

УДК 617.584:616.71–001.5–089.2:612.76

Биомеханическое обоснование накостного остеосинтеза при переломах наружной лодыжки

О.А. Лоскутов¹, С.П. Панченко², В.Л. Красовский²

¹ Днепропетровская государственная медицинская академия. Украина

² Днепропетровская государственная академия строительства и архитектуры. Украина

The end-element analysis of the stress-deformed state of the “fibula-fixing device” system is done for three osteosynthesis models of the episyndesmosis fracture of the external malleolus (fracture A1 in AO classification). The models differed only in their fixing plate design type: model 1 — a smooth ordinary cylindrical panel-plate AO; model 2 — an ordinary panel-plate, with two additional symmetrical cogs in its distal part; model 3 — an ordinary panel-plate, with three additional symmetrical cogs in its distal part. The obtained calculation results convincingly demonstrate the advantage of the studied osteosynthesis with clogged fixing plates, especially model 3, from the viewpoints of both the junction strength and rigidity. When analysing the stressed state of the “bone-fixing plate” system, one should take into consideration its peculiarities, caused by the nature of maximum strains, which appear in the region of concentrators. It is necessary to avoid fragile materials, when structures for osteosynthesis are manufactured. Without fail, possible stress concentrators must be eliminated in both the fixing plates and bone, particularly when screw channels and cog holes are prepared.

Методом кінцевих елементів виконано аналіз напружено-деформованого стану системи «малогомілкова кістка-фіксатор» для трьох моделей остеосинтезу підсиндесмозного перелому бічної кістки (перелом А1 за класифікацією АО). Моделі відрізнялися тільки типом пластини-фіксатора: модель 1 — гладка ординарна циліндрична панель-пластина АО; модель 2 — ординарна панель-пластина, доповнена в дистальному відділі двома симетрично розташованими зубцями; модель 3 — ординарна панель-пластина, доповнена в дистальному відділі трьома симетрично розташованими зубцями. Отримані результати розрахунку переконливо свідчать про перевагу як з точки зору міцності, так і жорсткості з'єднання досліджуваного остеосинтезу пластинами-фіксаторами з зубцями, особливо моделі 3. Під час аналізу напруженого стану системи «кістка-фіксатор» необхідно враховувати його особливості, пов'язані з природою максимальних напружень, що виникають в ділянці концентраторів. У разі виготовлення конструкції для остеосинтезу слід уникати крихких матеріалів. В обов'язковому порядку необхідно усувати можливі концентратори напружень як у фіксаторах, так і в кістці, зокрема під час підготовки каналів під гвинти і отворів під зубці.

Ключевые слова: переломы лодыжек, накостный остеосинтез, биомеханическое обоснование

Введение

Повреждение голеностопного сустава в силу больших статико-динамических нагрузок, составляющих от 2,9 до 4,7 массы тела человека, относится к числу наиболее распространенных повреждений опорно-двигательной системы у лиц молодого возраста [4, 5]. Несмотря на внимание к этой патологии, о чём свидетельствует большое число

публикаций в отечественной и зарубежной литературе, остается высоким удельный вес негативных и инвалидизирующих результатов, обусловленных неадекватной репозицией, несовершенным остеосинтезом и вторичным смещением отломков [1–3]. По мнению большинства исследователей, одним из основных звеньев, обеспечивающих благоприятные анатомо-функциональные результаты,

является качественная и надёжная стабилизация отломков наружной лодыжки в комплексе восстановительной хирургии повреждений голеностопного сустава [1, 3, 4].

Цель работы — изучить напряженно-деформированное состояние системы «кость-фиксатор» при переломах наружной лодыжки.

Материал и методы

Исследования выполняли методом конечных элементов (КЭ) в среде программного комплекса (ПК) ANSYS. С целью рационального использования ресурса ЭВМ расчетная модель системы «кость-фиксатор» ограничивалась одной малоберцовой костью (большеберцовую кость учитывали посредством связи — дистального синдесмоза), а также предполагала одну плоскость геометрической и силовой симметрии.

Методом КЭ построены три расчетные модели системы «кость-фиксатор», которые отличались только типом рассматриваемого фиксатора (рис. 1): модель 1 — гладкая пластина старого образца (а), модель 2 — пластина с двумя зубцами (б), модель 3 — пластина с тремя зубцами (в). Конструктивные отличия пластин-фиксаторов видны на рисунках. Отверстия под винты у пластин были одинаковыми, каждое отверстие было снабжено фаской под головку винта. Толщина гладкой пластины составляла 1 мм, пластин с зубцами — 1,5 мм.

Построение моделей системы «кость-пластина» выполняли в программе AUTOCAD путем построения отдельных сечений кости и пластины. Геометрия сечений кости соответствовала реальным размерам взрослого человека. Модель кости ограничивали по высоте на уровне 110 мм от дистального (нижнего) края. На семи различных уровнях от края дистального отдела реальной кости были определены размеры ее сечения во фронтальной и сагиттальной плоскостях ($h_1 = 0,5$ 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). При построении модели реальную форму сечений заменяли эллипсами, оси которых были получены в результате замеров. При этом у модели выделяли кортикальный слой и спонгиозную костную ткань путем замера толщины кортикального слоя в тех же сечениях с последующим построением эллипсов соответствующих размеров. Средствами программы AUTOCAD каждая серия сечений была объединена в трехмерную фигуру. Толщина кортикального слоя изменялась от 0,5 мм в нижнем отделе до 3,0 мм в верхнем. Последовательность построения модели дистального фрагмента малоберцовой кости показана на рис. 2. Собственно костную ткань моделировали

сплошной упругой изотропной средой. Упругие свойства для рассматриваемого фрагмента принимали равными: 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.

Модели фиксаторов (пластины и винты) были построены соответственно их реальным размерам. Длины винтов изменялись от 16 до 8 мм, диаметр винтов составлял 3,5 мм. Пластины устанавливали на расстоянии 2–3 мм от кости и при этом моделировали (были изогнуты) по ее контуру, в плоскости симметрии модели (рис. 1 г–е).

Поскольку у рассматриваемых фиксаторов оси винтов, вставленных в пластину, жестко не закреплены (не заблокированы), а могут свободно менять свою угловую ориентацию, пластину в реальной ситуации с целью обеспечения жесткости соединения устанавливают на кость без зазора, более того, прижимают к кости. В таком случае жесткость соединения винтов с пластиной зависит от силы прижатия (компрессии), условий контакта пластины с костью, а также контакта винтов с пластиной, которые от ситуации к ситуации могут существенно изменяться. Поэтому реальная жесткость соединения является величиной неопределенной, которая находится в диапазоне от абсолютно жесткого соединения до соединения, близкого к идеальному шаровому шарниру. В связи с этим, реальное соединение пластины с винтами

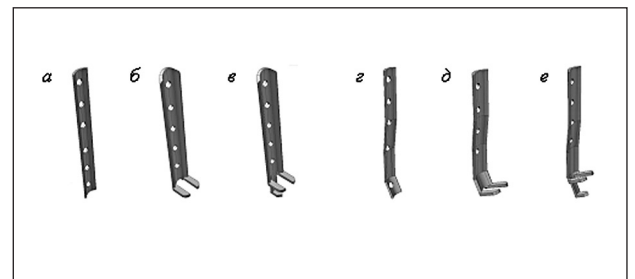


Рис. 1. Пластины-фиксаторы: традиционная (АО) (а, г), с двумя зубцами (б, д), с тремя зубцами (в, е), в исходной форме (а–в) и после моделирования и для выполнения остеосинтеза (г–е)

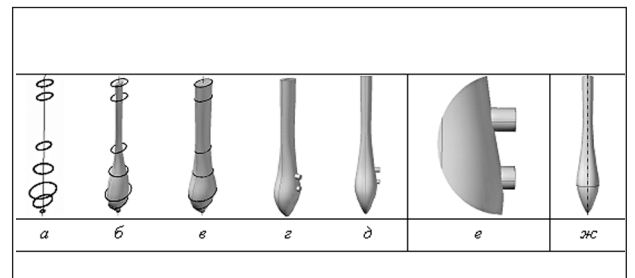


Рис. 2. Этапы построения модели дистального отдела малоберцовой кости

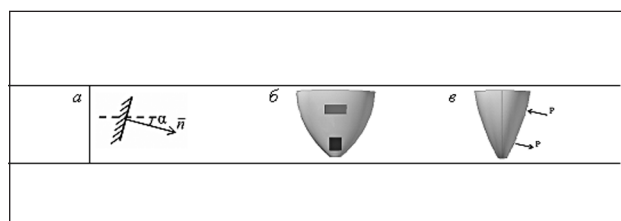


Рис. 3. Условия приложения нагрузки к наружной лодыжке

заменяли неидеальными шарнирами, которые моделировали путем существенного снижения локальной изгибной жесткости винта в области его соединения с пластиной. Снижение жесткости осуществлялось при помощи вставки, состоящей из усеченного конуса и цилиндра, примыкающего к меньшему основанию конуса. Длина (высота) конуса — 1–1,5 мм, диаметр и длина цилиндра — 0,9 мм и 0,15–0,35 мм. Материал фиксаторов (пластины и винтов) — сталь: $E = 2 \times 10^5$ МПа, $\nu = 0,3$.

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

Влияние большеберцовой кости на малоберцовую в области дистального синдесмоза моделировали путем введения в месте соединения костей двух коротких цилиндрических стержней с одинаковым диаметром 4 мм, оси которых находятся на расстоянии 10 мм по высоте друг от друга. Ось нижнего стержня находится на уровне 27,5 мм от нижнего края кости (рис. 2 г–е). Для материала цилиндров задавали упругие свойства, соответствующие свойствам связок дистального синдесмоза: $E = 20$ МПа, $\nu = 0,3$ [4–5].

Рассматривали поперечный изолированный подсиндесмозный перелом (по классификации АО — тип A1), который располагался на уровне 22 мм от нижнего края кости и моделировался рассечением нулевой толщины; плоскость перелома 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 верхнего сечения малоберцовой кости, кроме того, закрепляли стержни, моделирующие связки синдесмоза, по плоскостям со стороны большеберцовой кости: накладывали ограничения на вертикальные и горизонтальные перемещения.

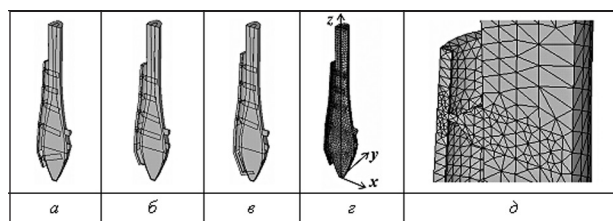


Рис. 4. Общий вид расчетных моделей пластина — дистальный отдел малоберцовой кости (а–в), КЭ 1 (г) и ее фрагмент (д)

Соответствующие ограничения на перемещения накладывали и в плоскости симметрии модели.

Нагрузку прикладывали в виде равномерно распределенного давления по двум прямоугольным участкам размерами 3×7 и 5×4 мм, 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, а также равнодействующую реакции связок латеральной группы (таранно-малоберцовые задняя и передняя и пяточно-малоберцовая связки). Поэтому в одном случае давление направлено на сжатие (верхний участок), в другом (нижний участок) — на растяжение (ситуация супинации травмированной конечности с последующей аддукцией) (рис. 3 в). Нижние края участков нагружения располагались на уровнях 2 мм и 14 мм от дистального края кости. Величина приложенного давления — $p = 15$ МПа на каждый из участков, что эквивалентно силе 300 Н. Величина силы соответствовала четверти среднего значения нагрузки, при которой происходит разрыв связок дистального синдесмоза [4–5], что является достаточно большой нагрузкой.

Заметим, что рассматриваемый случай нагружения отломка представляет собой пару сил, момент которой $M = 3,42$ Нм. При этом горизонтальная и вертикальная составляющие равнодействующей поверхностной нагрузки отсутствуют. Такая схема приложения сил (рис. 3 в) близка к характеру нагружения малоберцовой кости, которое при соответствующей величине сил приводит к ее подсиндесмозному повреждению.

Расчетные модели строили на базе 10-узлового конечного элемента (КЭ) в форме тетраэдра SOLID 186, с тремя степенями свободы в каждом узле. При разбивке моделей на КЭ использовали генератор сеток ПК. Размеры КЭ задавались по линиям и изменялись от 1 до 2 мм. С целью учета конструктивной нелинейности, которая возникает в области контакта винтов с костной тканью (отсутствие контактных напряжений при растяжении), для всех

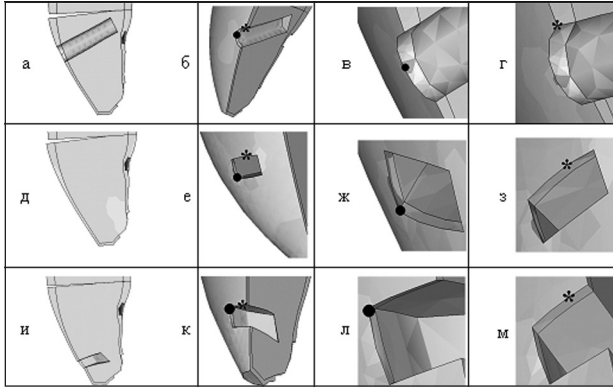


Рис. 5. Картина деформированного и напряженного состояния рассматриваемых моделей (пояснение в тексте)

винтов создавали контактную пару при помощи меню CONTACT MANAGER, в котором генерировались поверхности контакта из трехмерных контактных конечных элементов TARGE 170 (для винтов), CONTA 175 (для кости). Общее число конечных элементов, в зависимости от модели, изменялось от 24000 до 30000. При проведении расчетов использовали функцию SUBSTEP, которая обеспечивала последовательное увеличение приложенной нагрузки в процессе вычислений, что позволяло получить более точное решение. На рис. 4 со стороны плоскости геометрико-силовой симметрии даны: общий вид трех рассматриваемых расчетных моделей «кость-фиксатор» (а–в), КЭ модель 1 (гладкая пластина старого образца) (г), а также фрагмент этой модели в области верхнего винта (д). На рис. 4 д в области соединения винта с пластиной четко видна вставка, состоящая из конуса и цилиндра, которая, снижая локально изгибную жесткость винта, моделирует неидеальный шарнир соединения винта с пластиной. На рис. 4 г 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 напряженного и деформированного состояния системы «кость-фиксатор». В качестве критерия оценки эффективности пластин использовали, в

первую очередь, перемещения отломка относительно кости, а также напряжения, возникающие в костной ткани и пластине.

Здесь следует отметить, что для рассматриваемых моделей, которые имеют плоскость геометрико-силовой симметрии, все возможные смещения отломка относительно кости будут происходить в плоскости zox (рис. 4 г). Если эти возможные смещения не сопровождаются дополнительными к перелому разрушениями костной ткани, их целесообразно представить в виде суммы трех простых перемещений отломка, которым можно дать следующие названия: отрыв, сдвиг и поворот. Отрыв заключается в отделении отломка от кости путем параллельного его смещения вдоль оси кости (координатная ось z). При сдвиге отломок смещается относительно кости (без их разделения) по плоскости перелома вдоль координатной оси x в латеральном либо медиальном направлении. Простым поворотом будем называть такое смещение, при котором отломок поворачивается вокруг оси, перпендикулярной плоскости симметрии и проходящей через крайнюю либо медиальную, либо латеральную точку плоскости перелома. При этом отломок и кость разделяются по всей площади перелома, кроме той точки, которая является следом оси поворота на плоскости симметрии. Будем называть ее точкой поворота.

В рассматриваемой задаче наибольших значений достигают перемещения отломка в продольном направлении z . На рис. 5 а, д, и представлена картина деформированного состояния моделей 1–3 в области перелома, из которой видно, что во всех случаях смещение отломка относительно кости происходит путем одного простого его перемещения — поворота вокруг крайней медиальной точки плоскости перелома. В окрестности этой точки отломок прижимается к кости, а максимальное смещение отломка относительно кости (w) происходит для крайней латеральной точки, т.е. «раскрытие» перелома происходит с латеральной стороны, где располагается пластина-фиксатор.

Максимальная величина раскрытия перелома w для рассматриваемых моделей приведена в табл. 1. Из представленных данных видно, что согласно принятому критерию эффективности наилучшим является фиксатор с тремя зубцами, наихудшим —

Таблица 1. Значение локальных максимумов напряжений в зависимости расстояния от места перелома

Модель	W , мм	$\max \sigma_{z_0}$, МПа	$\min \sigma_{z_0}$, МПа	$\sigma_{z_0}^+$, МПа	$\sigma_{z_0}^-$, МПа	$\max \sigma_{z_0}^*$, МПа	$\min \sigma_{z_0}^*$, МПа	$\max \sigma_{\text{mis}}$, МПа
1	0,0473	85,4	-51,6	30 ± 8	-25 ± 12	36,6	-18,7	98,2
2	0,0401	64,6	-43,5	30 ± 4	-30 ± 5	47,1	-18,1	79,4
3	0,0160	59,6	-18,4	32 ± 8	-16 ± 2	41,1	-21,8	73,5

фиксатор старого образца в виде гладкой пластины. Причем раскрытие перелома у модели 3, по сравнению с моделью 1, оказалось практически в три раза меньше. В то же время отличие величин w у моделей 1 и 2 оказалось менее значительным (~18 %). Однако, что является наиболее важным, при рассматриваемом виде нагружения, даже у модели 1, величина раскрытия перелома оказалась невелика, что, по нашему мнению, не может существенно отразиться на результатах остеосинтеза. Тем не менее, приведенные результаты расчета свидетельствуют о неоспоримом преимуществе эффективности рассматриваемого остеосинтеза пластинами с зубцами, в особенности модели 3.

Анализ полученных напряжений показал, что в целом для кости всех рассматриваемых моделей характерно неоднородное напряженное состояние. Поля напряжений из-за наличия каналов под винты (отверстий под зубцы), из-за неоднородности костной ткани (кортикальная и спонгиозная), а также из-за контактного способа передачи нагрузки на кость (через винты и зубцы) локализуются в областях каналов и отверстий. Решающими, с точки зрения прочности, для всех моделей являются нормальные напряжения σ_z , как растягивающие (положительные), так и сжимающие (отрицательные). Области с высокими напряжениями σ_z возникают только в кортикальной кости у краев каналов и отверстий (рис. 5 б–г, е–з, к–м), в каждой такой области есть свой локальный экстремум: максимум для растягивающих напряжений и минимум для сжимающих напряжений. У всех моделей наибольшие по абсолютной величине как растягивающие, так и сжимающие напряжения ($|\sigma_z|$) возникают в отломках. В областях локализации напряжений, которые расположены выше перелома, локальные максимумы и минимумы напряжений значительно меньше соответствующих напряжений в отломках. Здесь по мере удаления отверстия от плоскости перелома значения локальных максимумов $|\sigma_z|$ увеличиваются.

Общей наиболее важной особенностью напряженного состояния всех моделей является то, что в абсолютном большинстве локальные экстремумы растягивающих и сжимающих напряжений являются следствием их концентрации, поскольку реализуются в окрестности типичных концентраторов, в частности края с острыми углами. Характерным признаком концентрации напряжений является большой их градиент. Для рассматриваемой задачи этот признак проявляется в том, что максимум $|\sigma_z|$ отмечается только в одной узловой точке, величины же напряжений в смежных точках на расстоянии размера конечного элемента (~1 мм)

существенно меньше максимума. Так, у модели 1 наибольшие по абсолютной величине положительные и отрицательные напряжения σ_z получены у краев канала под нижний винт (растяжение на уровне горизонтального диаметра канала, сжатие в верхней точке канала, рис. 5 б–г). У моделей 2 (рис. 5 е–з) и 3 (рис. 5 к–м) опасные точки располагаются у вертикальных (растяжение) и верхнего горизонтального (сжатие) краев отверстий. На этих рисунках точки, в которых возникают экстремальные растягивающие напряжения, помечены темными кружками, сжимающие напряжения — звездочками. Значения напряжений в этих точках (опасные точки) приведены в табл. 1 (σ_z^{\max} и σ_z^{\min} — экстремальные растягивающие и сжимающие напряжения соответственно). Здесь же, в табл. 1, приведены диапазоны значений напряжений σ_z в узловых точках, смежных с опасными точками (σ_z^+ и σ_z^-). Из приведенных данных видна существенная разница между максимальными напряжениями и напряжениями в смежных точках, откуда следует, что максимальные напряжения действительно являются следствием их концентрации.

Кроме того, из табл. 1 следует, что наибольших по абсолютной величине значений достигают растягивающие напряжения σ_z^{\max} , которые являются более опасными, чем сжимающие, поскольку прочность кортикальной кости при растяжении меньше, чем при сжатии. Наибольшие опасные напряжения σ_z^{\max} и σ_z^{\min} возникают при остеосинтезе гладкой пластиной (модель 1, $\sigma_z^{\max} = 85,4$ МПа). У моделей 2 и 3 опасные напряжения σ_z соответственно в 1,32 и 1,43 раза меньше, что существенно повышает прочностную надежность остеосинтеза с использованием фиксаторов с зубцами.

В табл. 1 приведены также наибольшие растягивающие ($\sigma_z^{*\max}$) и сжимающие ($\sigma_z^{*\min}$) напряжения в кортикальной кости выше перелома (область верхнего канала). Как видно из таблицы, значения этих напряжений меньше, чем напряжений $\sigma_z^{*\max}$ и $\sigma_z^{*\min}$, и опасности, с точки зрения прочности, для рассматриваемых моделей они не представляют.

В последней колонке табл. 1 даны максимальные эквивалентные напряжения по Мизесу (энергетическая теория прочности) ($\sigma_{\text{mis}}^{\max}$), которые непосредственно используются при оценке прочности пластичных материалов. Положение опасных точек по эквивалентным напряжениям совпадает с положением опасных точек по растяжению (темные кружки на рис. 5 б–в, е–ж, к–л). Из трех исследуемых моделей остеосинтеза наибольшие эквивалентные напряжения, как и другие рассмотренные напряжения, отмечаются для модели 1. Наиболее же эффективной, с точки зрения

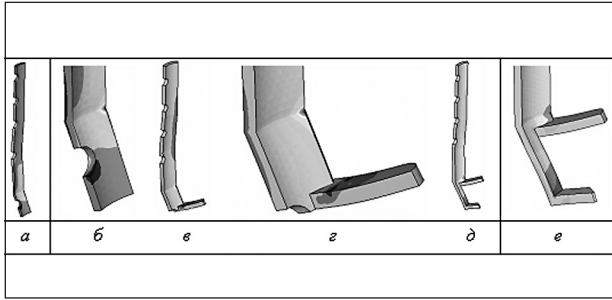


Рис. 6. Картина напряженного состояния пластин-фиксаторов дистального отдела малоберцовой кости

прочности кости, как и с точки зрения жесткости соединения, является модель 3.

Напряженное состояние пластин-фиксаторов, как и кости, характеризуется существенной неоднородностью. Наибольших по абсолютной величине значений достигают здесь нормальные растягивающие и сжимающие напряжения, обусловленные изгибом пластины и ее элементов в плоскости симметрии модели и усилиями в области контакта пластины с винтами и кортикальной костью. Экстремальные напряжения действуют в окрестности концентраторов. Так, у моделей 1 (рис. 6 а–б) и 2 (рис. 6 в–г) максимальные растягивающие напряжения (σ_{\max}) возникают в месте перегиба пластины. Для модели 3 (рис. 6 д–е) — это место крепления нижнего зубца к продолжению основной части пластины. Такое явление объясняется тем, что в данных частях пластины имеют острые углы, которые и являются концентраторами напряжений.

Максимальные сжимающие напряжения (σ_{\min}) также возникают в местах имеющих острые углы. У модели 1 (рис. 6 а–б) — это отверстие под нижний винт с внутренней стороны пластины (острый угол края отверстия упирается в поверхность винта). У модели 2 (рис. 6 в–г) концентрация напряжений возникает на части зубца в месте контакта с костью. У модели 3 (рис. 6 д–е) максимальные сжимающие напряжения возникают в месте соединения основной части пластины и ее продолжения, к которому крепится нижний зубец (также острый угол).

Значения максимальных растягивающих (σ_{\max}) и сжимающих (σ_{\min}) напряжений в пластинах-фиксаторах, полученные в указанных выше точках, приведены в табл. 2. Здесь же даны диапазоны значений напряжений σ в узловых точках, смежных с опасными точками (σ^+ и σ^-), величина которых подтверждает, что полученные значения напряжений σ_{\max} и σ_{\min} обусловлены их концентрацией.

В последней колонке табл. 2 даны значения максимальных эквивалентных напряжений в пластинах фиксаторов по Мизесу ($\sigma_{\max}^{\text{mis}}$), из анализа которых следует, что наименее эффективной, с точки зрения прочности собственно фиксатора, является гладкая пластина. Опасные точки по эквивалентным напряжениям у пластин моделей 1 и 2 расположены там, где опасные точки по растяжению, у модели 3 — где опасная точка по сжатию. Заметим, что увеличение толщины гладкой пластины до 1,5 мм, т.е. до толщины пластин моделей 2 и 3, сблизит максимальные напряжения в пластинах всех моделей.

Поскольку наибольшие по абсолютной величине напряжения и в кости, и в пластинах возникают в области концентраторов, рассмотрим особенности влияния таких напряжений на прочность конструкций и, в частности, на прочность системы «кость-фиксатор». Во-первых, эти напряжения являются, в определенной степени, порождением расчетной модели, при построении которой достаточно сложно обеспечить сглаживание острых краев. В реальной же ситуации с целью снижения напряжений края сглаживают, что приводит к перераспределению напряжений и их существенному снижению. Если же и имеют место острые края, то в локальной области, где напряжения превышают характеристики прочности материала, происходит его локальное разрушение. У конструкций из пластичных материалов (в нашем случае — пластины-фиксаторы) локальное разрушение проявляется в виде возникновения в локальной области концентрации напряжений пластических деформаций, что приводит к снижению и ограничению напряжений в этой области и не влияет на прочность конструкции в целом. В то же время концентрация напряжений крайне опасна для хрупких материалов из-за возможности в области концентрации возникновения и развития трещины, которая в дальнейшем может привести, а при циклическом нагружении, как правило, приводит к полному разрушению конструкции

Таблица 2. Значения максимальных напряжений в пластинах

Модель	$\max \sigma$, МПа	$\min \sigma$, МПа	σ^+ , МПа	σ^- , МПа	$\max \sigma_{\text{mis}}$, МПа
1	291	-62,5	135 ± 35	-44 ± 10	295
2	187	-60,4	100 ± 8	-38 ± 6	183
3	111	-205	57 ± 12	-75 ± 17	218

(разделению материала на части). Живая костная ткань представляет собой хрупко-пластичный композитный материал, трабекулярная структура которого при превышении предела прочности в области концентрации сжимающих напряжений обеспечит локальное смятие костной ткани со снижением напряжений либо, при концентрации растягивающих напряжений, — локальный отрыв ткани также со снижением напряжений. И в первом, и во втором случаях полное разрушение костной ткани не произойдет. Максимальный негативный эффект при этом, как и у конструкций из пластичного материала, будет проявляться в виде дополнительных общих деформаций конструкции, величина которых зависит от величины области концентрации. Таким образом, при оценке прочности системы «кость-фиксатор» ориентироваться необходимо на напряжения, полученные в узловых точках, смежных с точкой, дающей экстремальные напряжения в области концентратора.

Заключение

Приведенные результаты расчета свидетельствуют о неоспоримом преимуществе, как с точки зрения прочности, так и жесткости соединения, рассматриваемого остеосинтеза пластинами-фиксаторами с зубцами, в особенности модели 3.

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

При анализе напряженного состояния системы «кость-фиксатор» необходимо учитывать его особенности, связанные с природой максимальных напряжений, возникающих в области концентраторов. При изготовлении конструкций для остеосинтеза следует избегать хрупких материалов. В обязательном порядке необходимо устранять возможные концентраторы напряжений как у фиксаторов, так и у кости при подготовке каналов под винты.

Литература

1. Оперативне лікування переломів кісточок гомілки — коли потрібне блокування міжгомількового синдесмозу?: матеріали Пленуму асоціації ортопедів-травматологів України. — Київ-Вінниця, 2004. — С. 51–54.
2. Органов В.В. Биомеханика вторичных смещений стопы при пронационных повреждениях голеностопного сустава [Текст] / В.В. Органов, А.А. Тяжелов, Д. Мусса // Ортопед. травматол. — 2001. — № 1. — С. 25–27.
3. Faraj A.A. Recurrent ankle sprains secondary to nonunion of lateral malleolus fracture [Text] / A.A. Faraj, I. Alcetic // J. Foot Ankle Surg. — 2003. — № 42(1). — P. 45–47.
4. Красовский В.Л. Методика и результаты исследования деформационных и прочностных свойств дистального межберцового синдесмоза [Текст] / В.Л. Красовский, А.Е. Лоскутов, О.М. Постолов // Theoretical foundations of civil engineering. — Warsaw: WP. — 1998. — № 6. — P. 481–488.
5. Лоскутов А.Е. Механические свойства связок дистального межберцового сочленения и латерального отдела голеностопного сустава [Текст] / А.Е. Лоскутов, В.Л. Красовский, О.М. Постолов // Ортопед., травматол. — 1999. — № 2. — С. 49–54.

Статья поступила в редакцию 20.11.2009 г.