

© Группа авторов, 2003

**Математическое и биомеханическое обоснование
использования стержней с упорной резьбой в аппаратах
для наружного чрескостного остеосинтеза**

**О.В. Бейдик, К.К. Левченко, А.П. Любичский, Д.В. Афанасьев, К.В. Шевченко,
Д.К. Постнов**

**Mathematical and biomechanical substantiation of buttress-thread
half-pin using in the devices for transosseous external
osteosynthesis**

**O.V. Beidick, K.K. Levchenko, A.P. Liubitsky, D.V. Afanasiyev, K.V. Shevchenko,
D.K. Postnov**

ММУ Городская клиническая больница № 9, г. Саратов (главный – к.м.н. О.Н. Костин),
Саратовский государственный медицинский университет (ректор – д.м.н. П.В. Глыбочко)

С целью обоснования преимуществ использования стержневых фиксаторов с упорной резьбой в аппаратах для наружного чрескостного остеосинтеза нами проведен математический анализ видов резьбы стержней, наиболее часто используемых в аппаратах внешней фиксации, и предложен стержневой остеофиксатор собственной конструкции в качестве прототипа. Исследованы радиальная и осевая прочности закрепления стержней собственной конструкции, Фурдюка, ЦИТО и СКИД в метафизарных и диафизарных отделах кости с помощью специального нагрузочно-измерительного устройства. Анализ полученных результатов позволяет утверждать о статистически достоверном превосходстве по радиальной и осевой прочности закрепления в кости стержня собственной конструкции по сравнению с вышеперечисленными стержнями.

Ключевые слова: внешняя фиксация, стержневой остеофиксатор, биомеханические исследования.

For the purpose of substantiation of the advantages of use of the half-pin fixators with buttress thread in the devices for transosseous external osteosynthesis we have made a mathematical analysis of the thread types in the half-pins which are most often used in devices for external fixation and have proposed an original half-pin osteofixator of our own design as a prototype. Using a special loading-and-measurement system the radial and axial strength of attaching the half-pins of Fourdiuck' s design, that of CITO and SKID as well as that of our own design was studied in bone metaphyses and diaphyses. The analysis of the results obtained allows to affirm statistically reliable superiority of the half-pin of our own design in the sense of the radial and axial strength of its attaching in comparison with the half-pins mentioned.

Keywords: external fixation, half-pin osteofixator, biomechanical studies.

Расшатывание в 60% случаев стержневых фиксаторов, устанавливаемых в кости, и как следствие – развитие инфекционных и других осложнений обуславливает поиск новых конструкций остеофиксаторов и обоснование схем их расположения, которые позволили бы максимально уменьшить подвижность фрагментов

костей в зоне перелома, увеличить радиальную преднагрузку стержней и обеспечить минимальные нагружения в зоне контакта фиксатора с костью для уменьшения ее разрушения (Behrens F., 1985, 1989; Mercer N.S., 1987; Hente R., 1988; Rubka V. et al., 1989; Kutlu. A. et al., 1995).

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Математический анализ видов резьбы стержней для наружного чрескостного остеосинтеза. Так как костный фрагмент имеет прочностные характеристики, несопоставимые с характеристиками металлического винта, то вид резьбового соединения должен выбираться из соображений неразрушения (отсутствия смятия, среза и т. п.) стенок отверстия. На рис. 1 и рис. 2

схематично приведены несколько наиболее часто употребляемых видов резьбы [1]: треугольная метрическая с углом $\alpha=60^\circ$ (рис. 1), такая же резьба при угле $\alpha=55^\circ$ называется трубной и упорная с углом $\beta=60^\circ$ (рис. 2). На рис. 2 пунктиром нанесена также метрическая резьба с тем же внутренним диаметром d_1 , что и в упорной.

Обладая гораздо большим внешним диамет-

ром d' , упорная резьба имеет намного большую площадь контакта резьбы с костным фрагментом, чем метрическая резьба при внешнем диаметре d . Условно считая, что площадь контактной поверхности на одном витке резьбы совпадает с боковой поверхностью усеченного конуса с диаметром верхнего основания d и диаметром нижнего основания d_1 , получаем формулу для вычисления площади этой поверхности:

$$A = \frac{\pi}{4 \cos 30^\circ} (d^2 - d_1^2). \quad (1)$$

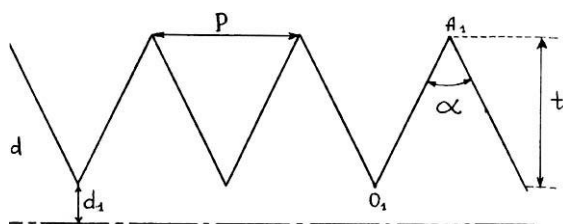


Рис. 1. Треугольная метрическая резьба

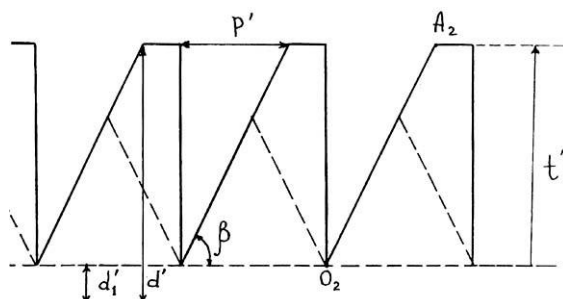


Рис. 2. Упорная резьба

Очевидно, что увеличение значения внешнего диаметра резьбы от d до значения d' вызывает увеличение контактной площади пропорционально квадрату значения d .

Напряжения, возникающие в костном фрагменте при действии на него продольного усилия, передаваемого со стержня, определяются по формуле

$$\sigma = F / A, \quad (2)$$

где F – действующее усилие, σ – напряжение.

Упорная резьба, обладающая большей контактной поверхностью, чем метрическая, создает меньшие напряжения в костном фрагменте, что способствует и меньшей вероятности его разрушения.

Уменьшение шага резьбы P будет увеличивать возможность среза стенок костного фрагмента, так как площадь основания костного выступа на стенке прямо пропорциональна шагу резьбы P . Именно на площадках, параллельных оси винта, т.е. в основании этих костных выступов, будет действовать составляющая σ_N возникающего напряжения, перпендикулярная линии витка резьбы и стремящаяся срезать выступ.

Отметим также, что недопустимо использовать резьбу с малым углом подъема винтовой

линии w (рис. 3)

$$\operatorname{tg} w = P / (\pi d_{cp}), \quad (3)$$

так как это приводит к увеличению опасной составляющей напряжения $\tau \tau$, стремящейся к срезу резьбы в костном фрагменте. На рис. 3 показано разложение действующего напряжения σ на составляющие σ_N и τ .

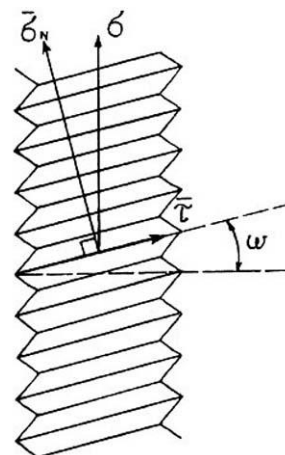


Рис. 3. Разложение действующего напряжения в костном фрагменте

В свою очередь, как показано в формуле (3), значение w прямо пропорционально шагу резьбы P , что также свидетельствует о необходимости увеличения P до некоторых допустимых значений.

При подборе шага резьбы P следует учитывать, что резкое увеличение его приводит к снижению количества витков резьбы и, следовательно, к уменьшению площади контактной поверхности A . В качестве возможного пути улучшения прочности резьбового соединения целесообразно использовать резьбу специальной формы, которая позволит увеличить контактную площадь. Например, вместо прямой стенки O_2A_2 (рис. 2) следует использовать параболическую стенку, обладающую большей длиной. Преобразуя выражение (1), имеем:

$$A = \frac{\pi}{4} (d + d_1) \frac{d - d_1}{\cos 30^\circ} = \frac{\pi}{4} (d + d_1) \cdot O_2A_2. \quad (4)$$

Соотношение (4) показывает в явном виде, что замена O_2A_2 на большую величину увеличивает контактную поверхность. Возможный «гибридный» вариант подобной резьбы приведен на рис. 4.

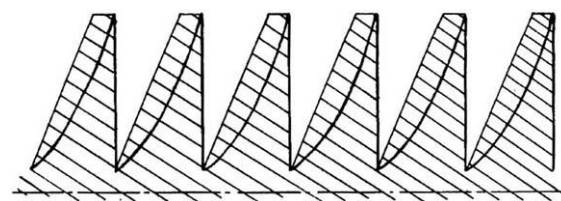


Рис. 4. Упорная резьба с параболической передней стенкой

В результате проведенного математического

анализа резьбового соединения стержней с костью сделаны следующие выводы:

- упорная резьба обладает большей контактной поверхностью, чем треугольная, создает меньшие напряжения в костном фрагменте, что способствует снижению вероятности его разрушения;

- подбор шага резьбы представляет собой сложную задачу, при решении которой необходимо учитывать следующее: излишнее уменьшение либо увеличение его приводит к снижению прочности закрепления стержня в кости;

- переднюю стенку витка упорной резьбы целесообразно выполнить в виде параболической. Обладая большей длиной, она увеличивает контактную площадь и улучшает прочность резьбового соединения.

Проведенный математический анализ конструкции стержневого остеофиксатора позволил нам разработать стержни собственной конструкции (положительное решение по заявке на изобретение № 97116559, положительное решение по заявке на промышленный образец № 98500404 от 27.04.98) (рис. 5).

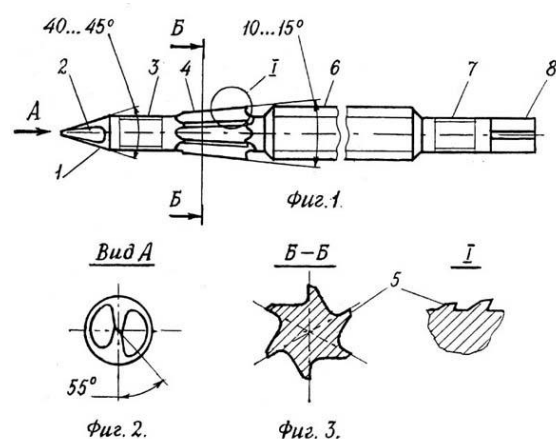


Рис. 5. Стержень для выполнения наружного чрескостного остеосинтеза: 1 - заостренный на конус конец; 2 - две плоские грани; 3 - цилиндрический участок с метрической резьбой; 4 - заборный конус; 5 - режущие зубья; 6 - резьбовой участок с упорной резьбой; 7 - цилиндрический участок с метрической резьбой; 8 - хвостовик под ключ с квадратным сечением

Заостренный на конус с углом 40 - 45° конец имеет две плоские грани, образующие по одной режущей кромке, которые заточены и соединяются на острие перемычкой под углом 55°. Выбранные значения угла конусности и угла наклона перемычки соответствуют общеизвестным положениям теории резания [5]. Резьбовой участок с метрической резьбой выполняется при необходимости, если требуется двустороннее закрепление концов стержня на циркулярной опоре аппарата. Резьбонарезающий участок сделан в виде заборного конуса с углом 10...15° и профилем метчика упорной резьбы, этот же профиль придан резьбовому участку. Цилинд-

рический участок выполнен с метрической резьбой для закрепления стержня на опоре аппарата.

Остеофиксаторы были изготовлены из материала ВТ16 и по технологии, разрешенным к применению в медицине согласно ТУ - 108.13 - 33 - 88 винт-шила, предназначенного для метафизарных отделов кости.

По рентгенограмме подбирают длину стержня, обеспечивающую его сквозное проведение через кость для выхода участка с метрической резьбой, либо длину, необходимую для глухого закрепления в кости стержня, не имеющего резьбового участка. Заостренный дистальный конец стержня вводят до упора в противоположную кортикальную пластину кости, вращая его проксимальный конец. При вращении стержня режущие кромки просверливают канал в кости, затем зубья резьбонарезающего участка нарезают в канале упорную резьбу, после чего в нее вворачивается участок с выполненным профилем упорной резьбы. После проверки положения стержня в кости его фиксируют на внешних опорах аппарата для остеосинтеза. Использовали пять типоразмеров стержней длиной 75, 95, 105, 140 и 170 мм. Высота витка стержня равнялась 0,9 и 1,1 мм. Диаметр части, погруженной в кость, составлял 5 и 6 мм. Укрепляемая в аппарате часть стержня снабжена метрической резьбой М5 и М6.

Наличие заостренного участка не требует предварительного сверления кости. Это позволяет сократить время установки фиксатора и добиться максимальной радиальной преднагрузки. Использование заборного конуса с резьбонарезающими зубьями для нарезания в канале упорной резьбы позволяет исключить разрушение костной ткани и тем самым снизить травматичность установки фиксатора. Использование упорной резьбы на той части стержня, которую устанавливают в костной ткани через обе кортикальные пластинки, обеспечивает прочность закрепления стержня в костной ткани. При этом передняя стенка витка упорной резьбы может быть параболической формы.

Сравнительная оценка осевой и радиальной прочности закрепления стержней в кости. Сравнительное исследование осевой прочности закрепления в кости резьбовых стержней-фиксаторов с различным профилем резьбы проводили на 4 образцах свежих немацерированных большеберцовых костей длиной не менее 200 мм. В каждую кость вворачивали опытный стержень-фиксатор, а затем их устанавливали в специальном нагрузочном устройстве.

Под прочностью закрепления понимали сопротивление материала костной ткани в результате действия осевой силы, приложенной к стержню.

В первой серии экспериментов каждый из

опытных стержней вкручивали в диафизарную часть кости по направлению, перпендикулярно ее оси, до выхода из противоположной кортикальной пластины кости путем вращения его проксимального конца. При отсутствии режущих кромок на заостренном конце у некоторых видов опытных стержней перед их установкой просверливали канал перовым сверлом.

Во второй серии экспериментов каждый из опытных стержней вворачивали в губчатую метафизарную часть кости перпендикулярно ее оси до выхода заостренного конца стержня из противоположной кортикальной пластины; при необходимости применяли предварительное сверление канала.

В каждой серии производили по 20 испытаний осевой прочности закрепления стержней – по 5 испытаний для каждого из 4 видов стержней, включенных в программу исследования.

Стержни для исследования были изготовлены из титанового сплава ВТ 16, имели метрическую резьбу на проксимальном конце, предназначенном для закрепления в аппарате чрескостной фиксации.

По конструкции дистального заостренного конца и профилю резьбы для вворачивания в кость все стержни, принятые к сравнительному исследованию, были разделены на четыре основных вида (рис. 6).

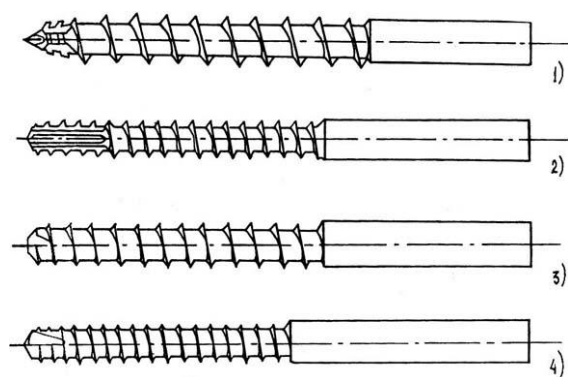


Рис. 6. Виды стержней, принятые к сравнительному исследованию: 1) стержень собственной конструкции; 2) стержень Фурдюка; 3) стержень ЦИТО; 4) стержень СКИД

1. Стержень собственной конструкции. Его разрабатывали и изготавливали согласно результатам математического моделирования и сформулированным рекомендациям по выбору оптимальных параметров резьбового профиля. Конструкция стержня имела следующие характеристики:

1) угол заострения $\varphi = 40^\circ$ со специальными режущими кромками;

2) резьбонарезающий участок (метчик) для получения в кости резьбы упорного профиля с наружным диаметром $d = 6$ мм, внутренним диаметром $d_1 = 3,8$ мм, высотой профиля $t = 1,1$ мм, шагом $P = 3$ мм, передним углом $\alpha = 30^\circ$,

задним углом $\alpha_1 = 3^\circ$, углом подъема винтовой линии $\omega = 11^\circ$;

3) резьбовой участок с резьбой указанного профиля.

2. Стержень, применяемый в аппаратах В.В. Фурдюка, имел следующие характеристики резьбы: $\varphi = 120^\circ$, $d = 4$ мм, $d_1 = 3$ мм, $t = 0,5$ мм, $P = 1,2$ мм, $\alpha = 30^\circ$, $\alpha_1 = 3^\circ$, $\omega = 6,25^\circ$.

3. Стержень, применяемый в аппаратах ЦИТО, отличался такими параметрами: тупой срез с фаской $\varphi = 45^\circ$, $d = 5,6$ мм, $d_1 = 4,4$ мм, $t = 0,6$ мм, $P = 2,2$ мм, $\alpha = 25^\circ$, $\alpha_1 = 3^\circ$, $\omega = 8^\circ$.

4. Стержень, применяемый в аппаратах СКИД, имел следующие характеристики: $\varphi = 90^\circ$, $d = 5,6$ мм, $d_1 = 4,6$ мм, $t = 0,5$ мм, $P = 2$ мм, $\alpha = 25^\circ$, $\alpha_1 = 3^\circ$, $\omega = 7,1^\circ$.

Каждый из стержней вворачивали в соответствующий отдел кости, после чего системы *кость-стержень* размещали в специальном устройстве для определения величины осевого усилия вырывания стержня из кости. Основой данного устройства служила универсальная машина Р-5 для испытания прочности и пластичности материалов. При этом условно считали, что прочность закрепления стержня в кости соответствует осевому усилию его вырывания, которое регистрировалось по стрелке круговой шкалы испытательной машины.

Согласно данным условиям использовали метод статического нагружения ввернутого в кость стержня осевым усилием с его измерением в момент вырывания стержня. При этом руководствовались действующими стандартами и научно-методическими рекомендациями по определению механических свойств материалов [1, 3].

Схема нагружения системы *кость-стержень* предусматривала крепление проксимального конца стержня в одном зажиме испытательной машины и присоединение кости к другому ее зажиму. Чтобы обеспечить необходимую прочность присоединения кости, использовали два хомутика, изготовленные из ленточного аморфного металлического сплава, сочетающего необходимую прочность, упругость и пластичность. Совпадения направления прилагаемой нагрузки с осью стержня достигали применением самоустанавливающейся конструкции тяговых элементов для стержня и кости с использованием полусферической формы контактных упорных поверхностей (рис. 7).

После установки системы *стержень-кость* в нагрузочное устройство, перед началом исследования, создавали с помощью ручного привода испытательной машины предварительную нагрузку величиной 0,5% от предельного значения 1000 кгс выбранной шкалы нагрузок, т.е. 5 кгс, затем шкалу устанавливали нулевым делением против рабочей стрелки. Скорость нагружения соответствовала рекомендациям по скорости

перемещения рабочего зажима испытательной машины, которая была принята равной 6 мм/мин. Осевую прочность закрепления каждого стержня в кости оценивали по величине нагрузки, при которой происходило вырывание стержня. Ее регистрировали по положению рабочей стрелки на шкале испытательной машины с погрешностью 1%.

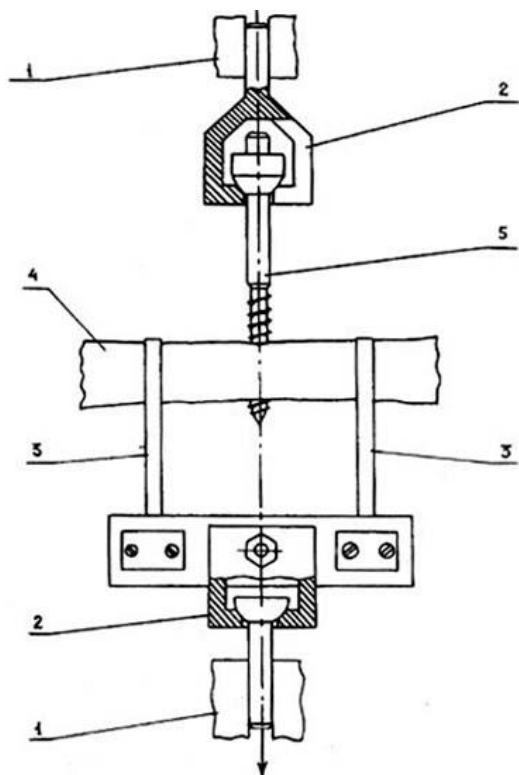


Рис. 7. Схема нагрузочно-измерительного устройства для определения осевой прочности закрепления стержней: 1 – зажимы испытательной машины Р – 5; 2 – самоустанавливающиеся тяговые элементы; 3 – хомутики; 4 – кость; 5 – стержень

Сравнительное исследование радиальной прочности закрепления в кости резбовых стержней-фиксаторов с различным профилем резьбы проводили также на 4 образцах свежих немацерированных большеберцовых костей длиной не менее 200 мм. В каждую кость вворачивали опытный стержень-фиксатор, после чего кость с фиксатором устанавливали в специальном нагрузочно-измерительном устройстве.

Под прочностью закрепления понимали сопротивление материала костной ткани деформации под действием радиальной силы, приложенной к стержню.

В первой серии экспериментов каждый из опытных стержней вворачивали в диафизарную часть кости по направлению, перпендикулярно ее оси, до выхода из противоположной кортикальной пластины кости, путем вращения его проксимального конца. При необходимости сверлом предварительно формировали канал.

Во второй серии экспериментов каждый из опытных стержней вворачивали в губчатую ме-

тафизарную часть кости перпендикулярно ее оси до выхода заостренного конца стержня с противоположной стороны; при необходимости также предварительно просверливали канал.

В каждой серии экспериментов проводили по 20 испытаний радиальной прочности закрепления стержней (тех же четырех видов, что и для испытания осевой прочности их закрепления).

Каждый из стержней вворачивали в соответствующий отдел кости, после чего систему *кость-стержень* устанавливали в специальное нагрузочно-измерительное устройство для определения величины радиального смещения свободного проксимального конца стержня. В этих условиях считали, что радиальная прочность закрепления соответствует величине радиального смещения нагружаемого конца стержня на определенной его длине. На этом основании применили метод статического нагружения свободного конца ввернутого в кость стержня радиальным усилием с измерением величины поперечного смещения стержня на определенной длине [6-8].

Схема нагружения системы *кость-стержень* представляла собой вертикально установленную кость с опорой ее метафиза на траверс испытательной машины и с упором исследуемого стержня через нагрузочную рамку в зажим машины (рис. 8).

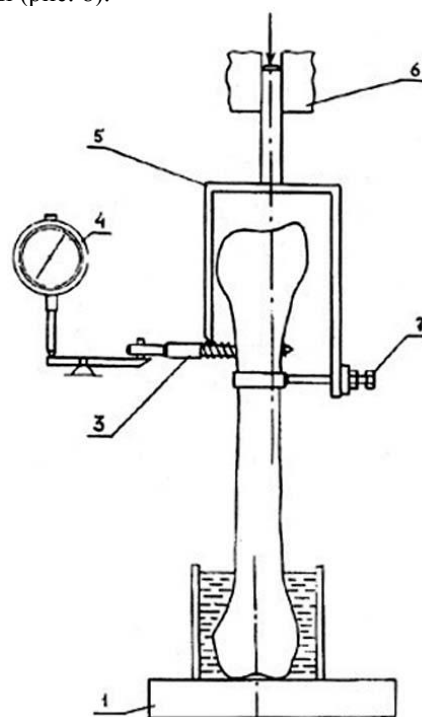


Рис. 8. Схема нагрузочно-измерительного устройства для определения радиальной прочности закрепления стержней: 1 – траверс испытательной машины Р – 5; 2 – кость; 3 – стержень; 4 – индикатор типа ЛИЗ; 5 – нагрузочная рамка; 6 – зажим машины Р – 5; 7 – регулировочный винт

Радиальное усилие от одного конца рамки

прикладывали к стержню на расстоянии 15 мм от поверхности кости; на расстоянии 55 мм стержень контактировал с рычажной системой индикатора типа ЛИЗ, где регистрировалось смещение стержня с погрешностью измерения 0,001 мм. Вертикальное рабочее положение рамки устанавливали с помощью упорного хомута и регулировочного винта второго конца рамки.

Предварительно условно считали, что смещение стержня происходит под действием приложенной к нему нагрузки только из-за деформации костной ткани в ее контакте с резбовой поверхностью, деформацию самого стержня при этом не учитывали. Для выбора оптимальной величины нагрузки ее последовательно увеличивали от нуля через каждые 0,05 кгс с регистрацией показаний индикатора. При нагрузках 0,80 кгс и 0,85 кгс величина смещения приблизилась к значению 0,05 мм, что в 50 раз превысило погрешность индикатора и соответствовало известным рекомендациям по проведению механических испытаний. С учетом этого было признано целесообразным проводить исследование радиальной прочности закрепления стержня при нагрузке 0,8 кгс. Перед началом каждого опыта нижнюю опорную часть кости размещали внутри металлического кожуха (рис. 8), заполняемого нагретым жидким галлием. При комнатной температуре происходило застывание галлия, что обеспечивало продольную устойчивость нагружаемой системы *кость-стержень*. Для всех исследований повторяемость опытов была принята пятикратной, результаты экспериментов обрабатывали методами вариационной статистики [7, 8, 9; ГОСТ 8.011-82, 1982].

Осевую прочность закрепления стержня определяли по величине осевого усилия его вырывания из кости, которое регистрировали для каждого из четырех опытных стержней, ввернутых поочередно в четыре различных образца кости. Затем вычисляли среднее значение усилия вырывания каждого стержня, которое использовали для сравнительной оценки осевой прочности закрепления стержней в кости (табл. 4).

Радиальную прочность закрепления стержня устанавливали по величине смещения его проксимального конца под воздействием

определенной радиальной нагрузки. Это смещение измеряли для каждого из четырех опытных стержней, ввернутых поочередно в четыре различных образца кости. После таких измерений вычисляли среднее значение смещения для каждого стержня, которое позволило произвести сравнительную оценку радиальной прочности закрепления стержней в кости.

Результаты измерения средних радиальных смещений стержней каждого вида, ввернутых в диафизарные и метафизарные отделы костей, приведены в таблице 5.

Экспериментальные значения усилия вырывания при осевой нагрузке, а также величины смещения при радиальной нагрузке подвергались математической обработке, согласно имеющимся требованиям и рекомендациям [4, 6-9]. При этом для каждого из четырех видов опытных стержней рассчитывали средние значения усилия *a* вырывания из диафиза кости и усилия *b* вырывания из метафиза кости, величины радиального смещения *c* в диафизе кости и *d* в метафизе кости.

Затем вычисляли значения средней квадратичной ошибки измерения *S*, приближенно соответствующей эмпирическому стандарту σ , определяли величину множителя $t_{\alpha}(n)$ из таблицы значений интеграла вероятностей согласно известному распределению Стьюдента, который для принятой надежности измерений $\alpha = 0,95$ и количества опытов $n = 4$ оказался равным $t_{0,95}(4) = 2,78$. После этого определяли вероятностные значения отклонений $\Delta a, \Delta b, \Delta c, \Delta d$ истинных величин усилий и смещений от их средних значений и устанавливали истинные значения усилий *a* и *b*, а также смещений *c* и *d* с их доверительным интервалом, кроме того рассчитывали относительную ошибку ε нахождения истинных значений усилий и смещений. Проверка рассчитанных отклонений истинных значений усилий и смещений от их средних значений по правилу «трех сигм» показала, что все отклонения не выходят за пределы трех значений σ , относительная ошибка ε не превышает 5%. Поэтому все вычисленные истинные значения усилий и смещений принимали за достоверные величины и использовали для последующего сравнения и анализа.

Таблица 4

Средние показатели осевых усилий вырывания стержней с различной конструкцией резбовой части из диафиза и метафиза кости

Отделы кости	Вид стержня			
	стержень собственной конструкции	стержень из аппаратов В.В. Фурдюка	стержень из аппаратов ЦИТО	стержень из аппаратов СКИД
	Усилия вырывания <i>a</i> и <i>b</i> , кгс			
Диафиз кости, <i>a</i>	57±1,11	50,1±0,72	51,6±0,64	50,8±0,72
Метафиз кости, <i>b</i>	66,8±0,72	52,4±0,64	53,6±0,64	53,6±0,64

Таблица 5

Средние показатели радиального смещения стержней с различной конструкцией резьбовой части в диафизе и метафизе кости

Отделы кости	Вид стержня			
	стержень собственной конструкции	стержень из аппаратов В.В. Фурдюка	стержень из аппаратов ЦИТО	стержень из аппаратов СКИД
	Смещение c и d , мм			
Диафиз кости, c	0,09±0,0035	0,1±0,0024	0,1±0,0034	0,12±0,0045
Метафиз кости, d	0,09±0,0037	0,1±0,0032	0,1±0,0024	0,12±0,0049

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

В результате проведенного математического анализа резьбового соединения стержней с костью сделаны следующие выводы:

- упорная резьба обладает большей контактной поверхностью, чем треугольная, создает меньшие напряжения в костном фрагменте, что способствует снижению вероятности его разрушения;

- подбор шага резьбы представляет собой сложную задачу, при решении которой необходимо учитывать следующее: излишнее уменьшение либо увеличение его приводит к снижению прочности закрепления стержня в кости;

- переднюю стенку витка упорной резьбы целесообразно выполнить в виде параболической. Обладая большей длиной, она увеличивает контактную площадь и улучшает прочность резьбового соединения.

В результате сравнительного анализа полученных значений осевых усилий вырывания стержней из диафиза кости выявлено, что наибольшее усилие 57 кгс требовалось для вырывания стержня собственной конструкции, наименьшее усилие – 50,8 кгс – для вырывания стержней, применяемых в аппаратах В.В. Фурдюка и в аппаратах СКИД. Относительное повышение прочности закрепления собственного стержня при этом составило 10,9% ($p<0,05$). В сравнении же с усилием вырывания стержня, применяемого в аппаратах ЦИТО, равным соответственно 51,6 кгс, прочность закрепления собственного стержня была выше на 9,5% ($p<0,05$).

Сопоставление установленных величин осевых усилий вырывания стержней из метафиза кости позволило выявить наибольшее усилие 66,8 кгс для вырывания стержня собственной конструкции, наименьшее усилие 52,4 кгс – для вырывания стержня, применяемого в аппаратах В.В. Фурдюка. В этих условиях прочность закрепления собственного стержня оказалась выше на 21,6% ($p<0,05$). При сопоставлении с усилием вырывания стержней ЦИТО и СКИД, равным 53,6 кгс, прочность закрепления собствен-

ного стержня была выше соответственно на 19,8% ($p<0,05$).

Сопоставление установленных величин радиальных смещений проксимальных концов стержней в диафизе кости позволило определить, что наименьшее смещение – 0,09 мм – происходило у стержня собственной конструкции. Наибольшее смещение (0,12 мм) было отмечено у стержня, применяемого в аппаратах СКИД, что составило относительное увеличение на 33,3% ($p<0,05$). Для других стержней величина смещения была равна 0,1 мм, по отношению к которым прочность закрепления собственного стержня была выше на 11,1% ($p<0,05$).

При оценке значений радиальных смещений конца стержней в метафизе кости было выявлено, что смещения имели те же значения для соответствующих конструкций стержней, что и в эксперименте на диафизе кости.

Более прочное закрепление собственного стержня в сравнении с другими конструкциями при действии радиальной нагрузки объясняется повышенными значениями наружного диаметра резьбы, ее увеличенным шагом и углом подъема винтовой линии. Благодаря этому возрастает площадь радиального взаимодействия резьбовых поверхностей стержня и кости, из-за чего уменьшаются напряжение и смятие костной ткани, определяющие смещение стержня.

Проведенные исследования показали, что разработанная конструкция стержневого фиксатора в сравнении со стержнями, наиболее широко применяемыми в других аппаратах внешней фиксации, обеспечивает:

- увеличение осевой прочности закрепления в метафизарных отделах костей на 19,8-21,6%;
- увеличение осевой прочности закрепления в диафизарных отделах костей на 9,5-10,9%;
- увеличение радиальной прочности закрепления в метафизарных и диафизарных отделах костей на 11,1-33,3%.

ВЫВОД

Применение стержня собственной конструкции увеличивает осевую прочность его закреп-

ления в диафизарном и метафизарном отделах кости благодаря повышенной высоте профиля

резьбы и площади контактной поверхности между каждым витком резьбы стержня и внутренним витком резьбы в кости. Кроме этого, увеличению осевой прочности закрепления стержня способствуют повышенные значения шага резьбы и угла подъема винтовой линии, так как при этом уменьшается величина нормальной со-

ставляющей осевой силы, которая непосредственно производит срез витков кости. Понижение значения осевой прочности закрепления стержней других конструкций обусловлено, в первую очередь, уменьшенными величинами высоты профиля их резьбы и ее шага.

ЛИТЕРАТУРА

1. Вольмир А.С. Устойчивость деформируемых систем / 2-е изд. – М.: Наука, 1967. – 984 с.
2. Золотаревский В.С. Механические испытания и свойства материалов. – М., 1974. – 302 с.
3. Фридман Я.Б. Механические свойства металлов: в 2-х ч. – Ч. 1. Деформация и разрушение. – М., 1974. – 471 с.
4. Иосилевич Г.Б., Лебедев П.А., Стреляев В.С. Прикладная механика. – М.: Машиностроение, 1985. – 576 с.
5. Феодосьев В. И. Сопротивление материалов. – М.: Наука, 1986. – 512 с.
6. Шевцов В.И. и др. Аппарат Илизарова. Биомеханика / В.И. Шевцов, В.А. Немков, Л.В. Складар. – Курган, 1995. – 165 с.
7. Кудрин А.П., Пономарева Г.Т. Применение математики в экспериментальной и клинической медицине. – М.: Медицина, 1967. – 221 с.
8. Митропольский А.К. Техника статистических вычислений / 2-е изд. перераб. и доп. – М.: Наука, 1971. – 576 с.
9. Румшиский Л.З. Математическая обработка результатов эксперимента: справочное руководство. – М.: Наука, 1971. – 192 с.

Рукопись поступила 19.11.02.

Рекламируемые книги предназначены для травматологов-ортопедов, хирургов, преподавателей и студентов медицинских учебных заведений.

Книги высылаются наложенным платежом.

Заказы направлять Таушкановой Лидии Федоровне – заведующей научно-медицинской библиотекой Российского научного центра "Восстановительная травматология и ортопедия" им. акад. Г.А. Илизарова, по адресу:

6, ул. М. Ульяновой, г. Курган, 640014, Россия

Тел. (3522) 530989

E-mail: gip@rncvto.kurgan.ru

Internet: <http://www.ilizarov.ru>