

УДК 616.728.2-089.28

Биомеханический анализ конструкции бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава системы «Ортэн»

А.Е. Олейник¹, В.Л. Красовский², О.А. Лоскутов¹

¹Днепропетровская государственная медицинская академия. Украина

²Приднепровская государственная академия строительства и архитектуры. Украина

The article deals with biomechanical grounds for ensuring a stable fixation of the femoral component of an endoprosthesis of ORTEN system. A detailed analysis of a strained state of the bone in the areas of its contact with the endoprosthesis was made. It was revealed that in cases of the normal implantation the constructional peculiarities of ORTEN endoprostheses completely ensured the primary fixation stability, a sufficient level of the reliable implant fixation being achieved.

Введение

К настоящему времени разработан широкий спектр различных конструкций эндопротезов тазобедренного сустава (более 1000). Однако свою эффективность подтвердило значительно меньшее число имплантатов [1, 2]. Если ограничиться принципиально базовыми конструкциями, то их число не превысит нескольких десятков. Именно с тазобедренным суставом связаны интенсивные научные поиски и прикладные разработки, проводимые в рамках проблемы эндопротезирования. Они продиктованы рядом причин, одна из которых связана с нестабильностью бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава. Биомеханический анализ этих причин позволяет учитывать полученные результаты при разработке конструкции эндопротеза механической фиксации и функционирования имплантата в организме [3]. Именно такой подход лежит в основе концепции конструкции бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава системы «Ортэн» [4].

Цель работы состояла в биомеханическом обосновании стабильности конструкции ножки тотального эндопротеза тазобедренного сустава системы «Ортэн».

Ножки эндопротеза «Ортэн» изготавливают из титанового сплава ВТ6. Поверхности его шейки

В роботі подано біомеханічне обґрунтування забезпечення стабільності фіксації стегнового компонента ендопротеза системи «Ортен». Виконано детальний аналіз напруженого стану кістки в зонах її контакту з ендопротезом. Встановлено, що при нормальній імплантації конструктивні особливості ендопротеза «Ортен» цілком забезпечують первинну стабільність фіксації. При цьому забезпечується достатній рівень надійності фіксації імплантата.

и верхнюю поверхность воротничка выполняют гладкими. Опорную поверхность воротничка и всю поверхность ножки выполняют шероховатыми. На них наносят функциональное остеотропное или остеointегрирующее покрытие (алюмооксидная керамика, гидроксиапатит, пескоструйная обработка). Толщина покрытия не превышает 0,5 мм. Базовую конструкцию выполняют в пяти типоразмерах. Для исследования поведения ножки эндопротеза под действием физиологических нагрузок были построены расчетные схемы имплантации конструкции. Для построения расчетных схем использовали ножку третьего типоразмера. Некоторые ее геометрические характеристики приведены в табл. 1.

Размер ножки эндопротеза «Ортэн» в сагиттальной плоскости по всей его длине остается

Таблица 1. Геометрические характеристики базовой ножки № 3 «Ортэн»

Показатель	Значение
Шеечно-диафизарный угол	130°
Длина ножки по латеральной стороне (мм)	210
Общая площадь поверхности ножки (мм ²)	8970
Угол раствора клина в сагиттальной плоскости	0°
Осредненный угол φ диафизарной части ножки	20°

постоянным. Угол раствора фронтального клина () по длине ножки переменный и увеличивается от дистального конца к проксимальному так, что клин является наиболее выраженным в метафизарном отделе. В диафизарном отделе клин переходит в призматический стержень (постоянного по длине прямоугольного сечения). Длина призматического участка составляет 116 мм, размеры сечения — 11×11 мм (рис. 1). Исходя из того, что все конструктивные решения при бесцементном эндопротезировании направлены на обеспечение стабильности имплантата, особенности конструкции эндопротеза «Ортэн» будем рассматривать именно с позиции стабильности и нестабильности. При этом под нестабильностью эндопротеза будем понимать любые неупругие перемещения ножки относительно кости, обусловленные нагружением оперированной конечности. Не останавливаясь на причинах и пусковых механизмах нестабильности фиксации эндопротезов, отметим, что она может быть связана в основном с двумя факторами: во-первых, с существенным дефицитом костной массы, окружающей имплантат, во-вторых, со значительными необратимыми ее деформациями в области контакта «эндопротез — кость». Дефицит костной массы, как правило, характерен для первичной нестабильности, которая проявляется в раннем послеоперационном периоде (в сроки от 1 до 4 месяцев). Необратимые деформации, возникающие вследствие превышения контактными напряжениями в зоне «эндопротез — кость» предела статической, динамической (ударной) либо усталостной прочности костной ткани, могут проявиться и развиваться как в раннем, так и в позднем послеоперационном периоде.

Наиболее важными факторами, определяющими стабильность фиксации, являются особенности

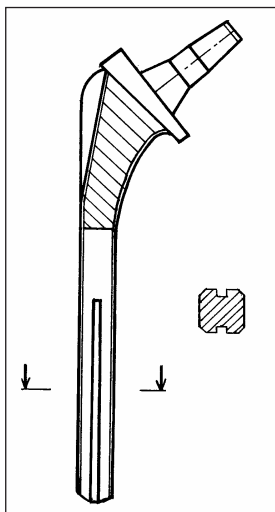


Рис. 1. Профиль поперечного сечения диафизарного отдела ножки эндопротеза системы «Ортэн»

конструкции имплантата. Так, в частности, величина нагрузки, действующей на протез, зависит от конструкции проксимального отдела эндопротеза. От формы и размеров ножки зависит величина контактного давления на границе «эндопротез — кость». Конструкция имплантата определяет также области контакта имплантата с костью, наилучшими из которых являются участки, где костная ткань обладает достаточно высокими прочностными показателями. Очевидно, что форма ножки должна обеспечивать максимально возможную равномерность передачи давления от ножки к кости.

Стабильность крепления имплантата к кости обеспечивают следующие элементы конструкции:

- 1) воротничок, который опирается на опил кости, включающий в своем срезе элементы спонгиозной ткани, а также кортикальную кость, в частности, поперечный срез дуги Адамса;
- 2) клин во фронтальной плоскости, соответствующий форме метафизарного отдела бедренной кости;
- 3) стержень постоянного сечения, обеспечивающий фиксацию ножки в диафизе кости;
- 4) поперечные борозды на фронтальных плоскостях клина, увеличивающие площадь фиксации в метафизарном отделе бедренной кости;
- 5) продольные борозды на диафизарном отделе, усиливающие ротационную стабильность при заполнении костью;
- 6) остеотропное и остеointегрирующее покрытие поверхности ножки, обеспечивающие соответствующие эффекты.

Как уже отмечалось ранее, рассматриваемая конструкция снабжена опорным воротничком, который играет важную роль в передаче нагрузки от эндопротеза к бедренной кости. При физиологическом нагружении он фиксирует эндопротез в основном в продольном направлении. При поперечном нагружении имплантата (например, при приседании) воротничок неэффективен. Эффективность воротничка как элемента продольной фиксации имплантата существенно зависит от площади его опорной поверхности и от прочностных и жесткостных свойств костных структур, на которые он опирается. Площадь опорной поверхности воротничка (A_v) приведена в табл. 2.

В отличие от воротничка, клин ножки во фронтальной плоскости фиксирует эндопротез во всех направлениях. Более того, заклинивание обеспечивает вполне достаточное сопротивление и при экстракции имплантата. Фронтальный клин передает наибольшую нагрузку от эндопротеза к кости метафизарного отдела.

Из приведенной на рис. 2 схемы видно, что фиксация ножки эндопротеза «Ортэн» осуществляется как в метафизе, так и в диафизе. Диафизарная фиксация обусловлена большей длиной ножки и наличием призматического участка ножки. Важно отметить, что, несмотря на отсутствие у конструкции «Ортэн» клина в сагиттальной плоскости, здесь также происходит заклинивание ножки с опиранием в трех зонах на кортикальную кость, обусловленное изгибом бедренной кости в этой плоскости.

Следует подчеркнуть, что прочность фиксации при любом заклинивании существенно возрастает при увеличении трения между контактирующими поверхностями. Поэтому шероховатое остеотропное или остеоинтегрирующее покрытие ножки имплантата можно рассматривать как существенный дополнительный элемент фиксации, обеспечивающий не только длительную, но и первичную стабильность функционирования конструкции. Тем не менее, основная функция покрытия заключается в обеспечении именно длительной надежной фиксации эндопротеза, которая обуславливается прорастанием костной ткани в поры покрытия и созданием «интимного» соединения имплантата с костью. Для этих же целей предназначены и поперечные борозды метафизарного отдела и продольная борозда диафизарного отдела ножки.

Нестабильность фиксации имплантата проявляется, как уже отмечалось, при физиологическом нагружении конечности. Поскольку тазобедренный сустав является шаровым шарниром, распределенную по головке эндопротеза нагрузку от вертлужной впадины можно представить в виде только одного главного вектора (F) (силами трения

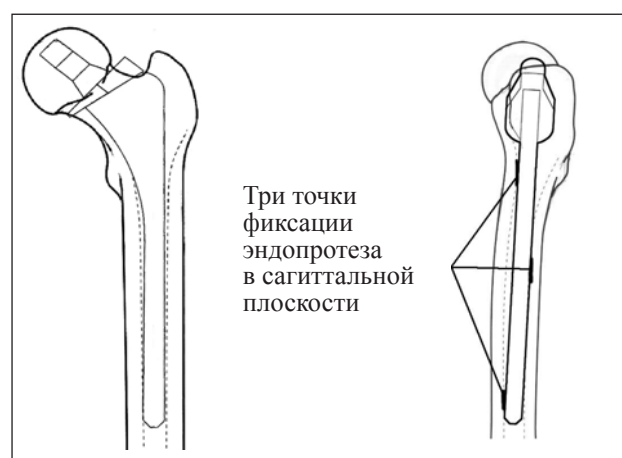


Рис. 2. Графическая модель нормальной имплантации ножки системы «Ортэн»

пренебрегаем), проходящего через центр головки имплантата. Отметим, что практически для всех случаев, отвечающих нормальному физиологическому нагружению головки эндопротеза, вектор F проходит от медиального отдела верхней полушеры головки через центр к латеральному отделу. Максимальное значение F реализуется, когда вектор близок к фронтальной плоскости и наклонен к вертикали под углом $\theta=(16-18)^\circ$. Учитывая, что ось бедренной кости, в свою очередь, наклонена к вертикали под углом, среднее значение которого составляет $\gamma=7^\circ$, примем угол наклона вектора F к оси ножки эндопротеза (α) равным $\alpha=25^\circ$. Анализ биомеханической ситуации после эндопротезирования, выполненный на основе схемы Pauwels [5], показал, что для рассматриваемой конструкции величина F по сравнению с нормой изменяется несущественно, поэтому значения нагрузок, действующих на головку эндопротеза, в дальнейшем будем принимать одинаковыми.

Нагрузка F через имплантат передается на бедренную кость, причем в случае правильной установки эндопротеза часть ее будет передаваться опорной поверхностью воротничка, часть — опорными поверхностями клиньев. Можно полагать, что при правильной установке имплантата контактные напряжения в кости не превышают опасных значений, т. е. опирание на воротничок и на опорные поверхности клиньев ножки полностью обеспечивает их первичную стабильность. Здесь следует отметить, что реализовать установку эндопротеза, обеспечивающую рациональную (с минимальной величиной напряжений) передачу нагрузки от имплантата к кости, весьма сложно. Связано это с объективными причинами и, в первую очередь, со сложностью задачи имплантации с посадкой эндопротеза на конус и воротничок одновременно. Поэтому рассмотрим ниже вопрос о первичной стабильности эндопротеза в ситуациях, когда контакт каких-либо опорных поверхностей с костью оказывается неполным.

Предельными случаями таких ситуаций является опирание эндопротеза только на воротничок либо только на конус.

В случае если эндопротез установлен на воротничок, нагрузка от эндопротеза будет передаваться на кость по опилу кости. Полагаем, что передача нагрузки осуществляется в пределах площади опорных поверхностей воротничков A_v (табл. 2). Вектор максимальной нагрузки (F) (рис. 3) действует под углом (δ) к нормали опорной плоскости воротничка. Разложим его на нормальную (F_n) и поперечную (F_q) составляющие:

Таблица 2. Некоторые геометрические и силовые показатели ножки эндопротеза «Ортэн»

Показатель	Значение
Площадь опоры воротничка — A_b (мм ²)	880
Угол наклона F к нормали плоскости опилов — δ	16°
Нормальная составляющая — F_n (в долях F)	0,961 F
Поперечная составляющая — F_q (в долях F)	0,276 F
Напряжения под воротничком — σ_b (МПа)	0,82
Минимальный коэффициент трения — $\min f_t$	0,29
Момент приведения — M (в долях F) (Нм)	0,018 F
Угол наклона вектора нагрузки к оси клина — ϕ	2°,8
Осевая сила на клин — F_k (в долях F)	1,00 F
Поперечная сила на клин — F_{kq} (в долях F)	0,0
Угол раствора проксимального клина — φ	20°
Площадь медиальной части клина — A_m (мм ²)	400
Площадь латеральной части клина — A_l (мм ²)	600
Реакция кости — R (в долях F)	2,87 F
Напряжения в медиальном отделе — σ_m (МПа)	5,38
Напряжения в латеральном отделе — σ_l (МПа)	3,59

$$F_n = F \cos \delta, \quad F_q = F \sin \delta \quad (1)$$

Значения δ , а также F_n и F_q (в долях силы F) приведены в табл. 2.

Составляющая F_n (рис. 3) прижимает воротничок к опилов кости и вызывает в ней нормальные напряжения (σ_b). Из-за неоднородности механических свойств кости и внецентренного нагружения распределение напряжений σ_b по опилов будет неоднородным. Однако, учитывая, что вектор F_n во всех случаях смещен к более жесткому участку опилов (к кортикальной кости дуги Адамса), в первом приближении будем считать, что напряжения σ_b по плоскости опилов распределены равномерно, и для их определения можно использовать формулу

$$\sigma_b = \frac{F_n}{A_b} \quad (2)$$

Оценим эти напряжения для имплантата. При двухопорном стоянии величина нагрузки на сустав F равна примерно весу тела человека Q . Результаты расчета по формуле (2) для $F = 750$ Н (средний вес человека) даны в табл. 2. При ходьбе на костылях эти напряжения увеличатся в полтора раза, при обычной безопорной ходьбе — в 3,5 раза и для эндопротеза «Ортэн» соответственно составят 2,78 МПа. Даже если учесть, что контакт опорной поверхности воротничка с костью осуществляется не по всей его площади, возникающие под воротничком напряжения весьма далеки от опасных значений, минимальные величины которых для кортикального слоя бедренной кости, согласно [6], составляют не менее 147 МПа, а для спонгиозной (в области большого вертела) — 3,2 МПа. Здесь следует отметить, что, поскольку модуль упругости кортикального слоя кости более чем на

порядок превышает модуль спонгиозной ткани, кортикальный слой кости «принимает на себя» большую часть нагрузки, и в ней возникают напряжения (σ_c), величина которых существенно превышает значения напряжений в спонгиозной кости (σ_s). Так, например, в рамках второго приближения — решения осесимметричной задачи о распределении напряжений в кортикальной и спонгиозной костной ткани, дающего заниженную разницу между этими напряжениями (т.е. в запас прочности), величины напряжений в спонгиозной и кортикальных слоях кости определяются соответственно по формулам:

$$\sigma_s = \frac{F_n}{A_c \frac{E_c}{E_s} + A_s} \quad \text{и} \quad \sigma_c = \sigma_s \frac{E_c}{E_s} \quad (3)$$

Здесь A_c и A_s — площади кортикальной и спонгиозной кости в опилов; E_c и E_s — модули упругости кортикальной и спонгиозной кости. Если принять (с запасом), что A_c составляет только 5% от общей площади опилов, а соотношение модулей $E_c/E_s = 50$ (также с запасом), то для имплантата «Ортэн» получим: $\sigma_s = 0,49$ МПа, $\sigma_c = 24,3$ МПа. Таким образом, учитывая, что приведенные напряжения получены с запасом, упор на воротничок полностью обеспечивает стабильность фиксации эндопротеза в продольном направлении. При этом запас прочности для конструкции «Ортэн» столь велик, что даже при ограниченном до 50% контакте опорной поверхности воротничка с опилов кости он будет оставаться вполне достаточным.

Как уже отмечалось, в отличие от клина (конуса) воротничок обеспечивает надежную фиксацию имплантата только в одном направлении, перпендикулярном к его опорной поверхности. Поэтому

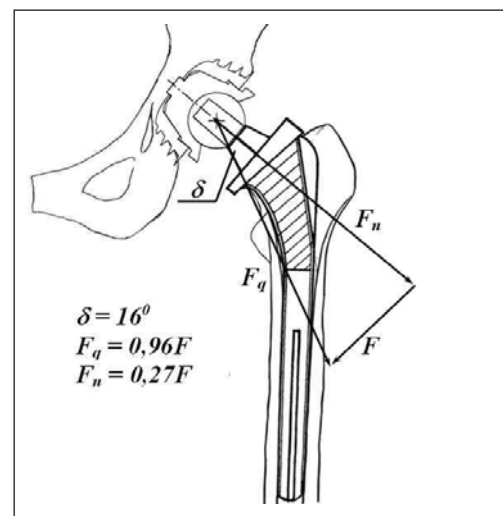


Рис. 3. Схема нагружения бедренной кости при передаче нагрузки через воротничок конструкции «Ортэн»

наличие поперечных составляющих нагрузки может привести к фронтальной, сагитальной, ротационной и, как правило, к комбинированной нестабильности имплантата [3]. Рассмотрим условия возникновения указанных нестабильностей.

Поперечная сила F_q (рис. 3) стремится сдвинуть опорную поверхность воротничка относительно поверхности опилов кости. Если контакт клиньев с костью отсутствует, смещению воротничка будет препятствовать сила трения на границе «воротничок — кость», величина которой определяется по формуле

$$F_t = f_t F_n, \quad (4)$$

где f_t — коэффициент трения поверхности воротничка по опилов кости.

Рассмотрим ситуацию во фронтальной плоскости (рис. 3) в простейшем случае двухопорного стояния. Если $F_q < F_t$, смещения не происходит. Сила F_q в этом случае приведет к возникновению в кости касательных напряжений, которые в первом приближении можно определить по формуле

$$\tau = \frac{F_q}{A_{\text{с}}} \quad (5)$$

При тех значениях F_q , которые имеют место для рассматриваемой конструкции эндопротеза, влияние этих напряжений на стабильность фиксации будет незначительным.

В случае, когда $F_q > F_t$, при отсутствии каких-либо поперечных ограничений произойдет медиальное смещение имплантата. В кости при этом возникнут также касательные напряжения, обусловленные силой F_t . Из соотношения $F_q \leq F_t$ можно определить минимальное значение коэффициента трения ($f_{t \min}$), обеспечивающего устойчивую фиксацию имплантата по отношению к силе F_q

$$\min f_t = \frac{F_q}{F_n} \quad (6)$$

Значения $f_{t \min}$ приведены в табл. 2. Если действительные величины f_t окажутся ниже представленных в таблице, возникнет фронтальная нестабильность имплантата. Отметим, что предельные значения коэффициентов трения $f_{t \min}$ оказались весьма значительными, в особенности если учесть наличие в реальной ситуации смазки в виде костного жира, которая существенно снижает реальную величину f_t . В доступной литературе мы не нашли значений f_t для пары «металл — кость», однако для близкой, по нашему мнению, пары «металл — дерево» величина трения скольжения со смазкой составляет $f_t = 0,03-0,08$ (сухое трение $f_t = 0,4-0,5$). Таким образом, для увеличения f_t опорную поверхность воротничка целесообразно выполнять

шероховатой либо наносить на нее остеотропные покрытия, что было реализовано в конструкции исследуемой ножки эндопротеза.

Медиальному смещению эндопротеза «Ортэн» препятствует характерная для его конструкции обзательная диафизарная фиксация, которая заключается в защемлении призматической части ножки в подготовленном в диафизе призматическом канале. Здесь необходимо сделать принципиально важное замечание. Если установка имплантата одновременно на опил и внутренний клин (конус) ложа кости, как уже отмечалось, связана с различными, в том числе и объективными сложностями, при одновременной установке эндопротеза на опил и призматическое (цилиндрическое) отверстие в кости никаких трудностей не возникает (из-за свободы продольных перемещений стержня в отверстии). Поэтому конструкция «Ортэн» в самых неблагоприятных ситуациях имеет как минимум два центра фиксации — в метафизарной и диафизарной зонах. Диафизарная часть ножки фиксирует эндопротез в верхней трети диафиза бедренной кости. Отметим, что внутренняя часть кортикального слоя в этом отделе имеет шероховатую неровную поверхность, состоящую из трабекулярных элементов компактной костной ткани. Именно в этой костной структуре формируется прямолинейный канал прямоугольного сечения под диафизарную часть ножки. Даже при достаточно широком диапазоне вариабельности размеров костномозгового канала в этом отделе пресовая посадка сравнительно длинной диафизарной части ножки обеспечивает достаточный контакт по всем ее граням, способствующий, в первую очередь, фронтальной и ротационной стабильности эндопротеза. Длинная диафизарная часть ножки гарантирует также центральное ее расположение в костномозговом канале. Как уже отмечалось, особую роль в обеспечении первичной стабильности играет функциональное покрытие. Высокий коэффициент трения между покрытием и костной тканью по всей длине ножки эндопротеза при пресовой его посадке обеспечивает надежную продольную фиксацию и, в частности, что очень важно, исключает возможность экстракции. Таким образом, диафизарная фиксация и функциональное покрытие опорных поверхностей позволяют сохранить первичную продольную и фронтальную стабильности конструкции «Ортэн», даже при отсутствии контакта поверхности фронтального клина с костью.

Отсутствие сагитального клина у конструкции «Ортэн» практически во всех случаях нагружения эндопротеза обеспечивает первичную его ста-

бильность в сагиттальной плоскости, что в целом с высокой вероятностью позволяет сохранить ему первичную стабильность даже при отсутствии контакта с костью опорных поверхностей фронтального клина.

Рассмотрим случай фиксации имплантата, когда его установка осуществляется только на клин, а контакт воротничка с костью полностью отсутствует. Заметим, что, поскольку ложе под имплантат в кости в двух плоскостях подготавливается единым инструментом, трудностей с обеспечением контакта опорных поверхностей фронтального клина, как правило, не возникает.

Поскольку заклинивание имплантата в двух плоскостях, в отличие от упора воротничка на опил, ограничивает перемещение конструкции во всех направлениях, нестабильность такой фиксации эндопротеза может быть следствием только разрушения кости (появления остаточных деформаций) в области ее контакта с имплантатом. Здесь необходимо сделать следующее замечание. Точное решение задачи определения напряжений в кости для реальных конструкций и нагрузок представляет исключительную сложность, связанную, с одной стороны, с математическими трудностями описания и решения этой задачи, с другой — со сложностью формирования исходных данных (в первую очередь, механических характеристик костной ткани по всему ее объему). Такие данные для конкретной ситуации могут быть определены, как правило, только с достаточно большой погрешностью. Убедительным доказательством этому является анализ предыдущей задачи. Поскольку исходные данные несут в себе значительные погрешности, точное, с точки зрения математической физики, решение задачи не имеет смысла. Более того, результат такого решения может привести к серьезным заблуждениям. Поэтому в дальнейшем, как и ранее, при оценке величин напряжений, возникающих в кости, будем использовать различные приближенные модели и методы, адекватные точности исходных данных.

Как и ранее, рассмотрим вначале простой случай двухопорного стояния. Клин во фронтальной плоскости имеет искривленную ось и, как следствие, разную длину медиальной и латеральной опорных поверхностей. Проксимальный отдел ножки располагается в метафизе более медиально, плотно контактируя с кортикальной костью в области дуги Адамса и основания большого вертела. Эндопротез, как уже отмечалось, контактирует также с плотной костью в диафизе.

На схеме, приведенной на рис. 3, видно, что во фронтальной плоскости вектор нагрузки F про-

ходит через область дуги Адамса. Заметим, что это обусловлено особенностями конструкции эндопротеза, и при нормальной установке (на воротничок и клин) такое конструктивное решение является оптимальным. В рассматриваемом случае кортикальная кость дуги Адамса, являясь наиболее жестким элементом опиала, воспринимает на себя большую часть нагрузки. При этом нагружение ножки имплантата будет, по сути, безмоментным. В случае же отсутствия упора воротничка на опил характер нагружения ножки меняется. Основным элементом передачи нагрузки на кость становится клин. Заменим криволинейную ось клина прямой (схема на рис. 4). Приведем силу F к оси клина в точке ее пересечения с опорной поверхностью воротничка. Получим: приведенную силу $F^*=F$ и момент $M=Fh_k$. (7)

Здесь h_k — длина перпендикуляра, восстановленного из точки приведения силы на линию действия нагрузки F . Значения M (в долях силы F) для рассматриваемых имплантатов приведены в табл. 2. В общем случае приведенная сила $F^*=F$ наклонена к оси клина под углом φ . Значения φ даны в табл. 2. Разложим F^* на составляющие, направленные вдоль оси клина (F_k) и перпендикулярно к ней (F_{kq})

$$F_k = F \cos \varphi; \quad F_{kq} = F \sin \varphi. \quad (8)$$

Значения F_k и F_{kq} представлены в табл. 2. Отметим, что из-за малости угла φ у конструкции силы F_{kq} оказались пренебрежимо малыми, т.е. можно принять $F_{kq}=0$, а силы $F_k=F^*=F$.

Сила F_k передается на кость только через опорные поверхности проксимального клина, контактирующие с костью. Сила F_{kq} и момент M , воздействуя на ножку в целом, будут также вызывать в кости напряжения, причем не только в метафизарном отделе, но и по всей длине ножки.

Задачу оценки напряжений в кости вследствие ее геометрической линейности целесообразно разделить на две: 1) задача определения основных напряжений под опорными поверхностями клина от действия силы F_k ; 2) задача оценки дополнительных напряжений, обусловленных действием на ножку силы F_{kq} и момента M .

Рассмотрим первую задачу. Клинья в метафизарном отделе представим в виде двух плоских опорных поверхностей, симметричных относительно оси (рис. 4). Угол между этими плоскостями (угол раствора клина) получим путем его усреднения по длине проксимального отдела ножек (на длине 60 мм по медиальной стороне). Осредненные значения приведены в табл. 2. Длину медиальной и латеральной поверхностей примем различной, в зависимости от длины их контакта с

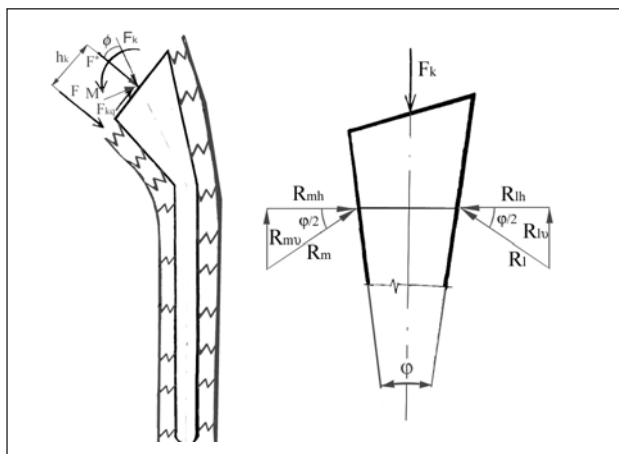


Рис. 4. Схема нагружения ножки имплантата и метафизарного клина во фронтальной плоскости

костью. Площади медиальной (A_m) и латеральной (A_l) опорных поверхностей рассматриваемых конструкций приведены в табл. 2. Полагаем, что напряжения в кости под опорными поверхностями распределены равномерно, а равнодействующая давления от клина на латеральной и медиальной сторонах приложена на одном уровне. Силы трения не учитываем. На рис. 4 приведена схема равновесия клина при нагружении его осевой силой F_k и равнодействующими реакции кости по медиальной (R_m) и латеральной (R_l) сторонам. Силы R_m и R_l направлены перпендикулярно к опорным поверхностям клина.

Разложим R_m и R_l на горизонтальные (R_{mh} и R_{lh}) и вертикальные (R_{mv} и R_{lv}) составляющие

$$R_{mh} = R_m \cos(\varphi/2), \quad R_{lh} = R_l \cos(\varphi/2), \quad (9)$$

$$R_{mv} = R_m \sin(\varphi/2), \quad R_{lv} = R_l \sin(\varphi/2) \quad (10)$$

Из условий равновесия горизонтальных составляющих имеем $R_{mh} = R_{lh}$, а следовательно, согласно формуле (9), $R_m = R_l = R$. Тогда, по аналогии, вместо двух соотношений (10) получаем одну формулу

$$R_v = R \sin(\varphi/2), \quad (11)$$

где $R_v = R_{mv} = R_{lv}$.

Условие равновесия на вертикаль имеет вид

$$F_k = 2 R_v \quad \text{либо, с учетом} \quad (11),$$

$$F_k = 2R \sin(\varphi/2), \quad (12)$$

откуда

$$R = \frac{F_k}{2 \sin \frac{\varphi}{2}} \quad (13)$$

Величина R (для рассматриваемых конструкций значения R в долях нагрузки F приведены в табл. 2) соответствует равнодействующей давления опорных поверхностей клина на кость. Поэтому нормальные напряжения под медиальной (σ_m) и латеральной (σ_l) опорными поверхностями клина будут соответственно определяться по формулам

$$\sigma_m = \frac{R}{A_m}, \quad \sigma_l = \frac{R}{A_l}. \quad (14)$$

Значения σ_m и σ_l для случая двухпорного стояния при $F = Q = 750$ Н приведены в табл. 2. Из таблицы видно, что в медиальном отделе максимальные напряжения в кости при использовании конструкции «Ортэн» составляют $\sigma_m = 5,38$ МПа, что ниже предела прочности для кортикальной кости.

Рассмотрим вторую задачу о дополнительных напряжениях (σ_M), связанных с действием на ножку момента M . В отличие от первой задачи, для решения которой использовали одну расчетную схему клина, расчетная схема второй задачи зависит от ориентации конструкции в кости, в частности, от описанной выше локализации зон контакта имплантата с кортикальной костью.

Ножка конструкции «Ортэн» контактирует с кортикальной костью в трех отделах: в области дуги Адамса, в латеральном отделе ниже основания большого вертела и в диафизе у дистального конца имплантата. Соответствующая расчетная схема приведена на рис. 5. Задача отыскания реакций кортикальной кости при действии на ножку момента M является статически неопределимой. Ее решение представляет значительные трудности, в частности, связанные с необходимостью использования в расчетах полной информации о жесткостных свойствах кости по всему ее объему. Поэтому в запас надежности фиксации импланта-

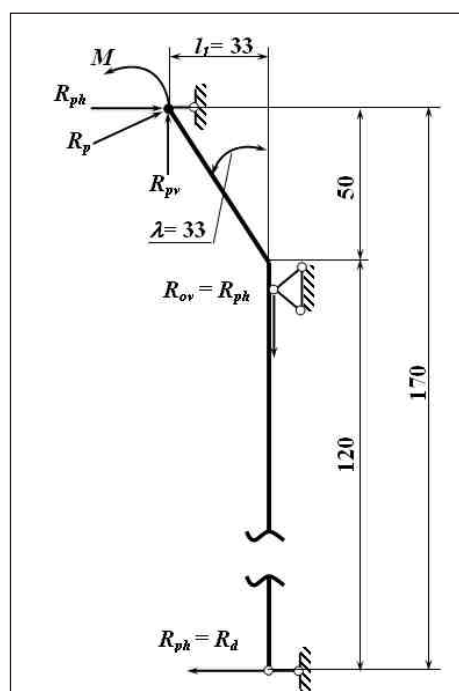


Рис. 5. Схема равновесия ножки имплантата при действии момента силы M

та пренебрегаем наименее значимой поперечной реакцией R_o .

Разложим реакцию R_p на вертикальную (R_{pv}) и горизонтальную (R_{ph}) составляющие

$$R_{pv} = R_p \sin \lambda, \quad R_{ph} = R_p \cos \lambda. \quad (15)$$

Составляющие R_{pv} и R_{ph} уравновесим соответственно продольной (R_{ov}) и поперечной (R_d) реакциями

$$R_{ov} = R_{pv}, \quad R_{ph} = R_d. \quad (16)$$

Сумма моментов всех сил, действующих на ножку имплантата, с учетом (16), должна удовлетворять уравнению

$$M - R_{pv} l_1 - R_{ph} l = 0, \quad (17)$$

либо, с учетом (15),

$$M - R_p l \cos \lambda - R_p l \sin \lambda = 0. \quad (18)$$

Из уравнения (18) получаем реакцию R_p

$$R_p = \frac{M}{(l \cos \lambda + l_1 \sin \lambda)} \quad (19)$$

Результаты расчета по приведенным выше формулам для случая одноопорного стояния дают: $R_p = 71,6$ Н; $R_d = 66,4$ Н. Примем площади контакта в области дуги Адамса (A_M) и в диафизарном отделе (A_c) одинаковыми и равными $A_M = A_c = 28$ мм². Тогда нормальные дополнительные напряжения в кортикальных костях дуги Адамса (σ_M) и медиального диафиза (σ_c) составят: $\sigma_M = 2,56$ МПа и $\sigma_c = 2,37$ МПа. Складывая σ_m (табл. 2) и σ_M , получим $\sigma_{max} = 7,94$ МПа. В случае обычной ходьбы будем иметь $\sigma_{max} = 27,8$ МПа. Эта цифра, как уже отмечалось, превышает реальные значения напряжений по следующим причинам. Во-первых, часть нагрузки возьмет на себя спонгиозная кость. Снижению напряжений σ_{max} будут способствовать также сопротивление кости в латеральной области ниже малого вертела и наличие большого трения между костью и опорными поверхностями ножки, которые в расчетах не учитывали. Трение будет способствовать также сагиттальной стабильности эндопротеза «Ортэн», которая с высокой надежностью обеспечивается большой площадью опорных поверхностей, перпендикулярных сагиттальному направлению.

Приведенные значения максимальных напряжений в кортикальной кости и их анализ свидетельствуют, что и при полном отсутствии опоры на воротничок надежность первичной стабильности фиксации эндопротеза «Ортэн» в случаях различного его нагружения является вполне достаточной. Достигается это комплексом конструктивных особенностей имплантата, и, в первую очередь, теми особенностями, которые обеспечивают дополнительную диафизарную фиксацию.

Выше были рассмотрены два предельных случая отсутствия контакта опорных поверхностей имплантата с костью: 1) когда полностью отсутствует контакт по клиньям и нагрузка на кость передается через воротничок; 2) когда полностью отсутствует контакт по воротничку и нагрузка передается через клин. Вполне естественно, что такие ситуации встречаются сравнительно редко. Чаще всего имеют место различные случаи неполного контакта по каким-либо опорным поверхностям. Рассмотрим ниже, как будет вести себя эндопротез в таких ситуациях.

Очевидно, что наличие дополнительного, даже неполного контакта имплантата с костью будет способствовать повышению прочности его фиксации. При этом для конструкции «Ортэн», первичная стабильность которой в рассмотренных предельных случаях обеспечивалась с достаточно высоким уровнем надежности, дополнительный контакт эндопротеза с костью, не изменяя качественной картины, приводит к увеличению запаса прочности его фиксации.

Заметим, что эндопротезирование во всех случаях приводит к изменению условий нагружения кости, которая, приспосабливаясь к новым условиям, изменяет свою структуру и, как следствие, механические свойства. Важнейшей предпосылкой эффективной адаптации кости к эндопротезу и обеспечения длительной стабильности имплантата является надежная первичная его фиксация, позволяющая раннее дозированное нагружение оперированной конечности. Возможность раннего нагружения обеспечивает стимуляцию процессов остеогенеза и остеoadaptации.

Раннее нагружение и наличие остеотропного и остеointегрирующего покрытия способствуют интенсивному прорастанию спонгиозной ткани в покрытие, увеличивая площадь контакта и способствуя более равномерной передаче нагрузки на кость. Здесь следует отметить, что при метафизарно-диафизарном типе фиксации эндопротеза нарушается физиологический механизм передачи усилий от суставного конца к несущей трубчатой части кости, что негативно влияет на свойства последней. Для обеспечения первичной фиксации эндопротеза, по нашему мнению, это вполне допустимо. К моменту же полной адаптации имплантата к кости прочность его крепления в метафизарном отделе возрастает в значительно большей степени, чем в диафизе. Это приводит к изменению механизма передачи нагрузки от эндопротеза к несущей трубчатой части кости, который оказывается близким к физиологическому, что обуславливает

эффективное длительное функционирование имплантата. Связь же имплантата по всей его поверхности с костью, в том числе и в диафизе, исключает такие негативные явления как микроперемещения дистального конца ножки относительно кости из-за их различного напряженно-деформированного состояния.

Выводы

1. Построена плоская геометрическая модель имплантации в бедренную кость базовой ножки бесцементного эндопротеза тазобедренного сустава конструкции «Ортэн», которая подтвердила характерные принципы крепления в кости: метафизарно-диафизарная фиксация ножки в спонгиозной и кортикальной кости; упор воротничка в спонгиозную и кортикальную кость. Установлено, что при нормальной (правильной) имплантации нагрузка на кость передается в основном в метафизарном отделе.

2. При нормальной имплантации конструктивные особенности эндопротеза «Ортэн» полностью обеспечивают первичную стабильность фиксации. При этом обеспечивается достаточный уровень надежности фиксации.

3. Выполнен детальный анализ напряженного состояния кости в зонах ее контакта с эндопротезом для двух «кризисных ситуаций», когда: 1) отсутствует контакт кости с имплантатом по клинья и нагрузка на кость передается через воротничок; 2) отсутствует контакт по воротничку и нагрузка передается через клин. На основе анализа в обеих ситуациях, даже при дозированном нагружении (ходьба с опорой на костыли), установлено, что пер-

вичная стабильность конструкции «Ортэн» во всех случаях обеспечивается с достаточно высоким уровнем надежности, что обусловлено наличием двух центров фиксации этого имплантата.

4. Уровень надежности фиксации эндопротеза «Ортэн» в отдаленном послеоперационном периоде существенно возрастает, что достигается интенсивной стимуляцией процессов интеграции кости с имплантатом, обусловленной наличием остеотропного и остеointегрирующего покрытия, ранним нагружением оперированной конечности, возможным только при достаточной надежности первичной стабильности эндопротеза.

Литература

1. Алгоритм выработки показаний и противопоказаний к эндопротезированию тазобедренного сустава / А.Е. Лоскутов, А.Е. Олейник, М.Л. Головаха, Д.А. Синегубов // Вісник ортопедії, травматології та протезування. — 2004, №3 (42). — С. 8–12.
2. Лоскутов А.Е. Развитие модульного эндопротезирования тазобедренного сустава системами «Ортэн» / А.Е. Лоскутов // Ортопедия, травматология и протезирование. — 1997. — № 1. — С. 5–8.
3. Клинико-биомеханическая классификация асептической нестабильности бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава / А.Е. Лоскутов, В.Л. Красовский, А.Е. Олейник, М.Л. Головаха // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2001. — №3. — С. 39–42.
4. Концепция обеспечения стабильности фиксации бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава системы «Ортэн» / А.Е. Лоскутов, В.Л. Красовский, А.Е. Олейник, А.В. Бредихин // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2000. — №2. — С. 63–66.
5. Pauwels F. Biomechanics of the Locomotor Apparatus / F. Pauwels. — New York: Springer Verlag, 1980. — P. 1–228.
6. Березовский В.А. Биофизические характеристики тканей человека. Справочник / В.А. Березовский, Н.Н. Колотилова. — К.: Наукова думка, 1990. — 223 с.

Внимание авторов!

При оформлении библиографического описания в списке использованной литературы необходимо придерживаться нового стандарта ДСТУ ГОСТ 7.1:2006 «Система стандартів з інформації, бібліотечної та видавничої справи. Бібліографічний запис. Бібліографічний опис. Загальні вимоги та правила складання» (см. Бюл. ВАК Украины, №3, 2008, С.8–13 или информацию в интернете).

Рисунки для статей необходимо предоставлять в электронном виде. Каждый рисунок в отдельном файле формата TIFF с разрешением не менее 300 dpi, штриховые рисунки не менее 600 dpi. Иллюстрации вставленные в документ Word редакцией не принимаются. Либо они также подаются отдельно в формате рисунков.