

М.Ю. Карпинский¹, О.Ю. Качур², А.А. Тяжелов¹, Л.Д. Гончарова²

МОДЕЛИРОВАНИЕ ОСТЕОСИНТЕЗА БЕРЦОВЫХ КОСТЕЙ ПРИ ПОВРЕЖДЕНИЯХ МЕЖБЕРЦОВОГО СИНДЕСМОЗА, СОХРАНЯЮЩЕГО ЕГО ФИЗИОЛОГИЧЕСКУЮ ПОДВИЖНОСТЬ

¹Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко АМН Украины, Харьков

²НИИ травматологии та ортопедии Донецкого НМУ им. М. Горького

Ключові слова: остеосинтез, біомеханіка, дистальний міжберцовий синдесмоз.

Ключевые слова: остеосинтез, биомеханика, дистальный межберцовый синдесмоз.

Key words: osteosynthesis, biomechanika, distal tibio-fibular joint..

На основі методу графічного аналізу проведено моделювання способу остеосинтезу міжгомількового синдесмозу, який зберігає його фізіологічну рухомість. Розраховано геометричні параметри правильної роботи моделі такого остеосинтезу. Показано перспективи клінічного використання способу фіксації кісток гомілки при пошкодженнях міжгомількового синдесмозу, який зберігає фізіологічну рухомість малогомількової кістки.

На основе метода графического анализа проведено моделирование способа остеосинтеза межберцового синдесмоза, сохраняющего его физиологическую активность. Рассчитаны геометрические параметры правильной работы модели такого остеосинтеза. Показаны перспективы клинического использования способа фиксации берцовых костей при разрыве межберцового синдесмоза, который сохраняет физиологическую подвижность подвижность малоберцовой кости.

Based on the method of the graphic analysis the modeling of a method of an osteosynthesis tibiofibular syndesmosis, that keeping its physiological activity, was done. Geometrical parameters of correct work of model of such osteosynthesis are calculated. Prospects of clinical use of a way of fixing tibia and fibula are shown at rupture of tibiofibular syndesmosis which keeps physiological mobility of fibular bones.

Фиксация берцовых костей шурупом, введенным со стороны малоберцовой кости в большеберцовую кость является наиболее распространенным методом лечения повреждений межберцового синдесмоза [1–4]. Однако, жесткая фиксация берцовых костей блокирует все виды подвижности малоберцовой кости – и ротационную, и вертикальную, и фронтальную подвижность на уровне межберцового синдесмоза. На первый взгляд, это не имеет заметного негативного влияния на ближайшие исходы лечения [5], но в ряде случаев развиваются осложнения, которых можно было бы избежать. Эти осложнения (в виде переломов фиксирующих конструкций, развития синостоза и т. д.), приводят в последующем к повторным вмешательствам, к ухудшению результатов лечения больных. Иногда фиксирующий берцовые кости шуруп вводят через отверстие в пластине, которой закрепляют отломки малоберцовой кости. Этот вид остеосинтеза принят нами в качестве прототипа.

ЦЕЛЬ РАБОТЫ

Моделирование такого вида остеосинтеза, который надежно фиксировал бы берцовые кости, и, в то же время, сохранял физиологическую подвижность малоберцовой кости.

Исходя из этого, мы разработали фиксирующее устройство в виде профильной 1/3 трубчатой пластины с продольно расположенными отверстиями в ней. В крайние отверстия (пары отверстий) устанавливаются винты-саморезы с угловой стабильностью, а одно или два из средних отверстий выполнены овальными с полусферическими выемками для фиксации через них берцовых костей малеоларными винтами, головки которых имеют полусферическую выпуклость, соответствующую выемкам пластины. Конструкция пластины позволяет, с одной стороны, стабильно фиксировать перелом наружной лодыжки (малоберцовой кости) и

берцовые кости и, с другой, дает возможность сохранить физиологическую подвижность берцовых костей.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Для проведения исследований необходимых условий подвижности малоберцовой кости при ее остеосинтезе после разрыва синдесмоза использован графоаналитический метод. С этой целью построена расчетная схема (рис. 1), представляющая собой сечение больше- и малоберцовой

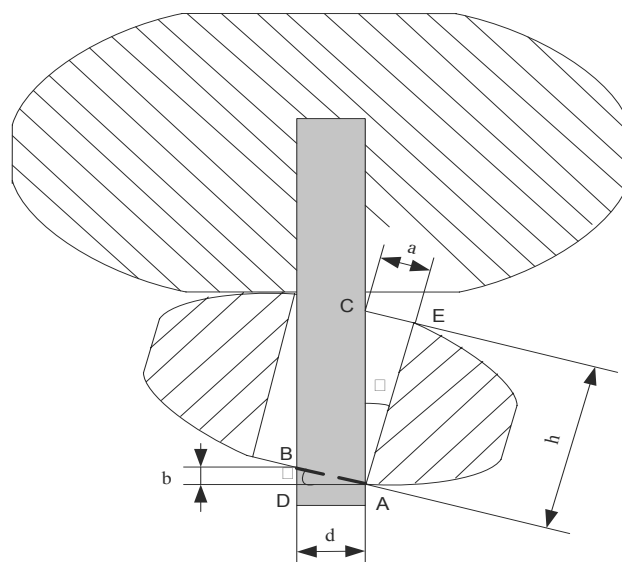


Рис. 1. Расчетная схема остеосинтеза малоберцовой и большеберцовой костей при разрыве синдесмоза.

А – большеберцовая кость;

Б – малоберцовая кость с выполненным в ней каналом (не заштрихован), большим диаметром d шейки винта;

Г – фиксирующий берцовые кости шуруп.



костей в горизонтальной плоскости на уровне фиксирующего винта. Для удобства расчетов металлическая пластина на схеме не представлена.

Малоберцовая кость Б на расчетной схеме представлена в положении ротации относительно большеберцовой кости а т. к. канал в малоберцовой кости выполнен большим, чем диаметр шейки винта d на величину a , то шейка винта имеет возможность ротационных перемещений и перемещений по длине на эту же величину.

Целью данной части работы было определение величины ротационной подвижности малоберцовой кости при заданной величине ее перемещения и расчет ширины канала в малоберцовой кости, в котором располагается винт фиксирующий берцовые кости.

Для проведения расчетов были заданы следующие граничные условия:

Геометрические параметры малоберцовой кости и фиксирующего устройства получены при измерении натуральных образцов.

- толщина малоберцовой кости $h = 15$ мм;
- диаметр шейки фиксирующего винта $d = 3$ мм;

Для моделирования величину подвижности малоберцовой кости приняли условно ($a = 2$ мм).

При этом исходили из следующих соображений. Т. к. технологически при проведении операции отверстия в малоберцовой кости выполняются сверлом, то формирование отверстия под винт, фиксирующий берцовые кости, возможно только круглой формы. Поскольку вертикальная подвижность малоберцовой кости составляет 1,5–2 мм [6], то диаметр отверстия в малоберцовой кости должен быть таким, чтобы не препятствовать перемещению малоберцовой кости на 1,5–2 мм.

Таким образом, диаметр канала в малоберцовой кости, через который введен винт, фиксирующий берцовые кости, будет складываться из суммы величин CE и AB .

При этом, малоберцовая кость может повернуться на определенную величину, пока края канала, выполненного в малоберцовой кости, не придут в соприкосновение с шейкой винта, как указано на расчетной схеме (рис. 1).

РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Чтобы рассчитать величину возможной ротации малоберцовой кости, необходимо определить угол γ .

Для этого рассмотрим треугольник ACE . По условиям задачи, известны две величины (a и h), образующие катеты вышеуказанного треугольника. Следовательно, используя свойства прямоугольных треугольников, можно определить максимальную величину γ углового смещения малоберцовой кости, которая определяется как отношение противолежащего катета к прилежащему:

$$\operatorname{tg} g = \frac{a}{h} \quad (1)$$

Преобразуя формулу (1), получим:

$$g = \operatorname{arctg} \frac{a}{h} \quad (2)$$

Подставив значения в формулу (2), получим значение максимальной величины угловой подвижности малоберцовой кости:

$$g = \operatorname{arctg} \frac{2}{15} = 7,5^\circ$$

Таким образом, согласно условиям построения модели, при возможности перемещения малоберцовой кости относительно фиксирующего винта на 2 мм, появляется возможность ротации на величину угла γ не менее $7,5^\circ$.

Перемещения малоберцовой кости относительно большеберцовой возможны только при условии определенного зазора b между головкой винта, фиксирующего берцовые кости, и опорной поверхностью (в данном случае, опорной поверхностью малоберцовой кости, т. к. пластина на схеме для упрощения расчетов не представлена). Однако, аналогичная ситуация справедлива и при наличии пластины.

Для определения необходимой величины зазора b между головкой винта, фиксирующего берцовые кости, и опорной поверхностью используем правило подобия треугольников.

Треугольники ACE и ABD являются подобными, так как $\angle CAE = \angle BAD = \angle \gamma$, а $\angle BDA = \angle CEA = 90^\circ$. Следовательно, для них справедливо следующее соотношение:

$$\frac{b}{d} = \frac{a}{h} \quad (3)$$

Из этого отношения легко найти величину зазора b между головкой винта, фиксирующего берцовые кости, и опорной поверхностью:

$$b = \frac{a}{h} \cdot d \quad (4)$$

Подставив значения в формулы (3,4), получим:

$$b = \frac{2}{15} \cdot 3 = 0,4 \text{ мм}$$

Таким образом, для осуществления возможного ротационного перемещения малоберцовой кости относительно большеберцовой на величину угла не менее $7,5^\circ$ необходим зазор b между головкой винта, фиксирующего берцовые кости и опорной поверхностью не менее 0,4 мм. Зная шаг резьбы винта, фиксирующего берцовые кости, равный 2 мм, следует после установки и затягивания данного винта выкрутить его не менее чем на четверть оборота.

Как указывалось выше, диаметр канала в малоберцовой кости, через который введен винт, фиксирующий берцовые кости, будет складываться из суммы величин CE и AB .

Для определения необходимой ширины канала в мало-



берцовой кости достаточно вычислить длину гипотенузы треугольника ABD, что легко сделать зная величины обоих катетов. Согласно теореме Пифагора, квадрат гипотенузы равен сумме квадратов катетов:

$$AB^2 = b^2 + d^2 \quad (5)$$

Отсюда

$$AB = \sqrt{b^2 + d^2}$$

После подстановки значений получим:

$$AB = \sqrt{0,4^2 + 3^2} = 3,03 \text{ м}$$

Следовательно, необходимый диаметр канала в малоберцовой кости должен составлять:

$$d_k = AB + a = 3,03 + 2 = 5,03 \text{ м}$$

РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Существует много методик фиксации межберцового синдесмоза винтами. Фиксация винтами, используя 3,5- или 4,5-миллиметровые винты, рекомендуется многими авторами как метод выбора. Основная дискуссия идет вокруг таких вопросов, как использовать один или два винта, проводить их через три или четыре кортикальных слоя, когда позволить нагрузку и удалять винты [7].

Однако винты, фиксирующие берцовые кости, подвержены существенным динамическим изгибающим усилиям, если пациенту позволена ходьба. Если осевая нагрузка начинается в течение шести недель после травмы, есть опасность усталостного перелома винта

Жесткая фиксация берцовых костей винтом считается «золотым стандартом» остеосинтеза при повреждениях межберцового синдесмоза. Однако, подвижность берцовых костей при этом блокируется во фронтальной плоскости, а также блокируется вертикальная и ротационная подвижность малоберцовой кости, т. е. все существующие виды движений в межберцовом соединении. Вместе с тем, это не исключает развитие межберцового диастаза из-за раннего удаления винта.

Все больше сторонников привлекает метод внеочагового остеосинтеза при повреждениях межберцового синдесмоза [8–11]. Использование аппаратов внешней фиксации позволяет малотравматично сблизить и фиксировать берцовые кости, начать дозированную осевую нагрузку на оперированную конечность в ближайшем послеоперационном периоде. Кроме того, одним из положительных моментов такого остеосинтеза является упруго-эластичная фиксация (в пределах эластичности спиц) берцовых костей, позволяющая сохранить хотя бы часть их физиологической подвижности. В ряде случаев специально для воссоздания подвижности в области межберцового синдесмоза используются авторские методики фиксации берцовых костей, как правило, ориентированные на упруго-эластичную фиксацию берцовых костей за счет проволочного шва [12]. Значительно реже применяются методики аллопластического протезирования связок межберцового соединения [13,14], аутопластика сухожилием малоберцовой мышцы, другие конструкции [15,16].

Предлагаемая нами модель остеосинтеза позволяет объединить принцип стабильной фиксации перелома нижней трети малоберцовой кости (или наружной лодыжки) с принципом обеспечения всех видов подвижности малоберцовой кости относительно большеберцовой. За счет конструктивных особенностей фиксирующей пластины данная модель остеосинтеза позволяет, наряду с фиксацией берцовых костей, сохранить физиологический объем движений в области межберцового синдесмоза. При этом, речь идет о сохранении не только ротационной подвижности малоберцовой кости, попытки сохранения которой прослеживаются в применении различных конструкций, начиная от пластического замещения связок межберцового синдесмоза путем аллопластики, до использования материалов с памятью формы, но и об обеспечении вертикальной подвижности малоберцовой кости, чего ранее не удавалось осуществить.

ВЫВОДЫ

Таким образом, конструкции для фиксации межберцового синдесмоза, сохраняющие физиологическую подвижность берцовых костей, имеют перспективы клинического использования.

Для обеспечения перемещения малоберцовой кости на 2 мм при использовании фиксирующего винта с шейкой диаметром 3 мм необходимо просверлить канал в малоберцовой кости диаметром не менее 5,03 мм.

Для обеспечения угловой подвижности малоберцовой кости не менее 7,5° необходим зазор между головкой винта, фиксирующего берцовые кости и опорной поверхностью не менее 0,4 мм, что может быть достигнуто путем выкручивания данного винта на четверть оборота после его установки и максимального затягивания.

ЛИТЕРАТУРА

1. Анкин Л.Н. Практическая травматология / Л.Н. Анкин, М.Л. Анкин – М., 2002. – С. 375–771.
2. Веденов В.И. Оперативное лечение при разрыве дистального межберцового синдесмоза, сочетающегося с переломами лодыжек / В.И. Веденов, А.С. Назаретский // Вестник хирургии им. Грекова. – 1972. – № 4. – Т. 108. – С. 100–102.
3. Грабовой А.Ф. Лавсанопластика при разрывах дистального межберцового сочленения / А.Ф. Грабовой // Ортопедия, травматология и протезирование. – 1976. – № 4. – С. 55–56.
4. Корзун О.А. Опыт применения современных хирургических технологий в лечении переломов лодыжек с повреждением межберцового синдесмоза: О.А. Корзун // Белорусский медицинский журнал: Ежекв. рецензируемый науч.-практ. журн. – 2005. – № 2. – С. 56–59.
5. Матьокін О.В. Лікування переломів дистального відділу кісток гомілки методом зовнішнього через кісткового остеосинтезу. Автореф. дис. ... канд. мед. наук: спец. 14.01.21. «Травматологія і ортопедія» / О.В. Матьокін. – Харків, 2003. – 20 с.
6. Пастернак В.Н. Реконструктивно-восстановительные операции при внутрисуставных переломах коленного и голеностопного суставов с применением метода наружного чрескостного остеосинтеза / В.Н. Пастернак, В.Ю. Черныш, А.Я. Лобко, А.А. Антонов, В.Д. Приколота // Літопис травматології та ортопедії. – 2003. – № 1–2. – С. 88–91.
7. Пат. № 80505 Україна. Болт-стягувач для лікування перелому гомілкової кістки з розривом синдесмозу / Козопас Віктор Степанович, Олійник Петро Володимирович; опубл.



- 25.09.2007, Бюл. №15.
8. Пат. №34187 Україна. Пристрій для оперативного лікування ушкоджень дистального міжгомількового синдесмозу / Кулаженко Євген Володимирович, Варзарь Сергій Олександрович. – заявка № u200804551 (10.04.2008); опубл. 25.07.2008, Бюл.№ 14.
 9. Шимон В.М. Остеосинтез при переломах дистального відділу кісток гомілки / В.М. Шимон, С.О. Бойко, І.І. Блинда, В.І. Кубаши, Ю.Ю. Литовченко // Травма. – 2004. –Т. 5, № 3. – С. 340–342.
 10. Albers G.H. Distal tibiofibular synostosis after ankle fracture. A 14-year follow-up study / G.H. Albers, A.F. de Kort, P.R. Middendorf, C.N. van Dijk // J Bone Joint Surg Br. – 1996. – Vol. 78. – № 2. – P. 250–252.
 11. Beals T.C. Applications of ring fixators in complex foot and ankle trauma / T.C. Beals // Orthop Clin North Am. – 2001. – Vol. 32. – P. 205–214.
 12. Dattani R. Injuries to the tibiofibular syndesmosis / R. Dattani, S. Patnaik, A. Kantak, B. Srikanth, T.P. Selvan // J Bone Joint Surg Br. – 2008. – Vol. 90. – №. 4. – P. 405–410.
 13. Gibbons C.T. Management of foot and ankle conditions using Ilizarov technique / C.T. Gibbons, R.J. Montgomery // Current Orthopaedics. – 2003. – Vol. 17. – P. 436–446.
 14. Forsythe K. Comparison of a novel FiberWire-button construct versus metallic screw fixation in a syndesmotic injury model / Forsythe K., Freedman K.B., Stover M.D., Patwardhan A.G. // Foot Ankle Int. – 2008. – Vol. 29. – P. 49–54.
 15. Johnson J. Shape of the trochlea and mobility of the lateral malleolus / Stiehl J. // Inman's Joints of the Ankle. – 2nd ed. – Baltimore: Williams & Wilkins, 1991. – 323 p.
 16. Van den Bekerom M.P. Operative aspects of the syndesmotic screw: review of current concepts / M.P. Van den Bekerom, M. Hogervorst, H.W. Bolhuis, C.N. Van Dijk // Injury. – 2008. – Vol. 39. – № 4. – P. 491–498.

Сведения об авторах:

Карпинский М.Ю., ст. научный сотрудник лаборатории биомеханики института патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенка.
 Качур Е.Ю., научный сотрудник лаборатории биомеханики института патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенка.
 Тяжелов А.А., руководитель лаборатории биомеханики института патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенка.
 Гончарова Л.Д., ученый секретарь НИИ Травматологии и ортопедии ДГМУ.

Адрес для переписки:

Карпинский Михаил Юрьевич, г. Харьков, ул. Пушкинская, 80.
 Тел.: 0675714864

УДК 616.718.5/6:616.433-07

О.А. Лоскутов, Л.Ю. Науменко

К ВОПРОСУ О ДИАГНОСТИКЕ ПОВРЕЖДЕНИЯ ДИСТАЛЬНОГО МЕЖБЕРЦОВОГО СИНДЕСМОЗА

Днепропетровская государственная медицинская академия

Ключові слова: гомілковостопний суглоб, дистальний міжгомільковий синдесмоз, пошкодження.

Ключевые слова: голеностопный сустав, дистальный межберцовый синдесмоз, повреждение.

Key words: ankle, distal tibio-fibular joint, injury.

Проведено аналіз існуючих клінічних і рентгенологічних пошкоджень дистального міжгомількового синдесмозу й встановлено їх недоліки, що призводять до помилок на діагностичному етапі. Описано новий пристрій і методики об'єктивної оцінки анатомічного й функціонального стану дистального міжгомількового синдесмозу, який дозволяє отримати об'єктивні відомості про його пошкодження.

Проведен анализ существующих клинических и рентгенологических методов диагностики повреждений дистального межберцового синдесмоза и установлены их недостатки, которые приводят к ошибкам на диагностическом этапе. Описано новое устройство и методика объективной оценки состояния дистального межберцового синдесмоза, который позволяет получить объективные данные о его повреждении.

An analysis of existent clinical and roentgenologic diagnostic methods of damages of ankle syndesmosis was realized, and imperfections, which leads to mistakes on diagnostic stage was revealed. A new device and methods of objective estimation of the anatomic and functional state of distal syndesmosis, which allows to get objective data about his damage was described.

Дистальное межберцовое сочленение является ключевым звеном в обеспечении статической и динамической функции голеностопного сустава. В структуре патологии голеностопного сустава повреждения межберцового синдесмоза составляют от 12% до 31,3%, при этом данная патология в структуре инвалидизирующих и неблагоприятных исходов переломов области голеностопного сустава является одной из основных причин, которая обусловлена несвоевременным и неадекватным ее лечением [2,4,11,16].

ЦЕЛЬ РАБОТЫ

Разработать методику диагностики повреждений и неустойчивости дистального межберцового синдесмоза.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Анамнез и клиническая картина повреждений голеностопного сустава, в связи с их полиструктурностью (перелом лодыжек, суставного края, большеберцовой кости и связочного аппарата голеностопного сустава), не позволяет выделить специфические, патогномоничные клинические