

© Группа авторов, 2013.

УДК 612.76:616.717/.718-001-003.93-089.227.84

Биомеханическое обоснование использования интрамедуллярных спиц с биоактивным покрытием в лечении переломов длинных трубчатых костей

А.В. Попков, Д.А. Попков, Ю.М. Ирьянов, А.П. Волосников, Н.И. Антонов, Э.В. Бурлаков

Biomechanical substantiation of using intramedullary wires with bioactive coating in treatment of long tubular bone fractures

A.V. Popkov, D.A. Popkov, Yu.M. Ir'yanov, A.P. Volosnikov, N.I. Antonov, E.V. Burlakov

Федеральное государственное бюджетное учреждение

«Российский научный центр "Восстановительная травматология и ортопедия" им. академика Г. А. Илизарова» Минздрава России, г. Курган
(директор — д. м. н. А. В. Губин)

Цель. Биомеханическое обоснование увеличения стабильности остеосинтеза длинных костей и возможности значительного сокращения сроков консолидации костных фрагментов. **Материалы и методы.** Описан новый метод лечения переломов костей верхних и нижних конечностей, основанный на использовании интрамедуллярного остеосинтеза спицами с биоактивным покрытием органическим гидроксиапатитом (ГА). Прослежена динамика костеобразования вокруг имплантата, приведены биомеханические расчеты стабильности остеосинтеза. **Результаты.** Метод позволил сократить сроки консолидации диафизарных переломов в 2-4 раза. **Заключение.** Проведенные расчеты свидетельствуют, что в реальной жизни врач-травматолог вполне может рассчитывать на прочность консолидации голени у больного при раннем демонтаже аппарата Илизарова для продольной нагрузки свыше 180 кгс и нагрузки на срез (свыше 100 кгс). Нагрузки на изгиб усилием, близким к 39 кгс, могут привести к повторному перелому, поэтому для профилактики необходима дополнительная иммобилизация травмированного сегмента в виде ортеза, который позволит увеличить допустимую нагрузку на конечность, сопротивляясь изгибу.

Ключевые слова: эксперимент, собака, голень, кость, открытый перелом, интрамедуллярная спица, гидроксиапатит, репаративная регенерация, остеиндукция, аппарат Илизарова, прочность консолидации, расчет.

Purpose. To substantiate biomechanically the increase in long bone osteosynthesis stability, and the possibility of significant reducing the periods of bone fragment consolidation. **Materials and Methods.** A new technique described for treatment of fractures of the upper and lower limb bones based on performing intramedullary osteosynthesis using wires with bioactive coating of organic hydroxyapatite (HA). The dynamics of bone formation around the implant traced, the biomechanical calculations of osteosynthesis stability demonstrated. **Results.** The technique allows reducing the periods of shaft fracture consolidation 2-4-fold. **Conclusion.** The calculations evidence the fact that a traumatologist really may well expect the strength of leg consolidation in a patient in case of early disassembling the Ilizarov fixator for the longitudinal load of 180 kgf and shear load (above 100 kgf). The bending loads with the force close to 39 kgf can result in refracture, that is why further preventive immobilization of the injured segment as orthosis is required; and the orthosis will allow increasing the permissible load of the limb, providing resistance to bending.

Keywords: experiment, dog, leg, open fracture, intramedullary wire, hydroxyapatite, reparative regeneration, osteoinduction, the Ilizarov fixator, consolidation strength, calculation.

Проблема совершенствования медицинской помощи больным с повреждениями опорно-двигательной системы с каждым годом приобретает всё большее значение в связи с ростом числа пострадавших и увеличением уровня инвалидности от травм у лиц трудоспособного возраста и детей [5, 6, 7]. Достаточно сказать, что в Российской Федерации ежегодно регистрируется более 20 миллионов травм и заболеваний костно-мышечной системы. Уровень травматизма в России достиг 88,5 на 1000 населения, а инвалидизация после травм повысилась с 46,7 до 56,9 %. При этом показатели полной реабилитации инвалидов понизились с 20,9 до 15,4 %.

Среди причин инвалидности от травм доминирующее положение занимают травмы бедра и голени, констатируя тем самым определенную несостоятельность существующих методов лечения и реабилитации пострадавших, которые, к сожалению, не гарантируют

положительного исхода. Отечественная травматология в свое время разработала целый ряд эффективных методов чрескостного и внутрикостного остеосинтеза, однако реальные сроки лечения пациентов продолжают оставаться значительными, а уровень инвалидизации после травм продолжает расти во всех регионах страны, о чем свидетельствуют материалы VIII и IX съездов травматологов-ортопедов России.

Появление новых технологий, основанных на применении биоактивных интрамедуллярных имплантатов, призвано не только гарантировать положительный результат лечения переломов длинных трубчатых костей, но и осуществить это в очень короткие сроки [8, 3, 4].

Данная работа написана с целью биомеханического обоснования увеличения стабильности остеосинтеза длинных костей и возможности значительного сокращения сроков консолидации костных фрагментов.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

Экспериментальные исследования для изучения морфологических особенностей процесса регенерации кости вокруг интрамедуллярных спиц, имеющих покрытие из гидроксиапатита (ГА), провели на 12 взрослых беспородных собаках с длиной голени 16-20 см, которым моделировали открытый перелом костей го-

лени остеотомией диафиза, а остеосинтез аппаратом Илизарова осуществляли по типичной для клиники методике. Животных выводили из опыта через 2, 3, 4, 6 недель, 3, 6 и 12 месяцев. Содержание, операции и эвтаназию животных осуществляли в соответствии с «Правилами проведения работ с использованием экс-

периментальных животных», утвержденных приказом Министерства здравоохранения СССР № 755 от 12 августа 1977 г. и Европейской конвенции по защите позвоночных животных, используемых для экспериментальных и других научных целей (Страсбург, 1986).

Методы исследования наряду с клиническими, рентгенологическими и гистологическими включали стендовые испытания сращения перелома методом поперечной нагрузки кости на изгиб с измерением возможного упругого прогиба кости.

Принципы интрамедуллярного остеосинтеза. В ближайшем к перелому метафизе с помощью шила диаметром 3-4 мм в кортикальном слое кости формируют

сообщающиеся с костномозговым каналом наклонные отверстия. Через эти отверстия проводят две дугообразно изогнутые спицы с биоактивным ГА покрытием. Длина спиц должна соответствовать длине костномозгового канала, а вершина дуги спиц расположена на уровне перелома. После того как спица прошла в канал на заданную величину избыток длины спицы скручивается, а ее конец загибают и погружают под фасцию сегмента конечности. После введения интрамедуллярных спиц мягкие ткани зашивают наглухо и осуществляют чрескостный остеосинтез укороченного сегмента конечности аппаратом Илизарова в той комплектации, которая соответствует поставленной перед хирургом задачи.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Рентгенологические проявления процесса репаративной регенерации костной ткани мы начинали замечать через 2 недели после операции в виде незначительной по объему нежной облаковидной тени, расположенной в диастазе между отломками (высота диастаза не превышала 1 мм) либо периостально на уровне перелома. Наличие подобной тени костного регенерата для клинициста является показанием для возможного прекращения чрескостного остеосинтеза и демонтажа аппарата Илизарова (рис. 1). У всех животных демонтаж аппарата Илизарова провели через месяц после операции (за исключением тех, которых вывели из эксперимента в более ранние сроки). К этому времени рентгенологически определялась консолидация костных фрагментов. После снятия аппарата дополнительной иммобилизации не проводили, и собаки полностью использовали оперированную конечность при ходьбе.

При клинической пробе на консолидацию при демонтаже аппарата какой-либо подвижности в зоне перелома не определялось. Для количественного анализа степени сращения у собак провели стендовые испытания, нагружая выделенную кость на изгиб: степень нагрузки – от 1 до 8 кг, степень прогиба кости не превышала 0,6 мм.

Гистологически в зоне перелома уже через 2 недели фиксации определяется частичное интермедиарное сращение (новообразованная костная ткань активно

врастает со стороны эндоста (рис. 2, а), а уже через 3 недели после операции видна полная картина консолидации перелома – новообразованная костная ткань врастает интермедиарно и с эндостальной поверхности, и от концов отломков (рис. 2, б).

Вокруг интрамедуллярной спицы формируется костный «футляр» из губчатого вещества, который срастается с эндостальной поверхностью костномозгового канала (рис. 3)

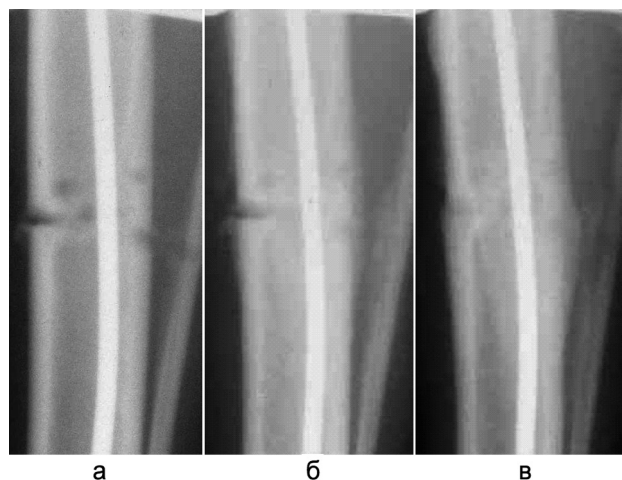


Рис. 1. Рентгенограммы голени собаки № 5235 в день операции (а), через 2 недели после операции (б), через месяц после операции (в)

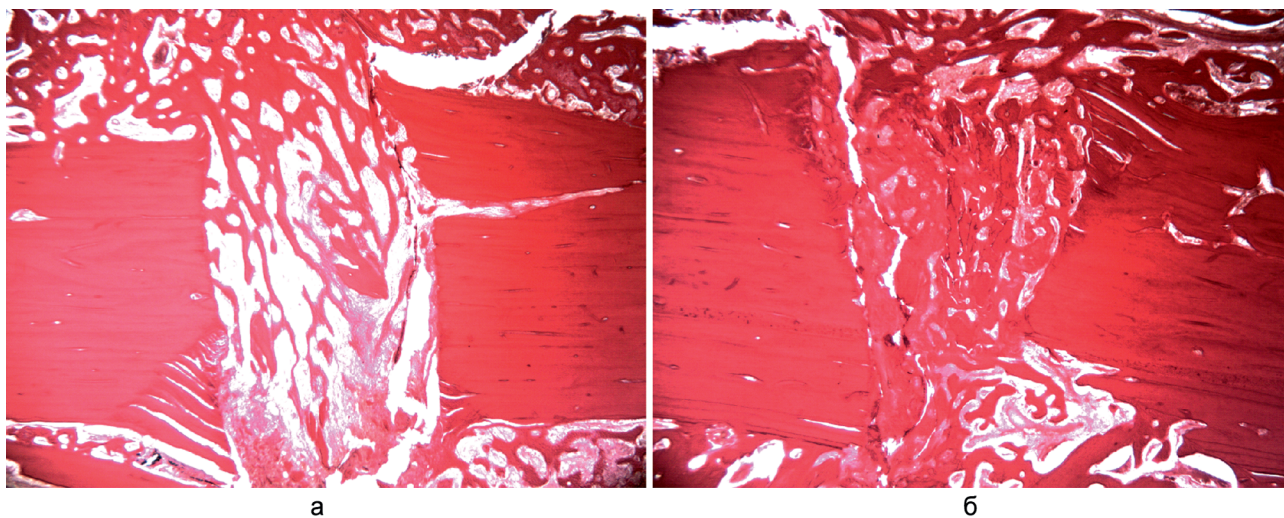


Рис. 2. Гистотопограмма зоны перелома: а – собака № 5155-1, 2 недели фиксации, объектив $\times 2,5$, окраска эозином-гематоксилином. Эндостально-интермедиарное сращение; б – собака № 5187-1, 3 нед. фиксации, объектив $\times 2,5$, окраска эозином-гематоксилином. Интермедиарное костное сращение. Новообразованная костная ткань врастает с эндостальной поверхности и от концов отломков

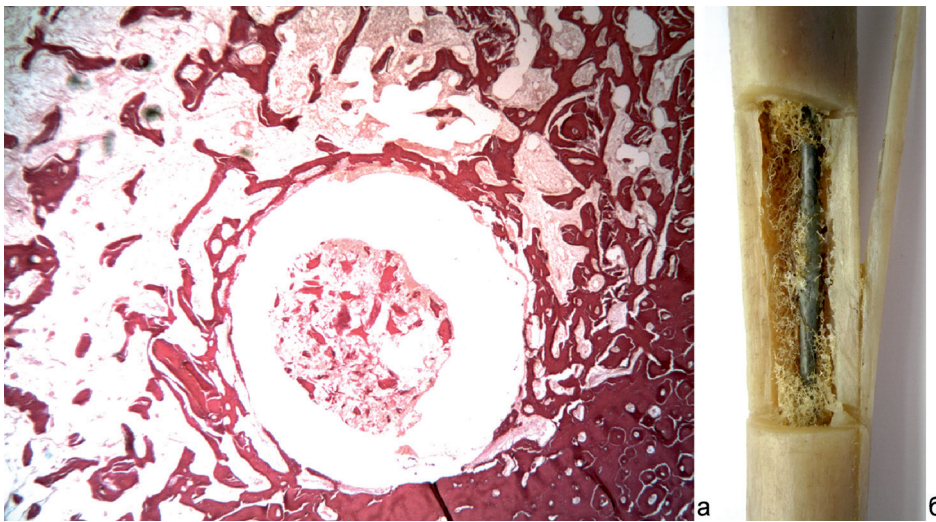


Рис. 3. Формирование костного «футляра» вокруг спицы: а – собака № 5231 – 2, 4 нед. эксперимента, объектив $\times 2,5$, срастание «футляра» с эндостальной поверхностью большеберцовой кости; б – вываренный препарат большеберцовой кости: губчатое вещество кости заполняет все пространство костно-мозгового канала (частично кость удалена для обнажения спицы), видна неповрежденная *a. nutricia*

Формирование губчатого вещества кости вокруг интрамедуллярной спицы с биоактивным покрытием приводит к полному заполнению костномозгового канала вновь образованной костью. Образованный костный столбик губчатого вещества перекрывает зону перелома кости, что способствует повышению прочности кости в данной зоне и, следовательно, возможной опороспособности конечности после демонтажа аппарата Илизарова. Для обоснования данного положительного эффекта выполнены биомеханические расчёты.

Расчеты величины нагрузки на конечность при остеосинтезе кости армированной титановой спицей с биоактивным покрытием

При расчёте использован ряд допущений, которые, по нашему мнению, существенно не влияют на полученные выводы. Предел прочности при растяжении – сжатии для губчатой костной ткани принят как $\sigma = 6,2 \text{ МПа}$, модуль упругости – $E = 200 \text{ МПа}$ [1], сечение костномозгового канала принято круглым. Пред-

полагаем, что «футляр», образовавшийся вокруг спицы из губчатого вещества кости, прочно соединен с кортикальным слоем кости и со спицей. На рисунке 4, а представлена схема нагружения конечности при ходьбе, показаны направления возникающих усилий, принятых при биомеханических расчетах.

Под действием нагрузки P в зоне перелома возникают несколько видов напряжений, таких как напряжения сжатия, изгиба и сдвига. Место перелома кости с элементами, принятыми в расчетах, показано на рисунке 4, б.

Сжатие зоны перелома происходит продольной составляющей F от нагрузки P ($F = P \times \cos \alpha$). Схема нагружения зоны перелома при сжатии представлена на рисунке 5, а.

Нагрузка F с кортикального слоя через образованный костный «футляр» передается на интрамедуллярную спицу. При этом в губчатом веществе кости возникают касательные и нормальные напряжения, которые вызывают срез и сжатие.

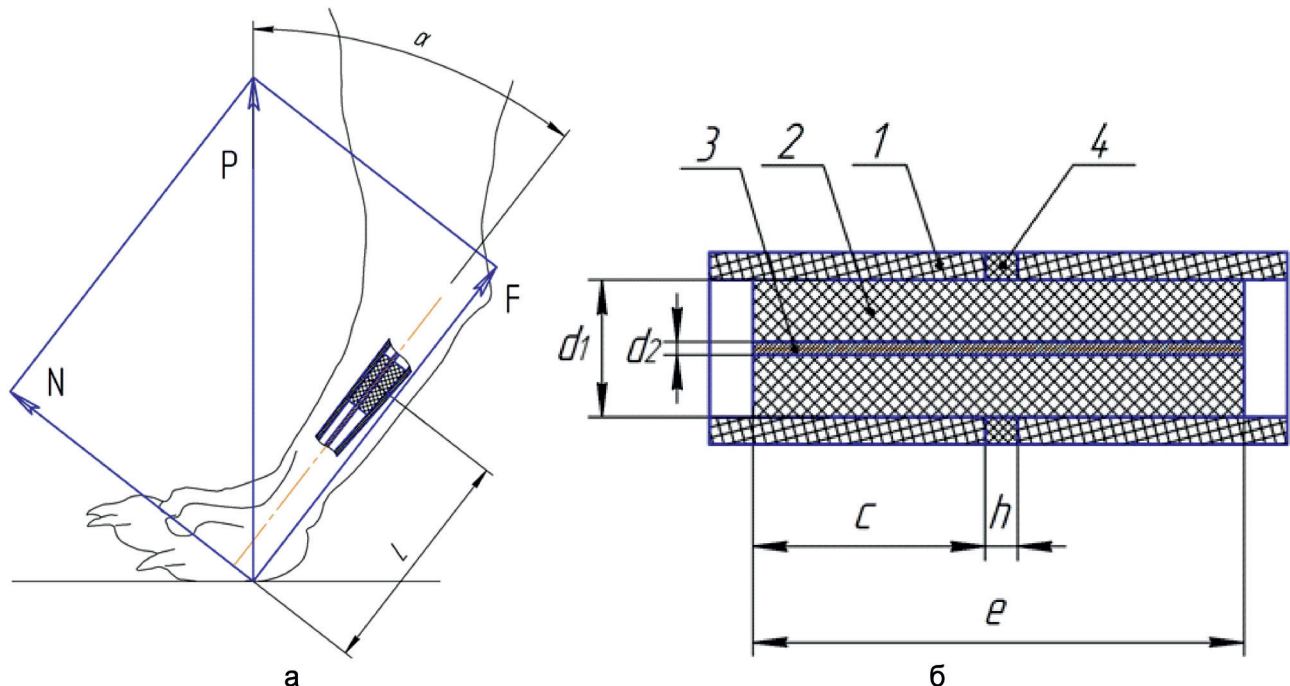


Рис. 4. Схемы: а – нагружения конечности при ходьбе: P – опорная нагрузка на конечность, N – поперечная составляющая силы P , F – продольная составляющая силы P , L – плечо действия силы N (в расчетах принято 5 см), α – угол отклонения конечности от вертикали при ходьбе, принимаем 15° ; б – зоны перелома кости: 1 – кортикальный слой кости, 2 – образованный костный столбик губчатого вещества, 3 – интрамедуллярная спица, 4 – костный регенерат в интермедиарной зоне, d_1 – диаметр костного столбика (принимаем за 2 см), d_2 – диаметр спицы (принимаем 0,18 см), e – длина костного столбика (принимаем 8,5 см), c – длина зоны контакта костного столбика с кортикальным слоем фрагмента кости выше и ниже перелома (принимаем по 4 см), h – зона перелома

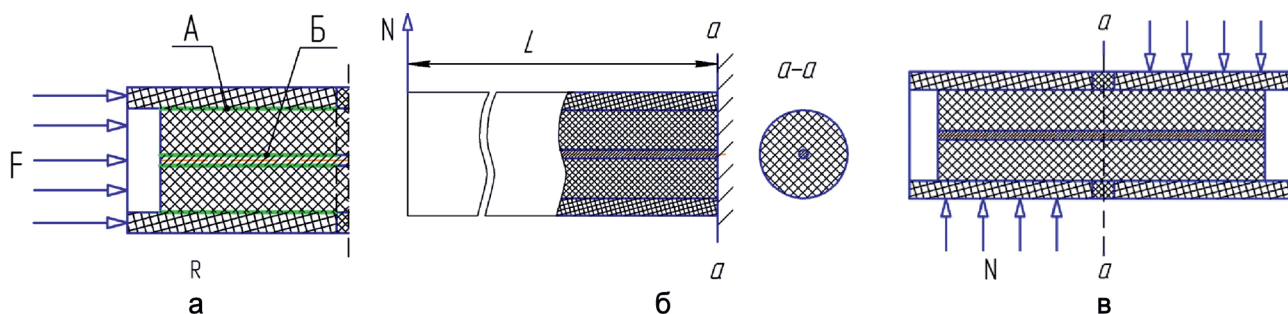


Рис. 5. Схемы нагружения зоны перелома: а – продольной нагрузкой; б – изгибающим моментом; в – поперечной нагрузкой

Условие прочности на срез: $t \leq [t]$, где $[t]$ – допустимые касательные напряжения губчатой костной ткани, принимаем $[t] = 0,55 \times [\sigma] = 3,4$ Мпа, при $[\sigma] = 6,2$ Мпа, $[\sigma]$ – предел прочности губчатой костной ткани [1], t – касательные напряжения.

Касательные напряжения определяем из уравнения: $t = F/S$, где F – продольная составляющая силы P ; $S = c \times \pi \times d_2^2$ – площадь зоны среза.

Опасным сечением на срез считаем зону контакта со спицей, поскольку ее площадь наименьшая.

Рассчитаем предельную допустимую нагрузку на срез в зоне контакта со спицей: $F = [t] \times S = 73$ кгс.

Для зоны контакта костного «футляра» с компактным веществом кости при площади зоны среза $S = 25,1 \text{ см}^2$, предельно допустимая нагрузка на срез равняется $F = 835$ кгс.

Условие прочности на сжатие: $\sigma \leq [\sigma]$, где $[\sigma]$ – допустимые нормальные напряжения губчатой костной ткани; σ – нормальные напряжения.

Нормальные напряжения определяем из уравнения: $\sigma = F/S_1$, где S_1 – площадь сечения костного «футляра»:

$$S_1 = \pi \times r^2 - S_2,$$

где r – радиус костного «футляра», а $S_2 = \pi \times r^2$ – площадь сечения спицы (r – радиус спицы).

Рассчитываем предельную допустимую нагрузку на сжатие:

$$F = [\sigma] \times S_1 = 188,1 \text{ кгс}.$$

Таким образом, критерием прочности места перелома от действия продольной составляющей F нагрузки на конечность P будет предельная допустимая нагрузка на сжатие $F = 188,1$ кгс.

Изгиб зоны перелома происходит под действием поперечной составляющей N нагрузки P , которая вызывает изгибающий момент M (момент от силы F не учитываем).

Рассмотрим схему нагружения зоны перелома изгибающим моментом (рис. 5, б). В сечении $a-a$ от действия изгибающего момента M возникают напряжения растяжения–сжатия. Основным условием прочности на изгиб считается $\sigma \leq [\sigma]$, где $[\sigma]$ – допустимые нормальные напряжения, для губчатого вещества кости – 6,2 Мпа, для титановой спицы – 400 Мпа [2, 10], σ – нормальные напряжения.

Так как в опасном сечении имеются материалы с разными свойствами, мы используем уравнения для расчета двухслойной балки на изгиб [9, 10].

Нормальные напряжения при изгибе для двухслойной балки определяем из уравнений:

$$\sigma_1 = M \times r \times E_1 / (E_1 \times J_1 + E_2 \times J_2);$$

$$\sigma_2 = M \times r \times E_2 / (E_1 \times J_1 + E_2 \times J_2), \text{ где } M - \text{изгибающий момент, } M = N \times L \text{ (} r - \text{радиус костного «футляра» или радиус спицы используются в соответствующих уравнениях), } E_1 - \text{модуль упругости губчатой кости принимаем в 200 Мпа, } E_2 - \text{модуль упругости материала спицы, принимаем в 112000 Мпа, } J_1, J_2 - \text{моменты инерции площадей сечений костного столбика и спицы соответственно. } J_1 = 0,05 d_1^4 (1 - (d_2/d_1)^4) = 0,8 \text{ см}^4 \text{ для губчатого вещества кости, } J_2 = 0,05 d_2^4 = 0,0000525 \text{ см}^4 \text{ для спицы.}$$

Определим предельную допустимую нагрузку:

- на изгиб костного вещества

$$N_1 = [\sigma_1] \times (E_1 \times J_1 + E_2 \times J_2) / L \times r \times E_1 = 10,2 \text{ кгс};$$

– на изгиб спицы

$$N_2 = [\sigma_2] \times (E_1 \times J_1 + E_2 \times J_2) / L \times r \times E_2 = 13,1 \text{ кгс}.$$

Критерием прочности места перелома от действия изгибающего момента M будет предельная допустимая нагрузка на изгиб костного столбика $N_1 = 10,2$ кгс.

Срез и смятие зоны перелома вызывает поперечная составляющая N от нагрузки на конечность P . Рассмотрим схему нагружения зоны перелома поперечной нагрузкой (рис. 5, в). В сечении $a-a$ возникают касательные напряжения.

Условие прочности на срез: $t \leq [t]$, где $[t]$ – допустимые касательные напряжения, для костного столбика принимаем $[t] = 3,4$ Мпа, для спицы – $[t] = 220$ Мпа; t – касательные напряжения, определяются по формуле: $t = N/S$, $N = t \times S$, где S – площадь сечения среза, для спицы – 0,025 см², для костного столбика – 3,14 см². Предельно допустимая нагрузка на срез для спицы: $N = [t] \times S = 54$ кгс. Предельно допустимая нагрузка на срез для костного столбика: $N = [t] \times S = 104$ кгс.

Таким образом, расчеты показывают, что критерием прочности места перелома от действия продольной составляющей F нагрузки на конечность P будет предельная допустимая нагрузка на сжатие $F = 188,1$ кгс; критерием прочности места перелома от действия изгибающего момента M будет предельная допустимая нагрузка на изгиб губчатого вещества кости $N_1 = 10,2$ кгс; критерием прочности места перелома от поперечной составляющей N нагрузки на конечность P будет предельно допустимая нагрузка на срез костного столбика $N = 104$ кгс. Критерием прочности зоны перелома считаем минимальную из предельных допустимых нагрузок. Следовательно, дополнительная нагрузка на конечность будет ограничена предельной нагрузкой на изгиб и будет равна $P = N_1 / \sin 15^\circ = 39$ кгс. Для экспериментального животного (в нашем случае – это собака) реальные нагрузки при ходьбе (P) намного ниже, поэтому мы не наблюдали никаких деформаций конечности после демонтажа аппарата Илизарова.

Расчеты свидетельствуют, что в реальной жизни врач-травматолог вполне может рассчитывать на прочность

консолидации голени у больного при раннем демонтаже аппарата Илизарова для продольной нагрузки свыше 180 кгс и нагрузки на срез (свыше 100 кгс). Нагрузки на изгиб усилием, близким к 39 кгс, могут привести к повторному

перелому, поэтому для профилактики необходима дополнительная иммобилизация травмированного сегмента в виде ортеза, который позволит увеличить допустимую нагрузку на конечность, сопротивляясь изгибу.

ЛИТЕРАТУРА

- Бегун П.И., Афонин П.Н. Моделирование в биомеханике. М. : Высшая школа, 2004. 391с.
Begun PI, Afonin PN. Modelirovanie v biomekhanike [Modeling in biomechanics]. M: Vysshaya shkola, 2004. 391s.
- Болтон У. Конструкционные материалы: металлы, сплавы, полимеры, керамика, композиты : карманный справ. М. : Додэка-XXI, 2004. 320 с.
Bolton U. Konstruktsionnye materialy: metally, splavy, polimery, keramika, kompozity: karmannyi sprav [Structural materials: metals, alloys, polymers, ceramics, composites: a pocket guide]. M: Dodeka-XXI, 2004. 320 s.
- Гузев Вит. Вас., Верещагин В.И., Гузев Вит. Вас. Вит. Покрытия на основе фосфатных связующих // Стекло и керамика. 2000. № 6. С. 20–21.
Guzeev VV, Vereshchagin VI, Guzeev VV. Pokrytiia na osnove fosfatnykh svyazuiushchikh [Coatings based on phosphate binders]. Steklo i keramika. 2000; (6):20-21.
- Способ нанесения гидроксиапатитовых покрытий : пат. 2158189 Рос. Федерации № 99106258/12 ; заявл. 30.03.1999 ; опубл. 27.10.2000.
Pat. 2158189 RF. Sposob nanesheniia gidroksiapatitovykh pokrytii [A procedure for application of hydroxyapatite coatings]. No 99106258/12 ; zaivl. 30.03.1999 ; opubl. 27.10.2000.
- Котельников Г.П., Миронов С.П. Травматология. Национальное руководство. М. : ГЭОТАР-Медиа, 2008. 804с.
Kotel'nikov GP, Mironov SP. Travmatologiya. Natsional'noe rukovodstvo [Traumatology. A national guide]. M: GEOTAR-Media, 2008. 804 s.
- Мартель И.И. Метод чрескостного остеосинтеза в системе комплексного лечения больных с тяжелыми открытыми повреждениями нижних конечностей : автореф. дис... д-ра мед. наук. Курган, 2006. 39 с.
Martel' II. Metod chreskostnogo osteosinteza v sisteme kompleksnogo lecheniia bol'nykh s tiazhelymi otkrytymi povrezhdeniiami nizhnikh konechnostei [Transosseous osteosynthesis technique in the system of complex treatment of patients with severe open injuries of the lower limbs] [avtoref. diss... d-ra med. nauk]. Kurgan, 2006. 39 s.
- Состояние травматолого-ортопедической службы в Российской Федерации и методы высоких технологий в диагностике и лечении травматолого-ортопедических больных / С.П. Миронов, В. В. Троценко, Т. М. Андреева, М. М. Попова // Травматология и ортопедия XXI века : сб. тез. докл. VIII съезда травматологов-ортопедов России. Самара, 2006. Т. 1. С. 95-97.
Mironov SP, Trotsenko VV, Andreeva TM, Popova MM. Travmatologiya i ortopediya XXI veka: sb. tez. dokl. VIII s"ezda travmatologov-ortopedov Rossii [Traumatology and Orthopaedics of XXI century: Book of Abstracts of VIII Congress of Russian traumatologists and orthopaedists]. Samara, 2006;1:95-97.
- Попков А.В. Управление репаративной регенерацией и гистогенезом тканей – основной путь профилактики неудовлетворительных исходов лечения пациентов ортопедо-травматологического профиля // Ошибки и осложнения в травматологии и ортопедии : материалы Всерос. науч.-практ. конф. с междунар. участием, посвящ. памяти проф. А.Н. Горячева. Омск, 2011. С. 36–37.
Popkov AV. Oshibki i oslozheniia v travmatologii i ortopedii : materialy Vseros. nauch.-prakt. konf. s mezhdunar. uchastiem, posviashch. pamiatii prof. A.N. Goriacheva [Errors and Complications in Traumatology and Orthopaedics: Materials of All-Russian Scientific-and-Practical Conference with international participation, devoted to the memory of Prof. A.N. Goriachev]. Omsk, 2011:36-37.
- Тимошенко С.П., Гере Дж. Механика материалов : учеб. для вузов. 2-е изд., стер. СПб. : Лань, 2002. – 672 с.
Timoshenko SP, Gere Dzh. Mekhanika materialov: ucheb. dlia vuzov [Mechanics of materials: a textbook for high schools]. SPb: Lan', 2002. 2-e izd. 672 s.
- Феодосьев В.И. Сопротивление материалов : учеб. для вузов. 10-е изд., перераб. и доп. М. : Изд-во МГТУ им. Н. Э. Баумана, 1999. Т. 2. 592 с.
Feodos'ev VI. Soprotivlenie materialov: ucheb. dlia vuzov [Resistance of Materials: a textbook for high schools]. M: Izd-vo MGTU im. N.E. Bauman. 10-e izd. 1999; T. 2. 592 s.

Рукопись поступила 14.08.2013.

Сведения об авторах:

- Попков Арнольд Васильевич – ФГБУ «РНЦ «ВТО» им. акад. Г.А. Илизарова» Минздрава России, главный научный сотрудник лаборатории коррекции деформаций и удлинения конечностей, д. м. н., профессор; e-mail: apopkov.46@mail.ru.
- Попков Дмитрий Арнольдович – ФГБУ «РНЦ «ВТО» им. акад. Г.А. Илизарова» Минздрава России, заведующий лабораторией коррекции деформаций и удлинения конечностей, д. м. н.
- Ирьянов Юрий Михайлович – ФГБУ «РНЦ «ВТО» им. акад. Г.А. Илизарова» Минздрава России, руководитель лаборатории морфологии, доктор биологических наук, профессор.
- Волосников Александр Павлович – ФГБУ «РНЦ «ВТО» им. акад. Г.А. Илизарова» Минздрава России, ведущий специалист патентной группы.
- Антонов Николай Иванович – ФГБУ «РНЦ «ВТО» им. акад. Г.А. Илизарова» Минздрава России, младший научный сотрудник лаборатории реконструктивного эндопротезирования и артроскопии, ветеринарный врач, к. б. н.
- Бурлаков Эдуард Валентнович – ФГБУ «РНЦ «ВТО» им. акад. Г.А. Илизарова» Минздрава России, ведущий специалист патентной группы.