

Получение титановых материалов с градиентной пористостью методом электроискрового плазменного спекания

^{1,3}Рогачев А.С., ^{1,2}Колобов Ю.Р., ¹Вадченко С.Г., ¹Голосова О.А., ¹Божко С.А.,
³Колобова А.Ю., ³Московских Д.О.

¹*Институт структурной макрокинетики и проблем материаловедения РАН, Черноголовка, Россия*

²*Белгородский государственный национальный исследовательский университет, Белгород, Россия*

³*Национальный исследовательский технологический университет "МИСиС", Москва, Россия*

При разработке медицинских имплантатов существует проблема создания на основе неорганических материалов таких систем, механическое поведение которых было бы подобно биологическим системам, в которые они помещены и вместе с которыми деформируются. Такие материалы должны подчиняться принципу биомеханического соответствия (биомеханическая совместимость) и, кроме того, обладать биохимической совместимостью с тканями живого организма. Перспективными материалами для создания таких систем являются пористые эластичные матрицы из сплавов титана и неметаллических соединений на его основе [1-3]. На сегодняшний день наиболее широко используются методы создания пористого модифицированного слоя на поверхности титанового материала путем плазменного напыления металлических частиц, припекания металлических гранул или диффузионной сварки. Одним из активно развиваемых в последнее время методов получения пористого материала на основе титана является метод, основанный на использовании временного наполнителя пор – металлического магния [4]. Суть данного подхода заключается в том, что из полученного, в результате прессования смеси порошков титана и магния, изделия, инертный наполнитель удаляется путем его растворения в кислоте с последующим спеканием пористого титанового каркаса при высокой температуре. Развитием этого подхода стало использование легко удаляемых, в том числе органических, веществ в качестве временного наполнителя пор, таких как гранулы мочевины [5], гидрокарбонат аммония [6] и хлорида натрия [7]. Наиболее перспективным и активно развиваемым в последние годы способом консолидации порошка является метод электроискрового плазменного спекания (ЭПС) [6], который сочетает воздействие высокой температуры, осевого давления, низковольтного напряжения и большого тока в присутствии электромагнитного поля (плазмы).

Пористые материалы на основе титана были получены методом порошковой металлургии с использованием химически чистой соли в качестве временного наполнителя пор. Порошок титана марки ПТС-1 смешивался с порошком химически чистой соли (хлоридом натрия) с фракцией 100–125 мкм с последующим прессованием данной смеси при давлении 10 МПа и консолидацией электроискровым плазменным спеканием при температуре 700 °С. После спекания временный наполнитель удалялся путем растворения его в дистиллированной воде.

С целью получения градиентного распределения пор была разработана методика постепенного увеличения по толщине образца объемного содержания временного наполнителя (хлорида натрия) в образце. В результате реализации данного метода был получен пористый композиционный материал, который состоял из четырех слоев: беспористой подложки (без использования наполнителя) и трехслойной пористой титановой матрицы с различной объемной долей пор. Первый слой пористой титановой матрицы или слой, прилегающий к подложке, содержал наименьшее количество соли (объемная доля ~ 5%). Объемная доля соли для второго и третьего слоя составляла 30 и 60%, соответственно. Высота каждого слоя составляла примерно 1 мм. Спекание методом ЭПС данного пористого композиционного материала было реализовано в одном цикле. В качестве второго типа исследуемых образцов был получен пористый композиционный материал, в котором подложкой являлся литой технически чистый титан марки VT1-0 в виде диска диаметром 30 мм и толщиной 3 мм. Припекание методом ЭПС предварительно приготовленной смеси порошка титана и временного наполнителя к поверхности технически чистого титана осуществлялось в один этап.

Согласно проведенным исследованиям для обоих типов образцов в пористой части характерно наличие трех четко выраженных слоев с различной объемной долей пор, которая примерно соответствует заданной объемной доле временного наполнителя, использованного при получении исходной смеси. Согласно проведенным в работе оценкам для образца, в котором в качестве подложки был использован технически чистый титан марки VT1-0, объемная доля пор составляет 55%, что примерно в 2 раза больше чем для второго образца, полученного полностью из порошкового титана (объемная доля пор 22%). Это может быть связано с большим проявлением объемной усадки образца при компактировании (спекании) данного образца. При этом средний размер пор исследуемых образцов одинаковый и составляет в продольном и поперечном направлении 160 и 100 мкм, соответственно.

Испытания механических свойств при трехточечном изгибе демонстрируют близкие свойства для обоих образцов. Однако при близких значениях предела прочности (~ 500 МПа), образец, полученный полностью из порошкового титана, разрушается в упругой части. Для данного образца наблюдается нарушение сплошности с образованием трещины на границе раздела между верхним слоем с максимальной объемной долей пор и средним слоем. Для второго образца, в котором был использован технически чистый титан VT1-0 в качестве подложки, разрушение происходит с образованием магистральной трещины в поперечном направлении с сохранением сплошности без отрыва покрытия от подложки. Это свидетельствует о высокой силе сцепления покрытия и подложки, что подтверждено при испытаниях на адгезию. Данные испытания показали высокий уровень адгезионной прочности, значение которой составило ~ 300 МПа.

Таким образом, композиционный материала на основе литого технически чистого титана, в качестве подложки, с градиентным титановым пористым покрытием характеризуется высокой долей порового пространства,

оптимальным размером пор (100-160 мкм) и высокими механическими и адгезионными свойствами.

Работа выполнена при финансовой поддержке контракта Министерства образования и науки РФ №02.G25.31.0103.

Литература

1. Ian D.I., Ladd A.L. // Operative Techniques in Plastic and Reconstructive Surgery. – 2003. Vol. 9, P. 151.
2. Simske S.J., Ayers R.A., Bateman T.A. // Mater Sci Forum. – 1997. Vol. 250, P.151.
3. Bauer T.W., Muschler G.F. // Clin Orthop Rel Res. – 2000. Vol. 371, P.10.
4. Wen C.E., Mabuchi M., Yamada Y., Shimojima K., Chino Y., Asahina T. // Scr.Mater. – 2001. Vol. 45, P. 1147.
5. Hosseini S.A., Yazdani-Rad R., Kazemzadeh A., Alizadeh M. // Journal of Materials Engineering and Performance. – 2014. Vol. 23(3), P. 799.
6. Yuhua L., Chao Y., Haidong Z., Shengguan Q., Xaioqiang L., Yuanyuan L. // Materials. – 2014. Vol. 7, P. 1709.
7. Zhang, F.M.; Otterstein, E.; Burkel, E. Spark plasma sintering, microstructures, and mechanical properties of macroporous titanium foams // Adv. Eng. Mater. – 2010, Vol. 12, P. 863–872.