© Ч.Х. РИВАРД И ДР., 2004

ДЛИТЕЛЬНАЯ ФИКСАЦИЯ *IN VIVO* НЕНАГРУЖЕННЫХ ПЕДИКУЛЯРНЫХ ВИНТОВ В ЭКСПЕРИМЕНТЕ НА ОВЦАХ: МЕХАНИЧЕСКИЕ И ГИСТОЛОГИЧЕСКИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ*

Ч.Х. Ривард, С. Ралми, К. Койллард
Research Center, Sainte-Justine Hospital, Montreal, Canada

Цель исследования. Оценить механическими и гистологическими методами реакцию костной ткани на материалы, имплантированные в виде ненагруженных педикулярных винтов.
Методы. Каждой овце в поясничный отдел позвоночника (L_1–L_5) имплантировалось по 10 педикулярных винтов из одного металла. Реакция костной ткани на фиксацию ненагруженными педикулярными винтами из сплава Ti, чистого Ti марок 1 и 4, нержавеющей стали 316L и Vitallium исследовалась механическими и гистологическими методами.
Результаты. Винты из сплава Ti, чистого Ti марки 4 и нержавеющей стали 316L показали существенно большее сопротивление вытягиванию по сравнению с винтами из Vitallium и чистого Ti марки 1 ($p < 0,005$). Гистологический анализ выявил прямой контакт кости с винтами из чистого Ti и сплава Ti и формирование внутри губчатой кости новой компактной кости вокруг имплантатов. На гистологических срезах винтов из нержавеющей стали 316L имелось несколько участков прямого контакта с костью, а на срезах с винтами из Vitallium видна резорбция кости вокруг имплантата.
Заключение. Показано, что винты из этих пяти материалов имели высокое сопротивление вытягиванию, но у винтов из чистого Ti и сплава Ti остеоинтеграция была лучше, чем у винтов из Vitallium и стали 316L. Несмотря на высокое сопротивление вытягиванию винтов из нержавеющей стали 316L, ее остеоинтеграция была хуже, чем у титана; поэтому сталь 316L в большей степени подвержена расшатыванию, чем титан.
Ключевые слова: металлический имплантат, биологическая совместимость, педикулярный винт, сопротивление вытягиванию, зона контакта, костная ткань.

IN VIVO LONG-TERM FIXATION OF UNLOADED PEDICLE SCREWS: MECHANICAL AND HISTOLOGICAL STUDIES OF THE INTERFACE IN SHEEP

Ch.-H. Rivard, S. Rhalmi, C. Coillard

Objectives. Pedicle screws were machined from five different materials used in orthopaedic surgery. The bone tissue reaction to these materials implanted as unloaded pedicle screws was investigated mechanically and histologically.
Methods. Ten pedicle screws of the same material were implanted per sheep in the lumbar region from L_1 to L_5. The bone tissue reaction to Ti alloy, c.p.Ti grade 1 and 4, 316L stainless steel and Vitallium fixation (unloaded pedicle screws) was evaluated mechanically and histologically.
Results. Ti alloy, c.p.Ti grade 4 and 316L stainless steel screws showed significant pull-out strength as compared to Vitallium and c.p. Ti grade 1 screws ($p < 0.005$). Histological analysis revealed direct bone contact to c.p. Ti and Ti alloy screws and the formation of new compact bone around the implant within the cancellous bone. The 316L stainless steel histological sections displayed few areas with direct bone contact, whereas Vitallium sections showed bone resorption all around the implants.
Conclusions. The five materials (screws) showed great pull-out forces but better osteointegration was observed with c.p.Ti and Ti alloy screws compared with Vitallium and 316L screws. Even if the 316L stainless steel material showed high pull-out strength, histologically its osteointegration was not as relevant as titanium material. Therefore, 316L stainless steel is more susceptible to the loosening than titanium.
Key words: metallic implants, biocompatibility, pedicle screw, pull-out strength, interface, bone tissue.

Hir. Pozvonoc. 2004;(4):107–114.

* *Работа поддерживалась Фондом научных исследований и развития ORTHOBIOM.*
Оригинальный текст статьи на английском языке: www.spinesurgery.ru/?current=292

Введение

Фиксация педикулярными винтами обеспечивает хорошую стабилизацию сегментов грудопоясничного отдела позвоночника. Педикулярные винты используются в большинстве фиксирующих имплантатов для крепления пластин и стержней [6, 13, 15, 26]. Корень дужки считается самым прочным участком позвонка, поскольку в этом месте небольшой участок губчатой ткани окружен цилиндром из кортикальной кости [17].

Насколько нам известно, в литературе не приводится данных о прочности сцепления педикулярных винтов *in vivo*, изготовленных из различных металлов. Предыдущие биомеханические исследования ограничивались изучением на трупном материале прочности сцепления винтов различных конструкций [1, 4, 7, 8, 19, 21, 24, 25, 28, 29]. Однако несостоятельность фиксации винтами, обусловленная механическими и биологическими факторами, берет свое начало в зоне контакта винта с костью. Поверхность – это структура, включающая в себя поверхность имплантата с резьбой и обрастающие ее ткани. Поэтому характер взаимодействия между формой поверхности имплантата (винта) и окружающими его тканями отражается на механизмах остеоинтеграции и, в конечном счете, определяет успех имплантации.

Цель настоящего исследования состояла в изучении физиологической реакции кости на различные металлы, используемые в ортопедии (в виде ненагруженных педикулярных винтов), а также в измерении прочности сцепления этих педикулярных винтов *in vivo*. Биомеханическая и гистологическая оценка зоны контакта «винт – кость» осуществлялась с целью отбора материала, обладающего высокой остеоинтеграцией, который можно применить при разработке нового инструментария для коррекции сколиоза.

Педикулярные винты определенной конструкции были изготовлены из следующих ортопедических материалов: сплава титана (Ti 6Al 4V), коммерчески чистого титана марок 1 и 4, нержавеющей стали 316L и Vitallium (Co-Cr-Mo). Несколько авторов имплантировали эти металлы в виде костных винтов различным животным [2, 5, 9, 10, 11, 18, 20, 22, 23]. Мы изучили механическими и гистологическими методами ответную реакцию костной ткани на различные материалы, имплантированные в определенные участки одной и той же модели животного, кинематика кости которого сходна с кинематикой кости человека.

Материалы и методы

Конструкция винта. Самонарезные винты были изготовлены в нашей лаборатории из таких медицинских материалов, как сплав титана, чистый титан марки 1 и 4, нержавеющая сталь 316L и Vitallium (Co-Cr-Mo). Винты имели наружный диаметр 4 мм, внутренний – 2,5 мм, шаг резьбы - 1,5 мм, угол на вершине резьбы (V-образной формы) – 10° и длину – 20 мм. Эти размеры были выбраны с учетом ориентации и величины поясничных позвонков овец, измеренных с помощью КТ. Диаметры корней дужек позвонков в поясничном отделе у двух овец колебались в пределах 6–9 мм (L_1 к L_5).

Экспериментальные животные и имплантация. В качестве экспериментальных животных использовали 16 здоровых овец в возрасте 8–10 мес., весом 30–40 кг. Овцы были выбраны в качестве модели, потому что по своему размеру и анатомии скелет овцы в целом напоминает скелет человека, а гистология кости и кинетика костного обмена схожи с теми, что наблюдаются у человека (3, 16, 27). За 12 ч до операции животных перестали кормить, а воду предоставляли *ad libidum*. Общую анестезию начинали с внутримышечной инъекции ацепромазина 0,05 мг/кг в качестве транквилизатора, после чего следовало внутривенное введение натрия тиопентала (15 мг/кг). Животные были интубированы, и анестезия поддерживалась вентиляцией с использованием галотана (1–1,5 %) и кислорода (2 л/мин). В стерильных условиях у каждого животного позвоночник обнажался через обычный задний доступ. Каждой овце в поясничный отдел позвоночника (от L_1 до L_5) имплантировалось по 10 автоклавированных педикулярных винтов из одних и тех же материалов. Ориентиры для входа в корень дужки позвонка были те же, что и у человека.

Винты вводились в 2,5 мм отверстие под углом в 10°. В период нахождения в теле позвонка *in vivo* ни один винт не испытывал нагрузки. Всем животным в послеоперационный период были сделаны рентгенограммы в боковых и переднезадних проекциях для подтверждения правильности введения винтов в тело позвонка

Рис. 1
Боковая рентгенограмма поясничного отдела позвоночника после операции, показывающая правильное расположение 10 педикулярных винтов

Таблица

Имплантация винтов из различных металлов в поясничный отдел позвоночника овец

Материалы	Число животных	Число винтов, имплантированных одной овце	Срок наблюдения, мес.
Ti6Al4V	3	10	13–14
чистый Ti марки 1	4	10	10–13
чистый Ti марки 4	3	10	9–10
нерж. сталь 316L	3	10	7–9
Vitallium (Co-Cr-Mo)	3	10	8–9

через корень дужки (рис. 1). Всем овцам до и после операции назначался тетрациклин. В среднем через 10 дней после наблюдений на скотном дворе овцы возвращались на ферму на свободный выгул.

К концу различных периодов имплантации животные имели зрелый скелет. Овцы выводились из эксперимента внутривенной инъекцией натрия пентабарбитала (табл. 1). Затем позвоночники были удалены, позвонки разъединены по межпозвонковым дискам и очищены от всех мягких тканей. Каждый позвонок был исследован рентгенологически и макроскопически для верификации положения винта в корне дужки. Все винты располагались правильно. В период имплантации ни у одного из животных неврологического дефицита не наблюдалось.

Механические испытания. Было подготовлено 16 препаратов поясничного отдела позвоночника, содержавших 80 позвонков (160 корней дужек). Для определения сопротивления вытягиванию использовалось четыре позвонка (L_2–L_5) от каждого животного. Позвонок L_1 сохранялся в формалине для гистологических исследований, которые будут описаны ниже. Для усиления каждый позвонок был закреплен в полиметилметакрилате с помощью пересекающихся фиксирующих спиц через передний отдел тела и помещен в специально изготовленное зажимное вращающееся приспособление.

Испытания винтов проводили на сервоуправляемой гидравлической установке “Instron 8521”. Каждый винт вытягивался по направлению его длинной оси со скоростью 10 мм/мин (рис. 2). Воздействие силы смещения автоматически регистрировалось с помощью программы сбора данных. С помощью испытания на сопротивление осевому вытягиванию оценивалась прочность фиксации между костью и винтом. Прочность фиксации винта определялась как максимальная сила (F_{max}), необходимая для повреждения корня дужки позвонка. Сопротивление вытягиванию винта соответствовало пиковой силе (F_{max}), зарегистрированной во время испытаний.

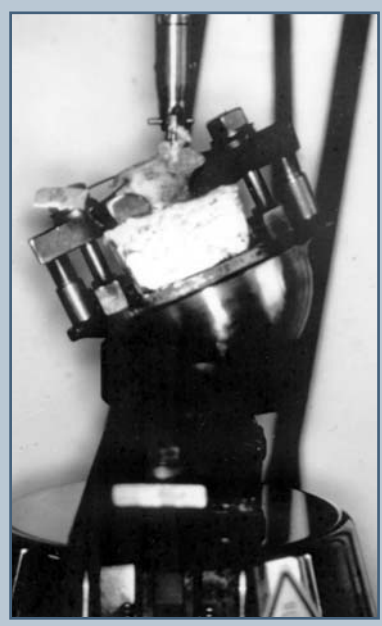

Рис. 2
Установка для испытаний с зажимным устройством в момент теста на вытягивание винта, изготовленного из титанового сплава. Направление втягивания параллельно продольной оси винта. Нарушение фиксации произошло через перелом корня дужки позвонка

Оценка костного минерала. Измерения плотности костного минерала (ПКМ) проводились по препаратам поясничных отделов (L_2–L_4) трех зрелых овец с помощью двухэнергетического рентгеновского денситометра “Hologic QDR-2000”. ПКМ тел позвонков измерялась без разъединения позвонков. Чтобы во время измерения условия были близкими к естественным, препараты размещались на дне ванны с водой. ПКМ рассчитывалась путем деления количества минерала кости в сканированной области на площадь этой области. Были сделаны латеральные и переднезадние сканограммы поясничных позвонков. По латеральным проекциям измерялась ПКМ тел позвонков (L_2–L_4), а по переднезадним – корней дужек позвонков.

Гистологическое исследование. Для гистологических исследований зоны контакта «винт - кость» позвонок L_1 от каждого животного был помещен в 10 % буферный раствор формалина, дегидратирован в спиртах, и помещен в смолу полиметилметакрилат (PMMA). Затем недекальцинированные препараты были разрезаны вдоль продольной оси винта на срезы толщиной 200 мкм с помощью

охлаждаемой водой алмазной пилы с очень низким давлением (система Exakt-Cutting-Grinding). Это позволило избежать механического и теплового повреждения ткани и имплантата. Каждый срез был наклеен на предметное стекло и утончен шлифовкой до 60–90 мкм, а затем отполирован. Чтобы оценить целостность кости и ее реакцию в зоне контакта с имплантатом, срезы были окрашены толуидиновым синим, трехцветно по методу Goldner – Masson и исследованы под световым микроскопом.

Статистический анализ. Всего проведено 130 тестов на вытягивание. Данные выражались в килограммах в виде средней величины и ее стандартного отклонения. Их оценка осуществлялась с помощью одностороннего дисперсионного анализа (ANOVA). Различия считались существенными при $p < 0,05$.

Результаты

Анализ результатов механических испытаний. Результаты испытаний педикулярных винтов из пяти различных материалов показаны на рис. 3. Все материалы, использованные в этом исследовании, демонстрировали хорошую фиксацию винтов *in vivo.* Минимальное среднее сопротивление вытягиванию для каждого материала составило приблизительно 300 кг. На рис. 3 каждый столбец диаграммы соответствует средней величине сопротивления вытягивания восьми винтов из одного и того же материала, имплантированных одной и той же овце.

Наиболее низкое сопротивление вытягиванию наблюдалось у винтов из Vitallium (197 кг). Через 8 и 9 мес. после имплантации повреждения при испытании на сопротивление вытягиванию винтов из Vitallium не сопровождались переломом корня дужки; в то время как повреждения при испытании винтов из чистого Ti марки 4 приводили к перелому корня дужки в области винта. Средние характеристики сопротивления вытягиванию винтов, изготовленных из различных материалов, были следующими:

- сплав Ti – 378 ± 94 (239–520), n = 23;
- чистый Ti марки 1 – 308 ± 34 (200–365), n = 33;
- чистый Ti марки 4 – 423 ± 97 (256–694), n = 24;
- нержавеющая сталь 316L – 445 ± 87 (313–641), n = 26;
- Vitallium – 312 ± 67 (197–465), n = 24 (рис. 3).

Односторонний дисперсионный анализ ANOVA показал, что сопротивление вытягиванию винтов, изготовленных из Ti сплава, было значительно больше, чем у винтов из Ti марки 1 и винтов из Vitallium ($p < 0,003$). С другой стороны, тот же самый статистический анализ демонстрировал существенное увеличение сопротивления вытягиванию винтов из чистого титана Ti марки 4 и нержавеющей стали 316L по сравнению с винтами из Ti сплавом ($p < 0,04$), Ti марки 1 и Vitallium ($p < 0,00002$). Никаких существенных различий в сопротивлении вытягиванию между винтами из Vitallium и из Ti марки 1 не наблюдалось. Таким образом, степень фиксации винтов, изготовленных из чистого титана и нержавеющей стали, была большей, чем у винтов из сплава Ti, чистого Ti марки 1 и Vitallium.

Однако все винты из чистого Ti марки 4 и сплава Ti вытягивались только с переломом основания корня

Рис. 3
Сопротивление вытягиванию педикулярных винтов, изготовленных из различных металлов

дужки позвонка, а винты из нержавеющей стали 316 и чистого Ti марки 1 – с повреждением зоны контакта, а иногда с переломом корня дужки.

Оценка минерала кости. У 3 контрольных овец ПКМ тел позвонков в поясничном отделе (M ± SD) составила 0,714 ± 0,185 г/см^2 (0,505–0,975), а корней дужек – 0,840 ± 0,174 г/см^2 (0,618–1,062). Таким образом, ПКМ корней дужек на 10–20 % больше ПКМ тел позвонков, что очень важно для фиксации педикулярного винта.

Измерения ПКМ были выполнены на поясничном отделе позвоночника здоровых овец того же возраста и вида, что и оперированные. Кроме того, измерения были сделаны с намерением сравнить данные с результатами, полученными при исследовании трупных неостеопорозных поясничных позвонков человека, а также для выявления влияния ПКМ на фиксацию педикулярными винтами.

Kaymakci et al. [12] измерили у 7 овец (1–2 года) ПКМ позвонков поясничного отдела, которая составила в среднем 0,68 ± 0,12 г/см^2 (0,57–0,90). Наши данные согласуются с результатами Kaymakci [12], полученными на той же модели животных.

Средняя величина ПКМ нормальных позвонков человека, изученная на секционном материале [8], и поясничных позвонков (L_1–L_5) овцы [14, 28] равняется 1,17; 0,463 и 0,660 г/см^2 соответственно. Эти исследования демонстрируют, что значения ПКМ нормального позвоночника овцы находятся в том же самом диапазоне, что и у человека.

Гистологические находки. Исследование под световым микроскопом срезов зоны контакта ткани и имплантата, окрашенных трехцветно по методу Goldner – Masson и толуидиновым синим, показало, что ткань, окружающая имплантат, состоит из компактной или губчатой кости. В корне дужки позвонка винт из чистого Ti (рис. 4а) окружен компактной костью, сформировавшейся в губчатой кости (рис. 4б). Вновь сформированная кость контактирует со сплавом Ti и чистым Ti марки 1 и 4 винта без какого-либо промежуточного слоя мягкой ткани (рис. 4б, 5б). Кольцевые гаверсовы системы (остеоны) четко видны и плотно прилегают к имплантату (рис. 5б). В отличие от титановых имплантатов винты

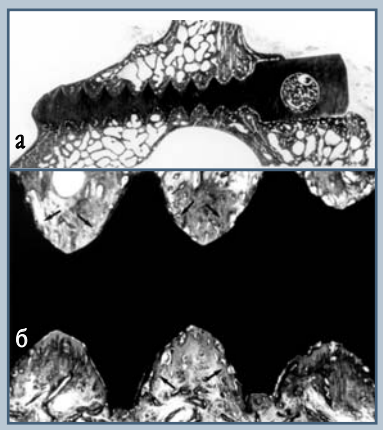

Рис. 4
Микрофотография продольного среза винта из чистого Ti марки 1 в корне дужки позвонка через 12 мес. после операции. Имплантат полностью окружен новой кортикальной костью; х4 **(а)**. Микрофотография с сильным увеличением, на которой виден прямой контакт с костью вдоль всей поверхности резьбы (стрелки). Толщина 82 мкм, трехцветное окрашивание по Goldner – Masson; х39 **(б)**

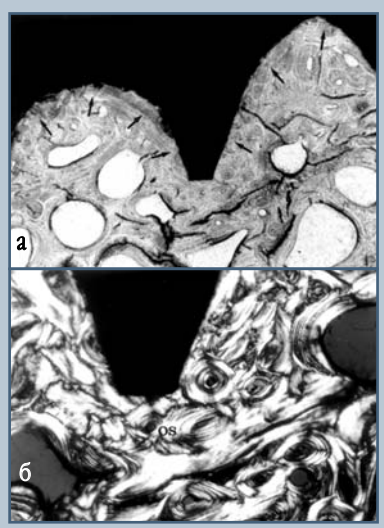

Рис. 5
Срез резьбы винта из титанового сплава (Ti 6Al-4V) через 14 мес. после имплантации. Виден плотный контакт компактной кости с имплантатом без промежуточного слоя из фиброзной ткани (стрелки); х63 **(а)**. Поляризованная световая микроскопия резьбы показывает, что имплантат окружен пластинчатой костью с хорошо развитыми остеонами. Толщина 82 мкм, окрашивание толуидиновым синим; х156 **(б)**

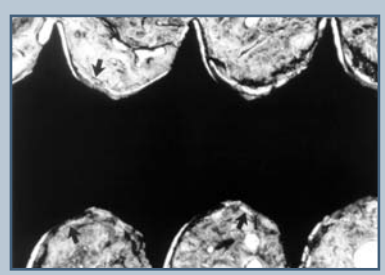

Рис. 6
Микрофотография продольного среза винта из нержавеющей стали через 9 мес. после его установки в корень дужки позвонка. Видно несколько участков прямого контакта с костью (стрелки). К поверхности имплантата примыкает фиброзная ткань, отделяющая его от окружающей кости. Толщина 66 мкм, окрашивание толуидиновым синим; х390

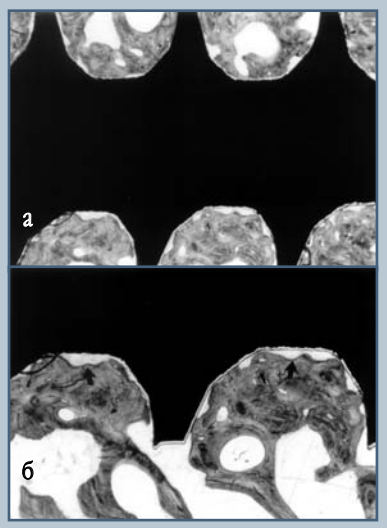

Рис. 7
Микрофотография гистологического среза из Vitallium через 9 мес. после его введения в корень дужки позвонка. Видна резорбция кости и фиброзная ткань в зоне контакта. Толщина 66 мкм, окрашивание толуидиновым синим; х39 **(а)**. При сильном увеличении видно отсутствие контакта между костью и поверхностью имплантата (стрелки). Толщина 66 мкм, окрашивание толуидиновым синим; х63 **(б)**

из нержавеющей стали 316L редко имеют прямой контакт с костью и значительно чаще – с прослойками из волокнистой ткани (рис. 6).

Что касается винтов из Vitallium, то на нескольких срезах кость вокруг имплантатов резорбирована (рис. 7а, б). На некоторых срезах определялся контакт с костью через тонкий промежуточный слой мягкой ткани. Зазор между костью и имплантатом из Vitallium не являлся артефактом, поскольку все гистологические препараты были приготовлены по единой методике одним и тем же лаборантом.

Обсуждение

Цель исследования заключалась в изучении механическими и гистологическими методами реакции костной ткани на материалы, имплантированные на длительное время в поясничные позвонки в виде ненагруженных педикулярных винтов. В качестве модели выбрана овца, поскольку считается, что скелет овцы адекватен скелету человека. Очевидно, что прочность в зоне контакта кости и металла зависит от конструкции имплантата и материала, из которого он изготовлен.

Все пять материалов, испытанных в ходе этого исследования, показали высокое сопротивление вытягиванию; наиболее низкие максимальные характеристики силы (F_{max}) у винтов из Vitallium (197 кг). Тем не менее минимальное значение среднего показателя сопротивления вытягиванию составило около 300 кг (рис. 3). Прочность фиксации винта зависит от материала, из которого он изготовлен, и места его установки. Механические испытания показали, что сопротивление вытягиванию у винтов, изготовленных из сплава Ti, чистого Ti марки 4 и нержавеющей стали 316L, выше приблизительно на 17, 27 и 31 % соответственно, чем у винтов из чистого Ti марки 1 и Vitallium.

Известно, что прочность фиксации педикулярного винта зависит от количества кости внутри его резьбы. В литературе имеются сообщения об исследованиях различных конструкций педикулярных винтов на трупных позвонках человека. Soshi et al. [25] в опытах на нормальном поясничном отделе позвоночника человека *in vitro* выявили корреляцию между диаметром педикулярных винтов Steffee VSP и их сопротивлением вытягиванию, а также корреляцию между сопротивлением и плотностью костного минерала. В нормальном позвонке среднее сопротивление вытягиванию винтов диаметром 7 мм составило 1056,4 N (108 кг), а винтов диаметром 4,5 мм – 237,2 N (24 кг), то есть в 5 раз ниже. Однако внешний диаметр винта нашей конструкции обеспечил среднее сопротивление вытягиванию приблизительно в 300 кг, что в 12,5 раз больше, чем винта Steffee VSP диаметром 4,5 мм, испытанного *in vitro.* Sell et al. [21] и Coe et al. [4] исследовали фиксацию педикулярных винтов Cotrel – Dubousset (CD) диаметром 6 мм на трупных позвонках человека. Сопротивление вытягиванию, измеренное этими двумя группами авторов, составило 950 N (97 кг) и 345 N (35 кг) соответственно. Средняя разрушающая нагрузка винтов CD, по сообщению Sell et al. [21], была в 2,5 раза больше, чем по сообщению Coe et al. [4]. Эти различия связаны с ПКМ позвоночников, использованных авторами. Приведенные выше результаты показывают, что исследования *in vitro* не представляют реальной картины фиксации педикулярных винтов. Животные (овцы), использованные в нашем исследовании, относились к одной породе и были молоды, что исключало остеопороз тел позвонков. ПКМ, измеренная у трех овец, сходна с ПКМ нормальных позвонков человека.

Гистологическая оценка реакции кости на винты, изготовленные из различных материалов и испытанные в ненагруженной системе, показала, что у имплантатов из чистого Ti и сплава Ti резьба контактирует с костью и вновь сформированной компактной костью, которая окружает имплантат внутри губчатой кости без промежуточной волокнистой структуры (рис. 4а, б, 5а, б). Материал из титана (чистый Ti и сплав Ti), очевидно, обеспечивает возможность сплошного роста окружающей кости к поверхности винта до прямого контакта с металлом. Этот процесс определяется как остеоинтеграция. В то время как все имплантаты из титана интегрируются с костью, имплантаты из нержавеющей стали 316L демонстрируют частичный контакт с кость. При этом в зоне контакта костная ткань чередуется с фиброзной (рис. 6). С другой стороны, на срезах препаратов с Vitallium видны области сильной резорбции кости вокруг имплантата (рис. 7), ко-

торый окружен главным образом перепончатой ретикулофиброзной костью, а не кортикальной, как титановый имплантат. Гистологические результаты, полученные в этом исследовании, можно объяснить различиями в биологической совместимости металлов.

Взаимоотношения между костью и титаном в ненагруженной системе исследовались и другими авторами на кроликах различных видов. Они установили, что со временем количество кости вокруг титановых имплантатов увеличивается [5, 22, 18]. По данным Johansson et al., при имплантации в метафиз большеберцовой кости кролика винтов из Vitallium через 3 мес. между ними и костью находился слой мягкой ткани. Наши находки и данные литературы свидетельствуют о том, что титан ведет себя как биологическая ткань, что можно объяснить его оксидной поверхностью, которая под действием электростатических сил связывается с костью. По нашим гистологическим данным, различий в степени контакта титановых имплантатов с костью через 8 и 14 мес. не наблюдалось, поскольку заживление кости и процесс ремоделирования травмированной области внедрения винта у овец занимают приблизительно 20 недель.

Гистологические данные коррелировали с прочностью фиксации только у винтов из сплава Ti, чистого Ti марки 4 и Vitallium, что было установлено тестами на вытягивание, выполненными на установке «Instron». Даже при высоком сопротивлении вытягиванию у винтов из нержавеющей стали 316L их контакт с костью хуже, чем у винтов из титана. Это означает, что в нагруженной системе эти винты подвержены расшатыванию в большей степени, чем винты из титана. Винты из чистого Ti марки 1 показали более высокую биологическую совместимость, но более низкое сопротивление вытягиванию по сравнению с винтами из нержавеющей стали 316L (F_{max} – 445 кг для стали и 308 кг для чистого Ti марки 1). Такой результат может быть связан с мягкостью чистого Ti марки 1.

Заключение

Исследование in vivo различных металлов в виде ненагруженных транспедикулярных винтов, используемых в ортопедической хирургии, выявило более высокое сопротивление вытягиванию по сравнению с предыдущими исследованиями на секционном материале. Титан и его сплавы показали более высокую биологическую совместимость, чем нержавеющая сталь 316L и Vitallium. Следует определить, смогут ли транспедикулярные винты из монолитного титана при условии полной остеоинтеграции выдержать динамические нагрузки в конструкциях для лечения сколиоза.

Благодарность

Авторы выражают благодарность Michel Leger и Sylvie Charette за их помощь во время операций, Patrick Mongenot за его поддержку при проведении механических испытаний и компании "Bioresearch Inc." за гистологические исследования.

Литература

1. **Brantley AGU, Mayfield JK, Koeneman JB, Clark KR.** The effects of pedicle screw fit. An in vitro study. Spine 1994;19(15):1572–1758.
2. **Carlsson L, Rostlund T, Albrektsson B, Branemark PI.** Osseointegration of titanium implants. Acta Orthop Scand 1986;57(4):285–289.
3. **Chavassieux P, Pastoureau P, Boivin G, Charhon S, Chapuy MC, Delmas PD, Meunier PJ.** Effects of sodium fluoride on bone remodelling in ewes. J Bone Miner Res 1987;2(suppl 1):abstract 359.
4. **Coe JD, Warden KE, Herzig MA, McAfee P.** Influence of bone mineral density on the fixation of thoracolumbar implants. A comparative study of transpedicular screws, laminar hooks, and spinous process wires. Spine 1990;15(9):902–907.
5. **Dahlin C, Sennerby L, Lekholm U, Linde A, Nyman S.** Generation of new bone around titanium implants using a membrane technique: an experimental study in rabbits, Inter J oral Max Impl 1989:4(1):19–25.
6. **Dick WT, Schnebel B.** Severe spondylolisthesis. Reduction and internal fixation. Clin Orthop 1988;232:70–79.
7. **George DC, Krag MH, Johnson CC, Van Hal ME, Haugh LD, Grobler LJ.** Hole preparation techniques for transpedicle screws. Effects on pull-out strength from human cadaveric vertebrae. Spine 1991;16(2):181–184.
8. **Halvorson TL, Kelley LA, Thomas KA, Whitecloud III TS, Cook SD.** Effects of bone mineral density on pedicle screw fixation. Spine 1994;19(21)2415–2420.
9. **Hazan R, Brener R, Oron U.** Bone growth to metal implants is regulated by their surface chemical porperties. Biomaterials 1993;14(8):570–574.
10. **Hazan R, Oron U.** Enhancement of bone growth into metal screws implanted in the medullary canal of the femur in rats. J Ortho Res 1993;11(5):655–663.
11. **Johansson CB, Sennerby L, Albrektsson T.** A removal torque and histomorphometric study of bone tissue reactions to commercially pure titanium and Vitallium implants. Int J Oral Max Impl 1991;6(4):437–441.
12. **Kaymakci B, Wak JD.** Precise accurate mineral measurements of excised sheep bones using X-ray densitometry. Bone Miner 1994;25:231–246.
13. **Krag MH, Beynnon BD, Pope MH, et al.** An internal fixator for posterior application to short segments of the thoracic, lumbar, or lumbosacral spine: Design and testing. Clin Orthop 1986;203:75–98.
14. **Lim TH, Hadegawa T, An HS, Mc Grady L, Hasanoglu KY.** Anterior vertebral screw loosening in relation to bone mineral density. 40th Annual Meeting, ORS, February 21–24, 1994, p.702, New Orleans, Louisiana.
15. **McBride GG.** Cotrel-Dubousset rods in surgical stabilization of spinal fractures. Spine 1993;18:466-473.

16. **Pastroureau P, Arlot ME, Caulin F, Barlet JP, Meunier PJ, Delmas PD.** Effects of oophrectomy on biochemical and histological indices of bone turnover in ewes. J Bone Miner Res 1989;4(suppl 1):S237.
17. **Roy-Camille R, Saillant G, Mazel C.** Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating. Clin Orthop1986;203:7–17.
18. **Rubo De Rezende ML, Johansson CB.** Quantitave bone tissue response to commercially pure titanium implants. J Mater Sci Mater Med 1993;4:233–239.
19. **Ruland CM, MacFee PC, Warden KE, Cunningham BW.** Triangulation of pedicular instrumentation. A biomechanical analysis. Spine 1991;16(S6):270–276.
20. **Schatzker J, Sanderson R, Murnaghan P.** The holding power of orthopedic screws in vivo. Clin Orthop Rel Res 1975;108:115–126.
21. **Sell P, Collins M, Dove J.** Pedicle screws: Axial Pull-out Strength in the lumbar spine. Spine 1988;13(9): 1075–1076.
22. **Sennerby L, Thomsen P, Ericson LE.** Early tissue response to titanium implants inserted in rabbit cortical bone. Part I Light microscopic observations. J Mater Sci: Materi Med 1993;4:240–250.
23. **Sennerby L, Thomsen P, Ericson LE.** Early tissue response to titanium implants inserted in rabbit cortical bone. Part II Ultrastructural observations. J Materials Sc: Materials in Medecine1993;4:494–502.
24. **Skinner R, Maybee J, Transfeldt E, Venter R, Chalmers W.** Experimental pullout testing and comparaison of variables in transpedicular screw fixation. A biomechanical study. Spine 1990;15(3):195–201.
25. **Soshi S, Shiba R, Kondo H, Murota K.** An experimental study on transpedicular screw fixation in relation to osteoporosis of the lumbar spine. Spine 1991;16(11):1335–1341.
26. **Steffee AD, Biscup RS, Sitkowski DJ.** Segmental spine plates with pedicle screw fixation: A new internal fixation device for disorders of the lumbar and thoracolumbar spine. Clin. Orthop1986;203: 45–53.
27. **Wallach S, Feinblatt JD, Avioli LV.** The bone "Quality" Problem. Calcified tissue international 1992;51:169–172.
28. **Yamagata M, Kitahara H, Minami S, Takahashi K, Isobe K, Moriya H, Tamaki T.** Mechanical stability of the pedicle screw systems for the lumbar spine. Spine 1992;17(3S):51–54.
29. **Zindrick MR, Wiltse LL, Widell EH, Thomas JC, Holland WR, Field BT, Spencer CW.** A biomechanical study of intrapeduncular screw fixation in the lumbosacral spine. Clin Orthop 1986;203:99–112.

Адрес для переписки:
Prof. Charles H. Rivard
Sainte-Justine Hospital,
3175 Cote-Sainte-Catherine, Montreal,
Canada, H3T 1C5,
crivard@justine.umontreal.ca