

УДК 612.76:004.942::616.718.6–001.5–089

## Биомеханическое обоснование некоторых вариантов малоинвазивного остеосинтеза при надсиндесмозных переломах наружной лодыжки

О.А. Лоскутов<sup>1</sup>, С.П. Панченко<sup>2</sup>, В.Л. Красовский<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Днепропетровская государственная медицинская академия. Украина

<sup>2</sup> Приднепровская государственная академия строительства и архитектуры, Днепропетровск. Украина

*Using the finite element method, the authors studied the deflected mode (DM) both in the “bone-fixing plate” system, which models osteosynthesis of suprasyndesmotric fractures of the lateral malleolus with a rupture of the ligaments of the distal syndesmosis (type C by AO), the above osteosynthesis being made with help of a standard 1/3 AO tubular fixing plate with 6 free screws, as well as in the systems, which model possible modifications of this osteosynthesis owing to decreases in the number of the screws and the fixing plate length. The possibility and expediency of a modification of the above osteosynthesis is shown for fractures of C type, which are close to transverse ones, the maximum number of DM indices of the osseous tissue and the invasiveness degree of the surgical intervention being used as the osteosynthesis efficacy criteria.*

*Методом кінцевих елементів вивчено напружено-деформований стан (НДС) системи «кістка-фіксатор», що моделює остеосинтез надсиндесмозних переломів бічної кісточки з розривом зв'язок дистального синдесмозу (тип С за АО), виконаний з використанням стандартної 1/3 трубчастої пластини АО-фіксатора з 6 вільними гвинтами, а також систем, що моделюють можливі модифікації цього остеосинтезу, пов'язані зі зменшенням числа гвинтів і довжини пластини-фіксатора. Для переломів типу С, близьких до поперечних, з використанням в якості критеріїв ефективності остеосинтезу максимуму показників НДС кісткової тканини і ступеня інвазивності хірургічного втручання, показано можливість і доцільність модифікації остеосинтезу, що розглядається.*

**Ключевые слова:** остеосинтез, надсиндесмозный перелом, наружная лодыжка

### Введение

Переломы лодыжек относятся к числу наиболее распространенных повреждений опорно-двигательной системы, уступая по частоте только переломам лучевой кости в типичном месте [4, 5, 7], и, несмотря на распространенность патологии и многочисленные методики остеосинтеза, сохраняется высоким удельный вес негативных результатов, отмечаемых преимущественно при переломах типа С по классификации АО, вследствие травматичности вмешательства и комбинации перелома наружной лодыжки с повреждением межберцового синдесмоза, которые приводят к частому нагноению и вторичной нестабильности голеностопного сустава [1, 8–10].

Ранее нами путем анализа напряженно-деформированного состояния (НДС) системы «кость-

фиксатор», моделирующей методом конечных элементов (МКЭ) остеосинтез низких подсиндесмозных поперечных переломов наружной лодыжки — тип А по классификации АО, было показано, что из трех видов конструкций пластин-фиксаторов наиболее эффективными являются фиксаторы, снабженные в дистальном отделе двумя, а еще лучше тремя зубцами [2].

Однако при остеосинтезе надсиндесмозного перелома наружной лодыжки типа С остаются проблемы выбора конструкции для уменьшения травматичности вмешательства, при этом необходимо выполнить две задачи — качественно стабилизировать отломки и восстановить межберцовый синдесмоз.

*Цель настоящей работы* — на основе анализа НДС конечно-элементной модели системы «кость-

фиксатор», используя в качестве базового фиксатора ординарную классическую 1/3 трубчатую пластину АО, варьируя число фиксирующих винтов и размеры пластины, выявить наиболее эффективную конструкцию фиксатора для хирургического лечения надсиндесмозных переломов наружной лодыжки — тип С. В качестве критерия эффективности предполагается использовать максимальные показатели НДС костной ткани, а также степень инвазивности хирургического вмешательства.

## Материал и методы

Чертеж классической пластины АО для остеосинтеза наружной лодыжки приведен на рис. 1 а. Из чертежа следует, что базовая пластина предполагает фиксацию 6 винтами. Материал фиксаторов (пластины и винтов) — сталь: модуль Юнга  $E=2 \times 10^5$  МПа, коэффициент Пуассона  $\nu=0,3$ .

Исследования НДС системы «кость-фиксатор», как уже отмечалось ранее, выполняли МКЭ в среде программного комплекса (ПК) ANSYS. Расчетная модель системы «кость-фиксатор» с целью рационального использования ресурса ЭВМ предполагала одну плоскость геометрической и силовой симметрии.

Построение геометрических моделей системы «кость-фиксатор» выполняли в ПК AUTOCAD путем построения отдельных сечений кости и пластины. Геометрия сечений кости соответствовала реальным размерам взрослого человека. Модель малоберцовой кости ограничивалась по высоте на уровне 110 мм, большеберцовой — 45 мм от дистального края. Как и в работе [2], на семи различных уровнях от края дистального отдела реальной малоберцовой кости ( $h_1=0,5$  мм,  $h_2=10$  мм,  $h_3=20$  мм,  $h_4=40$  мм,  $h_5=60$  мм,  $h_6=100$  мм,  $h_7=110$  мм) были определены размеры ее сечения во фронтальной и

сагиттальной плоскостях. При построении модели реальную форму сечений заменяли эллипсами, оси которых были получены в результате замеров реальных костей. Отметим, что особенности геометрии модели большеберцовой кости на результаты расчетов практически не влияют, поэтому размеры сечений этой кости определяли и протраивали на трех уровнях, а реальную ее форму заменяли состыкованными между собой цилиндром и усеченным конусом. При этом у моделей выделяли кортикальный слой и спонгиозную костную ткань путем замера толщины кортикального слоя в тех же сечениях реальной кости, с последующим построением эллипсов в случае малоберцовой кости, а также круговых цилиндра и конуса в случае большеберцовой кости, соответствующих размеров.

Средствами ПК AUTOCAD каждая группа сечений объединялась в трехмерную фигуру. Толщина кортикального слоя малоберцовой кости изменялась от 0,5 мм в нижнем отделе до 3,0 мм в верхнем, большеберцовой — от 1,0 мм до 5,0 мм соответственно. Рис. 2 отражает последовательность построения дистального фрагмента малоберцовой кости, модель большеберцовой кости, ее вид в разрезе и общий вид обеих моделей. Собственно костную ткань моделировали сплошной упругой изотропной средой. Упругие свойства для рассматриваемого фрагмента принимали такими: для кортикальной кости модуль упругости  $E=2 \times 10^4$  МПа, коэффициент Пуассона  $\nu=0,3$ , для спонгиозной ткани —  $E=500$  МПа,  $\nu=0,3$ , что является близким к свойствам реальной кости этой локализации.

Геометрические модели адаптированной для остеосинтеза пластины-фиксатора (рис. 1 б) и винтов были построены согласно их реальным базовым размерам (рис. 1 а). Длины винтов изменялись от

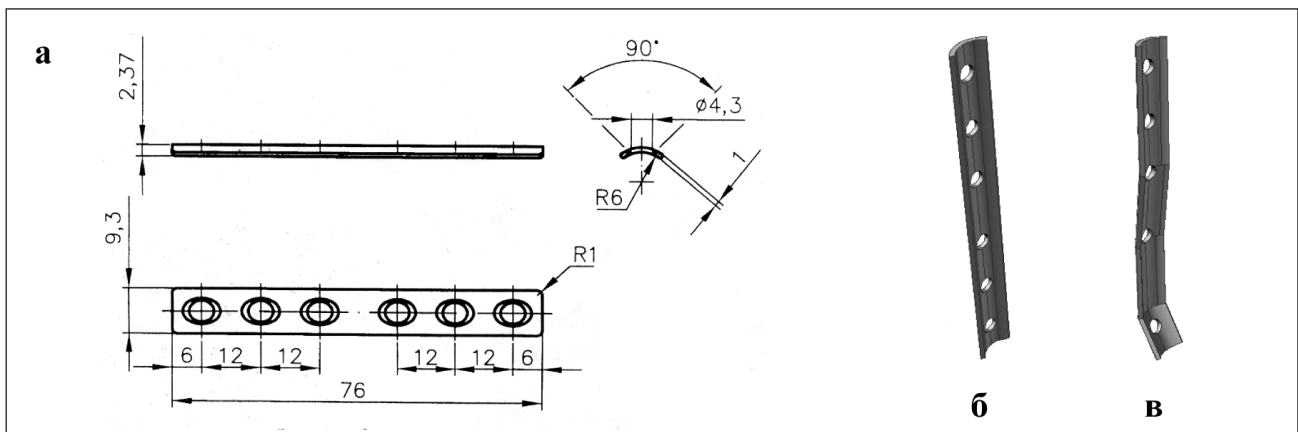


Рис. 1. Чертеж и общий вид базовой пластины-фиксатора: а — чертеж; б — идеальная геометрическая модель; в — геометрическая модель, спрофилированная по форме малоберцовой кости

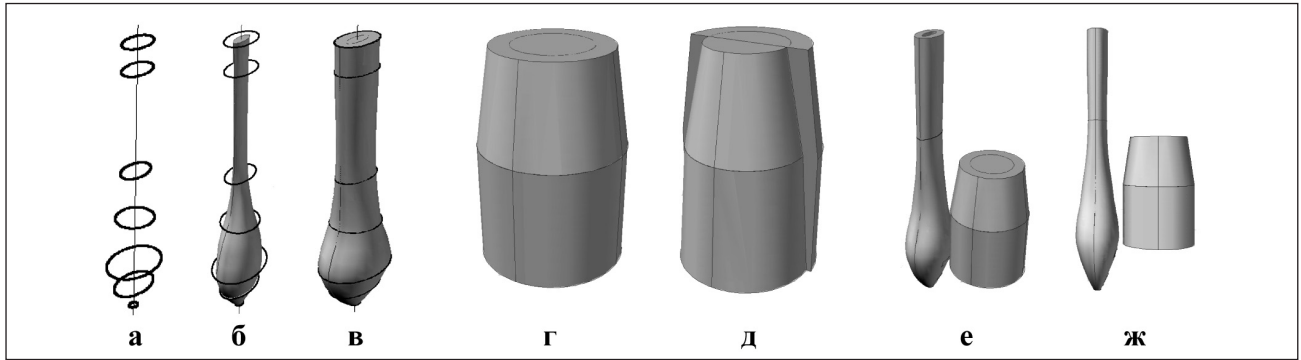


Рис. 2. Этапы построения модели дистального отдела малоберцовой кости

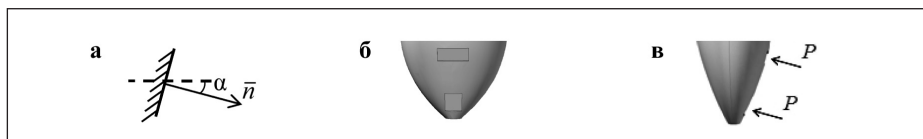


Рис. 3. Условия приложения нагрузки

10 до 14 мм, диаметр винтов составлял 3,5 мм. Поскольку рассматривался перелом С (с повреждением связок дистального межберцового синдесмоза), при котором необходимо осуществлять жесткую фиксацию малоберцовой кости путем проведения через нее винтов в области синдесмоза в большеберцовую кость, у базовой расчетной модели два нижних винта имели длину большую, чем остальные (от 36 до 41 мм).

Пластины устанавливали на расстоянии порядка 2—3 мм от кости и при этом моделировали (изгибали) по ее контуру, в плоскости симметрии модели (рис. 1 в). Реальное соединение реально установленной пластины (с прижатием к кости) с винтами, которые не заблокированы, моделировали неидеальными шарнирами. В свою очередь, такие шарниры моделировали при помощи вставки, расположенной в области соединения винта с пластиной и состоящей из усеченного конуса и цилиндра, примыкающего к меньшему основанию конуса (длина (высота) конуса — 1,0–1,5 мм, диаметр и длина цилиндра-вставки — 0,9 мм и 0,15–0,35 мм соответственно). Вставки обеспечивали существенное снижение локальной изгибной жесткости винта в области его соединения с пластиной (более детально о необходимости введения шарниров см. работу [2]).

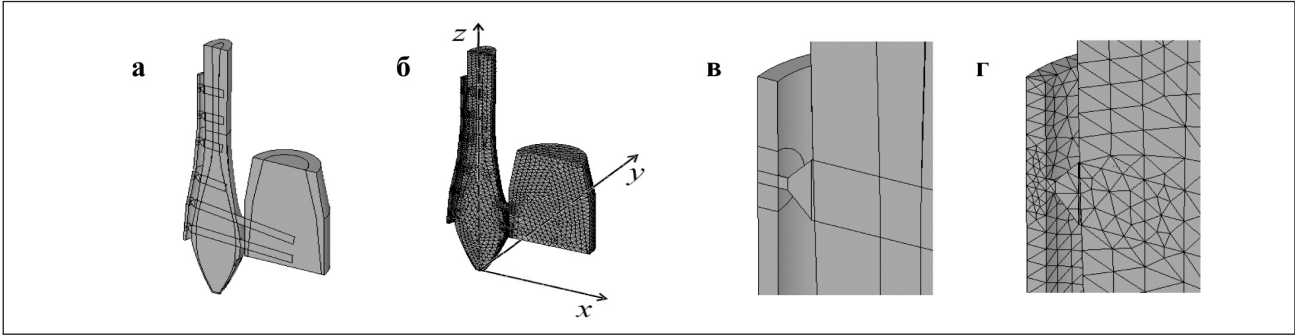
Винтовое соединение «винт-кость» моделировали полным сцеплением гладкой поверхности винта с гладкой поверхностью канала в кости в области их контакта, которое обеспечивалось возможностями ПК ANSYS.

Связь между большеберцовой и малоберцовой костью осуществлялась только через нижние винты. Учитывая рассматриваемый тип перелома — с раз-

рывом связок дистального синдесмоза, последние (связки) не моделировали. Поперечный изолированный надсиндесмозный перелом типа С располагался на уровне 72 мм от нижнего края малоберцовой кости и моделировался рассечением нулевой толщины, плоскость которой была перпендикулярна оси кости (рис. 2 ж). При этом взаимодействие фрагментов кости осуществлялось путем создания контактной пары на поверхности перелома (при возникновении в области перелома растягивающих напряжений контакт разрывался).

Закрепляли расчетные модели по всей плоскости верхних сечений обеих костей: накладывали ограничения на вертикальные и горизонтальные перемещения. Соответствующие ограничения на перемещения накладывали и в плоскости симметрии модели.

Нагрузку прикладывали в виде равномерно распределенного давления по двум прямоугольным участкам размерами  $3 \times 7$  и  $5 \times 4$  мм<sup>2</sup>, нормали к которым находились под углом  $\alpha = -15^\circ$  к горизонтальной плоскости (рис. 3 а). Располагались эти участки в нижнем медиальном отделе кости (рис. 3 б) и моделировали воздействие (давление) латерального края блока таранной кости на малоберцовую кость (рис. 3 в). Нижние края участков нагружения располагались на уровнях 2 и 14 мм от дистального края кости. Интенсивность давления  $p$ , приложенного на каждый из участков, составила 10 МПа, что эквивалентно силе 200 Н. Величина суммарной силы (приходящейся на оба участка) соответствовала трети среднего значения нагрузки, при которой происходит разрыв связок дистального межберцового синдесмоза [3], что является достаточно большой нагрузкой. При этом имеют



**Рис. 4.** Базовые модели «кость-фиксатор»: а – геометрическая, б – конечно-элементная, а также их фрагменты у верхнего винта: в – геометрическая, г – конечно-элементная

место как горизонтальная, так и вертикальная составляющие равнодействующей поверхностной нагрузки. Такая схема приложения сил (рис. 3 в) близка к характеру нагружения малоберцовой кости в случае повреждения связок синдесмоза.

Конечно-элементные расчетные модели строили на базе 10-узлового конечного элемента (КЭ) в форме тетраэдра SOLID 186, с тремя степенями свободы в каждом узле. При разбиении моделей на КЭ использовали генератор сеток ПК. Размеры КЭ задавались по линиям и изменялись от 1,0 до 2,0 мм.

С целью учета конструктивной нелинейности, которая возникает в области контакта винтов с костной тканью (отсутствие контактных напряжений при растяжении), для всех винтов создавали контактную пару при помощи меню CONTACT MANAGER, в котором генерировали поверхности контакта из трехмерных контактных конечных элементов TARGE 170 (для винтов) и CONTA 175 (для кости). Общее число конечных элементов в зависимости от модели изменялось от 43000 до 50000. При проведении расчетов использовали функцию SUBSTEP, которая обеспечивала последовательное увеличение приложенной нагрузки в процессе вычислений, что позволяло получить более точное решение.

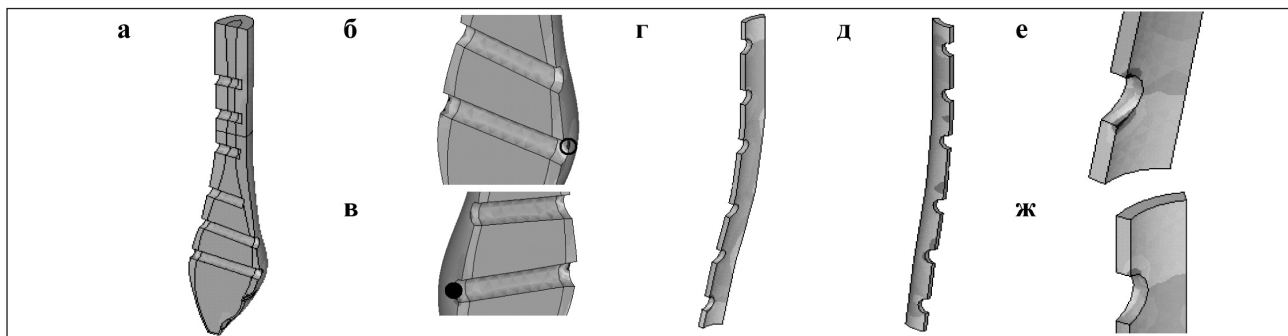
В области соединения винта с пластиной (рис. 4 в) четко видна вставка, состоящая из конуса и цилиндра, которая, снижая локально изгибную жесткость винта, моделирует неидеальный шарнир соединения винта с пластиной. На рис. 4 б приведена также система координат, которая будет использоваться в дальнейшем (в плоскости симметрии: вертикальная ось  $z$  — вдоль оси малоберцовой кости, горизонтальная ось  $x$  — в медиальном направлении, ось  $y$  — перпендикулярна плоскости симметрии).

## Результаты и их обсуждение

В результате расчетов были получены картины распределения напряжений и деформаций в системе

«кость-фиксатор». При этом было установлено, что наибольших по абсолютной величине значений и в кости, и в пластине достигают нормальные напряжения ( $\sigma_z$ ), действующие в направлении оси модели. Характер распределения этих напряжений по объему костей и пластины-фиксатора является существенно неоднородным. Об этом можно судить по интенсивности окраски малоберцовой кости и фиксатора, приведенных на рис. 5. У малоберцовой кости в большей части ее объема напряжения либо отсутствуют, либо незначительны и возникают в основном в окрестности каналов под винты, причем резко возрастают в кортикальной костной ткани у краев каналов. Максимальные по абсолютной величине значения этих напряжений (положительные растягивающие напряжения —  $\max \sigma_z$  и отрицательные сжимающие —  $\min \sigma_z$ ) были использованы в качестве критерия эффективности остеосинтеза. Кроме того, эффективность остеосинтеза определялась по величине максимальных смещений относительно друг друга точек отломка и кости на границе перелома вдоль оси модели (раскрытие перелома —  $\Delta z$ ) и в направлении, перпендикулярном оси в плоскости перелома (смещение —  $\Delta x$ ).

Опасной, с точки зрения прочности, является малоберцовая кость. Наибольшие напряжения, как растягивающие  $\max \sigma_z$ , так и сжимающие  $\min \sigma_z$ , возникают в ограниченной области кортикальной ткани малоберцовой кости у поверхности сквозного (с двумя отверстиями) нижнего канала (опасный канал). При этом напряжения  $\max \sigma_z$  возникают в окрестности медиального выходного края канала (опасная точка помечена светлым кружком, рис. 5 б), а напряжения  $\min \sigma_z$  возникают у входного края канала с латеральной стороны (темный кружок, рис. 5 в). Аналогичная картина распределения напряжений  $\sigma_z$  характерна и для кости в окрестности второго сквозного канала. Здесь также имеют место максимальные по абсолютной величине растягивающие и сжимающие напряжения, однако эти



**Рис. 5.** Картина распределения напряжений  $\sigma_z$  в костной ткани (а, б, в) и в пластине (г, д, е, ж) в целом (а, г, д) и в области высоких напряжений (б-в, е-ж)

экстремальные напряжения представляют собой локальные экстремумы, в отличие от глобальных экстремумов напряжений, возникающих в костной ткани у поверхности опасного нижнего канала. Необходимо отметить, что зоны действия этих экстремальных напряжений (как локальных, так и глобальных) оказываются очень малыми (порядка размера конечного элемента) и являются следствием концентрации напряжений в углах между собственно поверхностью кости и поверхностью канала.

В области глухих каналов с одним входным отверстием под винт (4 верхних винта) напряжения концентрируются у входного отверстия, причем, в отличие от рассмотренных выше напряжений в окрестности сквозных каналов, здесь определяющими являются локальные экстремумы сжимающих напряжений. Более того, в ряде случаев растягивающие напряжения  $\sigma_z$  в кости, окружающей глухой канал, не возникают.

С целью более детального количественного представления о характере НДС малоберцовой кости при остеосинтезе с использованием базовой пластины-фиксатора в табл.1 приведены значения максимальных смещений  $\Delta z$  и  $\Delta x$ , максимальных по величине (локальных и глобальных экстремумов) растягивающих ( $+\sigma_z$ ) и сжимающих ( $-\sigma_z$ ) напряжений, возникающих в кортикальной костной ткани в окрестности всех 6 каналов. Если в области какого-либо канала отсутствуют растягивающие напряжения, в колонке  $+\sigma_z$  приведены минимальные

сжимающие напряжения, возникающие в окрестности этого канала. Кроме того, здесь же для всех рассматриваемых областей представлены значения максимальных эквивалентных напряжений по Мизесу (энергетическая теория прочности) ( $\sigma_{Miz}$ ), которые учитывают все компоненты напряженного состояния и могут быть непосредственно использованы при оценке прочности объектов из пластичных материалов. Положение опасных точек по эквивалентным напряжениям совпадало, как правило, с положением точек, в которых возникали наибольшие по величине локальные и глобальные экстремальные напряжения. Каналы в таблице нумеруются сверху вниз. Номер опасного канала и значения глобальных экстремальных напряжений ( $\max \sigma_z$  и  $\min \sigma_z$ ) выделены жирным шрифтом.

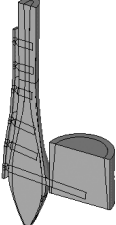
Нормальные напряжения  $\sigma_z$ , действующие в пластине, были обусловлены как изгибом пластины в плоскости симметрии, так и наличием областей концентрации напряжений (углы, края отверстий). Максимальные по величине значения растягивающих  $\max \sigma_z$ , сжимающих  $\min \sigma_z$  и эквивалентных напряжений  $\sigma_{Miz}$  для базовой модели пластины-фиксатора приведены в последней строке табл. 1.

Анализ данных табл. 1 показывает, что рассматриваемый модельный остеосинтез с точностью до микрометра обеспечивает идеальную стабильность фиксации отломка наружной лодыжки. Полученные максимальные по величине эквивалентные напряжения, действующие в пластине-фиксаторе,

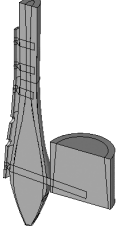
**Таблица 1.** Показатели НДС малоберцовой кости и пластины-фиксатора для базовой модели остеосинтеза

Канал	Смещение отломка, мм		$\Delta z=0,000$	$\Delta x=0,000$
	$+\sigma_z$ , МПа	$-\sigma_z$ , МПа	$-\sigma_z$ , МПа	$\sigma_{Miz}$ , МПа
1	8,71	-26,9	-26,9	24,4
2	0,98	-19,2	-19,2	18,4
3	-0,79	-15,6	-15,6	15,6
4	-3,58	-12,6	-12,6	12,3
5	51,7	-42,1	-42,1	70,4
<b>6</b>	<b>65,9</b>	<b>-54,9</b>	<b>-54,9</b>	<b>88,5</b>
Пластина	36,9	-56,1	-56,1	55,3

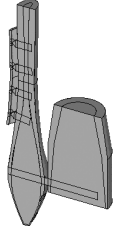
**Таблица 2.** Показатели НДС малоберцовой кости и пластины-фиксатора для модифицированной модели остеосинтеза (вариант 1)

	Смещение отломка, мм		$\Delta z=0,002$	$\Delta x=0,005$
	Канал	$+\sigma_z$ , МПа	$-\sigma_z$ , МПа	$\sigma_{Miz}$ , МПа
	1	11,8	-21,9	22,2
	2	7,00	-17,8	17,6
	3	-0,62	-14,0	13,0
	4	-2,29	-12,9	12,4
	5	0,55	-24,9	27,4
	<b>6</b>	<b>75,4</b>	<b>-64,9</b>	<b>100</b>
	Пластина	30,8	-47,9	47,3

**Таблица 3.** Показатели НДС малоберцовой кости и пластины-фиксатора для модифицированной модели остеосинтеза (вариант 2)

	Смещение отломка, мм		$\Delta z=0,002$	$\Delta x=0,005$
	Канал	$+\sigma_z$ , МПа	$-\sigma_z$ , МПа	$\sigma_{Miz}$ , МПа
	1	11,3	-19,7	20,7
	2	5,06	-16,5	15,5
	3	2,02	-13,2	12,3
	—	—	—	—
	—	—	—	—
	<b>6</b>	<b>74,6</b>	<b>-56,0</b>	<b>96,2</b>
	Пластина	37,7	-127	126

**Таблица 4.** Показатели НДС малоберцовой кости и пластины-фиксатора для модифицированной модели остеосинтеза (вариант 3)

	Смещение отломка, мм		$\Delta z=0,000$	$\Delta x=0,000$
	Канал	$+\sigma_z$ , МПа	$-\sigma_z$ , МПа	$\sigma_{Miz}$ , МПа
	1	5,10	-19,2	20,5
	2	0,37	-15,5	14,5
	3	-2,30	-15,4	16,0
	4	0,09	-29,3	28,2
	—	—	—	—
	<b>6</b>	<b>76,2</b>	<b>-54,2</b>	<b>102</b>
	Пластина	19,1	-31,8	29,8

абсолютно безопасны для любых марок стали. Наибольшие по величине расчетные растягивающие напряжения в малоберцовой кости ( $\sigma_z = 65,9$  МПа) оказались практически вдвое меньше известных из литературы значений разрушающих растягивающих напряжений кортикальной ткани большеберцовой кости в продольном ее направлении ( $\sigma_z = 128,4$  МПа) [6]. По-видимому, величина  $\sigma_z$  у малоберцовой кости будет несколько меньше, однако если учесть два приведенных ниже фактора, полученный в расчете запас прочности у рассматриваемой кости будет весьма значительным. Первый фактор связан с величиной заданной исходной нагрузки, приложенной к отломку. Эта нагрузка больше нормальной физиологической для здорового сустава и, естественно, существенно превышает нагрузку в реабилитационном периоде, что приводит к увеличению напряжений, полученных в расчете. Второй фактор связан с тем, что максимальные напряжения, возникающие в кости, являются следствием концентрации напряжений. В этом случае действующие напряжения, которые при оценке прочности необходимо сравнивать с предельными напряжениями для костной ткани, будут меньше,

а запас прочности соответственно больше (более детально о влиянии концентрации напряжений на прочность кости описано в работе [2]). Таким образом, значения реальных напряжений в кости в реабилитационном послеоперационном периоде будут, как минимум, вдвое меньше, чем полученные в расчете, что, с точки зрения прочности, является абсолютно безопасным как для ранней функции, так и нагрузки.

Вторая рассмотренная модель остеосинтеза отличалась от базовой тем, что соединение берцовых костей проводили только одним нижним винтом, а канал 5 выполняли глухим под короткий винт. В табл. 2 в такой же форме и с теми же обозначениями, что и в табл. 1, приведена геометрическая модель этого варианта остеосинтеза (вариант 1), а также все данные, касающиеся НДС малоберцовой кости и пластины-фиксатора.

В аналогичных по содержанию таблицах 3 и 4 приведены результаты расчета моделей второго и третьего вариантов модификации рассматриваемого остеосинтеза. В частности, согласно варианту 2 винты 4 и 5 (номера винтов соответствуют номерам каналов) не используются, и фиксация базовой

пластины осуществляется только 4 винтами (см. модель варианта 2 в табл. 3). В отличие от рассмотренных двух вариантов модификации остеосинтеза, использующих базовую пластину-фиксатор, в соответствии с вариантом 3 модифицировали собственно пластину-фиксатор, которую укорачивали по краям на длину, прилежащую к крайним отверстиям (всего на 24 мм). Укороченная пластина с 4 винтами фиксировала перелом, а берцовые кости в области связок синдесмоза фиксировали одним длинным чрезсиндесмозным винтом (см. модель варианта 3 в табл. 4).

Сравнительный анализ данных, приведенных в табл. 1–4, показывает, что во всех рассмотренных вариантах глобальный максимум наиболее опасных для костной ткани растягивающих напряжений  $\max \sigma_z$  возрастает от 13,2% (вариант 2) до 15,6% (вариант 3). Очевидно, что отличие между рассматриваемыми вариантами модификации, с точки зрения прочности остеосинтеза, является незначительным. В отношении собственно увеличения напряжений  $\max \sigma_z$  следует отметить, что наличие приведенных выше факторов, связанных с определением напряжений, в частности большой нагрузки, прикладываемой к отломку, и действие этих напряжений в области их концентраторов позволяет рассматривать такое повышение напряжений как несущественное.

Также нельзя считать существенными появившиеся у модифицированных вариантов 1 и 2 смещения отломка на 2 и 5 микрометров, что более чем в 8–20 раз меньше, чем смещения при остеосинтезе базовой пластиной подсиндесмозного поперечного перелома типа А [2].

Значительно более существенные изменения при модификации остеосинтеза произошли с напряженным состоянием пластины-фиксатора. Так, максимальные эквивалентные напряжения, определяющие прочность пластины, выполненной из пластичного материала, у варианта 2 оказались более чем в два раза больше, чем у базовой модели, а у варианта 3 — наоборот, практически в два раза меньше. Однако и в первом, и, естественно, во втором случае на прочность системы «кость-фиксатор» это не влияет, поскольку максимальные эквивалентные напряжения остаются ниже допускаемых напряжений для сталей практически всех известных марок.

Из рассмотренных модельных задач модификации стандартного остеосинтеза по АО видно, что во всех случаях эта модификация была направлена на снижение инвазивности при выполнении остеосинтеза. Учитывая все вышеизложенное, мы считаем, что при высоких переломах лодыжки с разрывом

синдесмоза такая модификация не только возможна, но и целесообразна. Особо эффективными нам представляются модели вариантов 2 и 3. По поводу рассмотренных, а также не рассмотренных вариантов модификации исследуемого остеосинтеза отметим следующее. Несмотря на сравнительно незначительные максимальные напряжения  $\sigma_z$ , возникающие в кости в окрестности глухих каналов, которые локализуются в области перелома, уменьшать число этих винтов нельзя. С каждой стороны от плоскости перелома пластина должна фиксироваться минимум двумя винтами. В противном случае стабильность остеосинтеза в сагиттальной плоскости может оказаться нарушенной даже при незначительных нагрузках, приложенных в этой плоскости к отломку. Такие нагрузки возникают в процессе ходьбы как горизонтальные проекции усилий связок и мышц латеральной группы голени на сагиттальную плоскость.

### Заключение

Проведенный сравнительный биомеханический анализ напряженно-деформированного состояния системы «кость-фиксатор», моделирующей методом конечных элементов остеосинтез надсиндесмозного перелома наружной лодыжки с разрывом дистального межберцового синдесмоза (тип С по АО), выполненный с использованием стандартной технологии остеосинтеза 1/3 трубчатой пластиной АО с 6 винтами и блокированием дистального межберцового синдесмоза кортикальным винтом, а также модифицированными методиками остеосинтеза на основе уменьшения размеров конструкции и количества винтов для остеосинтеза, показал возможность и целесообразность усовершенствования остеосинтеза с целью уменьшения травматичности тканей и предупреждения послеоперационных осложнений. Применение укороченной конструкции пластины для фиксации надсиндесмозного перелома малоберцовой кости в сочетании с чрезкостной фиксацией межберцового синдесмоза кортикальным винтом обеспечивает при меньшей инвазивности аналогичную стабильность фиксации повреждения латеральных структур голеностопного сустава. При использовании технологии остеосинтеза АО при данных повреждениях достаточно применения четырех винтов для фиксации пластины, при этом два винта должны быть расположены проксимальнее перелома, а в качестве одного из дистальных необходимо использовать длинный чрезсиндесмозный винт.

*Исследование проведено в рамках гранта фонда Гумбольдта № 3.4 — Fokoop — UKR/1070297.*

## Литература

1. Грицай М.П. [Текст] / М.П. Грицай, О.М. Ліненко, Д.І. Білоус та ін. // Літопис травматології та ортопедії. — 2009. — № 1–2. — С. 46–49.
2. Лоскутов О.А. Биомеханическое обоснование накостного остеосинтеза при переломах наружной лодыжки [Текст] / О.А. Лоскутов, С.П. Панченко, В.Л. Красовский // Ортопед. травматол. — 2009. — № 4. — С. 55–61.
3. Красовский В. Методика и результаты исследования деформационных и прочностных свойств дистального межберцового синдесмоза [Текст] / В. Красовский, А. Лоскутов, О. Постолов // *Theoretical foundations of civil engineering*. — Warsaw: WP. — 1998. — № 6. — P. 481–488.
4. Лябах А.П. Оперативное лечение переломов лодыжек — когда необходимо блокирование межберцового синдесмоза? [Текст] / А.П. Лябах, О.Э. Михневич, А.В. Василенко: матеріали пленуму асоціації ортопедів-травматологів України. — К.Вінниця, 2004. — С. 52–54.
5. Омельченко Т.М. Профілактика та лікування післятравматичного остеоартрозу гомілковостопного суглоба [Текст]: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.01.21 / Т.М. Омельченко; Ін-т травматології та ортопедії АМН України. — К., 2008. — 22 с.
6. Проблемы прочности в биомеханике [Текст]: учебн. пособие для технич. и биол. спец. вузов / И.Ф. Образцов, И.С. Адамович, А.С. Барер и др.; под ред. И.Ф. Образцова. — М.: Высшая школа, 1988. — 311 с.
7. Остеосинтез при переломах дистального відділу кісток гомілки [Текст] / В.М. Шимон, С.О. Бойко, І.І. Блинда та ін. // Травма. — 2004. — Т. 5, № 3. — С. 340–345.
8. Chu A. Distal fibula malunions [Text] / A. Chu, L. Weiner // *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* — 2009. — Vol. 17, № 4. — P. 220–230.
9. Hak David J. Ankle fractures: open reduction internal fixation [Text] / J.D. Hak, A.M. Lee // *Master technique in orthopaedic surgery: fractures, second edition*. — 2006. — P. 552–568.
10. Hoiness P. Tricortical versus quadricortical syndesmosis fixation in ankle fractures [Text] / P. Hoiness, K. Stromsoe // *J. Orthop. Trauma*. — 2004. — Vol. 18. — P. 331–337.

Статья поступила в редакцию 13.08.10