

УДК 531/534:[57+61]

© 2006 г. **А.В. Бушманов**, канд. техн. наук,
Л.А. Соловцова

(Амурский государственный университет, Благовещенск)

ЧИСЛЕННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЧНОСТИ ФИКСИРУЮЩЕГО УСТРОЙСТВА «КРАБ»

Численным методом решается задача определения жесткости фиксирующего устройства, используемого при остеосинтезе поперечного перелома хирургической шейки плеча.

Введение

Среди переломов длинных трубчатых костей наибольшие трудности для лечения представляют переломы костей предплечья [1]. В последнее время широкое распространение в лечении ортопедо-травматологических больных получил метод чрескостного остеосинтеза, однако внедрение этого метода в клиническую практику для лечения больных с переломами костей предплечья сдерживается рядом причин, наиболее существенными из которых являются трудности репозиции и фиксации костных отломков в аппарате, насыщенность данного сегмента анатомическими образованиями.

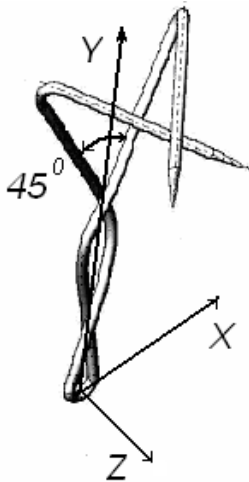


Рис.1. Фиксирующее устройство «Краб».

На современном этапе развития травматологии наилучшим для лечения переломов является наружный остеосинтез с применением различных аппаратов. Однако составляющие биомеханики чрескостного остеосинтеза вступают во взаимный конфликт ввиду наличия противоположных требований для своего оптимального решения. В центре внутренних противоречий чрескостного остеосинтеза наиболее часто лежат условия, ответственные за обеспечение жесткости фиксации костных фрагментов [2]. С этих позиций конструкция фиксаторов должна быть математически обоснованной. При проектировании фиксаторов следует учитывать, что при действии переменных напряжений разрушение материала происходит при значениях существенно меньших, чем предельные напряжения при однократной статической нагрузке. Поэтому возможны ситуации, когда-либо сам фиксатор не выдерживает длительной

динамической нагрузки, либо сопротивляемость кости в месте контакта с фиксатором оказывается ниже, чем напряжение. Разрабатывая фиксатор, необходимо знать величину, точку приложения, направление смещающих фрагменты сил, моменты сил и векторную величину равнодействующей. Необходимо знать также прочностные характеристики кости, для которой будет использован фиксатор.

С помощью современных численных методов и компьютерного моделирования можно заранее определять обозначенные ситуации. Сотрудниками Амурской государственной медицинской академии и лаборатории компьютерной биомеханики, Амурского государственного университета смоделировано, выполнено и применено для лечения переломов и переломовывихов проксимального отдела плечевой кости фиксирующее устройство «Краб» (рис.1).

Анализ литературных источников [1 – 3] указывает, что многие исследователи в области разработки фиксаторов и фиксирующих устройств выделяют необходимость математического обоснования жесткости и прочности. Однако, несмотря на решение огромного количества частных задач, единого подхода, который бы охватывал весь спектр конструктивных особенностей при проектировании и применении фиксаторов и фиксирующих устройств, до сих пор нет. Такой подход должен учесть следующее:

- сложную геометрию фиксаторов и аппаратов, возможность универсализации применения;

- переменную жесткость элементов фиксирующих аппаратов (например, за счет переменной толщины составляющих элементов или изменения механических свойств);

- граничные условия смешанного типа;

- действие распределенных или сосредоточенных нагрузок.

Возможность учета всех этих особенностей лежит в использовании метода конечных элементов, позволяющего органически учесть сложность формы, включающую многосвязность, и переменную жесткость.

В представленной работе для конечно-элементного анализа фиксатора в виду его сложной геометрической формы используются тетраэдральные конечные элементы.

Постановка задачи

Рассматривается фиксирующее устройство (2), закрепленное с помощью винтов (3) на модели плечевой кости (1) с имитацией перелома (4) (рис. 2). Расчетная модель разработана в системе твердотельного моделирования Solid Works (Data Systems Corporation). Устройство острыми концами жестко внедряется в головку кости плеча (А) и двумя винтами (3) крепится к трубчатой кости плеча (В) (рис. 2).

Рассматриваются три варианта приложения силы и соответственно

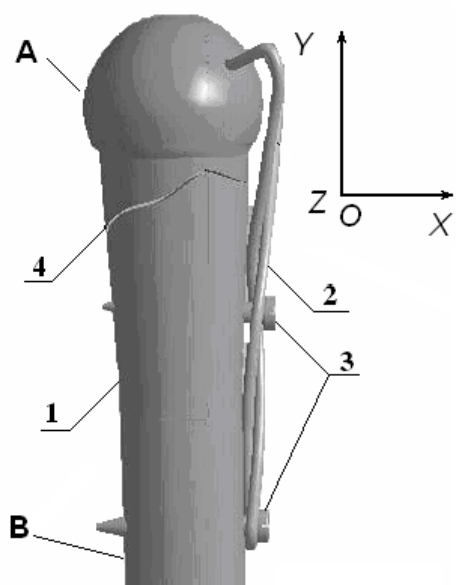


Рис.2. Расчетная модель.

рассчитывается жесткость фиксатора при продольном (вдоль оси OY) растягивающем усилии, отведении и сгибании руки. Предполагается, что соединение фиксатора (2) с головкой кости (A) и с трубчатой частью (B) происходит без отставания. Решение строится на основе метода конечных элементов.

Рассматриваемая пространственная задача состоит в нахождении поля перемещений и, как следствие, напряженно-деформированных состояний фиксатора при трех вариантах приложения силы с использованием тетраэдральных объемных конечных элементов.

Математическая модель

Для построения уравнений жесткости конечных элементов

$$[k]\{d\} = \{F\}, \quad (1)$$

где $[k]$ – матрица жесткости конечного элемента, $\{d\}$ – вектор узловых перемещений (степеней свободы), $\{F\}$ – вектор узловых сил, использовался прямой метод [4], состоящий из следующих шагов.

1. Поле перемещений элемента u выражается в терминах конечного числа неопределенных параметров $\{a\}$:

$$u = a_1 + a_2x + a_3y + a_4x^2 + \dots = [1 \ x \ y \ x^2 \ \dots] \{a_1 \ a_2 \ a_3 \ a_4 \ \dots\}^T = [p(m)]\{a\}, \quad (2)$$

где m – степень используемого полинома.

2. Определяются формулы преобразования, связывающие параметры $\{a\}$ со степенями свободы конечного элемента $\{d\}$:

$$\{d\} = [B]\{a\}, \quad (3)$$

где $[B]$ – матрица коэффициентов перехода от параметров $\{a\}$ к степеням свободы конечного элемента.

3. Поскольку матрица $[B]$ не зависит от текущих координат, то для тетраэдрального элемента матрица жесткости определяется как

$$[k] = [B]^T [A] [B] V, \quad (4)$$

где $[A]$ – матрица упругости.

4. Матрицы жесткости отдельных элементов объединяются в матрицу системы. В одном узле сетки сходятся несколько элементов, и каждый из них вносит вклад в матрицу жесткости, поэтому i -я строка суммарной матрицы жесткости будет содержать соответствующие компоненты мат-

риц жесткости элементов, примыкающих к этому узлу. Общая матрица жесткости в виде $[K]$, содержащей n узлов, будет:

$$[K] = \begin{bmatrix} k_{11} & k_{12} & \mathbf{L} & k_{1n} \\ k_{21} & k_{22} & \mathbf{L} & k_{2n} \\ \mathbf{L} & \mathbf{L} & \mathbf{L} & \mathbf{L} \\ k_{n1} & k_{n2} & \mathbf{L} & k_{nn} \end{bmatrix}. \quad (5)$$

5. Обозначая векторы внешних, сосредоточенных в узлах сетки усилий и перемещений узлов соответственно

$$\{F\} = \{F_1 \ F_2 \dots \ F_n\}^T, \quad \{U\} = \{U_1 \ U_2 \dots \ U_n\}^T, \quad (6)$$

получим систему линейных уравнений относительно узловых смещений

$$\{F\} = [K] \{U\}. \quad (7)$$

По физическому смыслу (7) представляет собой уравнение равновесия системы в смещениях. Для получения решения система должна быть дополнена граничными условиями в перемещениях – для рассматриваемой модели $\bar{U}(\bar{r}) = 0$, при $\bar{r} \in A$, где A – поверхность крепления фиксирующего устройства.

Приведенная математическая модель конечно-элементного анализа стержневых конструкций используется в известных пакетах конечно-элементного анализа.

Численное моделирование

Фиксирующее устройство представляет собой изогнутую по специальному шаблону спицу (2), которая соединяет отломки плечевой кости (А) и (В) и крепится к трубчатой кости плеча при помощи двух шурупов (3) (см. рис. 2).

Для прочностного анализа фиксирующего устройства использовалась программа ANSYS [5]. С целью численного моделирования был выбран трехмерный элемент объемного НДС с десятью узлами в форме тетраэдра SOLID 187. Элемент имеет квадратичное представление перемещений и в состоянии использовать нерегулярную форму сетки. Элемент определяется десятью узлами, имеющими три степени свободы в каждом, перемещения в направлении осей X , Y и Z узловой системы координат.

Для резьбовых стержней использовался материал – сплав титана ВТ4; напряжения – предел текучести $s_T = 50$ кгс/мм², предел прочности $s^* = 60$ кгс/мм²; относительные деформации – предел текучести $e_T = 22$, предел прочности $e^* = 30$; модуль упругости $E = 1.15 \cdot 10^4$ кГ/мм²; модуль сдвига $G = 0.4 \cdot 10^4$ кГ/мм²; коэффициент Пуассона $m = 0.3$. Спица представляет собой отрезок круглой проволоки из нержавеющей стали марки 17Х18Н9, диаметром 1.8 мм.

Заданы следующие геометрические характеристики фиксирующего устройства: расстояние между врезными винтами (3) равно 0.02 м (см. рис.

2), угол между концами спицы, входящими в головку кости плеча (А), равен 45 град. (рис. 1), расстояние между местом вхождения конца спицы в головку плеча и верхним врезным стержнем – 0.07 м.

Жестко закрепленной считаем головку плечевой кости (А) (рис. 2). Трубчатая часть (В) подвижна вследствие имитации перелома и соединяется с неподвижной частью (А) посредством фиксатора.

Результаты численного моделирования перемещения фиксатора и проведенного эксперимента, при нагрузке 30 N, при продольном (вдоль оси ОУ) растягивающем усилии, отведении и сгибании руки, приведены на рис. 3, 4, 5, где 1 – эксперимент; 2 – расчет. Результаты расчета максимальных значений напряжения в трех вариантах приложения силы следующие: при положении руки вниз – 638.317 Pa; при отведении руки вперед – 2.636e+3 Pa; при отведении руки в сторону – 2.517e+3 Pa.

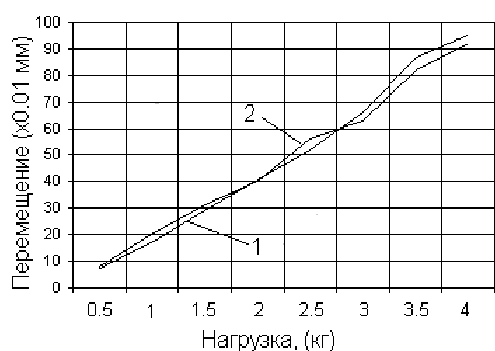


Рис.3. Вертикальное приложение нагрузки.

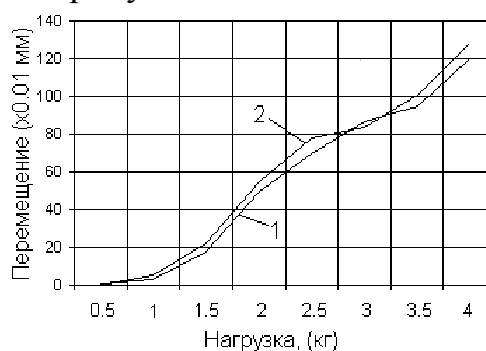


Рис.4. Отведение руки в сторону.

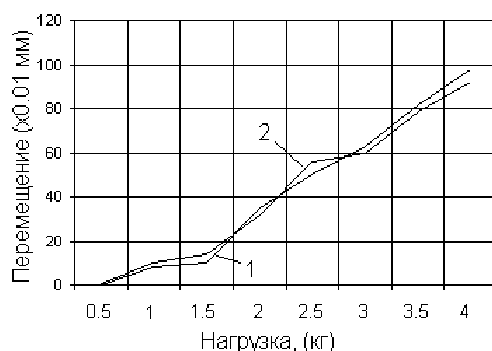


Рис.5. Положение руки вперед.

Заключение

На основании проведенного численного анализа можно сделать следующие выводы: во-первых, расчетные показатели перемещения очень близки, а в некоторых случаях нагружения (как видно на рис. 3 – 5) совпадают с экспериментальными данными; во-вторых, численное моделирование перемещений костных отломков в системе «кость-фиксатор» с приемлемой точностью отклонения составляют не более 4%, позволяют прогнозировать относительное смещение отломков при использовании фикса-

тора «Краб»; в-третьих, нагружать конструкцию более 40 N, не рекомендуется из-за больших, более 0.001 м, смещений отломков костей относительно друг друга; в-четвертых, максимальные напряжения отмечены в местах крепления фиксатора к костной ткани врезными стержнями, а также в местах перегиба спицы (рис. 2). С целью увеличения жесткости конструкции рекомендуется: а) увеличить диаметр применяемой спицы до 0.002 м; б) увеличить жесткость стержней-фиксаторов (3) (рис. 2); в) увеличить жесткость соединения фиксатора со стержнями-фиксаторами.

ЛИТЕРАТУРА

1. *Швед С.И., Шевцов В.И., Сысоенко Ю.М.* Лечение больных с переломами костей предплечья методом чрескостного остеосинтеза. – Курган. Изд-во РосНЦ, 1997.
2. *Корнилов Н.В., Соломин Л.Н., Войтович А.В.* Причины, значение и пути разрешения внутренних противоречий внеочаговой фиксации // Бюллетень ВСНЦ СО РАМН. – 2001. – №5 (19). – С.61-68.
3. *Шаповалов В.М., Гуманенко Е. К., Дулаев А. К. и др.* Хирургическая стабилизация таза у раненых и пострадавших. – СПб.: МОРСАР АВ, 2000.
4. *Галлагер Р.* Метод конечных элементов. Основы. / пер. с англ. – М.: Мир, 1984.
5. ANSYS Basic Analysis Procedures Guide, ANSYS Release 9.0. ANSYS Inc., 2004.