

УДК 616.718.4-089.843-018.4

## Ремоделирование костной ткани перипротезной зоны в зависимости от типа фиксации ножки эндопротеза и формы канала бедренной кости

В. А. Филиппенко, О. А. Подгайская, А. В. Танькут

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

*Changes of bone tissue density in the periprosthetic region of the femur after total hip arthroplasty with use of different types of fixation (proximal, metaphyseal, distal) of stem components in canals of different shape were analysed. The frequency of development of pathological reconstruction of the bone tissue, namely, stress shielding syndrome and aseptic stem loosening, was studied. It was revealed that in case of the cylindrical shape of the medullary canal the distal and metaphyseal types of stem fixation should be preferred, the proximal and metaphyseal types as well as a short stem being chosen for the conical shape.*

*Проаналізовано зміни щільності кісткової тканини перипротезної зони стегнової кістки після тотального ендопротезування кульшового суглоба з використанням стегнових компонентів різних типів фіксації (проксимального, метафізарного, дистального), які встановлювали в канали різної форми. Досліджено частоту розвинення патологічної перебудови кісткової тканини, а саме стресс-шилдинг синдрому та асептичної нестабільності ніжки ендопротеза. Встановлено, що у випадку циліндричної форми кістково-мозкового каналу перевагу слід віддавати дистальному та метафізарному типам фіксації ніжок ендопротеза, а в разі конічної форми — проксимальному і метафізарному, а також короткій ніжці.*

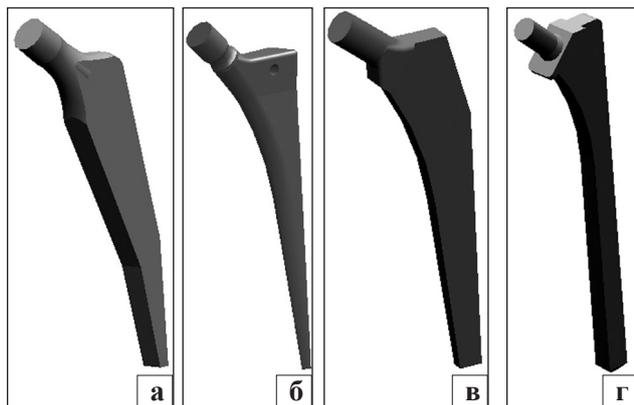
**Ключевые слова:** канал бедренной кости, тип фиксации, ножка эндопротеза, ремоделирование, костная ткань, стресс-шилдинг синдром

### Введение

В ближайшие годы после эндопротезирования положительные результаты отмечают более чем у 80 % больных [6, 9]. Однако наблюдения в динамике свидетельствуют о постепенном снижении удельного веса позитивных результатов. Пропорционально давности операции растет потребность в замене искусственного сустава или одного из его компонентов [5]. Первичная стабильность ножки эндопротеза, которая достигается во время хирургического вмешательства, является залогом долговременного функционирования конструкции. Поскольку канал бедренной кости по своей форме у разных индивидуумов отличается, то и наличие плотного контакта между поверхностью имплантата и стенками канала различается. Одним из способов достижения хорошего результата эндопротезирования является тщательный подбор оптимального бедрен-

ного компонента и его правильное расположение в канале бедренной кости [3, 4]. Сегодня существуют сотни вариантов ножек эндопротезов. В литературе авторы наряду с выживаемостью каждого из видов эндопротезов приводят данные о развитии нестабильности, стресс-шилдинга (stress-shielding) синдрома и боли в бедре разной степени выраженности. Феномен стресс-шилдинга проявляется рентгенологически гипертрофией костной ткани у окончания ножки и формированием «пьедестала» наряду с резорбцией проксимальных отделов бедренной кости. По мнению авторов, такое явление нередко предшествует развитию нестабильности, является причиной развития боли в бедре, вызывает трудности при выполнении ревизионного вмешательства.

В основе исследования был анализ данных научной литературы и результаты эндопротезирования



**Рис. 1.** Модели ножек эндопротезов: короткая ножка (а), проксимального (б), метафизарного (в) и дистального (г) типа фиксации

тазобедренного сустава у наших больных с применением ножек эндопротезов разных типов фиксации — проксимального, дистального и метафизарного. В ходе исследования отмечено, что для каждого из типов фиксации бедренных компонентов характерны определенные рентгенологические изменения перипротезной зоны бедренной кости. Изучение перипротезной области позволяет выяснить расположение зон повышенной и недостаточной нагрузки на кость, т. е. выявить картину напряжений в разных отделах бедренной кости. Это важная информация для понимания перераспределения напряжений в кости после установки бедренного компонента эндопротеза каждого типа фиксации.

*Цель исследования:* выявить особенности ремоделирования костной ткани при разных вариантах формы канала бедренной кости и типов фиксации ножек эндопротезов.

## Материал и методы

Мы ретроспективно провели анализ рентгенограмм 119 пациентов до и после операции эндо-

протезирования тазобедренного сустава в сроки от 1 до 6 лет. Билатеральное эндопротезирование выполнено 9 пациентам. Больных распределили на 4 группы согласно установленным компонентам разных типов фиксации: ножек проксимального, метафизарного, дистального и короткой ножки. Тип фиксации ножки определяется зоной первичной фиксации в канале бедренной кости.

Модели каждой из ножек эндопротезов представлены на рис. 1.

Также в каждой группе были выделены три формы канала бедренной кости согласно классификации Noble по индексу сужения костномозгового канала (ИСК) — индекс менее 3,0 определяет форму канала как цилиндрическую, более 4,7 соответствует конической, от 3,0 до 4,7 нормальной [8]. Распределение больных по группам, полу, возрасту и форме канала бедренной кости представлено в табл. 1. Анализ состояния костной ткани проводили отдельно для каждой из семи зон Грюна [7].

С целью изучения особенностей перестройки костной ткани перипротезной области мы провели рентгенометрические исследования оптической плотности изображения костной ткани на рентгеновских снимках. Исследование выполнили с помощью программного комплекса «X-ray», разработанного в Харьковском национальном университете радиоэлектроники [1]. Программа позволяет определять яркость изображения в любой точке рентгенограммы с разрешающей способностью 256 градаций серого. Исследование базировалось на предположении, что оптическая плотность рентгеновского изображения костной ткани прямо пропорциональна ее минеральной плотности, по формуле:

$$\frac{M_1}{M_2} = \frac{O_1}{O_2}$$

где  $M_1$  та  $M_2$  — минеральная плотность разных зон костной ткани,  $O_1$  и  $O_2$  — оптическая плотность таких же зон на рентгеновском снимке.

**Таблица 1.** Распределение больных в зависимости от установленных бедренных компонентов, формы канала бедренной кости, пола и возраста

Группы пациентов	Количество		Пол		Средний возраст пациентов, годы	Распределение рентгенограмм больных в зависимости от формы канала, ИСК		
	больные	тазобедренные суставы	мужской (%)	женский (%)		коническая (более 4,7) (%)	цилиндрическая (менее 3,0) (%)	нормальная (3,0–4,7) (%)
I — короткая ножка	29	30	17 (59)	12 (41)	48,2 ± 1,8	8 (27)	9 (30)	13 (43)
II — ножка проксимальной фиксации	30	32	10 (33)	20 (67)	48,3 ± 1,7	10 (32)	11 (34)	11 (34)
III — ножка метафизарной фиксации	30	34	16 (53)	14 (47)	49,2 ± 1,9	11 (32)	11 (32)	12 (36)
IV — ножка дистальной фиксации	30	32	18 (60)	12 (40)	47,4 ± 1,8	11 (34)	11 (34)	10 (32)

Все данные измерений оптической плотности костной ткани умножали на поправочный коэффициент и в процессе статистического анализа использовали уже нормализованные значения оптической плотности.

Для определения разницы перестройки костной ткани между типами фиксации ножек был проведен однофакторный дисперсионный анализ (ANOVA).

## Результаты и их обсуждение

В результате ретроспективного анализа при оценке рентгенологической картины мы выявили признаки стабильной фиксации у 98 пациентов (82 %), 107 тазобедренных суставов (84 %). Признаки патологической перестройки костной ткани, а именно развитие стресс-шилдинг синдрома, обнаружены у 19 пациентов (16 %). Асептическая нестабильность бедренного компонента установлена в 5 случаях (4 %), при этом стресс-шилдинг синдром предшествовал развитию нестабильности у 3 пациентов (2,4 %) (табл. 2).

Исходя из полученных данных, отмечено, что развитие стресс-шилдинг синдрома зафиксировали преимущественно при использовании короткой ножки, а также бедренного компонента проксимальной и метафизарной фиксации в канале цилиндрической формы. Что же касается ножек дистального типа фиксации, то негативные последствия отмечены в случае установки их в канал конической формы.

С помощью дисперсионного анализа мы сначала обработали значения оптической плотности костной ткани в группе пациентов с рентгенологическими признаками стабильной фиксации, а затем в группе

с признаками патологической перестройки и асептической нестабильности. Установлено, что даже при рентгенологических признаках стабильной фиксации бедренных компонентов, происходит перестройка костной ткани перипротезной области, которая значимо отличается в зависимости от типа фиксации бедренного компонента.

В группе больных, которым установили короткую ножку в конический канал бедренной кости, мы наблюдали статистически значимое уплотнение костной ткани в зоне R2, а в проксимальном отделе бедренной кости (зона R1) плотность костной ткани значимо уменьшалась (рис. 2, а).

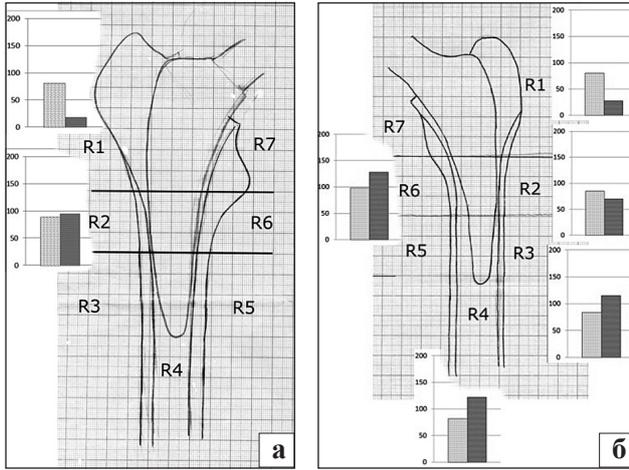
В случаях установки данного компонента в канал цилиндрической формы в большинстве случаев отмечено развитие признаков стресс-шилдинг синдрома: уплотнение компактной кости в зонах R4, R3, R6 достигало статистической значимости наряду с уменьшением плотности кости в зонах R1 и R2 (рис. 2, б).

Анализируя рентгенограммы пациентов с установленными бедренными компонентами проксимальной фиксации в канал конической формы, мы отметили уменьшение плотности костной ткани в проксимальных отделах бедренной кости, в зонах R1 и R7, наряду с уплотнением компактного слоя вдоль латеральной поверхности костномозгового канала, а именно в зонах R2, R3, R4 (рис. 3, а). Анализ изменений плотности костной ткани, проведенный с помощью программного комплекса «X-ray», в случаях установки ножки проксимального типа в канал цилиндрической формы показал, что в зонах R1, R7 и R6 статистически значимо уменьшается

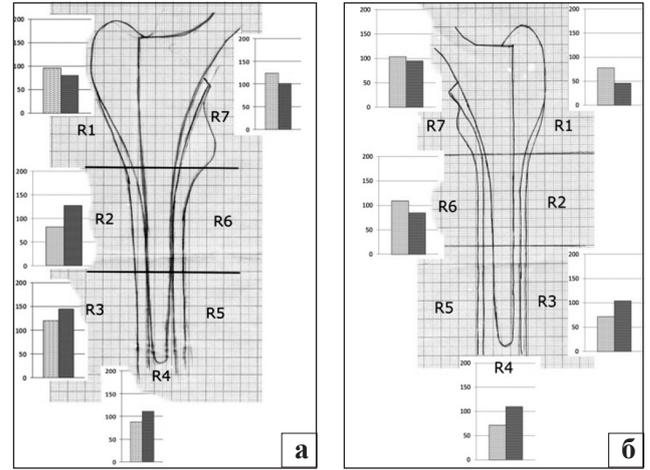
**Таблица 2.** Распределение пациентов с признаками стабильной фиксации и патологической перестройки в зависимости от формы канала бедренной кости

I группа пациентов (короткая ножка), n = 29 (30 тазобедренных суставов)				
Форма канала бедренной кости	Количество тазобедренных суставов	Патологическая перестройка костной ткани		Стабильная фиксация
		Асептическая нестабильность	Стресс-шилдинг синдром	
Коническая	8 (27 %)	0	0	8 (100 %)
Нормальная	13 (43 %)	0	1 (8 %)	12 (92 %)
Цилиндрическая	9 (30 %)	1 (11 %)	6 (67 %)	2 (22 %)
II группа пациентов (проксимальный тип фиксации), n = 30 (32 тазобедренных сустава)				
Коническая	10 (32 %)	0	0	10 (100 %)
Нормальная	11 (34 %)	1* (0 %)	1* (9 %)	10 (91 %)
Цилиндрическая	11 (34 %)	2* (18 %)	4 (2*) (36 %)	7 (64 %)
III группа пациентов (метафизарный тип фиксации), n = 30 (34 тазобедренных сустава)				
Коническая	11 (32 %)	0	0	11 (100 %)
Нормальная	12 (36 %)	0	1 (8 %)	11 (92 %)
Цилиндрическая	11 (32 %)	0	3 (27 %)	8 (73 %)
IV группа пациентов (дистальный тип фиксации), n = 30 (32 тазобедренных сустава)				
Коническая	11 (34 %)	0	2 (18 %)	9 (82 %)
Нормальная	10 (32 %)	1 (10 %)	1 (10 %)	8 (80 %)
Цилиндрическая	11 (34 %)	0	0	11 (100 %)

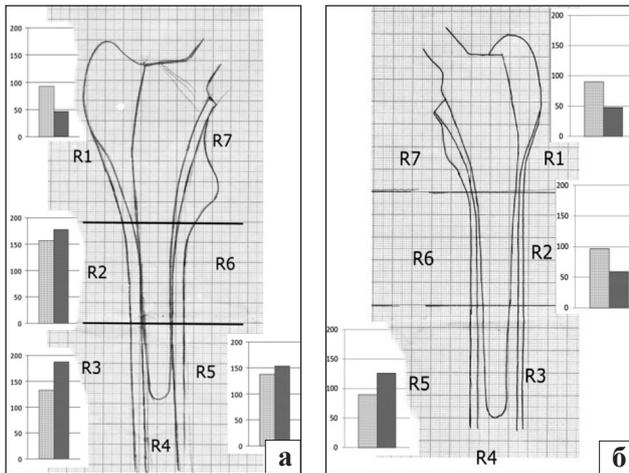
*Примечание.* \* — стресс-шилдинг синдром предшествовал асептической нестабильности ножки эндопротеза.



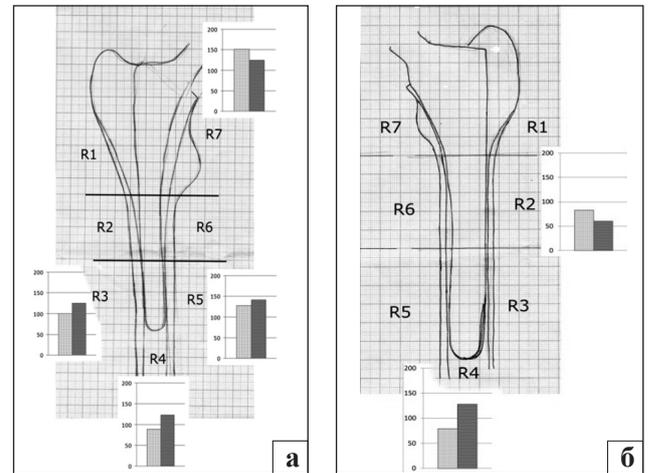
**Рис. 2.** Изменение плотности костной ткани перипротезной зоны в случае установки короткой ножки в канал бедренной кости конической (а) и цилиндрической (б) формы



**Рис. 3.** Изменение плотности костной ткани перипротезной зоны в случае установки ножки проксимального типа фиксации в канал конической (а) и цилиндрической (б) формы



**Рис. 4.** Изменение плотности костной ткани в перипротезной зоне в случае установки ножки метафизарного типа фиксации в канал конической (а) и цилиндрической (б) формы



**Рис. 5.** Изменение плотности костной ткани перипротезной зоны при имплантации ножки дистального типа фиксации в канал конической (а) и цилиндрической (б) формы

плотность кости, причем в зоне R1 в два раза. В зонах R4 и R3 плотность костной ткани увеличивалась (рис. 3, б). При таком сочетании формы канала и типа ножки эндопротеза также выявлено развитие картины стресс-шилдинг синдрома.

При имплантации ножек метафизарного типа в канал бедренной кости конической формы мы зафиксировали уплотнение костной ткани по латеральной поверхности канала и в зоне R5 (рис. 4, а). При таком сочетании формы канала и типа фиксации ножки эндопротеза мы не обнаружили ни одного случая формирования «пьедестала» у верхушки ножки, резорбция проксимального отдела бедренной кости носила невыраженный характер, а изменения в большей степени были выражены по боковым поверхностям в местах плотного контакта «кость – эндопротез». В случаях установки такой ножки в канал кости цилиндрической формы из-

менения плотности костной ткани перипротезной области носили невыраженный характер и в большей степени затрагивали зоны R1 и R2, где значения плотности уменьшались до статистически значимого уровня, а в зоне R5 увеличивались (рис. 4, б).

В группе пациентов, которым выполнили эндопротезирование тазобедренного сустава с использованием ножки дистальной фиксации, имплантированной в канал конической формы, рентгеноденситометрически показано, что уплотнение костной ткани отмечено в большей степени в зонах плотного контакта верхушки ножки с костью в области истмуса в зонах R3, R4 и R5. Зона R1 осталась без изменений, а в зоне R7 произошло статистически значимое снижение плотности костной ткани (рис. 5, а).

Если ножку дистальной фиксации вводили в канал цилиндрической формы, происходило уплотнение костной ткани и формирование «пьедестала»

у верхушки ножки в зоне R4. В зоне R2 плотность костной ткани снизилась (рис. 5, б).

## Выводы

Результаты расчетов показали, что изменения структуры костной ткани отображают реакцию кости на перераспределение напряжений. Эти изменения представляют собой важные показатели особенностей фиксации и являются прогностическим признаком стабильности ножки эндопротеза. В результате увеличенных нагрузок на кость в зоне диафиза бедренной кости развиваются признаки гипертрофии — уплотнения кортикального слоя.

Учитывая полученные данные, необходимо применять дифференцированный подход к использованию каждого из типов ножек для первичного эндопротезирования. Установлено, что цилиндрическая форма канала является неблагоприятной для применения ножек проксимальной фиксации. В данном случае предпочтительнее использовать дистальный и метафизарный тип фиксации ножек эндопротезов, т. к. именно при таком сочетании нагрузка распределяется равномерно по боковым поверхностям костномозгового канала, вызывая минимальные изменения проксимального отдела бедренной кости.

При конической форме костномозгового канала лучше использовать короткие ножки, бедренные компоненты проксимального и метафизарного типов фиксации, т. к. при таких сочетаниях основную нагрузку несет конструкция и создаются благопри-

ятные условия для вторичной фиксации бедренного компонента.

## Список литературы

1. Тимошенко О. П. Исследование диагностических возможностей программного комплекса «X-rays» / О. П. Тимошенко, М. Ю. Карпинский, А. Г. Верещун // Медицина и... — 2001. — № 1. — С. 62–65.
2. Кнетс И. В. Деформирование и разрушение твердых биологических тканей / И. В. Кнетс, Г. О. Пфафрод, Ю. Ж. Саулгозис. — Рига: Зинатне, 1980. — 320 с.
3. Определение напряженно-деформированного состояния системы «эндопротез-кость» при различных степенях их контакта / В. А. Филиппенко, З. М. Мителева, Д. Е. Петренко и др. // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2003. — № 3. — С. 90–96.
4. Предпосылки развития асептической нестабильности тотального бесцементного эндопротеза тазобедренного сустава / Г. В. Гайко, В. М. Подгаецкий, О. М. Сулима и др. // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2008. — № 4. — С. 10–18.
5. Factors affecting aseptic loosening of 4750 total hip arthroplasties: multivariate survival analysis / B. Bordini, S. Stea, M. De Clerico et al. // BMC Musculoskeletal Disorders. — 2007. — Vol. 8. — P. 69–73.
6. Survivorship of 2000 tapered titanium porous plasma-sprayed femoral components / A. V. Lombardi Jr, K. R. Berend, T. H. Mallory et al. // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2009. Vol. 467. — P. 146–154.
7. Retrospective sequential radiographic evaluation of 350 consecutive patients with 454 cemented femoral stems designed for the identification and classification of their modes of failure / T. A. Gruen, M. S. Gregory, M. McNeice et al. // Clin. Orthop. Relat. Res. — 1979. — Vol. 141. — P. 17–27.
8. The anatomic basis of femoral component design / P. C. Noble, J. W. Alexander, L. J. Lindahl et al. // Clin. Orthop. — 1988. — Vol. 235. — P. 148–165.
9. Total hip arthroplasties: What are the reasons for revision? / Slif D. Ulrich, Thorsten M. Seyler, D. Bennet et al. // Inter. Orthop. — 2008. — Vol. 32. — № 5. — P. 597–604.