направления векторов усилий, можно сделать вывод, что реакция R_0' будет отрицательной. Для определения знака R_0 запишем сумму моментов всех сил, действующих на балку 0–1, вокруг точки I .

$$R_0 = -\frac{F}{2} + \frac{3Fl_1}{16(l_1 - l_2)}. \quad (13)$$

Тогда с учетом M_1 получаем:

$$\sum M_1 = -R_0 l_1 - \frac{Fl_1}{2} + M_1 = 0. \quad (14)$$

Отсюда видно, что реакция R_0 будет отрицательной.

Выполнив аналогичные действия для участка балки 1–2, приходим к выводу об отрицательной реакции R_1'' и положительной R_2 .

Отметим, что результаты получены при условии, что сила F расположена на середине участка l_1 : $a = b = l_1/2$ (рис. 8, а).

Учитывая вышеизложенное, строим эпюры внутренних усилий, используя правила построения эпюр [14, 16].

Отметим, что эпюра Q построена по эпюре M_z с использованием соотношений Журавского [14, 16]:

$$\frac{dM_z(x)}{dx} = Q(x). \quad (15)$$

На рис. 7 (а) реакции в опорах R_0, R_1, R_2 показаны в положительных направлениях.

В связи с тем, что величины действующих сил и размеры были неизвестными, то эпюры построены только качественно. Однако полученные результаты указывают на следующее. Опоры 0 и 1 моделируют взаимодействие малоберцовой кости со связками и петлями соответственно. Воздействие таранной кости на лодыжку (сила F) вызывает растяжение в связках (опора 0) и дополнительное натяжение в петле (опора 1). Это подтверждается полученными результатами, а именно действительными направлениями реакций R_0 и R_1 (рис. 7, а).

Отметим, что сделанные выводы не дают ответа на вопрос об уровне проведения петли, т. к. отсутствуют количественные данные в силу неизвестности необходимых для расчетов параметров. Кроме того, выводы сделаны из предположения, что сила F находится на середине участка 0–1. При этом очевидно, что от положения силы в первую очередь будет зависеть величина неизвестного момента M_1 , а затем и реакций R_0, R_1, R_2 .

Выполним более детальный анализ балки 0–1 (рис. 7, а). Здесь следует заметить, что расстояние a от связки (точка 0) до точки взаимодействия таранной кости и лодыжки (точка приложения силы F) в принципе является фиксированным. В реальной ситуации может изменяться расстояние от точки 0 и точки приложения силы до точки крепления петли (точка 1), т. е. расстояния b и l_1 . Однако при расчетах будем полагать, что a и b могут изменяться, а l_1 — фиксированная.

Используем полученное ранее выражение (12) для M_1 :

$$M_1 = \frac{-3El_z \alpha_1^\pi}{l_1 + l_2}.$$

Отсюда видно, что момент прямо пропорционально зависит от α_1^π . Запишем выражение для α_1^π , если a и b разные [14, 16]:

$$\alpha_1^\pi = -\frac{F\alpha(l_1^2 - \alpha^2)}{6l_1 El_z}.$$

Тогда выражение для момента примет вид:

$$M_1 = \frac{1}{l_1 + l_2} \frac{F\alpha(l_1^2 - \alpha^2)}{2l_1},$$

т. е. M_1 является функцией от a . Таким образом, необходимо найти такое a , при котором M_1 достигает экстремума. Отметим, что, как и ранее, M_1 является положительным.

Очевидно, что величина M_1 будет зависеть от произведения $a(l_1^2 - a^2)$. Введем обозначение: $m = m(a) = a(l_1^2 - a^2)$. Определим значение a , при котором $m(a)$ достигает экстремума. Для этого найдем производную и приравняем ее нулю.

$$\frac{dm(a)}{da} = (l_1^2 - a^2) + a(-2a) = l_1^2 - 3a^2 = 0.$$

Отсюда получаем:

$$a = \frac{l_1}{\sqrt{3}} \approx 0,0577 l_1.$$

Так как $a + b = l_1$, то $b = l_1 - a$, тогда $b \approx 0,423 l_1$.

Таким образом, определено значение отрезков a и b в долях длины l_1 , при которых момент достигает экстремального значения, поэтому таких соотношений нужно избегать.

Как отмечалось выше, изменение длины a и b приводит к изменениям и в реакциях R . Перейдем к анализу реакций R_0 , R_1 , R_2 . Для этого определим их из уравнений статики.

$$\sum M_0 = R_1^{np} l_1 + M_1 + Fa = 0;$$

$$\sum M_1 = R_0 l_1 + M_1 + Fb = 0.$$

Выражая отсюда R_0 и R_1^{np} , получаем:

$$R_0 = -\frac{M_1}{l_1} - \frac{Fb}{l_1}; \quad R_1^{np} = -\frac{M_1}{l_1} - \frac{Fa}{l_1}.$$

С учетом выражения для M_1 :

$$R_0 = \frac{1}{l_1} \frac{1}{l_1 + l_2} \frac{Fa(l_1^2 - a^2)}{2l_1} - \frac{Fb}{l_1};$$

$$R_1^{np} = -\frac{1}{l_1} \frac{1}{l_1 + l_2} \frac{Fa(l_1^2 - a^2)}{2l_1} - \frac{Fa}{l_1}.$$

Очевидно, что при увеличении a , т. е. когда $a \rightarrow l_1$, то $b \rightarrow 0$, тогда:

$$R_0 \rightarrow 0,$$

$$R_1^{np} \rightarrow -F.$$

Анализ формул для R_0 и R_1^{np} также показал, что, как и в предыдущем случае, эти величины являются отрицательными.

Анализируя совместно выражения для R_0 , R_1^{np} и M_1 можно сделать вывод, что при увеличении длины a реакция R_0 и момент M_1 уменьшаются, а реакция R_1^{np} увеличивается. Учитывая, что нитки достаточно прочные, можно разгрузить связки в точке θ , переведя усилия в точку l .

Отметим, что увеличение размера a приводит к уменьшению размера b . Таким образом, на основе полученных зависимостей можно сделать вывод, что при выполнении фиксации лодыжки ниткой ее нужно проводить как можно ближе к краю сустава.

Здесь необходимо заметить следующее. Расчеты проведены с учетом, что нижняя группа связок (малоберцовая-пяточная), действие которой моделируется опорой θ (рис. 7, а), не повреждена. Одна-



Рис. 9. Расчетная схема при повреждении связок в опоре θ

ко при некоторых видах переломов малоберцовой кости (например типа С) происходит повреждение этих связок. Рассмотрим расчетную модель для такого перелома (рис. 9).

Из рис. 9 видно, что чем больше расстояние от силы F до уровня проведения петли (опора l), тем больше момент, создаваемый силой относительно указанной точки [15, 16]. Следовательно, и реакция в опоре l будет снижаться при уменьшении расстояния от ветви нитки до точки приложения силы:

$$\sum M_2 = F(b + l_2) - R_1 l_2 = 0;$$

$$R_1 = -\frac{F(b + l_2)}{l_2}.$$

Таким образом, результаты, полученные выше, применимы и в этом случае, т. е. напряженные петли необходимо проводить как можно ближе к суставу.

Определение оптимального угла и уровня проведения напряженных петель

Пациенты без признаков повреждения костно-связочных структур голеностопного сустава (здоровые конечности) были обследованы на магнитно-резонансном томографе с последующим анализом полученных данных. Сделаны замеры на уровне 4 и 2 см над уровнем суставной щели голеностопного сустава в аксиальной проекции с целью определения максимально возможного угла проведения напряженных петель. Схема проведения замеров показана на рис. 3, примеры замеров на рис. 10.

В результате расчетов получены следующие данные: на расстоянии 4 см над уровнем суставной щели голеностопного сустава максимально возможный угол разведения напряженных петель составил $29,96^\circ \pm 2,7^\circ$ ($31,53^\circ \pm 1,26^\circ$ у мужчин и $28,43^\circ \pm 1,48^\circ$ у женщин); на расстоянии 2 см составил $39,50^\circ \pm 2,12^\circ$ ($40,51^\circ \pm 1,34^\circ$ у мужчин и $38,50^\circ \pm 0,78^\circ$ у женщин).

Таким образом, разница между величиной максимальных углов проведения напряженных петель на уровне 4 и 2 см над уровнем суставной щели голеностопного сустава составила около 10° (у мужчин $8,98^\circ$ и у женщин $10,07^\circ$).

С учетом данных анализа математических выражений оптимальным является угол проведения напряженных петель, обеспечивающий равную

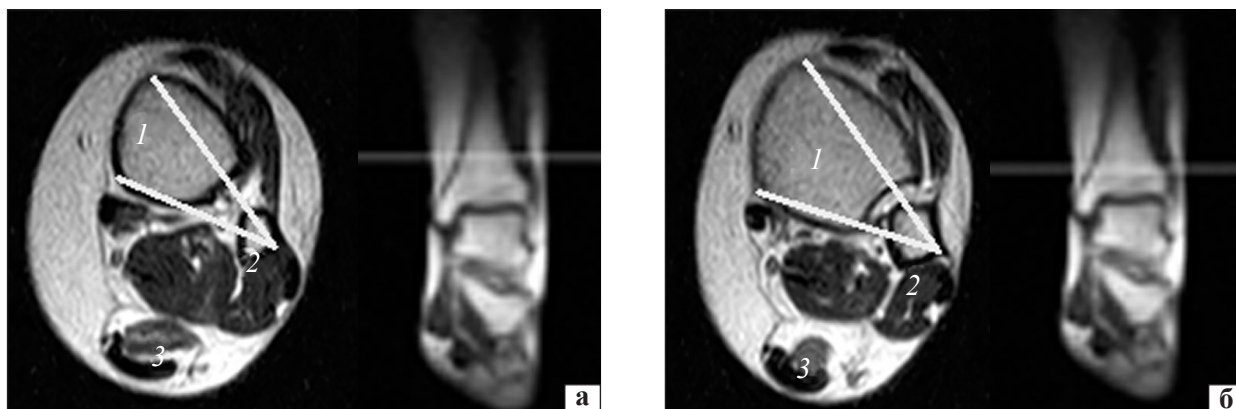


Рис. 10. Расчет максимально возможного угла проведения напряженных петель по МРТ-сканам на уровне 4 см (а) и 2 см (б) над уровнем суставной щели голеностопного сустава (1 — большеберцовая кость; 2 — малоберцовая кость; 3 — ахиллово сухожилие)

стабильность фиксации в обеих плоскостях, который по нашим расчетам составляет около 63° . После анализа данных МРТ установлено, что наиболее близких к расчетному углу величин можно достичь, проводя напряженные петли на расстоянии 2 см над уровнем суставной щели голеностопного сустава.

Выводы

Выполняя фиксацию наружной лодыжки в вырезке большеберцовой кости напряженной петлей необходимо учитывать, что при увеличении угла отклонения между петлями в горизонтальной плоскости повышается стабильность фиксации в сагиттальной и снижается во фронтальной. Поэтому оптимальным можно считать угол отклонения между напряженными петлями, обеспечивающий равную стабильность фиксации как в сагиттальной, так и во фронтальной плоскостях.

Согласно проведенным расчетам, устанавливающим зависимости между величиной угла отклонения между напряженными петлями в горизонтальной плоскости и величиной усилий, которые препятствуют смещению малоберцовой кости во фронтальной и сагиттальной плоскостях, получена расчетная величина угла отклонения напряженных петель 63° . Однако следует учитывать, что на практике при выполнении фиксации наружной лодыжки в вырезке большеберцовой кости достичь ее невозможно, т. к. существуют ограничения, связанные с геометрией и анатомическими особенностями голеностопного сустава.

При фиксации синдесмоза напряженные петли следует располагать как можно ближе к суставной поверхности большеберцовой кости. Это утверждение актуально в случае и неповрежденной, и поврежденной латеральной группы связок.

В результате анализа геометрии голеностопных суставов по данным МРТ выявлено, что максималь-

но возможный угол между двумя напряженными петлями в горизонтальной плоскости на уровне 2 см выше суставной щели голеностопного сустава будет в среднем на 10° больше, чем на уровне 4 см над суставной щелью сустава. Таким образом, оптимальная позиция для проведения двух напряженных петель для фиксации синдесмоза расположена на уровне не выше 2 см от плоскости голеностопного сустава. Проведение петель в этой зоне позволит достичь максимально возможного угла между петлями и обеспечит наибольшую стабильность фиксации наружной лодыжки в вырезке большеберцовой кости.

Список литературы

1. Лоскутов А. Е. Наш опыт лечения нестабильных повреждений голеностопного сустава / А. Е. Лоскутов, О. М. Постолов // Ортопедия, травматология и протезирование. — 1998. — № 2. — С. 38–39.
2. Shibuya. Epidemiology of foot and ankle fractures in the united states: an analysis of the National Trauma Data Bank (2007 to 2011) / N. Shibuya, M. L. Davis, D. C. Jupiter // J. Foot Ankle Surg. — 2014. — Vol. 53 (5). — P. 606–608, doi: 10.1053/j.jfas.2014.03.011.
3. Бур'янов О. А. Аналіз причин незадовільних результатів лікування переломів в ділянці гомілковоступневого суглоба / О. А. Бур'янов, А. П. Лябах, О. І. Волошин, Т. М. Омельченко // Літопис травматології та ортопедії. — 2006. — № 1–2. — С. 93–96.
4. Functional outcomes after syndesmotomic screw fixation and removal / A. N. Miller, O. Paul, S. Boraiah [et al.] // J. Orthop Trauma — 2010. — Vol. 24 (1). — P. 12–16, doi: 10.1097/BOT.0b013e3181c6e199.
5. Бур'янов О. А. Сучасні підходи до профілактики післятравматичного остеоартрозу гомілковоступневого суглоба / О. А. Бур'янов, А. П. Лябах, О. Е. Міхневич, Т. М. Омельченко : тез. доповідей XIV з'їзду ортопедів-травматологів України (Одеса, 21–23 вересня 2006 р.). — Одеса, 2006. — С. 326–327.
6. Корж Н. А. Лечение пронационных перелома-вывихов и подвывихов в голеностопном суставе / Н. А. Корж, А. К. Попсуйшапка, Х. Басель // Ортопедия, травматология и протезирование. — 1998. — № 1. — С. 36–37.
7. Лябах А. П. Оперативное лечение переломов в области голеностопного сустава, когда необходимо тибιοфибу-

- лярное блокирование / А. П. Лябах, Т. Н. Омельченко: тез. докл. III Междунар. конгр. [«Современные технологии в травматологии и ортопедии»] (Москва, 25–27 октября 2006 г.). — М., 2006. — Ч. 1. — С. 15.
8. Варзарь С. А. Хірургічне лікування переломів бічної кісточки з ушкодженнями міжгомількового синдесмозу: автореф. дис. ... канд. мед. наук / С. А. Варзарь. — Харків, 2012. — 20 с.
 9. Suture-endobutton fixation of ankle tibio-fibular diastasis: a cadaver study / B. Thornes, A. Walsh, M. Hislop [et al.] // *Foot Ankle Int.* — 2003. — Vol. 24 (2). — P. 142–146.
 10. Syndesmotic screw placement: a biomechanical analysis / A. McBryde, B. Chiasson, A. Wilhelm [et al.] // *Foot Ankle Int.* — 1997. — Vol. 18 (5). — P. 262–266.
 11. Suture-button versus screw fixation in a syndesmosis rupture model: a biomechanical comparison / S. P. Soin, A. T. Knight, A. F. Dinah [et al.] // *Foot Ankle Int.* — 2009. — P. 346–352, doi: 10.3113/FAI.2009.0346.
 12. Qamar F. An anatomical way of treating ankle syndesmotic injuries / F. Qamar, A. Kadakia, B. Venkateswaran // *J. Foot Ankle Surg.* — 2011. — Vol. 50 (6). — P. 762–765, doi: 10.1053/j.jfas.2011.07.001.
 13. Miller S. D. The bioresorbable syndesmotic screw: application of polymer technology in ankle fractures / S. D. Miller, R. J. Carls // *Am. J. Orthop.* — 2002. — Vol. 31 (Suppl. 1). — P. 18–21.
 14. Работнов Ю. Н. Сопротивление материалов / Ю. Н. Работнов. — М.: Гос. изд-во физико-математической литературы, 1962. — 456 с.
 15. Тарг С. М. Краткий курс теоретической механики / С. М. Тарг. — М.: Высшая школа, 1986. — 416 с.
 16. Сопротивление материалов / Под ред. Г. С. Писаренко. — Изд. 4-е, перераб. и доп. — Киев: Вища школа, 1979. — 696 с.

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872015327-35>

Статья поступила в редакцию 28.10.2014

MODELING OF TIBIA AND FIBULA FIXATION WITH TENSIONED LOOPS IN CASES OF INJURIES OF THE TIBIOFIBULAR SYNDESMOSIS

M. A. Kozhemyaka ¹, M. L. Golovakha ¹, S. P. Panchenko ², V. L. Krasovskiy ², A. V. Shevelyov ³

¹ Zaporizhzhia State Medical University, Ukraine

² Prydniprov'ska State Academy of Civil Engineering and Architecture, Dnipropetrovsk, Ukraine

³ Zaporizhzhia Clinical Regional Hospital, Ukraine