

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

Переломи кісточок у разі ушкоджень надп'яtkово-гомiлкового суглоба (НГС) супроводжуються травмами зв'язкових структур синдесмозу й підвивихом 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: надп'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

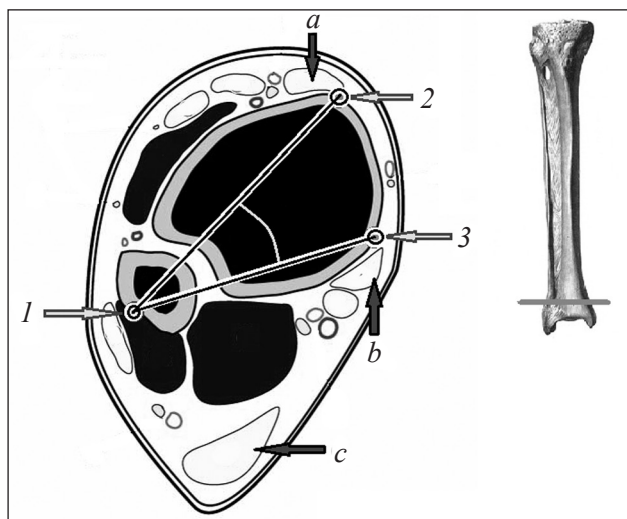


Рис. 2. Схема проведения замеров на МРТ, где 1 — точка фиксации напряженной петли на латеральной поверхности малоберцовой кости; 2 — на переднемедиальной и 3 — на заднемедиальной поверхности большеберцовой кости; а — *Tibialis anterior tendon*; б — *Tibialis posterior tendon*; с — *Achilles tendon*

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.

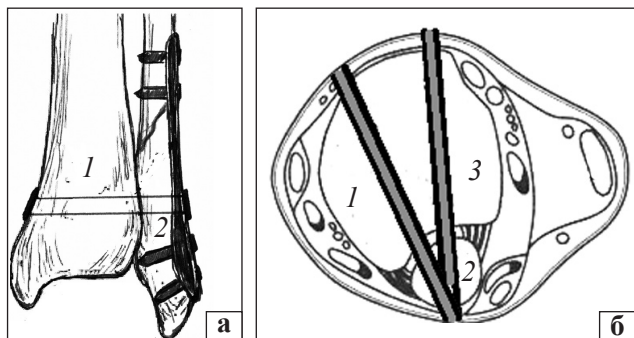


Рис. 1. Схема фиксации напряженными петлями в прямой (а) и аксиальной (б) проекциях: 1 — большеберцовая; 2 — малоберцовая; 3 — ахиллово сухожилие

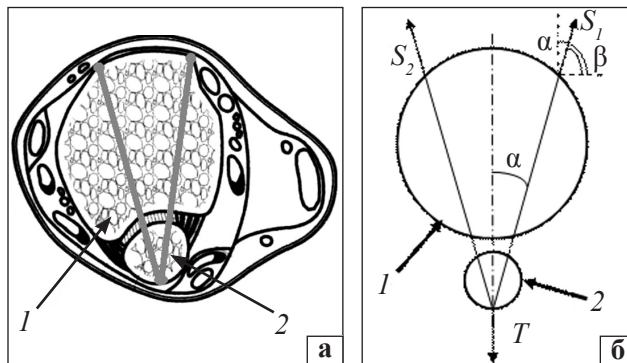


Рис. 3. Проведение напряженных петель в кости (а) и упрощенная схема (б): 1 — большеберцовая; 2 — малоберцовая

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-

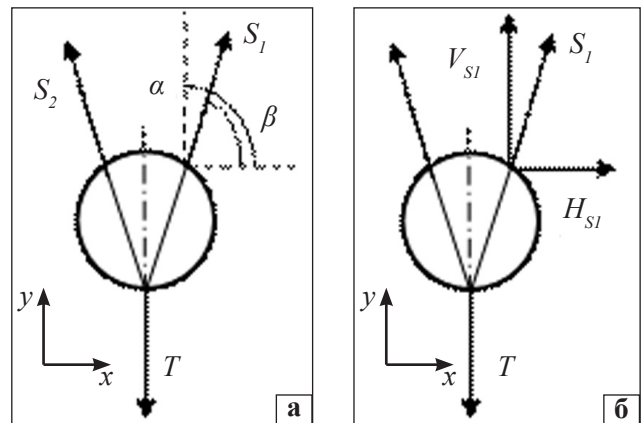


Рис. 4. Схема распределения усилий сходящихся сил (а) и схема составляющих вектора усилия S в проекции на оси X и Y (б)

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]:

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

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):

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

Из него выразим неизвестный момент M_1 и получим:

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

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

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

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

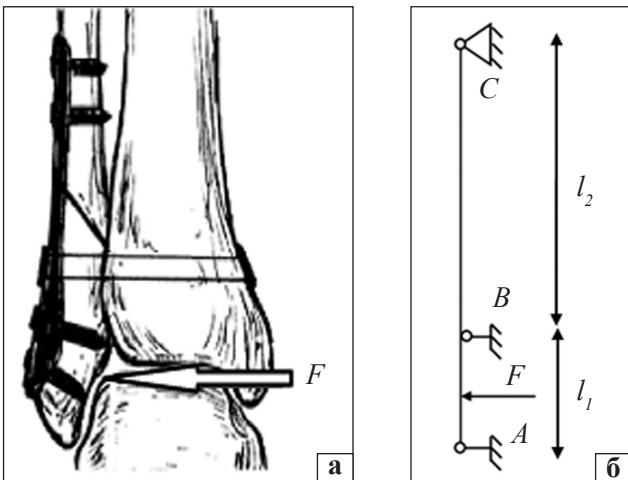


Рис. 5. Схема фиксации с направлением воздействия таранной кости на малоберцовую кость (а) и расчетная модель (б)

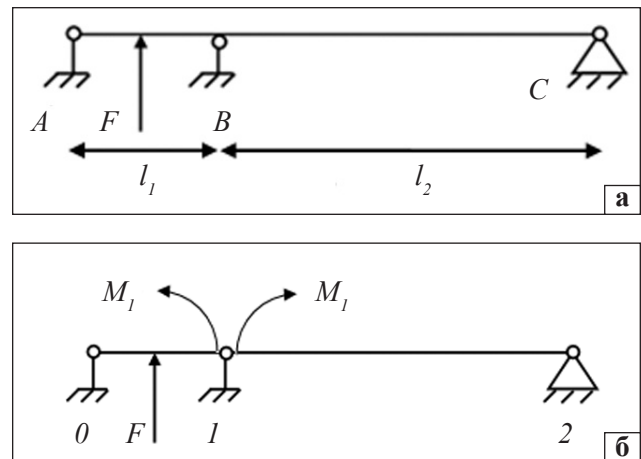


Рис. 6. Расчетная модель фиксации (а) и модель в виде статически неопределимой неразрезной балки (б)

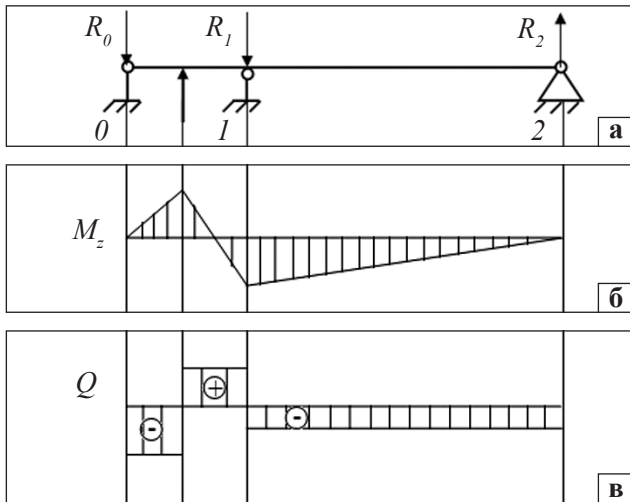


Рис. 7. Участки балки с направлениями действующих сил (а), эпюры изгибающего момента M_z (б) и поперечной силы Q (в)

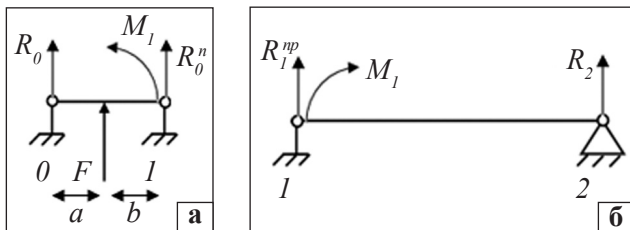


Рис. 8. Участки балки: а) 0–1; б) 1–2

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 1.

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

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]:

$$\alpha_1^\pi = -\frac{F\alpha(l_1^2 - \alpha^2)}{6l_1El_z}.$$

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.

$$\begin{aligned} \sum M_0 &= R_1^{np} l_1 + M_1 + Fa = 0; \\ \sum M_1 &= R_0 l_1 + M_1 + Fb = 0. \end{aligned}$$

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 :

$$\begin{aligned} R_0 &= \frac{1}{l_1} \frac{1}{l_1 + l_2} \frac{Fa(l_1^2 - a^2)}{2l_1} - \frac{Fb}{l_1}; \\ R_1^{np} &= -\frac{1}{l_1} \frac{1}{l_1 + l_2} \frac{Fa(l_1^2 - a^2)}{2l_1} - \frac{Fa}{l_1}. \end{aligned}$$

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

$$\begin{aligned} R_0 &\rightarrow 0, \\ R_1^{np} &\rightarrow -F. \end{aligned}$$

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-

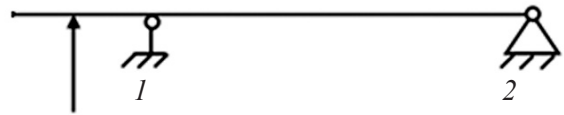


Рис. 9. Расчетная схема при повреждении связок в опоре θ

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 ста-

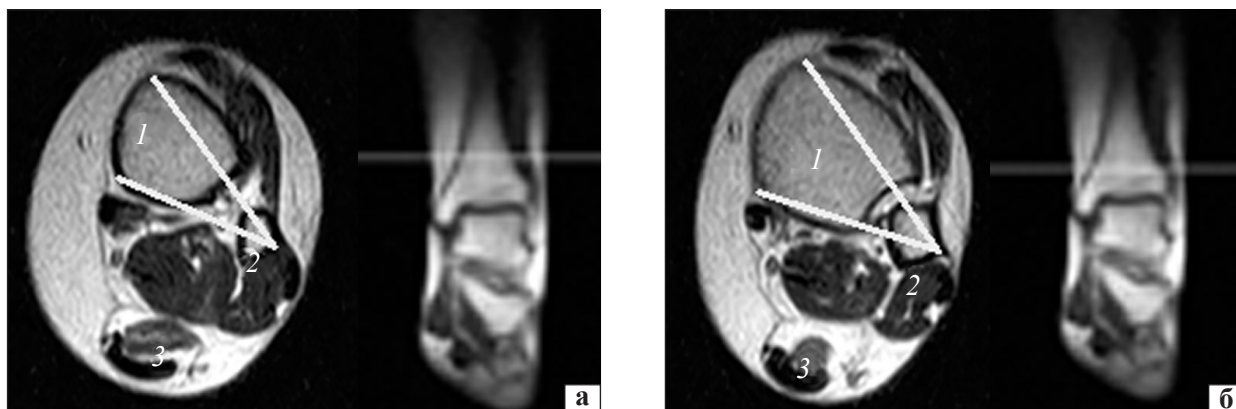


Рис. 10. Расчет максимально возможного угла проведения напряженных петель по МРТ-сканам на уровне 4 см (а) и 2 см (б) над уровнем суставной щели голеностопного сустава (1 — большеберцовая кость; 2 — малоберцовая кость; 3 — ахиллово сухожилие)

бильность 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:

Статья поступила в редакцию 28.10.2014