

Биомеханическая оценка вариантов реконструктивных операций по замещению дефектов большеберцовой кости малоберцовой

В.А. Немков

Российский научный центр "Восстановительная травматология и ортопедия" им. академика Г. А. Илизарова, г. Курган
(Генеральный директор — академик РАМТН, д.м.н., профессор В. И. Шевцов)

Рассмотрены схемы опорного нагружения нижней конечности как до так и после замещения дефекта большеберцовой кости голени малоберцовой. Приведены результаты расчетов кости голени на прочность. В зависимости от величины опорной реакции определены диаметры малоберцовой кости, при которых может произойти перелом, а также её диаметры, обеспечивающие коэффициенты запаса прочности равные 3 и 10.

Ключевые слова: кость, сила, момент, напряжение, прочность.

Реконструктивные операции по замещению дефектов большеберцовой кости малоберцовой выполняются в тех случаях, когда короткие отломки большеберцовой кости не позволяют выполнить возмещение дефекта путем удлинения одного из них [1].

Наиболее неблагоприятный общий случай положений берцовых костей при дефекте большеберцовой представлен на рис. 1а.

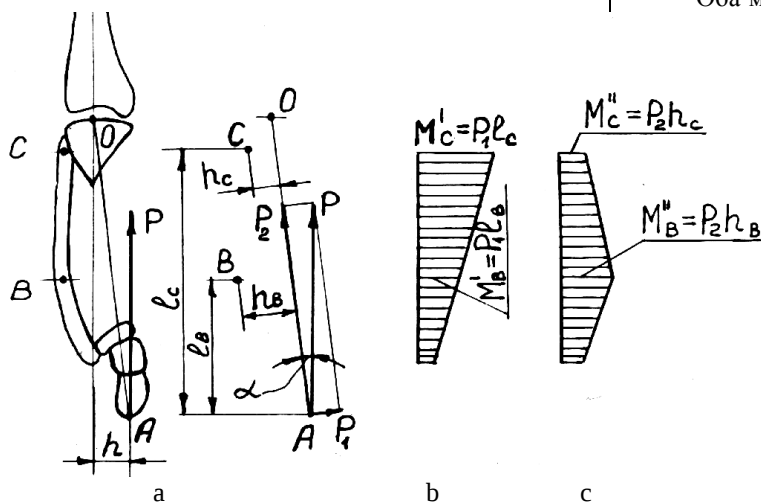


Рис.1. Схема опорного нагружения костей голени до замещения дефекта (а), разложение сил (б), эпюры изгибающих моментов (с).

Во время нагружения конечности опорная точка А стопы располагается на расстоянии h от биомеханической оси, проходящей через центральную точку О коленного сустава. Малоберцовая кость изогнута, поскольку она подвергается изгибу под действием опорной реакции R . Её вектор можно представить в виде двух взаимно перпендикулярных векторов его составляющих P_1 и P_2 (рис.1б). (Вектор силы P_2 направлен по линии соединяющей точки О и А под углом α к вертикали).

Сила P_1 создает изгибающий момент M' , постепенно увеличивающийся вдоль продольной оси малоберцовой кости и достигающий наибольшего значения в сечении С (рис.1с).

Сила P_2 вызывает продольное сжатие малоберцовой кости и её изгиб. Наибольший изгибающий момент M'' действует в сечении В, центр которого наиболее удален от линии действия этой силы (рис.1с).

Оба момента M' и M'' изгибают кость в одну и ту же сторону. Опасным сечением является то, в котором суммарный изгибающий момент M имеет наибольшую величину.

Изгибающий момент вызывает растяжение волокон кости на выпуклой стороне деформации и их сжатие на изогнутой. Напряжения растяжения являются более опасными для костной ткани по сравнению с напряжениями сжатия [2].

Если известны величина опорной реакции R , геометрические параметры (длины плеч и угол α , определяющий направление вектора P_2) и разрушающее напряжение растяжения для компактной костной ткани, то может быть определен диаметр малоберцовой кости в опасном сечении, при котором она будет сломана.

Нами разработаны программы расчетов малоберцовой кости на прочность для задач, рассматриваемых в данной статье. Программы реализованы на алгоритмическом языке BASIC.

В качестве примера приводим в таблице 1 результаты расчетов, выполненных применительно к рассматриваемому случаю нагружения малоберцовой кости. В таблице приведены минимальные диаметры костей, при которых под действием статической осевой нагрузке может произойти их перелом.

Напряжениями сжатия, создаваемыми продольной силой P_2 , при расчетах пренебрегали в виду их малости. Полагали, что по всей длине кости её сечения одинаковые и представляют собой кольцо, в котором соотношение диаметров равно 0,75.

Исходные данные. Длины плеч - $h=30$ мм, $h_B=40$ мм, $h_C=30$ мм, $l_B=150$ мм, $l_C=300$ мм. Угол $\alpha=10^\circ$.

Таблица 1

Минимальные диаметры малоберцовой кости в зависимости от величины опорной реакции

Опорная реакция, кгс	80	80	100
Диаметр кости, мм	17,4	19,3	20,8

Отметим, что нагружение конечности с указанными значениями сил возможно только при условии способности биологических тканей, связывающих кости в межберцовых сочленениях, не разрываться и удерживать их от взаимных смещений.

В результате выполнения реконструктивных операций создаются костные блоки в метафизарных отделах костей, устраняются угловая деформация и укорочение, обеспечивается расположение продольной оси стопы в плоскости биомеханической оси конечности, и таким образом достигается восстановление её опорной способности. Анализируя схемы положений берцовых костей после выполнения реконструктивных операций можно классифицировать их следующим образом.

1 вариант. В метафизарных отделах созданы костные блоки за счет отщепов. Диаметр малоберцовой кости и положение её продольной оси в диафизарном отделе не изменены (рис. 2а).

2 вариант. В метафизарных отделах созданы костные блоки путем перемещения центрального фрагмента малоберцовой кости. Диаметр кости в диафизарном отделе не изменен. Продольная ось приближена к биомеханической оси конечности (рис. 2б).

3 вариант. В метафизарных отделах созданы костные блоки. Положение малоберцовой кости в дистальном метафизарном отделе не изменено. Проксимальный конец фрагмента кости располагается на биомеханической оси. Диаметр кости в диафизарном отделе не изменен (рис. 2с).

4 вариант. В метафизарных отделах созданы костные блоки. Продольная ось фрагмента малоберцовой кости располагается на биомеханической оси конечности. Диаметр кости в области замещенного дефекта не изменен. (рис. 2д).

5 вариант. В метафизарных отделах созданы костные блоки за счет продольного отщепов малоберцовой кости. Кость утолщена во фронтальной плоскости. Её продольная ось располагается теперь ближе к биомеханической оси (рис. 2е).

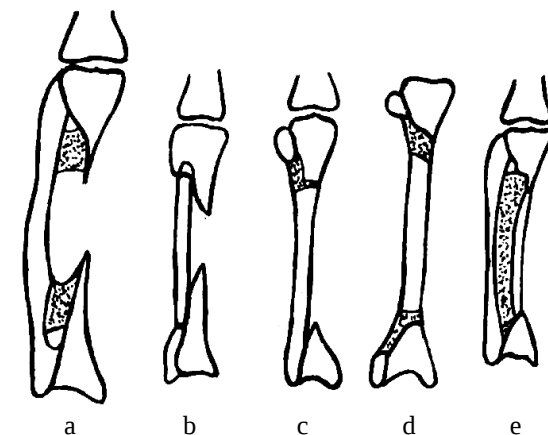


Рис.2. Варианты схем положений берцовых костей после выполнения реконструктивных операций.

Биологические объекты в норме обладают высокими коэффициентами безопасности. Так, например, большеберцовая кость человека в условиях действия осевой силы сжатия, не ломается при нагрузке превышающей вес тела в 18 раз. Точного минимального значения коэффициента запаса прочности для костей голени при наиболее типичных видах их нагружения не установлено. Однако известно, что компактная костная ткань разрушается при напряжениях растяжения составляющих в среднем $12,8$ кгс/мм², а при ходьбе в костях развиваются напряжения не превышающие 5 кгс/мм² [3]. Это обстоятельство позволило нам ориентироваться на коэффициент запаса прочности равный 3.

Расчеты на прочность выполнены применительно к вариантам схем 1 и 4. Варианты 2 и 3 являются переходными между первыми схемами.

Определялись для кости минимальные диаметры и диаметры, обеспечивающие коэффициент запаса прочности равный 3.

Рассмотрены две схемы (рис.3а,б) при статическом нагружении голени в период переднего толчка (рис.3с).

В обоих случаях составляющая P_1 опорной реакции P создает изгибающий момент в сагиттальной плоскости, постепенно увеличивающийся вдоль оси кости и достигающий наибольшего значения в сечении В. Кроме того сила P_1 создает в первом случае (рис. 3а) на плече h постоянный по всей длине кости крутящий момент.

Составляющая P_2 вызывает продольное сжатие кости. Кроме того, в первом случае эта сила на плече h создает постоянный изгибающий момент. Изгиб кости происходит во фронтальной плоскости. Во втором случае, когда малоберцовая кость располагается на биомеханической

ской оси, изгибающего момента от силы P_2 не возникает.

При выполнении расчетов не учитывали касательные напряжения, возникающие от действия крутящего момента, и напряжения сжатия от продольной силы P_2 в виду их небольших величин по сравнению с напряжениями растяжения.

В таблицах 2 и 3 приведены результаты расчетов, выполненных при следующих значениях исходных данных: длины плеч - $l=250$ мм, $h=30$ мм, угол $\beta=20^\circ$ (угол между вектором силы P и продольной осью голени - см. рис.3с).

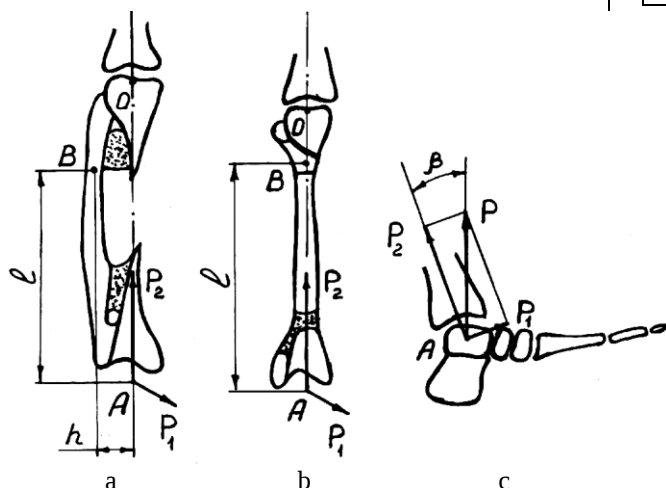


Рис.3. Расчетные схемы опорного нагружения реконструированных костей голени. Два варианта.

Таблицы наглядно показывают, что варианты схем 1, 2, 3, 4 положений малоберцовых костей, достигаемых в результате выполнения реконструктивных операций, являются с точки зрения создания прочности кости голени равноценными. Они обеспечивают при опорном нагружении конечности коэффициент запаса прочности менее 3, ибо малоберцовые кости в норме имеют максимальный диаметр не более 25 мм.

Таблица 2
Минимальные диаметры малоберцовой кости в зависимости от величины опорной реакции

Вариант схемы	Опорная реакция, кгс		
	60	80	100
	Диаметр кости		
1	18,9	20,8	22,4
4	18,6	20,5	22,1

Из курса "Сопротивление материалов" известно, что напряжения растяжения при изгибе снижаются при уменьшении плеча действующей силы в первой степени, а при увеличении диаметра сечения - в третьей степени.

В этой связи обращает на себя 5 вариант геометрии костей голени (рис.2е), при котором

за счет увеличения размера кости во фронтальной плоскости, её поперечное сечение имеет эллиптическую кольцевую форму.

Таблица 3
Диаметр кости в зависимости от величины опорной реакции при коэффициенте запаса прочности, равном 3

Вариант схемы	Опорная реакция, кгс		
	60	80	100
	Диаметр кости		
1	26,4	29,0	31,3
4	25,9	28,5	30,8

Наши расчеты выполнены в предположении, что толщина кости в указанной плоскости увеличивается в два раза. Результаты отражены в таблицах 4 и 5.

При выполнении вычислений полагали, что $h=20$ мм, $l=250$ мм, угол $\beta=20^\circ$, толщина кортикалиса кости равна 2,5 мм.

Таблица 4
Минимальные поперечные размеры кости D и C в зависимости от величины опорной реакции (D - в сагиттальной, C - во фронтальной плоскостях)

Поперечные размеры, мм	Опорная реакция, кгс		
	60	80	100
D	10,9	12,5	14
C	21,8	25,0	28

Таблица 5
Поперечные размеры кости D и C в зависимости от величины опорной реакции при коэффициенте запаса прочности равном 3 (D - в сагиттальной, C - во фронтальной плоскостях)

Поперечные размеры, мм	Опорная реакция, кгс		
	60	80	100
D	18,7	21,6	24,2
C	37,4	43,3	48,4

Таблицы показывают, что этот вариант реконструктивной операции может обеспечить коэффициент запаса прочности равный, 3. Следует отметить, что утолщение кости выполняется в плоскости действия меньшего изгибающего момента, создаваемого силой P_2 (см. рис.3 с). Однако не смотря на то, что момент в сагиттальной плоскости от действия силы P_1 превосходит первый, примерно, в 5 раз, утолщение кости в этой плоскости в два раза приводит к увеличению коэффициента запаса прочности не более чем на 20% по сравнению со случаем рассмотренным первым.

ЛИТЕРАТУРА

1. Шевцов В.И., Макушин В.Д., Пожарищенский К.Э. Лечение больных с дефектом большеберцовой кости методом реконструктивной тибализации малоберцовой. Курган: Периодика, 1994.-256 с.
2. Янсон Х.А. Биомеханика нижней конечности человека. - Рига: Зинатне, 1975.- 324 с.
3. Проблемы прочности в биомеханике: Учеб. пособие для тех. и биол. спец. вузов / Под ред. И.Ф. Образцова. - М.: Высшая школа, 1988.- 311 с.

Рукопись поступила 30.08.96 г.

**В Российском научном центре
"Восстановительная травматология и ортопедия"
имени академика Г.А. Илизарова**

Вы сможете избавиться от таких недугов, как:

1. Ахондроплазия, низкий рост (удлинение голеней, бедер, стоп и всех сегментов верхних конечностей).
2. Регуляция роста (при недостаточном росте - его увеличение, при избыточном - уменьшение).
3. Врожденные и приобретенные укорочения конечностей (удлинение бедра, голени, плеча, предплечья).
4. Врожденные и патологические вывихи бедра.
5. Односторонние деформирующие артрозы тазобедренных суставов.
6. Врожденные и приобретенные псевдоартрозы длинных трубчатых костей, в том числе осложненные гнойной инфекцией.
7. Дефекты длинных трубчатых костей, в том числе осложненные гнойной инфекцией.
8. Вальгусные и варусные деформации конечностей, в том числе с укорочением.
9. Открытые и закрытые переломы любой локализации, в том числе и огнестрельные.
10. Неправильно срастающиеся и неправильно сросшиеся переломы.
11. Анкилозы крупных суставов в порочном положении.
12. Контрактуры коленного и локтевого суставов.
13. Врожденные и приобретенные деформации стоп (косоплоскость, эквиноварусные, эквинусные, пяточные и др.), лечение проводится в возрасте 4 лет и старше.
14. Врожденные укорочения и культы пальцев, аномалии развития кисти, синдактилия.
15. Культы стоп (удлинение стопы).
16. Культы голеней (удлинение, формирование опорной площадки типа стопы).
17. Последствия полиомиелита (утолщение и моделирование правильной формы голени).
18. Облитерирующие заболевания конечностей.
19. Повреждения костей таза.
20. Повреждения и заболевания позвоночника и спинного мозга (острые позвоночно-спинномозговые травмы, застарелые повреждения позвоночника со сдавлением спинного мозга и корешков "конского хвоста", кифозы, сколиозы, спондилолистезы, грыжи межпозвонковых дисков с компрессией корешков).
21. Косметическое моделирование правильной формы голени у женщин.

Контактные телефоны:

(35222)3-17-32,

(35222)3-33-21,

(35222)3-51-21

Факс: (35222) 3-60-46

