



Выбор способа блокированного интрамедуллярного остеосинтеза при переломах большеберцовой кости в свете топографо-анатомического исследования

А. С. Марченко^{1, 3*}, Н. Ф. Фомин², Ф. С. Григорян^{1, 3}

¹ФГБОУ ВО «Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет им. акад. И.П. Павлова» Минздрава России, Санкт-Петербург, Россия

²ФГБОУ ВО «Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова» Минобороны России, Санкт-Петербург, Россия

³Клинический госпиталь ФКУЗ «Медико-санитарная часть МВД России по Санкт-Петербургу и Ленинградской области», г. Санкт-Петербург, Россия

Интрамедуллярный блокированный остеосинтез стал «золотым стандартом» для лечения больных с диафизарными переломами большеберцовой кости. Однако до сих пор ведутся споры о важности и необходимости рассверливания костномозговой полости при осуществлении интрамедуллярного остеосинтеза.

Цель – изучить индивидуальные особенности строения костномозговой полости большеберцовой кости применительно к интрамедуллярному остеосинтезу, а также оценить влияние блокированного интрамедуллярного остеосинтеза с предварительным рассверливанием и без рассверливания костномозговой полости на сосудистое снабжение большеберцовой кости.

Материал и методы. С помощью морфометрических и рентгенологических методов было проведено экспериментальное топографо-анатомическое исследование на 26 сухих препаратах и гистотопограммах-пластинах распилов большеберцовой кости, а также на 10 нижних конечностях трупов с рентгенконтрастным инъецированием артериальных сосудов. Статистический анализ проводился с помощью с помощью параметрического критерия Стьюдента и непараметрического критерия Манна–Уитни.

Результаты. Особое значение было отведено детальному изучению основных параметров костномозговой полости большеберцовой кости, имеющих важное значение для технологии блокированного интрамедуллярного остеосинтеза (размеры, форма и изгибы костномозговой полости, архитектура ее узкой части, плотность и распределение в ней губчатого вещества, топография канала *a. nutriticia tibiae* и распределение ее ветвей). Для оценки инвазивности остеосинтеза на 10 анатомических объектах с предварительным инъецированием сосудов нижней конечности рентгенконтрастной массой был смоделирован блокированный интрамедуллярный остеосинтез большеберцовой кости с рассверливанием и без рассверливания костномозговой полости.

Заключение. Установлено, что любой вариант интрамедуллярного введения стержня сопровождается повреждением *a. nutriticia tibiae* в узкой части костномозговой полости, а рассверливание костномозговой полости имеет определенные преимущества в виду выраженных индивидуальных различий в строении большеберцовой кости.

Ключевые слова: кровоснабжение большеберцовой кости, костномозговая полость, интрамедуллярный блокированный остеосинтез.

Choice of a Method for Blocked Intramedullary Osteosynthesis in Tibial Fractures in the Context of Topographic-Anatomical Research

© A.S. Marchenko^{1, 3}, N.F. Fomin², F.S. Grigoryan^{1, 3}

¹Pavlov First Saint Petersburg State Medical University, St. Petersburg, Russia

²S.M. Kirov Military Medical Academy, St. Petersburg, Russia

³Clinical hospital "Medical Unit of the Ministry of Internal Affairs in St. Petersburg and Leningrad Region", St. Petersburg, Russia

Blocked intramedullary osteosynthesis has become a "gold standard" for the treatment of patients with diaphyseal fractures of the tibia. However, there is still debate about the importance and necessity of reaming the bone marrow cavity when performing intramedullary osteosynthesis.

The aim is to study the individual features of the structure of the medullary cavity of the tibia in relation to intramedullary osteosynthesis, as well as to evaluate the effect of blocked intramedullary osteosynthesis with preliminary reaming and without reaming of the bone marrow cavity on the vascular supply of the tibia.

Material and methods. Using morphometric and radiological methods, an experimental topographical and anatomical study was carried out on 26 dry preparations and histotopograms-plates of tibial bone cuts, as well as on 10 lower limbs of corpses with X-ray contrast injection of arterial vessels.

Statistical analysis was performed using the Student's parametric test and the nonparametric Mann-Whitney test.

Results. Particular attention was paid to the detailed study of the main parameters of the tibial bone marrow cavity that are important for the technology of blocked intramedullary osteosynthesis (size, shape and curves of the bone marrow cavity, architectonics of its narrow part, density and distribution of spongy matter in it, topography of the a. nutricia tibialis channel and distribution of its branches). To assess the invasiveness of osteosynthesis on 10 anatomical objects with preliminary injection of vessels of the lower extremity with X-ray contrast mass, blocked intramedullary osteosynthesis of the tibia with and without reaming of the bone marrow cavity was modeled.

Conclusion. It was concluded that any variant of intramedullary rod insertion is accompanied by damage to a. nutricia tibialis in a narrow part of the bone marrow cavity, and reaming of the bone marrow cavity has certain advantages in view of the pronounced individual differences in the structure of the tibia.

Key words: blood supply to the tibia, bone marrow cavity, intramedullary blocked osteosynthesis.

***Автор для переписки:**

Марченко Артем Сергеевич
Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет им. акад. И.П. Павлова, ул. Льва Толстого, 6-8, Санкт-Петербург, 197022, Российская Федерация

***Corresponding author:**

Artem Marchenko
Pavlov First Saint Petersburg State Medical University, ul. L'va Tolstogo, 6-8, Saint Petersburg, 197022, Russian Federation
E-mail: tomodeus@mail.ru

Введение

Переломы диафиза большеберцовой кости в настоящее время сохраняют первенство в структуре общего травматизма и составляют 15–41.2% среди всех переломов и 32–61% среди переломов длинных костей. Несмотря на применение современных методик оперативного и консервативного лечения, инвалидизация больных с диафизарными переломами большеберцовой кости достигает 7–23.5%. Именно поэтому лечение больных с данными повреждениями является социально значимой и актуальной проблемой современной травматологии и ортопедии [1, 2, 3].

За последние двадцать лет блокированный интрамедуллярный остеосинтез (БИОС) стал общепризнанным и широко используемым методом оперативного лечения больных с переломами диафиза большеберцовой кости. Его применение дает неоспоримые преимущества перед использованием как накостного, так и внеочагового остеосинтеза [6].

Несмотря на большое количество работ, посвященных данной проблеме, остается дискуссионным вопрос о необходимости предварительного рассверливания костномозговой полости (КМП). Также нет единого мнения о влиянии рассверливания КМП на кровоснабжение большеберцовой кости. Работы и исследования в данной области крайне противоречивы [4, 5, 7, 8, 10].

Так М.Р. Klein с соавт. утверждают, что кортикальное кровоснабжение большеберцовой кости уменьшается на 70% при БИОСе с рассверливанием КМП по сравнению с уменьшением на 30% при БИОСе без рассверливания [9]. В исследовании Е.Н. Schemitsch с соавт. представлены данные, подтверждающие, что нормализация кортикального крово-

снабжения большеберцовой кости занимает 6 недель при БИОСе без рассверливания КМП, а при использовании рассверливания – 12 недель [12].

С другой стороны, работа L.H. Reichert с соавт. продемонстрировала, что при рассверливании КМП большеберцовой кости происходит шестикратное компенсаторное усиление ее периостального кровоснабжения [11].

Отечественные и зарубежные анатомы уделяли большое внимание вопросу кровоснабжения длинных костей и большеберцовой кости в частности. Однако практически все крупные исследования были проведены в первой половине XX века, и в них приводятся крайне скудные данные об особенностях органного кровоснабжения большеберцовой кости применительно к анатомии КМП и технологии БИОС. Так нам удалось встретить лишь отдельные публикации, посвященные вопросу влияния интрамедуллярного металлоостеосинтеза на кровоснабжение большеберцовой кости. Данные этих работ носят неоднозначный и противоречивый характер и не позволяют сформировать убедительное представление о степени травматичности инвазивных технологий БИОС.

Учитывая это, исследование выполнялось, прежде всего, с целью изучения хирургической анатомии КМП, артериальных источников, снабжающих большеберцовую кость, и возможных их изменений, наступающих при осуществлении интрамедуллярного остеосинтеза.

Материал и методы исследования

Экспериментальное топографо-анатомическое исследование было выполнено на кафедре оперативной хирургии (с топографической анатомией) ФГБВОУ ВО «Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова» МО РФ. Были исследованы сухие костные препараты, пластинированные гистотопограммы продольных и поперечных распилов большеберцовой кости, а также нижние конечности нефиксированного кадаверного материала. Все анатомические препараты принадлежали умершим, тела которых не были востребованы для захоронения, поэтому возможность получения информированного согласия

отсутствовала. При работе с секционным материалом учитывались требования ст. 5 ФЗ № 8 «О погребении и похоронном деле» от 12.01.1996 (с изм. и доп. от 01.01.2017).

Для выявления особенностей строения КМП были изучены 10 нефиксированных и 26 мацерированных препаратов большеберцовых костей взрослых людей, рентгенограммы и распилы костей, выполненных с этих же препаратов. Изучение индивидуальных особенностей осуществлялось без привязки к гендерной и возрастной принадлежности. Вначале на всех препаратах большеберцовых костей проводили определение индекса их формы – отношения длины кости к ее ширине (межмышечковому расстоянию). Изучали основные параметры КМП: размеры КМП (за длину принимали расстояние от переднего межмышечкового поля большеберцовой кости до нижней суставной поверхности на дистальном эпифизе); плотность и расположение губчатого вещества; изгибы во фронтальной и сагиттальной плоскостях и их вариации; расположение канала *a. nutriticia tibialis*.

На 26 мацерированных препаратах большеберцовой кости с помощью морфометрии и рентгенографии были изучены индивидуальные особенности строения большеберцовой кости применительно к технологии интрамедуллярного остеосинтеза. При помощи микроскопии гистотопограмм-пластинатов распилов большеберцовой кости была изучена макроархитектоника артериальных ветвей на протяжении КМП.

Для изучения особенностей васкуляризации большеберцовой кости на 10 нижних конечностях трупов проводилось инъецирование артериальных сосудов затвердевающей рентгенконтрастной массой по методике Международного морфологического центра (Д.А. Старчик, Санкт-Петербург). Далее отсепаровывали кожу и подкожно-жировую клетчатку, проводили макропрепарирование, удаление мягких тканей с сохранением связей источников артериального кровоснабжения большеберцовой кости. Поэтапная рентгенография отражала топографию, анатомию и распределение сосудов большеберцовой кости, а также их повреждение установленным как с рассверливанием, так и без рассверливания КМП интрамедуллярным стрежнем.

Статистическому анализу подвергались полученные абсолютные и средние значения с помощью параметрического критерия Стьюдента (*t*-критерий), а результат экспериментальной части с помощью непараметрического критерия Манна–Уитни (*U*).

Результаты и их обсуждение

При планировании и выполнении интрамедуллярного остеосинтеза большеберцовой кости важное значение приобретает зна-

ние особенностей строения КМП, включая индивидуальную анатомическую изменчивость.

Нами установлено, что значение индекса формы у разных костей изменялось от 4.4 до 5.5. Крайние формы большеберцовых костей соответствовали крайним значениям индекса. Они были условно названы «короткими и широкими», а также «длинными и узкими». Учитывая редкость крайних форм, были выделены группы, в которые вошли не только крайние значения индекса, но и приближенные к ним. В группу «коротких и широких» костей были отнесены препараты большеберцовой кости с индексом от 4.4 до 4.7 (рис. 1), а в группу «длинных и узких» – с индексами от 5.3 до 5.5 (рис. 2).

Основные данные морфометрии препаратов большеберцовых костей приведены в табл. 1.

При морфометрии рентгенограмм установлено, что длина КМП варьировала от 280 до 400 мм.

Наиболее важным с точки зрения технологии интрамедуллярного остеосинтеза является знание архитектоники самого узкого места КМП. Диаметр КМП на рентгенограммах в самом узком месте кости варьировал от 6 до 14 мм.

Если условно разделить большеберцовую кость сверху вниз на 4 равные части (сегмента), то середина третьего сегмента (четверти) является самой узкой. При традиционном делении большеберцовой кости на 3 части (трети), самым узким является граница между средней и нижней третями. Узкой частью КМП мы считали тот участок, ширина которого не изменялась более чем на 2 мм. Длина узкой части в исследованных препаратах варьировала от 73 до 100 мм, что составляло 20.9% – 31.2% от общей длины большеберцовой кости (в среднем – 84 мм или 23.5%). Узкая часть КМП начиналась на расстоянии 132–200 мм (в среднем – 168 мм) от переднего межмышечкового поля большеберцовой кости. Длина узкой части в группе «коротких и широких» большеберцовых костей варьировала от 80 до 98 мм, что составляло 22.3% – 25.7% от общей длины кости. В то время, как в группе «длинных и узких» большеберцовых костей длина узкой части была относительно меньшей и варьировала от 73 до 77 мм, что составляло 20.9% – 22.6% от общей длины кости. Различия между группами также статистически значимы (*t*-критерий Стьюдента = 9.51, критическое значение *t*-критерия Стьюдента = 2.032, при уровне значимости $\alpha = 0.05$).

Костномозговая полость от середины третьей четверти расширялась кверху и книзу. Между вторым и третьим, а также третьим и четвертыми сегментами КМП расширялась на 2–6 мм. В первой четверти КМП расширялась

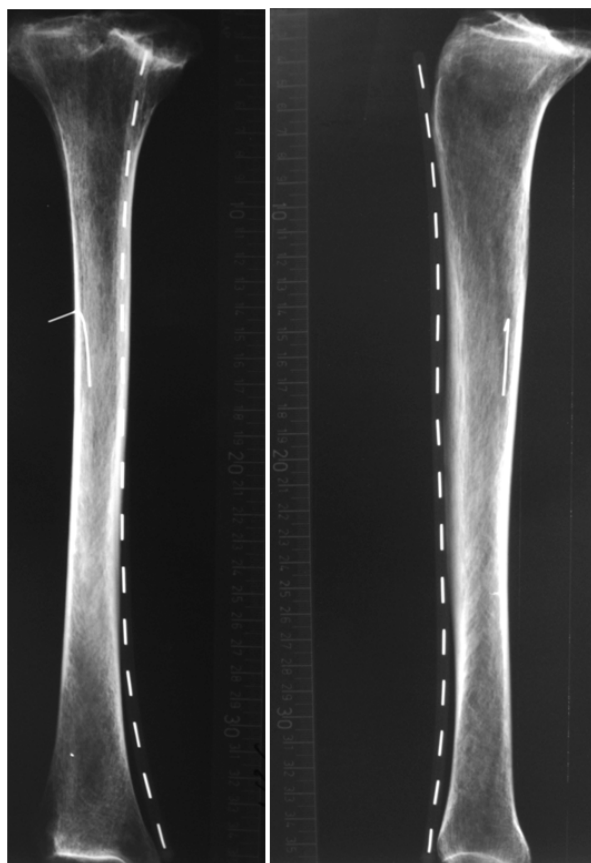


Рис. 1. Рентгенограммы «короткой и широкой» большеберцовой кости в прямой и боковой проекциях с рентгенконтрастной меткой в канале а. nutriticia tibialis и плоскости морфометрических исследований.

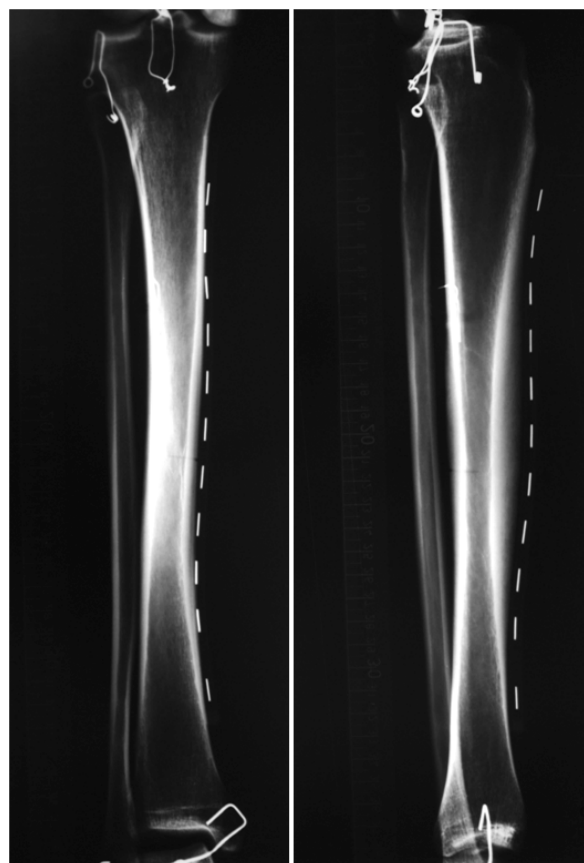


Рис. 2. Рентгенограммы «длинной и узкой» большеберцовой кости в прямой и боковой проекциях с рентгенконтрастной меткой в канале а. nutriticia tibialis и плоскости морфометрических исследований.

Таблица 1

Данные морфометрии препаратов большеберцовых костей

Форма кости	Количество	Длина (мм)	Ширина в средней трети кости (мм)	
			Фронтальная плоскость	Сагиттальная плоскость
Все препараты	36	317–406	19–31	21–35
Короткие и широкие	17	335–395	20–25	26–32
Длинные и узкие	19	336–359	20–22	25–30

Таблица 2

Данные о ширине костномозговой полости на разных уровнях в зависимости от формы большеберцовой кости

Сегменты большеберцовой кости	Ширина костномозговой полости в сагиттальной и фронтальной плоскостях в зависимости от формы большеберцовой кости (мм)			
	Короткие и широкие		Длинные и узкие	
	сагиттальная	фронтальная	сагиттальная	фронтальная
1-й сегмент	41–48	44–48	41–44	37–43
2-й сегмент	15–18	17–19	15–17	12–16
3-й сегмент	10–14	10–14	7–11	7–14
4-й сегмент	39–53	34–44	32–40	34–38

в 4 и более раза по сравнению с самой узкой частью.

При оценке формы поперечного сечения КМП выяснилось, что в суженном месте 14 препаратов костей имели округлую форму, остальные – эллипсоидную, ориентированную по длинной оси во фронтальной плоскости (из них в 11 препаратах фронтальный размер превышал сагиттальный на 2–4 мм).

Форма КМП остальных сегментов кости не имеет практического значения в связи с преобладающими размерами над относительно узкой частью.

Данные о ширине костномозговых полостей на различных уровнях приведены в табл. 2.

Губчатое вещество в КМП располагалось пристеночно. Оно становилось плотнее

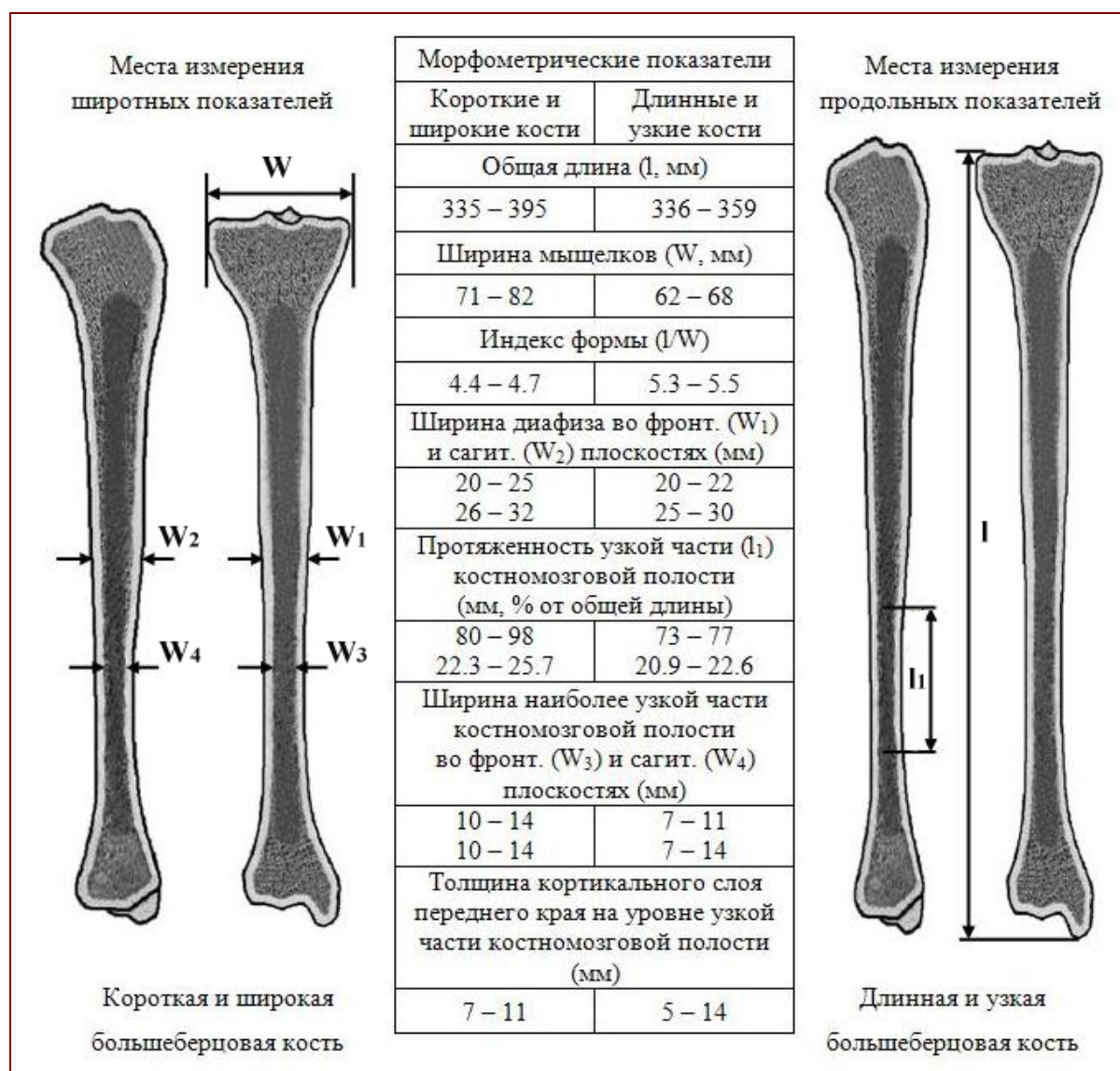


Рис. 3. Основные различия в индивидуальном строении и размерах большеберцовой кости в зависимости от ее формы.

ближе к кортикальному слою и к эпифизам. В диафизарной части КМП губчатого вещества, как правило, не наблюдалось. Оно заполняло КМП на уровне верхней половины первого сегмента. В поперечном направлении оно было плотнее ближе к кортикальному слою, а по продольной оси большеберцовой кости – к суставной поверхности. Наиболее слабо выраженным губчатое вещество оказывалось в середине диафиза кости. В проксимальном отделе основная масса трабекул губчатого вещества располагалась на протяжении до 60 мм книзу от суставной щели коленного сустава. В дистальной части кости губчатое вещество, как правило, занимало весь 4-й сегмент.

Эти детали строения КМП и количественного распределения в ней губчатого вещества представляются важными, т.к. жесткую фиксацию создает не только штифт, контактирующий с кортикальным слоем, но и плотное губчатое вещество в его окружении.

Максимальная толщина кортикального слоя (в сагиттальной плоскости) на препаратах определялась со стороны переднего края большеберцовой кости и соответствовала наиболее узкому месту КМП. Максимальная толщина кортикального слоя составила 15 мм, при этом КМП на этом же уровне имела диаметр 7 мм. В группе «коротких и широких» большеберцовых костей толщина переднего края на этом уровне варьировала от 7 до 11 мм, в группе «длинных и узких» – от 5 до 14 мм. То есть, толщина кортикального слоя не коррелировала с формой костей. Здесь статистически значимых различий между группами не получено ($t = 0.3$, критическое значение t -критерия Стьюдента = 2.032, при уровне значимости $\alpha = 0.05$).

Сводные данные, характеризующие основные различия морфометрических показателей в группе «коротких и широких» костей по сравнению с «длинными и узкими» представлены на рис. 3.



Рис. 4. Часть канала *a. nutritia tibialis* (в канал введен капилляр красного цвета) на сагиттальном распиле большеберцовой кости.

Из изложенного видно, что большой диапазон изменчивости в строении большеберцовых костей у разных людей не позволяет ожидать одинаковой степени плотности контакта импланта с отломками и, соответственно, стабильности интрамедуллярного остеосинтеза. Понятно, что рассверливание костномозговой полости в большей степени будет обеспечивать биомеханические условия стабилизации сегмента независимо от индивидуальной формы и размеров костномозговой полости.

На всем протяжении большеберцовые кости имели изгибы во фронтальной и сагиттальной плоскостях. Максимально выраженный изгиб во фронтальной плоскости приходился на середину второго сегмента, т.е. на границу верхней и средней трети кости при делении ее на 3 части. Поскольку КМП в месте максимальной кривизны изгиба во фронтальной плоскости была шире суженной части, то такой изгиб, теоретически, не должен препятствовать введению импланта и практического значения при интрамедуллярном остеосинтезе большеберцовой кости не имеет.

Изгибы в сагиттальной плоскости наблюдались как спереди, так и сзади. На рентгенограмме в боковой проекции большеберцовой кости кортикальный слой передней стенки КМП постепенно утолщается к середине кости и уменьшается к метафизам. По форме передней стенки на рентгенограммах можно определить наличие изгиба в сагиттальной плоскости.

С неодинаковой частотой встречались 3 формы изгиба диафиза большеберцовой кости в сагиттальной плоскости: изогнутая спереди – передняя стенка КМП ровная (наблюдалась в одном препарате), изогнутая сзади – передняя стенка снаружи ровная, а со стороны КМП выпуклая (наблюдалась в одном препарате), прямая – передняя стенка у

таких костей двояковыпуклая (встречалась во всех остальных препаратах).

Из изложенного видно, что при выполнении остеосинтеза большеберцовой кости в случаях, когда она имеет прямую форму или изогнута кзади возможно образование нежелательной щели треугольной формы в месте перелома. Чтобы этого не происходило, необходимо использовать имплант соразмерный КМП, что позволяет исключить возможные боковые смещения.

Особое значение в нашем исследовании уделено топографии канала основной артерии, питающей диафиз, *a. nutritia tibialis*, повреждение которой наиболее вероятно при интрамедуллярном остеосинтезе. Так, по нашим данным *foramen nutritium* (место входа в кость *a. nutritia*) находится на задней поверхности большеберцовой кости на расстоянии 105–130 мм (в среднем 117 мм) книзу от верхней суставной поверхности медиального мыщелка, что соответствует 31.2–33.7% от общей длины кости (в среднем 32.6%). Далее канал под острым углом (5–30°) проходит в кортикальном слое на протяжении от 50 до 81 мм (в среднем 64 мм) и открывается в КМП в начале самого узкого места (рис. 4). Статистически значимых различий в длине канала питающей артерии между «короткими и широкими», «длинными и узкими» большеберцовыми костями не было выявлено.

Установлены, на наш взгляд, важные детали в архитектонике питающей диафиз артерии (рис. 5). После протяженного косога входа артерии в КМП через заднюю стенку кортикального слоя артерия разделялась дихотомически на восходящую и нисходящую ветви.

Обе ветви разветвлялись на множество стволиков, которые на всем протяжении КМП занимали преимущественно периферические зоны полости. Из этого следует, что за пределами узкой части КМП существует высокая вероятность сохранения многих внутрикостных сосудов (рис. 6).

Таким образом, в строении большеберцовой кости наблюдались существенные индивидуальные различия, в том числе и по тем параметрам, которые имеют особое значение при выполнении БИОС. Существенным результатом корреляционных исследований является установление закономерности о том, что у лиц с «короткими и широкими» большеберцовыми костями КМП более широкая, а суженная часть кости имеет большую протяженность, чем у лиц с «длинными и узкими» большеберцовыми костями.

В ходе экспериментальной части исследования для оценки инвазивности остеосинтеза на 10 анатомических объектах с предварительным инъецированием сосудов нижней конечности рентгенконтрастной массой был

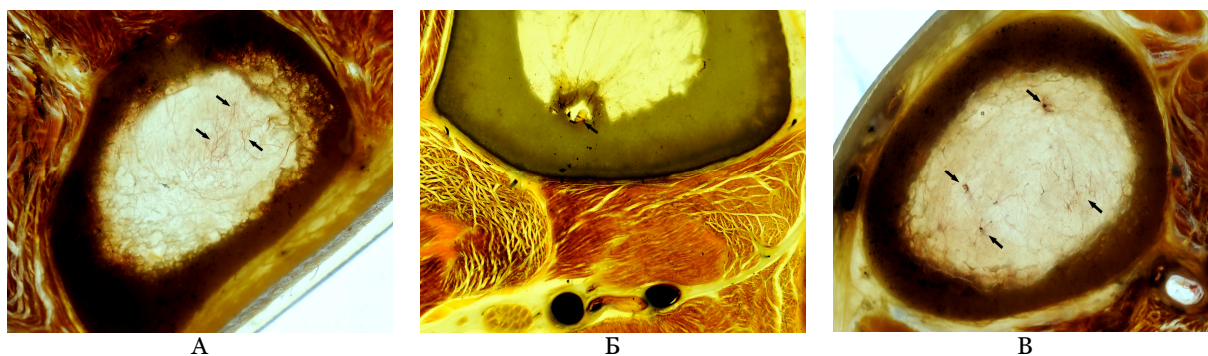


Рис. 6. Особенности распределения ветвей *a. nutricia* на разных уровнях костномозговой полости. Гистотопограммы поперечных распилов большеберцовой кости. Препарат Д.А. Старчика. Обозначения: а – уровень верхней трети голени; б – уровень перехода *a. nutricia tibialis* в костномозговую полость; в – уровень нижней трети голени; *a. nutricia* и ее ветви обозначены стрелками.



Рис. 5. Боковая рентгенограмма голени с инъецированными сосудами. Обозначения: а – *a. nutricia tibialis* в кортикальном слое кости, б – место деления *a. nutricia tibialis* на восходящую и нисходящую ветви, в – восходящая ветвь, г – нисходящая ветвь.

смоделирован БИОС большеберцовой кости с рассверливанием и без рассверливания КМП.

Как по данным рентгеноангиографии, так и при анализе распилов замороженных препаратов костей, установлено, что при любом варианте БИОС наблюдались наибольшие повреждения *a. nutricia tibialis* в узкой части КМП большеберцовой кости. «Травматичность» обеих технологий БИОС в эксперименте оказалась одинакова. Что статистически подтверждено с помощью непараметрическо-

го критерия Манна–Утни ($U=12.5$). Повреждение эндостального кровоснабжения наблюдалось независимо от варианта БИОС – как с рассверливанием КМП, так и без него. Таким образом, наиболее сложные условия кровоснабжения в условиях интрамедуллярного остеосинтеза создаются на протяжении не более 7–10 см на протяжении узкой части КМП. Теоретически можно предположить, что тонкие стержни с редкими ребрами жесткости, не заполняющие весь просвет суженного участка КМП, могут сохранять часть ветвей *a. nutricia tibialis* даже в уязвимой зоне.

Выполнить гистотопограммы поперечных распилов большеберцовой кости вместе со стержнем для оценки сложившегося соотношений штифта с сосудами не представляется возможным из-за сверхпрочности использовавшихся титановых и стальных стержней.

Как известно, жесткость фиксации отломков достигается за счет контакта интрамедуллярного стержня с кортикальным слоем узкой части КМП, а также благодаря плотному охвату импланта на протяжении всего канала губчатым веществом. Стабильность положения конструкции в одном из отломков обеспечивается блокировкой интрамедуллярного стержня винтами.

С учетом проведенных данных, свидетельствующих о существенных индивидуальных различиях в размерах узкой части диафиза, следует признать, что, теоретически, не существует конструкции, которая идеально соответствует индивидуальным размерам и длине узкой части КМП.

Таким образом, с анатомо-биомеханической точки зрения предпочтительным должен быть БИОС с рассверливанием КМП, т.к. целенаправленная подготовка костномозгового канала соразмерно параметрам стержня увеличивает площадь его контакта с кортикальным слоем кости независимо от индивидуального строения кости. Кроме того, рассверливание КМП позволяет имплантировать штифты сравнительно больших диаметров, что, несомненно, увеличивает первичную стабильность БИОСа и повышает

вероятность полноценной консолидации перелома.

Заключение

Мнение о том, что заблокированный интрамедуллярный металлоостеосинтез большеберцовой кости без предварительного рассверливания ее костномозговой полости имеет преимущества перед аналогичной процедурой с предварительным рассверливанием костномозговой полости за счет сравнительно меньшего повреждения сосудистого русла кости, не находит подтверждения в анатомо-топографических и экспериментальных исследованиях. В экспериментальной части исследования любой вариант интрамедуллярного введения стержня сопровождается повреждением а. nutritia tibialis в узкой части костномозговой полости. Однако, множественный характер ветвления восходящей и нисходящей ветвей а. nutritia tibialis, а также обилие их анастомозов в пределах костномозговой полости с метафизарными сосудами и с сосудами кортикально-надкостничного бассейна предполагают возможность восстановления кровоснабжения при любом варианте заблокированного интрамедуллярного остеосинтеза. Выраженные индивидуальные различия в строении большеберцовой кости исключают возможность индивидуального подбора интрамедуллярного стержня и диктуют необходимость предварительного рассверливания костномозговой полости, что в свою очередь позволяет имплантировать штифты сравнительно больших диаметров, увеличивать первичную стабильность металлоостеосинтеза и повышать вероятность полноценной консолидации перелома.

Конфликт интересов

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Список литературы / References

1. Гиршин С.Г. Клинические лекции по неотложной травматологии. М.: Азбука; 2004 [Girshin S.G. Klinicheskie lektsii po neotlozhnoi travmatologii. Moscow: Azbuka; 2004] (in Russian).
2. Казарезов М.В., Бауэр И.В., Королева А.М. Травматология, ортопедия и восстановительная хирургия. Новосибирск: НПО Бриз; 2004 [Kazarezov M.V., Bauer I.V., Koroleva A.M. Travmatologiya, ortopediya i vosstanovitel'naya khirurgiya. Novosibirsk: NPO Briz; 2004] (in Russian).
3. Корнилов Н.В., Грязнухин Э.Г., Афиногенов Г.Е. Травматология и ортопедия: руководство для врачей. СПб.: Гиппократ; 2004 [Kornilov NV,

Gryaznukhin EG, Afinogenov GE. Travmatologiya i ortopediya: rukovodstvo dlya vrachei. Saint-Petersburg: Gippokrat; 2004] (in Russian).

4. Марченко А.С., Москалев В.П., Григорян Ф.С. Лечение переломов диафиза большеберцовой кости методом заблокированного интрамедуллярного остеосинтеза с рассверливанием костномозгового канала. Современные повреждения и их лечение: материалы междунар. юбил. науч.-практич. конф. Москва; 2010:123–4 [Marchenko AS, Moskaev VP, Grigoryan FS. Lechenie perelomov diafiza bol'shebertsovoi kosti metodom blokirovannogo intramedullyarnogo osteosinteza s rassverlivaniem kostnomozgovogo kanala. Sovremennye povrezhdeniya i ikh lechenie: materialy mezhdunar. yubil. nauch.-praktich. konf. Moskva; 2010:123–4] (in Russian).
5. Марченко А.С., Фомин Н.Ф., Москалев В.П. Травматичность заблокированного интрамедуллярного остеосинтеза в свете топографо-анатомического и клинического исследования. Вестник Российской Военно-медицинской академии. 2011;33(1):168–71 [Marchenko AS, Fomin NF, Moskaev VP. Detrimental of blocking nailing of tibia (clinical, topographo-anatomical research). Bulletin of the Russian Military Medical Academy. 2011;33(1):168–71] (in Russian).
6. Bhandari M, Guyatt GH, Tornetta P, Swiontkowski MF, Hanson B, Sprague S, et al. Current Practice in the Intramedullary Nailing of Tibial Shaft Fractures: An International Survey. The Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care. 2002 Oct;53(4):725–32. doi: 10.1097/00005373-200210000-00018
7. Fleming JJ. Intramedullary Nailing of Fibular Fractures. Clinics in Podiatric Medicine and Surgery. 2018 Apr;35(2):259–70.
8. Hendrickx LAM, Virgin J, van den Bekerom MPJ, Doornberg JN, Kerkhoffs GMMJ, Jaarsma RL. Complications and subsequent surgery after intramedullary nailing for tibial shaft fractures: Review of 8110 patients. Injury. 2020 Jul;51(7):1647–54. doi: 10.1016/j.injury.2020.04.021
9. Klein MPM, Rahn BA, Frigg R, Kessler S, Perren SM. Reaming versus non-reaming in medullary nailing: Interference with cortical circulation of the canine tibia. Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery. 1990;109(6):314–6. doi: 10.1007/bf00636168
10. Obrensky WT, Cutrer N, Kidd CM. A prospective multi-center study of intramedullary nailing vs casting of stable tibial shaft fractures. Journal of Orthopaedics and Traumatology. 2016 Oct 21;18(1):69–76.
11. Reichert I, McCarthy I, Hughes S. The acute vascular response to intramedullary reaming. Microsphere estimation of blood flow in the intact ovine tibia. The Journal of Bone and Joint Surgery British volume. 1995 May;77-B(3):490–3.
12. Senf D, Kowalski MJ, Swiontkowski MF, Senf D. Cortical Bone Blood Flow in Reamed and Unreamed Locked Intramedullary Nailing: A Fractured Tibia Model in Sheep. Journal of Orthopaedic Trauma. 1994 Oct;8(5):373–82

Поступила в редакцию 28.12.2020

Принята в печать 8.02.2021

Received 28.12.2020

Accepted 8.02.2021

Для цитирования: Марченко А.С., Фомин Н.Ф., Григорян Ф.С. Выбор способа заблокированного интрамедуллярного остеосинтеза при переломах большеберцовой кости в свете топографо-анатомического исследования. Журнал анатомии и гистопатологии. 2021; 10(1): 41–48. doi: 10.18499/2225-7357-2021-10-1-41-48

For citation: Marchenko A.S., Fomin N.F., Grigoryan F.S. Choice of a Method for Blocked Intramedullary Osteosynthesis in Tibial Fractures in the Context of Topographic-Anatomical Research. Journal of Anatomy and Histopathology. 2021; 10(1): 41–48. doi: 10.18499/2225-7357-2021-10-1-41-48