

## Література

1. Ашкенази А.И. Хирургия кистевого сустава / А.И. Ашкенази. — М.: Медицина, 1990. — С. 273–277.
2. Сажин В.П. Лечение ганглиев и гигром в поликлинике / В.П. Сажин, А.С. Коновалов // Амбулаторная хирургия. — 2004. — № 1–2. — С. 76–77.
3. Філімонов В.І. Нормальна фізіологія / В.І. Філімонов. — К.: Здоров'я, 1994. — 306 с.
4. Carstensen J. Die ganglien der hand in theorie und praxis / Carstensen J. — Köln, 1983. — P. 45.
5. Holm C. Treatment of ganglia of the hand and wrist with aspiration and injection / C. Holm, S. Pandey // Hand. — 2003. — Vol. 5. — P. 63–68.

УДК 616.718.5/661.7584:615.477

## АНАЛИЗ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ БОЛЬШЕБЕРЦОВОЙ КОСТИ ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ ПРИВОДНОГО ВНУТРИКОСТНОГО ДИСТРАКЦИОННОГО АППАРАТА

В. В. Драган<sup>1</sup>, А. А. Тяжелов<sup>2</sup>, П. Н. Федулличев<sup>3</sup>, А. А. Герман<sup>1</sup>,  
М. В. Андрианов<sup>1</sup>, А. В. Данилюк<sup>1</sup>, А. Е. Аникін<sup>1</sup>

<sup>1</sup>ГУ «Крымский государственный медицинский университет  
им. С. И. Георгиевского», г. Симферополь, Украина

<sup>2</sup>«Институт патологии позвоночника и суставов  
им. проф. М. И. Ситенко АМН Украины», г. Харьков

<sup>3</sup>6-я городская клиническая больница скорой помощи, г. Симферополь, Украина

### ANALYSIS OF THE TENSELY-DEFORMED STATE OF TIBIA AT THE USE OF INTRABONE DRIVED VEHICLES

V. V. Dragan, A. A. Tyazbelov, P. N. Fedulichev, A. A. German,  
M. V. Andrianov, A. V. Daniluk, A. E. Anikin

*In the article are presented mathematical calculations on the imagineering of osteotomy of tibia and the analysis of the tensely-deformed state of tibia is conducted in the system "bone — vehicle".*

*Key words: intraosseous vehicle, distraction, shin, tensely-deformed state of tibia.*

### АНАЛІЗ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ ВЕЛИКОГОМІЛКОВОЇ КІСТКИ ПРИ ВИКОРИСТАННІ ПРИВОДНОГО ВНУТРІШНЬОКІСТКОВОГО ДИСТРАКЦІЙНОГО АПАРАТА

В. В. Драган, О. А. Тяжелов, П. М. Федулличев, О. А. Герман,  
М. В. Андрианов, А. В. Данилюк, О. Є. Анікін

*У статті наведені математичні розрахунки з моделювання остеотомії великогомілкової кістки, проаналізовано напружено-деформований стан великогомілкової кістки в системі "кістка — апарат".*

*Ключові слова: внутрішньокістковий апарат, дистракція, голілка, напружено-деформований стан великогомілкової кістки.*

## Введение

Остеосинтез длинных костей с возможностью осуществления дистракционной функции — одно из наиболее интенсивно развивающихся направлений восстановительной хирургии. Особенно это заметно на примере методов, предусматривающих использование полностью погружаемых в кость конструкций.

Наличие врожденной или приобретенной патологии опорно-двигательного аппарата, приводящей к укорочению конечности, негативно влияет на функцию конечностей, позвоночника и часто приводит к социальным проблемам пациента. Поэтому проведение хирургической коррекции длины конечностей призвано решить не только вопросы клинической реабилитации,

но и социально-адаптивные проблемы человека. И здесь важно, чтобы врач имел как можно более широкий выбор методов, направленных на коррекцию укорочения и деформаций кости.

Для проведения удлинения длинной кости при любом методе предусматривается *формирование зоны роста путем остеотомии*. Однако, способы проведения пересечения кости отличаются при разных методах как по уровню, так и по способу проведения. Один из наиболее распространенных видов остеотомии большеберцовой кости — это поперечное.

Метод чрескостного остеосинтеза позволяет осуществлять дозированную управляемую distraction фрагментов длинной кости при помощи **аппаратов внешней фиксации**, непосредственно соединенных с костью *штицами* или *стержнями* [12, 14]. Несмотря на очевидные достоинства этой технологии, приходится признать, что существует ряд причин [9], по которым многие авторы предложили альтернативные варианты distractionного остеосинтеза длинных костей аппаратами внешней фиксации *с добавлением* на этапе завершения удлинения *внутрикостных стержней* [13]. И главной причиной этому является недостаточная фиксация фрагментов кости только аппаратами внешней фиксации, особенно после завершения программы удлинения, когда внешние конструкции удаляются.

Учитывая преимущества и недостатки применения внеочаговых distractionных аппаратов в комбинации с внутрикостным остеосинтезом, появилась мысль о создании имплантируемых конструкций, которые позволили бы фиксировать и удлинять сегмент конечности без удержания костных фрагментов снаружи, исключить для пациента все неудобства, связанные с установкой внешних аппаратов.

Поиск новых возможностей в решении этой проблемы привел к созданию **внутрикостных аппаратов** [1, 4–7, 10, 11].

Анализ литературных данных авторов [6, 10, 11] показывает отсутствие регулярного клинического применения внутрикостных аппаратов *при удлинении голени*. Описаны единичные случаи удлинения голени с малыми величинами distraction. Этот факт свидетельствует о недостатках конструкций внутрикостных аппаратов и используемых технологий.

Созданный приводной внутрикостный distractionный аппарат обеспечивает достаточные величины удлинения голени — более 5 см [4]. Работа привода инициируется за счет переменного прессорного воздействия через мягкие ткани голени на “крылья” привода. При этом маятниковообразные движения привода обеспечивают срабатывание механизма аппарата, передавая внешние усилия с повышающим коэффициентом на ходовой винт аппарата, и этим обеспечивая поступательное расхождение трубчатых частей телескопического корпуса внутрикостного аппарата и фрагментов большеберцовой кости.

В процессе distraction и после окончания ее внутрикостный аппарат выполняет функцию надежного внутрикостного фиксатора на участке distraction большеберцовой кости. Нахождение внутрикостного аппарата внутри организма не лимитировано. Врач имеет

возможность удалять фиксатор после полной уверенности в восстановлении опорной функции кости.

В литературе имеется достаточное количество работ, посвященных биомеханической характеристике металлоконструкций, применяемых при остеосинтезе длинных костей при переломах в условиях стабильной фиксации [2, 3]. Однако, исследования, направленные на обоснование уровня и вида остеотомии при внутрикостном distractionном остеосинтезе голени, а также изучение влияния уровня и вида остеотомии на определение характеристик силовых взаимодействий в системе “кость — аппарат”, в настоящее время отсутствуют. Это и определяет актуальность настоящей работы.

**Цель** исследования — провести математическое моделирование напряженно-деформированного состояния большеберцовой кости при использовании приводного внутрикостного distractionного аппарата.

## Материалы и методы

Геометрическая модель большеберцовой кости построена на основе томографических срезов, проведенных в нижнем и верхнем фрагментах через 1–3 мм, а в средней трети — через 5–10 мм. Толщина кортикального слоя в проксимальном и дистальном фрагментах большеберцовой кости принята за 2 мм и к средней трети увеличивается до 10 мм.

В качестве нагрузки на большеберцовую кость выбрана сила, соответствующая средней величине веса тела человека, т.е. 800 Н (80 кг), приложенная к суставным поверхностям ее проксимального и дистального отделов вдоль продольной оси. Материал считается однородным и изотропным. Свойства материалов, используемых в расчете, взяты из литературы [4] и приведены в табл. 1.

Таблица 1

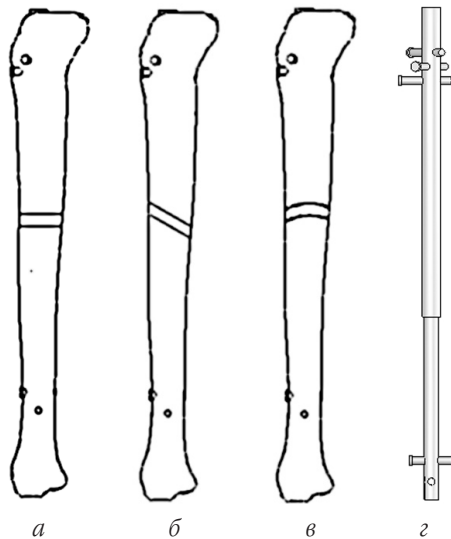
Свойства материалов

Материалы	Модуль Юнга E, МПа	Коэффициент Пуассона, $\nu$
Кортикальная кость	18 350	0,3
Губчатая кость	330	0,3
Сталь	210 000	0,3

Исследования проводились с использованием метода математического компьютерного моделирования линии остеотомии большеберцовой кости на разных уровнях, с фиксацией фрагментов большеберцовой кости приводным внутрикостным distractionным аппаратом. Расчеты проводились для трех видов остеотомии — *поперечной* (рис. 1а), *косой* (рис. 1б) и *полуцилиндрической* (рис. 1в). На рис. 1г изображена модель приводного внутрикостного distractionного аппарата.

## Результаты и их обсуждение

Исследование напряженно-деформированного состояния (НДС) большеберцовой кости было проведено: в норме,



**Рис. 1.** Схема моделирования остеотомий большеберцовой кости:

*а* — поперечное сечение; *б* — косое;  
*в* — полуцилиндрическое; *г* — приводной внутрикостный дистракционный аппарат

а также на трех моделях — при остеотомии в проксимальном отделе метафизарной зоны (*модели 1, 2*) и при остеотомии в в диафизарном отделе (*модель 3*).

Остановимся на этом более подробно.

### Исследование НДС большеберцовой кости

#### 1) В норме

Анализ результатов расчета модели в норме показал, что уровень напряженного состояния более высокий по задней поверхности большеберцовой кости. Так, в *проксимальном отделе* по задней поверхности уровень напряженного состояния достигает 7,9 МПа, а в *дистальном* — 12,1 МПа.

На передней поверхности большеберцовой кости напряжения локализуются в *дистальном отделе* кости вдоль переднего края. Уровень напряженного состояния в этой зоне равняется 4,3 МПа. Анализ НДС показал, что основную нагрузку несет кортикальный слой большеберцовой кости. В губчатом слое напряжения не превышают значения 1 МПа.

Из проведенного расчета можно сделать вывод, что основную нагрузку несет кортикальный слой большеберцовой кости. Наиболее напряженным участком является задний дистальный отдел большеберцовой кости, где величина напряжений равняется 12,1 МПа.

#### 2) При остеотомии в проксимальном отделе метафизарной зоны (модель 1)

Предполагалось, что в месте остеотомии образовалась костная ткань толщиной 1 см с модулем упругости 33 МПа (0,1 МПа от величины модуля упругости губчатой ткани). Анализ результатов расчета модели 1 показал, что максимально значение напряжений достигается в области медиальной лодыжки и равняется напряжению для модели в норме — 14,8 МПа.

В *дистальном отделе* уровень напряженного состояния также практически не изменился: 4,6 МПа — в расчетной модели и 4,3 МПа — для модели в норме. В основном изменения произошли в *проксимальном отделе*, в зоне входа винта в кость, где величина напряжений равняется 3,5 МПа (0,5 МПа — для модели в норме).

В *проксимальном отделе* для расчетной модели уровень напряженного состояния понизился до 3,3 МПа по сравнению с 7,9 МПа для модели в норме.

В *дистальном отделе* уровень напряженного состояния также понизился, максимальное значение напряжений в области медиальной лодыжки составляет 11,3 МПа (12,1 МПа — для модели в норме).

Анализ НДС внутрикостной структуры показал, что основную нагрузку несут винты фиксирующего устройства. Значения напряжений на границе контакта «кость — аппарат» в *проксимальном отделе* достигают величины 43 МПа (0,5 МПа в этой зоне — для модели в норме). Эта зона концентрации напряжений находится в зоне остеотомии и в области крепления верхних винтов.

В *средней трети* и *дистальном отделе* большеберцовой кости, уровень напряженного состояния вдоль КМЗП понижается до 11 МПа. Выполнение расчетов для *косой* и *полуцилиндрической* остеотомии показали, что характер распределения и уровень напряженного состояния не изменились.

#### 3) При остеотомии в проксимальном отделе метафизарной зоны (модель 2)

Анализ результатов расчета модели 2 показал, что характер распределения НДС по передней поверхности большеберцовой кости изменился. Максимальные значения напряжений, как и в предыдущих расчетах, достигаются в области медиальной лодыжки и равняются напряжениям для модели в норме — 14,8 МПа.

В *дистальном отделе* уровень напряженного состояния также практически не изменился: 4,6 МПа — в расчетной модели и 4,3 МПа — для модели в норме. Основные изменения произошли в зоне остеотомии, где величина напряжений равняется 4,6 МПа (1 МПа — для модели в норме; 3,3 МПа — для расчетной модели). Зона концентрации напряжений распределяется по обе стороны от места остеотомии, в отличие от предыдущего расчета, где зона концентрации напряжений находилась между верхним винтом и зоной остеотомии. В области верхнего винта уровень напряженного состояния понизился.

Также изменился и характер распределения напряжений по задней поверхности большеберцовой кости. В *проксимальном отделе* для расчетной модели уровень напряженного состояния несколько повысился — 4,6 МПа, по сравнению с 3,3 МПа для предыдущей модели, но все равно ниже, чем для модели в норме (7,9 МПа). В *дистальном отделе* большеберцовой кости уровень напряженного состояния повысился незначительно, максимальное значение напряжений в области медиальной лодыжки составляет 12,9 МПа (12,1 МПа — для модели в норме).

Анализ НДС (рис. 2) внутрикостной структуры показал, что основную нагрузку, как и для предыдущей

Таблиця 2

**Значения напряжений Мизеса в контрольных областях для различных видов остеотомии в метадиафизарной зоне большеберцовой кости**



**Рис. 2.** Распределение интенсивности напряжений внутри большеберцовой кости: *а* — фронтальное сечение; *б* — сагиттальное

модели в проксимальном отделе большеберцовой кости несут винты фиксирующего устройства. В отличие от предыдущей модели, в данном расчете более напряженным является верхний винт фиксирующей конструкции. Значения напряжений на границе контакта “кость — аппарат” в проксимальном отделе достигают величины 45 МПа (0,5 МПа — для модели в норме).

В средней трети и дистальном отделе большеберцовой кости уровень напряженного состояния понижается до 2,5 МПа и только в области самого узкого места канала и места прохождения винтов повышается до 14 МПа.

Значения напряжений Мизеса в контрольных областях для различных видов остеотомии в метадиафизарной зоне большеберцовой кости сведены в табл. 2.

Выполнение расчетов для косой и полукруглой остеотомии показало, что как и для предыдущей модели характер распределения и уровень напряженного состояния не изменились. Небольшие отличия наблюдаются только в зоне остеотомии.

**4) При остеотомии в диафизарном отделе (модель 3)**

Моделирование остеотомии в диафизарном отделе большеберцовой кости проводилось аналогично предыдущим моделям 1 и 2. Анализ результатов расчета показал, что характер распределения НДС по передней поверхности большеберцовой кости соответствует характеру распределения модели 2. Максимальное значение напряжений

Зона контроля напряжений	Напряжения Мизеса, МПа			
	В норме	В зависимости от вида остеотомии		
		поперечная	косая	полукруглая
Зона остеотомии (вид спереди)	0,5	4,6	5,1	5,5
Средняя треть берцовой кости (вид спереди)	3,1	4,2	4,2	4,2
Дистальный отдел (вид спереди)	4,3	4,6	4,6	4,7
Зона фиксации (вид спереди)	14,8	14,7	14,9	14,8
Вход верхнего винта (вид сбоку)	0,2	0,4	0,4	0,4
Вход нижнего винта (вид сбоку)	10,2	4,7	4,6	4,6
Проксимальный отдел (вид сзади)	7,9	4,6	5	4,6
Нижний винт (вид сзади)	6	7,1	7,1	7,4
Дистальный отдел (вид сзади)	9,6	9,4	9,4	9,4
Медиальная лодыжка (вид сзади)	12,1	12,9	12,8	12,7
Латеральный край (вид сзади)	11,2	11,4	10,9	11,1
Верхние винты (фронтальное сечение)	0,5	13	10	13,3
Зона остеотомии (фронтальное сечение)	0,5	45	40	41,6
Узкое место канала (фронтальное сечение)	2,6	14	15	14,5
Зона вдоль винта (фронтальное сечение)	4,7	10,6	10,6	10,6
Верхние винты (сагиттальное сечение)	0,5	11	11	11,2
Зона остеотомии (сагиттальное сечение)	3,5	2,4	2,5	3
Узкое место канала (сагиттальное сечение)	6	5,5	5	5,3
Зона вдоль винта (сагиттальное сечение)	7,5	10,7	11,1	12
Зона максимальных напряжений спереди сверху — стержни	30	31,2	30,4	30,2
Зона максимальных напряжений спереди снизу — стержни	14,4	14,4	14,3	14,3
Зона максимальных напряжений сзади сверху — стержни	37,9	31,6	35,8	30,9
Зона максимальных напряжений сзади снизу — стержни	24,3	24,3	24,2	24,2

достигается в области медиальной лодыжки и одинаково для всех моделей — 14,8 МПа.

В дистальном отделе уровень напряженного состояния несколько повысился: 4,9 МПа — в расчетной модели и 4,6 МПа — для предыдущих моделей 1 и 2. В зоне остеотомии максимальное значение напряжений равняется 4,6 МПа.

Характер распределения напряжений по задней поверхности большеберцовой кости также соответствует модели 2.

В проксимальном отделе для расчетной модели уровень напряженного состояния понизился до 4,9 МПа, по сравнению с 7,9 МПа для модели в норме.

В дистальном отделе большеберцовой кости уровень напряженного состояния практически не изменился, максимальное значение напряжений в области медиальной лодыжки составляет 12,3 МПа (12,1 МПа — для модели в норме).

Анализ НДС внутрикостной структуры модели 3 показал, что характер распределения напряженного состояния и величины напряжений аналогичны модели 2.

Зона концентрації напружень знаходиться в області остеотомії. Значення напружень в цій області на границі контакту “кістка — апарат” досягають величини 39 МПа, що нижче, ніж для передньої моделі 2 (45 МПа). В дистальному відділі большеберцової кістки рівень напруженого стану вздовж внутрікостного каналу знижується до 2,5 МПа. Залишились невеликі зони концентрації напружень в самому вузькому місці кісткомозгової порожнини і навколо нижніх кріпючих винтів (13,7 МПа).

Виконання розрахунків для *косий* і *полуциліндричної* остеотомії показали, що як характер розподілу, так і рівень напруженого стану не змінилися.

## Висновки

1. Використання приводного внутрікостного дистракційного апарату забезпечує перерозподілення НДС в большеберцової кістки.

2. В відміння від моделі в нормі, де основну навантаження несе кортикальний шар, в моделях, використовують фіксувальну внутрікостну конструкцію (моделі 1–3) основну навантаження несуть блокуючі винти.

3. Зони концентрації напружень розташовані, головним чином, по передній і задній поверхнях границі контакту “кістка — апарат”. Максимальні значення напружень в цих зонах досягають величини 39–45 МПа.

4. Для моделі 1 з остеотомією в проксимальному відділі метафізарної зони большеберцової кістки, в кортикальному шарі по задній поверхні напруження суттєво нижче — 3,3–4,9 МПа, ніж для моделі в нормі — 7,9 МПа.

5. В кортикальному шарі дистального відділу большеберцової кістки рівень напруженого стану практично однаковий для всіх моделей.

6. Вид остеотомії (поперечна, коса або полуциліндрична) не впливає на характер розподілу і величину НДС большеберцової кістки. Невеликі (несуттєві) зміни мають місце тільки поблизу зони остеотомії.

7. Механічні характеристики кісткової регенерації надають суттєвий вплив на НДС большеберцової кістки тільки при зближенні їх значень до властивостей кортикальної кісткової тканини.

## Література

1. *Блискунов А.И.* Удлинение бедра управляемыми имплантируемыми конструкциями (экспериментально-клиническое исследование) : дис. ... доктора мед. наук : 14.00.22 / *Блискунов Александр Иванович.* — М., 1983. — 305 с.
2. *Гончарова Л.Д.* Концепция внутренних напружений опорных структур и ее место в вопросах остеосинтеза / *Л.Д. Гончарова, А.А. Тяжелов, Г.В. Лобанов* // Травма. — 2008. — Т. 9, № 2. — С. 227–232.
3. Дек. пат. на винахід № 53 582А (Україна). МПК7 А61В17/56. Спосіб закритого блокуючого металополімерного інтрамедулярного остеосинтезу / *Рубленік І.М., Ковальчук П.Є.* ; № 2 002 097 308 ; Заяв. 09.09.2002., Опубл. 15.01. 2003, Бюл. № 1. — 14 с.
4. *Драган В.В.* Подовження довгих кісток нижніх кінцівок приводними внутрішньокістковими апаратами (експериментально-клінічне дослідження) : дис. ... доктора. мед. наук : 14.00.22 / *Драган Володимир Володимирович.* — Донецьк, 2010. — 283 с.
5. *Baumgart R.* The reverse planning method for lengthening of the lower limb using a straight intramedullary nail with or without deformity correction. A new method / *R. Baumgart* // Oper. Orthop. Traumatol. — 2009. — Vol. 21 (2). — P. 221–233.
6. *Betz A.* Op3 : Aesthetic Leg Lengthening : Simultaneous in Both Thighs and Legs With Telescopic Distraction Nails / *A. Betz* // Plastic and Reconstruct. Surg. — 2009. — Vol. 124 (2). — P. 678–679.
7. *Bliskunov A.* Verlängerung der unteren Extremitäten mit Hilfe von total implantierten Zugapparaten / *A. Bliskunov* // Orthopad. Praxis. — 1997. — № 33. — S. 403–406.
8. Complications of Ilizarov leg lengthening: a comparative study between patients with leg length discrepancy and short stature / *Barreto B., Caton J., Merabet Z. [et al.]* // Int. Orthop. — 2007. — Vol. 31 (5). — P. 587–591.
9. *Dabe M.T.* Complications of limb lengthening. A learning curve / *Dabe M.T., Gulli B., Berg T.* // Clin. Orthop. — 1994. — Vol. 301. — P. 10–18.
10. Gradual femoral lengthening with the Albizzia intramedullary nail / *Guichet J.-M., Deromendis B., Donnan L.T. [et al.]* // J. Bone Jt Surg. — 2003. — Vol. 85-A, № 5. — P. 838–848.
11. Improved comfort in lower limb lengthening with the intramedullary skeletal kinetic distractor : principles and preliminary clinical experiences / *Hankemeier S., Pape H.C., Gosling T. [et al.]* // Arch. Orthop. Trauma Surg. — 2004. — Vol. 124. — P. 129–133.
12. Lengthening of the congenital short femur using the Ilizarov technique : a single-surgeon series / *Aston W.J., Calder P.R., Baker D., Hartley J., Hill R.A.* // J. Bone Joint. Surg. Br. — 2009. — Vol. 91 (7). — P. 962–967.
13. *Wasserstein I.* Twenty-five years experience with lengthening of shortened lower extremities using cylindrical allografts / *I. Wasserstein* // Clin. Orthoped. — 1990. — Vol. 250. — P. 150–154.
14. *Wagner H.* Surgical lengthening or shortening of femur and tibia / *H. Wagner* // Progress in Orthopaedic Surg. — 1977. — Vol. 1. — P. 71.