

УДК [612.753:616.718.5-001.5-089.227.85-003.93]-092.9

## ОТДАЛЕННЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ ИНТРАМЕДУЛЛЯРНОГО ЭЛАСТИЧНОГО ТРАНСФИЗАРНОГО ОСТЕОСИНТЕЗА БОЛЬШЕБЕРЦОВОЙ КОСТИ (ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ)

**Мингазов Э.Р., Попков Д.А., Кононович Н.А.**

*ФГБУ «РНЦ ВТО им. академика Г.А. Илизарова Минздрава России, Курган,  
e-mail: edikmed@mail.ru*

В эксперименте щенкам выполняли интрамедуллярный эластичный трансфизарный остеосинтез большеберцовой кости. Анализировали отдаленные результаты эксперимента. Определили, что интрамедуллярное трансфизарное армирование в разной степени замедляло рост кости в длину. Проведение эластичных стержней, близкое к центру ростковой зоны кости, значительно 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 остеогенных тканей было несущественным, а остеотомия и отслаивание надкостницы являлись условием для развития периостальной реакции.

**Ключевые слова:** трансфизарный эластичный остеосинтез, рост, эксперимент

## LONG-TERM RESULTS OF TIBIAL ELASTIC TRANSPHYSEAL INTRAMEDULLARY OSTEOSYNTHESIS (AN EXPERIMENTAL STUDY)

**Mingazov E.R., Popkov D.A., Kononovich N.A.**

*FSBI «Russian Ilizarov Scientific Center «Restorative Traumatology and Orthoparedics»» (RISC «RTO»)  
of the RF Ministry of Health, Kurgan, e-mail: edikmed@mail.ru*

We performed tibial elastic transphyseal intramedullary osteosynthesis in puppies experimentally. After this we analyzed the results of the experiment. As we found, transphyseal intramedullary reinforcement slowed bone longitudinal growth to a different extent. The insertion of elastic rods close to the center of the bone growth plate did not significantly affect the formation of the inclination angle of the articular surface. The eccentric insertion of transphyseal rods formed an angular deformity in the process of further growth. Subperiosteal reinforcement combined with transphyseal osteosynthesis did not slow consolidation of fragments. In case of intact bone transphyseal reinforcement the effect of elastic intramedullary rods on the functional activity of osteogenic tissues was insignificant, and both osteotomy and periosteum detachment were a condition for periosteal reaction development.

**Keywords:** transphyseal elastic osteosynthesis, growth, experiment

Интрамедуллярный эластичный остеосинтез при лечении диафизарных переломов у детей, в том числе и патологических, является наиболее распространенным и надежным хирургическим методом, используемым детскими ортопедами.

Интрамедуллярное расположение эластичных стержней, введенных от эпифизов через зоны роста, может увеличивать прочностные свойства по всей длине кости [1, 2, 10]. Это в свою очередь приводит к уменьшению риска формирования деформаций и переломов в периоде роста.

Трансфизарное расположение стержней предполагает их прохождение через зоны роста. Соответственно выбор оптимальных областей введения интрамедуллярных фиксаторов имеет важное клиническое значение в ортопедии детского возраста.

Немногочисленные экспериментальные исследования, направленные на изучение дозированного повреждения зон роста не позволяют прийти к единому мнению в во-

просе выявления оптимального расположения трансфизарных стержней [3, 6].

Целью настоящего исследования явилось изучение отдаленных результатов интрамедуллярного эластичного трансфизарного остеосинтеза большеберцовой кости в различных условиях.

### Материалы и методы исследования

Было выполнено нерандомизированное, контролируемое исследование на 18 щенках. Животных разделили на 3 серии экспериментов в зависимости от варианта оперативного вмешательства. Были отобраны клинически здоровые щенки в возрасте 6 месяцев. При этом, в каждой отдельной серии использовали животных из одного помета.

В 1 серии выполняли встречный биполярный трансфизарный остеосинтез неповрежденной правой большеберцовой кости (опытная конечность). Для этого использовали по два предварительно изогнутых стержня (спицы Кишнера) диаметром 1,8 мм и длиной 10 см. Радиус изгиба спиц составлял 40° (рисунк, а).

В серии 2 выполняли поднадкостничную поперечную остеотомию в средней трети диафиза больше-

берцовой кости вибропилкой и остеотомию малоберцовой кости долотом. Затем проводили биполярный трансфизарный остеосинтез аналогично серии 1 (рисунок, б).

В серии 3 после остеотомии костей голени и интрамедуллярного остеосинтеза, поднадкостнично располагали сетку из никелида титана марки TN-10 (толщина нити 150 мкм, диаметр ячеек 2–2,5 мм) с титановыми стержнями ( $n = 3$ ) диаметром 2 мм. Сетка перекрывала линию остеотомии большеберцовой кости по всей длине окружности на протяжении 2 см проксимальнее и дистальнее от концов отломков. Стержни были заранее равномерно распределены в сетке и ориентированы параллельно оси сегмента (рисунок, в).

Все оперативные вмешательства выполнены совместно с к.м.н. Шутовым Р.Б.

Левые большеберцовые кости служили контролем.

Период наблюдения составил 24 месяца после выполнения оперативного вмешательства по окончании которого биологический возраст животных составил 2 года.

На разных этапах эксперимента осуществляли рентгенографию обеих голени в прямой и боковой проекции. Использовали рентгеновский аппарат «VER X Technology Premium VET» (Испания).

По рентгенографическим изображениям выполняли остеометрию большеберцовых костей. Регистрировали следующие параметры:

- длина большеберцовой кости, измеряемая вдоль механической оси;
- проксимальный медиальный угол большеберцовой кости (mechanical Medial Proximal Tibial Angle, mMPTA), измеряемый между механической осью кости и линией, соединяющей наиболее вогнутые точки мыщелков большеберцовой кости;
- дистальный латеральный угол большеберцовой кости (mechanical Lateral Distal Tibial Angle, mLDTA), измеряемый между механической осью и линией вдоль дистального края большеберцовой кости;
- поперечный размер диафиза большеберцовой кости в средней трети.

Для выполнения поставленной цели были проанализированы результаты рентгенографического исследования в периоды: перед операцией (контрольная точка  $D_0$ ), далее через 6 (контрольная точка  $D_6$ ) и 24 (контрольная точка  $D_{24}$ ) месяца после оперативных вмешательств.

В сериях 2 и 3 отмечали сроки сращения костных отломков.

Измерения производились каждым автором работы независимо друг от друга.

Количественные значения подвергали статистической обработке с использованием программы «AtteStat 13.1» (Россия). Анализ данных проводили методами описательной статистики (среднее значение, стандартное отклонение). Нормальность распределения выборок определяли с помощью критерия Шапиро-Уилка. Результаты исследований обрабатывали методами параметрической (критерий Стьюдента для независимых и парных выборок) и непараметрической статистики (критерий Вилкоксона для независимых выборок, парный критерий Вилкоксона). Различия показателей считали достоверными при  $p \leq 0,05$ .

Эксперименты были выполнены на базе вивария ФГБУ «РНЦ «ВТО» им. акад. Г.А. Илизарова» Минздрава России. Животные содержались в инди-

видуальных 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 были выполнены в условиях операционной одной хирургической бригадой.

### Результаты исследования и их обсуждение

При выполнении остеометрических исследований разница в измерениях изучаемых показателей между исследователями не превышала 2,5%, что позволяет подтвердить воспроизводимость и точность измерений. Перед оперативным вмешательством у всех животных определили анатомическое соответствие костей правой голени одноименному левому сегменту. Это характеризовалось отсутствием достоверных различий между полученными количественными данными. Длина большеберцовых костей непосредственно перед оперативным вмешательством в среднем составляла  $13,9 \pm 3,8$  см, угол mMPTA  $91,2 \pm 2,7^\circ$ , угол mLDTA  $85,6 \pm 2,7^\circ$ .

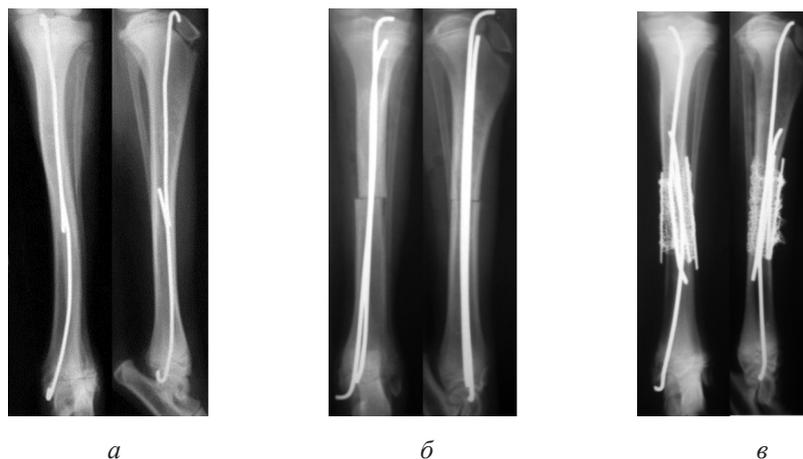
Анализ полученных результатов показал, что с момента начала эксперимента рост сегмента в длину продолжался во всех случаях. Исходные показатели длины большеберцовой кости достоверно отличались от значений, полученных по окончании опыта. Результаты исследования длины сегментов представлены в табл. 1.

Из табл. 1 видно, что величина потери продольного роста за период опыта была меньше в серии 1 и составила к его окончании в среднем 3,1% (до 4 мм). В серии 2 – 4,5% (до 8 мм). Наибольшая разница длины опытного и контрольного сегментов была в 3 серии опытов (6,4% – до 12 мм).

При оценке поперечных размеров большеберцовой кости во всех наблюдениях определили его увеличение к окончанию эксперимента по отношению к дооперационному уровню как у опытного, так и у контрольного сегментов ( $p < 0,05$ ).

Согласно данным таблицы 2, в 1 серии увеличение диаметра диафиза сегмента было одинаковым для оперированной и интактной конечности.

В сериях 2 и 3 значимые отличия поперечных размеров диафиза большеберцовой кости отмечали как по сравнению с дооперационными данными, так и между контрольной и опытной конечностями (табл. 2). Это было связано с развитием периостальной и эндостальной реакции в периоде формирования костного сращения.



Рентгенограммы костей голени, интрамедуллярный эластичный трансфизарный остеосинтез: а – превентивный, б – при поперечной остеотомии диафиза, в – при поперечной остеотомии диафиза и в сочетании с поднадкостничным армированием

Таблица 1

Значения показателей продольного роста большеберцовых костей ( $M \pm SD$ )

№ серии	Общая длина большеберцовой кости (мм)					
	$D_0$		$M_6$		$M_{24}$	
	«П»	«Л»	«П»	«Л»	«П»	«Л»
1	136,5 ± 39,5	136,7 ± 39,4	152,7 ± 36,7 <sup>1</sup>	156,5 ± 37,3 <sup>1</sup>	157,2 ± 28,4 <sup>1</sup>	162,4 ± 30,1 <sup>1</sup>
2	139,2 ± 9,5	139,2 ± 9,5	172,5 ± 9,8 <sup>1</sup>	180,3 ± 8,5 <sup>1</sup>	176,2 ± 8,2 <sup>1</sup>	184,1 ± 7,6 <sup>1</sup>
3	146,8 ± 7,9	146,4 ± 7,8	174 ± 10,5 <sup>1</sup>	181,7 ± 11,3 <sup>1</sup>	175,1 ± 9,6 <sup>1</sup>	187,3 ± 10,3 <sup>1</sup>

Примечания. <sup>1</sup> – статистически достоверные различия с исходными значениями данной серии; «П» – правая большеберцовая кость; «Л» – левая большеберцовая кость.

В сериях 2 и 3 рентгенологические признаки сращения перелома отмечали в среднем к 60 суткам эксперимента.

При оценке величины угла mMPТА не было выявлено достоверных изменений этого показателя у опытного сегмента по отношению к контрольному. Его средние значения составляли  $91,1 \pm 4,7^\circ$ .

Значения mLDТА во всех сериях у контрольного сегмента в период  $M_6$  уменьшались (серия 1 –  $p = 0,08$ , серия 2 –  $p = 0,016$ , серия 3 –  $p = 0,04$ ), а к окончанию опыта этот показатель был значимо выше как в сравнении с дооперационным уровнем, так и предыдущим этапом обследования.

У опытного сегмента этот параметр во всех сериях на протяжении эксперимента достоверно не изменялся по отношению к исходным значениям.

Значения угла mLDТА в динамике опыта представлены в табл. 3.

Таким образом, определили, что во всех трех сериях происходило замедление роста, однако статистически достоверной разницы длины оперированного сегмента по отношению к интактному – мы не наблюдали.

Трансфизарное армирование при выполнении остеотомии (серия 2) или остеотомии в сочетании с интрамедуллярным и поднадкостничным остеосинтезом (серия 3) приводило к большему укорочению в сравнении с армированием неповрежденной кости.

В клинической практике мнения авторов о влиянии трансфизарного проведения спиц на функцию ростковых хрящей противоречивы. Horn J. с соавторами отмечают, что при лечении переломов у детей формируется частичный эпифизиолиз с развитием угловой деформации [4]. В свою очередь Yung PS. с соавт, Langenhan R и другие не находят влияния трансфизарно проведенных прямых спиц Киршнера на последующий рост оперированной конечности [5, 9].

В нашем исследовании впервые показано, что интрамедуллярный трансфизарный остеосинтез влияет на формирование угла наклона дистальной суставной поверхности большеберцовой кости (угол mLDТА). Исследования других авторов подтверждают факт угловой девиации при эксцентричном повреждении зоны роста [8].

**Таблица 2**

Поперечные размеры большеберцовой кости в средней трети (мм)

№ серии	D <sub>0</sub> (прямая проекция)		M <sub>24</sub> (прямая проекция)		D <sub>0</sub> (боковая проекция)		M <sub>24</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	14,3 ± 1,58 <sup>1</sup>	13,8 ± 1,01 <sup>1,2</sup>	11,2 ± 1,17	11,2 ± 0,75	17,4 ± 1,85 <sup>1</sup>	13,3 ± 1,20 <sup>1,2</sup>
III	11,7 ± 1,03	11,5 ± 0,84	14,2 ± 0,51 <sup>1</sup>	13,1 ± 1,25 <sup>1,2</sup>	10 ± 0,63	10,2 ± 0,41	14,6 ± 1,63 <sup>1</sup>	13,3 ± 1,42 <sup>1,2</sup>

Примечания. 1 – достоверные различия D<sub>0</sub> vs M<sub>24</sub> для данной серии. 2 – достоверные различия между правой и левой стороной M<sub>24</sub>.

**Таблица 3**

Значения латерального дистального большеберцового угла (mLDTA)

№ серии	D <sub>0</sub>		M <sub>6</sub>		M <sub>24</sub>	
	«П»	«Л»	«П»	«Л»	«П»	«Л»
1	85,2 ± 3,1	84,2 ± 2,7	88,2 ± 5,3	81,2 ± 2,8	84,6 ± 3,6	90,3 ± 2,3 <sup>1</sup>
2	87,7 ± 2,1	87,2 ± 2,6	84,2 ± 6,4	83 ± 2,5 <sup>1</sup>	83,5 ± 2,8	90 ± 2,6 <sup>1</sup>
3	83,3 ± 4,3	82,2 ± 3,3	80,3 ± 2,7	78,5 ± 1,5 <sup>1</sup>	80,4 ± 3,1	83,4 ± 2,1 <sup>1</sup>

Примечания. <sup>1</sup> – статистически достоверные различия с исходными значениями данной серии; «П» – правая большеберцовая кость; «Л» – левая большеберцовая кость.

Центральное трансфизарное проведение стержней не вызывало угловой деформации ни в одной серии исследований. Seil et al. при выполнении центрально расположенного канала у 18 ягнят так же не наблюдал угловой девиации в процессе последующего роста сегмента [7].

В нашем исследовании во 2 серии опытов консолидация костных отломков произошла во всех случаях и в обычные сроки. В 3 серии отслаивание надкостницы на уровне остеотомии и поднадкостничное введение сетки и эластичных спиц также сопровождалось консолидацией костных фрагментов в те же сроки. При этом в обеих сериях наблюдалась выраженная периостальная реакция, способствовавшая достоверному увеличению поперечных размеров диафиза кости.

### Заключение

Проведенное экспериментальное исследование показало, что трансфизарный эластичный остеосинтез в разной степени влияет на продольный рост сегмента.

Эксцентричное проведение трансфизарных стержней способствует формированию угловой деформации либо замедляет физиологическую ориентацию суставной поверхности.

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

Эндостальные 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.

### Список литературы

1. Boutaud B., Laville J.M. Elastic sliding central medullary nailing with osteogenesis imperfecta. Fourteen cases at eight years follow-up. // *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* – 2004. – Vol. 90(4). – P. 304–11.
2. Cohen J. Intramedullary nailing for the treatment of unicameral bone cysts. // *J Bone Joint Surg Am.* – 2001. – Vol. 83-A(8) – P. 1279–80.
3. 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. – Vol. 29(12). – P. 1834–1839.
4. Horn J., Kristiansen L.P., Steen H. Partial physal arrest after temporary transphyseal pinning. A case report. // *Acta Orthop.* – 2008. – Vol. 79(6). – P. 867–869.
5. 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. – Vol. 8(3). – P. 193–197.
6. Lascombes P. Flexible intramedullary nailing. // *Springer-Verlag Berlin Heidelberg.* – 2010.
7. Nordentoft E.L. Experimental epiphyseal injuries. Grading of traumas and attempts at treating traumatic epiphyseal arrest in animals. // *Acta Orthop Scand.* – 1969. – Vol. 40(2). – P. 176–192.
8. Seil R., Pape D., Kohn D. The risk of growth changes during transphyseal drilling in sheep with open physes. // *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc North Am Int Arthrosc Assoc.* – 2008. – Vol. 24(7). – P. 824–833.
9. 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. – Vol. 24(1). – P. 7–12.
10. Zeitlin L., Fassier F., Glorieux F.H. Modern approach to children with osteogenesis imperfect. // *J Pediatr Orthop B.* – 2003. – Vol. 12(2). – P. 77–87.