

Д.В.БРЕСЛАВСКИЙ, докт.техн.наук; **В.Н.КОНКИН**, канд.техн.наук;
В.Г.СУКИАСОВ, канд. техн. наук, НТУ «ХПИ»;
Б.А.ПУСТОВОЙТ, докт.мед.наук; **БАХА В.Ф.ЯХЬЯ**, Институт
патологии позвоночника и суставов им. М.И.Ситенко АМН Украины

МОДЕЛИРОВАНИЕ И ЧИСЛЕННЫЙ АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ ОПЕРАТИВНОЙ КОРРЕКЦИИ НА НАПРЯЖЕННОЕ СОСТОЯНИЕ БОЛЬШОЙ БЕРЦОВОЙ КОСТИ

Наведено результати порівняльного аналізу різних способів оперативного виправлення фронтальної деформації великої гомілкової кістки. Розрахунки виконано методом скінчених елементів в тривимірній постановці. Критерієм для зіставлення є рівень напруженого стану кістки під дією фізіологічного навантаження.

The comparative analysis results of various ways of operative correction of tibia face-to-face deformation are presented. Calculations are executed by finite element method in three-dimensional statement. Criterion for comparison is the stress state level of bone by physiological loading.

Фронтальные деформации нижних конечностей являются причиной неблагоприятного восприятия физиологических нагрузок. Допустимая норма фронтального отклонения в коленном суставе от механической оси составляет $\pm 7^\circ$ [1]. Превышение этого значения ведет к серьезным последствиям и требует хирургического вмешательства. В настоящее время известны различные способы нормализации оси нижней конечности, среди которых основными считаются корригирующие остеотомии бедренной и большеберцовой костей [1]. При этом любые хирургические реконструкции строятся по однотипному принципу – достижению опороспособности с равновесным нагружением суставов и конечности, что обеспечивает физиологическую функцию с минимальными энергозатратами [1]. В этом аспекте представляет интерес выяснение роли реконструктивных вмешательств в условиях фронтальных деформаций, поскольку в литературе приведены лишь единичные данные о характере действия физиологических нагрузок на нижнюю конечность до и после операции [2–4].

В статье [5] дана количественная оценка влияния фронтальной деформации на напряженное состояние кости при осевом сжатии. Настоящая работа продолжает [5] в направлении теоретического изучения последствий хирургической коррекции искривленной кости.

Объектом исследования является большая берцовая кость под действием продольной нагрузки. Цель расчетов состоит в теоретическом сопоставлении различных способов оперативного исправления искривленной кости с точки зрения восприятия осевого сжатия при ходьбе. Задача рассматривается в 3-

мерной постановке на основе МКЭ, критерием для сравнения является уровень напряженного состояния в наиболее нагруженной зоне кости.

Приведенная в [5] модель искривленной кости является базовой для последующих моделей, имитирующих оперативное исправление дефекта тремя разными способами. Указанные способы иллюстрируются рис. 1 и 2. Во всех случаях считается, что в результате операции осевая линия нижней части кости (область лодыжки и голеностопа) становится параллельной оси бедра.

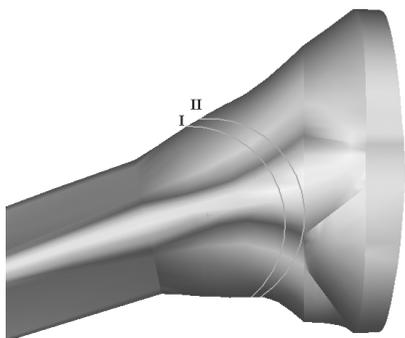


Рисунок 1

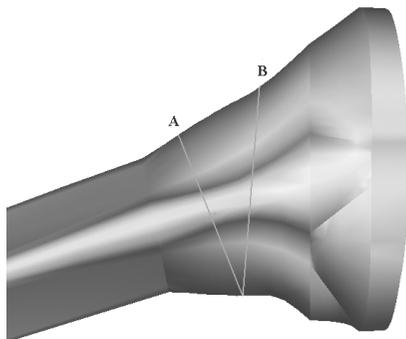


Рисунок 2

На рис. 3, 4 представлена модель, полученная из исходной путем разделения ее на два фрагмента за счет двух достаточно близких цилиндрических сечений I и II в верхней части кости (см. рис. 1), с последующим поворотом нижнего фрагмента и стыковкой его с верхним. Общая длина кости при этом почти не изменяется. В данном случае расчетная модель состоит из двух объемов, жестко связанных по поверхности соприкосновения, что можно считать соответствующим начальным стадиям восстановительного периода. Предполагается, что в результате операции восстанавливается равномерное распределение нагрузки в коленном суставе, т.е. характер нагружения такой же, как для здоровой кости [5]. Этот же подход использован и при изучении последующих моделей.

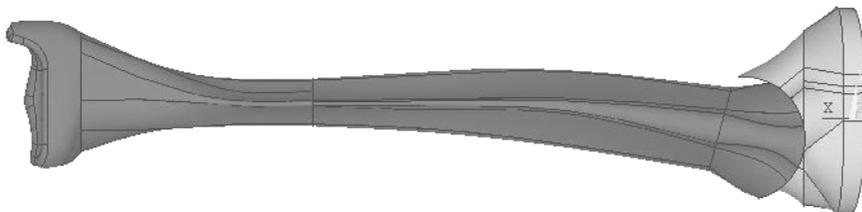


Рисунок 3

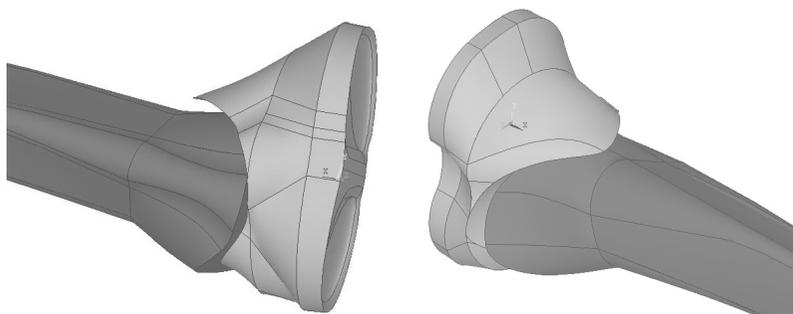


Рисунок 4

Механические характеристики материала и величина нагрузки совпадают с принятыми в [5]. Разбивка на конечные элементы, закрепление и нагруженные модели также соответствуют [5]. Результаты расчетов приведены на рис. 5, 6, где, в частности, видно, что максимальная интенсивность напряжений составляет 8,4 МПа.

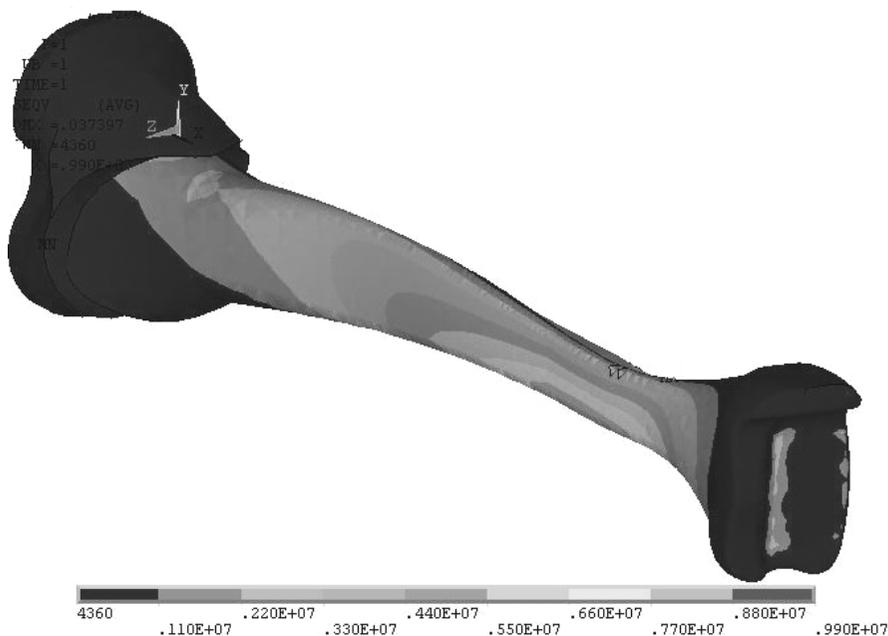


Рисунок 5

Другой способ оперативного исправления искривленной кости состоит в иссечении клиновидного участка в верхней части кости плоскостями **A** и **B** (см. рис. 2) и последующей стыковки фрагментов по плоским поверхностям

после поворота вокруг общей точки в вершине клина. Соответствующая модель показана на рис. 7. Следует отметить, что такой способ операции приводит к заметному уменьшению общей длины кости.

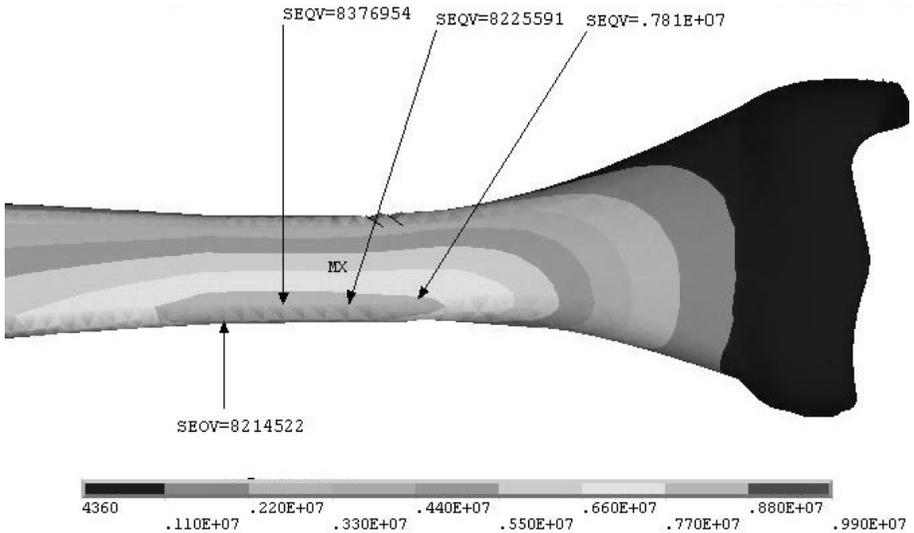


Рисунок 6

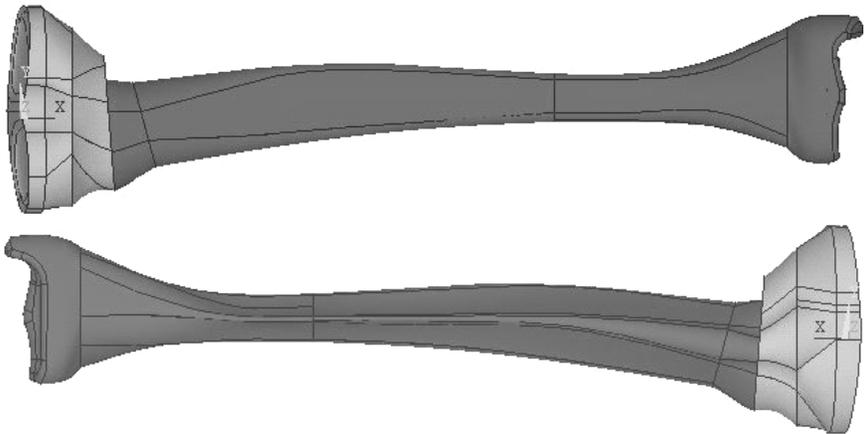


Рисунок 7

Согласно расчетам, как показано на рис. 8, 9, в данном случае интенсивность напряжений в наиболее нагруженной области достигает величины 11,3 МПа, что на 34,7 % превышает соответствующее значение для модели с цилиндрическим сечением.

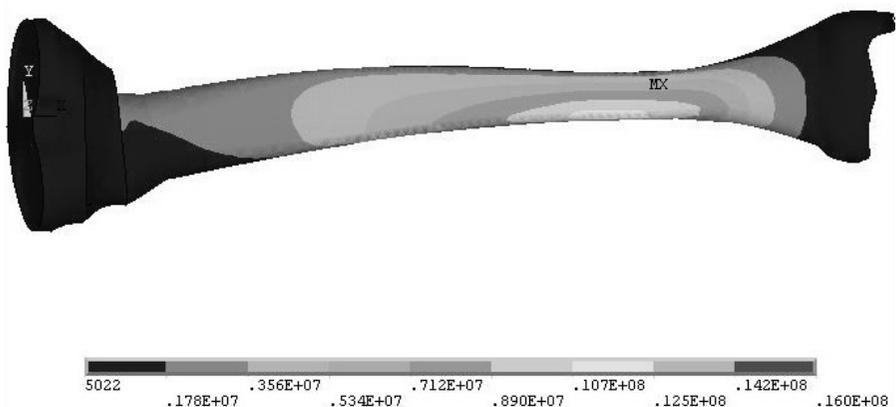


Рисунок 8

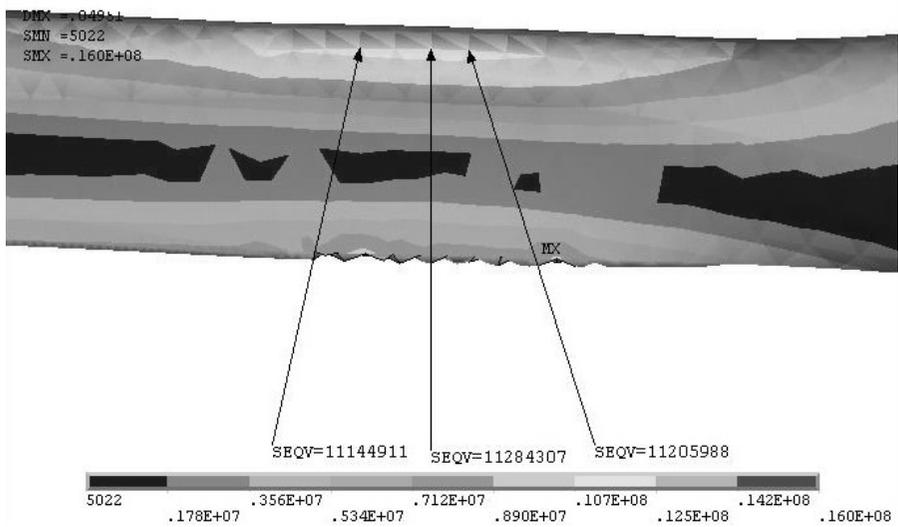


Рисунок 9

Последняя из исследованных моделей, представленная на рис. 10, имитирует исправление искривленной кости путем сечения одной плоскостью **В** (см. рис. 2), взаимного поворота фрагментов вокруг общей точки и вставки между ними инородного клина. Такой способ позволяет избежать сокращения длины кости. Расчетная модель в данном случае включает три жестко скрепленных объема. Выполнено два варианта расчета, отличающихся значениями механических свойств клина. В первом варианте клин считается керамическим, с упругими характеристиками $E = 2 \cdot 10^5$ МПа; $\nu = 0,22$. Во втором варианте предполагается в 100 раз меньшая жесткость материала клина, то есть

$E = 2 \cdot 10^3$ МПа. Для обоих вариантов получены практически идентичные распределения напряжений, т.е. жесткость клина не оказывает влияния на напряженное состояние кости. Соответствующие поля интенсивности напряжений приведены на рис. 11-13, наибольшее значение составляет 21,6 МПа. Уровень напряжений для данной модели получается в 2,58 раза выше, чем в случае модели с цилиндрическим сечением.

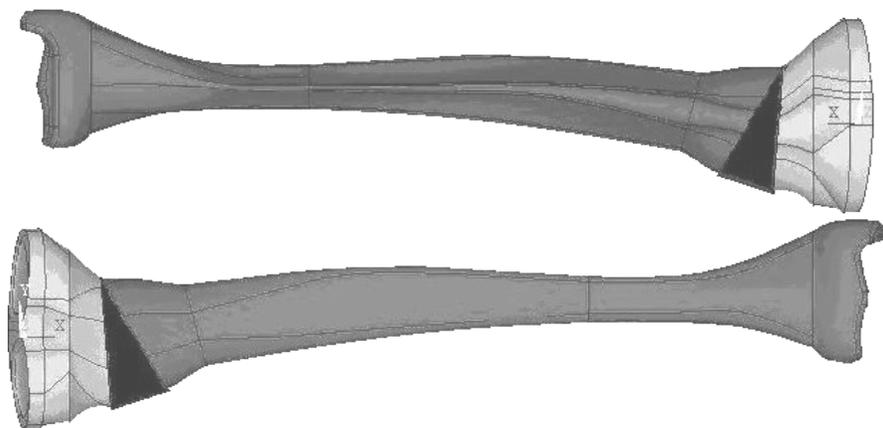


Рисунок 10

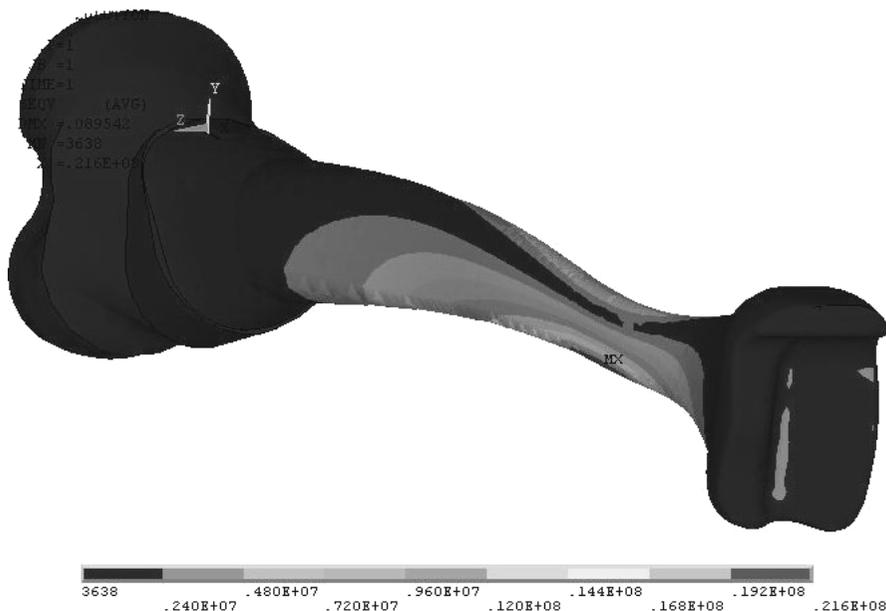


Рисунок 11

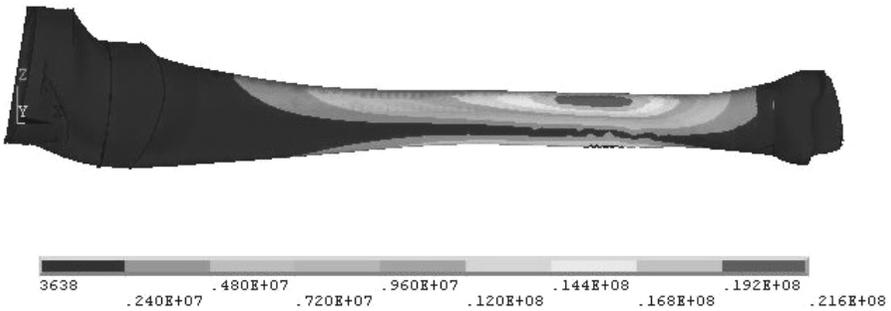


Рисунок 12

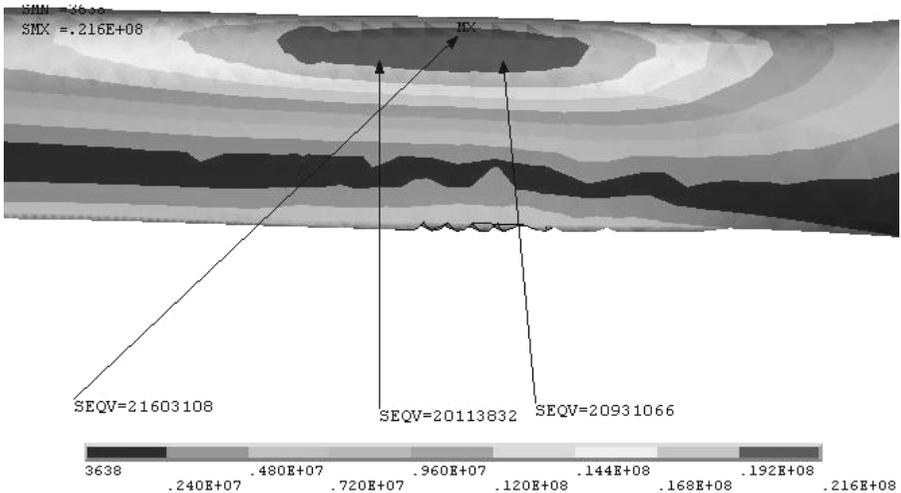


Рисунок 13

Таким образом, результаты проведенных расчетов и их сопоставление позволяют сделать вывод о несомненном преимуществе варианта полуцилиндрической остеотомии [1] по сравнению с двумя другими способами с точки зрения минимизации нагруженности оперированной кости, поскольку напряженное состояние кости является определяющим фактором для прогноза развития неблагоприятных эффектов в костных тканях с течением времени. Полученные результаты могут служить основой для последующих расчетов с целью оптимального планирования костной коррекции вальгусной деформации коленного сустава.

Список литературы: 1. Пустовойт Б.А. Диагностика и хирургическое лечение фронтальных диспластических деформаций // Ортопедия, травматология и протезирование. – Киев, 1992. – Вып. 22. – С. 128-133. 2. Freemann M. Arthritis of the knee. – Berlin: Springer-Verlag, 1980. – S. 149 – 182. 3. Maquet P.J. Biomechanics of the knee. – Berlin: Springer-Verlag, 1984. – 306 p. 4.

Пустовойт Б.А., Михайлов С.Р. Биомеханическое обоснование фронтальной остеотомии костей голени при диспластической патологии // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2000. – № 3. – С. 20-25. *Бреславский Д.В., Конкин В.Н., Сукиасов В.Г., Пустовойт Б.А., Баха В.Ф. Яхья.* Моделирование большой берцовой кости и численный анализ влияния фронтальной деформации на ее напряженное состояние // Вісник НТУ «ХП». Збірник наукових праць. Тематичний випуск «Динаміка і міцність машин». – 2006. – № 32. – С. 33-38.

Поступила в редколлегию 15.03.2007

УДК 669.018.29:620.16

А.Ю.ДЕНЩИКОВ; С.В.ПОДЛЕСНЫЙ, канд.техн.наук;
ДГМА, Краматорск
С.Н.ШИЛЮК; К.П.ШАПОВАЛОВ; ЗАО «НКМЗ», Краматорск

ОЦЕНКА ДОСТОВЕРНОСТИ ИЗМЕРЕНИЯ ВНУТРЕННИХ НАПРЯЖЕНИЙ МЕТОДАМИ МАГНИТНОЙ СТРУКТУРОСКОПИИ

У статті проведена оцінка достовірності результатів вимірювання внутрішніх напружень методом вимірювання коерцитивної сили. Дослідження проведене на різних марках сталі. Виконана оцінка величини нев'язки визначення напружень, для додаткового контролю виконано порівняння точності вимірювань з результатами, одержаним тензOMETричним методом.

The estimation of authenticity of results of measuring of internal stress by the method of measuring of coercitivity is conducted in the article. Research is conducted on different brands became. The estimation of size of error of determination of stress is executed, for the additional control, comparing of exactness of measuring is executed to the results, got tensiometer.

В основе существующих методов определения внутренних напряжений лежит исследование физических свойств материалов при воздействии на них рентгеновских, инфракрасных, ультрафиолетовых и гамма-лучей, радиоволн, ультразвуковых колебаний, магнитного и электростатического полей и др. Основными методами, применяемыми в настоящее время, являются рентгенографический, ультразвуковой и магнитные методы.

Принцип действия приборов основанных на магнитных методах состоит в намагничивании контролируемого участка детали до технического насыщения накладным преобразователем, размагничивания его ступенчато нарастающим полем, фиксации магнитных характеристик (коэрцитивной силы, индукции, остаточной намагниченности, магнитной проницаемости). Существенным недостатком магнитного метода является его чувствительность к локальным изменениям толщины стенки, создающая дополнительные трудности в интерпретации результатов контроля.

Достаточно часто, при проведении исследований по измерению внутренних напряжений, зависимость между изменением магнитной характеристики