

УДК 616.718.5/.6+616-089.21:615.477

© В. В. Драган, А. А. Герман, А.Е. Шпунтов, А.В. Плоткин, Ю. И. Андриашик, А. В. Данилюк, С. В. Лисунов, А. А. Кузнецов, 2010.

МЕХАНО-ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ ОПТИМИЗАЦИЯ УДЛИНЕНИЯ ГОЛЕНИ ПРИВОДНЫМИ ВНУТРИКОСТНЫМИ ДИСТРАКЦИОННЫМИ АППАРАТАМИ

В. В. Драган, А. А. Герман, А.Е. Шпунтов, А.В. Плоткин, Ю. И. Андриашик, А. В. Данилюк, С. В. Лисунов, А.А. Кузнецов

Государственное учреждение «Крымский государственный медицинский университет им. С.И. Георгиевского», г. Симферополь

MECHANICAL FUNCTIONAL OPTIMIZATION LEG LENGTHENING INTRAOSSEOUS DEVICE'S

V. V. Dragan, A. A. German, A.E. Shpuntov, A.V. Plotkin, U. I. Andriashik, A. V. Danilyk, S. V. Lisunov, A. A. Kuznetsov

SUMMARY

The article presents the search results of optimal variant of the intramedullar device's implantation for the tibia, as well as location of the drive device, intended for obtaining the distractional efforts.

МЕХАНО-ФУНКЦІОНАЛЬНА ОПТИМІЗАЦІЯ ПОДОВЖЕННЯ ГОМІЛКИ ПРИВОДНИМИ ВНУТРІШНЬОКІСТКОВИМИ ДИСТРАКЦІЙНИМИ АПАРАТАМИ

В. В. Драган, О. О. Герман, О. Є. Шпунтов, А.В. Плоткін, Ю. І. Андріашик, А. В. Данілюк, С. В. Лісунов, А. А. Кузнецов

РЕЗЮМЕ

В статті наводяться результати пошуку оптимального варіанту імплантації внутрішньо-кісткового дистракційного апарату для гомілки, а також розташування приводного пристрою, який забезпечує дистракційні зусилля.

Ключевые слова: внутрикостный аппарат, привод, дистракция, имплантация, длинные кости, голень.

Остеосинтез длинных костей с возможностью осуществления дистракционной функции является в настоящее время одним из наиболее интенсивно развивающимся направлением восстановительной хирургии. Особенно, это заметно на примере методов, использующих полностью погружаемые в кость конструкции (А.И. Блискунов (1996) (Украина) [1]; R.Baumgart, A. Betz (2009) «Fitbon» (Германия) [5, 6]; J. M. Guichet (2003) «Albizzia» (Франция) [7]; S. Hankemeier (2004), A.H. Simpson (2009) ISKD (США) [8, 9]).

Анализ литературных данных авторов J.-M. Guichet (2003), S.Hankemeier (2004), A. Betz (2009) показывает отсутствие регулярного клинического применения внутрикостных аппаратов при удлинении голени. Описаны единичные случаи удлинения голени с малыми величинами дистракции. Этот факт свидетельствует о недостатках конструкций внутрикостных аппаратов и используемых технологий. Разработка метода удлинения голени и соответственно

методология его реализации включает целый комплекс различного рода частных задач, которые необходимо изучить и применить в практике.

Их специфика определяется принципиальным отличием удлинения голени приводным внутрикостным аппаратом, которая, в первую очередь, определяется ограниченным пространством для размещения аппарата. В связи с этим требуется подробное объяснение особенностей различных условий монтажа аппарата, привода для обеспечения дистракции костных фрагментов, специфики нагружения именно голени, относящейся к наиболее нагружаемым элементам.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Имеют значение ряд факторов, лимитирующих величины наружного и внутреннего диаметров полых цилиндрических трубок, составляющих основу каркаса аппарата. Внутренний диаметр определяется размерами комплекса элементов, которые должны обеспечить процесс последовательного много-

разового разведения фрагментов кости, в результате чего образуется удлиняемый регенерат. Наружный диаметр полых цилиндрических трубок ограничивается условиями их прочности при действии функциональных нагрузок, а также прочности большеберцовой кости после создания внутреннего технологического канала «под аппарат» при дополнительном условии минимальной травматизации костной ткани и обеспечения функциональных возможностей.

Первая, по-видимому, наиболее существенная задача определяется тем, что устройство должно помещаться в независимо predetermined объем, т.е. в технологический канал (костномозговая полость) большеберцовой кости. Этим уже определяются ограничения на такие размеры устройства как длина и поперечный размер. Кроме того, следует учитывать, что размеры таких каналов могут изменяться от каких-то минимальных до максимальных для различных пациентов. Вполне естественно, что в таких случаях может возникать необходимость как прочностного обоснования, так и обоснования мер, обеспечивающих возможно более быстрое восстановление функциональных возможностей после выполнения соединения. При этом следует учитывать, что именно из-за довольно жестких ограничений на наружные размеры устройства должно быть обеспечено прочностное обоснование ряда элементов устройства, с помощью которого выполняется соединение. При выполнении такого обоснования, в первую очередь, следует ориентироваться на характерные нагрузки для здоровой голени в естественных условиях с учетом коэффициента запаса. Более того, известно, что прочность костной ткани на сжатие довольно высокая. Так, например, при весе человека 600 Н, площади поперечного сечения большеберцовой и малоберцовой костей 0.0004 м^2 напряжение сжатия будет равно:

$$\sigma_{\text{сж}} = \frac{P}{F} = \frac{600 \text{ Н}}{0,0004 \text{ м}^2} = 1,5 \cdot 10^6 \text{ Н/м}^2 = 1,5 \text{ МПа} \quad (1)$$

В таком случае при пределе прочности костной ткани на сжатие 200 МПа коэффициент запаса определяется по формуле:

$$K_z = \frac{\sigma_p}{\sigma_{\text{сж}}} = 200 \text{ МПа} : 1,5 \text{ МПа} = 133 \quad (2)$$

Этот коэффициент запаса очень высокий, следовательно таким повреждением можно пренебречь и следует переходить к рассмотрению роли более существенных факторов. В этой связи следует детальнее учитывать особенности мышечного сокращения, обеспечивающего ходьбу человека.

Согласно данным (рис. 1) икроножная мышца силой F_M действует на малое плечо рычажной системы OC при центре вращения O . Вес человека вызывает противодействие со стороны опоры силой FA . Момент силы от $FA - M_2 = FA \cdot AO'$, а от икронож-

ной мышцы $M_1 = F_M \cdot OC$. При $FA = P$, где P – вес человека, $AO' = l_2$, $M_2 = P \cdot l_2$, а $M_1 = F_M \cdot OC$.

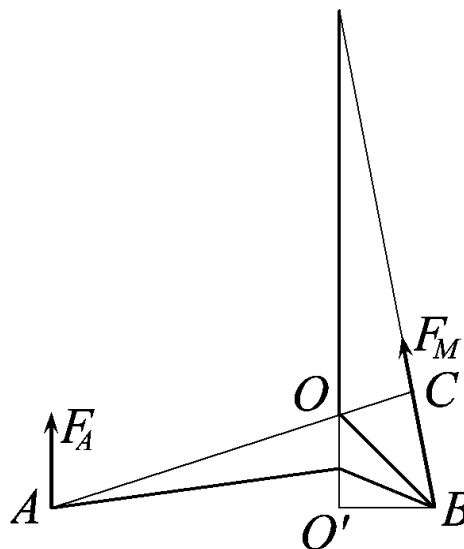


Рис. 1. Схема сокращения мышц голени при ходьбе

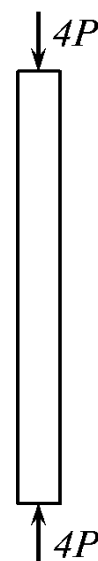


Рис.2. Схема вектора силы, сжимающей кости голени

Сокращение икроножной мышцы должно обеспечить

$$M_1 \geq M_2, \text{ т.е. } F_M \cdot l_1 \geq P \cdot l_2 \quad (3)$$

Из (3) следует, что

$$F_M = P \cdot \frac{l_2}{l_1} = 3P \quad (4)$$

Общая сила, действующая на большеберцовую и малоберцовую кости, будет равна

$$F = F_M + P = 3P + P = 4P, \quad (5)$$

т.е. при ориентировочном соотношении $l_2/l_1 \approx 3$ сила, сжимающая большеберцовую и малоберцовую кости, в четыре раза превышает вес человека (рис. 2).

При таких условиях запас прочности, по сравнению с установленным, понижается в четыре раза, однако остается довольно высоким. В связи с этим следует учитывать более повреждающие нагрузки. Одной из них является нагрузка на изгиб. Предположим, что изгиб выполняется в соответствии с данными (рис. 3).

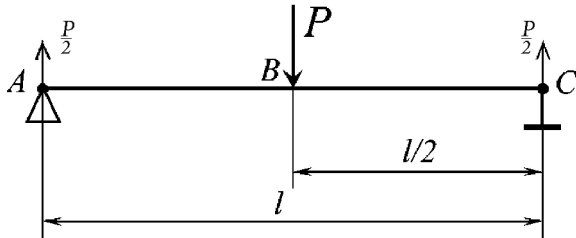


Рис. 3. Схема нагрузки на изгиб для голени

Максимальный изгибающий момент при действии силы P в средней части балки будет равен

$$M = \frac{P}{2} \cdot \frac{l}{2} = \frac{P l}{4} \quad (6)$$

Это приводит к оценке напряжений по формуле

$$\sigma = \frac{M}{W} = \frac{\frac{P}{2} \cdot \frac{l}{2}}{W} = \frac{600 \text{ Н} \cdot 0,4 \text{ м}}{4 \cdot 1,4 \cdot 10^{-6}} = 43 \text{ МПа} \quad (7)$$

В таком случае коэффициент запаса прочности понижается до

$$K_3 = \frac{200 \text{ МПа}}{43 \text{ МПа}} = 4,6 \quad (8)$$

Рассмотренный вариант изгиба реализуется сравнительно редко, однако следует учитывать, что он опасен при соответствующих случайных ударных нагрузках. Вместе с тем, есть изгиб при обычной ходьбе, например при подъеме по лестнице. Величина напряжений может рассчитываться согласно схеме нагружения, приведенной на (рис. 4).

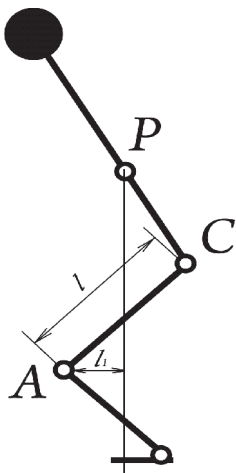


Рис. 4. Схема нагружения на костные элементы при подъеме по лестнице

Величина изгибающего момента в соответствии с данными (рис. 4) определяется по формуле

$$M_A = P \cdot l_1 = P \cdot 0,5 AC \cdot \cos 45^\circ = 600 \text{ Н} \cdot 0,2 \text{ м} \left(\frac{\sqrt{2}}{2} \right) = 85 \text{ Нм} \quad (9)$$

$$l_1 = AC \cdot \cos 45^\circ = l \cdot \cos 45^\circ$$

Соответственно напряжения будут равны

$$\sigma = \frac{M}{W} = \frac{85 \text{ Нм}}{2,2 \cdot 10^{-6} \text{ м}^3} = 39 \text{ МПа} \quad (10)$$

Коэффициент запаса при здоровой кости будет равен

$$K_3 = \frac{200 \text{ МПа}}{39 \text{ МПа}} = 5,2 \quad (11)$$

Следует заметить, что в этом случае учитывается сопротивление нагружению лишь костных элементов, что приводит к сравнительно низким коэффициентам запаса. В действительности надо учитывать и момент сопротивления мышечного массива. Соответственно резко повышается коэффициент запаса прочности. Однако при этом следует учитывать, что это правомерно при активном состоянии мышечного массива. В пассивном состоянии сопротивление нагружению оказывает, в основном, костный элемент.

Рассмотренные расчетные оценки в первом приближении позволяют ориентироваться на те условия нагружения, которым будет подвергаться голень после выполнения оперативного соединения и начала непосредственно лечения в обычной жизни. Теперь необходимо уточнить изменение усилий нагружения после выполнения операции по имплантации приводного аппарата в большеберцовую кость и в процессе удлинения.

После выполнения соединения и приложения нагрузки в положении стоя нагрузка от верхних частей большеберцовой и малоберцовой костей передается через верхние три винта на стенки верхней части корпуса аппарата. Затем усилие передается по стенке корпуса аппарата к храповому механизму, через него — на выдвижной шток и со штока через два винта на нижние части удлиняемых большеберцовой и малоберцовой костей. В процессе такой передачи вся нагрузка от веса человека и соответственно усилия для растяжения малоберцовой кости воспринимается большеберцовой костью.

В этом случае также, как и при использовании аппарата Илизарова, при определении коэффициента запаса прочности в положении стоя в формуле

$$\sigma_{\text{сж}} = \frac{P}{F'} = \frac{600 \text{ Н}}{10^{-4} \text{ м}^2} = 6 \text{ МПа} \quad (12)$$

вес человека следует делить не на всю площадь поперечного сечения в месте разреза большеберцовой кости, а лишь на площадь проекций соприкосновения трех винтов с костью. В том случае, если была бы только вертикальная нагрузка, можно было бы предположить, что нагрузка от веса распределяется равномерно по трем винтам. Однако разновектор-

ные силы приводят к неравномерной нагрузке отдельных частей винтов.

В результате могут происходить неоднородные локальные деформации ползучести в различных участках контакта винтов и кости, что может определять неравномерность нагружения винтов и соответственно некоторые локальные перегрузки. Все это необходимо учитывать при анализе результатов протекания процесса дистракции голени. При ходьбе с учетом роли изгиба в коленном суставе расчет напряжений по формуле (7) изменяется. Для объяснения сути изменений следует обратиться к (рис. 5).

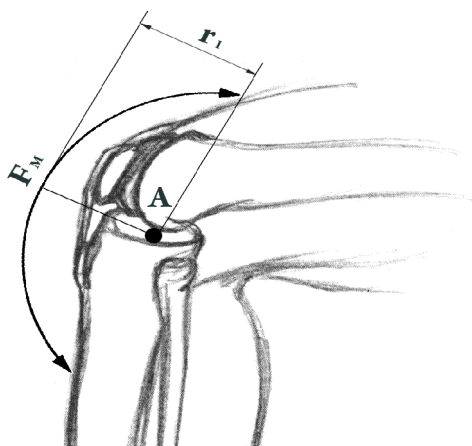


Рис. 5. Схема воздействия *m. quadriceps femoris* на проксимальный отдел большеберцовой кости

Из (рис. 5) следует, что разгибание в суставе происходит в результате сокращения четырехглавой мышцы, сила сокращения которой передается на место крепления её связки к проксимальному отделу большеберцовой кости. В этом случае момент от действия четырехглавой мышцы должен превышать момент от веса человека P в соответствии с данными рис. 5 согласно формуле

$$P \cdot l_1 = F_m \cdot r_1 \quad (13)$$

Этот момент прикладывается к проксимальному концу голени в месте крепления связки четырехглавой мышцы. Момент с верхней части большеберцовой кости передается на верхнюю часть наружного корпуса аппарата. Противостоит этому моменту момент от поверхностных сил соответствующего соприкасаемого участка стенки корпуса аппарата. Вполне естественно, что этот же момент действует как на корпус аппарата, так и на выдвигаемый стержень, в связи с чем необходима была расчетная оценка запаса их функциональной прочности, результаты которой оказались вполне приемлемыми, то есть коэффициент запаса прочности оказался высоким. Устройство (привод) для обеспечения дистракции костных фрагментов является важной и труд-

но оптимизируемой составной частью аппарата для удлинения бедренной кости [1] и костей голени [2, 3]. В этих двух устройствах есть нечто общее и, вместе с тем, существенные различия с точки зрения обеспечения удлинения. В первую очередь, такое различие определяется анатомическими особенностями строения голени, что привело к необходимости выявления и обоснования возможностей преодоления ряда довольно существенных трудностей. Как следствие, одна из явных и первых трудностей заключалась в значительно более узких параметрах полезного пространства, пригодного для обеспечения динамической функции привода (ключевого «куркового» фактора функции дистракции).

Длительные поиски с учетом целого ряда факторов, которые и привели к варианту, представленному на (рис. 6).

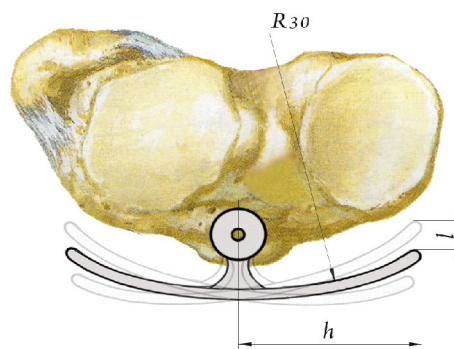


Рис. 6. Схема перемещения привода при работе храпового механизма на 1 зуб

Дистракция с помощью внутрикостного устройства [4] выполняется в результате давления на концевые изогнутые пластины привода в виде «крыльев бабочки» (рис. 6, 7, 8). Эти две пластины как единое целое с помощью кронштейна связаны с цилиндрической втулкой посадочного места привода. Непосредственно вращательное движение обеспечивает кронштейн, длина которого может изменяться в довольно ограниченном интервале её значений от минимального до максимального. Минимальный её размер должен быть таким, чтобы после технологического поворота, определяемого работой поворотного механизма в результате прощелкивания на два или три зуба, концевые части пластин не соприкасались с поверхностью большеберцовой кости.

На (рис. 6) представлена схема перемещения привода при работе храпового механизма на 1 зуб.

Храповой механизм аппарата содержит 42 зуба. Угол поворота вилки внутрикостного аппарата на 1 зуб равен $360^\circ : 42 = 8^\circ 34' 17''$. Высота подъема плеча привода h (рис. 6) при повороте вилки аппарата на 1 зуб $h = 35 \sin 8^\circ 34' 17'' = 5,215$ мм.

Таким образом, движение привода для срабатывания храпового механизма на один зуб будет равен

расстоянию (1) 5,2 мм.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Технология операции по имплантации приводного внутрикостного аппарата отработывалась на базе Главного бюро судебно-медицинской экспер-



Рис. 7. Момент самостоятельного удлинения голени пальцевым нажатием на “крылья” привода

У 10 произведено 19 удлинений сегментов голени: врожденное укорочение – 1; сравнительная низкорослость (одновременное удлинение обеих голей) – 9.

Из них – 2 женщины и 8 мужчин в возрасте от 19 до 52 лет. Величина удлинения составила в среднем – $4,5 \pm 0,3$ см. Средний темп дистракции составил – $0,9 \pm 0,3$ мм/сут. Дистракционный период составил в среднем – 52 ± 9 сут.

В основу оценки результатов лечения пациентов положены стандарты оценки качества лечения повреждений и заболеваний опорно-двигательного аппарата, изложенных в приказе МОЗ Украины от 30.03.1994 г. “Про регламентацію ортопедо-травматологічної служби в Україні”. Хорошие результаты лечения были отмечены у 9 (90%) пациентов, удовлетворительные – у 1 (10%). При оценке результатов лечения не учитывались патологические изменения, которые имели место перед началом лечения.

ВЫВОДЫ

1. Проведенный анализ научных данных, касающихся вопроса *дистракционного остеосинтеза голени*, позволяет сформулировать наиболее важные задачи для достижения высоких клинических результатов, а именно: интактность тканей удлиняемого сегмента, жесткая и надежная фиксация удлиняемой кости в период дистракции и восстановления, конструкция аппарата, обеспечивающая плавный и контролируемый “рост” кости с одновременным сопро-

тизиз (г. Киев) на трупном материале (27 трупов людей: женского пола – 9, мужского – 18, в возрасте от 20 до 55 лет) и в последующем подтверждены клиническим применением разработанной технологии внутрикостного удлинения голени.

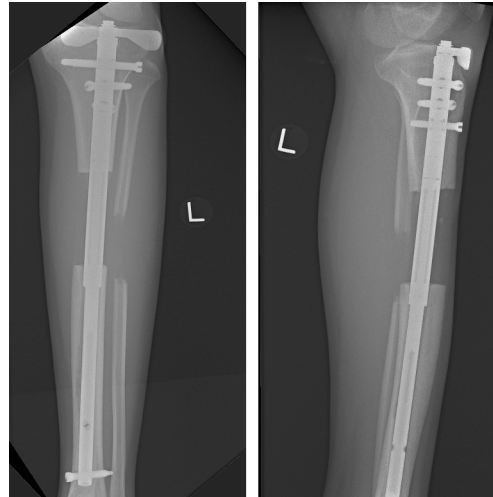


Рис. 8. Рентгенограммы костей левой голени в двух проекциях с наличием дистракционного аппарата в большеберцовой кости: а – прямая; б – боковая. Удлинение голени на 7 см

тивлением значительным разновекторным нагрузкам.

2. Представленные в статье научные и клинические результаты применения полностью имплантированного дистракционного аппарата для большеберцовой кости дают возможность сделать вывод о соответствии представленного метода актуальным задачам ортопедии в области удлинения длинных костей, а также о перспективности применения внутрикостных аппаратов для получения стабильного клинического результата.

ЛИТЕРАТУРА

1. Блискунов А. И. Удлинение бедра управляемыми имплантируемыми конструкциями (экспериментально-клиническое исследование): дис. ... д-ра мед. наук: 14.00.22 / Блискунов Александр Иванович. – М., 1983. – 305 с.
2. Драган В. В. Удлинение длинных костей нижних конечностей приводными внутрикостными аппаратами (экспериментально-клиническое исследование): дис. ... д-ра мед. наук: 14.00.22 / Драган Владимир Владимирович. – Д., 2010. – 283 с.
3. Драган В. В. Топографо-анатомическое обоснование размещения приводных дистракционных аппаратов для внутрикостного удлинения голени / В. В. Драган, Т. А. Фоминых, Абу Немемер Джамаль А.М?., А.О. Присяжнюк, А.А. Кузнецов, С.В. Лисунов // Вісник ортопед., травматол. та протезув.- 2009.- №1 (60).- С.43-47.

4. Пат. № 40945 UA, МПК (2009) А 61 В 17/58. Динамичний пристрій для подовження довгих кісток / В.В. Драган, Д.Ю. Медніс. – U 2008 14648; Заявл. 19.12.2008; Опубл. 27.04.2009, Бюл. № 8. – 3 с.
5. Betz A. A fully implantable intramedullary system for callus distraction – intramedullary nail with programmable drive for leg lengthening and segment displacement. Principles and initial clinical results / A. Betz, R. Baumgart, L. Schweiberer // *Chirurgie*. – 1990. – Vol. 61. – P. 605–609.
6. Baumgart R. The management of leg-length discrepancy in Ollier's disease with a fully implantable lengthening nail / R. Baumgart, D. Burklein, S. Hinterwimmer, P. Thaller // *J. Bone Jt Surg*. – 2005. – Vol. 87-B. – P. 1000–1004..
7. Guichet J.-M. Gradual femoral lengthening with the Albizzia intramedullary nail / J.-M. Guichet, B. Deromendis, L. T. Donnan et al. // *J. Bone Jt Surg*. – 2003. – Vol. 85. – P. 838–848.
8. Hankemeier S. Improved comfort in lower limb lengthening with the intramedullary skeletal kinetic distractor. Principles and preliminary clinical experiences / S. Hankemeier, Hans-Christoph Pape // *J. Springer*. – 2004. – Vol. 124. – № 2. – P. 129–133.
9. Simpson A.H. Femoral lengthening with the Intramedullary Skeletal Kinetic Distractor / A.H. Simpson, H. Shalaby, G. Keenan // *J. Bone Joint. Surg. Brit*. – 2009. – Vol. 91-B (7). – P. 955–961.