

Общий случай БКД позволяет разрешить некоторые вопросы, остававшиеся без ответа. Так, ранее был обнаружен почти стопроцентный переход аустенита в мартенсит в стали X18Ni10T при ее низкотемпературном квазигидроэкструдировании. В то же время известно, что этот переход сопровождается некоторым увеличением объема, и приложение давления должно было бы переход тормозить. И лишь привлечение общего случая БКД позволило найти ответ. Как оказалось, переход аустенита в мартенсит при низкотемпературном квазигидроэкструдировании стали имеет место преимущественно после выхода экструдата из очага деформации, то есть при отсутствии действия на объект сил всестороннего сжатия, но в условиях, когда материал находится еще при криогенной температуре, что, наоборот, способствует этому переходу.

Применение общего случая барокриодеформирования предоставляет уникальную возможность как исследовать свойства металлов, так и влиять на них в экстремальных условиях одновременного действия криогенных температур и управляемого уровня сил всестороннего сжатия.

Список литературы

1. Колпашников А.И., Вялов В.А. Гидропрессование металлов.- М.: Металлургия, 1973.- 296с.
2. Бриджмен П. Исследования больших пластических деформаций и разрыва.- М.: Изд-во Иностранной литературы, 1955.- 444 с.
3. Береснев Б.И., Мартынов Е.Д., Родионов К.П., Булычев Д.К., Рябинин Ю.Н. Пластичность и прочность твердых тел при высоких давлениях.- М.: Наука, 1970. – 162с.
4. Стародубов Я.Д., Хаймович П.А. Квазигидроэкструдирование металлов в диапазоне температур 300-4,2К // Проблемы прочности. – 1975, вып. 10. – С.116-117.
5. Хаймович П.А. Барокриодеформирование металлических материалов. Материалы V Международной научной конференции «Прочность и разрушение материалов и конструкций». 12-14 марта 2008 года, Оренбург, т.1, с.33-39.
6. И.А.Гиндин, Я.Д.Стародубов, М.П.Старолат, П.А.Хаймович. Особенности дефектной структуры меди, экструдированной при низких температурах. ФММ, т.48, №5, 1979, с.1004-1009.

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ СХЕМ ФИКСАЦИИ ПРИ ПЕРЕЛОМАХ ШЕЙКИ БЕДРА

Барсуков В.Г.¹, Карев Д.Б.²

¹УО «Гродненский государственный университет имени Янки Купалы»,

г.Гродно, Беларусь,
v.g.barsukov@grsu.by

²УО «Гродненский государственный медицинский университет», г.Гродно, Беларусь,
bkarev@gmail.com

Основной задачей винтовой фиксации при переломах шейки бедра является обеспечение прижатия (компрессии) разрушившихся частей одна к другой. Такое прижатие может быть обеспечено различными схемами: одноточечной (центральной и дезаксиальной); двухточечной (симметричной или асимметричной); трехточечной (симметричной, асимметричной с двумя несущими и одним вспомогательным крепёжным элементом); четырехточечной и т.д. Обширный обзор мировых научных и технических достижений в этой области приведен в работах [1–3]. Анализ опубликованных работ показывает, что основным недостатком одноточечной схемы фиксации является сложность предохранения со-

единяемых частей кости от возможного проворота. Кроме того, при центральном одноточечном креплении несколько ухудшаются условия обмена веществ, что способствует в определенной мере развитию некроза костных тканей головки. Двухточечная, трехточечная и другие многоточечные схемы фиксации обеспечивают предохранение разрушившихся частей от взаимного проворота, но чем больше точек крепления, тем более травматичной и трудоёмкой является медицинская операция по обеспечению остеосинтеза. В связи с изложенным, в качестве предпочтительных вступают двухточечная и трехточечная схемы фиксации (рис.1).

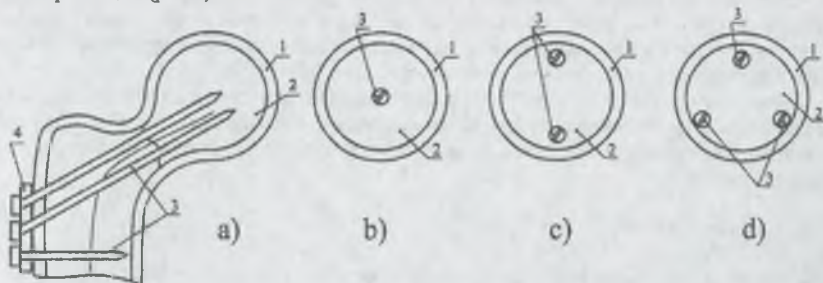


Рис. 1. Традиционные схемы винтовой фиксации при переломах шейки бедра: *a* – вид сбоку; *в* – одноточечная; *с* – двухточечная симметричная; *d* – трехточечная симметричная; 1 – кортикальная кость; 2 – губчатая кость; 3 – фиксирующий винт; 4 – пластина.

К тому же следует иметь в виду, что трехточечная схема фиксации при определенных условиях (ослабление затяжки одного из винтов) может работать как двухточечная асимметричная.

Несмотря на интенсивные исследования и разработки, многие вопросы напряженно-деформированного состояния соединяемых элементов разрушенной шейки бедра при различных схемах крепления изучены недостаточно. Опубликованные в литературе подходы [3-5] основаны на упрощенных биомеханических моделях, рассматривающих костную ткань как однородный материал, что вносит заметные погрешности при определении напряжений в соединяемых элементах.

С другой стороны, в медицинской практике в последнее время все чаще стали применяться модифицированные методы фиксации, при которых один из фиксирующих винтов заменяется на имплантат определенной формы, изготовленный из кости оперируемого человека [6].

Такие методы позволяют уменьшить долю инородных элементов (фиксирующие винты), облегчить дренирование и, тем самым, улучшить восстановление головки в послеоперационный период, сократив сроки лечения. Однако биомеханические аспекты такого подхода не изучены, что осложняет анализ возможностей развития данного метода остеосинтеза.

Целью данной работы является разработка усовершенствованной методики расчета, основанной на учете различий деформационно-прочностных свойств внешнего и внутреннего слоев кости, и выполнение на этой базе анализа напряженного состояния при переходе от трехточечной симметричной к двухточечной асимметричной с имплантатом схеме фиксации.

Для расчета напряжений в каждом из слоев использованы формулы механики слоистых конструкций [7,8].

Напряжения сжатия:

$$\sigma_{ic} = \frac{FE_i}{\sum A_i E_i}; \quad (1)$$

где σ_{ic} – напряжения сжатия в i -м (кортикальном 1 или губчатом 2) слое кости; E_i – модуль упругости i -го (кортикального 1 или губчатого 2) слоя; A_i – площадь сечения i -го (кортикального 1 или губчатого 2) слоя; F – суммарное усилие затяжки винтов.

Напряжения изгиба для такого материала в любой точке на расстоянии r от центра тяжести сечения [8,9]:

$$\sigma_{in} = \frac{M E_i r}{\sum E_i I_i} \quad (2)$$

Здесь σ_{1n} – напряжения изгиба в наружном (кортикальном слое); σ_{2n} – напряжения изгиба в губчатом слое; I_1 и I_2 – соответственно, осевые моменты инерции сечения.

В случае ослабления затяжки одного из винтов распределение напряжений по сечению становится неравномерным, причем эта неравномерность тем больше, чем более ослаблена затяжка одного из винтов. Предельно допустимым является случай, когда давление (напряжение сжатия) в наружном слое станет равным нулю. Дальнейшее ослабление недопустимо, так как сопровождается раскрытием стыка соединяемых частей кости.

С другой стороны, распределение напряжений, соответствующее рассматриваемому случаю, может быть достигнуто и при двухточечном ассиметричном креплении. При этом, даже в случае равномерной затяжки одинаковыми усилиями крепежных винтов их равнодействующая (суммарное усилие) будет приложено к точке К, находящейся на некотором расстоянии e (эксцентриситет приложения нагрузки) от продольной оси.

Известно [7,8], что внецентренное сжатие можно рассматривать как сочетание центрального сжатия усилием F и изгиба моментом

$$M = F \cdot e$$

Выразив площади A_1 и A_2 и моменты инерции сечения I_1 и I_2 через диаметры наружный D и внутренний $d = \alpha D$ при помощи известных соотношений и приравняв максимальные напряжения изгиба к напряжениям сжатия, после преобразований получаем формулы для расчета значений предельно допустимого эксцентриситета e приложения равнодействующей усилия затяжки винтов:

по кортикальной кости

$$e = \frac{D(1 - \alpha^4)E_1 + \alpha^4 E_2}{8[(1 - \alpha^2)E_1 + \alpha^2 E_2]}$$

по губчатой кости

$$e = \frac{D(1 - \alpha^4)E_1 + \alpha^4 E_2}{8\alpha[(1 - \alpha^2)E_1 + \alpha^2 E_2]}$$

Проведена расчетная оценка значений эксцентриситетов по кортикальной и губчатой кости на примере шейки бедра с широко распространенным значением диаметра кости $D = 40$ мм, а также относительного эксцентриситета при разных значениях модуля упругости губчатой кости для двухточечной схемы крепления с одинаковым усилием зажима винтов.

Выполненные расчеты показали, что допустимый относительный эксцентриситет приложения нагрузки (отношение предельно допустимого эксцентриситета к внешнему радиусу соответствующего слоя кости) изменяется в диапазоне от 0,20 до 0,25 для кортикального слоя и от 0,21 до 0,27 для губчатого слоя во всем исследованном диапазоне изменения модулей упругости кортикального (от 17 до 25 ГПа) и губчатого (от 0,25 до 2,5 ГПа) слоев. При этом предельно допустимое расхождение от центра тяжести сечения кости до мест установки фиксирующих винтов с позиций недопущения раскрытия стыка составляет по кортикальной кости от 15,8 мм до 19,7 мм и от 17,6 до 21,8 по губчатой кости. При радиусе кортикальной кости $R_1=20$ мм и толщине кортикального слоя 2 мм расчетный максимальный радиус губчатого слоя составит $R_2=18$ мм. При диаметре фиксирующего винта 8 мм (радиус 4 мм) максимальный геометрически возможный эксцентриситет для установки винтов без разрушения резьбовой частью внутренней боковой поверхности кортикального слоя составляет 14 мм. Сравнение этой величины с предельно допустимыми расчетными значениями по критерию отсутствия раскрытия стыка показывает, что при установке фиксирующих винтов в пределах губчатого слоя гарантированно обеспечивается прижатие (компрессия) разъединенных частей со сжимающими напряжениями в кортикальном и губчатом слоях.

Заключение

Результаты выполненных исследований позволяют определять напряжения в кортикальной и губчатой кости при двухточечном и трехточечном креплении отломанных частей шейки бедра с равными усилиями затяжки винтов. Установлен предельно допустимый эксцентриситет приложения усилия затяжки при двухточечном креплении с позиций недопущения раскрытия стыка соединяемых частей кости.

Список литературы

1. Manniger J, Bosch U, Cserhati P, Fekete K, Kazár G. Internal fixation of femoral neck fractures. An atlas. Springer. Wien -New York. 2007, 307p
2. Van C.Mow, Rik Huiskes. Basic Orthopaedic Biomechanics and Mechano-Biology, 3rd ed., Lipincott Williams @ Vilkins, 2005,
3. Barnes R, Brown JT, Garden RS, Nicol EA, Gade DF. Subcapital fractures on the femur. A prospective review. J Bone Joint Surg. 1976, 58-b, p 2-24
4. Акулич Ю.В. Адаптивные изменения свойств костной ткани фрагментов кости после остеосинтеза шейки бедра жёсткими резьбовыми фиксаторами. /Ю.А.Акулич, А.Ю.Акулич, А.С.Денисов //Механика композиционных материалов и конструкций. 2008,Т 14 №3 с.313....331
5. Еремин А.В. Прочностные характеристики губчатой костной ткани крестца и Lv позвонка человека /А.В.Еремин //Український медичний альманах. 2010, Т 13 №4 с. 83-84
6. Карев Д.Б. Концепция остеосинтеза в лечении пациентов трудоспособного возраста с переломами шейки бедренной кости //Д.Б.Карев //ARS MEDICA, 2012, №4, с. 103-107
7. Справочник по сопротивлению материалов /Е.Ф.Винокуров, М.К.Балыкин, А.И.Голубев и др. – Мн.: Наука и техника, 1988 – 464 с.
8. Миненков Б.В. Прочность деталей из пластмасс. /Б.В.Миненков, И.В.Стасенко. – М.:Машиностроение, 1977 – 264 с