

Оглавление

Посвящение	5
Соавторы	9
Научный редактор русскоязычного издания	10
Предупреждение от издательства	11
Предисловие 1	12
Предисловие 2	14
Предисловие 3	16
Введение	17
Благодарности	17
Глава 1	
История эндопротезирования тазобедренного сустава в ветеринарной хирургии	
<i>Марианна Куина и Джеффри Н. Пек</i>	18
Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава	18
Тотальное эндопротезирование локтевого сустава	22
Тотальное эндопротезирование коленного сустава	23
Заключение	24
Библиография	24
Глава 2	
Структурные материалы имплантатов	
<i>Саймон С. Рой</i>	25
Общая металлургия	25
Изготовление формы	26
Добавление пористого покрытия	26
Металлы, используемые в изготовлении протезов	26
Нержавеющая сталь	26
Кобальт-хромовый сплав	27
Титан	27
Тантал	27
Материалы, используемые при эндопротезировании суставов в ветеринарии	28
Библиография	31
Глава 3	
Материалы протезов: обработка поверхности	
<i>Дэвид Дж. Дейнг и Денис Дж. Марселлин-Литтл</i>	32
Обработка поверхности цементных бедренных стержней	32
Огрубление поверхности, предобработка полиметилметакрилатом и полировка	32
Обработка поверхности бесцементных бедренных стержней и ацетабулярной чашки	33
Спеченные шарики, волокно-металлическая сетка, плазменное напыление, обработка пористым танталом	33
Биологически активные типы обработки	36
Гидроксиапатит, бифосфонаты, микротекстура, обработка антибиотиками, частицами серебра	36
Библиография	39
Глава 4	
Контактирующие поверхности	
<i>Джеффри Н. Пек</i>	42
Полиэтилен	42
Высокопрочный полиэтилен	43
Металл	43
Покрытие поверхности	44
Керамика	44
Контактирующие поверхности	45
Металл на полиэтилене	45
Металл на металле	45
Металл на керамике	46
Керамика на полиэтилене	46
Керамика на керамике	47
Библиография	47
Глава 5	
Методы изначальной фиксации	
<i>Кей Хаяши и Курт С. Шульц</i>	49
Вступление	49
Основы биомеханики и дизайна имплантатов	49
Цементные системы	50
Бесцементные системы	53
Запрессовка (пресс-фит)	53
Стопорные винты	54
Совмещение: фиксация гибридного типа	57
Заключение	58
Библиография	58
Глава 6	
Описание биомеханических процессов при тотальном эндопротезировании	
<i>Майкл П. Ковальски</i>	60
Функциональная анатомия тазобедренного сустава	60
Механизмы тотальной замены тазобедренного сустава	63
Износ	64
Сочленения цементных имплантатов	65
Сочленения бесцементных имплантатов	67
Центр ротации	67
Поворот	68

Офсет.....	68	Потеря костной массы (остеопения).....	123
Опорный диаметр.....	68	Рекомендации.....	123
Тип контактирующих поверхностей.....	68	Библиография.....	124
Материалы бедренной головки.....	69	Глава 9	
Полиэтилен.....	69	Описание биомеханических процессов	
Особенности дизайна (внешнего вида и структуры)		при тотальной замене коленного сустава	
цементного бедренного компонента.....	70	Мэтью Аллен, Кеннет Манн.....	126
Особенности дизайна (внешнего вида и структуры)		Анализ походки и кинематика коленного сустава ..	126
бесцементного ацетабулярного компонента.....	70	Нагрузка коленного сустава.....	127
Особенности дизайна (внешнего вида и структуры)		Механическая и анатомическая оси.....	129
бесцементного бедренного компонента.....	71	Роль связок.....	130
Библиография.....	72	Давление контактов коленного сустава.....	131
Глава 7		Особенности конструкции протеза для тотальной	
Клиническое применение тотального		замены коленного сустава.....	132
эндопротезирования		Восстановление двигательной функции	
<i>Джеффри Н. Пек, Уильям Д. Лиска,</i>		сустава.....	132
<i>Дэвид Дж. Дейнг и Денис Дж. Марселлин-Литтл</i>	74	Восстановление стабильности сустава:	
Вступление и история.....	74	ограниченный, полуограниченный	
Показания и противопоказания.....	75	и минимально ограниченный протез	
Планирование операции.....	78	для тотальной замены коленного сустава.....	133
Обзор хирургической процедуры.....	82	Шлифовка надколенника.....	134
Постоперационный уход и реабилитация.....	84	Менее инвазивные методы	
Клинические результаты и постоперационные		тотальной замены коленного сустава.....	135
осложнения.....	85	Механические факторы бедренно-берцовой	
Дополнение: хирургическая процедура.....	88	артрикуляции.....	135
Универсальная система тазобедренного		Давление контактов и стресс	
протеза.....	88	ультравысокомолекулярного	
Резекция шейки.....	88	полиэтиленового материала.....	136
Подготовка ацетабулума.....	89	Деформация имплантата.....	137
Установка чашки.....	91	Важность геометрии среза и баланса мягких	
Подготовка бедренного канала.....	92	тканей.....	137
Финальная подготовка канала.....	93	Выбор материалов и проблема износа.....	138
Установка бедренного стержня.....	95	Механические факторы соединения	
Пробное восстановление сустава.....	97	имплантата и кости или цемента и кости.....	139
Сборка головки.....	97	Цементная и бесцементная фиксация.....	139
Восстановление и зашивание.....	97	Первичная фиксация и фиксации при ревизии	
Техника имплантации Цюрихской		тотальной замены коленного сустава.....	140
бедренной системы.....	97	Механические факторы в околопротезных	
Хирургическая процедура.....	99	тканях.....	140
Анализ позиции ацетабулярного компонента		Остеопения.....	140
универсальной бедренной системы		Кинематика после тотальной замены	
и Цюрихской бесцементной системы.....	105	коленного сустава.....	140
Библиография.....	105	Итог и вывод.....	140
Глава 8		Библиография.....	140
Стратегии хирургической ревизии тотальной		Глава 10	
замены тазобедренного сустава		Клиническое применение тотальной замены	
<i>Джеффри Н. Пек и Денис Д. Марселлин-Литтл</i>	108	коленного сустава	
Механическая поломка.....	108	Мелвин Лонд.....	143
Перелом бедренной кости.....	108	Вступление.....	143
Перелом ацетабулума.....	111	Историческая ретроспектива.....	143
Вывихи.....	112	Показания к тотальной замене коленного	
Авульсия стержня.....	114	сустава.....	145
Авульсия чашки.....	115	Предоперационное планирование.....	146
Проседание.....	117	Особое указание.....	147
Поломка стержня.....	117	Выбор имплантата.....	147
Поломка чашки (полиэтиленовый		Хирургическая процедура.....	148
или металлический задник).....	119	Постоперационные снимки.....	151
Поломка цемента (нарушение цементного		Результаты.....	151
слоя).....	120	Осложнения.....	151
Биологические поломки.....	120	Дальнейшее развитие процедуры.....	152
Асептическое расшатывание.....	120	Библиография.....	152
Септическое расшатывание.....	122		

Глава 11**Описание биомеханических процессов****в развитии тотальной замены локтевого сустава**

<i>Грег Ван Дер Мулен</i>	153
История замены локтевого сустава	153
Обзор главы	155
Локтевой сустав: анатомия	155
Дистальная часть плечевой кости	155
Лучевая кость	155
Локтевая кость	156
Связки	156
Мускулатура	156
Нервная и сосудистая системы	157
Биомеханика локтевого сустава	157
Движение	157
Ось вращения	158
Варусная ангуляция и отклонение оси	158
Межсуставные силы	159
Стабильность	159
Хирургические подходы	160
Конструкционные принципы тотальной замены локтевого сустава	160
Артикуляция (подвижность)	161
Пронация и супинация	161
Механическая фиксация	162
Нарушение варусного угла	164
Остеопения	164
Внетролеарное отверстие	165
Заключение	165
Библиография	166

Глава 12**Клиническое применение тотальной замены локтевого сустава у собак**

<i>Люк М. Дежардин, Рено П. Гуклоу, Майкл Конзелиус</i>	167
История замены локтевого сустава у собак	167
Обоснование эволюции системы ISU Elbow	169
Современные системы: подоплека разработки	171
Показания и противопоказания	172
Предоперационная оценка и планирование	173
Предоперационное планирование для протеза ISU Elbow	173
Предоперационное планирование для протеза TATE Elbow	173

Хирургические техники	174
ISU Elbow	174
TATE Elbow	174
Постоперационная оценка и реабилитация	177
ISU Elbow	177
TATE Elbow	178
Клинические результаты: осложнения	178
ISU Elbow	178
TATE Elbow	180
Требуемые и нынешние исследования	182
Ограничения при тотальной замене локтевого сустава	183
Заключение	183
Библиография	183

Глава 13**Новые виды артропластики**

<i>Джеффри Н. Пек</i>	184
Тотальное эндопротезирование межпозвоночного диска	184
Артропластика позвонка у маленьких животных	188
Артропластика плечевого сустава	189
Артропластика плечевого сустава у маленьких животных	194
Артропластика запястного сустава	195
Артропластика запястного сустава у маленьких животных	197
Тотальная артропластика лодыжки	197
Артропластика таранного сустава у маленьких животных	201
Библиография	202

Глава 14**Тотальная артропластика сустава на заказ**

<i>Денис Д. Марселлин-Литтл, Ола Л. Харрисон</i>	205
Необходимость в персонализированных ортопедических имплантатах	205
Производство имплантатов на заказ	205
Производство структурных имплантатов	207
Производство неструктурных имплантатов	209
Применение персонализированных имплантатов	209
Библиография	218
Алфавитный указатель	220

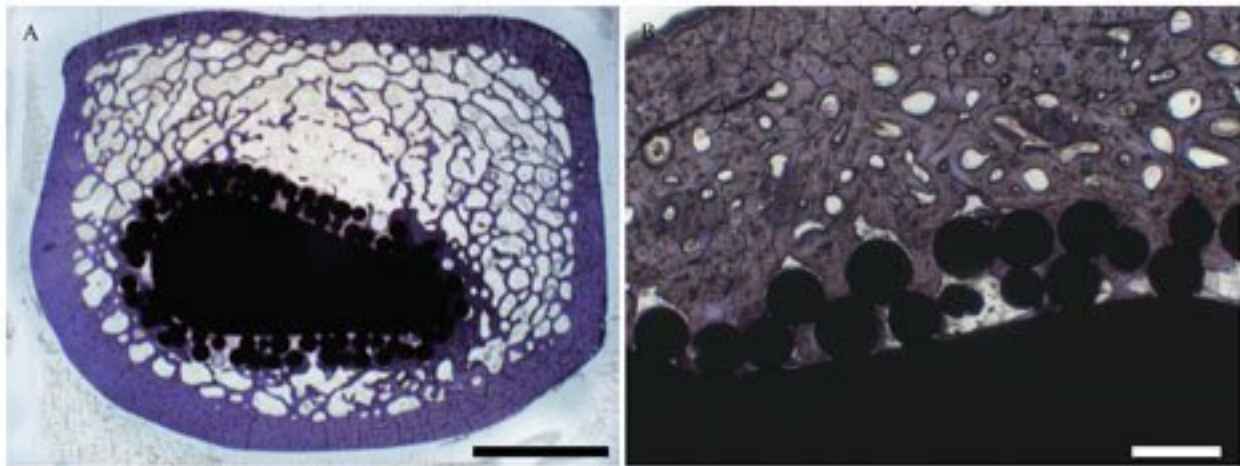


Рис. 3.1. (А) Поперечный гистологический срез по оси бедренной кости с запрессованным стержнем с пористым покрытием. Сечение покрашено толуидиновым синим. Бедренная кость была взята через 12 месяцев после операции. Распорки губчатой кости связывают эндостальную поверхность со стержнем. Кортикальная кость не является ни остеопенической, ни атрофической. Горизонтальная линия составляет 5 мм. (В) Поперечный гистологический срез бедренной кости собаки, взятый через 24 месяца после операции. Сечение покрашено толуидиновым синим. Видна костная интеграция на пористую поверхность стержня. Горизонтальная линия составляет 1 мм

верх зазоров и усиление роста были проведены на собаках с использованием транскортикальных затворов в системах тотального эндопротезирования. Исследования включали как механическую, так и гистологическую оценку (Bobyn et al., 1980, 1987, 1999b; Turner et al., 1986; Jasty et al., 1993; Schiller et al., 1993).

Коммерчески доступные пористые имплантаты сделаны либо из кобальт-хромового сплава, либо из титана. Пористое металлическое покрытие состоит из кобальт-хромовых или титановых шариков или порошка, волокно-металлической сетки или пористого тантала, наложенных на твердую металлическую подложку. Шарики накладываются на подложку при помощи связующего вещества, которое их удерживает на месте и катализирует слияние с поверхностью, друг с другом и с подложкой во время процесса спекания, создавая высоко взаимосвязанную систему пор (рис. 3.2). Моделируя и модифицируя процесс спекания и размер самих шариков, можно контролировать средний размер пор и объем пористости поверхности. Если процесс спекания приводит к слишком плотной связанности частиц, увеличивая размер перешейка между ними, уменьшается размер взаимосвязанных (прилегающих друг к другу) пор, что может ограничить рост и вживление кости. Средний объем пористости 30–40 % для шариковой обработки представляет собой компромисс между поддержанием силы покрытия и достаточного для обеспечения процесса костного вживления размера пор (Haddad et al., 1987).

Исследование размера пор с цилиндрическими запорами из кобальт-хромового сплава в имплантатах бедренного кортекса (коры) показало, что размер пор 50–400 мкм обеспечивает наилучший результат во время механического тестирования через восемь недель после операции (Bobyn et al., 1980). В исследовании с использованием бедренного протеза с пористой обработкой кобальт-хро-

мовыми шариками со средним размером пор 200–250 мкм и 30–40 % пористости было обнаружено, что гистологически в пористом пространстве произошло вживление кости на большей части периферической поверхности имплантата (Bobyn et al., 1987). Через три месяца после операции у собак, которым устанавливались ацетабулярные компоненты с пористой обработкой, при размере пор 140, 200 и 450 мкм, гистологический анализ показал отличное и равномерное вживление кости (Jasty and Harris, 1988). В целом не было обнаружено существенной разницы в качестве вживления у групп с разным средним показателем размера пор. Чистый показатель объема вживленной ткани у групп с размером пор 140, 200 и 450 мкм составил 7,5 %, 13 % и 13,3 % соответственно. Эти исследования подтвердили, что костное вживление у собак обеспечено при большом выборе размера пор. Биологическая фиксация имплантатов с пористой поверхностью служит процессом, на который оказывает влияние множество факторов, помимо размера пор, включающие биосовместимость материалов, геометрическую форму протеза, качества материалов, а также стабильность и близость пористой поверхности к кости. Немаловажным фактором являются и условия постоперативной нагрузки на бедренный сустав (Turner et al., 1986).

Другие распространенные варианты пористой обработки включают волокно-металлическую сетку, плазменное напыление и обработку пористым танталом. Волокно-металлическая сетка производится так, чтобы сформировать металлургические связи между волокнами сетки и материалом-основой через процесс диффузионной сварки твердых веществ. Альтернатива спеченным шарикам и волокно-металлической сетке — плазменное напыление на титановую поверхность (рис. 3.3). Используется электрическая дуга, чтобы ионизировать газ для создания плазмы. Металлический порошок,

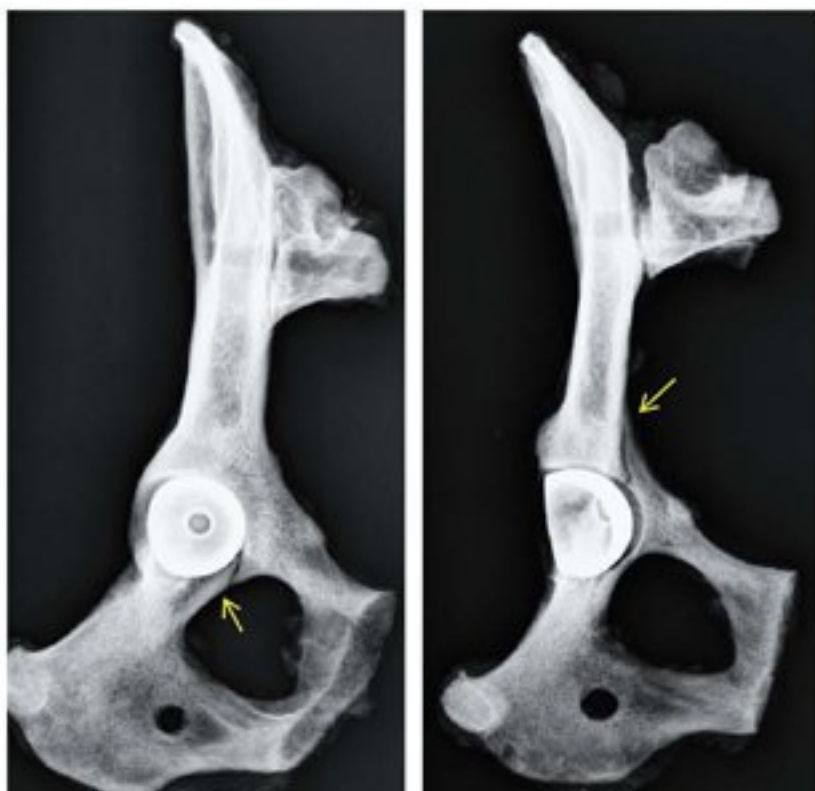


Рис. 5.6. Рентгенограмма кости таза, сделанная на кадаверном материале, после имплантирования бесцементной ацетабулярной чашки системы ВФХ и механического тестирования. Сочленение чашки и кости изначально стабильно. Поломка конструкции произошла после супрафизиологической нагрузки. Тип поломки — перелом подвздошной и седалищной костей (показано стрелками) без значительного смещения ацетабулярной чашки



Рис. 5.7. Цюрихская бесцементная система для тотальной замены тазобедренного сустава (слева). Исходная фиксация достигается за счет утамбовки пресс-фитом для ацетабулярной чашки (по центру) и стопорными винтами для бедренного стержня (справа)

чашки имеет плазменное титановое напыление для дополнительного микрофиксирования кости. Для улучшенного пресс-фита внешняя оболочка имеет небольшие выступы, или ребра, проходящие по периферии прямо под экватором. Полюс сферической оболочки слегка приплюснут для того, чтобы не допустить проседания на полюсе без участия экватора¹.

Бесцементный бедренный стержень Цюрихской протезной системы разработан таким образом, чтобы достичь перманентного крепления через костное наращивание от медиального кортекса без сдавливания с латеральным кортексом. Мгновенная стабильность, необходимая для наращивания, создается путем фиксации стержня стопорными винтами к медиальному кортексу тазобедренного сустава (рис. 5.8). Механика фиксации бедренного стержня похожа на систему металлического протеза PC-Fix AC/ASIF (DePuy Synthes, West Chester, PA; Tepec et al., 1997). В течение нормального цикла бедренная кость подвер-

Forum, Denver, CO, 2004, pp. 289–291.

¹ Tepec S. Development and mechanical basis for Kyon THR, Inc. Proceedings of the Annual American College of Veterinary Surgeons Forum. Denver, CO, 2004, pp. 289–291.

внутри вертельной ямки. Каплевидная проксимальная часть бедренной кости, в отличие от овальной или эллиптической, предполагает, что шейка разрезана слишком проксимально. Это усложнит вход в центральную ось бедренной кости и предрасположит кончик стержня к отклонению в варусном и каудальном направлениях. Перфорирование интрамедуллярного канала может осуществляться костными кусачками, высокоскоростным буром или шестимиллиметровой дрелью, которая использовалась при изначальной подготовке бедренного канала. Подготовка бедренного канала выполняется вручную, с использованием сверл 6 и 8 мм. Сверла вручную поворачиваются примерно на 180 градусов по часовой стрелке и против нее. Каждое сверло необходимо вставить до точки, в которой проксимальная часть сверла окажется на уровне остеотомии (рис. 7.27). Когда сверло извлекается из медуллярного канала, его Т-образная ручка должна быть постепенно смещена краниально, по мере того как продолжается ротация, чтобы удалить медуллярную кость медиального кортекса и создать необходимый контакт стержня с кортексом. Большой и маленький напильники используются последовательно (рис. 7.28). Все подпиливание происходит латерально (рис. 7.29). Большой напильник не нужен для стержней S и XS. Чтобы выпилить пространство в необходимой антеверсии, напильник можно внешне повернуть примерно на 20 градусов или конечность повернуть внутрь (из позиции поворота 90 градусов) примерно на 70 градусов внешней ротации.

Выпиливание необходимо осуществлять короткими подходами (ударами), а также избегать рас-



Рис. 7.27. Подготовка бедренного канала Цюрихской бещементной системы для тотального эндопротезирования начинается ручным выдалбливанием при помощи Т-образного сверла 6 мм, затем 8 мм. Необходимо отметить наличие ретрактора Хомана, который используется для латерализации бедренной кости во время подготовки бедренного канала

клинивания и заклинивания. Если напильник заклинило в бедренном канале, осторожные повороты небольшой амплитуды его высвободят. Правильное выпиливание приведет к образованию центрального хребта с пространством между двумя колоннами напильника. Этот хребет можно удалить, если есть необходимость, начав выпиливание еще раз под углами +5 и -5 градусов от изначальных углов или используя высокоскоростной бур. Самая проксимальная часть хребта может также мешать правильной посадке стержня. Удаление этого хребта дает большую свободу осуществить бедренную антеверсию во время имплантации, но требует огромной осторожности при сверлении отверстий и вставлении спиц. Как и со сверлами, выпиливание не должно углубляться дистально, ниже конца режущей части напильника. Когда выпиливание завершено, примерка компонента поможет оценить контакт с медиальным кортексом и возможность посадить стержень грубо до уровня плеча протеза. Стержень Цюрихской системы не имеет «воротничка» и не требует полной посадки. Фактически это может быть даже преимуществом, если установить стержень на 4–5 мм выше, чтобы латерализовать бедренную кость. Однако стержень должен быть введен достаточно далеко, чтобы проксимальное отверстие для винта находилось как минимум на расстоянии одного своего диаметра дистально по отношению к уровню остеотомии.

Подготовка ацетабулума

Подготовка ацетабулярного ложа следует за работой внутри бедренного канала. Бедренная кость оттягивается каудально-дистально при помощи военно-морского ретрактора или может быть припод-



Рис. 7.28. Подготовка бедренного канала Цюрихской бещементной системы для тотального эндопротезирования завершается маленьким напильником для маленьких стержней и большим – для средних и больших стержней. Зубчики напильника режут только латерально, и напильник направлен примерно в 20 градусов бедренной антеверсии



Рис. 8.16. Краниально-дорсальный (А) и латеральный (В) радиографические снимки бедренной кости трехлетнего лабрадора ретривера с установленным цементным протезом в возрасте девяти месяцев. Радиопрозрачная линия видна на каудальной стороне сочленения стержня и цемента, и стержень повернут назад, что говорит о том, что произошло отслоение (т. е. стержень расшатался, отошел от цементного слоя). Была проведена вертикальная остеотомия с расширением (С и D) и стабилизирована при помощи четырех серкляжных проволок с двойной намоткой, стержень и проксимальная часть цементной массы были удалены и был установлен бесцементный стержень. Костное вживление и долговременная стабильность стержня были подтверждены дальнейшими снимками

удаления околопротезной фиброзной мембраны. Околопротезная фиброзная мембрана, окружающая расшатанный протез, содержит активные макрофаги, а также некоторые другие возбудители остеолитического фактора некроза опухоли альфа (ФНО- α) и свободные радикалы кислорода (Shanbhaq et al., 1995; Merkel et al., 1999; Kinov et al., 2006 a). Таким образом, ревизия расшатанного имплантата должна включать удаление всей видимой околопротезной фиброзной мембраны. Удаление мембраны осуществляется при помощи околопротезного элеватора и кюретки.

Раннее обнаружение — ключевой фактор для ревизии у пациентов с асептическим расшатыванием. Требуется критический анализ имеющихся отчетов о снижении клинических функций, а также тщательное исследование последующих радиографических снимков. В особенности последующие радиографические снимки необходимо сравнить со снимками, сделанными незамедлительно после операции. Помимо оценки радиопрозрачности, окружающей имплантат, нужно посмотреть, представлен ли осадок кости медиально от ацетабулума, что часто наблюдается у пациентов с асептическим расшатыванием. Это новое формирование кости может пригодиться, если требуется более глубокое сверление (рис. 8.17). Любую неартефактную радиопрозрачность (например, радиопрозрачность Убершвингера на компьютерных снимках, Hanson et al., 2006)

необходимо тщательно изучить. Хозяева должны четко понимать, что хромота, связанная с нарушениями в бедренном суставе, во время реабилитации после тотального эндопротезирования ненормальна. Нуклеарная сцинтиграфия может быть использована для проверки на предмет асептического расшатывания, однако асептическое расшатывание невозможно отличить от септического со стандартными изотопами скана кости. Более того, поглощение радиофармацевтических препаратов может присутствовать в теле еще через несколько месяцев после тотальной замены сустава. Меченные радиоактивным изотопом белые кровяные тельца использовались для различения асептического и септического расшатывания у людей и одной собаки (Peremans et al., 2002; Love et al., 2009). Нуклеарная артрография также использовалась для диагностики потенциального расшатывания протезов у людей (Oyen et al., 1996), но метаанализ показал, что не существует преимуществ нуклеарной артрографии, костной сцинтиграфии или артрографии с негативным контрастом над обычной рентгенографией для диагностики асептического расшатывания у людей (Temmerman et al., 2005).

Бифосфонаты снижают остеозластичную резорбцию кости, а также регулируют пролиферацию остеобластов (Wise et al., 2005). Бифосфонаты включают резидронат, золендроновую, этидроновую и алендроновую кислоты. Многочисленные ис-



Рис. 10.10. Бедренный блок для резки на месте, видны фиксационные спицы, дальнейшее отверстие блока и прорезь для направления осциллирующей пилы во время резекции дистальной части бедренных мыщелков

ционные спицы. Бедренный блок имеет четыре прорези, через которые вставляется лезвие осциллирующей пилы для проведения остеотомий в следующей последовательности: краниальная, каудальная, дистальная и кранио-проксимальная. Все поверхности срезов будут в контакте с пористой поверхностью бедренного компонента, поэтому точность в этой процедуре критична. Таким образом, во время резки должен слышаться минимальный потрескивающий звук лезвия, а используемое лезвие должно быть 0,9 мм для точного вхождения в прорези. Прежде чем извлечь бедренный блок, просверливается отверстие в кости в базовой точке блока. Это обеспечит более точное позиционирование, если во время операции необходимо будет использовать меньший по размеру бедренный компонент, чем выбранный изначально.

Пробные (примерочные) бедренный и большеберцовый компоненты используются для финального определения размера имплантатов и оценки расположения. Выбранный примерочный бедренный имплантат устанавливается на свое место, затем проверяется костно-имплантное сочленение на наличие удовлетворительного контакта. Бескрепежный примерочный большеберцовый компонент располагается так, чтобы достичь максимального кортикального контакта, затем необходимо оценить уровень артикуляции/взаимодействия между бедренным и большеберцовым компонентами. Если бедренные мыщелки находятся недостаточно в центре на большеберцовом компоненте, можно немного передвинуть бедренный компонент медиально или латерально относительно актуальной позиции. В качестве альтернативы большеберцовый компонент можно передвинуть аналогичным способом, но оставить прежней поддержку и контакт с кортикальной костью, а также



Рис. 10.11. Примерочный бедренный и большеберцовый компоненты на своем месте, вставляется 5-миллиметровый примерочный большеберцовый компонент. Подвижную поверхность коленного сустава можно увидеть медиально от гребня трохеи. Коленная чашка зашелкнута (сдвинута), чтобы обнажить поверхность сустава

не должно быть много свободы в изменении позиции этого компонента.

Когда достигнуто удовлетворительное соответствие между компонентами, примерочные компоненты извлекаются. Большеберцовая кость подготавливается путем сверления и обработки примером для возможности установить крепеж (киль), и отверстия 2 мм в диаметре просверливаются в большеберцовом плато как колышки для костного цемента из полиметилметакрилата.

Чтобы оценить правильную толщину большеберцового компонента, металлическая форма кладется на большеберцовое плато с колышками, вставленными в подготовленные отверстия на финальном протезе. Например, при пробном бедренном имплантате примерочные изделия 5, 7 или 9 мм толщиной устанавливаются в металлическую форму (рис. 10.11).

Правильный выбор толщины большеберцового примерочного компонента обеспечит полную амплитуду движения без медиальной или латеральной нестабильности. Степень нестабильности можно оценить, попробовав открыть сустав медиально или латерально, в то время как сустав удерживается в разогнутом положении, и попробовав перенести большеберцовую кость относительно бедренной в медиально-латеральной и каудальной плоскостях.

Если при самом тонком (5 мм) большеберцовом примерочном компоненте полному сгибанию препятствует натяжение коллатеральной связки, понадобится меньший по размеру бедренный компонент. Дальнейшие 2 мм кости удаляются на месте каудальной бедренной остеотомии. Чтобы добиться этого, бедренный блок для остеотомии на один размер меньше, чем был использован ранее, устанавливается так, чтобы первая фиксационная спица



Рис. 14.15. Фотография собаки с рис. 14.13 и 14.14. Собака идет на тренировочной культе, сделанной из шарика, наполненного полиуретаном

остеоинтеграцией выглядят многообещающе и должны быть оценены на примере большого количества случаев с длительным временем постоперационного наблюдения.

Для маленьких собак и кошек врачи часто используют меньшие стандартные коммерчески доступные имплантаты, включая минипластины и костные винты 1,1 мм и 1,5 мм. Субъективно говоря, маленькие пациенты кажутся более уязвимыми к атрофическим несрастаниям и разрушению кости вследствие неиспользования конечности, неподвижности или защиты от стресса. Вытекающая из этого потеря костной массы серьезно осложняет лечение их ортопедических проблем. Имплантаты на заказ могут принести больше выгоды, потому что они обеспечивают стабилизацию отдельных фрагментов и заполнения костных дефектов. В примере, проиллюстрированном далее, молодой шпиз поступил с инфекционным атрофическим несрастанием (расслоением) и значительным разрушением лучевой кости. Собака также демонстрировала хроническое отсутствие использования конечности и нарушение запястного движения. Было сделано компью-

терное сканирование передних конечностей. Для разработки персонализированной титановой костной пластины использовался снимок лучевой кости здоровой конечности. Пластина заполнила дефект лучевой кости и помогла достичь запястного артродеза (рис. 14.16). Черепные и челюстные переломы также представляют собой трудности у маленьких собак и кошек. У людей черепно-челюстно-лицевые имплантаты используются для работы с переломами верхней и нижней челюстей (Boudrieau, 2004). В этой области персонализированные имплантаты также могут приносить выгоду для заполнения пространств со сложной геометрией (рис. 14.2).

Пористые металлические расширители используются для заполнения костных дефектов у людей, которые проходят через ревизионную артропластику или процедуру сохранения конечности. Коммерчески доступные пористые металлические имплантаты включают Tritanium Dimensionalized Metal™ (Stryker Orthopedics, Mahwah, NJ), Regenerex, Striktite (Smith & Nephew, Memphis, TN) и Trabecular Metal (Zimmer, Warsaw, IN) (Levine, 2008). Наиболее частое использование пористых металлических им-

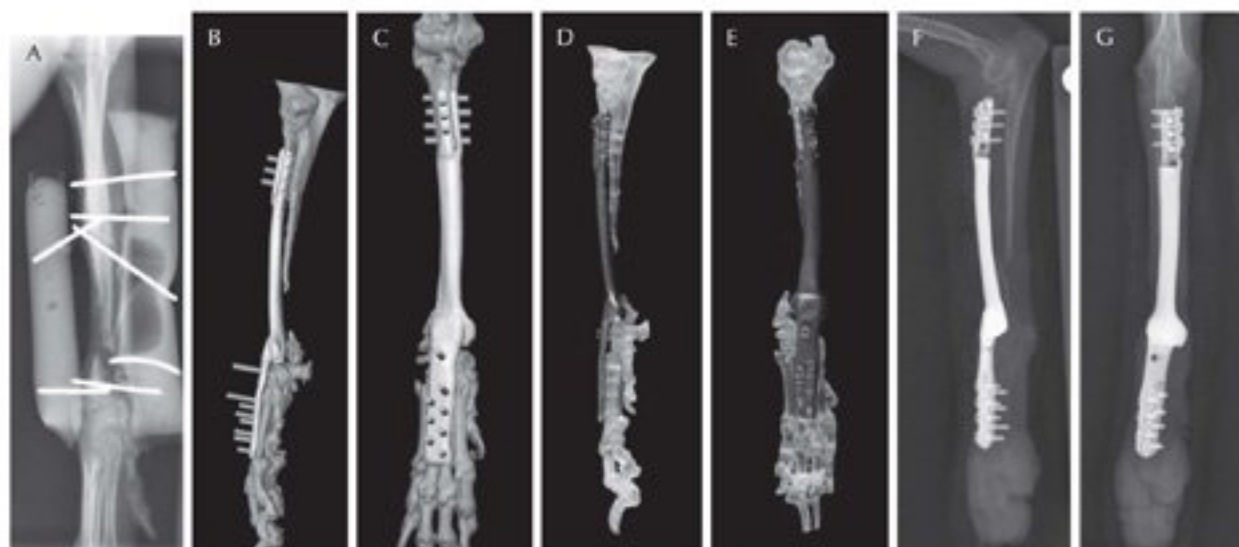


Рис. 14.16. В следующем случае спаниель поступил с септическим атрофическим расслоением после перелома лучевой кости. Была вставлена пластина с внешней фиксационной рамой (А). Лучевая кость была поглощена. Была разработана персонализированная пластина (В и С) при помощи прямого металлического лазерного спекания. Пластина была помещена в полимерной копии предплечья (D и E), сделанной на основе сканирования компьютерной томографии для оценки ее посадки и положения, а затем установлена пациенту (F и G). Примерно после семи месяцев хромоты при отсутствии нагрузки обнаружился серьезный остеопороз