

DOI: 10.15690/vramn.v70.i4.1410

Д.А. Попков, Н.А. Кононович, Э.Р. Мингазов, Р.Б. Шутов, Д. Барбье

Российский научный центр «Восстановительная травматология и ортопедия» им. акад. Г.А. Илизарова,  
Курган, Российская Федерация

## Интрамедуллярный эластичный трансфизарный остеосинтез большеберцовой кости и его влияние на рост сегмента

Интрамедуллярный трансфизарный эластичный остеосинтез применяется у детей при заболеваниях, сопровождающихся сниженными прочностными свойствами костной ткани, в первую очередь при несовершенном остеогенезе. **Цель исследования:** изучить рост большеберцовой кости в условиях трансфизарного встречного проведения эластичных стержней без нарушения целостности кости, при моделировании поперечного перелома, а также сочетании трансфизарного армирования и поднадкостничного расположения титановой сетки с вклеенными в нее эластичными стержнями. **Методы:** проведено нерандомизированное контролируемое исследование на 3 группах (сериях) щенков (по 6 животных в каждой серии). В серии I производили встречное трансфизарное армирование большеберцовой кости, в серии II — трансфизарное армирование в сочетании с поперечной остеотомией костей голени, в серии III трансфизарный эластичный остеосинтез выполнялся вместе с поднадкостничным введением сетки из никелида титана с вклеенными в нее эластичными стержнями при поперечной остеотомии костей голени. **Результаты:** трансфизарное армирование вызывало замедление роста оперированной большеберцовой кости с потерей длины на 3,8 мм ( $p=0,078$ ) в I, на 7,8 мм ( $p=0,032$ ) во II и на 7,7 мм ( $p=0,042$ ) в III серии. Эксцентричное проведение трансфизарных стержней формировало угловую деформацию в процессе последующего роста, в среднем на  $7^\circ$  ( $p=0,023$ ) на уровне дистального эпифиза во всех сериях. Пери- и эндостальные реакции способствовали увеличению диаметра диафиза большеберцовой кости в серии II на 3,9 мм ( $p=0,037$ ), в серии III — на 3,8 мм ( $p=0,041$ ) по сравнению с контрольной конечностью. В первой серии разницы диаметров между оперированной и интактной большеберцовой костью не наблюдалось. **Заключение:** интрамедуллярное трансфизарное армирование замедляет рост кости в длину. Для предотвращения угловых деформаций расположение телескопических систем должно быть максимально близким к центру ростковых зон. Поднадкостничное армирование не замедляет консолидацию фрагментов и может сочетаться с интрамедуллярным трансфизарным остеосинтезом.

441

**Ключевые слова:** трансфизарный эластичный остеосинтез, несовершенный остеогенез.

(Для цитирования: Попков Д.А., Кононович Н.А., Мингазов Э.Р., Шутов Р.Б., Барбье Д. Интрамедуллярный эластичный трансфизарный остеосинтез большеберцовой кости и его влияние на рост сегмента. *Вестник РАМН*. 2015; 70 (4): 441–449. Doi: 10.15690/vramn.v70.i4.1410)

D.A. Popkov, N.A. Kononovich, E.R. Mingazov, R.B. Shutov, D. Barbier

Russian Ilizarov Scientific Center «Restorative Traumatology and Orthopaedics»,  
Kurgan, Russian Federation

### Intramedullary Elastic Transphyseal Tibial Osteosynthesis and Its Effect on Segmental Growth

**Background:** Intramedullary transphyseal elastic osteosynthesis is used in children for the diseases accompanied by the reduced strength properties of bone tissue, and primarily for osteogenesis imperfecta. **Objective:** The purpose of the experimental study was to investigate tibial growth under the conditions of transphyseal counter-directed insertion of elastic rods without bone integrity breaking, under transverse fracture modeling, as well as under combining transphyseal reinforcement and subperiosteal positioning the titanium mesh with the elastic rods involved in it. **Methods:** Non-randomized controlled trial was performed. Three series of experiments performed in 18 puppies. Counter-directed transphyseal reinforcement of tibia performed in Series I, transphyseal reinforcement combined with transverse osteotomy of leg bones — in Series II, transphyseal elastic osteosynthesis and subperiosteal positioning the titanium nickelide mesh with involved in it elastic rods during transverse leg bone osteotomy performed in Series III. **Results:** Transphyseal reinforcement resulted in growth retardation of the operated tibia. The loss of residual growth was 3.8 mm ( $p=0.078$ ) in series I; 7.8 mm ( $p=0.032$ ) — in series II; 7.7 mm ( $p=0.042$ ) — in series III. Eccentric insertion of transphyseal rods formed an angular deformity (mean value  $7^\circ$ ;  $p=0.023$ ) of the distal tibial epiphysis in the process of residual growth. Periosteal and endosteal reactions contributed to enlargement of diaphyseal diameter of 3.9 mm (series II;  $p=0.037$ ) and 3.8 mm (series III;  $p=0.041$ ). Any difference of diameter between operated and intact tibia was not observed in series I. **Conclusion:** Intramedullary transphyseal reinforcement retards longitudinal bone growth. The positioning of the telescopic systems should be as close as possible to the center of growth plates in order to prevent angular deformities. Subperiosteal reinforcement doesn't retard consolidation of fragments, and it can be combined with intramedullary transphyseal osteosynthesis.

**Key words:** transphyseal elastic osteosynthesis, osteogenesis imperfecta.

(For citation: Popkov D.A., Kononovich N.A., Shutov R.B., Barbier D. Intramedullary Elastic Transphyseal Tibial Osteosynthesis and Its Effect on Segmental Growth. *Vestnik Rossiiskoi Akademii Meditsinskikh Nauk = Annals of the Russian Academy of Medical Sciences*. 2015; 70 (4): 441–449. Doi: 10.15690/vramn.v70.i4.1410)

## Обоснование

Системные заболевания скелета, сопровождающиеся сниженными прочностными свойствами костной ткани, особенно несовершенный остеогенез, крайне часто осложняются патологическими переломами, деформациями и неравенством длины конечностей [1–3]. Sofield и Millar первыми предложили для коррекции деформаций при несовершенном остеогенезе выполнять трансфизарный интрамедуллярный остеосинтез [1]. При этом интрамедуллярно введенный материал остается на весь период роста, выполняя роль внутреннего тьютора на время сращения костных фрагментов, а также предотвращая появление новых деформаций. Данный принцип хирургической профилактики и лечения деформаций конечностей остается актуальным [2].

В 1987 г. Métaizeau для лечения обычных переломов трубчатых костей у детей, а также для предотвращения формирования деформаций при системных заболеваниях скелета предложил использовать интрамедуллярное встречное трансфизарное эластичное армирование (flexible intramedullary nailing) [3]. Преимуществом эластичных стержней является возможность их использования при любом диаметре костномозгового канала, что особенно важно у детей в возрасте до 5–6 лет. Трансфизарное расположение стержней предполагает их прохождение через зоны роста. Следовательно, выбор оптимальных участков введения интрамедуллярных фиксаторов имеет важное клиническое значение в ортопедии детского возраста. Однако экспериментальные работы в области влияния дозированного повреждения ростковых пластинок немногочисленны и не позволяют прийти к единому мнению в вопросе определения оптимального пространственного расположения трансфизарных стержней [4–6]. Такая ситуация требует экспериментального обоснования методики трансфизарного армирования.

Другим нерешенным вопросом остается сохранение функций тьютора трансфизарно проведенных спиц по мере их расхождения в средней части кости в процессе естественного роста сегмента. Единственным решением в настоящее время остается замена спиц на более длинные для предотвращения деформаций и/или патологических переломов [3, 6]. Однако до сих пор отсутствует предложенный и тем более экспериментально апробированный способ пролонгации функции тьютора интрамедуллярной (или комбинированной) системы.

Таким образом, вопрос совершенствования трансфизарных систем остается актуальным. Кроме того, при клиническом использовании отсутствуют количественные данные влияния трансфизарно проведенных элементов на продольный рост конечности, формирование эпифизов армированных сегментов или развитие угловых деформаций.

Наше экспериментальное исследование было направлено на изучение следующих вопросов: оптимальное расположение трансфизарных стержней, влияние их на продольный рост и развитие суставных концов оперированного сегмента, а также разработка принципиально нового способа продления свойств внутреннего тьютора добавлением поднадкостничного армирования.

Целью исследования было изучить рост большеберцовой кости в условиях трансфизарного встречного проведения эластичных стержней неповрежденной кости и при моделировании поперечного перелома, а также в сочетании трансфизарного армирования и поднадкост-

ничного расположения титановой сетки с вплетенными в нее эластичными стержнями.

## Методы

### Дизайн исследования

Проведено нерандомизированное контролируемое исследование на 18 щенках. Животных параллельно разделили на 3 группы (серии) в зависимости от вида оперативного вмешательства.

### Критерии соответствия

Основным критерием включения являлись возраст и общее состояние животных.

### Условия проведения

Эксперименты выполнены на базе вивария РНЦ «Восстановительная травматология и ортопедия» им. акад. Г.А. Илизарова (Курган). Животных содержали в индивидуальных боксах (по одному). Получали одинаковые стандартные, сбалансированные по питательным веществам, корма и чистую питьевую воду. Каждое животное в группе было идентифицировано индивидуальным четырехзначным номером. Все хирургические манипуляции осуществлены в условиях операционной одной хирургической бригадой.

### Продолжительность исследования

Период наблюдения составил 180 сут после выполнения оперативного вмешательства, по окончании которого биологический возраст животных соответствовал 12 мес. Анализировали результаты исследования, полученные непосредственно перед выполнением экспериментов (контрольная точка  $D_0$ , соответствующая предоперационному периоду) и через 180 сут после его начала (контрольная точка  $M_6$ , т.е. 6 мес после операции).

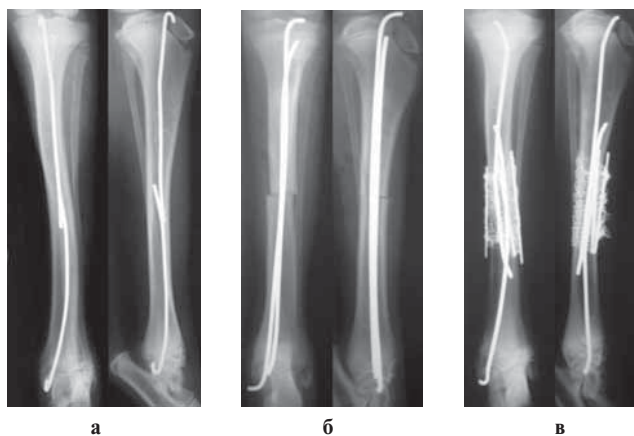
### Описание оперативного вмешательства

Всем животным удаляли шерстный покров на правой тазовой конечности. Животных наркотизировали путем внутривенного введения тиопентала натрия в рекомендуемых дозах.

В серии I (рис. 1а) для выполнения встречного биполярного трансфизарного эластичного интрамедуллярного остеосинтеза неповрежденной правой большеберцовой кости использовали по 2 предварительно изогнутых стержня (титановые спицы) диаметром 1,8 мм и длиной 10 см. Радиус изгиба спиц составлял  $40^\circ$ . Одну из спиц наркотизированному животному вводили через проксимальный паратендиозный доступ. Эту спицу проводили антеградно через центр проксимального эпифиза большеберцовой кости. Вторую спицу вводили навстречу предыдущей ретроградно эксцентрично на уровне медиальной лодыжки. Свободные концы спиц U-образно изгибали и инпактировали в медиальном направлении в эпифизы с целью предотвращения миграции стержней внутрь кости по мере роста сегмента.

В серии II (рис. 1б) выполняли поднадкостничную поперечную остеотомию середины диафиза большеберцовой кости вибропилой и остеотомию малоберцовой кости долотом. После этого осуществляли биполярный трансфизарный эластичный интрамедуллярный остеосинтез (аналогично серии I).

В серии III (рис. 1в) после остеотомий берцовых костей и интрамедуллярного эластичного стабильного



**Рис. 1.** Рентгенограммы костей голени экспериментальных животных, интрамедуллярный эластичный трансфизарный остеосинтез.

*Примечание.* а — превентивный интрамедуллярный остеосинтез, б — при поперечной остеотомии диафиза, в — при поперечной остеотомии диафиза и в сочетании с поднадкостничным армированием.

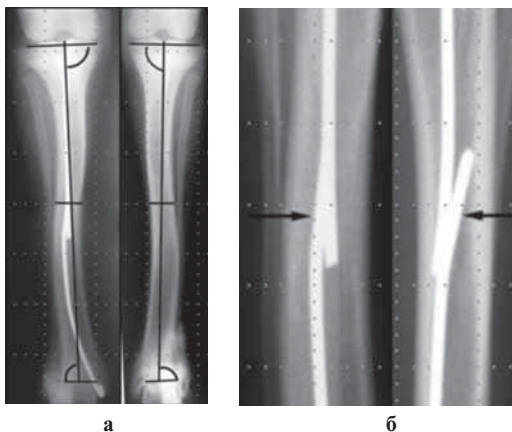
остеосинтеза титановыми стержнями поднадкостнично располагали сетку из никелида титана марки TN-10 (толщина нити 150 мкм, диаметр ячеек 2–2,5 мм) с титановыми стержнями. Сетка перекрывала зону остеотомии большеберцовой кости по всей длине окружности на протяжении 2 см проксимальнее и 2 см дистальнее от концов отломков. Прямые титановые стержни ( $n = 3$ ) диаметром 2 мм были заранее равномерно распределены в сетке и ориентированы параллельно оси сегмента. Надкостницу отдельными узловыми швами фиксировали к сетке.

### Исход исследования

#### Основной исход исследования

Для достижения поставленной цели в периоды эксперимента, обозначенные контрольными точками, определяли:

- длину большеберцовых костей (рис. 2а);
- величину перекреста проксимальной и дистальной спицы в костномозговом канале (рис. 2б);
- поперечный размер диафиза большеберцовой кости в средней трети (см. рис. 2а);
- механический медиальный проксимальный угол (см. рис. 2а) большеберцовой кости (mechanical Medial



**Рис. 2.** Схема расположения изучаемых параметров.

*Примечание.* а — длина большеберцовой кости, поперечный размер диафиза большеберцовой кости в средней трети, угол mMPТА, угол mLDTA, б — величина перекреста проксимальной и дистальной спицы в костномозговом канале.

Proximal Tibial Angle, mMPТА), измеряемый между механической осью сегмента и линией, соединяющей 2 точки (вершины) вогнутых суставных поверхностей мыщелков большеберцовой кости [7];

- механический латеральный дистальный угол (см. рис. 2а) большеберцовой кости (mechanical Lateral Distal Tibial Angle m, LDТА), образуемый механической осью сегмента и суставной линией [7];
- расположение эластичных стержней на уровне физиов относительно их срединных осей в сагиттальной и фронтальной плоскости.

#### Дополнительные исходы исследования

Во всех сериях дополнительно оценивали функциональное состояние конечности. В сериях II и III отмечали сроки консолидации костных отломков и возможные деформации сегментов в результате возможных вторичных смещений.

#### Методы регистрации исходов

Основные исходы исследования были получены путем выполнения остеометрии большеберцовых костей по их рентгеновским изображениям. Измерения производил каждый соавтор работы независимо друг от друга. Дополнительные исходы выявляли рентгенологическим и клиническим методом. Рентгенологические исследования правых и левых голени выполняли в прямой и боковой проекции с использованием рентгеновского аппарата VEP X Technology Premium VET (Испания).

#### Этическая экспертиза

До начала экспериментальных исследований было получено одобрение Комитета по этике РНЦ «ВТО» им. акад. Г.А. Илизарова на их выполнение (протокол № 5 (30) заседания от 14.11.2012 г.).

#### Статистический анализ

##### Принципы расчета размера выборки

Размер выборки предварительно не рассчитывали.

##### Методы статистического анализа данных

Полученные количественные данные подвергали статистической обработке с использованием программы AtteStat 13.1 (Россия). Статистическое исследование включало в себя описательную статистику: средние значения (M) и стандартное отклонение (SD). Сравнительные исследования производили с применением критерия Стьюдента и Вилкоксона для независимых (для проверки равенства средних между показателями правой и левой конечности) и парных (для проверки различий между двумя выборками парных изменений, в т.ч. проверки равенства средних, между показателями одной конечности в начале и конце эксперимента) выборок. Разницу измерений значений между исследователями оценивали с помощью коэффициента вариации. Различия показателей считали статистически значимыми при  $p < 0,05$ .

## Результаты

#### Участники исследования

Для выполнения экспериментов были отобраны клинически здоровые беспородные собаки (щенки) обоего пола в возрасте 6 мес. При этом в каждой отдельной группе использовали щенков из одного помета. У всех животных правая голень являлась опытным сегментом, а левая служила контролем (рис. 3).

В серии I при трансфизарном армировании неповрежденной большеберцовой кости имитирова-

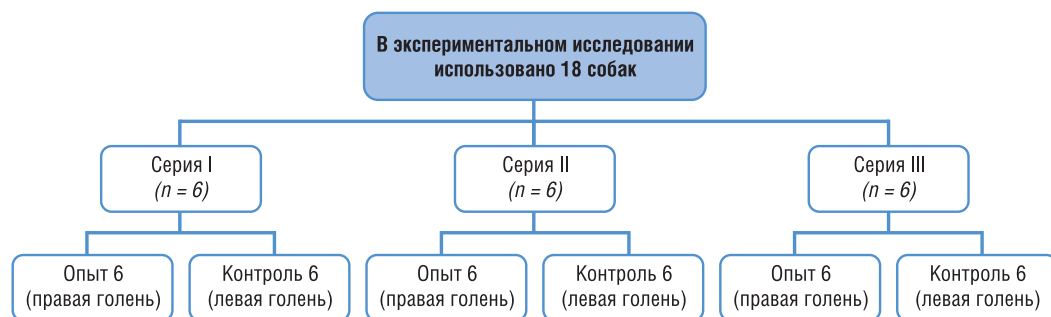


Рис. 3. Схема проведения экспериментального исследования.

ли превентивный интрамедуллярный трансфизарный остеосинтез, осуществляемый при несовершенном остеогенезе.

В сериях II и III в определенном приближении имитировали интрамедуллярный трансфизарный эластичный остеосинтез и его сочетание с поднадкостничным армированием при переломе костей голени на фоне несовершенного остеогенеза.

**Основные результаты исследования**

При выполнении остеометрических исследований разница в измерениях изучаемых показателей между исследователями не превышала 2,5%, что позволяет подтвердить воспроизводимость и точность измерений.

Анализ полученных результатов показал, что на уровне дистальной зоны роста прохождение стержней было медиальнее, что обусловлено проведением их через

444

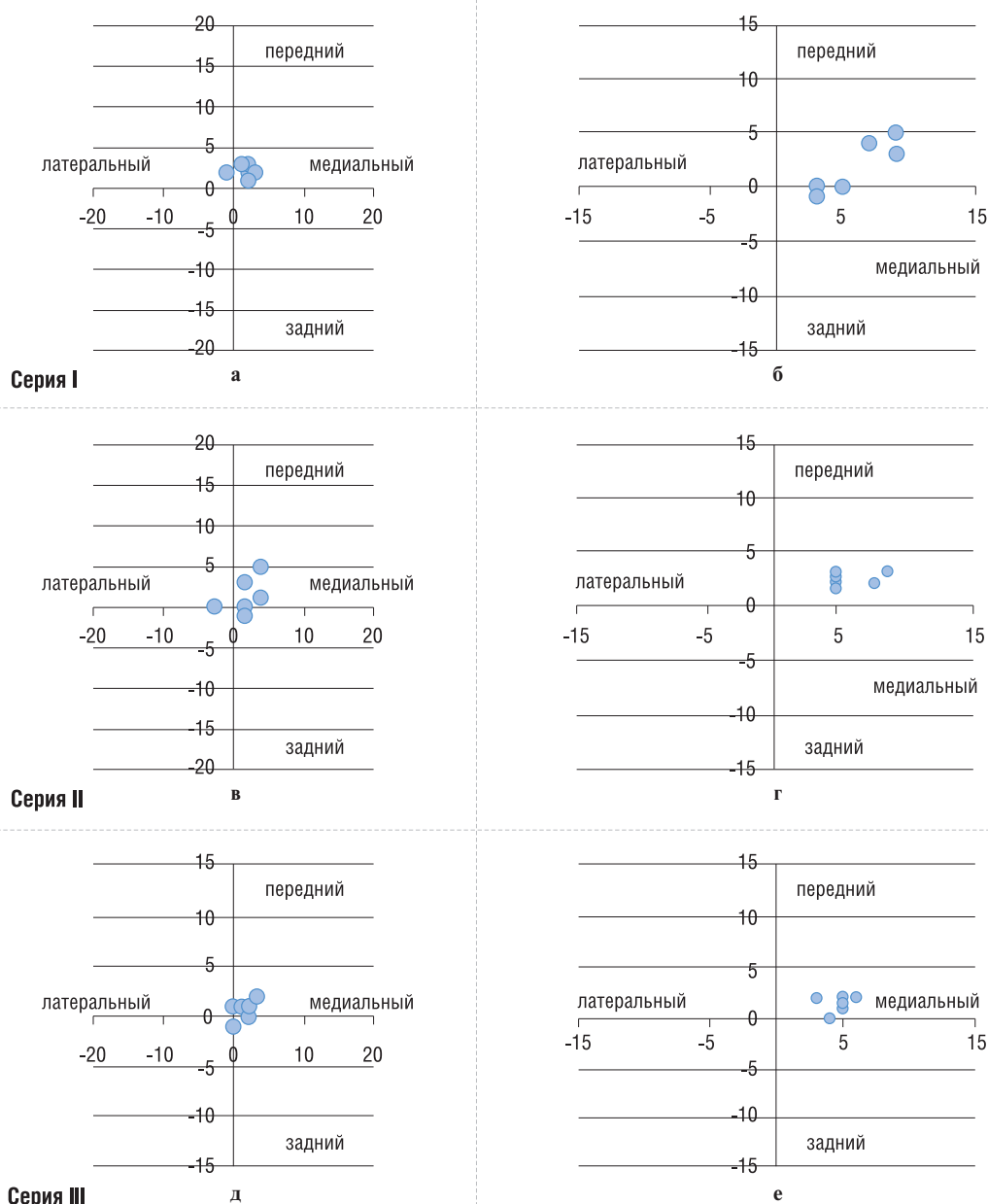


Рис. 4. Расположение стержней диаметром 1,8 мм относительно центров физисов.

Примечание. а, в, д — проксимальный метафиз, б, г, е — дистальный метафиз.



Таблица 1. Значения показателей продольного роста большеберцовых костей (M ± SD)

Серия	Общая длина большеберцовой кости, мм				Потеря общей длины «П» от длины «Л» в период M <sub>6</sub>		Величина прироста в длину за период D <sub>0</sub> –M <sub>6</sub>		
	D <sub>0</sub>		M <sub>6</sub>		мм	%	От общей длины сегмента M <sub>6</sub> , %		«П» от «Л», %
	«П»	«Л»	«П»	«Л»			«П»	«Л»	
I	136,5±39,5	136,7±39,4	152,7±36,7 <sup>1</sup>	156,5±37,3 <sup>1</sup>	3,8±2,9	2,5±2,1	11,5±5,0	13,6±4,6	17±12,3
II	139,2±9,5	139,2±9,5	172,5±9,8 <sup>1</sup>	180,3±8,5 <sup>1</sup>	7,8±8,0	4,3±4,3	19,3±3,6	22,8±3,7	14,9±14,0
III	146,8±7,9	146,4±7,8	174±10,5 <sup>1</sup>	181,7±11,3 <sup>1</sup>	7,7±6,6	4,2±3,6	15,5±3,6	19,1±3,6	18,2±15,2

Примечание. <sup>1</sup> — статистически значимые различия с исходными значениями данной серии; «П» — правая большеберцовая кость, «Л» — левая большеберцовая кость.

внутреннюю лодыжку. В этой области стержень занимал 0,63±0,03% площади метафиза. На уровне проксимального физиса расположение стержней было более центральное, но также в большинстве случаев с тенденцией к смещению в медиальном направлении относительно продольной оси кости на 1–5 мм. От площади проксимального метафиза стержень занимал 0,32±0,03%.

Расположение стержней диаметром 1,8 мм относительно центров физисов в каждой серии представлено на рис. 4.

Результаты исследования длины сегментов представлены в табл. 1.

Как видно из представленных данных, рост большеберцовых костей продолжался у собак всех экспериментальных серий. Исходные значения длины сегментов значимо отличались от длины, достигнутой по окончании эксперимента. При этом между собой в каждый отдельный период времени продольные размеры опытного и контрольного сегмента достоверных отличий не имели. В серии I величина потери продольного роста за время эксперимента была наименьшей и составила от 1 до 7 мм (1–5,4%), в серии II — от 5 до 17 мм (2,8–9,5%), но у одной собаки отмечено ускорение роста оперированной голени, и разница в длине к концу эксперимента составила 5 мм (2,7%). В серии III потеря продольного роста составила от 2 до 16 мм (1,1–9,3%).

При непосредственной оценке полученной величины прироста опытного сегмента по отношению к контрольным значениям в период D<sub>0</sub>–M<sub>6</sub> во всех сериях определяли их уменьшение на 15–18%, при этом различий между сериями не зарегистрировано.

При измерении длины перекреста спиц в костномозговом канале отмечено его уменьшение по мере роста большеберцовой кости. Прекращение уменьшения длины перекреста соответствовало закрытию зон роста большеберцовой кости. К концу эксперимента в первой серии уменьшение перекреста по отношению к послеоперационному состоянию в среднем составило 13,4±0,9, во второй — 15,6±5,7, в третьей — 11,2±3,4 мм. Разница этого показателя между сериями не достигла статистической значимости. В серии II в 2 случаях произошла миграция проксимального стержня внутрь кости на 19 и 25 мм, в серии III — в 1 случае на 24 мм. В серии I мы не отметили случаев миграции стержней внутрь в процессе роста сегмента.

На разных этапах эксперимента во всех сериях у опытного сегмента не обнаружено достоверных отличий значений mMPТА между собой и в сравнении с дооперационным значением (табл. 2). У левого (контрольного) сегмента имелись незначительно выраженные изменения этого показателя. Однако эти изменения в 11 (61,1%) случаях из 18 были не значимы по отношению к опытному сегменту.

Таблица 2. Значения проксимального медиального большеберцового угла (mMPТА)

№ серии	Конечность	D <sub>0</sub>		M <sub>6</sub>		M <sub>6</sub> –D <sub>0</sub> (правая сторона)	M <sub>6</sub> –D <sub>0</sub> (левая сторона)
		M ± SD	P <sub>1</sub>	M ± SD	P <sub>2</sub>	P <sub>3</sub>	P <sub>4</sub>
		(min-max)		(min-max)			
Серия I	Правая	91,7±2,4	p <sup>1</sup> =0,914	90,8±2,1	p <sup>2</sup> =0,642	p <sup>3</sup> =0,306	p <sup>4</sup> =0,101
		(87–96)		(88–94)			
	Левая	90,9±2,8		93,4±2,3			
		(84–95)		(90–99)			
Серия II	Правая	92,3±2,1	p <sup>1</sup> =0,481	91,8±1,9	p <sup>2</sup> =0,079	p <sup>3</sup> =0,675	p <sup>4</sup> =0,128
		(90–95)		(90–95)			
	Левая	91,5±1,9		90,0±1,1			
		(89–94)		(89–92)			
Серия III	Правая	90,7±5,5	p <sup>1</sup> =0,905	90,5±2,0	p <sup>2</sup> =0,453	p <sup>3</sup> =0,946	p <sup>4</sup> =0,541
		(83–96)		(87–92)			
	Левая	90,3±3,8		91,5±2,4			
		(85–95)		(87–94)			

Примечание. p<sup>1</sup> — значения p при сравнении правой и левой стороны D<sub>0</sub>; p<sup>2</sup> — значения p при сравнении правой и левой стороны M<sub>6</sub>; p<sup>3</sup> — значения p правой стороны D<sub>0</sub> по отношению к M<sub>6</sub>; p<sup>4</sup> — значения p левой стороны D<sub>0</sub> по отношению к M<sub>6</sub>; p<sup>1</sup> — p-значения теста Стьюдента.

Таблица 3. Значения латерального дистального большеберцового угла (mLDTA)

№ серии	Конечность	D <sub>0</sub>		M <sub>6</sub>		M <sub>6</sub> -D <sub>0</sub> (правая конечность)	M <sub>6</sub> -D <sub>0</sub> (левая конечность)
		M ± SD	P <sub>1</sub>	M ± SD	P <sub>2</sub>	P <sub>3</sub>	P <sub>4</sub>
		(min-max)		(min-max)			
Серия I	Правая	85,2±3,1	p <sup>t</sup> =0,563	88,2±5,3	p <sup>t</sup> =0,023 p <sup>w</sup> =0,045	p <sup>t</sup> =0,267	p <sup>t</sup> =0,088
		(81-89)		(84-96)			
	Левая	84,2±2,7		81,2±2,8			
		(79-87)		(76-84)			
Серия II	Правая	87,7±2,1	p <sup>t</sup> =0,718	84,2±6,4	p <sup>t</sup> =0,691	p <sup>t</sup> =0,251	p <sup>t</sup> =0,016 p <sup>w</sup> =0,026
		(86-91)		(78-96)			
	Левая	87,2±2,6		83,2±2,5			
		(84-91)		(80-85)			
Серия III	Правая	83,3±4,3	p <sup>t</sup> =0,607	80,3±2,7	p <sup>t</sup> =0,190	p <sup>t</sup> =0,183	p <sup>t</sup> =0,040 p <sup>w</sup> =0,058
		(77-89)		(78-85)			
	Левая	82,2±3,3		78,5±1,5			
		(77-86)		(76-80)			

Примечание. p<sup>1</sup> — значения p при сравнении правой и левой стороны D<sub>0</sub>; p<sup>2</sup> — значения p при сравнении правой и левой стороны M<sub>6</sub>; p<sup>3</sup> — значения p правой стороны D<sub>0</sub> по отношению к M<sub>6</sub>; p<sup>4</sup> — значения p левой стороны D<sub>0</sub> по отношению к M<sub>6</sub>; p<sup>t</sup> — значения теста Стьюдента; p<sup>w</sup> — значения непараметрического теста Вилкоксона.

446

Таблица 4. Поперечные размеры большеберцовой кости в средней трети (мм)

Серия	D <sub>0</sub> (прямая проекция)		M <sub>6</sub> (прямая проекция)		D <sub>0</sub> (боковая проекция)		M <sub>6</sub> (боковая проекция)	
	Правая	Левая	Правая	Левая	Правая	Левая	Правая	Левая
I	11,3±0,82	11,3±0,82	13,2±0,84 <sup>1</sup>	13,2±0,84 <sup>1</sup>	10±1,55	10±1,55	11,8±1,72	11,2±1,47
II	12,2±1,17	12,2±1,17	17,2±1,94 <sup>1</sup>	14,3±1,21 <sup>1,2</sup>	11,2±1,17	11,2±0,75	17,2±1,83 <sup>1</sup>	13,3±1,21 <sup>2</sup>
III	11,7±1,03	11,5±0,84	14,8±0,41 <sup>1</sup>	13,5±1,22 <sup>1,2</sup>	10±0,63	10,2±0,41	16,1±1,91 <sup>1</sup>	12,3±1,37 <sup>2</sup>

Примечание. <sup>1</sup> — значимые различия D<sub>0</sub> по отношению к M<sub>6</sub> для данной серии (p < 0,05); <sup>2</sup> — значимые различия между правой и левой стороной M<sub>6</sub> (p < 0,05).

Значения mLDTA опытного (правого) сегмента во всех сериях к концу эксперимента между собой и дооперационным уровнем значимо не изменились. У контрольного сегмента во всех сериях было установлено значимое (p = 0,088 для серии I, p = 0,016 для серии II и p = 0,04 для серии III) снижение угла mLDTA к моменту завершения роста в сравнении с дооперационными значениями (табл. 3).

Изменение значений внешнего диаметра большеберцовой кости в средней трети в сторону увеличения происходило у всех животных на правой и левой конечности. Значимые (p < 0,05) различия между D<sub>0</sub> и M<sub>6</sub>

зарегистрированы во всех сериях. В серии I, согласно данным табл. 4, увеличение диаметра диафиза было одинаковым для оперированной и интактной конечности.

В сериях II и III к окончанию эксперимента значимое увеличение поперечных размеров кости отмечали как по сравнению с исходными данными, так и между контрольной и опытной конечностью (см. табл. 4). Интересно отметить, что наиболее выраженная периостальная реакция и, соответственно, утолщение кортикальной пластинки происходили по задней поверхности большеберцовой кости.

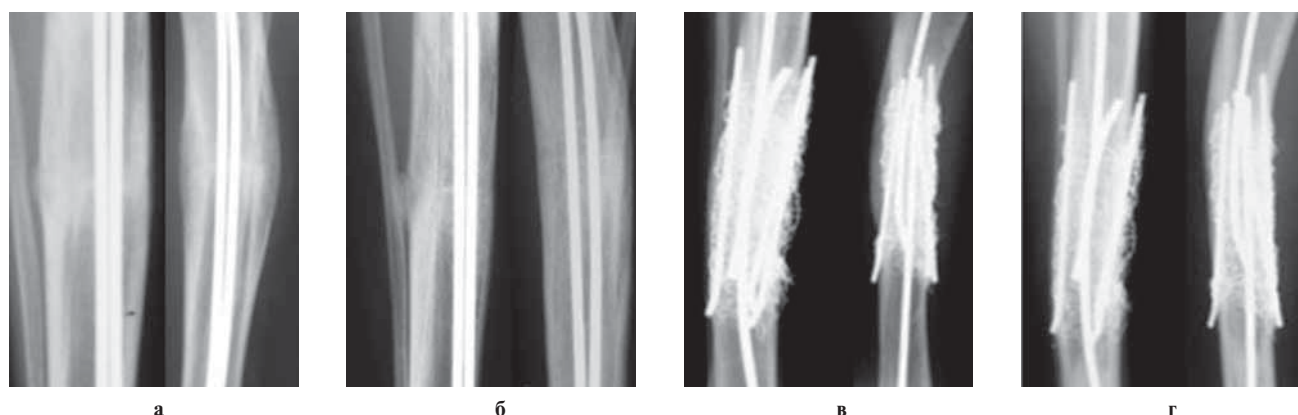


Рис. 5. Фрагменты рентгенограмм: серия II (а, б), серия III (в, г).

Примечание. а, в — срок эксперимента 60 сут; б, г — срок эксперимента 180 сут (M<sub>6</sub>).

**Дополнительные результаты исследования**

Во всех случаях животные начинали опираться на конечность через 2–3 сут после операции. Функция конечности была сохранна до окончания эксперимента.

В сериях II и III рентгенологические признаки консолидации костных фрагментов (исчезновение линии перелома, непрерывность кортикальных пластинок) были отмечены во всех случаях к окончанию 2-го мес эксперимента (рис. 5). Вторичное смещение фрагментов наблюдали лишь у 1 животного в серии II, оно характеризовалось антекурвационной деформацией на 7°.

**Нежелательные явления**

На протяжении эксперимента не было зарегистрировано нежелательных последствий, в т.ч. осложнений инфекционного и неврологического характера.

**Обсуждение**

**Резюме основного результата исследования**

Интрамедуллярное трансфизарное армирование замедляло рост кости в длину. Проведение эластичных стержней, близкое к центру ростковой зоны кости, значимо не влияло на формирование угла наклона суставной поверхности. Эксцентричное проведение трансфизарных стержней формировало угловую деформацию в процессе последующего роста. Поднадкостничное армирование в сочетании с трансфизарным остеосинтезом не замедляло консолидацию фрагментов. При трансфизарном армировании неповрежденной кости влияние интрамедуллярных эластичных стержней на функциональную активность эндостальной выстилки и надкостницы было несущественным, а остеотомия и отслаивание надкостницы являлись условием для развития периостальной реакции.

**Обсуждение основного результата исследования**

Реконструктивные ортопедические вмешательства на конечностях при системных заболеваниях, сопровождающихся хрупкостью костной ткани, направлены на предотвращение деформаций или их коррекцию. Это, несомненно, оказывает положительное влияние на функциональное состояние пациентов, связанное с увеличением их двигательной активности [8, 9].

В. Boutaud и J.M. Lavielle считают, что использование интрамедуллярного трансфизарного эластичного остеосинтеза предпочтительнее, чем телескопических стержней, т.к. общее число осложнений ниже, чем при применении других систем [10]. Общие сложности и/или недостатки телескопических систем чаще связаны с необходимостью их замены по мере роста ребенка; миграцией стержней или частей (например, резьбовых), осуществляющих фиксацию к кости (от 10,5 до 23,7%); деформацией телескопического стержня (до 18,8%); нерасхождением частей стержней (до 2,1%); переломами стержней (до 6,9%) [11, 12].

В некоторых экспериментальных работах показано, что трансфизарное нахождение прямых спиц диаметром 1,3–2 мм менее 12 нед не вызвало развития нарушения функции роста, а в период 12–24 нед наблюдали эпифизеодез и укорочение сегмента. Использование спиц диаметром 3,2–3,5 мм, занимающих 7% площади зоны роста, приводило к эпифизеодезу и укорочению [4, 13, 14].

В клинической (прежде всего травматологической) практике мнения авторов о влиянии трансфизарного проведения спиц на функцию ростковых хрящей противоречивы. Например, при лечении переломов у детей J. Ногн

и соавт. описывают частичный эпифизеодез и развитие угловой деформации [14]. В свою очередь, P.S. Yung и соавт. R. Langenhan и соавт. и другие ученые не находят влияния трансфизарно проведенных прямых спиц Киршнера на последующий рост оперированной конечности [15, 16].

В нашем исследовании повреждение площади физиса составило менее 6% при нахождении имплантов в течение 25 нед, что не привело к необратимому эпифизеодезу. Во всех трех сериях было зафиксировано замедление роста, однако статистически значимой разницы длины оперированного сегмента по отношению к интактному мы не наблюдали. Трансфизарное армирование при выполнении остеотомии (серия II) или остеотомии в сочетании с интрамедуллярным и поднадкостничным остеосинтезом (серия III) приводило к большему укорочению (до 9,5%) в сравнении с армированием неповрежденной кости (до 5,4%).

Возможно, при подобных исследованиях на животных меньшего возраста и более длительном периоде эксперимента укорочение сегмента будет выражено значительнее.

Наше исследование впервые показало, что интрамедуллярный трансфизарный остеосинтез влияет на формирование угла наклона дистальной суставной поверхности большеберцовой кости. Эксцентричное проведение интрамедуллярных стержней через внутреннюю лодыжку привело либо к варизации голеностопного сустава (в серии I) со значимым отличием между контрольной и опытной конечностью к моменту завершения роста, либо, как в сериях II и III, к торможению физиологической вальгизации (уменьшение  $\alpha$ LDTA). Результаты исследований других авторов подтверждают факт угловой девиации при эксцентричном повреждении зоны роста [17, 18].

Центральное трансфизарное проведение стержней не вызывало угловой девиации ни в одной серии исследования. R. Seil и соавт. при выполнении центрально расположенного канала у 18 ягнят также не наблюдали угловой девиации в процессе последующего роста сегмента [19].

Однако в клинической практике при применении трансфизарного армирования по-прежнему отсутствуют данные о количественном влиянии данного способа лечения на рост и развитие сегмента; эта важная функция ростковых зон никак не оценивается в условиях трансфизарного расположения имплантов [20].

Наше исследование трансфизарного армирования показало, что центральное длительное нахождение импланта не вызывает угловых деформаций, но может способствовать формированию укорочения сегмента, а периферическое расположение эластичного стержня ведет к развитию угловой деформации. При этом получены ранее не известные количественные характеристики потери роста во время нахождения импланта *in situ* — 14,9–18,2%.

Важно отметить, что помимо топографии и величины повреждения ростковой зоны постоянное трансфизарное присутствие импланта имеет значение для изменения функции роста. Имеется ряд исследований, в которых установлено, что одномоментное формирование трансфизарного канала без расположения в нем стержней или сухожилий не ведет к образованию эпифизеодеза и не вызывает каких-либо нарушений продольного роста кости [18, 21], в то время как образование узкой зоны эпифизеодеза, окружающей постоянно присутствующий имплант, является необратимой причиной торможения роста в данной части физиса [5, 22]. В то же время именно относительно небольшие размеры эпифизеодеза (менее 7%) позволяют происходить спонтанному дезэпифизеодезу в процессе активного роста. Мы полагаем, что

чередование повторных эпифизеодезов и спонтанных дезэпифизеодезов в процессе роста служит объяснением локального торможения функции физиса в нашем эксперименте. При этом наблюдается замедление роста, но не закрытие зон роста сразу после операции.

Следует отметить, что мы не наблюдали нарушений расхождения спиц в процессе роста в костномозговом канале в серии I, имитирующей превентивное армирование сегмента. Эти данные демонстрируют преимущества интрамедуллярного эластичного армирования перед телескопическими стержнями. Однако в 3 случаях, когда произошло нарушение целостности кости (серии II и III), было отмечено блокирование скольжения эластичных стержней. Препятствием расхождению стержней, на наш взгляд, может служить их фиксация эндостальной мозолью на уровне остеотомии.

Интрамедуллярный эластичный остеосинтез при лечении диафизарных переломов у детей, в т.ч. и патологических, является наиболее распространенным и надежным хирургическим методом, используемым детскими ортопедами многих стран [23, 24]. Вполне естественно, что консолидация костных отломков в серии II нашего исследования произошла во всех случаях и в обычные сроки. Тем интереснее констатировать, что отслаивание надкостницы на уровне остеотомии и поднадкостничное введение сетки и эластичных спиц (серия III) также сопровождалось консолидацией костных фрагментов в тот же срок. При этом наблюдали выраженную периостальную реакцию, способствовавшую значимому увеличению поперечных размеров диафиза кости на данном уровне. Таким образом, можно полагать, что поднадкостничное введение титановой сетки и поднадкостничное армирование эластичными стержнями не нарушают процессов костеобразования и ведут к консолидации в обычные сроки. Аспектом новизны полученных данных является не только возможность создания условия для продления механического увеличения свойств кости за счет интрамедуллярного и поднадкостничного перекрытия зоны перелома, но и получение локального увеличения костной массы за счет периостальной реакции, сопровождающейся утолщением кортикальных пластинок. Это очень важно при лечении патологических переломов у пациентов с заболеваниями, сопровождающимися снижением прочностных свойств костной ткани.

Поднадкостничное армирование тонкими эластичными стержнями, чрескожное введение спиц при тяжелых формах остеогенеза применяют в тех случаях, когда отсутствует костномозговой канал кости, и ввиду чрезвычайно тонкого диаметра диафиза рассверливание его для проведения спицы невозможно [8, 12]. Серия III эксперимента показала, что поднадкостничное эластичное армирование стержнями, закрепленными в сетке из никелида титана, в сочетании с интрамедуллярным эластичным остеосинтезом, способствует стабильности остеосинтеза, не нарушает консолидации фрагментов. Кроме того, такой остеосинтез предотвращает ситуацию, когда из-за расхождения интрамедуллярных стержней средняя треть диафиза остается без внутреннего тугора.

Обнадёживающие результаты применения бисфосфонатов у пациентов с несовершенным остеогенезом [8, 9]

и/или имплантов с биоактивным покрытием позволяют надеяться, что комбинирование терапевтических и хирургических методов лечения позволит улучшить исходы как с точки зрения анатомического (продольный рост сегментов и отсутствие деформаций), так и функционального результата лечения.

### Ограничения исследования

Несомненно, сложно экстраполировать результаты данного исследования для применения в клинической практике при несовершенном остеогенезе, когда прочностные свойства костной ткани снижены. Ограничением служит и сравнительно небольшое число животных, что, к примеру, не позволяет установить корреляцию между топографией проведения трансфизарных стержней и величиной угловой деформации.

### Заключение

Исследование показало, что трансфизарный эластичный остеосинтез влияет на продольный рост сегмента. Наименьшие потери длины отмечены при изолированном интрамедуллярном трансфизарном остеосинтезе, имитирующем превентивное армирование.

Эксцентричное проведение трансфизарных стержней способствует формированию угловой деформации либо замедляет физиологическую ориентацию суставной поверхности. Таким образом, трансфизарные телескопические системы должны предусматривать расположение элементов импланта только в центре ростковых зон.

При трансфизарном интрамедуллярном остеосинтезе или при его сочетании с поднадкостничным армированием консолидация костных отломков наступает в одинаковые сроки.

При трансфизарном эластичном остеосинтезе в процессе роста сегмента может происходить затруднение расхождения интрамедуллярных стержней в результате формирования эндостального регенерата в области контакта импланта с костью.

Энд- и периостальные реакции на введение интрамедуллярных и поднадкостничных имплантов ведут к увеличению толщины кортикальных пластинок и диаметра кости, что может иметь значение при комбинированном лечении несовершенного остеогенеза фармакологическими и хирургическими методами.

### Конфликт интересов

Авторы данной статьи подтвердили отсутствие финансовой поддержки исследования / конфликта интересов, о которых необходимо сообщить.

### Выражение признательности

Авторы выражают признательность Н.В. Попковой за помощь при подготовке данной статьи.

### ЛИТЕРАТУРА

1. Sofield H.A., Millar E.A. Fragmentation, realignment, and intramedullary rod fixation of deformities of the long bones in children. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1959; 41: 1371–1391.
2. Laron D., Pandya N.K. Advances in the orthopedic management of osteogenesis imperfecta. *Orthop. Clin. North Am.* 2013; 44 (4): 565–573.



3. Metaizeau J.P. Sliding centro medullary nailing. Application to the treatment of severe forms of osteogenesis imperfecta. *Chir. Pediatr.* 1987; 28: 240–243.
4. Hajdu S., Schwendenwein E., Kaltenecker G., László I., Lang S., Vécsei V., Sarahrudi K. The effect of drilling and screw fixation of the growth plate an experimental study in rabbits. *J. Orthop. Res.* 2011; 29 (12): 1834–1839.
5. Fischerauer S., Kraus T., Wu X., Tendl S., Sorantin E., Hanzi A.C., Löffler J.F., Uggowitz P.J., Weinberg A.M. In vivo degradation performance of micro arc oxidized implants: a micro CT study in rats. *Acta Biomater.* 2013; 9 (2): 5411–5420.
6. Lascombes P. Flexible intramedullary nailing. *Springer-Verlag: Berlin-Heidelberg.* 2010. 310 p.
7. Popkov D., Lascombes P., Berte N., Hetzel L., Ribeiro Baptista B., Popkov A., Journeau P. The normal radiological anteroposterior alignment of the lower limb in children. *Skeletal Radiol.* 2015 44 (2):197–206.
8. Esposito P., Plotkin H. Surgical treatment of osteogenesis imperfecta: current concepts. *Curr. Opin. Pediatr.* 2008. 20: 52–57.
9. Ruck J., Dahan-Oliel N., Montpetit K., Rauch F., Fassier F. Fassier-Duval femoral rodding in children with osteogenesis imperfecta receiving bisphosphonates: functional outcomes at one year. *J. Child Orthop.* 2011; 5 (3): 217–224.
10. Boutaud B., Laville J.M. L'embrochage centromédullaire coulissant dans l'ostéogénèse imparfaite. *Rev. Chir. Orthop.* 2004; 90: 304–311.
11. El-Adl G., Khalil M.A., Enan A., Mostafa M.F., El-Lakkany M.R. Telescoping versus non-telescoping rods in the treatment of osteogenesis imperfecta. *Acta Orthop. Belg.* 2009; 75 (2): 200–208.
12. Monti E., Mottes M., Frascini P., Brunelli P.C., Forlino A., Venturi G., Doro F., Perlini S., Cavazere P., Antoniazzi F. Current and emerging treatments for the management of osteogenesis imperfecta. *Ther. Clin. Risk Manag.* 2010; 6: 367–381.
13. Mäkelä E.A., Vainionpää S., Vihtonen K., Mero M., Rokkanen P. The effect of trauma to the lower femoral epiphyseal plate. An experimental study in rabbits. *J. Bone Joint Surg. Brit.* 1988; 70 (2): 187–191.
14. Horn J., Kristiansen L.P., Steen H. Partial physal arrest after temporary transphyseal pinning. A case report. *Acta Orthop.* 2008; 79 (6): 867–869.
15. Langenhan R., Baumann M., Hohendorff B., Probst A., Trobisch P. Arthroscopically assisted reduction and internal fixation of a femoral anterior cruciate ligament osteochondral avulsion fracture in a 14 year old girl via transphyseal inside-out technique. *Strategies Trauma Limb. Reconstr.* 2013; 8 (3): 193–197.
16. Yung P.S., Lam C.Y., Ng B.K., Lam T.P., Cheng J.C. Percutaneous transphyseal intramedullary Kirschner wire pinning: a safe and effective procedure for treatment of displaced diaphyseal forearm fracture in children. *J. Pediatr. Orthop.* 2004; 24 (1): 7–12.
17. Guzzanti V., Falciglia F., Gigante A., Fabbriani C. The effect of intra-articular ACL reconstruction on the growth plates of rabbits. *J. Bone Joint Surg. Brit.* 1994; 76 (6): 960–963.
18. Ono T., Wada Y., Takahashi K., Tsuchida T., Minamide M., Moriya H. Tibial deformities and failures of anterior cruciate ligament reconstruction in immature rabbits. *J. Orthop. Sci.* 1998; 3 (3): 150–155.
19. Seil R., Pape D., Kohn D. The risk of growth changes during transphyseal drilling in sheep with open physes. *Arthroscopy.* 2008; 24 (7): 824–833.
20. Nicolaou N., Bowe J.D., Wilkinson J.M., Fernandes J.A., Bell M.J. Use of the Sheffield telescopic intramedullary rod system for the management of osteogenesis imperfecta: clinical outcomes at an average follow up of nineteen years. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2011; 93 (21): 1994–2000.
21. Babu L.V., Evans O., Sankar A., Davies A.G., Jones S., Fernandes J.A. Epiphysiodesis for limb length discrepancy: a comparison of two methods. *Strategies Trauma Limb. Reconstr.* 2014; 9 (1): 1–3.
22. Stevens P.M. Guided growth: 1933 to the present. *Strategies Trauma Limb. Reconstr.* 2006; 1 (1): 29–35.
23. Knorr P., Schmittenbecher P.P., Dietz H.G. Treatment of pathological fractures of long tubular bones in childhood using elastic stable intramedullary nailing. *Unfallchirurg.* 1996; 99 (6): 410–414.
24. Попков А.В., Попков Д.А. Биоактивные имплантаты в травматологии и ортопедии. *Иркутск: НЦПВХ СО РАМН.* 2012. 438 с.

**КОНТАКТНАЯ ИНФОРМАЦИЯ**

**Попков Дмитрий Арнольдович**, доктор медицинских наук, заведующий лабораторией коррекции деформаций и удлинения конечностей РНЦ «ВТО» им. акад. Г.А. Илизарова

Адрес: 640014, Курган, ул. М. Ульяновой, д. 6., тел.: +7 (3522) 43-05-37, e-mail: dpopkov@mail.ru

**Кононович Наталья Андреевна**, кандидат ветеринарных наук, ведущий научный сотрудник лаборатории коррекции деформаций и удлинения конечностей РНЦ «ВТО» им. акад. Г.А. Илизарова

Адрес: 640014, Курган, ул. М. Ульяновой, д. 6., тел.: +7 (3522) 43-05-37, e-mail: n.a.kononovich@mail.ru

**Мингазов Эдуард Рифович**, аспирант очной аспирантуры РНЦ «ВТО» им. акад. Г.А. Илизарова

Адрес: 640014, Курган, ул. М. Ульяновой, д. 6., тел.: +7 (3522) 43-05-37, e-mail: edikmed@mail.ru

**Шутов Роман Борисович**, врач травматолог-ортопед, травматолого-ортопедического отделения № 11 РНЦ «ВТО» им. акад. Г.А. Илизарова

Адрес: 640014, Курган, ул. М. Ульяновой, д. 6., тел.: +7 (3522) 43-05-37, e-mail: shrb78@mail.ru

**Барбье Доминик**, интерн РНЦ «ВТО» им. акад. Г.А. Илизарова

Адрес: 640014, Курган, ул. М. Ульяновой, д. 6., тел.: +7 (3522) 43-05-37, e-mail: d.barbier.mail@gmail.com