

УДК 616.718.6-001.5-089.2(045)

Оценка напряжения и деформации системы «кость – фиксатор» при костном остеосинтезе переломов наружной лодыжки

М. Л. Головаха¹, М. А. Кожемяка¹, С. П. Панченко², В. Л. Красовский²

¹ Запорожский государственный медицинский университет. Украина

² Приднепровская государственная академия строительства и архитектуры, Днепропетровск. Украина

Injuries of the ankle joint is one of the main causes of disability and poor outcomes which are caused by inadequate reposition, imperfect osteosynthesis and secondary displacement of fragments. Qualitative and reliable stabilization of the lateral malleolar bone fragments essentially depends on the design of the fixateur. Objective: based on the analysis of the stress-strain state of the system «bone – fixateur» to evaluate the effectiveness of the proposed fixateur for osteosynthesis of infrasynsdesmotic lateral malleolar fractures. Methods: The finite element analysis with ANSYS software complex and model of the system «bone – fixateur» that limited by the fibula the shape of which was simplified for the construction being symmetric in the frontal plane. Models were built in the program AUTOCAD. Geometry of sections of bone meets the real size of the adult. The criterion for evaluation of the efficiency of plate-fixateur selected values of stresses in bone tissue and movement of the fragment points — opening of the fracture. An additional criterion was the value of stresses in the plate. Results revealed that the greatest amounts in bone tissue are normal stresses σ acting in the direction of the fibular axis. They occur in cortical bone at the edges of the holes for the screws. Stressed state of bone turned significantly heterogeneous. For heavy loads (half from critical for syndesmotic ligaments breakage) stresses in the plate are dangerous. However, they occur in the areas of concentration but the actual loads will be lower. The most significant deviations of the stress state of the bone occur at the edges of the holes for the screws, in the joints cortical and spongiosal bone tissue and in the areas of the load application. The largest loads were normal tension and compressive stresses in the plate due to its curve with maximum performance at the edge hole for the third top screw from the internal part of the plate. The value of expansion of the fracture was not significant. Conclusions: The proposed fixateur has shown its high efficiency. It is important to consider the characteristics associated with the nature of the maximum stresses arising in areas of concentration, and not to produce constructs for osteosynthesis of brittle materials. Key words: ankle joint, biomechanics, unstable fracture-dislocations.

Ушкодження надп'яtkово-гомiлкового суглоба є однією з головних причин інвалідизації і незадовільних результатів лікування, які обумовлені неадекватною репозицією, недосконалим остеосинтезом і вторинним зміщенням відламків. Якісна і надійна стабілізація відламків зовнішньої кісточки істотно залежить від конструкції фіксатора. Мета: на підставі аналізу напружено-деформованого стану системи «кістка – фіксатор» оцінити ефективність запропонованого фіксатора для остеосинтезу підсиндесмозних переломів зовнішньої кісточки. Методи: кінцевих елементів у середовищі програмного комплексу ANSYS та розрахункова модель системи «кістка – фіксатор», що обмежувалася малогомiлковою кісткою, форма якої для спрощення побудови була симетричною у фронтальній площині. Моделі будували в програмі AUTOCAD. Геометрія перетинів кістки відповідала реальним розмірам дорослої людини. Критерієм оцінювання ефективності пластини-фіксатора обрані величини напружень у кістковій тканині та переміщень точок відламка — розкриття перелому. Додатковим критерієм були величини напружень у пластині. Результати: встановлено, що найбільшими величинами в кістковій тканині є нормальні напруги σ_x , які діють у напрямку осі малогомiлкової кістки. Вони виникають у корковій кістці на краях отворів під гвинти. Напружений стан кістки виявився істотно неоднорідним. За великих навантажень (половина від граничних для розриву зв'язки синдесмозу) напруження в пластині небезпечні. Однак вони виникають у місцях концентрації, але дійсні навантаження будуть нижчими. Найзначніші відхилення величин напруг стану кістки відбуваються по краях отворів під гвинти, у місцях з'єднання коркової та спонгіозної кісткової тканини і зонах прикладення навантаження. Найбільшими виявилися нормальні розтягувальні та стискальні напруги в пластині, зумовлені її вигином, з максимальними показниками на краю отвору під третій зверху гвинт з внутрішньої сторони пластини. Величина розкриття перелому виявилася несуттєвою. Висновки: запропонований фіксатор показав високу ефективність. Важливо враховувати особливості, пов'язані з природою максимальних напруг, які виникають у зонах-концентраторах, і не виготовляти конструкції для остеосинтезу з крихких матеріалів. Ключові слова: надп'яtkово-гомiлковий суглоб, біомеханіка, нестабільні переломовивихи.

Ключевые слова: голеностопный сустав, биомеханика, нестабильные переломовывихи

Введение

Повреждения голеностопного сустава занимают одно из ведущих мест по частоте и по значимости их анатомо-функциональных последствий. Анализируя научную литературу, видим, что переломы лодыжек составляют 7–22 % от всех повреждений костей скелета и от 30 до 60 % по отношению к переломам костей голени [2, 9]. По данным зарубежной статистики, повреждения в области голеностопного сустава занимают лидирующее место в структуре скелетной травмы. Переломы лодыжек наблюдаются в среднем у 100–120 человек на 200 000 населения в год [16], а по данным ряда авторов [17] — до 187 случаев на 100 000 населения в год.

Специалисты отмечают, что повреждения голеностопного сустава являются одной из основных причин инвалидности и неблагоприятных исходов, которые обусловлены неадекватной репозицией, несовершенным остеосинтезом и вторичным смещением отломков [3, 5, 7, 10]. По мнению ряда исследователей, одним из основных факторов, обеспечивающих благоприятные анатомо-функциональные результаты, является качественная и надежная стабилизация отломков наружной лодыжки, которая во многом зависит от конструкции фиксатора [5, 8, 11].

Сегодня большинство ортопедов-травматологов при лечении больных с переломами лодыжек отдают предпочтение хирургическим методам фиксации отломков костей, которые выполняют по принципам и методам АО [12]. Реже проводят остеосинтез аппаратами внешней фиксации [13, 14] или диафиксацию спицами [15]. Последние два метода за рубежом имеют крайне малый удельный вес и применяются преимущественно при открытых повреждениях, т. к. не обеспечивают стабильную фиксацию отломков. Кроме того, их применение вызывает ограничение функции голеностопного сустава на длительный период.

Несмотря на преимущества методики остеосинтеза при переломах лодыжек по АО, остаются проблемными вопросы стабилизации наружной лодыжки, т. к. в данном случае сохраняется высоким риск вторичного смещения, особенно в условиях оскольчатых переломов, а также у пациентов с низкими показателями минеральной плотности костной ткани.

Усовершенствование и разработка новых, биомеханически обоснованных конструкций для остеосинтеза при переломах лодыжек позволит улучшить

результаты лечения пациентов, поэтому представляет собой практически важную и актуальную задачу современной травматологии и ортопедии.

Цель работы: на основе анализа напряженно-деформированного состояния системы «кость – фиксатор» оценить эффективность предложенного фиксатора для остеосинтеза подсиндесмозных переломов наружной лодыжки.

Реализация цели лежит в плоскости изучения жесткости фиксации отломков с учетом конструктивных особенностей имплантата для остеосинтеза, характера перелома и локальных механических свойств костной ткани.

Одним из способов, обеспечивающих решение подобного задания, является моделирование механических напряжений, возникающих в костной ткани и имплантате, методом конечных элементов. Последний является наиболее оптимальным и наиболее полно учитывает все требования, предъявляемые к такому роду исследований.

Задачи: определить места наиболее значимых отклонений величин напряжения кости и локализацию наибольших величин напряжений, возникающих в системе «кость – фиксатор» при остеосинтезе предложенным фиксатором; выявить место возникновения в пластине наибольших нормальных растягивающих и сжимающих напряжений; проанализировать запас прочности фиксатора в сравнении с величинами прочности кортикальной кости; определить величины раскрытия перелома и жесткость фиксации перелома предложенным фиксатором.

Материал и методы

Мы разработали анатомическую пластину для остеосинтеза наружной лодыжки, основными отличительными особенностями которой являются: 1) анатомическая форма левой и правой пластин; 2) небольшая толщина — 1,5 мм, благодаря которой пластина не занимает много места в мягких тканях; 3) наличие трех отверстий в дистальной ее части, обеспечивающих введение винтов с полиаксиальной угловой стабильностью, что дает возможность ввести три или четыре винта ниже перелома (рис. 1, а, б). Конструктивно данная пластина занимает минимальный объем в мягких тканях и позволяет прочно зафиксировать костные отломки.

С учетом малой толщины пластины необходимо было оценить, насколько прочно она фиксирует отломки и не возникнут ли напряжения в системе «кость – пластина», которые приведут к нарушению целостности этой металлоконструкции.

Для оценки эффективности выбрана одна из самых неблагоприятных для «повреждения» пластины модель остеосинтеза подсиндесмозного перелома наружной лодыжки типа А1 (по классификации АО/ASIF).

Исследования выполняли методом конечных элементов в среде программного комплекса (ПК) ANSYS. С целью рационального использования ресурса ЭВМ расчетную модель системы «кость – фиксатор» ограничили одной малоберцовой костью (большеберцовую учитывали посредством связи — дистального синдесмоза), форма которой для упрощения построения была симметричной во фронтальной плоскости.

Построение моделей системы «кость – пластина» выполнено в программе AUTOCAD путем создания отдельных сечений кости и пластины. Геометрия сечений кости соответствовала реальным размерам взрослого человека, полученным с помощью компьютерной томографии. Модель кости ограничивалась по высоте на уровне 110 мм от дистального (нижнего) края. На различных уровнях от края дистального отдела реальной кости были определены размеры ее сечения во фронтальной и сагиттальной плоскостях. При построении модели реальную форму сечений заменили эллипсами, оси которых были получены с помощью измерений. При этом у модели выделяли корковый слой и спонгиозную костную ткань в результате измерения толщины коркового слоя в тех же сечениях. Средствами программы AUTOCAD каждую серию сечений объединили в трехмерную фигуру. Костную ткань моделировали как сплошную упругую изотропную среду. Упругие свойства для рассматриваемого фрагмента приняли равными: для корковой кости — модуль упругости $E = 2 \cdot 10^4$ 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) построены соответственно их реальным размерам. Материал фиксаторов — сталь: $E = 2 \cdot 10^5$ МПа, $\nu = 0,3$. Пластину устанавливали на расстоянии 2–3 мм от кости и фиксировали винтами, которые моделировали в форме цилиндров диаметром 3 мм. При этом три верхних винта проводили через малоберцовую кость насквозь.

Соединение «винт – кость» моделировали полным сцеплением гладкой поверхности винта с гладкой поверхностью отверстия в кости в области их контакта благодаря возможностям ПК ANSYS.

Влияние большеберцовой кости на малоберцовую в области дистального синдесмоза моделирова-

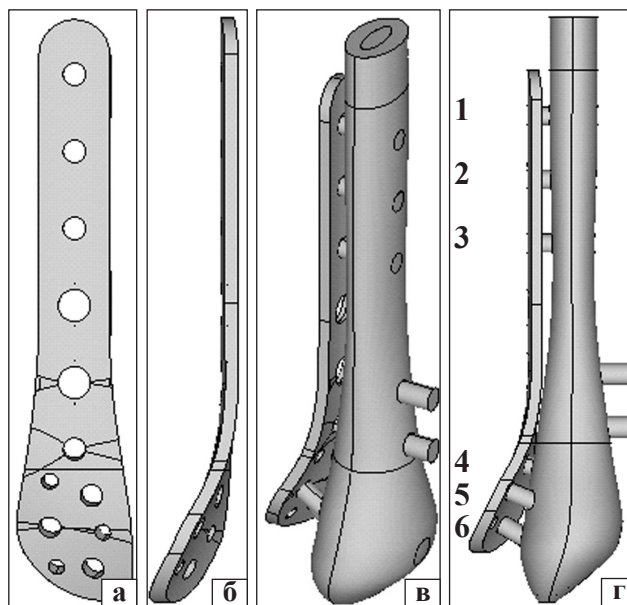


Рис. 1. Модель пластины-фиксатора (а) вид спереди; б) вид сбоку; в) вид спереди; г) вид сбоку и нумерация винтов

ли 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. Для материала цилиндров задали упругие свойства, соответствующие свойствам связок дистального синдесмоза: $E = 20$ МПа, $\nu = 0,3$ [1, 4, 6].

Рассматривали поперечный изолированный подсиндесмозный перелом, который располагали на уровне 30 мм от нижнего края кости и моделировали рассечением нулевой толщины, плоскость которого была перпендикулярна оси кости (рис. 1, в, г). При этом взаимодействие фрагментов кости осуществлялось путем создания контактной пары на поверхности перелома (при возникновении в области перелома растягивающих напряжений контакт разрывался).

Закреплялись расчетные модели по всей плоскости верхнего сечения малоберцовой кости, кроме того закреплялись стержни, моделирующие связки синдесмоза, по плоскостям со стороны большеберцовой кости накладывали ограничения на вертикальные и горизонтальные перемещения.

Нагрузку прикладывали в виде равномерно распределенного давления по двум участкам. Располагались эти участки в нижнем медиальном отделе кости и моделировали воздействие (давление) латерального края блока таранной кости на малоберцовую, а также равнодействующую реакции связок латеральной группы (задняя и передняя таранно-малоберцовые и пяточно-малоберцовая связки). Поэтому в одном случае давление направлено на

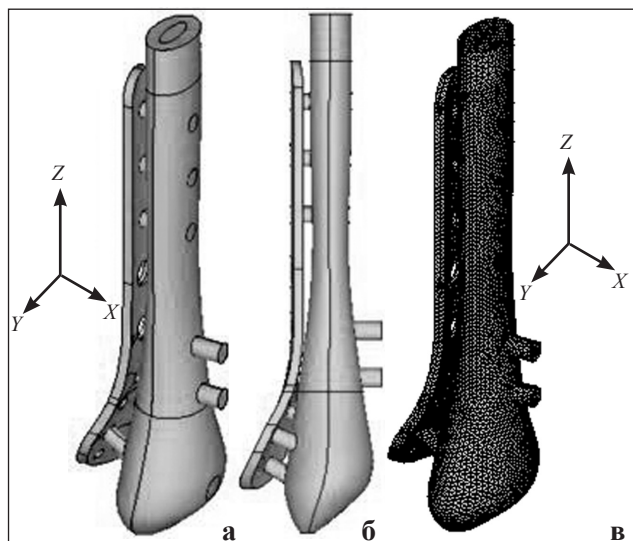


Рис. 2. Общий вид рассматриваемых моделей: а) с медиальной стороны; б) спереди; в) конечно-элементная модель

сжатие (верхний участок), в другом (нижний) — на растяжение. Величина приложенного давления $p = 30$ МПа на каждый из участков, что эквивалентно силе 600 Н. Величина силы соответствовала половине среднего значения нагрузки, при которой происходит разрыв связок дистального синдесмоза.

Конечно-элементные расчетные модели строились на базе 10-ти 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 задавали по линиям и изменяли 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 винтов создали контактную пару при помощи меню CONTACT MANAGER. Общее число конечных элементов 175 000.

На рис. 2 представлены общий вид рассматриваемых расчетных моделей «кость – фиксатор» (а, б), конечно-элементная модель (в). Система координат, которая будет использована в дальнейшем (в плоскости симметрии кости: вертикальная ось z — вдоль оси малоберцовой кости, горизонтальная ось x — в медиальном направлении, ось y — перпендикулярна плоскости xOz).

Результаты и их обсуждение

В результате расчетов получены картины распределения напряжений и деформаций в системе «кость – фиксатор». В качестве критерия оценки эффективности пластины-фиксатора выбраны величины напряжений в костной ткани, а также величина перемещений точек отломка — раскрытие

Таблица 1

Локальные максимальные растягивающие ($\max \sigma_z$) и сжимающие ($\min \sigma_z$) напряжения, возникающие у краев отверстий под винты с внешней стороны кости

Отверстие под винт	$\max \sigma_z$, МПа	$\min \sigma_z$, МПа	w , мм
1	4,3 (42,8)*	-24,3	0,039
2	14,0 (31,4)*	-17,0 (-5,0)*	
3	17,9 (34,6)*	-39,2	
4	23,8	-11,6	
5	32,0	-10,9	
6	18,5	-12,8	

Примечание. В скобках приведены величины напряжений, возникающие у краев отверстий с внутренней стороны кости.

перелома. Как дополнительный критерий использованы величины напряжений в пластине.

Расчеты показали, что наибольших величин в костной ткани достигают нормальные напряжения σ_z , действующие в направлении оси малоберцовой кости. Возникают эти напряжения в кортикальной кости у краев отверстий под винты. В табл. 1 приведены величины полученных напряжений в зависимости от уровня отверстия под винт. Показаны величины локальных максимумов растягивающих ($\max \sigma_z$) и сжимающих ($\min \sigma_z$) напряжений, возникающих у краев отверстий под винты с внешней стороны кости. Нумерация винтов начинается сверху. В скобках приведены величины напряжений, возникающие у краев отверстий с внутренней стороны кости. Следует напомнить, что верхние винты проведены через малоберцовую кость насквозь. Также в табл. 1 показана величина раскрытия перелома (w , мм).

Из табл. 1 видно, что наибольшим является растягивающее напряжение у края выходящего отверстия под первый сверху винт. В отношении остальных величин локальных максимумов растягивающих напряжений нужно отметить, что они оказались минимум на 20 % меньше напряжения у края выходящего отверстия под третий сверху винт.

Наибольшим среди сжимающих оказалось напряжение у края входящего отверстия под третий сверху винт. Остальные величины сжимающих напряжений оказались минимум на 40 % меньше.

Анализ картины напряженного состояния кости показал, что оно является существенно неоднородным. На рис. 3 представлена картина распределения напряжений σ_z в кости (по вертикальной оси малоберцовой кости). Как отмечено выше, значительные отклонения величин напряжений происходят у краев отверстий под винты (рис. 3, в, г), а также в местах соединения кортикальной и спонгиозной костной ткани (это обусловлено особенностями расчетной модели). Нужно заметить, что наибольшие

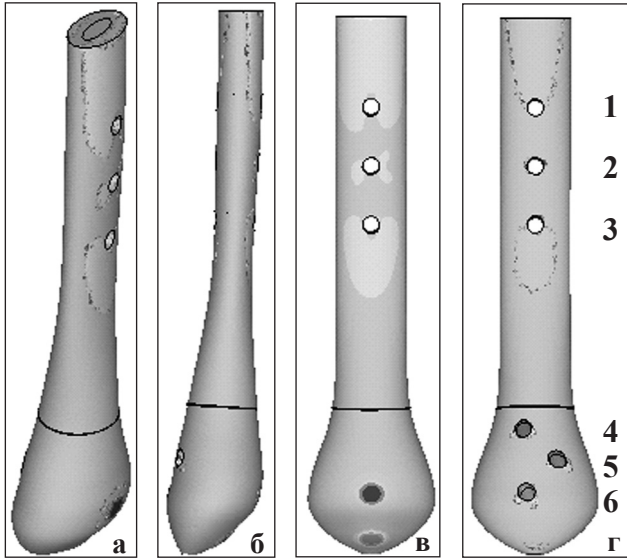


Рис. 3. Распределение напряжений σ_z в кости: а, б) общий вид; в) вид с медиальной стороны; г) вид с латеральной стороны и нумерация винтов

напряжения возникают в местах приложения нагрузки — два участка в нижней части кости. Однако возникновение этих напряжений обусловлено особенностями построения модели и способом приложения нагрузки, поэтому указанные напряжения не принимались во внимание (рис. 3, в).

Для оценки прочности рассматриваемого остеосинтеза необходимо сравнить величины полученных максимальных растягивающих ($\max \sigma_z$, МПа) и сжимающих ($\min \sigma_z$, МПа) напряжений (табл. 1) с характеристиками прочности кортикальной костной ткани по растяжению (σ^p , МПа) и сжатию (σ^c , МПа), которые приведены в табл. 2.

Сравнивая результаты расчетов, приведенные в табл. 1, с величинами прочности кости (табл. 2) можно заметить, что запас прочности по растяжению более чем трехкратный, а по сжатию — еще больше (3,7 раза).

В отношении величины раскрытия линии перелома (w) необходимо отметить, что оно оказалось незначительным (0,039 мм) и указывает на высокую жесткость остеосинтеза рассматриваемой пластиной.

Напряженное состояние пластины-фиксатора, как и кости, выявилось существенно неоднородным. Наибольшими в пластине были нормальные напряжения σ_z (по вертикальной оси), обусловленные ее изгибом и возникающие в местах с острыми углами и краями, на перегибах, в точках соединения пластины с винтами, т. е. в зонах концентрации напряжений. Максимальных величин напряжения σ_z достигают у края отверстия под третий сверху винт с внутренней стороны пластины. На рис. 4 показана картина распределения напряжения в пластине.

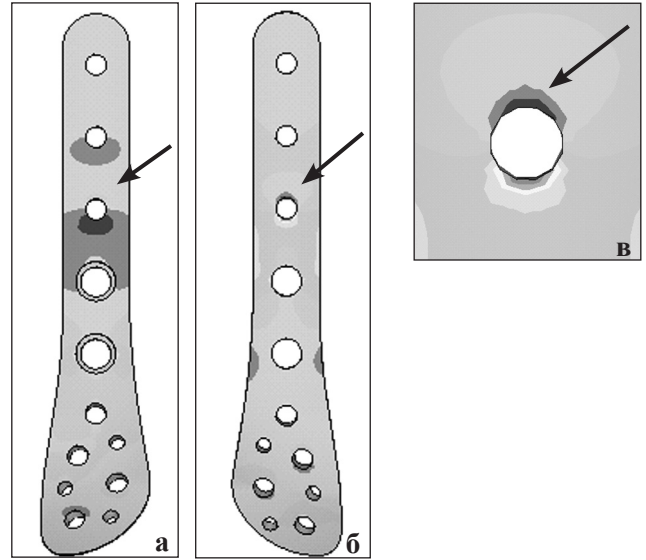


Рис. 4. Распределение напряжений в пластине: вид с внешней (а) и внутренней (б) стороны; отверстие под третий сверху винт (в)

В табл. 3 представлены величины максимальных растягивающих ($\max \sigma_z$), сжимающих ($\min \sigma_z$) и эквивалентных (по Мизесу — σ_{Mis}) напряжений, возникающих в пластине. Как отмечено выше, возникают эти напряжения у края отверстия под третий сверху винт (рис. 4, в).

Из табл. 3 видно, что максимальные растягивающие напряжения ($\max \sigma_z$) являются для материала пластины опасными, т. к. предел прочности σ_T для него составляет в среднем 240 МПа. Однако необходимо напомнить, что полученные величины напряжений возникают только в местах их концентрации, о чем свидетельствуют существенно меньше показатели, выявленные в смежных точках (табл. 3). Поэтому средние напряжения вне зон концентрации будут ниже представленных в табл. 3. Кроме того, в действительности в области опасных напряжений возникают пластические шарниры, т. е. при превышении допустимых значений происходит переход материала в пластическое состояние (он как бы «подтекает», а напряжения перераспределяются) и таким образом величины напряжений снижаются.

Таблица 2

Характеристики прочности кортикальной костной ткани, МПа

σ^p	σ^c
129	146

Таблица 3

Максимальные напряжения в пластине-фиксаторе (у края отверстия под третий винт), МПа

$\max \sigma_z$	$\min \sigma_z$	σ_{Mis}
265	-96,8	241

Поэтому в действительности величины напряжений в пластине-фиксаторе окажутся ниже опасных.

Выводы

Анализ результатов расчета модели остеосинтеза подсиндесмозного поперечного перелома наружной лодыжки показал:

- наиболее значительные отклонения величин напряжений состояния кости происходят у краев отверстий под винты, в местах соединения кортикальной и спонгиозной костной ткани и зонах приложения нагрузки;
- наибольших величин в костной ткани достигают нормальные напряжения σ_z , действующие в направлении оси кости и возникающие в кортикальной кости у краев отверстий под винты;
- наибольшими в пластине являются нормальные растягивающие и сжимающие напряжения σ_z , обусловленные ее изгибом, с максимальными показателями у края отверстия под третий сверху винт с внутренней стороны пластины;
- запас прочности при изученном виде остеосинтеза по растяжению трехкратный, а по сжатию в 3,7 раза превышает величину прочности кортикальной кости;
- величина раскрытия перелома оказалась несущественной и указывает на высокую жесткость остеосинтеза рассматриваемой пластиной.

Анализируя напряженное состояние системы «кость – фиксатор», необходимо учитывать особенности, связанные с природой максимальных напряжений, возникающих в области концентраторов. При изготовлении конструкций для остеосинтеза следует избегать хрупких материалов, а также устранять возможные концентраторы напряжений.

Список литературы

1. Лоскутов А. Е. Механические свойства связок дистального межберцового сочленения и латерального отдела голеностопного сустава / А. Е. Лоскутов, В. Л. Красовский, О. М. Постолов // Ортопедия, травматология и протезирование. — 1999. — № 2. — С. 49–54.
2. Ключевский В. В. Повреждение голеностопного сустава и стопы / В. В. Ключевский // Хирургия повреждений. — Ярославль: ДИА-пресс, 1999. — С. 330–335.
3. Ломтатидзе Е. Ш. Функциональные результаты консервативного и оперативного лечения переломов лодыжек / Е. Ш. Ломтатидзе: мат. Всероссийской юбилейной науч.-

4. Красовский В. Л. Методика и результаты исследования деформационных и прочностных свойств дистального межберцового синдесмоза / В. Л. Красовский, А. Е. Лоскутов, О. М. Постолов // Theoretical foundations of civil engineering. — Warsaw: WP, 1998. — № 6. — P. 481–488.
5. Каллаев Н. О. Сравнительный анализ оперативных методов лечения около- и внутрисуставных переломов и переломовывихов голеностопного сустава / Н. О. Каллаев, Е. Л. Лыжина, Т. Н. Каллаев // Вестник травматологии и ортопедии им. Приорова. — 2004. — № 1. — С. 32–35.
6. Тяжелов А. А. Анатомо-биомеханические особенности голеностопного сустава / А. А. Тяжелов, М. Ю. Карпинский, Джехад Махмуд Мусса // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2003. — № 3. — С. 42–45.
7. Аналіз причин незадовільних результатів лікування переломів в ділянці гомілковоступневого суглоба / О. А. Бур'янов, А. П. Лябах, О. І. Волошин [та ін.] // Літопис травматології та ортопедії. — 2006. — № 1–2. — С. 93–96.
8. Бірук Мунсіф. Причини та профілактика вторинного зміщення відламків кісток при пошкодженнях гомілковостопного суглоба: автореф. дис. ... канд. мед. наук / Бірук Мунсіф. — Донецьк, 2010. — 20 с.
9. Корж Н. А. Переломы лодыжек / Н. А. Корж // Справочник травматолога под ред. Н. А. Корж, В. А. Радченко. — К.: Здоровье Украины, 2009. — С. 336–348.
10. Posttraumatic osteoarthritis: a first estimate of incidence, prevalence, and burden of disease / T. D. Brown, R. C. Johnston, C. L. Saltzman [et al.] // J. Orthop. Trauma. — 2006. — Vol. 20, № 10. — С. 739–744.
11. Ankle fractures involving the fibula proximal to the distal tibiofibular syndesmosis / N. A. Ebraheim, A. O. Mekhail, S. S. Gargas // Foot Ankle International. — 1997. — Vol. 18, № 8. — P. 513–521.
12. Weber B. G. Malleolar Fractures / B. G. Weber, C. Colton // Manual of internal fixation / M. E. Müller, M. Allgover, R. Schneider [et al.] — 3rd ed. — Berlin: Springer-Verlag, 1991. — P. 595–612.
13. Аппарат собственной конструкции для лечения поврежденной голеностопного сустава / О. Ю. Бабель, А. И. Свиридов, О. В. Бобров [и др.]: тез. докл. VII съезда травматологов-ортопедов России: — Новосибирск, 2002. — Т. 2. — С. 387–388.
14. Городниченко А. И. Метод чрескостного остеосинтеза при переломе лодыжек / А. И. Городниченко, О. Н. Усков, В. Н. Боровков: материалы I Междунар. конф. по хирургии стопы и голеностопного сустава. — М., 2006. — С. 27.
15. Двойнин Л. А. Остеосинтез при закрытых супинационных переломах лодыжек / Л. А. Двойнин, С. А. Пигин. — Рязань, 1998. — Т. 2. — С. 275–277.
16. Epidemiology of ankle fractures. A prospective population-based study of 212 cases in Aalborg, Denmark / S. L. Jensen, B. K. Andresen, S. Mencke [et al.] // A. Orthop. Scand. — 1998. — Vol. 69. — P. 48–50.
17. The epidemic of ankle fractures in the elderly — is surgical treatment warranted? / M. Salai, I. Dudkiewicz, I. Novikov [et al.] // A. Orthop. Trauma. Surg. — 2000. — Vol. 120. — P. 511–513.

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872014414-19>

Статья поступила в редакцию 22.10.2013

ASSESSMENT OF STRAIN AND DEFORMATION OF THE «BONE – FIXATEUR» SYSTEM IN OSTEOSYNTHESIS OF THE LATERAL MALLEOLAR FRACTURES

M. L. Golovakha¹, M. A. Kozhemyaka¹, S. P. Panchenko², V. L. Krasovskiy²

¹ Zaporozhye State Medical University, Ukraine

² Prydniprovsk'ka State Academy of Civil Engineering and Architecture, Dnipropetrovsk, Ukraine