

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ВАРИАНТОВ МОНТАЖА АППАРАТА ВНЕШНЕЙ ФИКСАЦИИ НА БОЛЬШЕБЕРЦОВУЮ КОСТЬ ПРИ ЕЕ УДЛИНЕНИИ

Хмизов С.А., Гриценко А.В., Гриценко А.Н., Карпинский М.Ю., Ярьсько А.В.

ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко НАМН Украины», Харьков, Украина

Деформации детского скелета весьма разнообразны. Многие пациенты детского возраста страдают заболеваниями, преимущественно генетическими, которые укорачивают длину верхних или нижних конечностей [6,7]. Изучение этого вопроса по сей день остается открытым, учитывая мультифакториальную особенность патологии. Основной проблемой в лечении осевых деформаций и укорочения конечностей в детской ортопедии является наличие незавершенного роста пациента, что создает неблагоприятное основание для достижения коррекции [12,13].

Наиболее прогрессивной технологией для лечения деформаций и укорочения конечностей все еще считается применение аппаратов внешней фиксации (АВФ) [2,4].

Цель исследования - определить напряженно-деформированное состояние модели «большеберцовая кость - аппарат внешней фиксации» при различных вариантах

монтажа аппарата внешней фиксации в условиях удлинения голени.

Материал и методы. В лаборатории биомеханики ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко НАМН Украины» проведено математическое моделирование остеосинтеза большеберцовой кости аппаратами внешней фиксации (АВФ) у детей с ахондроплазией. С этой целью построена элементная модель дистального конца нижней конечности, которая содержит обе кости голени и костные элементы стопы. На большеберцовой кости моделировали диастаз в верхней трети, который заполняли материалом, имитирующим костный регенерат.

Моделировали два варианта наложения АВФ: с расположением всех стержней в одной плоскости, и по авторской схеме с V-образным расположением стержней в проксимальном отделе большеберцовой кости (рис. 1).



Рис. 1. Модели дистального конца нижней конечности с АВФ: а - схема АВФ с параллельным расположением стержней (общий вид); б - схема АВФ с параллельным расположением стержней (вид в сагиттальной плоскости); в - схема АВФ с V-образным расположением стержней (общий вид); г - схема АВФ с V-образным расположением стержней (вид в сагиттальной плоскости)

Таблица 1. Механические характеристики материалов, которые использовали при моделировании.

Материал	Модуль Юнга (E), МПа	Коэффициент Пуассона, ν
Кортикальная кость	17000	0,30
Губчатая кость	680	0,30
Хрящевая ткань	5,58	0,45
Костный регенерат	1,00	0,45
Легированная сталь	210000	0,30

Материал считали однородным и изотропным. В качестве конечного элемента выбран 10-узловой тетраэдр с квадратичной аппроксимацией. При выборе механических свойств биологических тканей учитывался тот факт, что костная ткань детей обладает меньшей механической прочностью, чем у взрослых [3,10]. Характеристики искусственных ма-

териалов выбирали по данным технической литературы [11]. Механические характеристики материалов, которые использовали в расчетах, приведены в таблице 1.

При проведении исследований моделировали два вида нагрузок, на сжатие и кручение. Схемы нагружения моделей приведены на рис. 2.

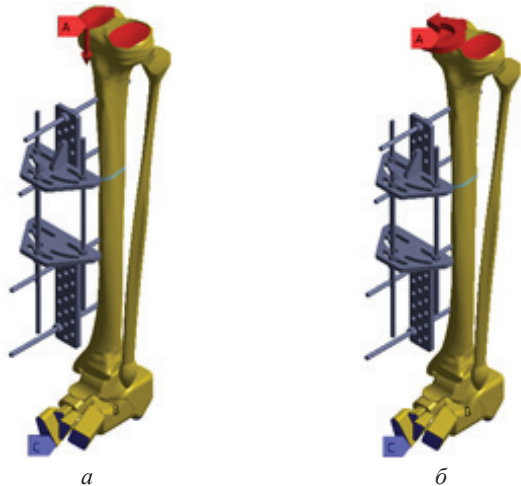


Рис. 2. Схемы нагружения моделей: а - вертикальное осевое сжатие; б - кручение

Для осуществления погрузки модели имели жесткое закрепление по подошвенной поверхности костей стопы. Вертикальное осевое нагружение на сжатие осуществляли распределенной силой 350 Н, которую прикладывали к тиббиальному плато большеберцовой кости. При нагрузках на кручение к тиббиальному плато прикладывали крутящий момент величиной 5 Нм.

При моделировании исследовали величины максимальных напряжений и величины относительных деформаций в элементах моделей. По данным литературы [9,14], при использовании остеосинтеза с помощью АВФ зоны максимальных напряжений в костной ткани возникают вокруг фиксирующих стержней, поэтому контрольные точки для сравнения выбраны именно в этих зонах (рис. 3).

Кроме того, регистрировали максимальные значения напряжений на малоберцовой кости и на АВФ.

Опираясь на данные литературных источников [5], следует предполагать, что основные деформации при нагрузках моделей остеосинтеза костей возникают именно в костном регенерате, как самом «мягком» элементе модели. Поэтому при изучении величин относительных деформаций контрольные точки выбраны именно на этом элементе (рис. 4).

Исследование напряженно-деформированного состояния моделей выполняли с помощью метода конечных элементов. В качестве критерия оценки напряженного состояния моделей использовали напряжение по Мизесу [8]. Модели-

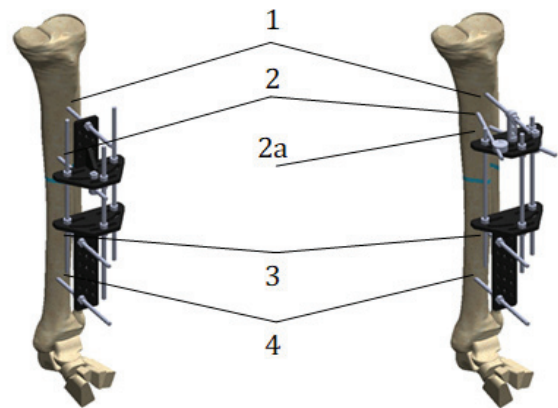


Рис. 3. Схема расположения контрольных точек вокруг стержней АЗФ: 1 - первый стержень; 2 - второй стержень и медиальный стержень для V-образной схемы; 2а - латеральный стержень для V-образной схемы; 3 - третий стержень; 4 - стержень

рование выполняли с помощью системы автоматизированного проектирования SolidWorks. Расчеты напряженно-деформированного состояния моделей выполняли с помощью программного комплекса CosmosM [1].

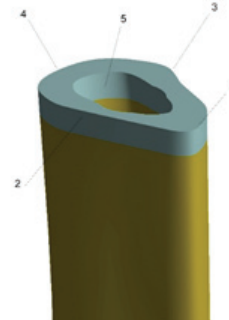


Рис. 4. Схема расположения точек на костном регенерате при изучении величин относительных деформаций

Результаты и обсуждение. На первом этапе исследования изучали напряженно-деформированное состояние моделей остеосинтеза большеберцовой кости под влиянием осевых нагрузок на сжатие. Распределение напряжений в модели с АВФ, скомпонованном по схеме параллельного расположения фиксирующих стержней, представлено на рис. 5.

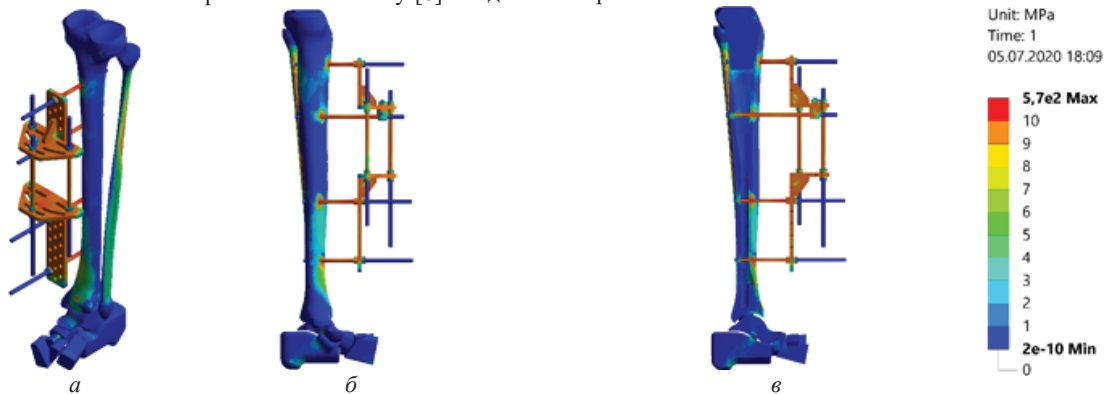


Рис. 5. Распределение напряжений в модели остеосинтеза большеберцовой кости АВФ с параллельным расположением стержней под воздействием нагрузки на сжатие

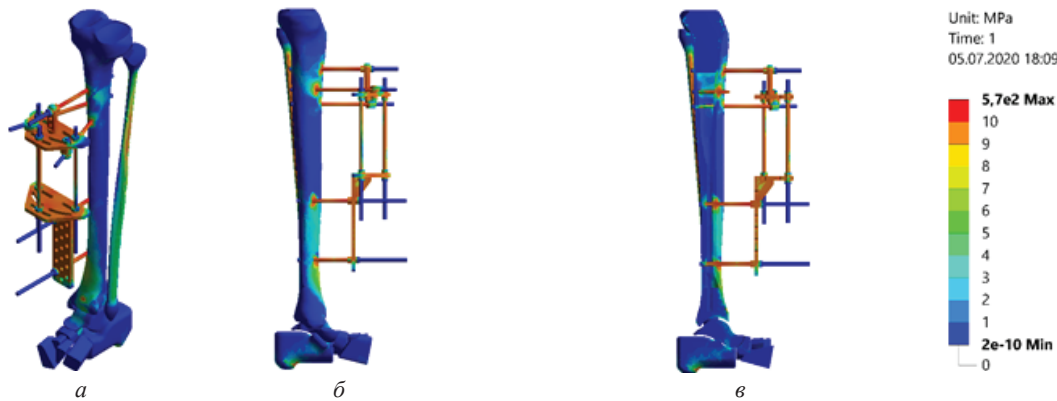


Рис. 6. Распределение напряжений в модели остеосинтеза большеберцовой кости АВФ с V-образным расположением стержней под воздействием нагрузки на сжатие

Таблица 2. Величины напряжений в контрольных точках костных элементов моделей при осевых нагрузках на сжатие

Контрольные точки		Напряжение, МПа	
		схема АВФ	
		Параллельная	V-образная
стержень	1	66,8	57,2
стержень медиальный	2	41,6	33,8
стержень латеральный	2а		35,5
стержень	3	41,5	37,7
стержень	4	22,8	21,5
малоберцовая		10,2	10,6
АВФ		522,0	570,0

Проведенное исследование показало, что под влиянием нагрузки на сжатие, зона максимальных напряжений (66,8 МПа) в костной ткани возникает вокруг верхнего стержня. В дальнейшем, чем дистальнее расположен стержень, тем меньше величины напряжений, возникающих вокруг него. Наименьшие по величине напряжения наблюдаются вокруг четвертого стержня, составляя 22,8 МПа. На втором и третьем стержнях напряжения практически одинаковы - 41,6 и 41,5 МПа, соответственно. Менее всего нагружается малоберцовая кость, где напряжения не превышают отметки 10,2 МПа.

На рис. 6 представлено распределение напряжений в модели остеосинтеза большеберцовой кости АВФ с V-образным расположением стержней под воздействием нагрузки на сжатие.

V-образное расположение стержней в нижней части проксимального фрагмента большеберцовой кости позволяет более равномерно распределить напряжение между фиксирующими стержнями, что ведет к снижению максимальных напряжений вокруг первого стержня до 57,2 МПа. Напряжение в дистальной части проксимального фрагмента большеберцовой кости распределяют между двумя V-образно расположенными стержнями, в результате чего напряжение вокруг них не превышает отметки 35,5 МПа. Вокруг стержней, расположенных в дистальном фрагменте большеберцовой кости, уровень напряжения также определяется ниже, чем при параллельном монтаже стержней. Снижение напряжения в большеберцовой кости менее негативно отражается на малоберцовой кости, где уровень напряжения повышается до 10,6 МПа.

Данные об абсолютных величинах напряжения в контрольных точках костных элементов моделей при осевых

нагрузках на сжатие представлены в таблице 2.

Использование V-образной схемы расположения фиксирующих стержней в нижней части проксимального фрагмента большеберцовой кости позволяет снизить величину напряжения в костных элементах модели за счет их повышения на самом АВФ до 570,0 МПа в сравнении с моделью, в которой АВФ смонтирован по параллельной схеме расположения стержней - 522,0 МПа.

На следующем этапе исследования изучали напряженно-деформированное состояние моделей остеосинтеза большеберцовой кости АВФ под влиянием нагрузки на кручение. Распределение напряжения в модели с АВФ, смонтированным по параллельной схеме расположения фиксирующих стержней, приведено на рис. 7.

В результате проведенного исследования установлено, что при нагрузках на кручение в модели остеосинтеза большеберцовой кости АВФ с параллельным расположением стержней зона максимального напряжения возникает вокруг первого стержня, и определяется на уровне 16,3 МПа. Напряжение в дистальном фрагменте большеберцовой кости незначительное и находится в пределах от 1,2 до 3,9 МПа на нижнем и верхнем стержнях, соответственно. Малоберцовая кость остается практически ненагруженной, что отражается на величине максимального напряжения в ней, не превышающего 0,4 МПа. Вышеизложенное свидетельствует, что АВФ хорошо блокирует крутящий момент, действующий на проксимальный фрагмент большеберцовой кости. Напряженно-деформированное состояние модели остеосинтеза большеберцовой кости АВФ с V-образным расположением стержней под воздействием нагрузки на кручение представлено на рис. 8.

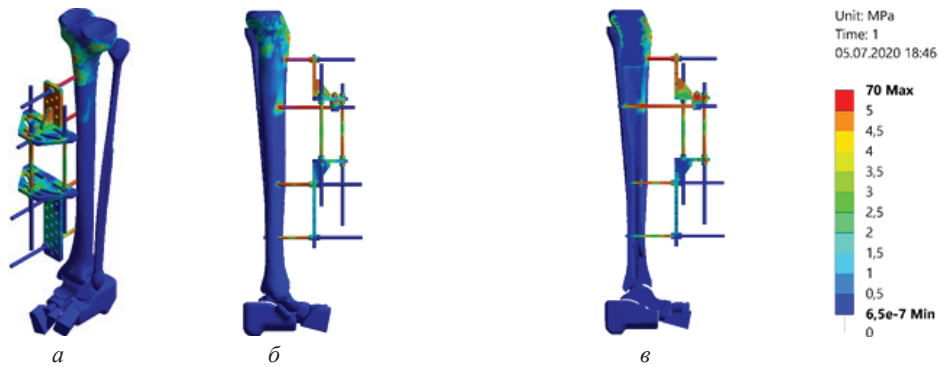


Рис. 7. Распределение напряжения в модели остеосинтеза большеберцовой кости АВФ с параллельным расположением стержней под воздействием нагрузки на кручение

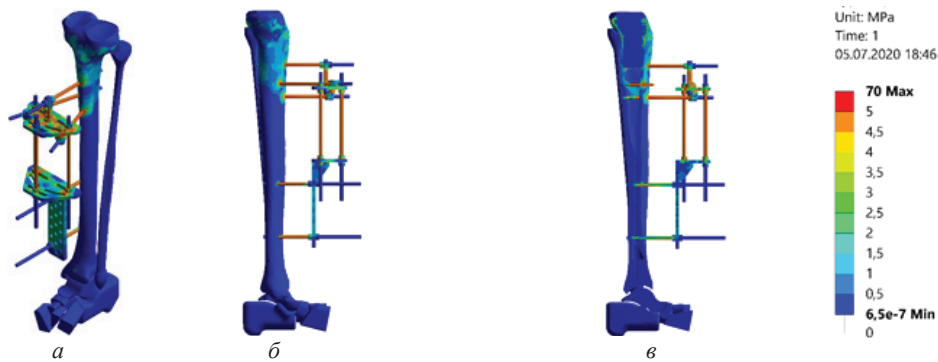


Рис. 8. Распределение напряжения в модели остеосинтеза большеберцовой кости АВФ с V-образным расположением стержней под воздействием нагрузки на кручение

Таблица 3. Значения напряжений в контрольных точках моделей при нагрузках на кручение

Контрольные точки		Напряжение, МПа	
		Схема АВФ	
		Параллельная	V-образная
стержень	1	16,3	13,1
стержень медиальный	2	11,8	11,0
стержень латеральный	2а		11,3
стержень	3	3,9	3,8
стержень	4	1,2	1,1
малоберцовая кость		0,4	0,2
АВФ		210,0	390,0

Использование АВФ с расположением фиксирующих стержней в нижней части проксимального фрагмента большеберцовой кости по V-образной схеме позволяет более эффективно противодействовать крутящим нагрузкам, чем АВФ по параллельной схеме, что отражается в виде снижения уровня напряжения на всех контрольных точках модели. Так, максимальные напряжения в большеберцовой кости наблюдаются на уровне 13,1 МПа на первом стержне, минимальные 1,1 МПа - на четвертом. Вокруг других стержней уровень напряжения, также незначительно ниже, чем у модели с параллельной компоновкой стержней АВФ. На малоберцовой кости уровень напряжения не превышает отметки 0,2 МПа.

Таблица 3 отражает данные о величине напряжения в контрольных точках моделей остеосинтеза большеберцовой кости при нагрузках на кручение.

Из таблицы 3 следует, что за небольшое снижение величи-

ны напряжения в костных элементах модели с остеосинтезом большеберцовой кости АВФ по V-образной схеме приходится рассчитывать на значительный уровень напряжения именно в конструктивных элементах АВФ, где они достигают отметки 390,0 МПа в сравнении с 210 МПа – при использовании АВФ с параллельной компоновкой стержней.

Таким образом, следует констатировать, что использование АВФ с V-образной компоновкой стержней в нижней части проксимального фрагмента большеберцовой кости при ее остеосинтезе позволяет снизить уровень напряжения на всех контрольных точках модели при всех типах нагрузки в сравнении с моделью АВФ с параллельной компоновкой стержней. Все это происходит за счет повышения уровня напряжений именно на конструктивных элементах АВФ.

На следующем этапе исследования определяли величины относительных деформаций в элементах моделей остеосинтеза большеберцовой кости с помощью АВФ. На рис 9 по-

казано распределение относительных деформаций в модели остеосинтеза большеберцовой кости АВФ с параллельным расположением стержней под воздействием нагрузки на сжатие.

Как и следовало предполагать, максимальные относительные деформации возникают в костном регенерате в зоне резекции, как в самом «мягком» материале. При нагрузках на сжатие модели с параллельным расположением опорных стержней АВФ величины относительных деформаций в костном регенерате определяются в пределах от 62 до 85%.

На рис. 10 приведено распределение относительных деформаций в модели остеосинтеза большеберцовой кости АВФ с V-образным расположением стержней под воздействием нагрузки на сжатие.

Использование АВФ, смонтированного по схеме с V-образным расположением стержней, при нагрузках на сжатие позволяет снизить максимальную величину относительных деформаций в костном регенерате до уровня 77%. В других контрольных точках относительные деформации

определяются в пределах от 59 до 69%. Данные о величинах относительных деформаций в контрольных точках моделей при осевых нагрузках на сжатие приведены в таблице 4.

Показано, что монтаж АВФ по V-образной схеме расположения опорных стержней в проксимальном фрагменте большеберцовой кости позволяет уменьшить относительные деформации в костном регенерате при нагрузках на сжатие в сравнении со схемой параллельного расположения стержней.

Изучен характер распределения относительных деформаций в модели остеосинтеза большеберцовой кости АВФ под влиянием нагрузки на кручение. На рис. 11 представлено распределение в модели АВФ по схеме параллельного расположения стержней.

Как показали проведенные исследования, при нагрузках на кручение относительные деформации, возникающие в костном регенерате моделей остеосинтеза большеберцовой кости с помощью АВФ, определяются на значительно меньшем уровне, чем при нагрузках на сжатие. Так, в модели с

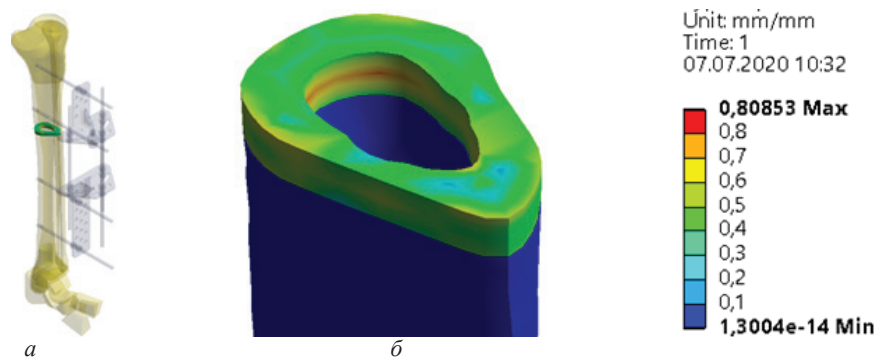


Рис. 9. Картина распределения относительных деформаций в модели остеосинтеза большеберцовой кости АВФ с параллельным расположением стержней под воздействием нагрузки на сжатие

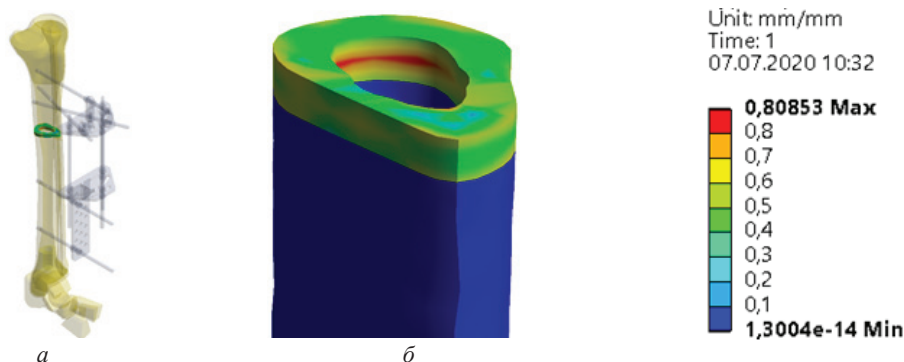


Рис. 10. Картина распределения относительных деформаций в модели остеосинтеза большеберцовой кости АВФ с V-образным расположением стержней под воздействием нагрузки на сжатие

Таблица 4. Значения относительных деформаций в контрольных точках моделей при осевых нагрузках на сжатие

Контрольные точки	Относительные деформации, %	
	схема АВФ	
	параллельная	V-образная
1	62	59
2	65	60
3	62	52
4	69	69
5	85	77

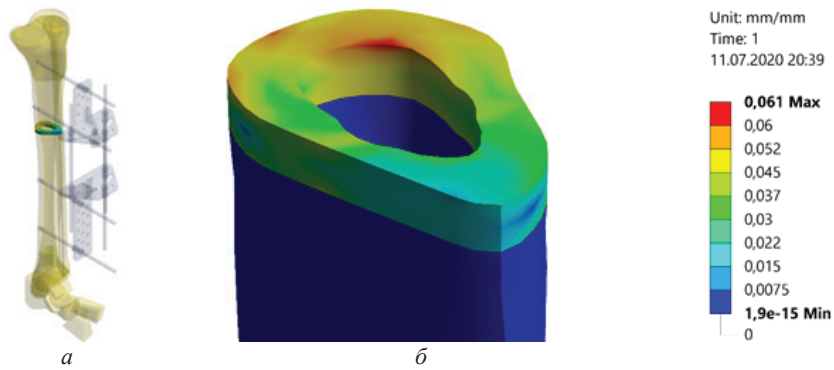


Рис. 11. Распределение относительных деформаций в модели остеосинтеза большеберцовой кости АВФ с параллельным расположением стержней под воздействием нагрузки на кручение

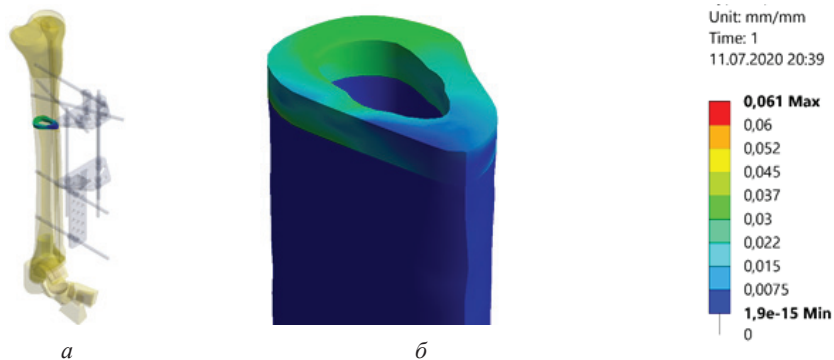


Рис. 12. Распределение относительных деформаций в модели остеосинтеза большеберцовой кости АВФ с V-образным расположением стержней под воздействием нагрузки на кручение

Таблица 5. Значения относительных деформаций в контрольных точках моделей при нагрузках на кручение

Контрольные точки	Относительные деформации, %	
	Схема АВФ	
	параллельная	V-образная
1	3,0	1,0
2	4,0	3,0
3	5,0	3,0
4	6,0	4,0
5	6,0	4,0

параллельным расположением опорных стержней АВФ относительные деформации в костном регенерате при нагрузках на кручение определяются в пределах от 3,0 до 6,0%.

Распределение относительных деформаций в модели остеосинтеза большеберцовой кости АВФ с V-образным расположением стержней под воздействием нагрузки на кручение представлена на рис. 12.

Как и при исследованиях моделей на сжатие, АВФ с V-образной схемой установки стержней позволяет снизить величины относительных деформаций костного регенерата при нагрузках на кручение во всех исследованных контрольных точках. Общий уровень относительных деформаций в костном регенерате определяется в пределах от 1,0 до 4,0%. Данные о величинах относительных деформаций в контрольных точках моделей при нагрузках на кручение приведены в таблице 5.

Приведенные данные наглядно демонстрируют преимущества АВФ с V-образной схемой расположения стержней в проксимальном фрагменте большеберцовой кости по критерию величины относительных деформаций в костном регенерате.

Выводы. Использование АВФ с V-образным расположением стержней в нижней части проксимального фрагмента большеберцовой кости при ее остеосинтезе позволяет снизить уровень напряжения на всех контрольных точках модели при всех типах нагрузки в сравнении с моделью АВФ с параллельной компоновкой стержней, что происходит за счет повышения уровня напряжений на конструктивных элементах АВФ.

АВФ с V-образной схемой установки стержней позволяет снизить величины относительных деформаций костного регенерата на всех исследованных контрольных точках моделей как при нагрузках на сжатие, так и на кручение.

ЛИТЕРАТУРА

1. Алямовский АА. SolidWorks/COSMOSWorks. Инженерный анализ методом конечных элементов. М.: ДМК Пресс, 2004. 432.
2. Артемьев АА. Возможности метода Илизарова в коррекции механической оси нижней конечности. XII науч.-практ. конф. SICOT. Спб, 2002. 9.
3. Березовский ВА, Колотилов НН. Биофизические характе-

- ристики тканей человека: Справочник. К.: Наукова думка, 1990. 224.
4. Бурич МД, Гузенко СО, Деликатный ОВ. Применение аппаратов внешней фиксации в детской ортопедии и травматологии. Вісн. Ортопедії, травматології та протезування. 2001; 1: 83-85.
 5. Васюк ВЛ, Коваль ОА, Карпінський МЮ, Ярьсько ОВ. Математичне моделювання варіантів остеосинтезу переломів дистального метаепіфіза великогомілкової кістки типу С1. Травма. 2019; 20 (1): 37-46. DOI: 10.22141/1608-1706.1.20.2019.158666
 6. Волков МВ. Костная патология детского возраста. М.: Медицина, 1985. 510.
 7. Дедова ВД, Черкасова ТИ. Оперативное удлинение укороченных нижних конечностей у детей. М., 1973. 128.
 8. Зенкевич ОК. Метод конечных элементов в технике. М: Мир, 1978. 519.
 9. Стойко ИВ, Бец ГВ, Бец ИГ, Карпинский МЮ. Анализ напряженно-деформированного состояния дистального отдела голени и стопы при повреждениях pilon в условиях наружной фиксации при помощи стержневых аппаратов. Травма. 2014; 15 (1): 41-49.
 10. Fritz JM. et al. A fracture risk assessment model of the femur in children with osteogenesis imperfecta (OI) during gait. Medical Engineering & Physics. 2009; 31: 1043–1048.
 11. Gere JM, Timoshenko SP. Mechanics of Material. Brooks/Cole: 1997. 912.
 12. Rang M. Bowlegs and knock-knees. The art and Practice of Children's Orthopedics: Ed. D.R.Wenger, M.Rang. New York: Raven Press, 1993: 201-219.
 13. Shapiro F. Developmental patterns in lower- extremity length discrepancies. J. Bone Joint Surg. 1982; 64-A: 639-651.
 14. Stoiko IV, Béts GV, Béts IG, Karpinskii MI. Investigation of mechanical properties of materials used for functional stabilization in pilon fractures. Klinichna khirurgiia. 2014; 2: 45–48.

SUMMARY

MATHEMATICAL MODELING OF OPTIONS FOR MOUNTING AN EXTERNAL FIXATION DEVICE ON THE TIBIA DURING ITS LENGTHENING

Khmyzov S., Hrytsenko A.V., Hrytsenko A.N., Karpinsky M., Yaresko A.

Sytenko Institute of Spine and Joints Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkov, Ukraine

The main problem in the treatment of axial deformities and limb shortening in pediatric orthopedics is the presence of incomplete growth of the patient, which gives an unfavorable basis for the achieved correction. The most advanced technology for the treatment of deformities and limb shortening is the use of external fixation devices (AVF).

Target. To study the stress-strain state of the "tibia-AVF model with different variants of AVF mounting in conditions of tibia lengthening.

Mathematical modeling of tibial osteosynthesis with external fixation devices in children with achondroplasia was carried out. The model of the distal end of the lower limb contained both lower leg bones and bony elements of the foot. Two variants of the AVF imposition were modeled: with the arrangement of all rods in the same plane, and according to the scheme with a V-shaped arrangement of the rods in the proximal tibia. The values of maximum

stresses and values of relative deformations in the elements of the models were investigated. Sweat is a compressive load, the zone of maximum stress (66.8 MPa) in the bone tissue occurs around the upper rod. The smallest stresses (22.8 MPa) are observed around the fourth bar. On the second and third rods, the stresses are the same - 41.6 and 41.5 MPa, respectively. The V-shaped arrangement of the rods leads to a decrease in stresses around the first rod to 57.2 MPa. The stresses in the distal part of the proximal tibia fragment do not exceed 35.5 MPa.

Under torsional loads in the model with parallel arrangement of rods, the zone of maximum stresses arises around the first rod (16.3 MPa). The stresses in the distal fragment of the tibia are determined in the range from 1.2 to 3.9 MPa on the lower and upper rods, respectively. The use of an AVF with a V-shaped arrangement of the rods causes stresses in the tibia at a level of 13.1 MPa on the first rod, a minimum 1.1 MPa on the fourth.

When the model is compressed with a parallel arrangement of the AVF rods, the values of relative deformations in the bone regenerate are determined in the range from 62 to 85%. The use of the AVF according to the scheme with a V-shaped arrangement of the rods makes it possible to reduce the magnitude of the relative deformations to the level of 77%. In the model with a parallel arrangement of the AVF rods, the relative deformations in the bone regenerate under torsional loads are determined in the range from 3.0 to 6.0%. When using AVF with a V-shaped arrangement of rods, the level of relative deformations is determined in the range from 1.0 to 4.0%. The use of an AVF with a V-shaped arrangement of rods in the lower part of the proximal fragment of the tibia during its osteosynthesis allows reducing the level of stresses at all control points of the model for all types of loading, as compared to the model of an AVF with a parallel arrangement of rods.

AVF with a V-shaped arrangement of the rods makes it possible to reduce the values of the relative deformations of the bone regenerate at all the studied control points of the models, both under compression and torsion loads.

Keywords: children, osteosynthesis, lengthening, tibia, tension.

РЕЗЮМЕ

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ВАРИАНТОВ МОНТАЖА АППАРАТА ВНЕШНЕЙ ФИКСАЦИИ НА БОЛЬШЕБЕРЦОВУЮ КОСТЬ ПРИ ЕЕ УДЛИНЕНИИ

Хмизов С.А., Гриценко А.В., Гриценко А.Н., Карпинский М.Ю., Ярьсько А.В.

ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко НАМН Украины», Харьков, Украина

Основной проблемой в лечении осевых деформаций и укорочения конечностей в детской ортопедии является наличие незавершенного роста пациента, что создает неблагоприятные условия для достижения коррекции. Наиболее прогрессивной технологией для лечения деформаций и укорочения конечностей считается применение аппаратов внешней фиксации (АВФ).

Цель исследования - определить напряженно-деформированное состояние модели «большеберцовая кость - аппарат внешней фиксации» при различных вариантах монтажа аппарата внешней фиксации в условиях удлинения голени.

Проведено математическое моделирование остеосинтеза

большеберцовой кости АВФ у детей с ахондроплазией. Модель дистального конца нижней конечности содержала обе кости голени и костные элементы стопы. Моделировали два варианта наложения АВФ: с расположением всех стержней в одной плоскости и по схеме с V-образным расположением стержней в проксимальном отделе большеберцовой кости. Исследованы величины максимальных напряжений и относительных деформаций в элементах моделей.

При нагрузке на сжатие зона максимальных напряжений (66,8 МПа) в костной ткани возникает вокруг верхнего стержня. Наименьшее напряжение (22,8 МПа) наблюдается вокруг четвертого стержня. На втором и третьем стержнях напряжения одинаковы - 41,6 и 41,5 МПа, соответственно. V-образное расположение стержней ведет к снижению напряжения вокруг первого стержня до 57,2 МПа. Напряжение в дистальной части проксимального фрагмента большеберцовой кости не превышает 35,5 МПа.

При нагрузках на кручение в модели с параллельным расположением стержней зона максимального напряжения возникает вокруг первого стержня (16,3 МПа). Напряжение в дистальном фрагменте большеберцовой кости определяется в пределах от 1,2 до 3,9 МПа на нижнем и верхнем стержнях, соответственно. Использование АВФ с расположением стержней по V-образной схеме вызывает напряже-

ние в большеберцовой кости на уровне 13,1 МПа на первом стержне, минимальное 1,1 МПа - на четвертом.

При сжатии модели с параллельным расположением стержней АВФ величины относительных деформаций в костном регенерате определяются в пределах от 62 до 85%. Использование АВФ с расположением стержней по V-образной схеме позволяет снизить величину относительных деформаций до уровня 77%.

В модели с параллельным расположением стержней АВФ относительные деформации в костном регенерате при нагрузках на кручение определяются в пределах от 3,0 до 6,0%. При использовании АВФ с V-образной схемой установки стержней уровень относительных деформаций определяется в пределах от 1,0 до 4,0%.

Использование АВФ с V-образным расположением стержней в нижней части проксимального фрагмента большеберцовой кости при ее остеосинтезе позволяет снизить уровень напряжения на всех контрольных точках модели при всех типах нагрузки в сравнении с моделью АВФ с параллельной компоновкой стержней.

АВФ с V-образной схемой установки стержней позволяет снизить величины относительных деформаций костного регенерата на всех исследованных контрольных точках моделей как при нагрузках на сжатие, так и на кручение.

რეზიუმე

გარე ფიქსაციის აპარატის დამონტაჟების ვარიანტების მათემატიკური მოდელირება
წვივზე მისი დაგრძელების დროს

ს.ხმიზოვი, ა.გ. გრიცენკო, ა.ნ. გრიცენკო, მ.კარპინსკი, ა.იარესკო

სახელმწიფო დაწესებულება “უკრაინის სამედიცინო მეცნიერებათა ეროვნული აკადემიის
პროფ. ი. სიტენკოს სახ. ხერხემლის და სახსრების პათოლოგიის ინსტიტუტი”, ხარკოვი, უკრაინა

კვლევის მიზანს წარმოადგენდა მოდელის „წვივის ძვალი – გარე ფიქსაციის აპარატი“ დაძაბვით-დეფორმირებული მდგომარეობის შესწავლა მისი დამონტაჟების სხვადასხვა ვარიანტების შემთხვევაში წვივის დაგრძელების დროს.

ჩატარდა წვივის ძვლის ოსტეოსინთეზის მათემატიკური მოდელირება გარე ფიქსაციის აპარატებით (გფა) ბავშვებში აქონდროპლაზიით. ქვედა კიდურის დისტალური ბოლოს მოდელი შეიცავს წვივის ძვლებს და ტერფის ძვლოვან ელემენტებს. მოდელირებულია გფა-ს განლაგების ორი ვარიანტი: ყველა ღეროს განლაგება ერთ სიბრტყეში და სკემის მიხედვით ღეროების V-ფორმისმაგვარი განლაგება პროქსიმალურ არეში. შესწავლილია მოდელების ელემენტებში მაქსიმალური დაძაბულობის და ფარდობითი დეფორმაციის სიდიდეები.

ძვლის ქსოვილში მაქსიმალური დაძაბულობის ზონა (66.8 მპა) წარმოიშობა ზედა ღეროს გარშემო. ყველაზე ნაკლები დაძაბულობა (22.8 მპა) აღინიშნება მეოთხე ღეროს ირგვლივ. მეორე და მესამე ღეროებზე დაძაბულობა ერთნაირია - 41.6 და 41.5 მპა, შესაბამისად. ღეროების V-ფორმისმაგვარი განლაგება იწვევს პირველი ღეროს გარშემო დაძაბულობის შემცირებას 57.2 მპა-მდე. წვივის პროქსიმალური ფრაგმენტის დისტალურ ნაწილში არსებული დაძაბულობა არ აღემატება 35.5 მპა-ს.

წვივის დისტალური ფრაგმენტის დაძაბულობა განისაზღვრება დიაპაზონში 1.2 და 3.9 მპა, ქვედა და ზედა ღეროებში, შესაბამისად. გფა-ს გამოყენება ღეროების

V-ფორმისმაგვარი განლაგებით იწვევს დაძაბულობას წვივის არეში 13.1 მპა დონეზე პირველ ღეროებზე და მინიმუმ 1.1 მპა - მეოთხეზე.

როდესაც გფა-ს მოდელი ღეროების პარალელური განლაგებით შეკუმშულია, ძვლის რეგენერაციის ფარდობითი დეფორმაციების სიდიდეები განისაზღვრება 62%-დან 85%-მდე. გფა-ს გამოყენება ღეროების V-ფორმისმაგვარი განლაგებით შესაძლებელს ხდის შედარებითი დეფორმაციების სიდიდის შემცირებას 77%-მდე.

ღეროების პარალელური განლაგების გფა-ს მოდელში ძვლის რეგენერატში შედარებითი დეფორმაციები ბრუნვის დატვირთვის პირობებში განისაზღვრება 3.0-დან 6.0%-მდე დიაპაზონში. ღეროების V-ფორმისმაგვარი განლაგებით გფა-ს გამოყენების დროს შედარებითი დეფორმაციების დონე განისაზღვრება 1.0-დან 4.0% ფარგლებში.

ღეროების V-ფორმისმაგვარი განლაგებით გფა-ს გამოყენება წვივის პროქსიმალური ფრაგმენტის ქვედა ნაწილში მისი ოსტეოსინთეზის დროს იძლევა დაძაბულობის დონის შემცირების საშუალებას მოდელის ყველა საკონტროლო პუნქტზე ყველა სახის დატვირთვისას შედარებით გფა-ს მოდელთან ღეროების პარალელური განლაგებით.

ღეროების V-ფორმისმაგვარი განლაგებით გფა ამცირებს ძვლის რეგენერაციის ფარდობითი დეფორმაციის სიდიდეებს მოდელების ყველა შესწავლილ საკონტროლო პუნქტში, როგორც შეკუმშვის, ისე ტორსიული დატვირთვების დროს.