

05.1

Динамика минерализации костной ткани в пористом титане и прочностные свойства композита „титан–костная ткань“

© М.Л. Меликян, В.И. Итин

Отдел структурной макрокинетики Томского научного центра СО РАН

Поступило в Редакцию 21 февраля 2002 г.

Исследованы динамика минерализации костной ткани в порах титановой матрицы и прочностные свойства композита титан–костная ткань. Показано, что процесс минерализации практически полностью заканчивается через 6 месяцев после имплантации пористого проницаемого титана в организм, при этом титановая матрица по мере заполнения пор и соединяющих их каналов костной тканью превращается в композит, прочностные свойства которого выше, чем у пористого имплантата или костной ткани.

Пористые проницаемые матрицы из титана и его сплавов используют в медицине в качестве имплантатов для замещения тканей организма, которые легко прорастают в поровом пространстве, постепенно его заполняя [1,2]. Пористые покрытия наносят на эндопротезы тазобедренных суставов и стоматологические конструкции, в результате формируется прочное соединение имплантата с костью реципиента [2–4].

В работе [5] представлена динамика прорастания костной ткани через пористый проницаемый титан и механическое поведение композита титан–костная ткань. В настоящей работе исследована динамика минерализации (изменения химического состава) ткани, образованной в порах имплантата, и определены прочностные свойства композита титан–костная ткань при различных объемных соотношениях составляющих: металла и костной ткани.

В качестве имплантатов использовали цилиндрические образцы диаметром и длиной по 4 mm, вырезанные на электроэрозионном станке из пористых заготовок, спеченных из порошка титана марки ПТЭМ2 по режиму: $T_1 = 960^\circ\text{C}$, $t_1 = 2\text{ h}$, $T_2 = 1350^\circ\text{C}$, $t_2 = 4\text{ h}$ [5]. Порошок титана был предварительно рассеян на фракции с целью получения после спекания имплантатов с открытой пористостью 44–47%, 59–66% и 78–80%.

Значительную долю пористости составляют поры 100–300 μm , которые считаются оптимальными для прорастания ткани.

Эксперименты по проращиванию костной ткани в пористую структуру титановых имплантатов проводили на кроликах породы Шиншилла массой 3–3.5 kg. В стерильных условиях вводили тиопентал натрия (из расчета 3.5 mg на 1 kg массы животного), после достижения стабильного сна делали разрез длиной 4–5 см в области кости таза и отслаивали мягкие ткани. С помощью твердосплавного бора диаметром 2 mm высверливали 4 отверстия, которые доводили до 4 mm с помощью специальных сверл, затем в отверстия устанавливали имплантаты. Рану наглухо ушивали кетгутом и вводили бицилин из расчета 500 ЕД на 1 kg массы животного. Через 7, 14, 21 день кроликов 1, 2, 3 и 6 месяцев забивали воздушной эмболией. Для гистологического исследования выпиливали костные блоки вместе с имплантатами и фиксировали их в 1%-ном растворе глутарового альдегида. После изготовления шлифов последние изучали методом электронно-микроскопического и микрорентгеноспектрального анализов (РЭММА-202М). Имплантаты извлекали и подвергали механическим испытаниям на сжатие. Статические испытания проводили на машине „Инстрон-1185“, скорость деформации при сжатии составляла 0.5 mm/min. Определяли истинные напряжения при сжатии, в том числе предел прочности, и относительную деформацию до разрушения.

Электронно-микроскопическое исследование подтвердило литературные данные и результаты, полученные ранее в [4] методом оптической микроскопии. Процесс прорастания начинается с капиллярной пропитки пористого титана физиологическими жидкостями организма, вместе с которыми в поры имплантата проникают клетки, они распластаются на поверхности поры, покрытой оксидом титана (TiO_2), и дают начало образованию ткани. Зарождение и рост ткани происходят одновременно во многих порах в виде отдельных ядер (областей), которые затем разрастаются, заполняя поры. В результате возникает поток ткани, идущий изнутри к внешней поверхности имплантата. В дополнение к ранее полученным результатам обнаружен поток ткани, идущий с наружной поверхности внутрь имплантата. Постепенно поровое пространство имплантата заполняется тканями организма.

Для определения степени минерализации ткани в порах проводили микрорентгеноспектральный анализ (рис. 1), с помощью которого можно оценить концентрацию основных химических элементов в ткани.

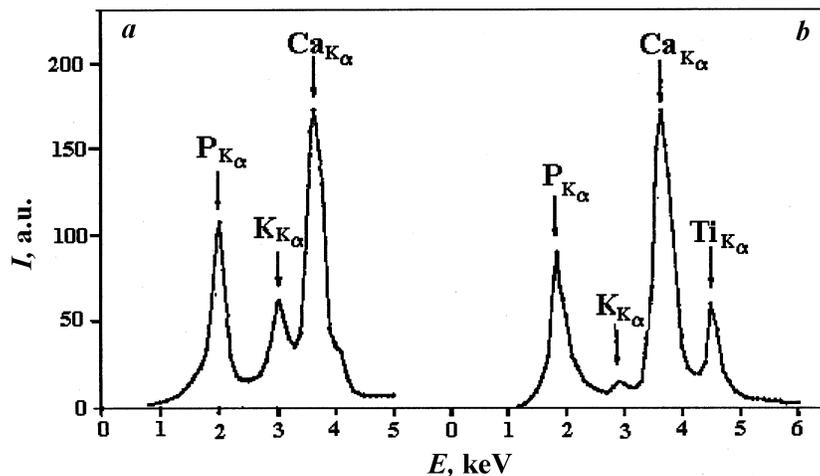


Рис. 1. Энергодисперсионные спектры: *a* — интактной тазовой костной ткани кролика; *b* — тканей организма в порах титанового имплантата через месяц после имплантации. Пористость 66%.

Измерение содержания калия позволяет судить о наличии клеток, так как в их цитоплазме содержание калия намного больше, чем в тканевой жидкости, которая представляет собой изотонический раствор хлорида натрия. Концентрация фосфора и кальция в сравнении с таковыми для нативной костной ткани свидетельствует о степени минерализации новообразованной ткани.

Изучение динамики прорастания тканями пористой структуры имплантата и их минерализации методами электронной микроскопии и локального рентгеноспектрального анализа показало (рис. 2), что в течение 21–30 дней в порах титановой матрицы образуется различная по контрасту (плотности) ткань, в том числе костная, для которой характерны четкие и интенсивные пики калия, фосфора и кальция на энергодисперсионных спектрах. Относительное суммарное содержание фосфора и кальция составляет примерно 50%, концентрация калия при этом остается высокой. Степень минерализации ткани в порах, находящихся вблизи поверхности имплантата, выше, чем в порах его центральной части. С увеличением продолжительности пребывания

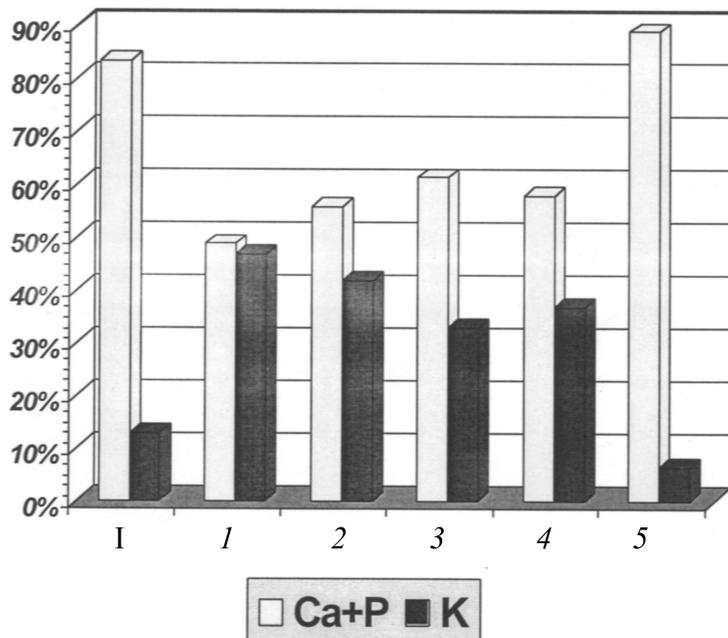


Рис. 2. Относительное содержание кальция с фосфором и калия в порах титанового имплантата в зависимости от времени его пребывания в организме. Пористость 66%. I — костная ткань. 1 — 21 день; 2 — 1 месяц; 3 — 2 месяца; 4 — 3 месяца; 5 — 6 месяцев.

имплантата в организме до 6 месяцев интенсивность пиков фосфора и кальция растет, содержание калия падает. Относительная концентрация этих элементов во всех порах соответствует зрелой нативной костной ткани (рис. 2). Пористая структура имплантата примерно на 90% заполнена костной тканью, последняя проникает во все извилины поверхности поры, обеспечивая механическое зацепление на межфазной границе костная ткань–титан.

Исследование прочностных свойств композитов с различным содержанием костной ткани, примерно соответствующим пористости исходной титановой матрицы, показало, что через 6 месяцев наибольшие истинные напряжения течения (предел прочности при сжатии

460 МПа) и относительная деформация до разрушения (примерно 32%) наблюдаются у образцов с пористостью 44–47%, а минимальные (предел прочности 160 МПа и относительная деформация до разрушения 17.5%) у образцов с пористостью 78–80%. Для образцов с пористостью 59–66%, заполненной костной тканью, предел прочности при сжатии составляет примерно 220 МПа, а относительная деформация до разрушения порядка 20%. Можно полагать, что при формировании максимальных прочностных свойств композитов титан–костная ткань определяющую роль играет металлическая составляющая. Существенное снижение этих свойств при увеличении доли костной ткани в композите обусловлено биологической составляющей композита.

Полученные результаты показывают, что пористая проницаемая титановая матрица по мере заполнения пор и соединяющих их каналов костной тканью превращается в высокопрочный композит, прочностные свойства которого заметно выше, чем пористого имплантата [5] или костной ткани [6].

Список литературы

- [1] Гюнтер В.Э., Итин В.И., Монасевич Л.А. и др. Эффекты памяти формы и их применение в медицине. Новосибирск: Наука, 1992. 742 с.
- [2] Миргазизов М.З., Гюнтер В.Э., Итин В.И. и др. Сверхэластичные имплантаты и конструкции из сплавов с памятью формы в стоматологии. Moscow, Berlin, Chicago, London, Sao Paulo and Tokyo: Quintessenz Verlags-GmbH, 1993. 231 с.
- [3] Pilliar R.M. // J. Biomed. Mater. Res. 1987. V. 21. N A1. P. 1–33.
- [4] Бармина Т.И., Степанов В.Г., Андрусов А.Б. и др. // Металлы. 1994. № 2. С. 136–142.
- [5] Итин В.И., Гюнтер В.Э., Ходоренко В.Н. и др. // Порошковая металлургия. 1997. № 9/10. С. 29–33.
- [6] Березовский В.А., Колотилов Н.Н. Биофизические характеристики тканей человека: Справочник. Киев: Наук. думка, 1990. 224 с.