КЛИНИЧЕСКИЕ И РЕНТГЕНОЛОГИЧЕСКИЕ ПАРАМЕТРЫ КОСТНОГО РЕМОДЕЛИРОВАНИЯ ВОКРУГ ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА БЕСЦЕМЕНТНОЙ ФИКСАЦИИ SLPS

А.П. Маслов[1], А.В. Руцкий А.В.[2], О.П. Кезля[2], О.В. Наврась[1], А.Ю. Александров[1], А.И. Микулка[1], А.Н. Стасилевич[1], А.Н. Бенько[2]

УЗ «Минская областная клиническая больница»1, п. Лесной, Минский р-н,

ГУО «Белорусская медицинская академия последипломного образования»2, Минск, Беларусь

Адаптивное ремоделирование костной ткани при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава (ТЭТС) хорошо известно и является примером атрофии от обезгруживания, наблюдаемой при имплантации жёстких металлических устройств в кость.

Развитее стресс-шилдинга и его выраженность имеет определённое клиническое значение. В литературе описан ряд потенциальных осложнений костной атрофии в виде перипротезных переломов диафиза или отрывных переломов большого или малого вертелов [4, 9]. Удаление хорошо фиксированного имплантата из кости, подверженной выраженному стресс-шилдингу связано со значительным нарушением костного ложа, порой создающим существенные трудности для последующей имплантации ревизионной ножки [4, 9]. Установлено, что изменённая стрессовой реакцией кость более подвержена воздействию частиц износа пар трения эндопротеза, что, в свою очередь, ведёт к более выраженному развитию разрушения кости из-за остеолизиса [9].

Одна из важных ролей в развитии этого нежелательного процесса принадлежит несоответствию жёсткости имплантата и кости [3, 7, 8]. Из правил механики известно, что, когда два материала соединены друг с другом, более жёсткий материал принимает на себя большую часть нагрузки. Бесцементные протезы обычно несколько большие по размеру, чем цементные и, соответственно, менее эластичные и в большей мере влияют на формирование стресс-шилдинга. Одним из путей уменьшения стрессового перипротезного ремоделирования является уменьшение жёсткости ножки протеза за счёт применения титановых сплавов и особенностей геометрии компонента.

Было установлено, что чем более выраженная атрофия кости до эндопротезирования, тем более выраженная стрессовая реакция отмечалась в послеоперационном периоде [1]. Протяжённость пористого покрытия влияет на степень и локализацию стресс-шилдинга [8]. Эндопротезы с полным или протяжённым пористым покрытием передают нагрузку более дистально, создавая предпосылки для уменьшения массы костной ткани вдоль

почти всей поверхности имплантата [3, 7, 8]. Эндопротезы с проксимальным покрытием созданы для соединения протеза и кости преимущественно в проксимальной, метафизарной части, создавая условия для передачи нагрузки на эту область и уменьшения эффекта стрессового экранирования [5]. Эта теория подтверждается экспериментальными и клиническими данными, доказавшими снижение стресс-шилдинга на 40% при использовании проксимального напыления, в отличие от сплошного [12].

Использование стандартной рентгенологической методики в изучении костного ремоделирования позволяет оценить данный процесс. В работах Engh и Bobyn (1987, 1988) была установлена чёткая связь между факторами пациента, имплантата и рентгенологическими признаками потери костного вещества.

Цель исследования: изучить клинические и рентгенологические параметры костного ремоделирования вокруг эндопротеза тазобедренного сустава бесцементной фиксации SLPS.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

Осуществлена оценка клинических и рентгенологических данных, полученных при изучении результатов эндопротезирования тазобедренного сустава эндопротезом бесцементной фиксации SLPS у 116 пациентов (155 суставов) оперированных за период 1997-2004 гг. У 39 пациентов изучаемой группы (10 мужчин и 29 женщин) выполнялось поэтапно двустороннее эндопротезирование тазобедренного сустава. Средняя длительность наблюдения составила 7,5 лет. Средний возраст пациентов составил 57,6 лет (от 26 до 78 лет). Женщин было 78 (107 суставов из 155), мужчин 38 (48 суставов).

Клиническое исследование включало в себя оценку функционального состояния по оценочной шкале Harris (1969). При наличии болей уточнялась ее локализация (ягодичная область, область сустава, верхняя треть бедра, средняя и нижняя часть бедра).

Рентгенологическая характеристика контакта компонентов эндопротеза с костной тканью оценивалась нами по прямой проекции в 3 зонах для чашки эндопротеза по Delee и Charnley (1976) и в 7 зонах для бедренного компонента по Gruen и др. (1979). В боковой проекции для бедренного компонента выделяли 7 зон, для чашки – 3 зоны по Johnston и др. (1990).

Качество биологической фиксации компонентов эндопротеза оценивалось по Engh et al (1987). По данной методике компоненты эндопротеза оценивались как стабильные с костным врастанием, стабильные с фиброзным врастанием и нестабильные по выявлению количества линий разряжения вокруг компонентов протеза и их распространенностью, динамике их развития, миграции компонентов и изменению угла наклона.

Нагрузочное ремоделирование бедренной кости (стресс-шилдинг) оценивалось по методике Engh et al (1992), выделяли четыре степени костной реакции в зависимости от степени закругления опила медиального края шейки в сочетании с резорбцией медиального кортикального слоя вертельной области бедра. Анализировалась протяжённость и локализация костной фиксации компонентов эндопротеза, очаговое уплотнение участков соединения протез-кость, гипертрофия кортикального слоя верхней части диафиза бедренной кости, наличие аппозиционной внутрикостномозговой оссификации в зоне 4 (пьедестал). Для бедренного и тазового компонента костное ремоделирование оценивали как невыраженное (А), характеризовавшееся равномерным охватом компонентов эндопротезов костной тканью, отсутствием областей костного соединения («спаек») и непротяжённых линий просветления. При умеренном костной ремоделировании (В) наблюдались очерченные области фиксации компонентов («перехваты», «спайки»), отмечалась невыраженная гипертрофия кортикальных участков, очаговая проксимальная остеопения. При выраженном ремоделировании (С) выявляли преимущественно дистальный тип фиксации ножки со склерозом и гипертрофией кортикального слоя и выраженной проксимальной костной атрофией. Патологические типы костной перестройки при фиброзном и нестабильном типах фиксации характеризовались

как типы D1 и D2. При фиброзной фиксации ножки адаптационное костное ремоделирование характеризовалось более очерченной гипертрофией кортикального слоя, наличием замыкательной пластинки костно-мозгового канала у конца ножки протеза («пьедестал»), при нестабильной ножке отмечалась выраженная деформация костной ткани вокруг мигрировавшего компонента.

Рентгенологическая оценка костного перипротезного ремоделирования осуществлена путём анализа 155 цифровых рентгенограмм в прямой и 155 рентгенограмм в боковой проекции по Лауэнштайну 155 эндопротезированных тазобедренных суставов, выполненных в разные сроки после проведенной операции. Изучаемые параметры оценивали с применением программы просмотра DICOM-файлов «Syngo Imaging XS» компании Siemens, позволяющей отображать радиологическое изображение с оригинальной глубиной интенсивности. При анализе использовали различные операции над изображением с изменением контрастности и яркости объекта, применением позитивного изображения и дополнительных опций. У 6 пациентов исследование по указанной методике осуществлено в динамике дважды. Таким образом, анализировано 161 прямая и боковая рентгенограмма 155 оперированных тазобедренных суставов.

Конструкции эндопротеза SLPS характеризуется применением титан-аллюминий-ванадиевого сплава (TiAlVa), обладающего определённой эластичностью. Кроме того, для усиления проксимальной фиксации ножки протеза в проксимальной её части впрессованы две соединяющиеся между собой пористые титановые вставки [2].

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Хорошая адаптация костной ткани вокруг имплантата наблюдалась нами в 64,6% случаев. При этом рентгенологические признаки ремоделирования практически отсутствовали вокруг 13% бедренных компонентов и отмечались как умеренные в 51,6%. Нормализация процессов передачи нагрузки от тазового компонента на вертлужную впадину отмечалась нами в 68,4% случаев. Выраженное ремоделирование подвздошной кости отмечалось редко (8 случаев). Выраженная атрофия проксимального отдела бедра (тип 3-4 по Engh), наряду с умеренной гипертрофией кортикального слоя отмечалась в 23,0% случаев.

Изменения кортикального слоя бедренной кости отсутствовали в 73,9% случаев, характеризовались как незначительные в 16,8%. Незначительная конденсация костной ткани вокруг конца ножки протеза отмечалась нами в 27,3% случаев. Изменения окружающей костной ткани вокруг дистальной части протеза отсутствовали в 64,6% наблюдений.

Изучены факторы, влияющие на процессы костного перипротезного ремоделирования.

ВЫВОДЫ:

Конструктивные особенности эндопротеза тазобедренного сустава бесцементной фиксации SLPS обеспечивают нормализацию процессов передачи нагрузки от имплантата на окружающую кость, что выражается в умеренном течении адаптационного стрессового ремоделирования в 60-70% случаев и отсутствием или минимальной гипертрофией кортикального слоя диафиза бедренной кости в 90,7% случаев.

В 27,3% случаев нами отмечена конденсация костной ткани вокруг конца бедренного компонента эндопротеза, что свидетельствует о наличии наряду с остеоинтеграцией протеза в проксимальной части, фиксации компонента в дистальной части.

Необходимо дальнейшее накопление данных по вопросам костного ремоделирования вокруг эндопротеза SLPS и совершенствование конструкции по минимизации отрицательного эффекта стресс-шилдинга.

ЛИТЕРАТУРА

1. Макаров С. А. Изменение минеральной плотности костной ткани вокруг имплантата при тотальном бесцементном эндопротезировании тазобедренного сустава у больных ревматическими заболеваниями: Автореф. дисс. ...канд. мед. наук.

– М., 2004.
2. Руцкий А.В., Маслов А.П. Биологическая интеграция эндопротеза тазобедренного сустава Руцкого // Медицина. - 2001. -№ 4 (35). - С. 34-35.
3. Bobyn JD, Mortimer ES, Glassman AH, Engh CA, Miller JE, Brooks CE. Producing and avoiding stress shielding: laboratory and clinical observations of noncemented total hip arthroplasty // Clin Orthop Relat Res. 199-2;274:79–96.
4. Bugbee WD, Culpepper WJ, Engh CA Jr, Engh CA Sr. Long-term clinical consequences of stress-shielding after total hip arthroplasty without cement //J. Bone Joint Surg. Am. - 1997;79: 1007-1012.
5. D'Antonio JA, Capello WN, Manley MT. Remodeling of bone around hydroxyapatite-coated femoral stems //J. Bone Joint Surg. Am. - 1996;78: 1226-1234.
6. DeLee JG; Charnley J: Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement //Clin. Orthop. -1976; 121:20-32.
7. Engh CA, Bobyn JD, Glassman AH. Porous coated hip replacement: the factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results //J Bone Joint Surg. Br. - 1987; 69: 45-55.
8. Engh CA, Bobyn JD. The influence of stem size and extent of porous coating on fem bone resorption after primary cement hip arthroplasty // Clin Orthop. Relat. - 1988; 231: 7-28.
9. Engh CA Jr, Young AM, Engh CA Sr, Hop RH Jr. Clinical consequences of stress-elding after porous-coated hip arthropla a mean 14 year follow-up. //Clin. Orth Relat. Res. - 2003;417: 157-163.
10. Gruen TA; McNeice GM; Amstutz HC. Mo of failures of cemented stem-type fem components: a radiographic analysis of sening //Clin Orthop. - 1979; 141: 17-2
11. Johnston RC; Fitzgerald RH Jr; Harris Poss R; Muller ME; Sledge CB: Clinical radiographic evaluation of total hip repl ment. A standard system of terminolog reporting results //J Bone Joint Surg A 1990; 72:161-8; erratum: 1991; 73:952
12. Huiskes R, van Rietbergen B. Preclinica ting of total hip stems: the effects of co placement //Clin Orthop Relat Res. 19 19: 64-76.
13. Harris WH: Traumatic arthritis of the hip dislocation and acetabular fractures: tre ent by mold arthroplasty. An end-result using a new method of result evaluatio Bone Joint Surg. Am. -1969; 51:737-5