

ОБОСНОВАНИЕ ХИРУРГИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ АСЕПТИЧЕСКОГО НЕКРОЗА ГОЛОВКИ БЕДРЕННОЙ КОСТИ НА РАННИХ СТАДИЯХ

Олиниченко Г.Д.

ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф.М.И.Ситенко АМН Украины»
(г.Харьков)

Введение

Асептический некроз головки бедренной кости (АНГБК) – тяжелая ортопедическая патология, при которой первоначальные изменения возникают в костной ткани головки бедренной кости, а хрящевой покров сустава повреждается вторично. Особенностью данной патологии является тяжесть течения и постоянное прогрессирование. Данные литературы свидетельствуют о том, что оперативное лечение может быть показано на всех стадиях АНГБК, для чего разработаны различные методики, выбор которых зависит от течения и стадии заболевания [1,3].

Если схема лечения АНГБК на П-1У стадиях заболевания разработана более четко, то вопросы диагностики хирургического лечения 0 и 1-й стадий заболевания остаются сложными и нерешенными [2,5,8].

Среди существующих методик лечения АНГБК на ранних стадиях безусловными преимуществами обладают внесуставные вмешательства. Однако не решен вопрос достижения оптимальных результатов при минимальном объеме операции. Методика должна предусматривать достаточно полное удаление некротических масс, пластику полости и, в то же время, это не должно приводить к значительной потере механической прочности головки и шейки бедра. Проведение дальнейших исследований в данном направлении представляется перспективным.

Цель исследования. Определить уровень фенестрирующей остеотомии проксимального отдела бедренной кости исходя из прочности исследуемого объекта на перелом. Оптимизация диаметра туннеля в шейке бедренной кости для предупреждения повышения напряжения в ней при хирургическом лечении асептического некроза.

Материалы и методы исследования

С целью определения уровня фенестрирующей остеотомии проксимального отдела бедренной кости был проведен эксперимент в лаборатории департамента технической механики и машиноведения Севастопольского национального технического университета на разрывной машине ИР 5057-50. Для эксперимента использованы

проксимальные фрагменты 18 бедренных костей от нефиксированных трупов взрослых мужчин. Фиксировали два показателя: нагрузку, воздействующую на кость (F, кН), последний показатель которой соответствовал моменту перелома фрагмента бедренной кости, и перемещение (ΔL , mm), косвенно отражающее деформацию.

С целью определения напряженно-деформированного состояния (НДС) в зависимости от уровня туннеля проведено исследование на объемной модели проксимального отдела бедра методом конечных элементов. При ее построении за основу взята модель, разработанная в лаборатории биомеханики института [6,8]. В качестве конечного элемента (КЭ) выбран 10-узловой изопараметрический тетраэдр с квадратичной аппроксимацией (рис.1).

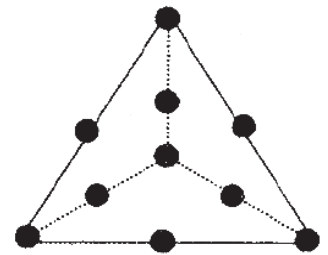


Рис. 1. 10-узловой КЭ

В верхней части головки бедра моделировалась сферическая полость диаметром 30 мм, а в зоне большого вертела и шейки бедренной кости моделировались (последовательно) 3 варианта туннелей диаметром 20 мм в исследуемой группе и 12 мм в контрольной группе. Расчет в контрольной группе был ранее опубликован [9]. Длина каждого из них ограничивалась проникновением в полость дефекта, а наклон туннеля варьировался.

Геометрические характеристики модели.

В основу модели положены параметры бедренной кости, представленные в табл. №1.

Таблица №1

Параметр	Величина
Диаметр головки бедренной кости	50 мм
Диаметр шейки	35 мм
Толщина субхондральной пластинки	1,5 – 2 мм
Толщина хрящевого слоя постоянна и равна	2 мм
Шеечно-диафизарный угол	127
Диаметр дефекта в головке бедренной кости	30 мм
Диаметр туннеля	15 мм

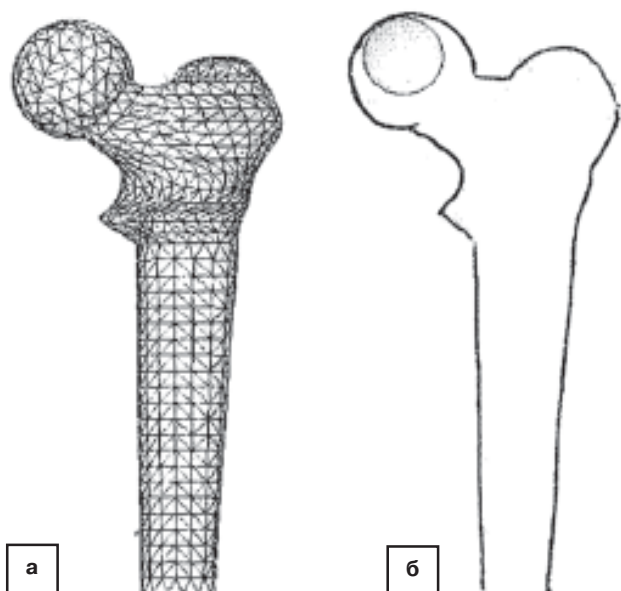


Рис. 2. Расчетная модель бедренной кости:
а) расчетная модель;
б) сечение расчетной модели

При построении модели использовались также томографические срезы, проведенные через 5, 10 мм в проксимальном отделе бедренной кости. На основе геометрии срезов с помощью программы автоматической генерации КЭ сетки (пакет BioCad) построена объемная КЭ модель. На конце проксимального отдела бедренной кости наложены ограничения по перемещениям по всем координатным осям. Расчетная модель (рис.2) состоит из 17420 конечных элементов и имеет 28215 узлов.

Нагружение модели. Основной нагрузкой является вес тела без нижней конечности, который принимался равным $P-700$ Н. Вес нижней конечности равен $0,18 P$ или 126 Н. Так как рассматривается только одноопорное стояние, то результирующая нагрузка будет равна $700-126-574$ Н (распределенная нагрузка, приложенная к крестцовой кости). Кроме этого, учитывалось действие основных групп мышц для тазобедренного сустава: результирующая сила от действия ягодичных мышц равна 1580 Н при угле в $21,7^\circ$ между вертикалью и равнодействующей сил, приложенная к большому вертелу.

Свойства материалов. Материал считается однородным и изотропным. Свойства материалов, используемых в расчете, взяты из литературы [4] и приведены в табл.2.

Таблица №2

Материал	Модуль Юнга E (МПа)	Коэффициент Пуассона ν
Кортикальная кость	10 000	0.3
Субхондральная кость	6 900	0.2
Губчатая кость	690	0.3
Хрящ	10.5	0.49

Результаты и их обсуждение

Исследование механической прочности проксимального отдела бедренной кости в зависимости от уровня проведения туннеля проведено на разрывной машине ИР 5057-50.

На 6 фрагментах бедренных костей выполнено обычное разрушение костей (контрольная серия). В одном случае эксперимент не получился из-за смещения фрагмента в струбчине, результат не учитывали. Нагрузка прекращалась после перелома шейки бедренной кости. При этом нужно отметить, что перелом наступал во всех случаях с одинаковой линией излома. В среднем перелом наступал при нагрузке в $7,90 \pm 1,73$ кН, при смещении $7,40 \pm 1,82$ мм (табл.3).

Таблица №3

Взаимосвязь нагрузки на проксимальный отдел бедренной кости и его деформации в норме (контрольная серия)

№ исследования	F, кН	ΔL , mm
1	10,64	6,00
2	7,57	10,00
3	5,20	5,00
4	8,10	8,80
5	7,99	7,20
M \pm m	$7,90 \pm 1,73$	$7,40 \pm 1,82$

В четырех опытных сериях эксперимента (по 3 случая в каждой) выполнялось разрушение костей после моделирования различных ситуаций.

В первой опытной серии выполняли моделирование очага некроза посредством создания полости до 4 см в диаметре в субхондральной зоне верхнепереднего сегмента головки через трепанационное отверстие на передней поверхности шейки бедренной кости. Полость заполняли измельченной костной массой, удаленной при формировании этой же полости.

Переломы шеек фрагментов бедренных костей наступали идентично плоскости излома при разрушении интактной кости. Нагрузка, при которой наступал перелом, в среднем составила $5,70 \pm 0,40$ кН при перемещении $8,20 \pm 0,62$ мм (табл.4).

Таблица №4

Взаимосвязь нагрузки на проксимальный фрагмент бедренной кости и его деформации при моделировании очага некроза в головке (1 опытная серия)

№ исследования	F, кН	ΔL , mm
1	5,20	5,20
2	6,18	6,18
3	5,72	5,72
M \pm m	$5,7 \pm 0,40$	$5,7 \pm 0,40$

Во второй опытной серии моделировали состояние после выполнения фенестрирующей остеотомии с костной аутопластикой очага некроза из вертельной зоны. Фенестрацию выполняли полой фрезой диаметром 20 мм с помощью дрели. После этого удаляли трансплантат и с поворотом на 180° выполняли аутопластику. В среднем нагрузка, при которой происходил перелом, составила $5,70 \pm 0,22$ кН при перемещении $6,50 \pm 1,77$ мм (табл.5).

Нужно отметить, что перелом шейки бедренной кости был похожим на линию перелома при разрушении интактной кости.

Таблица №5

Взаимосвязь нагрузки на проксимальный фрагмент бедренной кости и его деформации при моделировании фенестрирующей остеотомии с костной аутопластикой из подвертельной зоны (2 опытная серия)

№ исследования	F, кН	ΔL , mm
1	5,81	9,00
2	5,90	5,40
3	5,39	5,10
M \pm m	$5,70 \pm 0,22$	$6,50 \pm 1,77$

В третьей опытной серии моделировали состояние после выполнения фенестрирующей остеотомии с костной аутопластикой очага из подвертельной зоны. Модель выполняли аналогичным образом, но уровень фенестрации был расположен дистальнее – в подвертельной зоне. В среднем нагрузка, при которой наступал перелом в этой серии экспериментов, составила $3,30 \pm 1,66$ кН при перемещении $4,59 \pm 0,41$ мм (табл.6).

Таблица №6

Взаимосвязь нагрузки на проксимальный фрагмент бедренной кости и его деформации при моделировании фенестрирующей остеотомии с костной аутопластикой из подвертельной зоны (3 опытная серия)

№ исследований	F, кН	ΔL , mm
1	5,32	5,00
2	3,32	4,50
3	1,26	4,00
M \pm m	$3,30 \pm 1,66$	$4,59 \pm 0,41$

При выполнении фенестрирующей остеотомии из подвертельной зоны перелом наступал по фенестрирующему отверстию.

В четвертой опытной серии моделировали состояние после выполнения фенестрирующей остеотомии из вертельной зоны с костной и керамопластикой очага в головке бедренной кости. Фенестрацию выполняли полой фрезой диаметром 20 мм, удаляли костную ткань в виде «керн», разворачивали на 180° и пломбировали полость,

дефицит костной ткани по каналу заполняли имплантатами из пористой керамики шаровидной формы до 5 мм с уплотнением. Нагрузка, при которой происходил перелом, в среднем составила $6,40 \pm 0,48$ кН при перемещении $6,00 \pm 0,42$ мм (табл.7). Плоскость излома соответствовала плоскости излома при разрушении интактной кости.

Таблица №7

Взаимосвязь нагрузок на проксимальный фрагмент бедренной кости и его деформации при моделировании фенестрирующей остеотомии из вертельной зоны с костной и керамопластикой очага (4 опытная серия)

№ исследования	F, кН	ΔL , mm
1	6,31	6,00
2	7,03	6,52
3	5,86	5,48
M \pm m	$6,40 \pm 0,48$	$6,00 \pm 0,42$

Из результатов эксперимента следует, что разрушение костей без выполнения оперативных вмешательств происходили с типичным переломом шейки бедренной кости и наступали в среднем при нагрузке $7,90 \pm 1,73$ кН и перемещении $7,40 \pm 1,82$ мм.

При выполнении фенестрации с аутопластикой из вертельной зоны разрушающаяся нагрузка практически не уменьшилась по сравнению с состоянием моделирования очага некроза.

В случаях выполнения фенестрации из подвертельной зоны прочность проксимального фрагмента бедренной кости уменьшилась на 50% по сравнению с моделью АНГБК.

При выполнении фенестрации с керамопластикой из вертельной зоны устойчивость проксимального фрагмента бедренной кости к нагрузке на разрушение даже увеличилась по сравнению с моделью АНГБК.

Эксперименты по разрушению фрагментов бедренной кости показали, что при моделировании АНГБК прочность кости уменьшается на 30%.

Выполнение фенестрирующих остеотомий из вертельной зоны не изменяет прочностных характеристик кости, а в случае с керамопластикой прочность увеличивается на 10%.

Исследование напряженно-деформируемых состояний в проксимальном отделе бедренной кости при проведении туннеля через середину шейки.

Сравнение с контрольной моделью показывает (рис.3), что характер распределения НДС для обеих моделей одинаков, однако уровень напряженного состояния в исследуемой модели несколько повысился. Так, в месте входа туннеля в

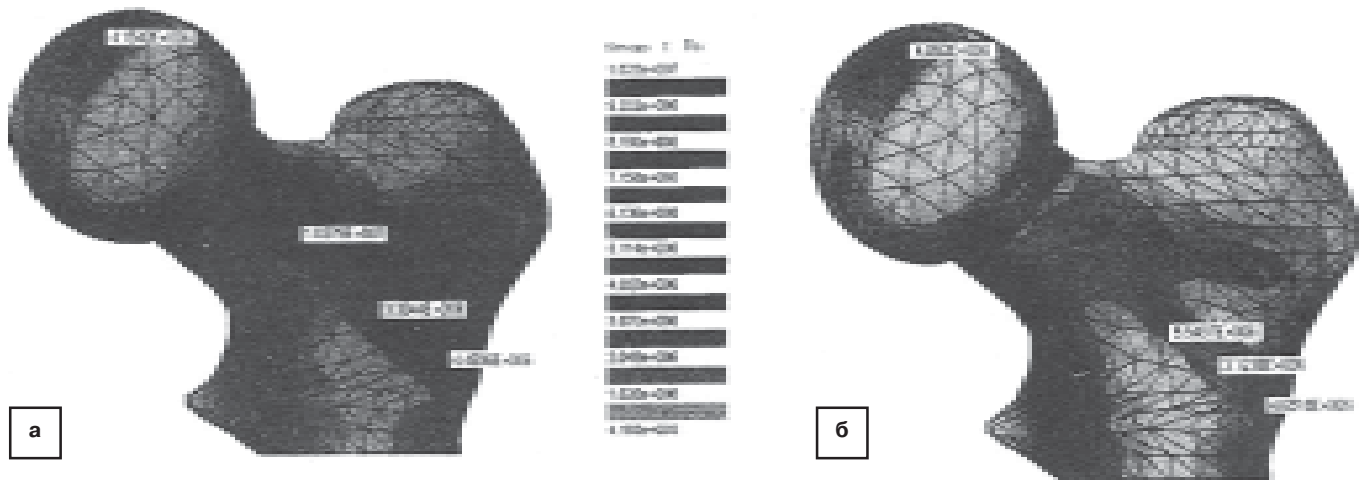


Рис. 3. Распределение напряжений в проксимальном отделе бедренной кости при срединно-расположенном туннеле: а) диаметр туннеля 20 мм; б) диаметр туннеля 12 мм

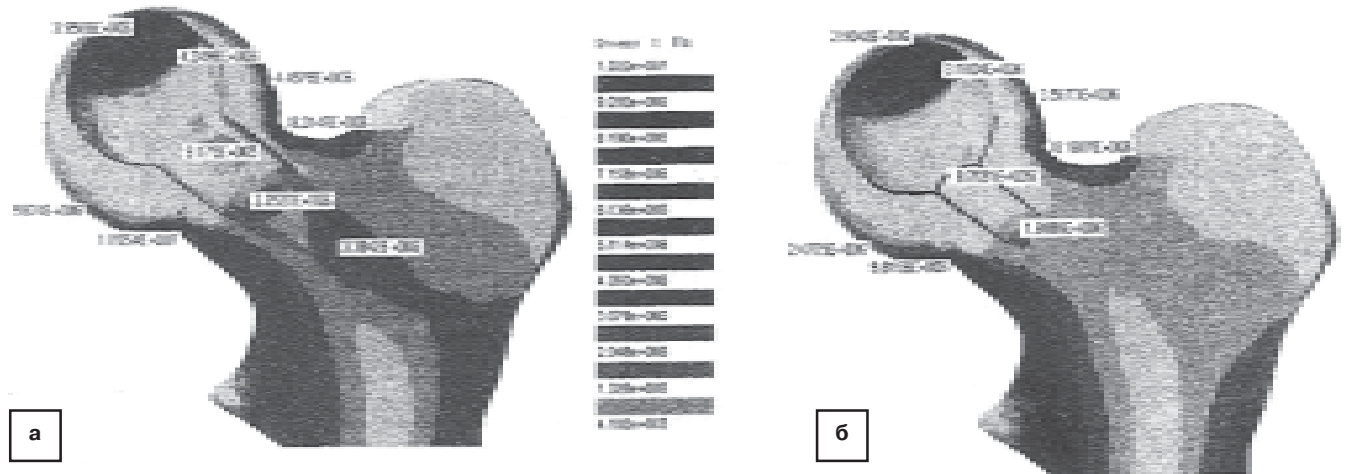


Рис. 4. Распределение напряжений в сечении проксимального отдела бедренной кости при срединно-расположенном туннеле а) диаметр туннеля 20 мм; б) диаметр туннеля 12 мм.

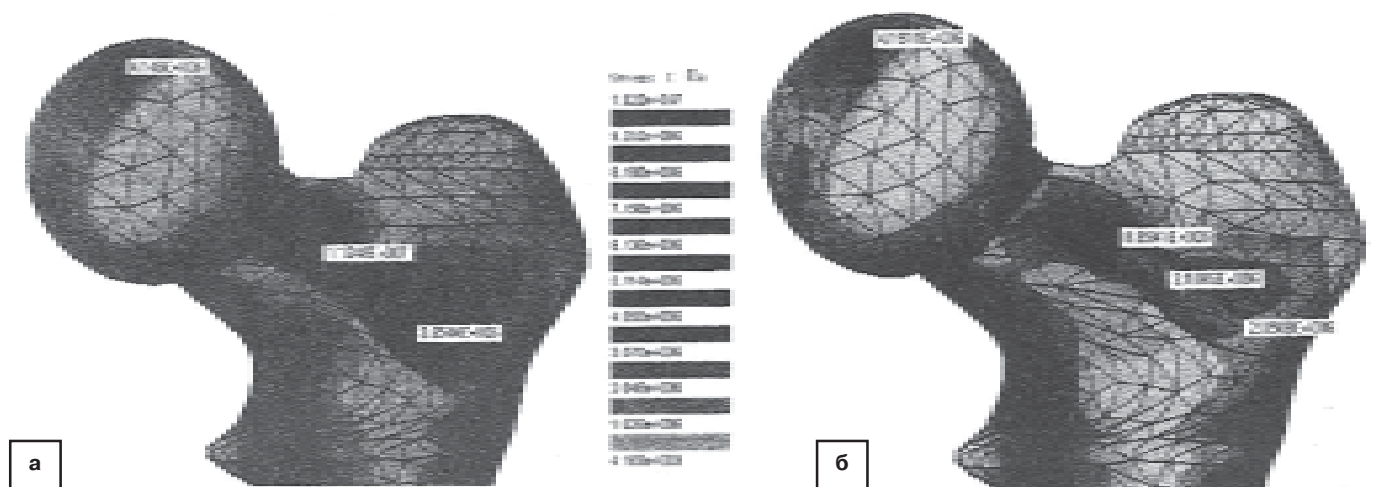


Рис. 5. Распределение напряжений в проксимальном отделе бедренной кости при проведении туннеля вдоль латеральной части шейки: а) диаметр туннеля 20 мм; б) диаметр туннеля 12 мм

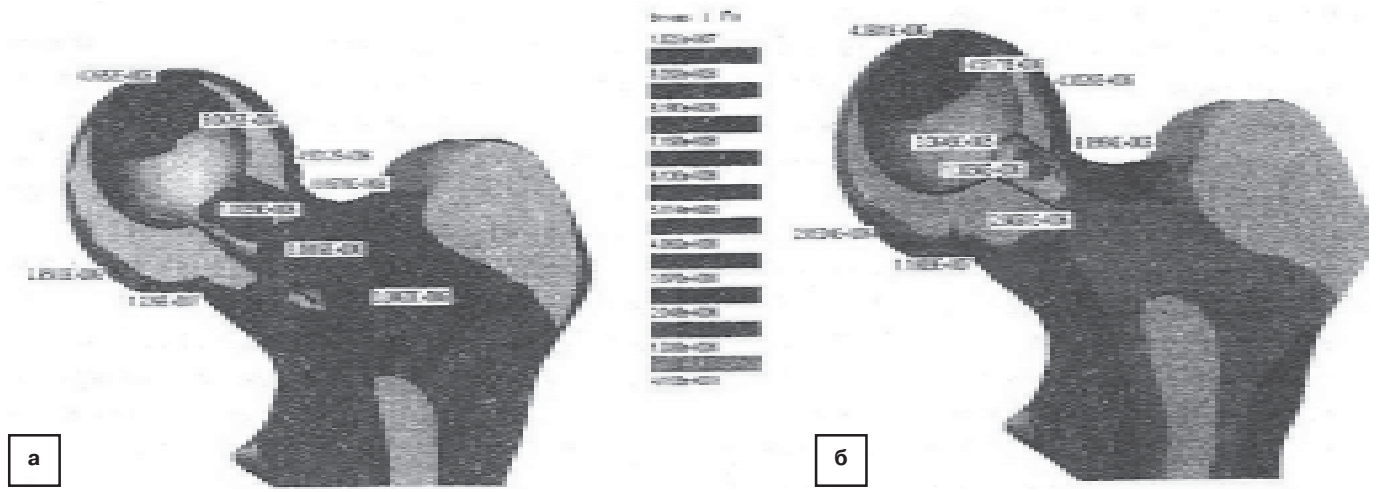


Рис. 6. Распределение напряжений (в сечении) проксимального отдела бедренной кости при проведении туннеля вдоль верхней части шейки:
 а) диаметр туннеля 20 мм; б) диаметр туннеля 12 мм.

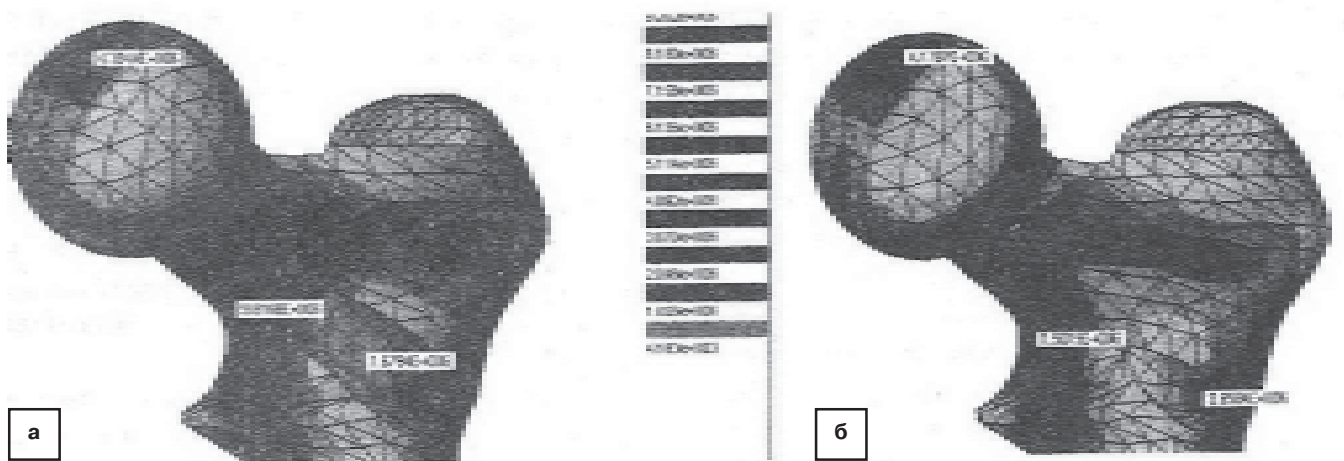


Рис. 7. Распределение напряжений в проксимальном отделе бедренной кости при проведении туннеля вдоль медиального коркового слоя шейки:
 а) диаметр туннеля 20 мм; б) диаметр туннеля 12 мм

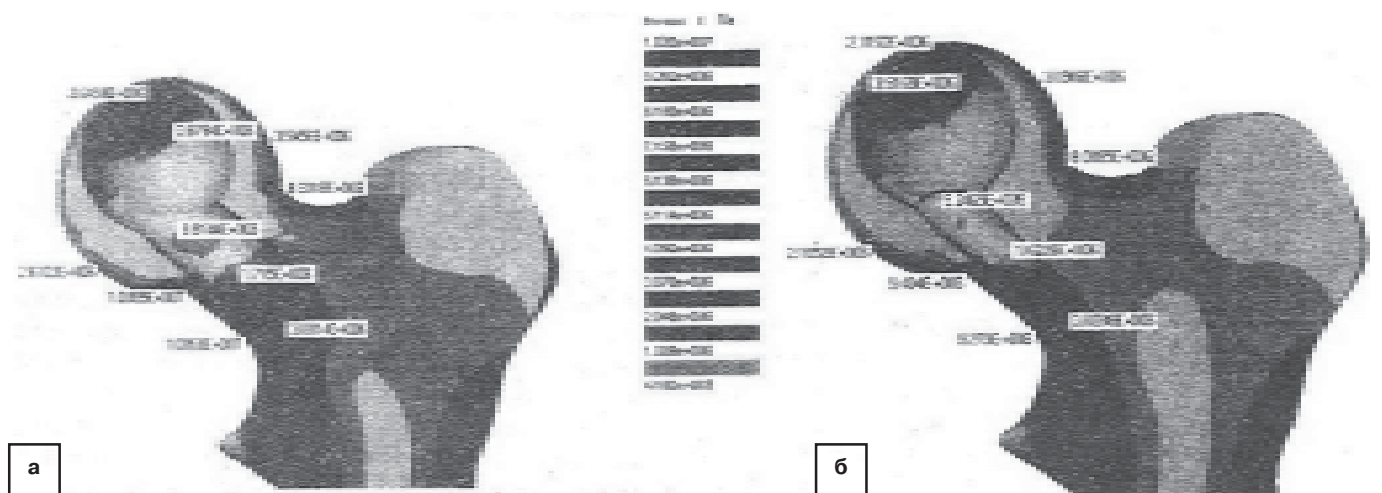


Рис. 8. Распределение напряжений (в сечении) проксимального отдела бедренной кости при проведении туннеля вдоль медиального коркового слоя шейки:
 а) диаметр туннеля 20 мм; б) диаметр туннеля 12 мм

кость уровень напряженного состояния повысился до 10,4 МПа (рис.3а) по сравнению с 5,5 МПа для контрольной модели (рис.3б).

В верхней части полости, в субхондральном слое для исследуемой модели уровень напряженного состояния составляет 4,0 МПа (рис.4а), а для контрольной модели – 2,9 МПа (рис.4б). Повышение уровня напряжений наблюдается и вдоль прохождения туннеля. В середине шейки для исследуемой модели величина напряжений равняется 2,4 МПа, а для контрольной модели – 1,9 МПа. В остальных частях проксимального отдела бедра уровень напряжений также несколько повысился.

Из проведенных расчетов можно сделать вывод, что увеличение диаметра туннеля повышает уровень напряжений особенно в области дефекта кости и срединной части шейки.

Исследование НДС в проксимальном отделе бедренной кости при проведении туннеля к очагу некроза вдоль латеральной части шейки.

Результаты сравнительного анализа показывают, что характер распределения НДС для обеих моделей одинаков, однако уровень напряженного состояния в исследуемой модели несколько повысился (рис.5). Так, в месте входа туннеля (межвертельная зона) в кость уровень напряжений для исследуемой модели повысился до 11,2 МПа (рис.5а) по сравнению с 8,9 МПа для контрольной модели (рис.5б).

Более подробно распределение и величины напряженного состояния в туннеле для обеих моделей показаны на рис.6 (в сечении). В отличие от срединного туннеля данный расчет показывает, что при латеральном его расположении повышение уровня напряжений в субхондральном слое не такое значительное, как в предыдущем расчете. Так, величина напряжений в этой зоне для обеих моделей равняется 4,3 МПа. Небольшие изменения произошли в субхондральном слое дефекта в наружном секторе головки, где уровень напряжений составляет 5,0 МПа для исследуемой модели и 4,5 МПа для контрольной. Незначительное повышение уровня напряжений наблюдается и вдоль туннеля (до 0,5 МПа). В середине шейки для исследуемой модели величина напряжений равняется 3,1 МПа, а для контрольной модели – 2,6 МПа. В остальных частях проксимального отдела бедра уровень напряжений повысился незначительно.

Исследование НДС в проксимальном отделе бедренной кости при проведении туннеля вдоль медиального коркового слоя шейки.

Сравнительный анализ показывает, что характер распределения НДС в бедренной кости для обеих моделей одинаков, однако уровень

напряжений в исследуемой модели значительно выше (рис.7). На внешней поверхности бедренной кости, в месте входа туннеля в кость уровень напряжений для исследуемой модели повысился до 9,8 МПа (рис.7а), а для контрольной составляет 1,5 МПа (рис.7б), то есть в 6-7 раз. Такое повышение уровня напряжений объясняется местом расположения верхнего края более широкого туннеля. Этот край попадает в зону концентрации напряжений на нижней поверхности шейки бедра и, в свою очередь, становится источником дополнительной их концентрации. Такое достаточно высокое повышение напряжений может вызвать микропереломы губчатой кости и замедление репаративных процессов [6]. В областях, удаленных от этой зоны, уровень напряжений сравним по величине для обеих моделей.

Более подробно распределение и величины напряжений в туннеле для обеих моделей показаны на рис.8. В отличие от срединного и латерального расположения туннелей данный расчет показывает, что при расположении туннеля вдоль медиального коркового слоя существенного повышения уровня напряжений в области дефекта внутри туннеля не произошло. Величина напряжений в верхней части субхондрального слоя в области дефекта для исследуемой модели равняется 2,6 МПа (рис.8а), а для контрольной – 2,1 МПа (рис.8б). В задней части субхондрального слоя в области дефекта, уровень напряженного состояния для исследуемой модели составляет 3,9 МПа, а для контрольной – 3,5 МПа. Максимальное значение напряжений вдоль прохождения туннеля для обеих моделей составляет 3,8 МПа. В остальных частях проксимального отдела бедра уровень напряжений для исследуемой модели также повысился незначительно.

Увеличение диаметра туннеля привело к резкому перепаду напряжений между внешней и внутренней поверхности части шейки. Учитывая малую толщину коркового слоя, являющегося нижним краем туннеля, высокий уровень НДС (наблюдаемый даже в норме) может вызвать перелом в этой зоне.

Можно сделать вывод, что увеличение диаметра туннеля повысило существенно уровень напряженного состояния в области входа туннеля в кость в нижней части шейки бедра.

Таким образом, увеличение диаметра туннеля в медиальной части шейки вызывает повышение напряженно-деформируемого состояния по наружной поверхности ее нижней части, может привести (при увеличении нагрузки) к критическим напряжениям с точки зрения прочности.

Выводы

1. Выполнение фенестрирующих остеотомий из вертельной зоны не изменяет прочностных характеристик кости, а в случае с керамопластикой прочность увеличивается на 10%.
2. Сравнительный анализ туннелей разного диаметра показал, что распределение напряжений в шейке бедренной кости при туннелизации зависит от диаметра туннеля и его расположения.
3. Увеличение диаметра туннеля (с уменьшением костной массы) может снизить прочность шейки и ее несущую способность, что может привести к микропереломам и замедлению репаративных процессов.
4. При увеличении диаметра туннеля максимальные напряжения определяются вдоль медиальной части шейки бедренной кости. Наименее всего напряжена зона вблизи большого вертела и латеральной поверхности шейки.

Литература

1. Steechow D. Drees P. Surgical treatment concepts for femoral head necrosis // *Ortopede*. – 2007. – Vol.36. – №5. – P.451-457.
2. Горячев А.Н., Левый С.П., Горячев В.А. Показания, оценка и выбор оперативных методов лечения асептического некроза головки бедренной кости у взрослых // *Восстановительные операции в травматологии и ортопедии*. Л., 1988. – С.77-85.
3. Динулеску И., Джиурия М., Бадила А. Современные методы диагностики и лечения аваскулярного некроза головки бедра // *Травмат. и ортопед. России*. – 2002. – №1. – С.31-36.
4. Кнетс И.В., Ифафрод Г.О., Саулгозис Ю.Ж. Деформирование и разрушение твердых биологических тканей. Рига: Зинатис. – 1980. – 319 с.
5. Кулиш Н.И., Михайлев В.Т., Танькут В.А., Филиппенко В.А. Реконструктивно-восстановительная хирургия тазобедренного сустава. Львов: Світ. – 1990. – 136 с.
6. Мителева З.М., Сухинин В.П., Меллярович Г.М. Исследование напряженно-деформированного состояния проксимального конца бедренной кости методом конечных элементов // *Ортопедия, травматология и протезирование*. – 1984. – №2. – С.16-19.
7. Мителева З.М., Суббота И.А., Карпинский М.Ю. Новые биомеханические подходы в

эндопротезировании тазобедренного сустава // *Ортопедия, травматология и протезирование*. – 2003. – №1. – С.37-42.

8. Михайлова Н.М., Малова М.И. Идеопатический асептический некроз головки бедренной кости у взрослых. – М.: Медицина. – 1982. – 136 с.
9. Олиниченко Г.Д. Влияние ориентации туннеля в шейке бедренной кости на напряженно-деформируемое состояние ее головки и шейки при асептическом некрозе // *Медицина и ...* №3. – 2006. – С.19-24.

Резюме

Приводятся результаты исследования механической прочности проксимального отдела бедренной кости в зависимости от уровня проведения туннелей. Установлено, что центрально-верхнее проведение туннеля является наиболее оптимальным и при пластике биологически-активной керамикой повышается прочность на 10%. Приведены также результаты исследования влияния туннелей диаметром 12 и 20 мм на напряженно-деформированное состояние проксимального отдела бедренной кости методом конечных элементов. Выявлено, что увеличение диаметров туннелей в различной степени повышает напряжение по сравнению с контрольной моделью. Можно полагать, что такое увеличение неблагоприятно для механических свойств шейки бедренной кости (микротрещины, микропереломы, замедленные репаративные процессы).

Ключевые слова: асептический некроз, головка бедренной кости, хирургическое лечение.

Resume

Results of research of mechanical durability proximal department of a femur depending on level of carrying out of tunnels. Fixed are resulted, that the central-top carrying out of the tunnel is the optimal and at plastic biologically-active ceramics durability on 10% raises. Results of research of influence of tunnels in diameter of 12 and 20 mm on the is intense-deformed condition proximal department of a femur are resulted by a method of final elements also. It is revealed, that the increase in diameters of tunnels in various degree raises pressure in comparison with control model. It is possible to believe, that such increase is adverse for mechanical properties of a neck of a femur (a microcrack, the microcrises which have been slowed down reparative processes).

Key words: aseptic necrosis, proximal department of a femur, surgical treatment, surgical treatment.