

РЕМОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОКСИМАЛЬНОГО ОТДЕЛА БЕДРЕННОЙ КОСТИ ПРИ ПЕРВИЧНОМ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИИ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

В.В. КУЗИН

Московский городской центр эндопротезирования костей и суставов ГКБ им. С.П. Боткина. *Москва, 125101, 2-ой Боткинский проезд, д.5*

Г.М. КАВАЛЕРСКИЙ

Кафедра травматологии, ортопедии и медицины катастроф ММА им. И. М. Сеченова. *Москва, 123154, ул. Салям Адиля, д.7*

Н. В. ЗАГОРОДНИЙ

Кафедра травматологии и ортопедии РУДН. *Москва, 117198, ул. Миклухо-Маклая, д.8, Медицинский факультет*

А.А. ИЛЬИН

Инженерно-медицинский центр «МАТИ-Медтех» Российский государственный технологический университет им. К.Э. Циолковского. *Москва, 121552, ул. Оршанская, д.3*

Изучены результаты 234 операций по первичному эндопротезированию тазобедренного сустава. Использовались 135 ножек с воротничком и 99 ножек без воротничка. Кроме того, на геометрической модели «ножка – цемент – бедренная кость» проводили моделирование распределения нагрузок на проксимальный конец бедренной кости. По наличию различных стрессовых изменений в кости в купе с математическим моделированием установлено, что ножка эндопротеза с костью образует динамическую систему, позволяющую распределять нагрузки без ущерба для жизнеспособности кости. При нарушении этих условий происходит лизис последней в зоне стрессовых нагрузок.

Поиск возможностей замены разрушенного травмой или болезнью тазобедренного сустава занимает мысли хирургов на протяжении срока более 100 лет. Этот процесс продолжается и до сих пор. Предлагаются самые различные формы эндопротезов, разнообразны материалы для их изготовления. Если в эволюции вертлужных компонентов преобладала форма полусферы, бедренный компонент отличался большим многообразием форм[1]. Целью нашего исследования явилось изучение взаимодействия проксимального отдела бедренной кости с имплантированной в него ножкой эндопротеза в процессе его эксплуатации.

Материалы и методы исследования.

Нами было изучены результаты 234 первичных операций эндопротезирования тазобедренного сустава у 206 пациентов. Им были установлены следующие конструкции: Centralign – 65, Multilock – 42, Cemented CT – 28 и CPT – 99. Все эндопротезы были изготовлены фирмой Zimmer (США). Сроки наблюдения соответственно составили $59,2 \pm 14,97$ месяцев (минимальный – 17, максимальный – 84). Структура оперированных больных по нозологическим формам была следующей: идеопатический остеоартроз – 141 человек, асептический некроз головки бедренной кости – 16, ревматоидный артрит – 22, посттравматический остеоартроз – 8, диспластический коксартроз – 29, перелом шейки бедра – 14, огнестрельный перелом головки бедренной кости – 3 пациента, болезнь Педжета – 2. Больные с дисплазией тазобедренного сустава были разделены нами на группы по классификации Severin[2]: класс 1 – 16 больных, класс 2 – 7, класс 3 – 3, класс 4 – 2, класс 5 – 1. Из общего количества больных мужчины составляли – 139 человек, а женщины – 95. Средний возраст составил $57,4 \pm 13,1$ (минимальный – 20, максимальный – 84).

Всем больным проводились контрольные осмотры в сроки 3, 6, 12 месяцев после операции и далее 1 раз в год. Осмотры включали в себя клиническую и рентгенологическую оценку стабильности эндопротеза, а в 6 и 12 месяцев оценка по шкале Харриса [3].

Кроме того, на геометрической модели системы «ножка эндопротеза – цемент – бедренная кость» проводили моделирование распределения нагрузок на проксимальный конец бедренной кости. В качестве модели были выбраны бедренные компоненты клиновидной формы (CPT фирмы Zimmer, США), цементной фиксации с высокой степенью

полировки его поверхности и типа AML (Де Пью, США) из титана. Определяли следующие параметры: 1 - деформацию бедренной кости и смещение центра ротации в норме и с имплантированным эндопротезом; 2 - распределение осевых напряжений в кортикальной и губчатой костной ткани бедренной кости; 3 - распределение осевых и тангенциальных напряжений в цементной мантии ножки; 4 - распределение напряжений в самой ножке; 5 - смещение ножки относительно цемента в процессе циклических нагрузок, имитирующих ходьбу (рис.1)

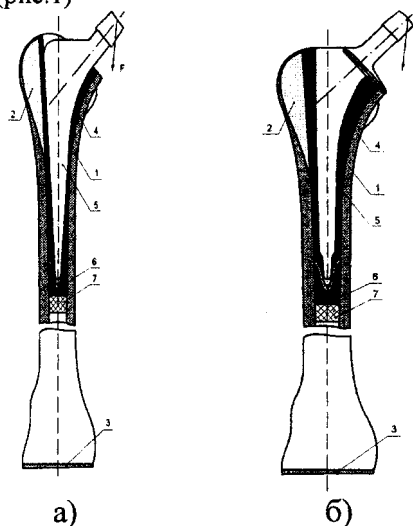


Рис. 1. Геометрическая модель системы «ножка эндопротеза-цемент- бедренная кость» (разрез во фронтальной плоскости): 1 – кортикальная кость, 2 – спонгиозная кость, 3 – хрящ, 4 – костный цемент, 5 – ножка эндопротеза, 6 – дистальный централизатор, 7 – пробка, F – равнодействующая сил нагрузки: а – ножка без воротничка, б – ножка с воротничком.

Результаты.

Средний предоперационный показатель по шкале Харриса составил $27,39 \pm 7,488$ балла, через 6 месяцев после операции – $95,42 \pm 2,89$ балла, и в течение 4 лет не изменялся. В то же время при рентгенологической оценке были обнаружены существенные изменения в отдельных частях проксимального отдела бедренной кости, которые были очевидным свидетельством взаимодействия имплата с костью. Так, при отсутствии клинических и рентгенологических признаков расшатывания в отдельных зонах отмечались отчётливые признаки ремоделирования кости. Они проявлялись в рассасывании кости в зоне контакта спила шейки бедренной кости с эндопротезом, стресс-шилдинге диафиза бедренной кости на уровне конца ножки эндопротеза, симптоме «пьедестала» и в одном случае в рассасывании кортикальной кости латеральной поверхности диафиза верхней трети бедра.

Общие данные по изменению кости после эндопротезирования отражены в табл.1.

Как видно, в случае использования ножек эндопротезов обладающих воротничком, рассасывание зоны калкара встречалось более чем в одной трети случаев (рис. 2). Причём, в тех случаях, когда по какой-либо причине воротничок не касался кости, рассасывания кости не происходило. Далее, мы обнаружили, что в 31% случаев бесцементного эндопротезирования имелся симптом «пьедестала» у кончика ножки эндопротеза, который обычно находился на 0,2-0,4 мм дистальнее кончика ножки в виде полосы лёгкого костного склероза кости толщиной менее 1 мм (рис.2). При цементной фиксации ножки этот симптом на рентгенограммах не определялся. Но тот факт, что в 100% случаях при замене подобных имплантатов в случае ревизии имелась облитерация костно-мозгового

канала склерозированной костью, говорит о его присутствии, но он был скрыт неровностями конца цементной мантии.

Таблица 1

**Ремоделирование проксимального отдела бедренной кости после имплантации
эндопротезов различных видов**

Вид эндопротеза	Сроки наблюдения (мес.)	Ревизия по поводу асептического расшатывания (сроки)	Перегрузочные изменения кости (Stress-Shielding)	Рентгенологические признаки несостоятельности фиксации в ЭП кости (по зонам)
Centralign	43,4±9,09	4 (от 12 до 18 мес.)	26 (40%)	6 (9,2%)
Multilock	31,8±16,5	нет	14 (33,3%)	нет
CPT	32,3±12,8	нет	3 (3%)	Нет
Cemented CT	16,9±5,59	нет	3 (10,7%)	Нет

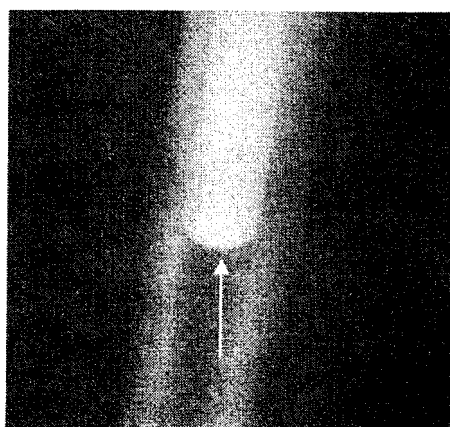
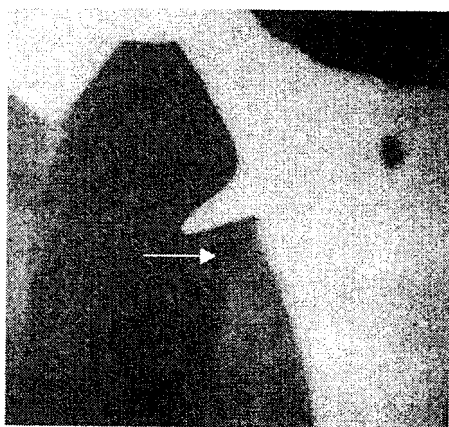


Рис.2. Слева пример лизиса кортикального отдела шейки бедренной кости (стрелка), а справа у того же больного симптом «пьедестала» (стрелка).

При установке же ножек без воротничка рассасывание зоны калкара встречалось значительно реже (3%) и было значительно менее выражено.

Другой интересный факт, когда при установке бедренного компонента CPT №1 (Zimmer, США) при врожденном вывихе бедра 6-го класса по Severin в процессе разработки ложа эндопротеза в подвертельной области на участке протяжением приблизительно 6х1 см дном ложа являлись компактные слои кортикальной кости. Это было единственной особенностью данной операции, на которую мы по началу внимания не обратили. Но к концу первого года после операции кортикальная кость в этой зоне полностью рассосалась. При этом клинических и других рентгенологических данных за расшатывание ножки не было. Больная была взята на операцию, во время которой мы обнаружили отсутствие костной ткани по латеральной поверхности бедренной кости под большим вертелом по латеральной поверхности размером 6х1 см в форме вытянутого овала. Была выполнена костная аллопластика дефекта с хорошим результатом. Сейчас после 4 лет наблюдения эндопротез сохраняет стабильность, и больная пользуется конечностью в полной мере.

И из всех представленных случаев ревизии по поводу асептического расшатывания бедренного компонента были произведены только в тех случаях, когда для первичной имплантации использовались эндопротезы Centralign, т.е. не клиновидной формы. В тех

случаях, когда использовали ножки эндопротезов клиновидной формы, случаев ревизий не было.

Во всех случаях появления зоны просветления между цементом и бедренной костью процесс начинался с 7-й зоны по Gruen [4]. Потом он быстро распространялся на 1-ю зону и далее (в 4 случаях) в очень короткие сроки происходило асептическое расшатывание всего компонента.

При моделировании распределений нагрузок на бедренную кость установлено, что под воздействием расчётной нагрузки $F = 3300$ Н общий вид деформации бедренной кости с имплантированным эндопротезом практически не отличался от нормальной кости. Но при этом расширялась зона растягивающих и сжимающих напряжений в верхней трети бедренной кости и увеличивалась интенсивность их воздействий. Растяжение в кортикальной кости было максимально выражено дистальнее большого вертела практически на всём протяжении ножки эндопротеза, а сжатие с медиальной поверхности ниже малого вертела на том же протяжении. В зоне спила шейки бедренной кости в месте контакта эндопротеза с дугой Адамса на очень ограниченной площади возникают высокие стрессовые нагрузки сжимающего характера. Нагрузка на цементную мантию как осевая, так и тангенциальная была наиболее выражена в 7-й зоне, а затем в 1-й и 2-й. На саму ножку эндопротеза естественно также воздействовали силы, которые распределялись следующим образом: с медиальной стороны действовали сжимающие силы, а с латеральной - растягивающие. Их интенсивность была наиболее выражена в области шейки эндопротеза, в 7-й, 6-й и 2-й зонах. И так же установили, что происходило и смещение эндопротеза по его оси относительно цементной мантии, которое достигало 0,25 мм и которое способствовало возникновению в цементе радиальных напряжений, наиболее выраженных в 7-й зоне (рис.3).

Обсуждение полученных результатов.

Моделирование нагрузок эндопротеза на кость подтвердило наши клинические результаты, что нахождение ножки эндопротеза в бедренной кости не безразлично для последней. При этом возникало несколько зон экстремального напряжения, как в компактных слоях, так и в губчатой кости. С медиальной стороны наибольшую нагрузку и значительно чаще всех остальных зон испытывала 7-я зона, а с латеральной - 2-я. В 7-й зоне у протезов, имеющих воротничок, зона максимального напряжения возникала в месте контакта металла воротничка с кортикальной костью спила шейки бедренной кости, а в тех случаях, когда ножка воротничка не имеет, эта точка располагалась на дуге Адамса.

Результаты клинических исследований подтвердили, что в течение первого года после операции при применении эндопротезов с воротничком, при достижении его плотного контакта с костью происходит частичное рассасывание последней. При этом отсутствуют какие-либо клинические признаки нестабильности ножки. В дистальном отделе ложа эндопротеза возникала облитерация костно-мозгового канала склерозированной костью, что на сделанных в покое рентгеновских снимках проявлялось полоской склероза на 1-2 мм дистальнее ножки эндопротеза. Кроме того, в месте контакта верхнего латерального угла эндопротеза также имелся участок склероза, который, очевидно, тоже являлся результатом хронического раздражения костной ткани эндопротезом. При этом по отношению к другим анатомическим ориентирам изменения положения ножки не происходило. И последнее, ножка типа Multilock рассчитана на то, что её фиксация в кости осуществляется путём врастания костной ткани в участок с пористым титановым покрытием в проксимальной части эндопротеза. Остальная его часть представляет собой полированную поверхность высочайшей степени обработки и врастанию кости не подвержена. И на основании всего выше изложенного напрашивается один вывод, что эндо-

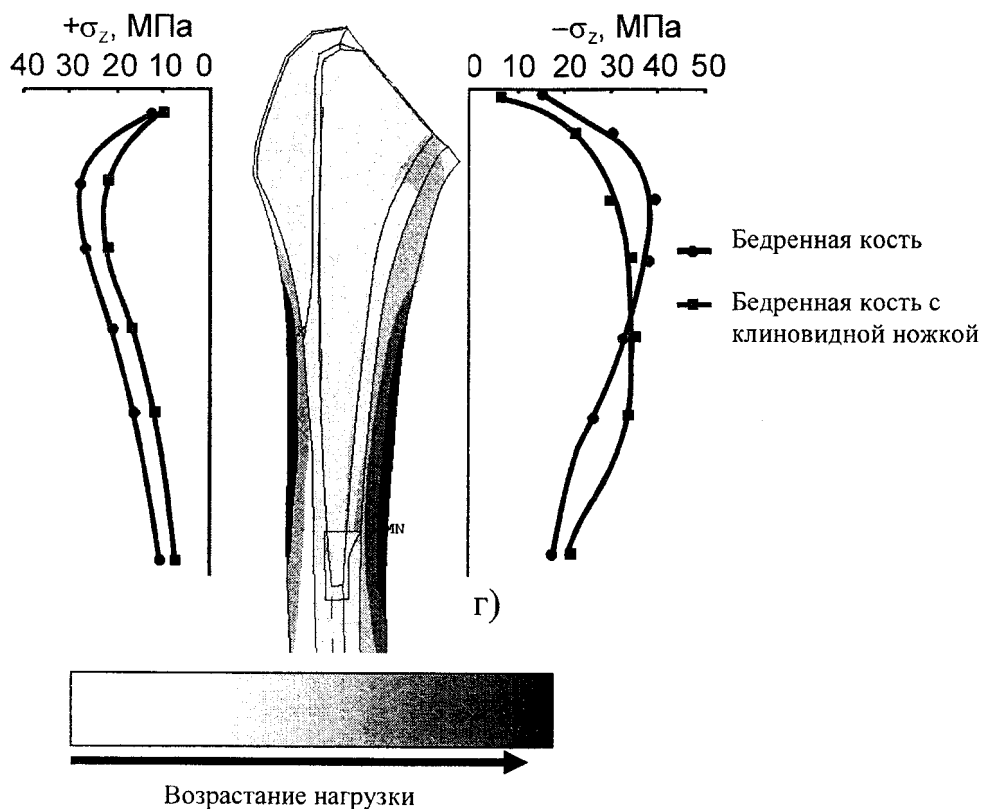


Рис.3. Напряжения, возникающие в проксимальном отделе бедренной кости при ходьбе в норме и с имплантированной клиновидной ножкой. В последнем случае увеличиваются растягивающие напряжения в латеральных отделах, и появляются сжимающие силы по медиальной поверхности.

протез в процессе ходьбы совершает поршневые движения, но совершает их не сам по себе, а вместе с определёнными слоями кости. В тех же местах, где возникает прямой контакт с кортикальной костью, происходит её лизис, «освобождая» необходимое пространство для движения металла и создавая оптимальные условия для «взаимного сосуществования». Тем самым устраняется конфликт между более плотным металлом и живыми тканями – компактной костью. Это же объясняет и факт рассасывания кортикальной кости диафиза бедренной кости при фиксации за неё цементной мантии эндопротеза. По всей видимости, при разработке канала рашпилем был снят тот подвижный слой, который был способен удерживать эндопротез не рассасываясь, и, возможно, периодически самовосстанавливаясь. А та, которая осталась, в силу своей жесткости функционально не была приспособлена к тому виду нагрузок, а точнее испытывала для неё запредельные растягивающие нагрузки.

Таким образом, в процессе эксплуатации ножки эндопротеза в форме клина, кость в различных местах испытывает разные нагрузки. Эти нагрузки демпфируются за счёт потери энергии на преодоление эластических свойств эндопротеза, цементной мантии, бедренной кости в целом и подвижного соединения её слоёв, к которым фиксируется эндопротез. Этими путями происходит погашение воздействующей на кость энергии и напряжения, возникающие в определённых участках кости, не превышают её физиологический порог. Но при этом должно выполняться одно условие. Фиксация эндопротеза должна осуществляться к слоям кости, способным двигаться по отношению к кортикальной кости. В этом случае кость не только способна удерживать эндопротез, но и

сохраняет способность к регенерации. Прямой же контакт кортикальной кости в процессе движения с более жестким материалом приводит к её рассасыванию.

Выводы:

1. Из всех использованных нами эндопротезов для первичной замены тазобедренного сустава наилучшие результаты показали ножки клиновидной формы.

2. В процессе эксплуатации эндопротеза проксимальная треть бедренной кости испытывает значительные неспецифические для неё нагрузки, прямое воздействие которых приводит к отмиранию и лизису плотных компонентов кости.

3. В процессе эксплуатации имплантат совершает относительно кортикальных слоёв кости колебательные движения амплитудой 1-2 мм вместе со слоями, к которым он фиксируется. Это является частью системы, позволяющей уменьшить отрицательное механическое воздействие имплантата на кость в целом. Преобладающим направлением этих движений является механическая ось конечности.

4. Прогностически оптимальной является фиксация имплантата к подвижным относительно кортикали слоям бедренной кости. В этом случае происходит более физиологичное распределение нагрузок в кости и сохраняются её функциональные возможности.

5. Процесс ремоделирования бедренной кости после эндопротезирования тазобедренного сустава является ни чем иным, как «самозащитой», призванной минимизировать агрессивное механическое воздействие имплантата.

Литература

1. Callagan J.J., Rosenberg A.G., Rubash H.E. A history of hip surgery// In: The adult hip. Lippincott-Raven Publishers, - Philadelphia, 1998, 1, - P. 3-39;
2. Severin E. Contribution to the knowledge of congenital dislocation of the hip joint. Late reduction and arthrographic studies of recent cases// Acta Chir. Scandinavica, - Supplementum 63, 1941.;
3. Harris W.H. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty// J. Bone Joint Surg. - 1969, 51, - P. 737-755.;
4. Gruen T.A., McNiece G., Amstutz H.C. Modes of failure cemented stem type femoral components. A radiographic analysis of loosening// Clin. Orthop. - 1979, 141, - P. 17-27

REMODELING OF PROXIMAL PART OF FEMUR AFTER PRIMARY TOTAL HIP REPLACEMENT

V.V. KUZIN

Moscow municipal center of joint replacement MCH named after S. P. Botkin.

Moscow, 125101, Second Botkinsky driveway 5

G. M. KAVALERSKY

Department of trauma, orthopedics and medicine of catastrophe MMA named after

I.M. Sechenov. Moscow, 123154, Saljama Adilja st 7.

N. V. ZAVGORODNY

Department of trauma and orthopedics RPFU. *Moscow, 117198, M-Maklaya st 8*

A.A. ILJIN

Center of engineering and medicine "MATI - Medtech" Russian state technological university named after K. E. Ciolkovsky. *Moscow, 121552, Orshanskaja st 3*

Results of 234 primary THR are estimated. We have used 135 stems with collar and 99 collarless. Moreover with using geometric model "stem - bone cement - bone" we have studied load distribution in proximal part of the femur. As a consequence of this study we have determined that the stem form with bone dynamic system, which not affect on viability of surrounding bone. If these conditions are violated then the bone in the places of contacts is denatured as far as mortify and lyses.