

УДК 616.718.42–002.4–07–08

Моделирование напряженно-деформированного состояния проксимального отдела бедренной кости при асептическом некрозе методом конечных элементов (обзор литературы)

З.М. Мителева, Г.Д. Олиниченко, Н.Ю. Полетаева

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

Ключевые слова: асептический некроз, бедренная кость, напряженно-деформированное состояние

Вопросы особенностей проксимального отдела бедренной кости при асептическом некрозе освещены преимущественно в зарубежной литературе. Авторы работ, не отрицая различных причинных факторов развития этого заболевания, акцентировали внимание на механических.

Изучение механических свойств костно-хрящевых структур на современном уровне оказалось возможным благодаря математическому моделированию методом конечных элементов (МКЭ). Его уникальность состоит в возможности оценить напряжения, их распределение в структурах нерегулярной формы и перераспределение в условиях патологического нагружения. Несмотря на относительно короткий период существования этого метода (с 1972 года), его широко применяют как в технике, так и в медицине [10, 11]. В частности, в ортопедо-травматологической практике его используют при моделировании эндопротезирования суставов, разработке устройств для фиксации костей, при изучении напряжений в костно-хрящевых и мышечных структурах. Компьютерные модели, рассчитанные с помощью МКЭ, были использованы для определения величины угла при ротационной остеотомии, выводящей участок некроза головки из-под нагрузки [5, 12]. Хотя полученные данные не имеют абсолютно достоверных значений, они позволяют выяснить основные тенденции изменения величины и распределения напряжений.

Отдельные исследователи изучали с помощью МКЭ на плоских моделях механические свойства хряща при остеонекрозе и полагают, что ясное понимание процесса дегенерации хряща важно для определения стратегии лечения, направленной на сохранение головки бедренной кости [13, 16, 17]. В аспекте этих исследований нам представляется, что дальнейшее углубленное изучение МКЭ

костно-хрящевой структуры при АНГБК может повлиять не только на четкое определение начальных стадий, их разграничение по степени тяжести, а также оптимизировать методы консервативного и хирургического лечения, особенно на ранних стадиях заболевания.

Среди первых исследователей, моделировавших АНГБК с помощью МКЭ, можно назвать Т. Brown et al. [1–4]. Авторы сделали важное замечание о неизбежности допущений в модели, отражающей анатомо-биомеханические особенности проксимального отдела бедренной кости. В 1992 году исследователи пришли к заключению, что дефицит механических свойств головки бедренной кости (прочность, жесткость и т.д.) приводит к распространению некротического процесса в губчатой костной ткани, а также подчеркнули, что изучение напряжений необходимо для планирования хирургических вмешательств [1]. Подобные разработки других ученых показали, что наблюдаемый локальный склероз субхондральной пластинки приводит к потере ее упругих свойств, способности воспринимать динамические нагрузки, что ведет к увеличению сжимающих напряжений в соответствующих участках суставного хряща [9, 15]. Аналогичное влияние могут оказывать имплантаты, замещающие полость асептического некроза после некрэктомии. Для изучения этого процесса А. Penix et al. имитировали варианты расположения туннеля к очагу некроза и установили, что наиболее оптимальным из них является его проведение вдоль верхнего края шейки бедренной кости до верхнелатеральной части субхондральной пластинки [14]. В то же время короткий или неправильно расположенный трансплантат может повышать на 31% напряжение в губчатой кости. Однако туннелизация приводит к значительному (до 88%) повышению напряжений в наиболее

нагружаемой части головки бедренной кости. Это позволило авторам сделать вывод о необходимости костной пластики после туннелизации. При этом более высокий модуль упругости коркового трансплантата (относительно губчатой кости) позволяет снизить напряжение в зоне некроза на 50%. Однако введение металлического имплантата в очаг некроза повышает жесткость субхондральной пластинки и прилегающей губчатой кости. Его замена на пластиковый имплантат существенно снижает напряжение в зоне некроза. Отсюда очевидно, что модуль упругости имплантатов значительно влияет на распределение напряжений в зоне некроза.

В дальнейшем исследователи перешли от плоских моделей к объемным, что позволило уточнить полученные данные. Мы полагаем, что дополнение моделей пространственной схемой мышечного нагружения позволит получить данные, еще более соответствующие реальности.

Уже на трехмерной модели T. Brown [2] изучал напряжение в проксимальном отделе бедренной кости при расположении туннеля впереди или сзади середины очага асептического некроза. Он показал, что даже небольшие вариации оперативной техники могут привести к существенным изменениям напряженно-деформированных состояний (НДС) головки бедренной кости. Этим фактом автор пытается объяснить противоречивые данные о результатах костной пластики при асептическом некрозе. Кроме того, T. Brown и A. Penix обращают внимание на необходимость контакта между субхондральной пластинкой и трансплантатом. По нашему мнению, при его наличии субхондральная пластинка получает дополнительную опору и не подвергается импрессионному перелому, что препятствует распространению некротического процесса в глубину головки.

С помощью МКЭ M. Daniel et al. [6] пытаются объяснить развитие остеоартроза (на фоне АНГБК) за счет повышения контактного напряжения. Авторы установили прямую зависимость между увеличением контактных напряжений в суставе и размерами некротического сегмента, а также его латерализацией. Предварительно на трехмерной модели тазобедренного сустава и по рентгенограммам ученые [7] проверили контактное давление до и после межвертельной остеотомии на 30 бедренных костях. Результаты лечения (в периоде от 9 до 20 лет) были разделены на хорошие и неудовлетворительные. В группе с хорошими исходами пиковое контактное напряжение уменьшилось на 10%, а при неудовлетворительных — только на 4%.

В этом аспекте другие исследователи полагают, что можно ограничить зону некроза на ранних стадиях болезни [16]. Аналогично этой работе J. Yang и соавт. для расчета МКЭ использовали моделирование поверхности сустава [18]. Распределение напряжений было оценено для различных размеров очага некроза. Было установлено, что в пределах субхондральной кости и глубокого некротического слоя, смежных с еще частично жизнеспособной зоной, величина напряжений выше (величина некротического угла — 110°). Теоретически рассчитанные данные были проверены на 28 анатомических образцах головок бедренных костей с остеонекрозом. Хорошая корреляция расчета и эксперимента может представлять большой интерес в плане прогнозирования разрушения головки бедренной кости.

J. Yang [18] при построении объемной модели тазобедренного сустава с наличием очага асептического некроза акцентировал внимание на важности учета особенностей поверхности головки. По его мнению, построение модели головки, близкой к реальной (максимальное истончение хряща на полюсе головки и минимальное на экваторе), позволяет пронаблюдать НДС головки при ее перемещениях в вертлужной впадине.

Представляет интерес клиническая интерполяция исследований при АНГБК. Так, D. Dolinar et al. с помощью МКЭ изучили продолжительное действие контактного напряжения на клинический результат [8]. Они отметили, что при благоприятном послеоперационном распределении контактного напряжения имеет место лучший клинический исход.

При подобном моделировании МКЭ З.М. Мителевой и соавт. [20, 21] была впервые в отечественной биомеханике установлена необходимость сохранения субхондральной пластинки вертлужной впадины. При этом авторы рассмотрели несколько моделей головки с постепенным истончением хряща и субхондральной пластинки при наличии в головке полости с последующим заполнением последней гранулированной керамикой. Было установлено, что постепенное истончение хряща и субхондральной пластинки приводит к значительному повышению и неравномерному распределению напряжений в губчатой кости, особенно вокруг очага асептического некроза. Полученные расчетные данные были подтверждены авторами экспериментальными исследованиями на животных.

На основании этих исследований можно заключить, что, кроме сохранения субхондральной

пластинки, необходим ее полный механический контакт с имплантатами, замещающими костный дефект.

Заполнение полости после «некрэктомии» очага гранулированными имплантатами повышает механическую прочность не только этого участка головки, но и увеличивает ее несущую способность в целом, что может предупреждать ее коллапс.

На примере асептического некроза с помощью МКЭ (впервые в бывшем СССР) З.М. Мителевой был обоснован биомеханический принцип заполнения дефектов околоуставных поверхностей [19]. Первым его фактором является шаровидная форма имплантатов, что необходимо для равномерной передачи давления во всех направлениях. Вторым фактором является наличие трех типоразмеров шаровидных имплантатов (в среднем от 2 до 6 мм), что необходимо для плотной упаковки полости. Третьим фактором является соблюдение последовательности заполнения полости. Так, первоначально под субхондральную пластинку необходимо помещать имплантаты малого диаметра и желательнее в смеси с ауто- или аллокостью. Заполнение продолжают смесью из мелких и средних имплантатов, а затем добавляют крупные. Таким образом, непосредственно во время операции формируют «силовой каркас» полости, способный к восприятию нагрузки, повышающий прочность пораженного участка и предупреждающий проседание субхондральной пластинки. На основании проведенных исследований авторы утверждают, что введение множества шаровидных имплантатов позволяет плотно заполнить полость сложной геометрической формы, уменьшить пустоты между ними и повысить несущую способность системы «кость-имплантат». Они также полагают, что введение биологически инертных материалов в очаг повреждения костной ткани уменьшает напряжение в окружающей его области, повышает прочность этого участка, увеличивает несущую способность головки бедренной кости и предупреждает «проседание» хряща над зоной дефекта, что в свою очередь обеспечивает конгруэнтность суставных поверхностей.

В дальнейшем этот способ лег в основу оперативных вмешательств по замещению костных дефектов опорно-двигательной системы [26].

Различные варианты туннелизации шейки были проанализированы с помощью метода конечных элементов Г.Д. Олиниченко [22]. Им были установлены преимущества туннелизации вдоль верхней части шейки, а также по ее центру. В.А. Филиппенко, Г.Д. Олиниченко, З.М. Мителева провели

сравнительный анализ МКЭ туннелей разного диаметра и показали, что при увеличении диаметра туннеля максимальные напряжения определяются вдоль медиальной части шейки бедренной кости, а наименее всего напряжена зона вблизи большого вертела и латеральной поверхности шейки [22–23]. В другой работе эти же авторы провели расчеты, которые показали, что после удаления очага некроза и заполнения полости в головке и туннеля в шейке бедренной кости наиболее оптимальным вариантом, как по распределению напряжений, так и их величинам, является латеральный (верхний) туннель. Туннелизация именно латеральной части шейки бедренной кости в сочетании с заполнением дефекта в головке бедренной кости и туннеля бифазной керамикой может обеспечить восстановление прочностных характеристик костной ткани головки и шейки бедренной кости, что делает возможным раннюю реабилитацию пациентов после данной операции [24].

С появлением новых видов керамик В.А. Мезенцев [25] выполнил моделирование МКЭ на трехмерной модели дифференцированного использования искусственных заменителей при пластике костных полостей. На трехмерной математической модели тазобедренного сустава в условиях его цементного реэндопротезирования проведено моделирование керамопластики полостного дефекта вертлужной впадины. Это позволило автору обосновать клиническое применение пористых гранул гидроксиапатита с различными механическими свойствами и степенью деградации.

Кроме того, мы полагаем, что данные моделирования МКЭ позволяют «ужесточить» отбор пациентов с АНГБК для проведения раннего хирургического лечения.

Проведенный анализ литературы в аспекте хирургического лечения выявил отчетливый приоритет туннелизации шейки бедренной кости на ранних стадиях асептического некроза.

В то же время МКЭ не позволяет получить индивидуальные значения напряжений. Однако этот метод способствует более ориентированному подходу к проблеме лечения асептического некроза, особенно на его ранних стадиях.

Мы полагаем, что исследования с помощью МКЭ для изучения сложного процесса этого заболевания позволят улучшить его диагностику, повлиять на стратегию и тактику хирургического лечения.

Заключение

Метод конечных элементов применительно к АНГБК открыл совершенно новые, не известные

до сих пор механические характеристики головки бедренной кости, пораженной асептическим некрозом. Оценены напряжения и их распределение в зоне некроза, а также изменения этих величин при введении различных имплантатов. Особенно важным, на наш взгляд, являются исследования МКЭ костно-хрящевой структуры при АНГБК в динамике.

Анализ напряженно-деформированного состояния костной ткани при различных хирургических вмешательствах показал, что наиболее оптимальным из них является туннелизация шейки бедренной кости на ранних стадиях асептического некроза с последующей пластикой образующейся полости гранулами бифазной керамики в сочетании с костными аутооттрансплантатами.

Литература

1. Brown T.D. Structural consequences of subchondral bone involvement in segmental osteonecrosis of the femoral head / T.D. Brown, K.J. Baker, R.A. Brand // J. Orthop. Res. — 1992. — Vol. 10, № 1. — P. 79–87.
2. Brown T.D. Pre-collapse stress femoral head redistribution in osteonecrosis. A three-dimensional finite element analysis / T.D. Brown, G.G. Hild // J. Biomech. Eng. — 1983. — Vol. 105. — P. 172–176.
3. Brown T.D. A non-linear element analysis of some early collapse processes in femoral head osteonecrosis / T.D. Brown, T. Muschler, A. Ferguson // J. Biomechanics. — 1982. — Vol. 15, №9. — P. 715–725.
4. Brown T.D. Mechanical characteristics of bone in femoral capital aseptic necrosis / T.D. Brown, M. Way, A. Ferguson // Clin. Orthop. — 1981. — Vol. 15-B. — P. 240–247.
5. The degrees to which transtrochanteric rotational osteotomy moves the region of osteonecrotic femoral head out of the weight-bearing area as evaluated by computer simulation / W.P. Chen, C.L. Tai, C.F. Tan [et al.] // Clin Biomech (Bristol, Avon). — 2005. — Vol. 20, № 1. — P. 63–69.
6. Contact stress in hips with osteonecrosis of the femoral head / M. Daniel, S. Herman, D. Dolinar [et al.] // Clin Orthop Relat Res. — 2006. — Vol. 447. — P. 92–99.
7. Influence of contact hip stress on the outcome of surgical treatment of hips affected by avascular necrosis / D. Dolinar, V. Antolic, S. Herman [et al.] // Arch Orthop Trauma Surg. — 2003. — Vol. 123, № 10. — P. 509–513.
8. The influence of the biomechanical parameters of the hip on the outcome of treatment of hips subject to avascular necrosis of the femoral head / D. Dolinar, V. Kralj-Iglic, A. Iglic [et al.] // Cell Mol. Biol. Lett. — 2002. — Vol. 7, № 1. — P. 109–111.
9. Hip cartilage supported by methacrylate in canine arthroplasty / T. Ewald, R. Ross, J. Pugh [et al.] // Clin. Orthop. — 1983. — № 171. — P. 273–279.
10. Huisly R. Finite element analysis for artificial joint fixation problem in orthopaedics / R. Huisly, J. Janssen, I. Sloof // Finite Elem. Biomech., Chichester. — 1982. — P. 313–343.
11. Stress analysis on the acetabular side of bipolar hemiarthroplasty by the two-dimensional finite element method incorporating the boundary friction layer / K. Ichihashi, S. Imura, H. Oomori, H. Gesso // Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi. — 1994. — Vol. 68, № 11. — P. 939–952.
12. The effect of necrotic lesion size and rotational degree on the stress reduction in transtrochanteric rotational osteotomy for femoral head osteonecrosis—a three-dimensional finite-element simulation / M.S. Lee, C.L. Tai, V. Senan [et al.] // Clin. Biomech. (Bristol, Avon). — 2006. — Vol. 21, № 9. — P. 969–976.
13. Magnussen R.A. Cartilage degeneration in postcollapse cases of osteonecrosis of human femoral head: altered mechanical properties in tension, compression, and shear / R.A. Magnussen, F. Guilalac, T.P. Vai // J. Orthop. Res. — 2005. — Vol. 23 (3). — P. 576–583.
14. Femoral head stress following cortical bone grafting aseptic necrosis / A. Penix, S. Cook, H. Skinner [et al.] // Clin. Orthop. Pel. Rct. — 1983. — № 173. — P. 159–165.
15. Radin E. The role of mechanical factors in the pathogenesis of primary osteoarthritis / E. Radin, J. Paul, R. Rose // Lancet. — 1972. — №1. — P. 519–521.
16. Biomechanical aspects of the development of aseptic necrosis of the femoral head / T. Ueo, S. Tsutsumi, T. Yamamuro [et al.] // Arch. Orthop. Trauma Surg. — 1985. — Vol. 104, № 3. — P. 145–149.
17. Biomechanical analysis of Perthes' disease using the finite element method: the role of swelling of articular cartilage / T. Ueo, S. Tsutsumi, T. Yamamuro, H. Okumura // Arch. Orthop. Trauma Surg. — 1987. — Vol. 106, № 4. — P. 202–208.
18. Mechanics of femoral head osteonecrosis using three-dimensional finite element method / J.W. Yang, K.H. Koo, M.C. Lee [et al.] // Arch. Orthop. Trauma Surg. — 2002. — Vol. 122, № 2. — P. 88–92.
19. Мителева З.М. Биомеханический принцип заполнения дефектов околоуставных поверхностей: тез. докладов V Всерос. конф. по биомеханике «Биомеханика-2000» — Н. Новгород: ИПФ РАН, 2000. — С. 104.
20. Мителева З.М. Биомеханическое обоснование способа повышения прочности головки бедренной кости при аваскулярном некрозе / З.М. Мителева, Г.М. Меллерович // Ортопедия, травматология и протезирование. — 1988. — № 10. — С. 31–34.
21. Роль субхондральной пластинки вертлужной впадины при эндопротезировании / З.М. Мителева, В.В. Органов, А.Н. Чуйко, А. Бонсал // Ортопед., травматол. — 1999. — №1. — С. 33–37.
22. Олиниченко Г.Д. Влияние ориентации туннеля в шейке бедренной кости на напряженно-деформируемое состояние ее головки и шейки при асептическом некрозе / Г.Д. Олиниченко // Медицина и... — 2006. — № 3 (14). — С. 19–23.
23. Филиппенко В.А. Влияние диаметра туннеля в шейке на напряженно-деформируемое состояние проксимального отдела бедренной кости при асептическом некрозе / В.А. Филиппенко, З.М. Мителева, Г.Д. Олиниченко // Медицина и... — 2007. — № 2 (17). — С. 30–34.
24. Биомеханическое обоснование пластики полостного дефекта в головке и шейке бедренной кости после экскохлеации очага асептического некроза и туннелизации шейки / В.А. Филиппенко, З.М. Мителева, Г.Д. Олиниченко, А.В. Ярьсько // Медицина и... — 2007. — № 3–4 (18). — С. 26–30.
25. Обґрунтування пластики порожнинних дефектів кульшової западини різновидами кальцій-фосфатної кераміки при цементному реєндопротезуванні за допомогою тривимірної моделі кульшового суглоба / В.А. Филиппенко, З.З. Зиман, З.М. Мителева [та ін.] // Ортопед., травматол. — 2008. — №4. — С. 35–40.
26. А.с. № 1662532 СССР, МКИ³ А61В17/56. Способ лечения коксартроза / З.М. Мителева, А.А. Корж, А.В. Роллик (СССР). — №4662002/14; заявл. 10.03.89; опубл. 15.07.91. — Бюл. №26. — 2 с.