

УДК 669.295 : 621.40

DOI dx.doi.org/10.17073/1997-308X-2016-4-76-85

Получение, структура и свойства пористых материалов из титановых волокон и проволоки

© 2016 г. С.Д. Шляпин, М.М. Серов, Д.Е. Гусев, Л.В. Федорова

Московский авиационный институт (национальный исследовательский университет) (МАИ)

Статья поступила в редакцию 21.04.16 г., доработана 07.09.16 г., подписана в печать 13.09.16 г.

Изучены особенности процесса получения, структуры и свойств пористых проницаемых материалов, изготовленных из волокон и проволоки марки ВТ1-0. Показана их перспективность для медицины, в частности для замещения костных дефектов. Эти материалы позволяют в широких пределах варьировать пористость и связанные с ней физико-механические свойства, максимально приближаясь к характеристикам костной ткани, обеспечивают условия для ее прорастания в пористое пространство, пластичны и не склонны к выкрашиванию.

Ключевые слова: титан, волокно, проволока, прессуемость, диффузионная сварка, пористый материал, структура, свойства.

Шляпин С.Д. – докт. техн. наук, профессор кафедры материаловедения и технологии обработки материалов МАИ (125993, г. Москва, ГСП-3, А-80, Волоколамское шоссе, 4). E-mail: sshliapin@yandex.ru.

Серов М.М. – докт. техн. наук, профессор той же кафедры МАИ. E-mail: serovrmf@yandex.ru.

Гусев Д.Е. – канд. техн. наук, профессор той же кафедры МАИ. E-mail: gusev-home@mail.ru.

Федорова Л.В. – канд. техн. наук, доцент той же кафедры МАИ. E-mail: mati_dekanat4@mail.ru.

Для цитирования: Шляпин С.Д., Серов М.М., Гусев Д.Е., Федорова Л.В. Получение, структура и свойства пористых материалов из титановых волокон и проволоки // Изв. вузов. Порошк. металлургия и функц. покрытия. 2016. No. 4. С. 76–85. DOI: dx.doi.org/10.17073/1997-308X-2016-4-76-85.

Shlyapin S.D., Serov M.M., Gusev D.E., Fedorova L.V.

Production, structure and properties of porous materials of titanium fibers and wire

The paper studies specific aspects of the production process, structure and properties of porous permeable materials made of fiber and VT1-0 grade wire. It is shown that these are perspective materials for medicine, in particular for replacement of bone defects. These materials allow for varying porosity and related physical and mechanical properties in a wide range to bring them to bone tissue characteristics as close as possible, provide conditions for penetration and germination of bone in pore spaces, and make it plastic without tendency to chipping.

Keywords: titanium, fiber, wire, compressibility, diffusion welding, porous material, structure, properties.

Shlyapin S.D. – Dr. Sci. (Tech.), prof., Department of materials science, Moscow Aviation Institute (National Research University) (MAI) (125993, Russia, Moscow, Volokolamskoe shosse, 4). E-mail: sshliapin@yandex.ru.

Serov M.M. – Dr. Sci. (Tech.), prof., Department of materials science, MAI. E-mail: serovrmf@yandex.ru.

Gusev D.E. – Cand. Sci. (Tech.), prof., Department of materials science, MAI. E-mail: gusev-home@mail.ru.

Fedorova L.V. – Cand. Sci. (Tech.), associate prof., Department of materials science, MAI. E-mail: mati_dekanat4@mail.ru.

Citation: Shlyapin S.D., Serov M.M., Gusev D.E., Fedorova L.V. Poluchenie, struktura i svoistva poristykh materialov iz titanovykh volokon i provoloki. *Izv. vuzov. Poroshk. metallurgiya i funkts. pokrytiya*. 2016. No. 4. С. 76–85. DOI: dx.doi.org/10.17073/1997-308X-2016-4-76-85.

Введение

В настоящее время изделия на основе титана широко применяются в различных отраслях производства. Одним из перспективных направлений использования титана и его сплавов является медицина. Развитие хирургии в области эндопротезирования вызывает потребность в создании материалов с особыми свойствами, в том числе био-

логической и механической совместимостью с живой костной тканью человеческого организма. Кроме того, эти материалы должны иметь достаточную прочность и хорошую коррозионную стойкость в различных агрессивных средах, к которым относятся и среды организма. Из применяемых материалов на сегодняшний день лучше

всего удовлетворяют этим требованиям титан и его сплавы благодаря хорошему сочетанию таких свойств, как легкость, прочность, биологическая инертность. Большие перспективы для био- и механически совместимых остеоинтегрирующих медицинских имплантатов представляет использование различных видов пористых проницаемых материалов (ПМ). Подобные изделия позволяют добиться наилучшей фиксации имплантатов в организме за счет прорастания живой ткани в поры материала. Однако наличие пористости снижает прочностные характеристики имплантатов. Поэтому наряду с обеспечением необходимой пористости и биосовместимости материалов актуальной задачей при работе с ними является разработка технологий, позволяющих получать такую структуру материала на основе титана, которая компенсировала бы потерю прочности из-за пористости.

В настоящее время существуют различные способы получения пористых имплантатов, в том числе с использованием методов порошковой металлургии [1–8]. Для проникновения в поры костной ткани и их вживления в организм человека необходимо, чтобы пористость составляла не менее 30 %, диаметр пор — не менее 100 мкм. Кроме того, поры должны быть открытыми и сообщающимися друг с другом [9–11, 20].

У разных авторов имеются различные мнения по вопросу, какой же размер пор является оптимальным. В работе [3] приводятся результаты исследований на лабораторных животных по определению прочности сцепления цилиндрических имплантатов с пористым покрытием из порошков титана различной дисперсности с прилежащими костными тканями. Установлено, что уже через 2–3 мес. прочность на срез достигает максимума в 17–18 МПа, причем в диапазоне размеров пор 100–300 мкм.

В работе [12] прослежена динамика минерализации (изменения химического состава) ткани, образованной в порах имплантата. В качестве имплантатов использовали цилиндрические образцы из порошка титана марки ПТЭМ-2 с открытой пористостью 44–47, 59–66 и 78–80 %. Установлено, что процесс минерализации костной ткани практически полностью заканчивается через 6 мес. после имплантации пористого проницаемого титана в организм. При этом титановая матрица по мере заполнения пор и соединяющих их каналов костной тканью преобразуется в композит, проч-

ностные свойства которого выше, чем у пористого имплантата [13] или костной ткани [14]. Наибольшие прочность при сжатии (460 МПа) и относительная деформация (32 %) наблюдаются у образцов с пористостью 44–47 %, а минимальные — при пористости 78–80 %. При формировании максимальных прочностных свойств композитов «титан—костная ткань» определяющую роль играет металлическая составляющая [12].

Исследования показали, что наилучшими прочностными свойствами обладают ПМ, получаемые из тканых и вязаных сеток, а также материалы из волокон. У волоконных материалов прочность выше, чем у порошковых.

Целью настоящей работы являлось изучение процесса получения, особенностей структуры и свойств ПМ, полученных из волокна и проволоки марки ВТ1-0.

Материалы и методики исследований

В качестве исходного материала для изготовления ПМ использовали волокна со средним поперечным размером 10–50 мкм, полученные методом высокоскоростного затвердевания расплава по схеме экстракции висящей капли расплава (ЭВКР) [15, 16], и промышленную проволоку из сплава ВТ1-0 диаметром 0,4, 0,95 и 1,2 мм (по ГОСТ 19807), соответствующего титану марки «Grade 2» (по ИСО 5832-2).

Наибольший интерес для исследования представляет волокно титана. Именно оно, благодаря малой толщине, способно при требуемых пористостях 50–80 % обеспечить средний размер пор от 100 до 500 мкм. Для проволоки средний размер пор может быть значительно больше указанного диапазона.

Проволока титана в России производится в промышленных масштабах, производство волокон осуществляется в экспериментальном порядке на базе МАИ.

Внешний вид волокна представлен на рис. 1.

Цилиндрические и плоские образцы из волокон изготавливали прессованием в пресс-формах требуемого сечения (рис. 2, а). Цилиндрические образцы из проволоки получали из предварительно навитых спиралей, витки которых «заваливали» с помощью прокатки валиком и свертывали в спираль большего диаметра (рис. 2, б) [17]. Далее заготовки спекали под нагрузкой, обеспечивающей давление 0,1–5 МПа, в интервале температур

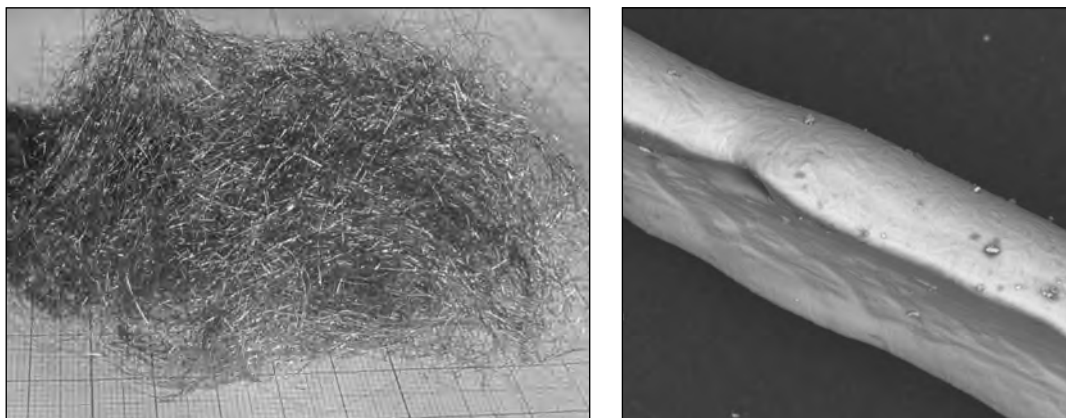


Рис. 1. Внешний вид волокна титана, полученного методом ЭВКР

850—950 °С. На полученных таким образом образцах изучали структуру и некоторые механические характеристики.

Исследование механических свойств спеченных образцов из волокон сплава ВТ1-0 на растяжение (база составляла 20 мм) проводили на испытательной установке «TIRAtest 2300» (Германия).

Особенностью проведения диффузионной сварки изделий с пористостью от 50 до 80 % из волоконных материалов, полученных методом ЭВКР, является необходимость длительных выдержек (≥ 1 ч) в отличие от традиционной диффузионной сварки (5—30 мин), когда применяют

значительное давление (до 10 МПа). Это обусловлено тем, что в высокопористом материале, подвергающемся диффузионной сварке, отсутствуют заранее сформированные за счет пластической деформации площадки спекания. Малые нагрузки, которые должны использоваться для получения высокопористых изделий, недостаточны для пластической деформации волокон в зоне их контакта. Взаимодействие осуществляется в области упругих деформаций. В этом случае обеспечить необходимую прочность контактов и изделия в целом можно только за счет увеличения времени диффузионной сварки.

Малые нагрузки и высокая пористость получаемых изделий не позволяют получить точные размеры сваренных заготовок. Поэтому в настоящей работе процесс сварки осуществляли за счет приложения нагрузки с использованием ограничителей перемещения, обеспечивающих необходимые габариты заготовок и расчетную пористость.

Образцы из волокон титана для механических испытаний в виде пластин (10 × 3 × 55 мм) и прутков (диаметр 11 мм, длина 25 мм) получали сваркой заготовок, предварительно отформованных в стальных пресс-формах. Диффузионную сварку проводили в вакуумной печи модели СНВЭ-1.3.1/16ИЗ (Россия).

В связи с тем, что волокна, полученные при высоких скоростях кристаллизации расплава, обладают повышенной упругой деформацией, высокопористые прессовки из исходного волокна имели дефекты в виде расслоя и «ворсистой» поверхности. Для устранения указанных дефектов было исследовано влияние вакуумного отжига волокна на его прессуемость.

Отжиг осуществляли в вакуумной печи ука-

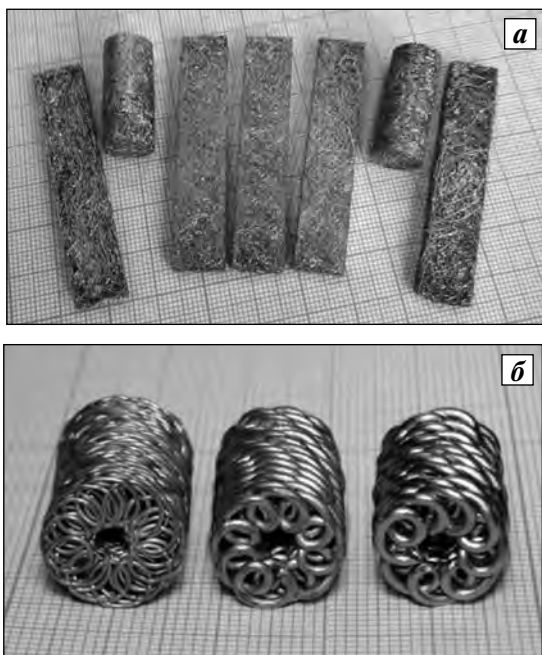


Рис. 2. Внешний вид образцов для испытаний, полученных из волокна (а) и проволоки разного диаметра – 0,4, 0,95 и 1,2 мм (б)

занной выше модели в вакууме не более $6 \cdot 10^{-2}$ Па ($5 \cdot 10^{-5}$ мм. рт. ст.).

Прессуемость волокна изучали на приборе «TIRAtest 2300» при непрерывном нагружении от 500 до 48000 Н и регистрации перемещения верхнего (подвижного) пуансона пресс-формы. После извлечения образца из пресс-формы определяли его конечную высоту с помощью микрометра. По показаниям перемещения верхнего пуансона с помощью программы «Microsoft Excel» рассчитывали плотность прессовки при различных давлениях и параметры уравнения прессования М.Ю. Бальшина [18]:

$$\lg P = -m \lg \beta + \lg P_{\max},$$

где P — давление прессования; P_{\max} — давление, обеспечивающее максимально достижимую плотность прессовки; m — постоянная, учитывающая природу прессуемого материала (показатель прессования); $\beta = 1/\theta$ — относительный объем заготовки; θ — относительная плотность прессовки.

Для учета зазоров и упругих искажений в прессе и оснастке снималась «нулевая» линия, когда фиксировалось перемещение пуансона в отсутствие волокна.

Металлографическое исследование сварных образцов выполняли по стандартным методикам. Микроструктуру сварных образцов из сплава ВТ1-0 в зоне соединения изучали на шлифах с помощью оптического микроскопа «Neophot-32» (Германия) при увеличениях до 600 крат, макросъемку проводили на микроскопе МБС-10 (Россия) при увеличениях до 30 крат.

Для получения проволоочных образцов, которые являлись образцами сравнения с волокнистыми образцами, была разработана специальная технологическая схема их изготовления — посредством диффузионной сварки предварительно навитых и спрессованных пористых проволоочных заготовок [17].

Результаты экспериментов и их обсуждение

Изучение влияния вакуумного отжига волокна на его прессуемость

На рис. 3 и 4 представлены результаты изучения прессуемости исходного волокна титана и волокна после вакуумного отжига (700°C , 1 ч), наиболее часто используемого на практике. На основании этих результатов получены уравнения прессования М.Ю. Бальшина.

При выводе своего уравнения М.Ю. Бальшин сделал ряд допущений, в частности о том, что контактное напряжение в зоне контакта при прессовании постоянно, а структурная деформация в порошковой заготовке отсутствует. Эти допущения приводят к тому, что уравнение малоприспособно при больших давлениях прессования, когда, как правило, начинается упрочнение материала, а также при малых давлениях, когда при прессовании имеет место структурная деформация порошковой системы. И хотя это относится в большей степени к порошкам, как видно, и к волокну это также применимо.

Полученные графические зависимости подтверждают данное положение. Действительно, на всех указанных графиках отмечается отклонение от прямолинейной зависимости в области малых давлений (до 30 МПа) и повышенных (от 400 МПа). Поэтому полученные параметры R^2 для уравнения М.Ю. Бальшина, характеризующие корреляцию, относительно невелики (порядка 0,98).

Отмечая наличие отклонений при малых и больших давлениях, для оценки прочностных характеристик прессуемого материала было решено использовать участок зависимости в среднем диапазоне давлений. Для этого из расчета были удале-

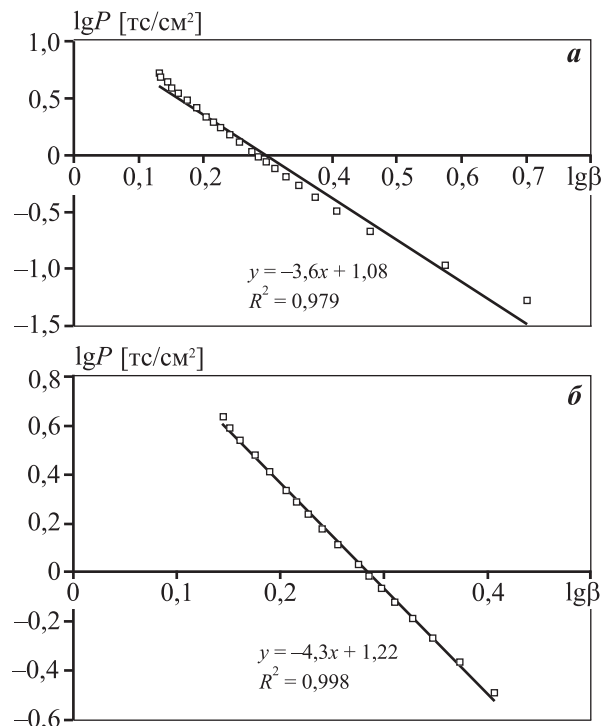


Рис. 3. Зависимость — исходная (а) и после коррекции (б) — давления прессования исходного волокна от относительного объема в логарифмических координатах

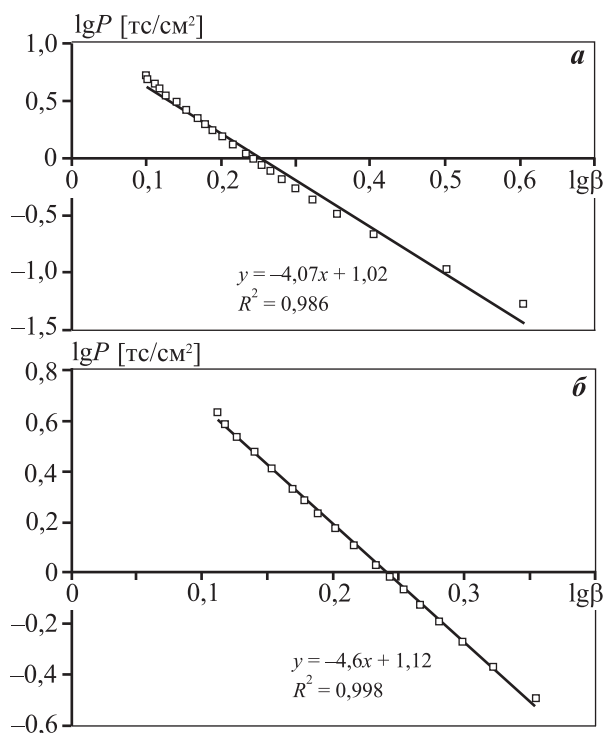


Рис. 4. Зависимость — исходная (а) и после коррекции (б) — давления прессования волокна, отожженного при 700 °С, от относительного объема в логарифмических координатах

ны точки, соответствующие давлениям более 400 и менее 30 МПа. В результате получены скорректированные графики (рис. 3, б и 4, б). При этом параметр R^2 превысил уровень 0,99.

Как следует из сравнения значений $\lg P_{\max}$ для скорректированных графиков (1,22 для исходного и 1,12 для отожженного волокна), которым соответствуют $P_{\max} = 1626,8$ и 1293,6 МПа, отжиг привел к заметному смягчению волокна, в результате оно перестало быть упругим. После отжига проблемы прессования были устранены.

Следует отметить, что показатель прессования для более прочного исходного волокна (4,3) меньше, чем у менее прочного отожженного (4,6). При прессовании порошков ситуация обратная. На это еще обращал внимание М.Ю. Бальшин в своей монографии [18]. В данном случае это подтверждено на примере двух образцов с подобными геометрическими характеристиками и составом, отличающихся практически лишь прочностью (P_{\max}).

Изучение структуры и свойств полученных пористых материалов

Поверхность используемых проволоки и волокон, полученных экстракцией из расплава, являет-

ся слабо развитой и поэтому малоактивна при спекании. В связи с этим изделия из волокон спекают при высоких температурах, вплоть до 1200 °С [6].

Дисперсные материалы из титана склонны к активному поглощению газов, в частности кислорода. Поэтому титан часто применяют в качестве геттера. Однако при получении изделий из титана поглощение им кислорода оказывает отрицательное воздействие на его свойства. Чем выше температура проведения процесса, тем легче насыщается титан остаточным кислородом, присутствующим в вакуумной печи. Высокая температура процесса спекания способствует также существенному росту зерна в материале, что снижает его прочностные свойства.

Одним из путей решения проблемы сохранения мелкозернистой структуры при достижении высокой (для данной пористости) прочности материала является применение к спеченным материалам дополнительной термоводородной обработки (ТВО) [19]. Поэтому одной из задач в данной работе являлось определение оптимальной температуры диффузионной сварки высокопористых материалов, позволяющей по возможности сохранить мелкозернистую структуру и обеспечить прочность, достаточную для последующего эффективного упрочнения за счет ТВО. На основании ранее проведенных работ [19] спекание образцов изучали при температуре спекания ниже температуры полиморфного превращения в титане (870—850 °С) и выше ее (900 и 950 °С). Пористость образцов составляла 60 ± 2 %.

На рис. 5 представлена макроструктура фронтальной и торцевой поверхностей пластин, спеченных из волокна.

Анализ макроструктуры волоконных изделий позволяет сделать вывод о формировании в них при прессовании значительного различия в укладке по различным поверхностям. Отличительной чертой волоконного образца от порошкового является ярко выраженная анизотропия порового пространства. В отличие от порошка волокну трудно перераспределяться по объему под воздействием давления. На рис. 5 видно, что на торцевой поверхности волокна располагаются достаточно разнонаправлено и хаотично. При изменении давления прессования такое распределение практически не изменяется. Напротив, на боковой поверхности волокна укладываются преимущественно перпендикулярно давлению прессования параллельно друг другу. С увеличением давления

пористость торцевой поверхности существенно уменьшается. Такая анизотропность порового пространства может быть использована при создании медицинских имплантатов, сочетающих прочную несущую внешнюю оболочку и высокопористую структуру в объеме.

На проволочных образцах, благодаря разработанной специальной технологической схеме их изготовления, возможность получения анизотропных материалов более выражена (рис. 6, а, б).

Поровая структура проволочного образца представлена вертикальными, сообщающимися между

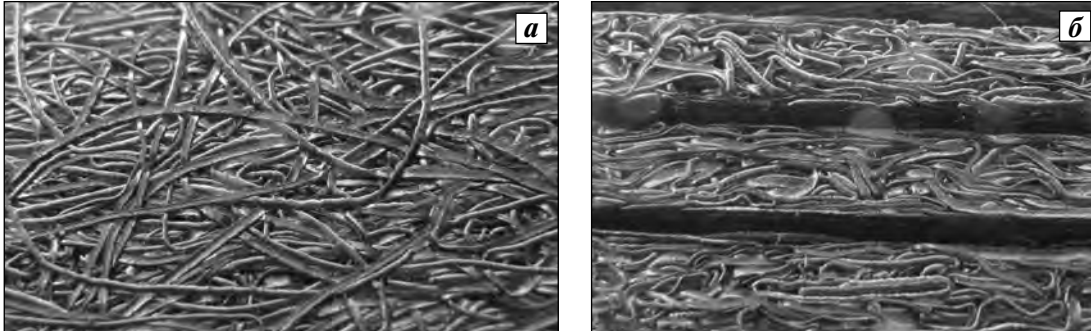


Рис. 5. Поверхность образцов, изготовленных методом диффузионной сварки титанового волокна (увеличение 20^х)
а – торцевая поверхность, б – боковая

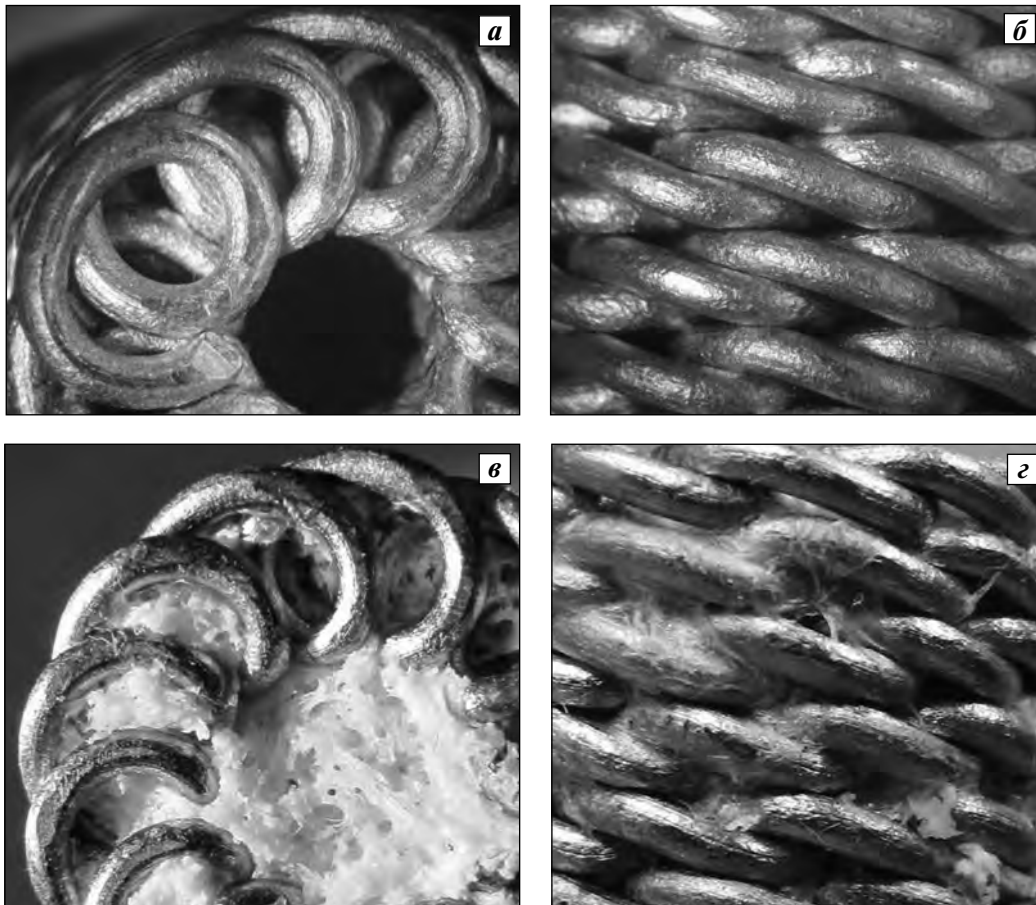


Рис. 6. Поверхность образца, изготовленного методом диффузионной сварки титановой проволоки
а, в – торцевая поверхность; б, г – боковая
а, б – состояние после сварки; в, г – после прорастания костной тканью

собой канальными порами переменного сечения (от 3 мм и менее), располагающимися вдоль оси. Внешняя стенка образца, напротив, характеризуется практически одинаковыми порами меньшего размера (сопоставимого с диаметром проволоки), соединяющимися с вертикальными каналами. Аналогичную структуру имеет и внутренняя стенка кольцеобразного образца (см. рис. 6, а). Именно эти стенки и несут основную нагрузку. Данный материал прошел клинические испытания и показал высокую способность к прорастанию в поровом пространстве костной ткани (см. рис. 6, в, г).

Типичные микроструктуры волоконных образцов при различных температурах диффузионной сварки показаны на рис. 7.

Начиная с 850 °С на микроструктуре фиксируются бездефектные сварные контакты между волокнами. С ростом температуры их протяженность растет вместе с ростом зерна, и при 950 °С в зоне контакта волокон наблюдается активное образование новых совместных крупных рекристаллизованных зерен.

На рис. 8 приведены кривые растяжения 4 листовых образцов из волокна титана, полученных по одному режиму (температура сварки 850 °С, время сварки 1 ч). Характер разрушения при других температурах аналогичен.

Результаты испытаний сведены в табл. 1.

«Пилообразный» вид зависимостей на рис. 8 свидетельствует о дискретном характере разру-

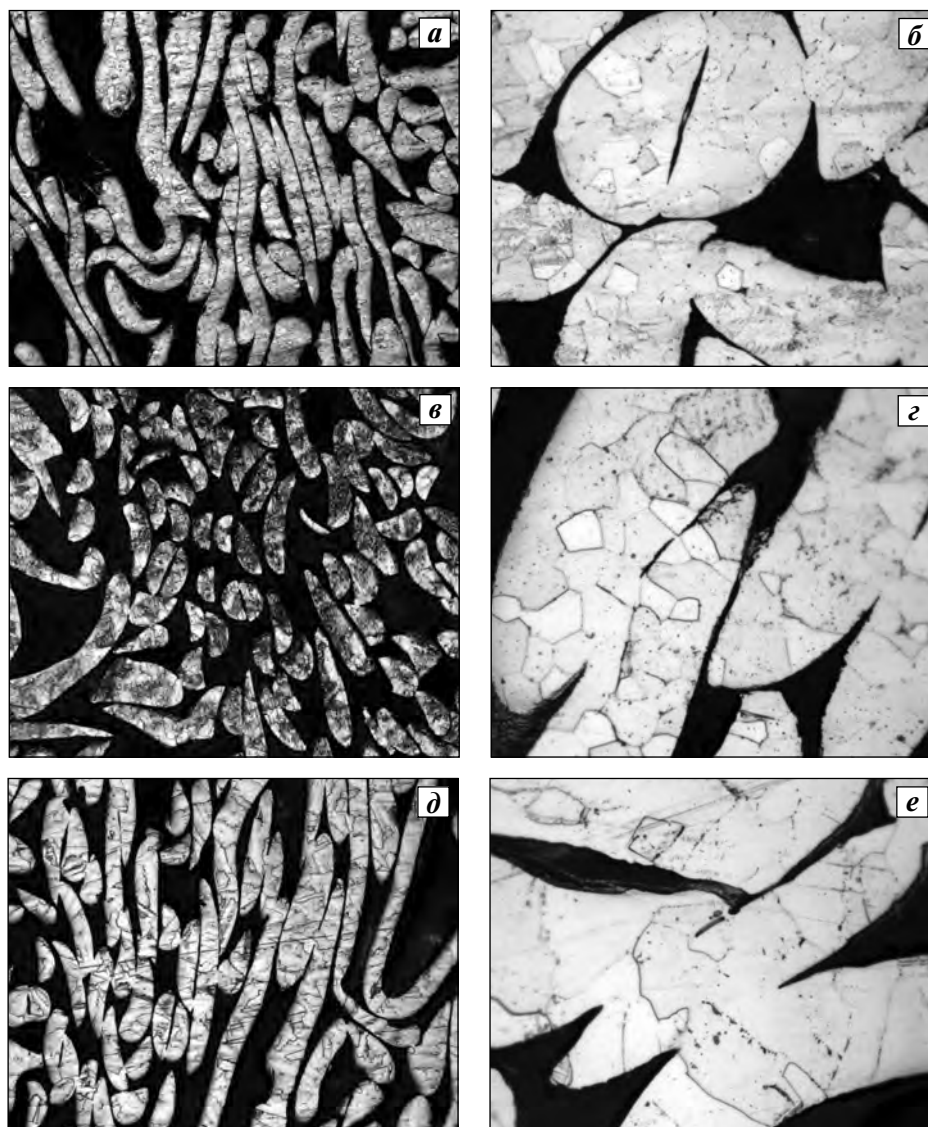


Рис. 7. Типичные микроструктуры волоконных образцов

Режим диффузионной сварки: а, б – 850 °С, 1 ч; в, г – 900 °С, 1 ч; д, е – 950 °С, 1 ч
Увеличение – 50 \times (а, в, д) и 280 \times (б, г, е)

Таблица 1. Результаты статических испытаний на одноосное растяжение листового материала из волокна титана

Температура диффузионной сварки, °С	σ_B , МПа	δ , %
850	34; 14; 44; 25	13,3; 6,7; 12,5; 16
900	49; 41	6; 9
950	51; 40	10; 20

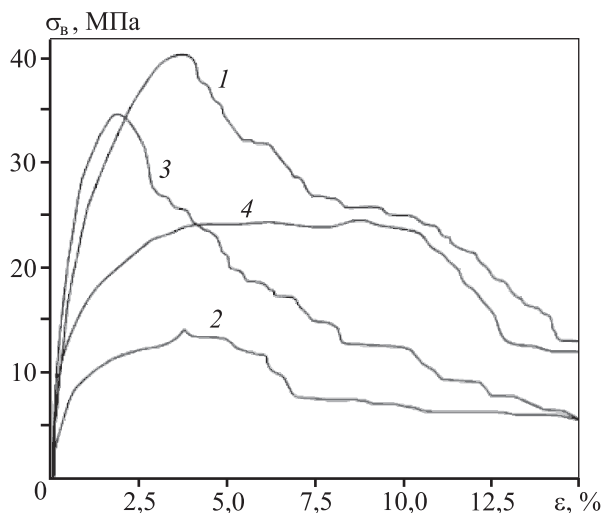


Рис. 8. Кривые растяжения листовых образцов, полученных при температуре 850 °С

шения образцов, обусловленном их волокнистой структурой. Из табл. 1 и рис. 8 следует, что имеет место значительная нестабильность механических свойств, особенно при низкой температуре сварки. По всей видимости, это связано с трудностью получения равномерного распределения волокна по объему образцов. Для уменьшения разброса характеристик необходимо использовать в дальнейшем специальные методы нетканого формирования пористой структуры материала для последующего его прессования.

В работе на основании результатов механических испытаний на сжатие также выполнено сопоставление характеристик жесткости и модуля упругости волоконных и проволочных пористых цилиндрических образцов, рассчитанных по методике, подробно описанной в работе [17].

Результаты представлены в табл. 2.

Сравнение механических свойств живой кости и некоторых материалов, используемых для изготовления имплантатов [17], с полученными результатами на волоконных и проволочных об-

Таблица 2. Модуль упругости и жесткость образцов

Материал образцов	P , %	h , мм	E_{cp} , ГПа	K_{cp} , Н/мм
Проволока ($d = 0,95$ мм)	50	10	1,451	19280,7
	50	20		10632,0
	60	10	0,605	7061,3
Проволока ($d = 0,4$ мм)	60	20	3,113	21137,2
Проволока ($d = 1,2$ мм)	50	20	1,980	11753,9
Волокно	50	14	1,373	16308,2
	70	17	0,041	385,8
	80	15	0,021	237,5

Примечание. P – пористость, h – высота образца, E_{cp} – средний модуль упругости, K_{cp} – средняя жесткость.

разцах свидетельствует о том, что они являются наиболее приближенными по свойствам к костным тканям человека.

Заключение

Пористые проницаемые материалы из волокна и проволоки титана являются перспективными материалами для медицины, в частности для замещения костных дефектов. Они позволяют в широких пределах варьировать пористость и связанные с ней физико-механические характеристики, максимально приближаясь к характеристикам костной ткани, обеспечивают условия для ее прорастания в поровое пространство, пластичны и не склонны к выкрашиванию.

Результаты работы получены в рамках федеральной целевой программы «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технологического комплекса России на 2014–2020 годы» по соглашению о предоставлении субсидии № 14.577.21.0013 (уникальный идентификатор соглашения RFMEFI57714X0013).

Литература

1. Косторнов А.Г., Шевчук М.С., Федорченко И.М. Свойства некоторых металлических волокон и материалов на их основе // Порошк. металлургия. 1975. No. 11. С. 41–48.
2. Ryan G., Pandit A., Panagiotis Apatsidis D. Fabrication methods of porous metals for use in orthopaedic applications // Biomaterials. 2006. Vol. 27. Iss. 13. P. 2651–2670.

3. Савич В.В., Киселев М.Г., Воронович А.И. Современные материалы хирургических имплантатов и инструментов. 2-е изд., перераб. и доп. Минск: ООО «ДокторДизайн», 2004.
4. Kitaoka K., Yamamoto H., Tani T., Hoshuima K., Nakau-shi M. Mechanical strength and bone bonding of titanium fiber mesh block for intervertebral fusion // *J. Orthop. Sci.* 1997. Vol. 2. Iss. 2. P. 106—113.
5. Jiang G., He G. Enhancement of porous titanium with entangled wire structure for load-bearing biomedical applications // *Mater. Design.* 2014. Vol. 56. P. 241—244.
6. He G., Liu P., Tan Q., Jiang G. Flexural and compressive mechanical behaviors of the porous titanium materials with entangles wire structure at different sintering conditions for load-bearing biomedical applications // *J. Mechan. Behav. Biomed. Mater.* 2013. Vol. 28. P. 309—319.
7. Andani M.T., Moghaddam N.S., Haberland C., Dean D. Metals for implants. Pt. 1. Powder metallurgy and implant rendering // *Acta Biomater.* 2014. Vol. 10. P. 4058—4070.
8. Galante J.O., Rostoker W., Lueck R. Sintered fiber metal composites as a basis for attachment of implants to bone // *J. of Bone and Joint Surgery.* 1971. Vol. 53A. No. 1. P. 101—114.
9. Stangl R., Rinne B., Kastl S., Hendrich C. The influence of pore geometry in Ti-implants — a cell culture investigation // *Eur. Cells Mater.* 2001. Vol. 2. P. 1—9.
10. Gradzka-Dahlke Malgorzata, Dabrowski Jan R., Dabrowski B. An overview on the usage of the powder metallurgy method for surgical implants production // *J. Vibroeng.* 2006. Vol. 8. No. 2. P. 11—16.
11. Витязь П.А., Капцевич В.М., Косторнов А.Г., Георгиев В.П., Шелег В.К. Формирование структуры и свойств пористых порошковых материалов. М.: Металлургия, 1993.
12. Меликян М.Л., Итин В.И. Динамика минерализации костной ткани в пористом титане и прочностные свойства композита «титан—костная ткань» // *Письма в ЖТФ.* 2002. Т. 28. Вып. 16. С. 20—24.
13. Итин В.И., Гюнтер В.Э., Ходоренко В.И., Чобаян М.Л. Прочностные свойства пористых проницаемых материалов на основе титана для стоматологии // *Порошк. металлургия.* 1997. No. 9—10. С. 29—33.
14. Березовский В.А., Колотилов Н.Н. Биофизические характеристики тканей человека: Справочник. Киев: Наук. думка, 1990.
15. Анциферов В.Н., Серов М.М., Лежнин В.П., Сметкин А.А. О получении, свойствах и применении быстроохлажденных волокон // *Изв. вузов. Порошк. металлургия и функц. покрытия.* 2013. No. 1. С. 55—58.
16. Antsyferov V., Serov M. Manufacturing of a rapid solidification materials and fibers. Lap Lambert Acad. Publ., 2014.
17. Шляпин С.Д., Коллеров М.Ю., Гусев Д.Е., Сенкевич К.С., Степанова Е.А. Получение пористых медицинских имплантатов с использованием диффузионной сварки // *Технол. легких сплавов.* 2007. No. 3. С. 138—143.
18. Бальшин М.Ю. Научные основы порошковой металлургии и металлургии волокна. М.: Металлургия, 1972.
19. Коллеров М.Ю., Шляпин С.Д., Сенкевич К.С., Казанцев А.А., Рунова Ю.Э. Использование термоводородной обработки при изготовлении пористых материалов и изделий из титановых волокон и проволоки // *Металлург.* 2015. No. 3. С. 61—66.
20. Трифонов Б.В., Надеждин С.В., Колобов Ю.Р., Храмов Г.В., Серов М.М., Лигачев А.Е., Олейник Е.А., Овчинников И.В. Регенерация костной ткани при заполнении дефекта композитом «титановое волокно—костно-пластический материал» // *Композиты и наноструктуры.* 2013. No. 2. С. 59—64.

References

1. Kostornov A.G., Shevchuk M.S., Fedorchenko I.M. Svoistva nekotorykh metallicheskih volokon i materialov na ikh osnove [The properties of some metallic fibers and materials on their basis]. *Poroshkovaya metallurgiya.* 1975. No. 11. С. 41—48.
2. Ryan G., Pandit A., Panagiotis Apatsidis D. Fabrication methods of porous metals for use in orthopaedic applications. *Biomaterials.* 2006. Vol. 27. Iss. 13. P. 2651—2670.
3. Savich V.V. Kiselev M.G., Voronovich A.I. Sovremennye materialy khirurgicheskikh implantatov i instrumentov [Modern materials for surgical implants and instruments]. Minsk: DoktorDizain, 2004.
4. Kitaoka K., Yamamoto H., Tani T., Hoshuima K., Nakau-shi M. Mechanical strength and bone bonding of titanium fiber mesh block for intervertebral fusion. *J. Orthop. Sci.* 1997. Vol. 2. Iss. 2. P. 106—113.
5. Jiang G., He G. Enhancement of porous titanium with entangled wire structure for load-bearing biomedical applications. *Mater. Design.* 2014. Vol. 56. P. 241—244.
6. He G., Liu P., Tan Q., Jiang G. Flexural and compressive mechanical behaviors of the porous titanium materials with entangles wire structure at different sintering conditions for load-bearing biomedical applications. *J. Mechan. Behav. Biomed. Mater.* 2013. Vol. 28. P. 309—319.
7. Andani M.T., Moghaddam N.S., Haberland C., Dean D. Metals for implants. Part 1. Powder metallurgy and implant rendering. *Acta Biomater.* 2014. Vol. 10. P. 4058—4070.

8. Galante J.O., Rostoker W., Lueck R. Sintered fiber metal composites as a basis for attachment of implants to bone. *J. of Bone and Joint Surgery*. 1971. Vol. 53A. No. 1. P. 101—114.
9. Stangl R., Rinne B., Kastl S., Hendrich C. The influence of pore geometry in Ti-implants — a cell culture investigation. *Eur. Cells Mater*. 2001. Vol. 2. P. 1—9.
10. Gradzka-Dahlke Malgorzata, Dabrowski Jan R., Dabrowski B. An overview on the usage of the powder metallurgy method for surgical implants production. *J. Vibroeng*. 2006. Vol. 8. No. 2. P. 11—16.
11. Vityaz P.A., Kaptsevich V.M., Kostornov A.G., Georgiev V.P., Sheleg V.K. Formirovanie struktury i svoistv poristykh materialov [The porous structure formation and properties of powder materials]. Moscow: Metallurgiya, 1993.
12. Melikyan M.L., Itin V.I. Dinamika mineralizatsii kostnoi tkani v poristom titane i prochnostnye svoistva kompozita «titan—kostnaya tkan'» [Dynamics of bone mineralization in a porous titanium and strength properties «titanium—bone» composite]. *Pis'ma v GTF*. 2002. Vol. 28. Iss. 16. C. 20—24.
13. Itin V.I., Gyunter V.E., Khodorenko V.I., Chobayan M.L. Prochnostnye svoistva poristykh pronitsaemykh materialov na osnove titana dlya stomatologii [Mechanical properties of porous penetrative titanium materials for stomatology]. *Poroshkovaya metallurgiya*. 1997. No. 9—10. P. 29—33.
14. Berezovskii V.A., Kolotilov N.N. Biofizicheskie kharakteristiki tkanei cheloveka [Biophysical characteristics of human tissue]. Kiev: Naukova dumka, 1990.
15. Antsyferov V.N., Serov M.M., Lezhnin V.P., Smetkin A.A. O poluchenii, svoistvakh i primenenii bistrookhlazhdennykh volokon [Production, properties and application of rapidly solidified fibers]. *Izv.vuzov. Poroshk. metallurgiya i funkts. pokrytiya*. 2013. No. 1. P. 55—58.
16. Antsyferov V., Serov M. Manufacturing of a rapid solidification materials and fibers. Lap Lambert Academic Publishing, 2014.
17. Shlyapin S.D., Kollerov M.Yu., Gusev D.E., Senkevich K.S., Stepanova E.A. Poluchenie poristykh meditsinskikh implantatov s ispol'zovaniem diffuzionnoi svarki [Production of porous medical implant using diffusion welding]. *Tekhnologiya legkikh splavov*. 2007. No. 3. P. 138—143.
18. Balshin M.Yu. Nauchnye osnovy poroshkovoi metallurgii i metallurgii volokna [Scientific basis of powder metallurgy and metallurgy of fiber]. Moscow: Metallurgiya, 1972.
19. Kollerov M.Yu., Shlyapin S.D., Senkevich K.S., Kazantsev A.A., Runova Yu.E. Ispol'zovanie termovodorodnoi obrabotki pri izgotovlenii poristykh materialov i izdelii iz titanovykh volokon i provoloki [Application of thermo-hydrogen treatment in the porous materials manufacture and products from titanium fibers and wires]. *Metallurg*. 2015. No. 3. P. 61—66.
20. Trifonov B.V., Nadezhdin S.V., Kolobov Yu.R., Khramov G.V., Serov M.M., Ligachev A.E., Oleinik E.A., Ovchinnikov I.V. Regeneratsia kostnoi tkani pri zapolnenii defekta kompozitom «titanovoe volokno — kostno-plasticheskii material» [Regeneration of the bone tissue in the filling of the defect with composite of titanium fiber — osteo-plastic material]. *Kompozity i nanostruktury*. 2013. No. 2. P. 59—64.