

ФИЗИОЛОГИЯ ДВИГАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ

**РОСТ И РЕАКЦИЯ ТКАНЕЙ ГОЛЕНИ  
ПРИ ТРАНСФИЗАРНОМ ОСТЕОСИНТЕЗЕ ПЕРЕЛОМА ДИАФИЗА  
БОЛЬШЕБЕРЦОВОЙ КОСТИ В ЭКСПЕРИМЕНТЕ**

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

Российский научный центр «Восстановительная травматология и ортопедия» им.  
акад. Г. А. Илизарова МЗ РФ, Курган, Россия  
E-mail: n.a.kononovich@mail.ru

У 6 беспородных собак в возрасте 6 месяцев проводили трансфизарный эластичный интрамедуллярный остеосинтез диафизарного перелома большеберцовой кости. Использовали клинический, рентгенографический и физиологические методы исследования. Определили, что трансфизарное армирование поврежденной кости не влияет на функцию конечности, но замедляет рост сегмента в длину. Эксцентричное расположение стержней приводит к формированию угловой деформации суставной поверхности. Происходит изменение температуры покровных тканей в области латерального мыщелка большеберцовой кости, не увеличивается срок консолидации костных отломков. Сращение формируется на фоне гипокINETического типа кровотока в мягких тканях. Эндостальная и периостальная реакция при введении интрамедуллярных эластичных стержней способствует увеличению толщины кортикальных пластинок и диаметра кости.

*Ключевые слова:* кость, перелом, трансфизарное армирование, рост, температура, кровоснабжение.

Рос. физиол. журн. им. И. М. Сеченова. Т. 102. № 8. С. 952—962. 2016

*D. A. Popkov, N. A. Kononovich, E. R. Mingazov. GROWTH AND RESPONSE OF LEG TISSUES FOR TRANSPHYSEAL OSTEOSYNTHESIS OF TIBIAL SHAFT FRACTURE EXPERIMENTALLY. Restorative Traumatology and Orthopaedics, Kurgan, Russia, e-mail: n.a.kononovich@mail.ru.*

Six (6) mongrel dogs at the age of six (6) months underwent transphyseal elastic intramedullary osteosynthesis for tibial shaft fracture. Clinical, X-ray, and physiological methods were used. As determined, the transphyseal reinforcement of the injured bone doesn't influence the lib function, but it retards the segment longitudinal growth. The eccentric arrangement of rods leads to forming angular deformity of the articular surface. Changes occur in the temperature of the covering tissues of the lateral tibial condyle. Consolidation period of the bone fragments is not increased. The union is formed through the blood flow of hypokinetic type in soft tissues. When intramedullary elastic rods being inserted the endosteal and periosteal response contributes to increasing the thickness of bone cortical plates and diameter.

*Key words:* bone, fracture, transphyseal reinforcement, growth, temperature, blood supply.

RUSSIAN JOURNAL OF PHYSIOLOGY. V. 102. N 8. P. 952—962. 2016

Разработка стратегии реконструктивного лечения детей с системными заболеваниями скелета, сопровождающимися сниженными прочностными свойствами костной ткани, в настоящее время является важной медико-социальной задачей [14].

К подобного рода состояниям относится несовершенный остеогенез, при котором частым осложнением являются патологические переломы, деформации и нарушение роста костей конечностей. Одним из признанных методов лечения и профилактики возникновения данных осложнений является интрамедуллярное встречное трансфизарное эластичное армирование (flexible intramedullary nailing) [6, 7, 12, 17].

Выбор оптимальных участков введения трансфизарных стержней имеет важное клиническое значение. Имеющиеся сведения о влиянии дозированного повреждения ростковых зон имплантатами противоречивы и не позволяют прийти к единому мнению [8, 10, 11, 16].

До настоящего времени не проводились исследования, направленные на изучение температурной реакции и кровоснабжения тканей при трансфизарном эластичном остеосинтезе переломов костей конечностей.

Все вышесказанное определило цель настоящего исследования, которая заключалась в изучении роста и реакции тканей голени при трансфизарном интрамедуллярном остеосинтезе перелома диафиза большеберцовой кости.

## МЕТОДИКА

Выполнили нерандомизированное контролируемое исследование на 6 одноплетных беспородных щенках в периоде завершения роста. Всем животным в возрасте 6 месяцев осуществляли поднадкостничную поперечную остеотомию диафиза правой большеберцовой кости вибропилой, после чего проводили биполярный трансфизарный эластичный интрамедуллярный остеосинтез. Для этого использовали по два предварительно изогнутых стержня (спицы Киршнера) диаметром 1.8 мм и длиной 10 см. Радиус изгиба спиц составлял 40°.

Наркотизированным животным одну из спиц вводили через проксимальный паратендинозный доступ антеградно в центре проксимального эпифиза большеберцовой кости. Вторую спицу вводили навстречу предыдущей ретроградно эксцентрично на уровне медиальной лодыжки (рис. 1, А). Свободные концы спиц U-образно изгибали и инпактировали в эпифизы с целью предотвращения миграции стержней внутрь кости по мере роста сегмента.

Хирургические вмешательства выполняли в условиях операционной одной хирургической бригадой. Животных наркотизировали путем внутривенного введения тиопентала натрия в рекомендуемых дозах. Все оперативные вмешательства выполнены совместно с к.м.н. Шутовым Р. Б.

Для достижения поставленной цели в динамике эксперимента проводили клиническое обследование животных, по рентгеновским изображениям выполняли остеометрию большеберцовых костей, а также физиологическое обследование опытного и контрольного сегментов в периоды: перед операцией и сразу после ее выполнения (контрольная точка  $D_0$ ), в последующем через 1 месяц (контрольная точка  $D_1$ ), 2 месяца (контрольная точка  $D_2$ ), 3 месяца (контрольная точка  $D_3$ ), 4 месяца (контрольная точка  $D_4$ ), 5 месяцев (контрольная точка  $D_5$ ), 6 месяцев (контрольная точка  $D_6$ ) и 24 месяца (контрольная точка  $D_{24}$ ) после оперативных вмешательств.



Рис. 1. Рентгенограммы костей голени.

*A* — интрамедуллярный эластичный трансдиафизарный остеосинтез после поперечной остеотомии диафиза большеберцовой кости; *Б* — схема определения размеров большеберцовой кости: длина, поперечный размер диафиза в средней трети, угол mMPTA, угол mLDTA.

В периоды эксперимента, обозначенные контрольными точками, оценивали общее состояние животного, включая регистрацию общей температуры тела при помощи ртутного термометра.

По рентгенограммам (рис. 1, *Б*) определяли: длину большеберцовых костей, поперечный размер диафиза большеберцовой кости в средней трети, механический медиальный проксимальный угол большеберцовой кости (mMPTA: mechanical Medial Proximal Tibial Angle), механический латеральный дистальный угол большеберцовой кости (mLDTA: mechanical Lateral Distal Tibial Angle). Измерения производились каждым автором работы независимо друг от друга. Дополнительно определяли сроки консолидации костных отломков и формирование деформации сегментов в результате возможных вторичных смещений. Использовали рентгеновский аппарат «VER X Technology Premium VET» (Испания).

Физиологическое обследование включало в себя поверхностную термометрию и фотоплетизмографическое исследование (ФПГ), которые выполняли с использованием реографа-полианализатора РГПА-6/12 «РЕАН-ПОЛИ» (НПКФ «МЕДИКОМ-МТД», Россия) и входящих в комплект принадлежностей.

Температуру покровных тканей на симметричных участках тела области пальцев тазовых конечностей, коленного сустава (латерального и медиального мыщелков большеберцовой кости), а также на латеральных и медиальных лодыжках регистрировали непрерывно в течение 3 мин с помощью контактного температурного датчика термисторного типа с отрицательным температурным коэффициентом сопротивления — ДТ-3.

ФПГ исследование выполняли в области пальцев в течении 60 с. Использовали датчик ФПГ-2 (поверхностный). Оценивали время распространения пульсовой волны (ВРПВ, мс), максимальную скорость быстрого кровенаполнения (МСБКН, Ом/с), среднюю скорость медленного кровенаполнения (ССМКН, Ом/с), дикротический индекс (ДКИ, %), диастолический индекс (ДСИ, %).

Физиологические исследования проводили в утренние часы перед первым кормлением. Температура воздуха в помещении составляла в период (°С): Д<sub>0</sub>, Д<sub>1</sub> — 28, Д<sub>2</sub> — 25, Д<sub>3</sub> — 33, Д<sub>4</sub> — 29, Д<sub>5</sub> — 28, Д<sub>6</sub> — 28, Д<sub>24</sub> — 29. Для исключения влияния особенностей индивидуального темперамента перед проведением физиологических исследований всем собакам выполняли премедикацию общепринятыми фармакологическими веществами. Животных укладывали на столе в боковом положении, показания снимали с участков, освобожденных от шерстного покрова.

В качестве контроля использовали результаты обследования контралатеральных сегментов. Основным критерием включения являлся возраст и общее состояние животных. На протяжении опыта животные не были разделены на подгруппы.

Полученные количественные данные подвергали статистической обработке с использованием программы AtteStat 13.1 (Россия). Статистическое исследование включало в себя описательную статистику: средние значения (М) и стандартное отклонение (SD). Сравнительные исследования производились с применением критерия Стьюдента и Вилкоксона для независимых и парных выборок. Различия показателей считали достоверными при  $p \leq 0.05$ . Размер выборки предварительно не рассчитывался.

Эксперименты выполнены на базе вивария ФГБУ «РНЦ «ВТО» им. акад. Г. А. Илизарова» Минздрава России. Животные содержались в индивидуальных боксах (по одному). Получали одинаковые стандартные, сбалансированные по питательным веществам, корма и чистую питьевую воду. Каждое животное было идентифицировано индивидуальным четырехзначным номером.

До начала исследований было получено одобрение Комитета по этике ФГБУ «РНЦ «ВТО» им. акад. Г. А. Илизарова» на их выполнение.

## РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

На протяжении эксперимента при клиническом обследовании изменений общего состояния животных, отклонения в потреблении корма и воды выявлено не было. Осложнений неврологического и инфекционного характера не определяли. Опорная функция опытного сегмента сохранялась до окончания эксперимента.

На каждом контрольном этапе не было зарегистрировано достоверных изменений общей температуры тела по отношению к исходным значениям и возрастной норме (см. таблицу).

При выполнении остеометрических исследований разница в измерениях изучаемых показателей между исследователями не превышала 2.7 %. Это позволяет подтвердить воспроизводимость и точность выполненных измерений.

Определили, что у всех животных перед операцией остеометрические характеристики костей правой голени соответствовали одноименному левому сегменту, о чем свидетельствовало отсутствие достоверных различий

Динамика общей температуры тела при трансфизарном интрамедуллярном остеосинтезе переломов диафиза большеберцовой кости собаки

Контроль-ная точка	Д <sub>0</sub>	Д <sub>1</sub>	Д <sub>2</sub>	Д <sub>3</sub>	Д <sub>4</sub>	Д <sub>5</sub>	Д <sub>6</sub>	Д <sub>24</sub>
Возраст, месяцы	6	7	8	9	10	11	12	30
Темпера-тура тела, °С	38.1 ± 1.6	39.2 ± 1.5	38.5 ± 0.8	39.3 ± 1.6	39 ± 0.7	38.3 ± 0.4	38.9 ± 0.5	38.6 ± 0.3

между полученными количественными данными. Длина большеберцовых костей составляла  $13.9 \pm 1.0$  см, угол mMPТА  $94.17 \pm 3.07^\circ$ , угол mLDTA  $86.83 \pm 2.48^\circ$ .

Результаты исследования показали, что во всех случаях в периоды, определенные контрольными точками, происходило достоверное увеличение длины большеберцовых костей контрольного и опытного сегментов по отношению к дооперационным значениям.

Рост контрольного сегмента имел тенденцию к увеличению в сравнении с опытным (рис. 2, А), Однако эти значения на разных этапах эксперимента статистической разницы между собой не имели.

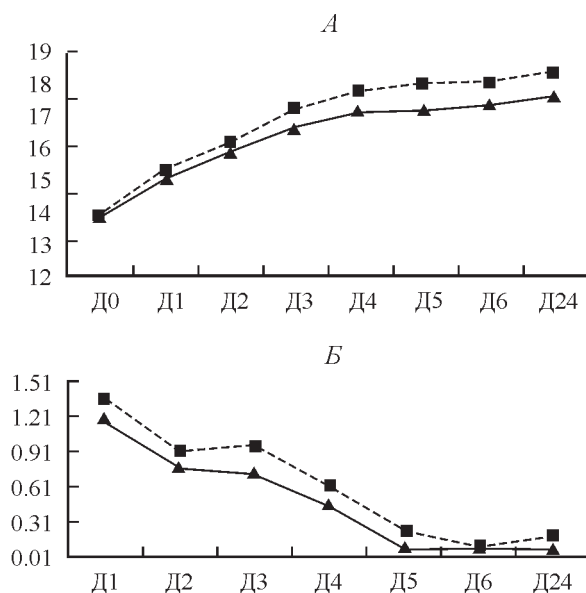


Рис. 2. Динамика роста голени собаки в условиях трансфизарного эластичного армирования поперечного перелома большеберцовой кости.

А — длина большеберцовой кости, см; Б — величина прироста большеберцовой кости, см. *сплошная линия* — опытный сегмент (правый), *пунктирная* — контрольный сегмент (левый). Д<sub>0</sub> — перед оперативным вмешательством, биологический возраст животного 6 месяцев; Д<sub>1</sub> — срок эксперимента 30 суток, биологический возраст животного 7 месяцев; Д<sub>2</sub> — срок эксперимента 60 суток, биологический возраст животного 8 месяцев; Д<sub>3</sub> — срок эксперимента 90 суток, биологический возраст животного 9 месяцев; Д<sub>4</sub> — срок эксперимента 120 суток, биологический возраст животного 10 месяцев; Д<sub>5</sub> — срок эксперимента 180 суток, биологический возраст животного 12 месяцев; Д<sub>24</sub> — срок эксперимента 24 месяца, биологический возраст животного 30 месяцев.

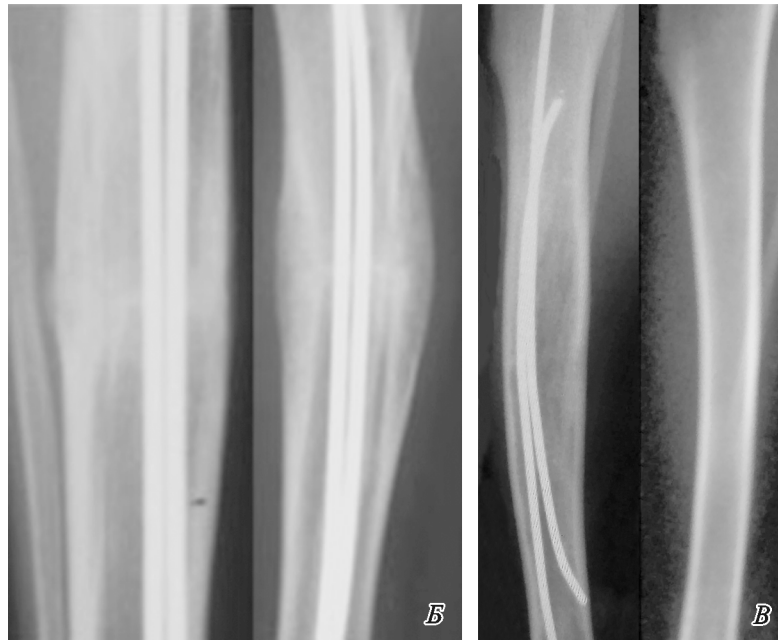
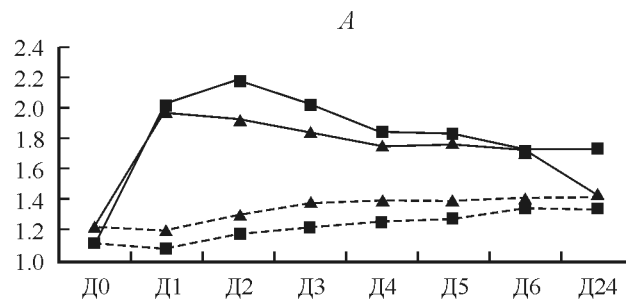


Рис. 3. Поперечные размеры диафиза большеберцовых костей.

А — динамика изменения поперечных размеров большеберцовой кости, см; *треугольный маркер* — прямая проекция, *квадратный маркер* — боковая проекция; Б — фрагменты рентгенограмм костей голени, период  $D_2$  — сращение перелома; В — фрагменты рентгенограмм костей голени, боковые проекции опытного и контрольного сегментов, период  $D_{24}$ . Остальные обозначения те же, что и на рис. 2.

Наибольшая величина прироста опытного и контрольного сегментов была зарегистрирована через 1 месяц после выполнения оперативных вмешательств (рис. 2, Б). В этот период биологический возраст животных соответствовал 7 месяцам. В последующем скорость роста постепенно снижалась и была минимальной начиная с 5 месяцев эксперимента. В этот период биологический возраст животных составлял 11 месяцев. К окончанию эксперимента длина опытной большеберцовой кости была в среднем  $17.6 \pm 8.2$  см, контрольной —  $18.4 \pm 7.6$  см.

При изучении изменения поперечного размера диафиза большеберцовых костей (рис. 3, А) определяли увеличение данного параметра в прямой и боковой проекции как у опытного, так и контрольного сегментов в динамике эксперимента ( $p < 0.05$ ). При этом в контроле внешний диаметр большебер-



цовой кости к окончанию опыта увеличивался в среднем на  $0.2 \pm 0.03$  см в сравнении с дооперационными значениями.

У опытного сегмента через 30 суток эксперимента происходило увеличение этого параметра в прямой и боковой проекциях на  $1.0 \pm 0.4$  см ( $p = 0.008$ )/ $2.03 \pm 0.5$  см ( $p = 0.01$ ) соответственно, что было связано с появлением ярко выраженной эндостальной и периостальной реакции в зоне остеотомии. Максимальные значения диаметра правой большеберцовой кости были зарегистрированы к 60-м суткам после операции, что характеризовалось их достоверным увеличением, как правило, в боковой проекции на  $0.14 \pm 0.3$  см ( $p = 0.04$ ) по отношению к предыдущему сроку обследования. В этот период определяли формирование костного сращения перелома (рис. 3, Б).

В последующем поперечные размеры диафиза опытного сегмента постепенно уменьшались, и к окончанию эксперимента в боковой проекции (рис. 3, В) были достоверно выше (на  $0.4$  см;  $p = 0.02$ ), а в прямой — соответствовали контрольным значениям.

На разных этапах эксперимента при остеометрии опытного и контрольного сегментов не было выявлено достоверных отличий значений mMPGA в сравнении с дооперационным уровнем.

Значения mLDTA опытной конечности статистически значимо между собой и дооперационным уровнем не изменились.

У контрольного сегмента было выявлено достоверное снижение угла mLDTA к моменту выраженного замедления роста ( $D_6$ ) в сравнении с дооперационными значениями ( $p = 0.016$ ). К окончанию опыта этот показатель увеличивался в сравнении с предыдущим этапом обследования и составлял  $90 \pm 2.6^\circ$ .

При изучении температурной реакции покровных тканей определили ее однонаправленные циклические изменения на всех обследуемых участках.

Первые значимые отличия термальных показателей регистрировали через 30 суток эксперимента ( $D_1$ ). В этот период температура в области латерального мышечка большеберцовой кости справа была понижена на  $1.5 \pm 0.6$  °C относительно значений симметрично расположенного участка на стороне контроля ( $p = 0.04$ ). К 60-м суткам опыта разница этих показателей была наиболее выражена ( $2.0 \pm 0.4$  °C,  $p = 0.005$ ), а в последующем температура в проекции правого латерального мышечка большеберцовой кости увеличивалась по отношению к предыдущему периоду обследования, однако была достоверно ниже симметричной области на  $1.1 \pm 0.3$  °C ( $p = 0.03$ ) и сохранялась без изменений до окончания эксперимента ( $D_{24}$ ).

В период контрольного обследования  $D_2$  справа температура пальцев уменьшалась на  $1.5 \pm 0.4$  °C ( $p = 0.02$ ), а в области медиальной лодыжки увеличивалась на  $1.6 \pm 0.2$  °C ( $p = 0.03$ ) в сравнении с левым сегментом. На этих участках в периоды  $D_1, D_3, D_4, D_5, D_6, D_{24}$  термальные значения со стороны опытного сегмента достоверно от симметрично расположенных зон не отличались.

В динамике эксперимента температура покровных тканей опытной конечности в проекции медиального мышечка большеберцовой кости и латеральной лодыжки достоверных различий по отношению к контрольным показателям не имели.

Следует отметить, что в период  $D_2$  регистрировали достоверное уменьшение, а на этапе  $D_3$  — повышение термальных значений покровных тканей на всех обследуемых участках как по отношению к предыдущему периоду, так и к дооперационным данным ( $p = 0.004$ ). В последующем вариабельность изучаемого показателя была менее выражена.

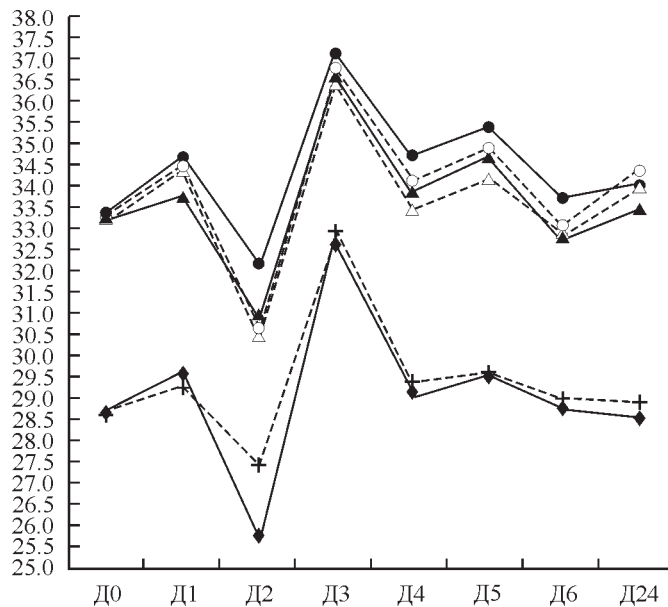


Рис. 4. Динамика температуры покровных тканей в области лодыжек и пальцев тазовых конечностей (°C).

Маркер в виде ромба — область пальцев справа, маркер в виде плюса — область пальцев слева, треугольный маркер — область латеральной лодыжки, круглый маркер — область медиальной лодыжки. Остальные обозначения те же, что и на рис. 2.

Динамика температурной реакции покровных тканей представлена на рис. 4 и рис. 5.

При оценке кровоснабжения тканей в области пальцев определили, что на протяжении эксперимента вязкоупругие свойства магистральных артерий и сосудов крупного калибра у контрольной и опытной конечности не изменялись. Значения ВРПВ варьировали в диапазоне нормальных величин и между собой достоверно не отличались. Не было зарегистрировано значимых изменений параметра ИВО, что свидетельствовало о сохранении венозного оттока.

Через 30 суток у опытного сегмента в 30 % наблюдений выявляли снижение величины кровенаполнения мягких тканей. Об этом судили по уменьше-

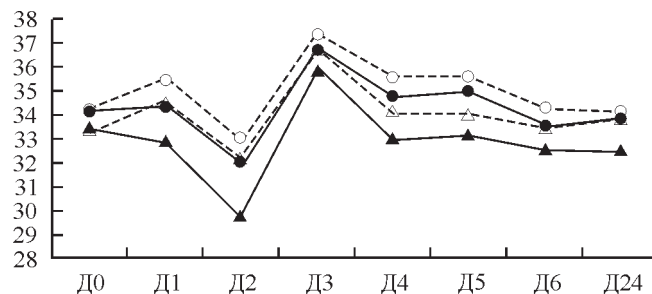


Рис. 5. Динамика температуры покровных тканей в области мышечков большеберцовой кости (°C).

Треугольный маркер — область латерального мышечка, круглый маркер — область медиального мышечка. Остальные обозначения те же, что и на рис. 2.



нию ССМКН и ДКИ более чем в 2 раза ( $p < 0.05$ ) как по отношению к симметричному участку, так и к дооперационному уровню.

Минимальные значения данных показателей регистрировали к 60-м суткам после операции. Во всех случаях показатель ССМКН снижался в 1.6 раза ( $p = 0.2$ ), ДКИ — в 3.5 раза ( $p = 0.04$ ) в сравнении с предыдущим периодом обследования, также был уменьшен параметр МСБКН в 1.7 раза ( $p = 0.1$ ).

В последующем эти показатели постепенно восстанавливались и к окончанию эксперимента достоверных отличий в сравнении с контрольными значениями не имели.

## ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

В процессе выполнения эксперимента клиническими методами не выявили негативного влияния трансфизарного эластичного армирования поврежденной большеберцовой кости на общее состояние животных и опорную функцию конечности.

Общая температура тела собак на разных этапах опыта варьировала в диапазоне нормальных возрастных значений.

Были определены некоторые особенности роста костей голени у собак в возрасте от 6 месяцев и старше в норме, и в условиях трансфизарного эластичного остеосинтеза поперечного перелома диафиза большеберцовой кости.

Известно, что постоянное трансфизарное нахождение имплантата изменяет функциональную активность зоны роста. Некоторые авторы отмечают, что одномоментное формирование трансфизарного канала без расположения в нем интрамедулярного стержня не приводит к образованию эпифизедеза и не влияет на продольный рост кости [5, 13]. В то же время вокруг постоянно присутствующего имплантата образуется узкая зона эпифизедеза, что является необратимой причиной торможения роста в данной части физиса [8, 15].

В выполненном исследовании при трансфизарном армировании поврежденной большеберцовой кости тонкими эластичными стержнями определили замедление ее роста в длину, но различия с продольными размерами контралатерального сегмента были недостоверны. Во всех случаях закрытия зон роста не происходило. Об этом свидетельствовало увеличение длины опытной конечности на каждом этапе эксперимента по отношению к предыдущему периоду.

В процессе роста увеличивались поперечные размеры диафиза опытной и контрольной большеберцовой кости. В созданных условиях сращение перелома формировалось к 60-м суткам после остеосинтеза. В области остеотомии была ярко выражена периостальная и эндостальная реакция, что приводило к значительному увеличению поперечных размеров диафиза кости в течение первых 3 месяцев опыта. Далее происходила компактизация и редукция образованной периостальной мозоли, как следствие диаметр кости изменялся в сторону уменьшения. Однако более чем через 2 года после остеосинтеза поперечный размер диафиза в зоне сращения был больше в сравнении с таковым у неповрежденного сегмента. Этот эффект имеет клиническое значение при комбинированном лечении несовершенного остеогенеза фармакологическими и хирургическими методами, позволяя увеличить прочностные свойства кости на уровне патологически сформированного перелома.

Наше исследование трансфизарного армирования показало, что длительное центральное нахождение имплантата (в проксимальной метаэпифизарной зоне) не вызывало угловых деформаций, а при периферическом расположении эластичного стержня, введенного через внутреннюю лодыжку, приводит

ло к ее развитию. Результаты исследований других авторов подтверждают факт угловой девиации при эксцентричном повреждении зоны роста [9, 13].

При оценке температуры покровных тканей регистрировали ее уменьшение в проекции латерального мыщелка поврежденной большеберцовой кости на протяжении опыта. Аналогичные результаты были получены в ранее выполненных исследованиях при трансфизарном эластичном остеосинтезе неповрежденной большеберцовой кости [3]. В этих случаях через 4 месяца опыта и в последующем также наблюдали понижение температуры кожи в данной области.

Интересно отметить, что температурная реакция покровных тканей зависела от температуры окружающей среды. Это подтверждает тот факт, что при более низкой температуре воздуха в кабинете для физиологических исследований (25 °С) температура кожи на всех обследуемых участках резко снижалась, а при высокой (33 °С) — повышалась.

Определили, что на этапе формирования костного сращения диафизарного перелома большеберцовой кости (60 суток) в созданных условиях вязкоупругие свойства магистральных артерий и сосудов крупного калибра не изменялись. Венозный отток поддерживался на достаточном уровне. Вместе с тем кровенаполнение тканей было снижено в результате гипотонуса артерий среднего калибра и сосудов микроциркуляторного русла. Это приводило к уменьшению температуры пальцев на 1,5°С. В последующем гемодинамика в тканях сегмента восстанавливалась.

В некоторых работах также показано, что при лечении диафизарных переломов костей голени чрескостным остеосинтезом по Илизарову и накостным остеосинтезом с использованием пластин процесс регенерации костной ткани протекает в условиях уменьшенного артериального кровотока. Авторы объясняют это снижением базального сосудистого тонуса стенок артерий и увеличением их диаметра [1, 2, 4].

Таким образом, результаты выполненного исследования позволили сделать заключение о том, что трансфизарное эластичное армирование поврежденной большеберцовой кости не влияет на общее состояние животного и опорную функцию конечности, однако замедляет рост сегмента в длину.

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

При трансфизарном эластичном армировании происходит изменение температурной реакции покровных тканей в области латерального мыщелка большеберцовой кости.

При трансфизарном эластичном армировании перелома диафиза длинных костей консолидация костных отломков происходит к 60-м суткам после остеосинтеза. Сращение формируется на фоне гипокинетического типа кровотока в мягких тканях, что происходит и при использовании других методов остеосинтеза.

При переломах диафиза длинных костей, введение интрамедуллярных эластичных стержней способствует увеличению диаметра кости в результате формирования выраженной периостальной и эндостальной реакции в области сращения. Это имеет важное клиническое значение при лечении патологических переломов у пациентов с заболеваниями, сопровождающимися снижением прочностных свойств костной ткани.

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда (проект № 16-15-00176).

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- [1] Кононович Н. А., Попков А. В. Гемодинамика в разных группах мышц при лечении оскольчатых переломов костей голени (экспериментальное исследование). *Международ. журн. прикладных и фундаментальных исследований*. 5 : 246—250. 2015.
- [2] Писарев В. В., Львов С. Е., Васин И. В., Тихомолова Э. В. Особенности регионарной гемодинамики при накостном остеосинтезе диафизарных переломов костей голени. *Гений ортопедии*. 4 : 29—33. 2012.
- [3] Попков Д. А., Кононович Н. А., Шутков П. Б. Влияние трансфизарного армирования большеберцовой кости на рост и реакцию тканей голени. *Рос. физиол. журн. им. И. М. Сеченова*. 100(7) : 881—890. 2014.
- [4] Щуров В. А., Буторина Н. И., Щуров И. В. Высокочастотная ультразвуковая доплерография костного регенерата. Регионарное кровообращение и микроциркуляция. 21(1) : 145—147. 2007.
- [5] 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.* 9(1) : 1—3. 2014.
- [6] 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.* 90(4): 304—311. 2004.
- [7] Cohen J. Intramedullary nailing for the treatment of unicameral bone cysts. *J. Bone Joint Surg Am.* 83-A(8) : 1279—1280. 2001.
- [8] Fischerbauer S., Kraus T., Wu X., Tandl S., Sorantin E., Hanzi A. C., Loffler J. F., Uggo-witzer P. J., Weinberg A. M. In vivo degradation performance of micro arc oxidized implants: a micro CT study in rats. *Acta Biomater.* 9(2) : 5411—5420. 2013.
- [9] 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.* 76 (6) : 960—963. 1994.
- [10] Horn J., Kristiansen L. P., Steen H. Partial physal arrest after temporary transphysal pinning. A case report. *Acta Orthop.* 79(6) : 867—869. 2008.
- [11] 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 transphysal inside-out technique. *Strategies Trauma Limb. Reconstr.* 8(3) : 193—197. 2013.
- [12] Metaizeau J. P. Sliding centro medullary nailing. Application to the treatment of severe forms of osteogenesis imperfecta. *Chir. Pediatr.* 28 : 240—243. 1987.
- [13] 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.* 3(3) : 150—155. 1998.
- [14] Popkov D., Journeau P., Popkov A., Pedoutour B., Haumont T., Lascombes P. Analysis of segmental residual growth after progressive bone lengthening in congenital lower limb deformity. *Orthop. Traumatol. Surg. Res.* 98(6) : 621—628. 2012.
- [15] Stevens P. M. Guided growth: 1933 to the present. *Strategies Trauma Limb. Reconstr.* 1(1) : 29—35. 2006.
- [16] Yung P. S., Lam C. Y., Ng B. K., Lam T. P., Cheng J. C. Percutaneous transphysal intramedullary Kirschner wire pinning: a safe and effective procedure for treatment of displaced diaphyseal forearm fracture in children. *J. Pediatr. Orthop.* 24(1) : 7—12. 2004.
- [17] Zeitlin L., Fassier F., Glorieux F. H. Modern approach to children with osteogenesis imperfecta. *J. Pediatr. Orthop. B.* 12(2) : 77—87. 2003.

Поступила 10 II 2016  
После доработки 18 IV 2016