

УДК 616.718.4-001.5-089.22:519.876.5

Исследование напряженно-деформированного состояния модели несросшегося перелома дистального метаэпифиза бедренной кости при различных вариантах фиксации

Г.Г. Голка¹, А.И. Белостоцкий¹, И.А. Суббота², В.В. Суховецкий¹, О.Г. Фадеев¹

¹ Харьковский национальный медицинский университет, Украина

² ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко НАМН Украины», Харьков

In their study the authors received data about strain distribution and values of fragment movement in a nonunion fracture model of the distal femoral metaepiphysis in conditions of three types of its fixations: with a blocked intramedullary rod, a plate with angle stability, and a plate with a 95 degree blade plate. The contact area between fragments was 50 %. The load application area corresponded to the natural load on the femur in a standing position and during flexion in the knee joint. A variant of rotation loading was examined too.

У дослідженні отримано дані щодо розподілу напруги і розміру переміщення фрагментів у моделі незрощеного перелому дистального метаепіфіза стегнової кістки за умов трьох типів фіксації: інтрамедулярним стержнем, що блокується, пластиною з кутовою стабільністю та 95° клинковою пластиною. Площа контакту між фрагментами складала 50%. Зона докладання зусиль відповідала природному навантаженню стегнової кістки під час стояння та згинання колінного суглоба. Також досліджено варіант ротаційного навантаження.

Ключевые слова: математическое моделирование с использованием методов конечных элементов, несращение в области дистального метаэпифиза бедренной кости

Введение

Метод конечных элементов занимает прочное место в моделировании способов лечения опорно-двигательной системы. Разнообразие современных конструкций для остеосинтеза диктует необходимость получения знаний о характере возникающих напряжений в системе «кость–фиксатор» для адекватного выбора метода фиксации перелома. Результаты таких исследований могут предотвратить поломку фиксатора и не допустить развитие осложнений в процессе лечения, что становится еще актуальнее, когда речь идет о последствиях перелома — несращении и псевдоартрозе.

При выборе фиксатора для остеосинтеза дистального отдела бедренной кости необходимо учитывать ряд биомеханических и морфологических параметров данного сегмента: небольшую длину дистального фрагмента и расширенный во фронтальной плоскости внутрикостный канал [4].

Анализ осложнений после остеосинтеза различными фиксаторами свидетельствует о необходи-

мости проведения исследований, направленных на изучение напряженно-деформированного состояния системы «кость–фиксатор» при лечении клинических проявлений нарушений репаративного остеогенеза дистального отдела бедренной кости [5, 6].

Цель работы: изучить характер распределения напряжений и величину перемещения фрагментов в модели несросшегося перелома дистального метаэпифиза бедренной кости при трех типах фиксации: блокирующимся интрамедулярным стержнем, пластиной с угловой стабильностью и клинковой пластиной.

Материал и методы

Для проведения исследования напряженно-деформированного состояния костной ткани и элементов конструкции, используемых для фиксации отломков бедренной кости при лечении последствий перелома — несращения, псевдоартрозов, была создана модель бедренной кости, которая состояла из кортикального и губчатого слоев (рис. 1).

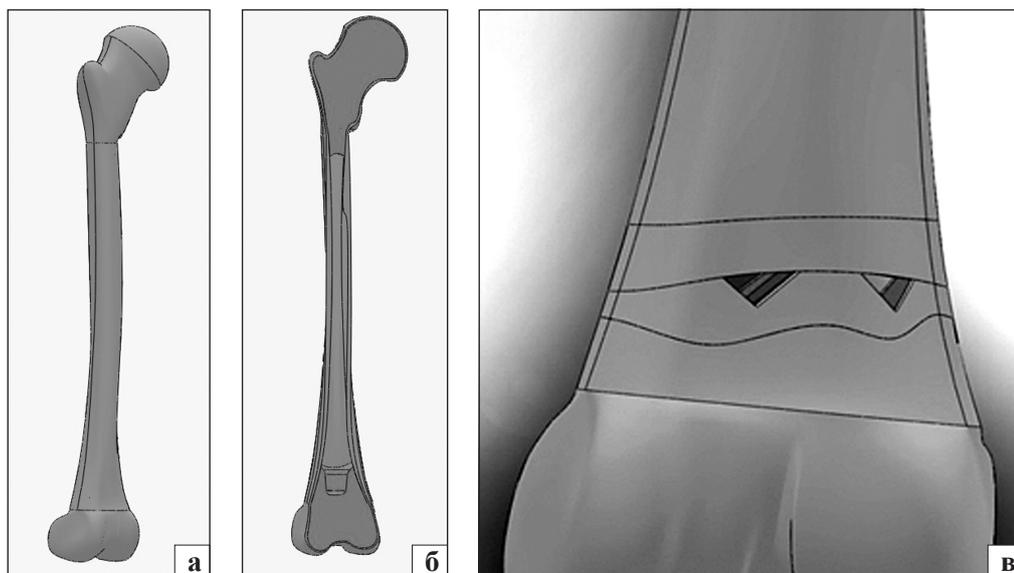


Рис. 1. Общий вид модели бедренной кости

В результате анализа рентгенограмм пациентов с клиническими проявлениями нарушения репаративного остеогенеза дистального отдела бедренной кости мы установили, что в большинстве случаев участок несращения представлен двумя фрагментами с преобладанием косо-поперечной или поперечной линией перелома. Площадь контакта между фрагментами варьировала в пределах от 70% до 35%. В представленном исследовании была изучена модель с площадью контакта между фрагментами 50%. Линия перелома в модели находилась на расстоянии 6 см от нижнего края медиального мыщелка. Такая высота линии перелома была выбрана в связи с наличием на этом участке двух слоев костной ткани, кортикального и губчатого. При этом последний не представлен на всем поперечнике линии перелома, но присутствует в местах расположения фиксирующих элементов в дистальном фрагменте.

В дальнейших исследованиях запланировано рассмотрение вариантов с ниже- и вышележащей линиями перелома, где губчатый слой будет соответственно представлен в меньшей или большей степени.

Проведенные предварительные исследования показали, что механические характеристики костной ткани при нарушении репаративного остеогенеза изменяются. Плотность костной ткани в области зоны несращения возрастает, а по мере удаления от нее приближается к нормальным показателям. В связи с этим в модель были заложены разные механические характеристики костной ткани. На приближенных к зоне несращения (1–2 см от линии перелома) участках механические характеристики были увеличены на 20%. На отдаленном от линии несращения на 2–4 см участке они составили 110% от нормальных значений. Остальная часть модели имела нормальные значения механических характеристик костной ткани (табл. 1) [1, 3].

Традиционно для остеосинтеза метаэпифизарных и метадиафизарных переломов дистального отдела бедренной кости травматологи используют угловую 95-градусную, т.н. клинковую, пластину, блокирующийся интрамедуллярный (ИМ) стержень и новое поколение наконечных фиксаторов — пластину с угловой стабильностью для дистального отдела бедренной кости — LCP DistalFemur (LCPDF) [2].

Таблица 1. Механические характеристики элементов модели

Зона	Материал	Модуль упругости, МПа	Коэффициент Пуассона
Приближенная к линии перелома (1–2 см)	кортикальная кость	2400	0,29
	губчатая кость	240	0,3
Удаленная от линии перелома на 2–4 см	кортикальная кость	2200	0,29
	губчатая кость	220	0,3
Основная часть модели	кортикальная кость	2000	0,29
	губчатая кость	200	0,3
Несущие элементы (пластина, стержень)	титан	110000	0,3
	нержавеющая сталь	200000	0,28
Крепежные элементы (винты)	титан	110000	0,3
	нержавеющая сталь	200000	0,28

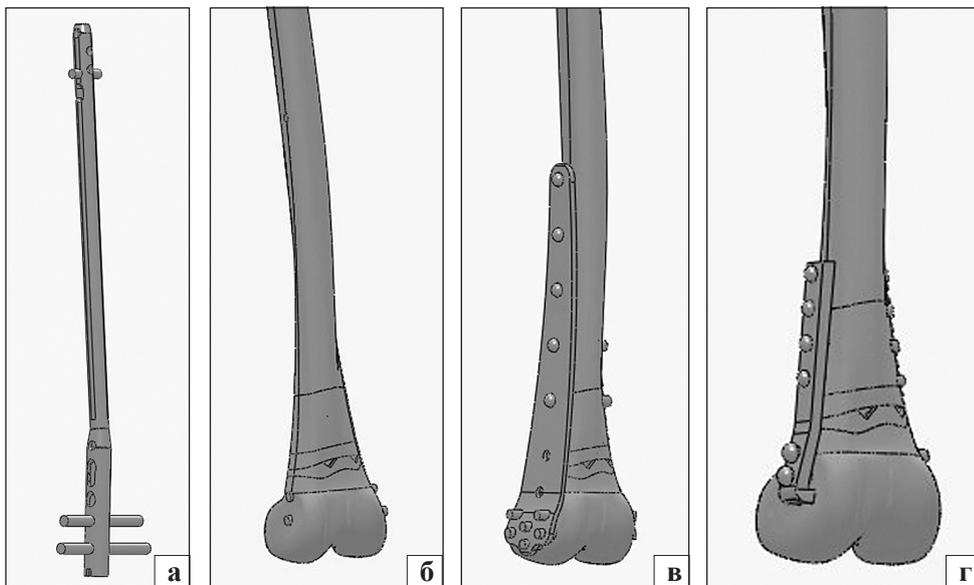


Рис. 2. Варианты фиксации фрагментов

Способы фиксации дистального отдела бедренной кости с использованием перечисленных конструкций были исследованы в работе (рис. 2).

На данном этапе исследования модели подвергались таким видам нагружения: осевое (соответствующее нагрузке при стоянии), ротационное и возникающее при сгибании коленного сустава (рис. 3). Нагружение производили при помощи нагрузочных элементов, которые обеспечивали необходимые направления и область приложения нагрузки. Величина нагрузки на головку бедренной

кости составила 700 Н, что соответствует весу тела при одноопорном стоянии (70 кг). Суммарная величина нагрузки на мышелки коленного сустава также равна 700 Н, при этом 60% (420 Н) приходится на латеральный мышелок и 40% (280 Н) — на медиальный [3].

При ротационном нагружении модели величины усилий, приложенных к мышелкам, равны между собой и составляют 100 Н, а головка бедренной кости закреплена (движения невозможны). При исследовании в положении сгибания коленного су-

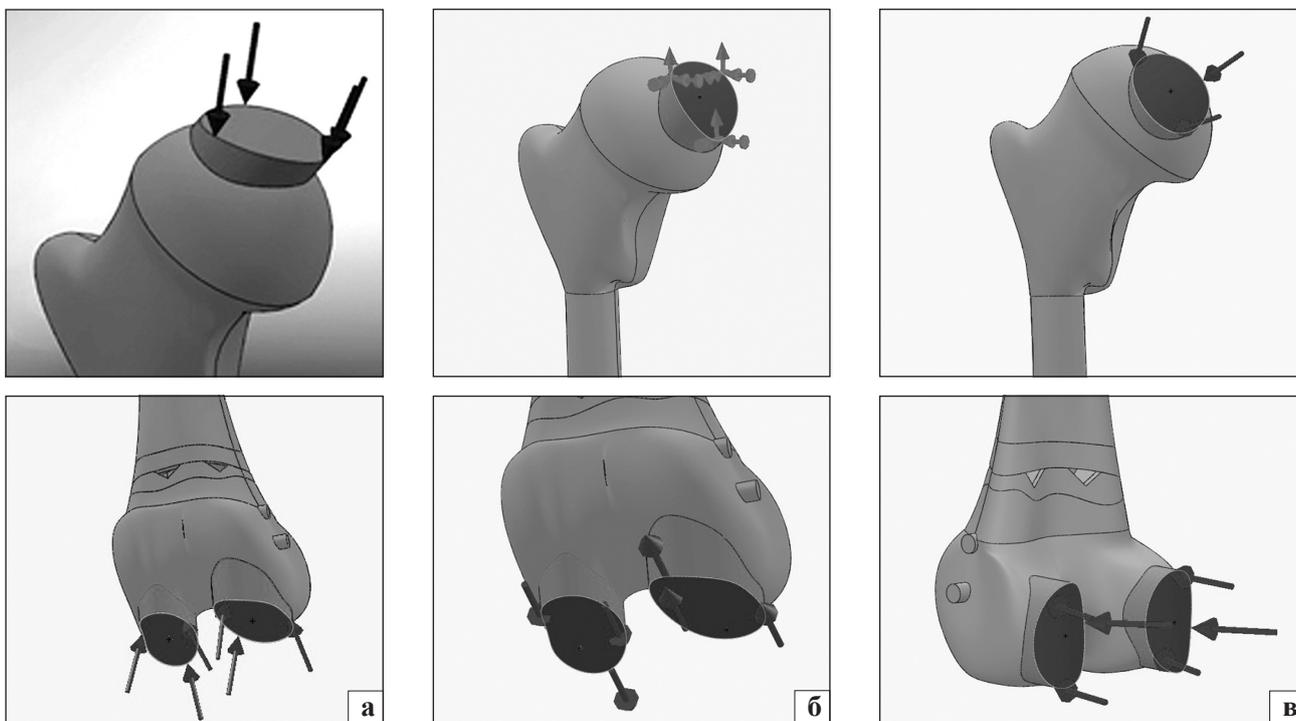


Рис. 3. Расположение нагрузочных элементов и направление приложенных усилий: а) при осевом нагружении; б) при ротационном нагружении; в) в положении сгибания коленного сустава

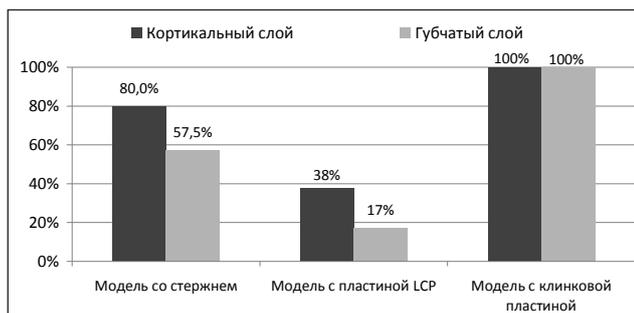


Рис. 5. Диаграмма распределения напряжений в зоне несращения при использовании различных конструкций

става величина нагрузки соответствовала варианту при осевом нагружении, а положение нагрузочных элементов и направление действия нагрузки показано на рис. 3, в.

Результаты и их обсуждение

Осевая нагрузка моделей

Отображение зон напряжения при исследовании осевой нагрузки представлено на рис. 4.

В зоне несращения максимальное напряжение в кортикальном и губчатом слоях демонстрирует модель с клинковой пластиной. Для наглядности распределения напряжений мы создали диаграмму (рис. 5), в которой продемонстрировали процентное соотношение величин напряжения в кортикальном и губчатом слоях в моделях с различными фиксаторами. За 100% было принято напряжение в модели с клинковой пластиной.

Жесткость фиксации оценивали по параметру перемещения элементов модели в зоне перелома и подвижности несущего элемента — пластины или стержня (рис. 6). Кроме того, учитывали момент соответствия подвижности конструкции и костной ткани, т.е. при нагрузке происходит перемещение конструкции (фиксатор вместе с винтами) и костной ткани на разные величины. В таблицах нами указаны максимальные значения перемещения двух точек, принадлежащих различным костным фрагментам и расположенным на линии перелома. Этот показатель характеризует способность фиксирующей конструкции препятствовать подвижно-

сти костных фрагментов в зоне перелома. В клинической практике, как правило, мы наблюдаем циклическое перемещение фрагментов относительно друг друга, что влияет на течение репаративного остеогенеза.

В табл. 2 представлены числовые значения величин напряжения и перемещения фрагментов и конструкции.

Анализ результатов аксиальной нагрузки на все три модели показал:

- максимальное напряжение (16,3 МПа) в кортикальном слое зафиксировано при использовании пластины LCP;
- максимальное напряжение (14,03 МПа) в губчатом слое наблюдали при фиксации клинковой пластиной;
- наиболее нагружаемым несущим элементом является стержень (185,7 МПа);
- наиболее нагружаемыми крепежными элементами являются винты в модели со стержнем (548,6 МПа);
- максимальное напряжение в зоне несращения в кортикальном ($5 \cdot 10^{-5}$ МПа) и губчатом ($4 \cdot 10^{-5}$ МПа) слоях отмечали в модели с клинковой пластиной;
- наибольшая подвижность костных фрагментов в области несращения наблюдалась в модели с фиксацией ИМ стержнем (3,46 мм).

Ротационная нагрузка моделей

Отображение зон напряжения при исследовании ротационной нагрузки представлены на рис. 7.

При этом виде нагрузки во всех вариантах элементами, воспринимающими максимальное напряжение, являются крепежные винты. В случае увеличения нагрузки наиболее слабым элементом (подверженным деформации или перелому) будут винты и участки костной ткани, которые прилегают к ним. В моделях с использованием пластин (LCP или клинковой) несущий элемент (пластина) испытывает меньшее напряжение по сравнению со вторым элементом конструкции — крепежным (винты).

Максимальное напряжение в кортикальном слое демонстрирует модель с фиксацией стержнем, в губ-

Таблица 2. Максимальные напряжения и перемещения при осевом нагружении

Модель	Максимальное значение напряжения, МПа				Перемещения, мм		
	в кортикальном слое	в губчатом слое	в несущем элементе	в крепежном элементе	по линии перелома		
					в кортикальном слое	в губчатом слое	
Со стержнем	3,6	0,3	185,7	548,6	0,00004	0,000023	3,46
С пластиной	16,3	0,15	39,4	39,4	0,000019	0,0000068	0,029
С клинковой пластиной	12,9	14,03	22,7	34,6	0,00005	0,00004	0,00019

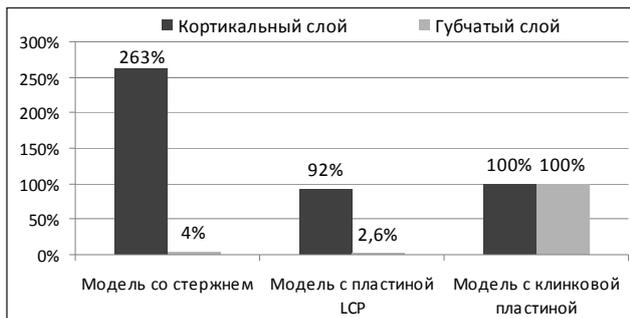


Рис. 8. Диаграмма распределения напряжений в зоне перелома при использовании различных конструкций

чатом слое — модель с клинковой пластиной. Процентное соотношение величин напряжения в кортикальном и губчатом слое в моделях с различными фиксаторами показано на рис. 8. За 100% было принято напряжение в модели с клинковой пластиной.

Жесткость фиксации оценивали по параметру перемещения фрагментов в зоне перелома и подвижности несущего элемента — пластины или стержня (рис. 9).

Числовые величины участков напряжения и перемещения фрагментов и элементов конструкции представлены в табл. 3.

В результате исследования ротационной нагрузки в трех моделях установлено:

- максимальное напряжение (45,6 МПа) в кортикальном слое модели наблюдалось при фиксации ИМ стержнем;
- максимальное напряжение (34,1 МПа) в губчатом слое модели наблюдалось при фиксации клинковой пластиной;
- наиболее нагруженным несущим элементом является стержень (2509 МПа);
- наиболее нагруженный крепежный элемент — винты в модели со стержнем (9615 МПа);
- максимальное напряжение в зоне несращения в кортикальном и губчатом слоях отмечено в модели с пластиной LCP (0,45 МПа и 0,18 МПа);
- наибольшая подвижность костных фрагментов в области несращения отмечена в модели с фиксацией ИМ стержнем (5,93 мм).

Таблица 3. Максимальные напряжения и перемещения при ротационном нагружении

Модель	Максимальное значение напряжения, МПа					Перемещения, мм	
	в кортикальном слое	в губчатом слое	в несущем элементе	в крепежном элементе	по линии перелома		в костной ткани в области перелома
					в кортикальном слое	в губчатом слое	
Со стержнем	45,6	1,4	2509,0	9615	0,41	0,15	5,93
С пластиной	15,9	0,9	608,7	3204	0,45	0,18	0,925
С клинковой пластиной	17,3	34,1	65,7	110,1	0,32	0,21	0,287

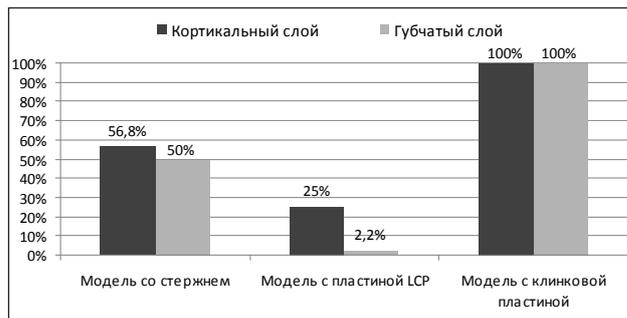


Рис. 11. Диаграмма распределения напряжений в зоне перелома при использовании различных конструкций

Нагрузка модели в положении сгибания коленного сустава

Отображение зон напряжения при исследовании модели в положении сгибания коленного сустава представлено на рис. 10.

В моделях со стержнем и с клинковой пластиной элементами, воспринимающими максимальные напряжения, являются крепежные винты, а в модели с пластиной LCP максимальное напряжение наблюдается в самой пластине. Наиболее вероятно это связано с тем, что в пластине LCP винты жестко фиксируются в ней благодаря наличию резьбового соединения между винтом и пластиной. Максимальное напряжение в кортикальном и губчатом слоях демонстрирует модель с клинковой пластиной. На рис. 11 отображено процентное соотношение величин напряжения в кортикальном и губчатом слоях. За 100% было принято напряжение в модели с клинковой пластиной.

Отображение перемещения фрагментов в зоне перелома в положении сгибания коленного сустава показано на рис. 12.

Числовые величины участков напряжения и перемещения фрагментов и элементов конструкции представлены в табл. 4.

По результатам сгибательной нагрузки на все три модели установлено:

- максимальное напряжение (17,3 МПа) в кортикальном слое модели наблюдалось при фиксации клинковой пластиной;

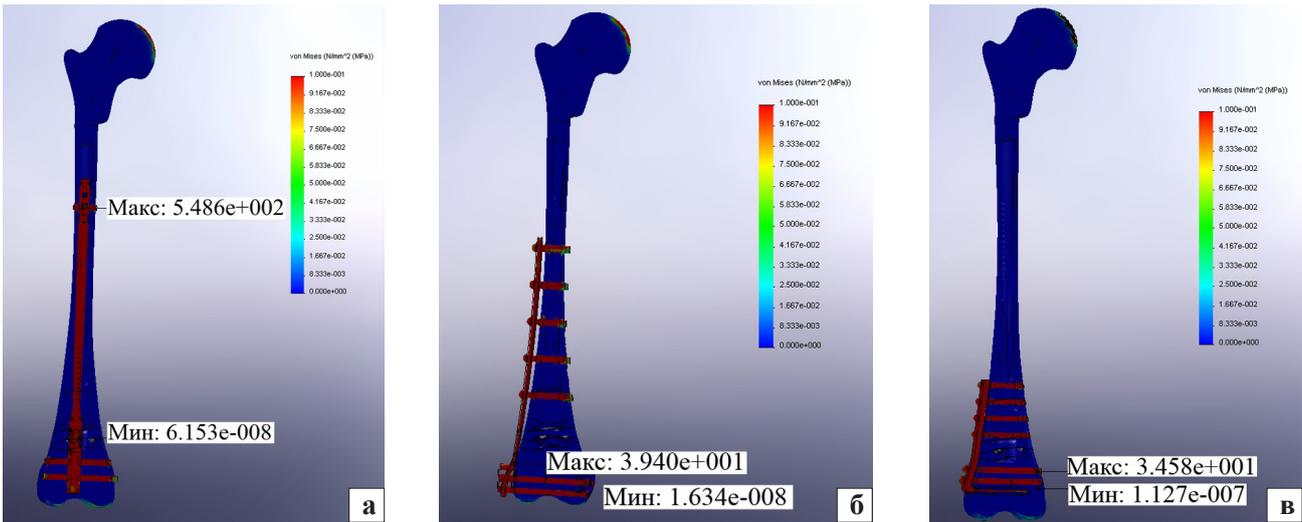


Рис. 4. Распределение зон напряжений при осевой нагрузке в сечении по плоскости расположения винтов: а) модель со стержнем; б) модель с пластиной LCP; в) модель с клинковой пластиной

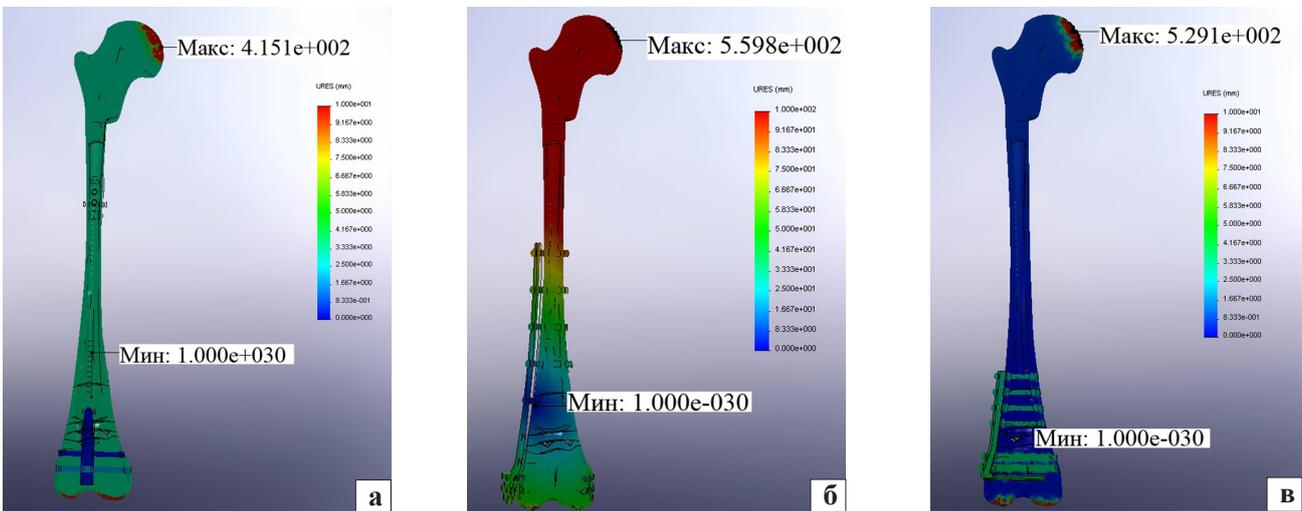


Рис. 6. Величина перемещения элементов модели при осевой нагрузке в сечении по плоскости расположения винтов: а) модель со стержнем; б) модель с пластиной LCP; в) модель с клинковой пластиной

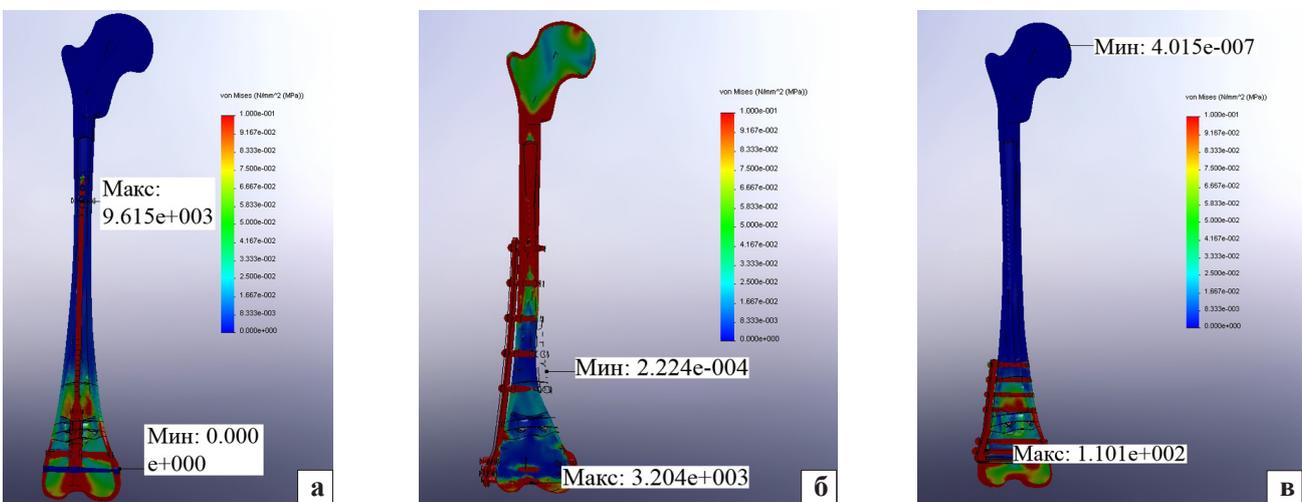


Рис. 7. Распределение зон напряжений при ротационной нагрузке в сечении по плоскости расположения винтов: а) модель со стержнем; б) модель с пластиной; в) модель с клинковой пластиной

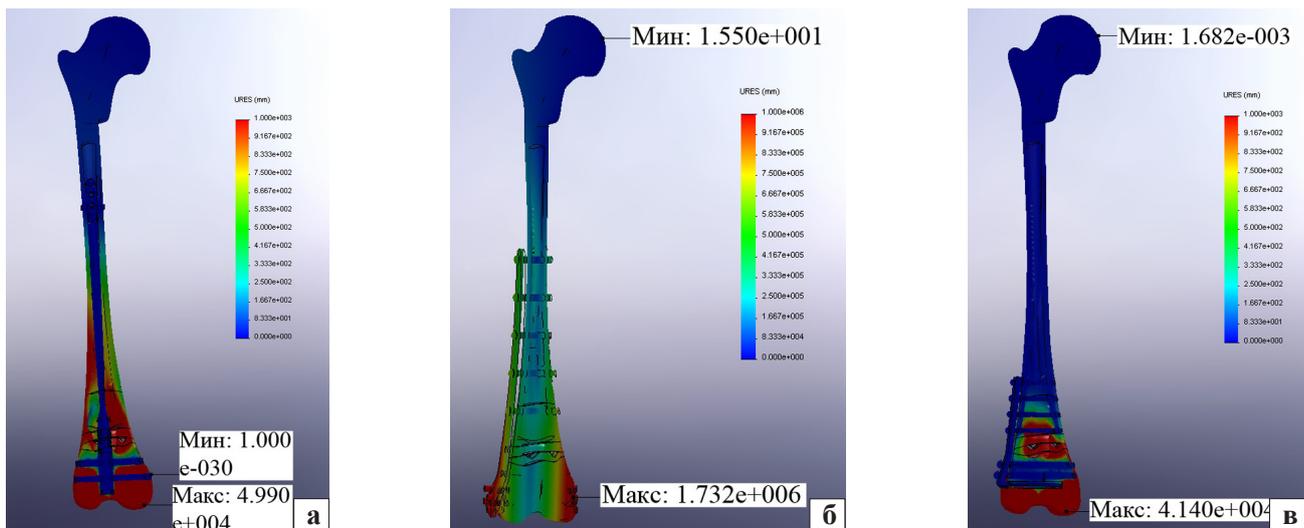


Рис. 9. Величина перемещения элементов модели при ротационной нагрузке в сечении по плоскости расположения винтов: а) модель со стержнем; б) модель с пластиной LCP; в) модель с клинковой пластиной

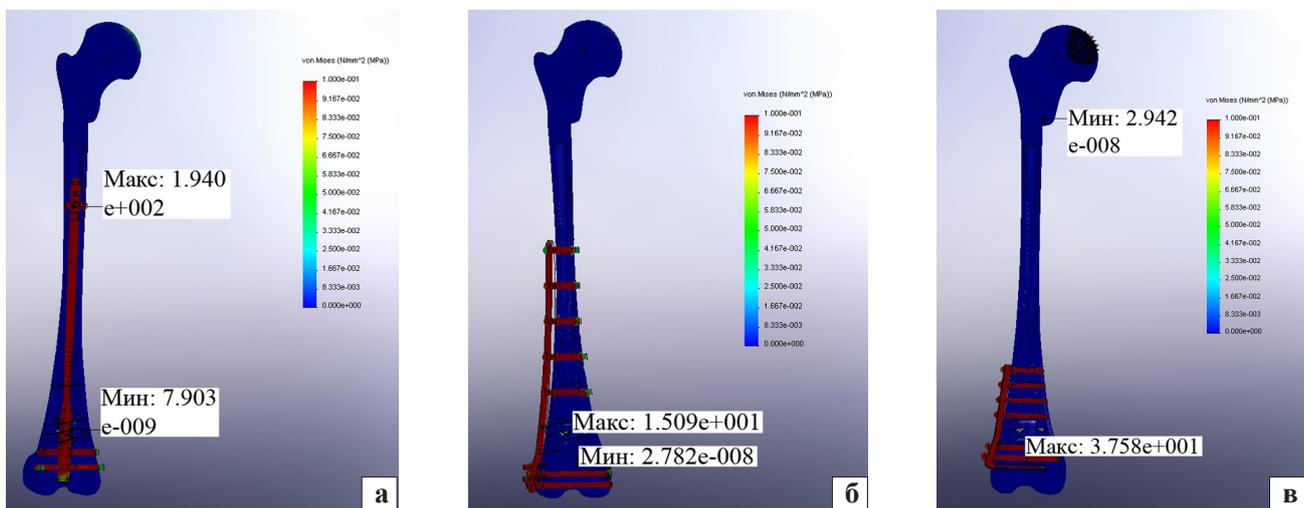


Рис. 10. Распределение зон напряжений в положении сгибания коленного сустава в сечении по плоскости расположения винтов: а) модель со стержнем; б) модель с пластиной LCP; в) модель с клинковой пластиной

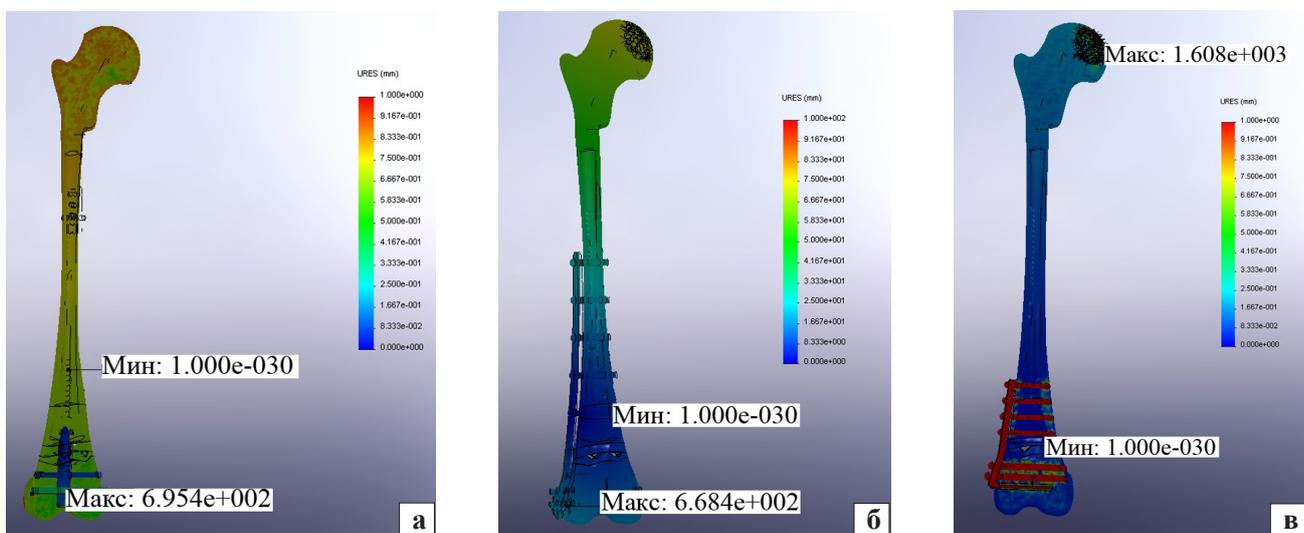


Рис. 12. Величина перемещения элементов модели в положении сгибания коленного сустава в сечении по плоскости расположения винтов: а) модель со стержнем; б) модель с пластиной LCP; в) модель с клинковой пластиной

Таблица 4. Максимальные напряжения и перемещения при сгибании

Модель	Максимальное значение напряжения, МПа						Перемещение, мм
	в кортикальном слое	в губчатом слое	в несущем элементе	в крепежном элементе	по линии перелома		
					в кортикальном слое	в губчатом слое	в костной ткани (область перелома)
Со стержнем	2,3	0,3	41,1	194,0	0,000025	0,000012	0,67
С пластиной LCP	4,98	0,3	15,1	4,1	0,000011	0,0000053	0,099
С клинковой пластиной	17,3	23,2	24,0	37,6	0,000044	0,000024	0,013

- максимальное напряжение (23,2 МПа) в губчатом слое модели наблюдалось при фиксации клинковой пластиной;
- наиболее нагруженным несущим элементом является стержень (41,1 МПа);
- наиболее нагруженными крепежными элементами являются винты в модели со стержнем (194 МПа);
- максимальное напряжение в зоне несращения в кортикальном и губчатом слоях отмечается в модели с клинковой пластиной ($4,4 \cdot 10^{-5}$ МПа и $2,4 \cdot 10^{-5}$ МПа);
- наибольшая подвижность костных фрагментов в области несращения наблюдалась в модели с фиксацией ИМ стержнем (0,67 мм).

Таким образом, были проанализированы варианты распределения напряжений и величины перемещения фрагментов в модели несросшегося перелома дистального метаэпифиза бедренной кости при трех типах фиксации: блокирующимся интрамедуллярным стержнем, пластиной LCP DF и 95-градусной клинковой пластиной. Площадь контакта между фрагментами составляла 50%. Область приложения усилий соответствовала естественному нагружению бедренной кости в положении стоя и сгибания коленного сустава. Также исследовался вариант приложения ротационной нагрузки к мыщелкам коленного сустава.

Анализ распределения зон и величины напряжений, проведенный на моделях, выявил:

1. Показатель концентрации максимального напряжения в кортикальном слое указывает его наиболее вероятные зоны деформации в области расположения винтов. При различных вариантах нагружения модели используемые конструкции демонстрируют различные распределения максимального напряжения в кортикальном слое кости. По этому параметру нам не удалось выявить наиболее оптимального или критического варианта фиксации. Следует указать, что в пластине LCP напряжение в месте соединения винт – кость не приведет к расшатыванию винта

благодаря дополнительной фиксации винтов в пластине.

2. Максимальное напряжение в губчатом слое независимо от типа нагружения возникает при фиксации клинковой пластиной. На наш взгляд, это объясняется тем, что клинок пластины заканчивается в губчатом слое, не создавая дополнительной опорной зоны в противоположном кортикальном слое. Чрезмерное напряжение, концентрирующееся в дистальном фрагменте, может привести к деформации менее жесткого губчатого слоя и потери фиксации.
3. При всех вариантах нагружения конструкция ИМ стержень с винтами испытывает наибольшее напряжение в связи с наличием всего двух точек фиксации в дистальном и проксимальном фрагментах. Это предъявляет повышенные требования жесткости как к самому стержню, так и, что наиболее значимо, к жесткости фиксации винтов, проведенных через фрагменты. Это становится важным, учитывая снижение прочностных свойств дистального фрагмента.
4. При всех типах нагружения по параметру перемещения в зоне перелома сохраняется следующая последовательность: наибольшей подвижностью обладает модель, фиксированная ИМ стержнем; следующей по величине подвижности является модель с фиксацией пластиной LCP; минимальные величины перемещения демонстрирует модель с фиксацией клинковой пластиной. Эта тенденция объясняется удаленностью точек фиксации (винтов) от зоны несращения.
5. Ротационная нагрузка вызывает увеличение подвижности фрагментов в зоне перелома при всех типах фиксации, но максимальная подвижность наблюдается при фиксации стержнем, перемещение отломков составляет 5,93 мм. Данный показатель существенно отличается от других в обеих моделях с использованием пластин при ротационном нагружении: модель с клинковой пластиной демонстрирует минимальные перемещения фрагментов перелома (0,287 мм), при

этом конструкция фиксатора не обеспечивает равномерного распределения ротационной нагрузки и это приводит к тому, что в зоне между фрагментами создается локальный участок ротационной нестабильности (рис. 9, в).

Выводы

1. Из всех исследуемых вариантов нагружения действие сил, направленных на скручивание модели с различными фиксаторами, является наиболее критичным по всем анализируемым показателям: напряжению в элементах модели и перемещению фрагментов.

2. При локализации зоны несращения в метаэпифизе бедренной кости возникает повышенная подвижность в зоне перелома при фиксации ИМ стержнем. Это объясняется разной удаленностью точек фиксации от линии несращения в проксимальном и дистальном фрагментах.

3. В модели с использованием пластины LCP DF с расширенной дистальной частью обеспечивается увеличение площади расположения винтов, благо-

даря чему снижается концентрация напряжений в кортикальном слое дистального фрагмента при ротационной нагрузке и нагрузке при сгибании.

Литература

1. Березовский В.А. Биофизические характеристики тканей человека: справочник / В.А. Березовский, Н.Н. Колотилов. — Київ: Наукова думка, 1990. — 224 с.
2. Анализ оперативного лечения переломов дистального отдела бедренной кости / Г.Г. Голка, А.И. Белостоцкий, В.А. Литовченко и др. // Вісн. ортопед., травматол. та протез. — 2011. — № 1. — С. 36–40.
3. Зенкенвич О. Конечные элементы и аппроксимация / О. Зенкенвич, К. Морган. — М.: Мир, 1986. — 318 с.
4. Тищенко В.П. Некоторые аспекты анатомо-топографического обоснования остеосинтеза бедренной кости / В.П. Тищенко, А.И. Волошин // Республиканский межведомственный сборник «Ортопедия, травматология и протезирование». — 1992. — № 22. — С. 63–65.
5. Nonunions around the knee joint / D.B. Chan, D.M. Jeffcoat, D.G. Lorch, D.L. Helfet // Int. Orthop. — 2010. — Vol. 34(2). — P. 271–281.
6. Open reduction and internal fixation of distal femoral non-unions: long-term functional outcomes following a treatment protocol / M.J. Gardner, J.B. Toro-Arbelaez, M. Harrison et al. // J. Trauma. — 2008. — Vol. 64(2). — P. 434–438.