

ОСТЕОСИНТЕЗ СЕГОДНЯ И ЗАВТРА

УДК 616.71-001.5-089.84

Функции и виды пластин и винтов в современном остеосинтезе

К.К. Романенко¹, А.И. Белостоцкий², Д.В. Прозоровский¹, Г.Г. Голка²

¹ ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко АМН Украины», Харьков

² Харьковский национальный медицинский университет. Украина

The article contains information about devices for external fixations, namely screws of plates. Different kinds of plates and screws were characterized; particular attention was paid to differences between their design and functions. Dependence of implants upon the way of their use was characterized.

У статті подано інформацію стосовно пристроїв для накісткового остеосинтезу, а саме гвинтів і пластин. Надано характеристику різних видів пластин і гвинтів, звернуто особливу увагу на відмінності між їх дизайном і функціями. Охарактеризовано залежність функції імплантатів від способу їх застосування.

Ключевые слова: накостный остеосинтез, пластины, винты

Введение

Ортопедия и травматология на современном уровне развития немыслимы без применения фиксаторов из металла, различных по виду, функции и дизайну. Проведенный анализ ошибок и осложнений, развившихся после металлоостеосинтеза, показал, что далеко не всегда хирург-травматолог проводит фиксацию фрагментов, понимая, чем обусловлен его выбор фиксатора, какую функцию он закладывает в каждом конкретном случае и на какой исход может рассчитывать в результате выполненного им остеосинтеза.

Цель данной работы: предоставить информацию о видах и возможных вариантах функции пластин и винтов.

Среди погружных методов фиксации наиболее часто используется накостный остеосинтез. С момента разработки и использования первой металлической пластины прошло более ста лет [12]. Все представленные в практической травматологии накостные фиксаторы можно проанализировать, используя следующие основные критерии: функции, которые осуществляет данный фиксатор; дизайн (форма) пластин и винтов; материал, из которого изготовлены пластина или винт.

Погружные фиксаторы (имплантаты) предназначены для фиксации фрагментов костей на срок, требующийся для завершения процессов репаративного остеогенеза в зоне перелома и вос-

становления биомеханической целостности кости. На выбор имплантатов влияют форма и структура кости того участка скелета, где планируется использовать данные фиксаторы. При этом форма выбранного имплантата определяет его название, но не указывает на его функцию. Таким образом, название фиксатора определяется следующими параметрами:

- форма пластины, например: изогнутая пластина, прямая пластина, «лист клевера», треть-трубчатая пластина, пластина LC-DCP (Limited Contact-Dynamic Compression Plate — динамическая компрессирующая пластина с ограниченным контактом);
- размер фиксатора, т.е. длина, ширина и высота профиля, например: узкая пластина, широкая пластина;
- количество отверстий, их вид и диаметр, например: пластина LCP 3,5 мм, 9 отверстий (где LCP — Locking Compression Plate — блокированная компрессирующая пластина);
- анатомическая область, где предполагается использовать имплантат, например: Distal Tibia Plate, т.е. пластина для дистального отдела большеберцовой кости;
- фирменное название, данное имплантату производителем, в том числе в виде аббревиатуры наименования имплантата, например: PHILOS — Proximal Humeral Internal Locking System —

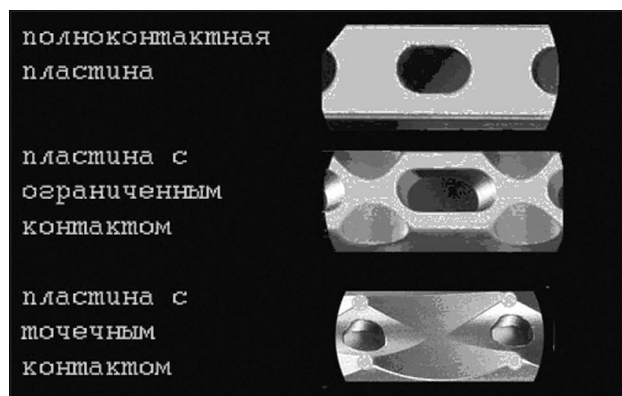


Рис. 1. Виды платформ пластин

блокирующая система для внутренней фиксации проксимального отдела плеча.

Название фиксатора также служит для упрощения его идентификации в каталоге производителя. Следует отметить, что в подавляющем большинстве случаев название имплантата не зависит от биомеханической функции, которая определяется хирургом непосредственно при выполнении остеосинтеза.

Материал имплантатов

В настоящее время для производства погружных металлофиксаторов наиболее часто используют следующие материалы: химически чистый титан (Ti) и его сплавы (напр. TiAlNb), нержавеющей сталь (316 L stainless steel). Выбор именно этих металлов и их сплавов обусловлен результатом исследований, проведенных по следующим направлениям: изучение влияния имплантата на организм пациента, зависимость прочности имплантата и его способности к обратимой деформации от материала, из которого изготовлен имплантат [8].

Пластины

Форма пластины

Нашей целью не является описание всех возможных форм и моделей пластин. Безусловно, существует множество отличающихся по своему строению и форме наконечных фиксаторов. Но не все из них широко применимы (в практической травматологии). Нашей целью является описание параметров наиболее часто используемых на сегодняшний день пластин.

В зависимости от дизайна платформы пластины (т.е. части пластины, контактирующей с костью) различают полноконтактные пластины, пластины с ограниченным контактом и пластины с точечным контактом (рис. 1).

Эволюция дизайна пластин была обусловлена задачей минимизировать повреждающее действие

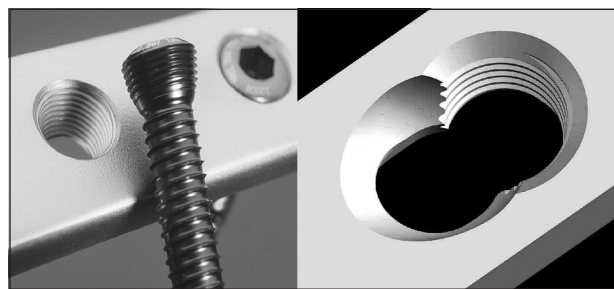


Рис. 2. Вид отверстий под винты в пластинах LISS и LCP

фиксатора на периост, в связи с чем полноконтактные пластины сменились на пластины с ограниченным контактом. Также были разработаны пластины с точечным контактом, которые, однако, не успели получить большое распространение в практике, поскольку были разработаны пластины с блокирующимися отверстиями (LCP), стабильность фиксации которых обеспечивается не созданием силы трения между костью и пластиной, а блокированием головки винта в пластине.

В зависимости от дизайна отверстия для винта выделяют компрессирующие пластины (LC-DCP — Limited Contact-Dynamic Compression Plate), блокирующиеся пластины (LISS — Less Invasive Stabilization System) и комбинированные — компрессионно-блокирующиеся пластины (LCP — Locked Compression Plate) (рис. 2).

Изменилась не только форма пластины, но и дизайн отверстия. Изначально круглые отверстия позволяли фиксировать пластину к кости, что обеспечивало создание силы трения между пластиной и костью. Впоследствии было разработано динамически-компрессионное отверстие, которое представляло собой конус или эллипс, позже отверстие усложнилось и стало представлять собой наклонный цилиндр. При вкручивании винта, введенного в отверстие эксцентрично, головка винта скользит по наклонной плоскости этого отверстия, при этом фрагменты кости сближаются (рис. 3).

Следующим этапом эволюции дизайна отверстия было создание блокирующегося отверстия с резьбой, в которой фиксируется головка винта с резьбой. Такой вид отверстия позволил создать имплантат, фиксация к кости которого не подразумевает создание сил трения между пластиной и костью. Например, имплантат системы LISS. В дальнейшем на основании этого возникло комбинированное отверстие (рис. 4), одна часть которого представляет собой наклонный цилиндр, а в другой части отверстия расположена резьба для фиксации винта. Такой дизайн отверстия позволяет осуществлять компрессию фрагментов

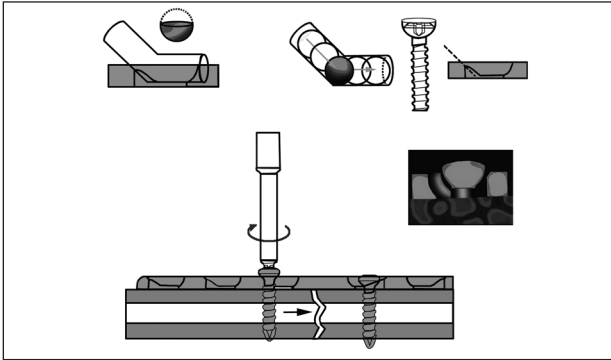


Рис. 3. Схема работы динамически-компрессионного отверстия [10]

благодаря скольжению головки винта и выполнять блокировку винта в пластине, создавая тем самым рамочную конструкцию.

Функция пластины

Понятие «функция пластины» основывается на способности пластины взаимодействовать с силами, приложенными к отломкам кости. Функция пластины задается хирургом во время операции и основывается на задачах, стоящих перед хирургом, и дизайне имплантатов.

Функции пластины:

1. Компрессирующая функция.
2. Функция преобразования сил.
3. Нейтрализующая функция.
4. Опорная функция.
5. Мостовидная функция.

Компрессирующая функция пластины обеспечивает взаимное сдавливание отломков кости. Для осуществления этой функции необходимы следующие условия:

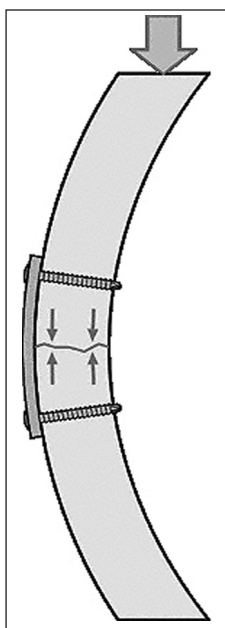


Рис. 5. Схема функции пластины — преобразование сил

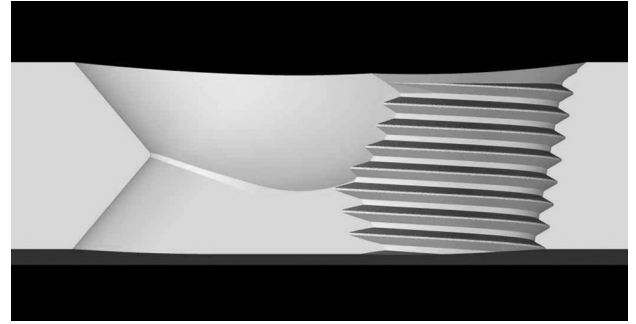


Рис. 4. Вид комбинированного отверстия в пластине LCP в разрезе

- простой тип перелома (поперечный или короткий косой, обязательно наличие противоположного коркового слоя);
- строгое моделирование пластины по кости.

Преобразование пластиной сил растяжения в силы сжатия обеспечивается установкой пластины на стороне растяжения таким образом, чтобы преобразовать силу растяжения в силу сжатия на противоположной стороне пластины (рис. 5). Необходимые условия: целый корковый слой противоположной стороны; локализация перелома на кости с наличием стороны растяжения.

Нейтрализующая, защитная функция пластины (рис. 6). При репозиции и компрессии отломков кости стягивающим винтом пластину устанавливают на кость с целью предотвратить чрезмерную нагрузку в зоне контакта резьбы винта и кости. Пластина, шинируя зону перелома, нейтрализует ротационные и осевые силы, способные снизить межфрагментарную компрессию и привести к вторичному смещению. При использовании пластин

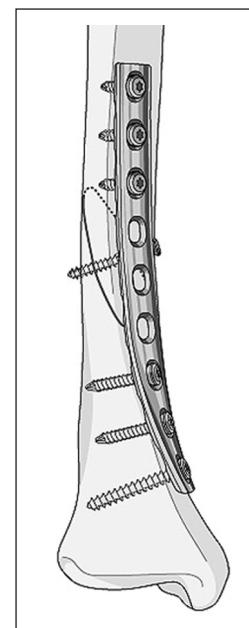


Рис. 6. Схема нейтрализующей функции пластины

DCP (традиционных компрессирующих пластин) необходимым условием для реализации защитной функции пластины является:

- простой тип перелома: косая или винтообразная линия излома;
- точное анатомическое моделирование пластины по кости;
- компрессия между фрагментами перелома, достигнутая ранее стягивающим винтом.

Для пластин с блокирующимися винтами анатомическое моделирование пластины не является обязательным.

Поддерживающая функция пластины заключается в противостоянии срезающим нагрузкам, направленным вдоль длинной оси кости. Необходимые условия: локализация перелома в эпиметафизарной зоне, анатомичное вправление и абсолютная стабильность с межфрагментарной компрессией внутрисуставных фрагментов.

Мостовидная функция пластины — это способность противодействовать ротационным и осевым силам с минимальным нагружением зоны перелома (рис. 7). «До тех пор, пока между фрагментами существует щель, хотя бы маленькая, нагрузка передается через пластину от одного фрагмента кости к другому» [2]. Поверхности отломков по мере возникновения нагрузки двигаются относительно друг друга, и пластина играет роль несущего нагружку приспособления. Стабильность фиксации зависит от жесткости пластины и прочности закрепления винтов. Пластины с данной функцией применяют при сложных оскольчатых переломах, где невыполнима и нецелесообразна точная репозиция отломков и межфрагментарная компрессия. Ранее схожих условий можно было добиться при помощи различных АВФ, т.к. АВФ обладает свойствами рамочной конструкции благодаря креплению стержней или спиц на внешней опоре (рис. 7). В настоящее время с появлением винтов, блокирующихся в пластине, можно говорить и об этой функции пластины.

Винты

Винты могут использоваться в качестве самостоятельных фиксаторов или совместно с другими имплантатами: пластина, интрамедуллярный стержень. Также костный винт применяют в качестве якоря для проволоки, например при напряженном остеосинтезе перелома внутренней лодыжки.

Винты различаются по своей форме и размерам, наименование костного винта определяется следующими параметрами:

- дизайн головки (блокирующийся винт);
- внешний диаметр резьбы (4,5 мм, 3,5 мм);

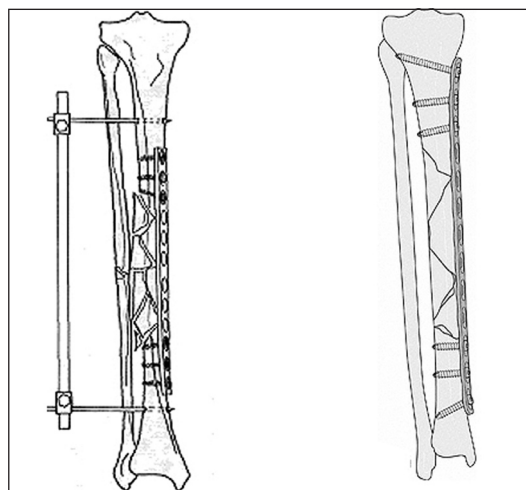


Рис. 7. Схема мостовидной функции пластины

- форма резьбы (кортикальный, спонгиозный);
- форма наконечника (самосверлящий, самонарезающий);
- функция винта (стягивающий, позиционный).

Первые четыре характеристики можно обобщить в понятие «форма винта», которая задается производителем.

Форма винта. Большинство винтов, используемых для остеосинтеза, состоит из следующих частей:

- головка винта;
- шейка винта;
- резьбовая часть винта;
- наконечник винта.

Длина винта измеряется в миллиметрах и включает в себя сумму длины головки, шейки (если представлена), резьбовой части и наконечника.

Форма костных винтов промышленного производства соответствует стандарту: ISO standard 5835. Фирмы, предоставляющие имплантаты для остеосинтеза, должны иметь сертификат, свидетельствующий о соответствии этим стандартам [11].

Головка винта. На головке винта — две поверхности, одна из которых контактирует с пластиной или костью, а другая — наружная поверхность головки винта — имеет углубления для отвертки. Головка винта может быть различного диаметра. При вкручивании винта в кость на головку винта действует вращающий момент, который передается на резьбовую часть винта. Оптимальное соотношение диаметра головки и резьбовой части обеспечивает прочность винта и адекватное усилие при вкручивании его в кость. Например, при использовании винта с большой головкой и тонкой резьбовой частью велика вероятность разрушения в месте перехода головка-резьбовая часть при



Рис. 8. Форма прорезей для отвертки в головке винта: А — гексагональное отверстие, В — крестовидное, С — звездчатое отверстие

вкручивании или выкручивании из кости. Винт, в котором диаметр головки винта лишь незначительно превосходит диаметр резьбовой части, будет неудобен в использовании, т.к. необходимо приложить значительные усилия для вкручивания винта в кость.

Различают несколько видов прорезей на головке костного винта (рис. 8):

- крестовидные прорези (в настоящее время встречаются только на винтах малого диаметра),
- шестигранные прорези (гексагональные),
- звездчатые прорези.

В настоящее время большинство производителей имплантатов выпускают винты с гексагональным отверстием для отвертки (рис. 8 А). Такое отверстие обеспечивает хороший контакт отвертки и головки винта, участвуя в обеспечении оптимальной передачи вращающего момента, таким образом, отсутствует вероятность изменения правильного направления введения винта при его вкручивании в кость [2]. Крестовидное отверстие используется в винтах диаметром 2,0 мм и менее (миниимплантаты) (рис. 8 В). Звездчатое отверстие обеспечивает больший контакт (в сравнении с гексагональным) отвертки и головки винта (рис. 8 С). Такой дизайн отверстия используется в некоторых современных конструкциях винтов.

Поверхность головки винта, контактирующая с пластиной или с костью (рис. 9), является сферической, позволяя винту скользить по наклонной плоскости компрессирующего отверстия пластины и изменять угол наклона винта при вкручивании в кость в пределах отверстия пластины: в поперечном направлении 7° , в продольном — 25° (традиционные пластины АО) (рис. 10) [10]. При использовании винта в качестве самостоятельного имплантата (без пластины) сферическая поверхность позволяет «углубить» винт в кость, предварительно сформировав посадочное место. Эта техника увеличивает площадь контакта между головкой и корковым слоем и снижает локальное напряжение коркового слоя вокруг голов-

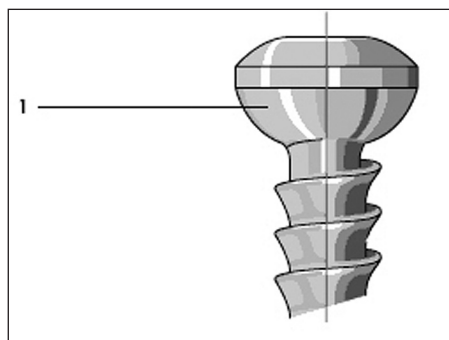


Рис. 9. Вид поверхности головки винта, контактирующей с пластиной или с костью (1)

ки, особенно если винт введен в кость под углом. Исследования L. Claes, P. Hutzschenreuter показали, что использование винтов со сферической контактирующей поверхностью более предпочтительно, поскольку сферическое посадочное место под винт менее чувствительно к напряжению, созданному винтом при затягивании [6].

Винты, предназначенные для блокирования в пластине, называются LHS (Locked Head Screw — винты с блокирующей головкой). На головке LHS винтов есть резьба, имеющая тот же шаг, что и на резьбовой (контактирующей с костью) части винта. Эквивалентность шага резьбы важна для равномерного продвижения винта в кости и вкручивания винта в пластину. Некоторые производители (“Synthes”) изготавливают винты с двойной резьбой на головке (шаг резьбы остается тот же, но в этом шаге представлено 2 витка резьбы). Это повышает прочность фиксации винта в пластине. Головка LHS винта имеет коническую форму (рис. 11). Такая форма головки ограничивает вкручивание головки в пластину, блокируя головку по достижении ее резьбой конечной точки на резьбе в пластине. Считают, что плотный контакт резьбовой части головки винта с пластиной и однородность материала, из которого изготовлены имплантаты, создает возможность возникновения эффекта так называемой «холодной сварки»

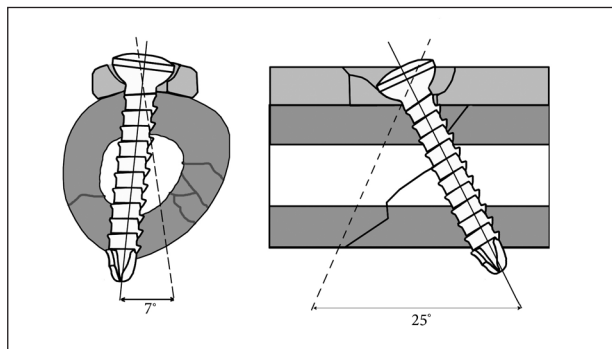


Рис. 10. Схема наклона винта в пластине [10]

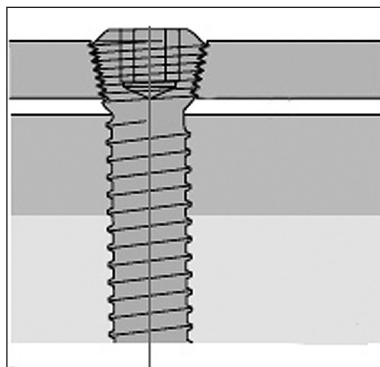


Рис. 11. Схема LHS винта

между частями имплантатов. Для предотвращения этого эффекта был разработан «ограничитель вращающего момента», который используется вместе с отверткой при вкручивании LHS винта и препятствует чрезмерному усилию на винт при его блокировке в пластине. Опираясь на исследование немецких хирургов [9], удаливших более 2000 титановых LHS винтов без возникновения проблем в ходе операции, можно заключить, что для предотвращения эффекта «холодной сварки» и трудностей в ходе операции необходимо применять ограничитель вращающего момента для вкручивания LHS винта.

На сегодняшний день на рынке имплантатов присутствуют и другие конструкции, в которых блокировка винта в пластине осуществляется альтернативным способом, например, конструкции «Numelok» фирмы «Stryker», «De Pue» и др.

Шейка винта — часть винта между головкой и резьбовой частью. Эта часть конструкции на костного винта присутствует в некоторых видах спонгиозных винтов. О соотношении диаметра головки винта и резьбовой части было сказано выше, это действительно в отношении соединения головки с шейкой винта. Длина шейки измеряется в миллиметрах. Спонгиозные винты с шейкой, на которой отсутствует резьба, широко используют для компрессии в зоне дистального метаэпифиза бедренной и проксимального метаэпифиза большеберцовой костей.

Резьбовая часть винта. Схематически резьбовую часть винта можно представить в виде спирально накрученной на ось проволоки. Характеристики резьбы представлены на рис. 12. Различают внешний диаметр винта, т.е. расстояние от гребня одного витка до гребня противоположного по оси витка, и внутренний диаметр (диаметр сердечника винта) — это диаметр стержня винта без резьбы [3, 4]. Диаметр резьбы винта измеряется в миллиметрах. Шаг резьбы — расстояние между параллельными боковыми гребнями двух

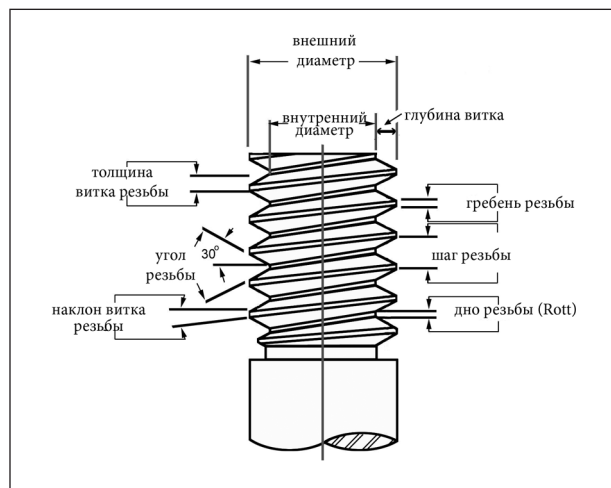


Рис. 12. Резьбовая часть винта (рисунок взят из «General Principles of Internal Fixation» [8])

рядом лежащих витков — измеряется в миллиметрах [1]. Шаг резьбы определяет ход винта, т.е. перемещение винта вдоль его продольной оси за один оборот на угол 360° [1]. Резьба стандартного кортикального винта асимметричная, т.е. угол наклона витка резьбы различный по сторонам от гребня резьбы (рис. 13). Это обеспечивает прочное удержание винта в компактном слое кости.

Наиболее используемыми считаются следующие типы резьбы:

- кортикальная резьба;
- спонгиозная резьба;
- резьба на LHS винтах.

Кортикальная резьба разработана для компактной диафизарной части кости. При сравнении спонгиозной резьбы с кортикальной последняя характеризуется меньшей глубиной и большей частотой шага. Спонгиозная резьба разработана для более пористой метаэпифизарной зоны кости. В соответствии с этим глубина резьбы увеличена, что создает большую площадь контакта резьбы с костью. Шаг резьбы у спонгиозного винта оптимально соответствует пористой структуре метаэпифизарной части кости.

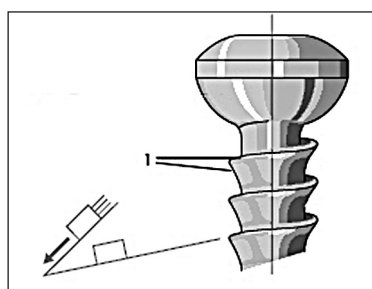


Рис. 13. Вид асимметричной резьбы винта: 1 — различный наклон витка резьбы

В сравнении с кортикальным винтом блокирующийся винт (LHS) характеризуется большим диаметром внутренней части (сердечником), меньшей глубиной резьбы, большей частотой шага резьбы и притупленным гребнем.

LHS винты используются только вместе с пластиной (стержнем) и не могут фиксировать фрагменты самостоятельно. LHS винты создают минимальную осевую силу и обеспечивают фиксацию вследствие блокировки конусовидной головки с резьбой в пластине. Механически LHS винты более правильно было бы сравнить с болтом, а систему LCP — с рамочной конструкцией стержневого аппарата. LHS имеет иной принцип фиксации, т.е. фиксация в кости обеспечивается не за счет силы трения на границе «кость-винт», а за счет создания единой жесткой рамочной конструкции фиксатора «пластина-винт». Вследствие этого нет необходимости в создании силы трения между поверхностью винта и кости, как в случае кортикального винта. По этой причине форма резьбы, контактирующая с костью в LHS винте, имеет ряд отличий по отношению к кортикальному винту: меньшая глубина витка резьбы, симметричный угол резьбы, уменьшенный шаг резьбы.

Наконечник винта. Существуют четыре стандартные формы наконечника костных винтов:

- простые конические наконечники;
- самонарезающие;
- самосверлящие винты;
- специальная форма (например, плоский наконечник для фиксации околопротезных переломов).

Гладкий конический наконечник используют только после предварительного рассверливания отверстия и нарезания в костном отверстии резьбы при помощи метчика. Игнорирование метчика является грубым нарушением технологии остеосинтеза и может привести к ятрогенным осложнениям.

Самонарезающий наконечник имеет режущие канавки для нарезания костной резьбы, подобно острию метчика. Использование такого винта возможно после рассверливания отверстия, нарезание резьбы метчиком при этом не требуется, если только самонарезающий винт не используется как стягивающий. В последнем случае необходимо обязательное прохождение метчиком второго коркового слоя кости. Самонарезающие винты имеют преимущества перед винтами с коническим наконечником, поскольку позволяют сэкономить время и упростить процедуру фиксации [5], при этом прочность заделки самонарезающего винта в кости не уступает прочности фиксации винта с

коническим наконечником при условии соблюдения техники введения винта в кость [13]. Удаление самонарезающих винтов после сращения перелома происходит несколько труднее, чем винтов с гладким коническим наконечником. Это обусловлено формой наконечника винта: режущие поверхности заполняются вросшей костью [11].

Самосверлящий наконечник имеет спирально закрученные режущие кромки для рассверливания отверстия и нарезания резьбы в кости. Такой тип наконечников встречается только у LHS винтов. Использование таких винтов не требует применения сверла и метчика. Очевидные преимущества в использовании самосверлящих винтов имеют некоторые ограничивающие условия и недостатки: самосверлящие винты требуют высоких оборотов для рассверливания отверстия, поэтому для их применения необходимо использовать дрель. К недостаткам техники введения самосверлящих винтов относится невозможность измерить глубину отверстия для определения надлежащей длины используемого винта. Также существует угроза повреждения мягких тканей при пенетрации противоположного коркового слоя острым наконечником винта, поэтому необходим строгий контроль длины используемого винта. Несмотря на все вышеперечисленные недостатки, самосверлящие винты находят широкое применение в современных конструкциях (LISS), особенно при малоинвазивной технике фиксации (MPO — Minimally Invasive Plate Osteosynthesis; минимально инвазивный наконечный остеосинтез).

Функция винтов

Подобно пластинам, функция винта зависит от хирурга и примененной им техники фиксации. Функция имплантата определяется теми задачами, которые стоят перед фиксатором в зависимости от локализации перелома, его типа и состояния костной ткани. Функция зависит как от формы имплантата, так и примененной техники в его установке. Нарушение этой техники ведет к нарушению функции, что может вызвать ятрогенные осложнения при лечении перелома. Наиболее часто встречающиеся функции представлены в таблице.

Заключение

Для оптимального использования современных фиксаторов хирург должен опираться на знание о форме (дизайне) имплантатов, механических особенностях, продиктованных этой формой, а также неукоснительно соблюдать правила фиксации костных фрагментов для обеспечения той или иной функции имплантата. Проведению оперативного вмешательства в обязательном порядке должно

Таблица. Функции винтов

Наименование функции	Суть функции	Клинический пример
Фиксационный винт	Используется с пластиной. Винт фиксирует пластину к кости, создавая силу трения между пластиной и костью	Нейтрализующая пластина при простом переломе плечевой кости с косою линией излома
Компрессирующий винт	Используется с пластиной. Введенный эксцентрично в компрессирующую часть отверстия DCP пластины сдвигает фрагменты, создавая компрессию между ними	Поперечный перелом диафизарной части костей предплечья
Стягивающий винт	Компрессия между фрагментами	Простой перелом плечевой кости с косою линией излома
Позиционный винт	Поддержание биомеханически корректного взаимоотношения между анатомическими образованиями без компрессии между ними	Надсиндесмозный перелом лодыжек голеностопного сустава (44 С)
Блокирующийся винт (LHS) в пластине	Используется исключительно с пластинами LCP, LISS. Резьбу на головке винта вкручивают в резьбу в отверстии пластины, обеспечивая тем самым угловую стабильность конструкции	Любой перелом, фиксированный LCP или LISS конструкциями
Блокирующийся винт (LHS) в интра-медуллярном стержне	Резьбу на головке винта вкручивают в резьбу в отверстии для винта в стержне, обеспечивая тем самым надежность фиксации и угловую стабильность	Блокирующийся бедренный стержень
Якорный винт	Является точкой фиксации для петли проволоки или лавсановой ленты	Техника стягивающей петли при остеосинтезе большого бугорка проксимального отдела плечевой кости
Репозиционный винт — винт «тяги-толкай»	Является временной точкой фиксации, использующейся для приложения вправляющих инструментов	Репозиция фрагментов вертлужной впадины
Репозиционный винт — «подтягивающий» винт	Проведенный через пластину, фиксированную к одному из фрагментов, подтягивает вправляемый фрагмент к пластине	Перелом дистального метаэпифиза лучевой кости
Поллеров винт	Проведенный через один корковый слой служит для коррекции направления прохождения интрамедуллярного стержня в канале кости	Проксимальный перелом голени с использованием интрамедуллярного стержня

предшествовать предоперационное планирование, в ходе которого необходимо обоснованно подобрать фиксатор, продумать технику его установки, заранее спланировав функцию каждого элемента фиксирующей конструкции.

Литература

1. Бабулин Н.А. Построение и чтение машиностроительных чертежей [Текст] / Н.А. Бабулин — М., 1987. — С. 320.
2. Руководство по внутреннему остеосинтезу: 3-е издание [Текст] / М.Е. Мюллер М. Алльговер Р. Шнайдер Х. Виллингер; Перевод на русский язык А.Е. Королев. — 1996. — С. 750.
3. Новый политехнический словарь [Текст] / А.Ю. Ишлинский. — М.: Большая Российская энциклопедия: под ред. Ишлинского А. Ю., 2003. — С. 671.
4. Якухин В.Г. Изготовление резьбы: Справочник [Текст] / В.Г. Якухин, В.А. Ставров. — М.: Машиностроение, 1989. — С. 192.
5. AO/ASIF selftapping screws (STS) [Text] / F. Baumgart, J. Cordey, K. Morikawa et al. // Injury. — (1993). — V. 24 (Suppl 1). — P. 1–17.
6. Claes L. The influence of the countersink geometry on the cortical screw force (author's transl) [Text] / L. Claes, P. Hutzschenreuter // Z Orthop Ihre Grenzgeb. — 1977. — V. 115(2).
7. Cordey J., Rahn B., Perren S. Human torque control in the use of bone screws. Uthhoff. H (ed). Current concepts of internal fixation of fractures. — 1st ed. Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag, 1980. — P. 235–243.
8. Gautier E. Effect of plate position relative to bending direction on the rigidity of a plate osteosynthesis. A theoretical analysis [Text] / E. Gautier, S. Perren, J. Cordey // Injury. — 2000. — V. 31 (Suppl 3). — P. 14–20.
9. Haas N. Treatment of diaphyseal fractures of the forearm using the point contact fixator (PC-Fix): results of 387 fractures of a prospective multicentric study (PC-Fix II) [Text] / N. Haas, C. Hauke, M. Schutz // Injury. — 2001. — V. 32 (Suppl 2). — P. 51–62.
10. Lakatos R. General Principles of Internal Fixation [Text] / R. Lakatos, M. Herbenick. — 2007. <http://emedicine.medscape.com/article/1269987-overview>
11. Messmer P. Shapter Screws/AO Principles of Fracture Management. Second expanded edition [Text] / P. Messmer, S. Perren, N. Suhm. — 2007. — V. 1. — 635 p.
12. Schatzker J. Osteosynthesis in trauma [Text] / J. Schatzker // Int Orthop. — 1996. — V. 20(4). — P. 244–252.
13. Schatzker J. The holding power of orthopedic screws in vivo [Text] / J. Schatzker, R. Sanderson, J.P. Murnaghan / Clin Orthop Relat Res. — 1975. — V. 108. — P. 115–126.