

ТЕХНОЛОГИЯ ПОЛУЧЕНИЯ И АТТЕСТАЦИЯ ПРОНИЦАЕМЫХ ПЕНОМАТЕРИАЛОВ ИЗ СПЛАВОВ Ti-Nb-Zr МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ

© 2017

А.М. Казакбиев, аспирант

А.А. Коробкова, аспирант

В.А. Шереметьев, кандидат технических наук, научный сотрудник

С.М. Дубинский, кандидат технических наук, доцент

С.Д. Прокошкин, доктор физико-математических наук, профессор, главный научный сотрудник
Национальный исследовательский технологический университет «МИСиС», Москва (Россия)

Ключевые слова: титановые сплавы; медицинские сплавы; биосовместимость; пеноматериалы; проницаемость; морфология пор.

Аннотация: К перспективным сплавам для использования в качестве материала внутрикостных имплантатов предъявляются требования высокой биохимической и биомеханической совместимости. Это означает в том числе комплекс свойств, обеспечивающих ускоренное вживление имплантата в костную ткань, его надежную фиксацию и предотвращение последующего отторжения. Благоприятное механическое поведение может быть обеспечено за счет схожести механических параметров имплантата и костной ткани. Костная ткань проявляет механический гистерезис при деформации. Среди металлических материалов подобным поведением при деформации обладает сверхупругий сплав с памятью формы Ti-20,8Nb-5,5Zr (в ат. %). Однако относительно высокий модуль Юнга этого сплава в недостаточной степени обеспечивает его биомеханическую совместимость. Благодаря созданию пористой структуры удается радикально уменьшить модуль Юнга. Для этого из слитка данного состава был изготовлен порошок со сферичными частицами размером менее 50 мкм. Далее металлический порошок равномерно перемешали с порообразователем – порошком полиметилметакрилата (ПММА) в виде сферичных частиц размером не более 250 мкм. Смесь порошков подвергали двухстороннему прессованию и последующему пиролизу. В процессе пиролиза полимерный компонент разлагался на газообразные компоненты. В результате пиролиза получали полупродукт из металлического порошка с порами. Для укрепления связи между металлическими частицами проводили спекание. Варьируя объемную долю порообразователя, задавали конечную пористость в образцах.

Установлено, что задаваемая пористость близка к получаемой пористости. При этом наблюдается равномерное распределение пор по объему. При увеличении пористости отмечается снижение модуля Юнга, повышение коэффициента проницаемости, снижение прочностных характеристик. При этом рассчитанные механические характеристики образцов различной пористости лежат в допустимых пределах биомеханической совместимости.

ВВЕДЕНИЕ

Безникелевые медицинские сплавы системы Ti-Nb-Zr относятся к наиболее перспективным металлическим материалам для изготовления медицинских имплантатов [1; 2]. Интерес к этим сплавам вызывает уникальное сочетание их высокой биохимической и биомеханической совместимости: низкое значение модуля Юнга (40–60 ГПа), сверхупругое поведение, близкое к поведению костной ткани, присутствие в составе сплава только биосовместимых компонентов. Используемые в настоящее время сплавы на основе титана обладают гораздо более высоким значением модуля Юнга (100–110 ГПа) по сравнению с костной тканью (1–30 ГПа). Это обуславливает различие в механическом поведении костной ткани и материала имплантата, что может приводить к повреждению костной ткани и возможной потере контакта кость-имплантат. Модуль Юнга перспективного сплава Ti-20,8Nb-5,5Zr, претерпевающего мартенситное превращение $\beta \rightarrow \alpha''$, составляет около 30 ГПа [3]. Это значение лежит у верхней границы диапазона модуля Юнга для костной ткани. Поэтому важной задачей является снижение жесткости готового продукта, что может быть обеспечено созданием пористой структуры образца. Более того, такая структура материала будет способствовать ускоренному врастанию костной ткани вглубь имплантата, что приведет к его надежной внутрикостной фиксации.

Важной особенностью пеноматериалов является структура пор. В более ранних работах [4; 5] сказано о значимости соединений между порами, способствующих проникновению жидкостей, важных для посева клеток и доставки питательных веществ для роста костной ткани. Размер взаимосвязанных пор от 100 до 600 мкм способствует проникновению костной ткани вглубь пористой структуры [6; 7]. Пеноматериал должен обладать высокой пористостью, близкой к пористости губчатой костной ткани (40–80 %), высокой проницаемостью для проникновения биологических жидкостей, клеток и микроэлементов, способствующих формированию костной ткани [8; 9]. Сведения о получении пористой структуры сплавов Ti-Nb-Zr в литературе отсутствуют.

Цель работы – разработка технологии получения металлических пеноматериалов из сплавов Ti-Nb-Zr с регулируемой пористостью, высокой проницаемостью, близким к костной ткани модулем Юнга.

В качестве технологии изготовления проницаемых металлических пеноматериалов был выбран метод удаляемого порообразователя. Одной из стадий данного метода является удаление порообразователя: материал порообразователя должен быть полностью удален из объема образца. В работах [10; 11] в качестве порообразователя выбран карбамид, растворимый в полярных растворителях, и полиметилметакрилат. Эта технология

относится к порошковой металлургии и находит широкое применение для получения металлических медицинских материалов, в том числе и из сверхупругих сплавов [12; 13].

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДИКИ ИССЛЕДОВАНИЯ

Из выплавленного слитка сплава Ti-20,8Nb-5,5Zr (в ат. %) методом диспергирования индукционно расплавляемого электрода газовым потоком был получен порошок со сферической формой частиц размером до 150 мкм. В качестве удаляемого порообразователя выбран полиметилметакрилат (ПММА). Этот материал в процессе пиролиза, разлагаясь на газообразные компоненты, полностью покидает объем образца [14; 15] и формирует проницаемую пористую структуру пеноматериала. Процесс получения проницаемых металлических пеноматериалов методом удаляемого порообразователя включает 5 основных этапов [11].

1. *Просеивание.* Для отсева использовали просеивающую машину RETSCH AS 400 control. Используя сита, выделяли требуемую фракцию как для металлического (<50 мкм), так и для полимерного (<250 мкм) порошков.

2. *Перемешивание.* Важным этапом в создании пеноматериала является равномерное перемешивание металлического порошка и порообразователя. Вследствие различия плотностей этих материалов классические способы перемешивания оказались непригодными, приводили к расслоению компонентов. В качестве емкости для перемешивания разработан и предложен цилиндр с функциональными вставками по внутренним стенкам (рис. 1). Цилиндр приводился во вращение электродвигателем со скоростью 80 об/мин, угол наклона оси цилиндра к горизонтальной плоскости составлял 40°.

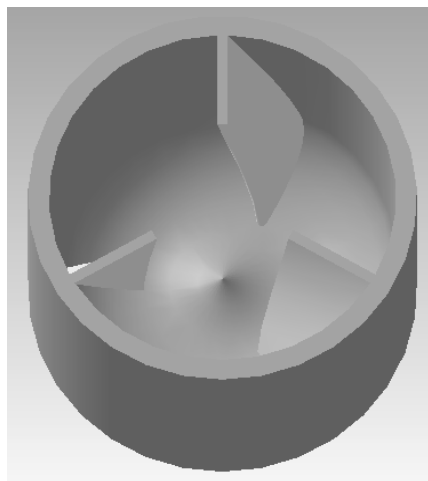


Рис. 1. Емкость для перемешивания с внутренними вставками

3. *Прессование.* Используемое оборудование – гидравлический пресс PLC Hydraulic Press Machine с максимальной нагрузкой 10 т. После получения равномерной смеси порошков ее засыпали в пресс-форму. Давление, необходимое для прессования смеси полимерного и металлического порошков, должно быть не более

200 МПа. Компактирование по схеме прессования с плавающей матрицей позволяет получать заготовки с соотношением высоты к диаметру до 2:1. Получение образцов таких размеров является актуальной задачей для проведения механических испытаний.

4. *Пиролиз.* Из-за высокой активности сплава данный этап проводили в вакуумной печи СШВЛ, где в качестве нагревателей используется вольфрам, величина вакуума не менее 10^{-3} торр. Используя литературные данные, выбрали температуру, при которой ПММА мономерируется, полностью переходя в газообразное состояние, – 450 °С [14; 15]. Процесс проводили в 2 ступени: нагрев до 200 °С со скоростью 10 °С/мин; далее скорость нагрева изменяется до 2 °С/мин, а температура в камере поднимается до 450 °С. После этого – выдержка в течение 2 часов и охлаждение в печи. Это приводит к менее активному разложению полимера, снижает выброс объемов газа, предотвращая разрушение образца в процессе пиролиза. При использовании двухступенчатого нагрева риск разрушения образцов снижается.

5. *Спекание.* Для упрочнения связи между частицами необходимо провести спекание. Был выбран следующий режим спекания: величина вакуума не менее 10^{-4} торр, температура 1400 °С, выдержка 3 часа, охлаждение в печи.

Для графического анализа пористой структуры изображения, полученные с помощью микроскопа, переводили в бинарное отображение с помощью программного пакета Image Expert Pro. При этом для изображений подбирается коэффициент бинаризации, не приводящий к существенному сдвигу границы между металлической основой и порами на фотографии. На рис. 2 показан шлиф пеноматериала с пористостью 50 % и его двухцветное отображение.

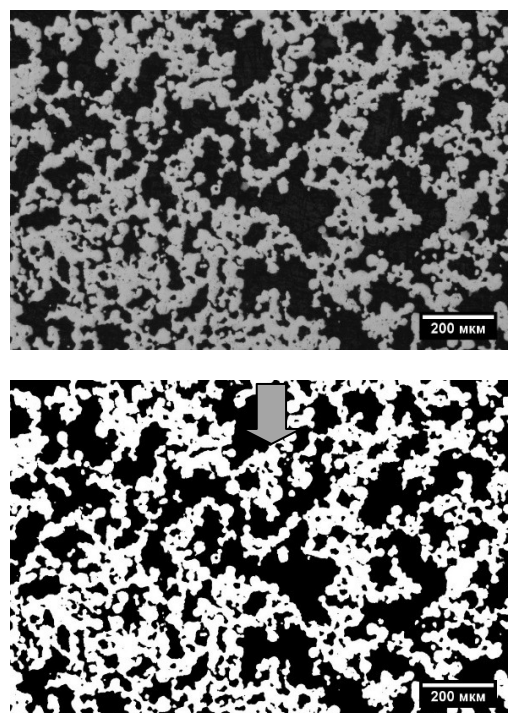


Рис. 2. Перевод в бинарное отображение изображения поверхности шлифованного пеноматериала, где черное – поры, белое – металл

Для измерения пористости были применено два способа: графический метод по микрофотографии и метод гидростатического взвешивания. Для измерения графическим методом образец заполняли эпоксидной смолой, чтобы избежать заваливания пор при последующей полировке, получали шлиф. С помощью металлографического микроскопа получали фотографии пористой структуры. Согласно принципу Кавальери [16], соотношения объемов, находящихся между параллельными плоскостями, соответствуют соотношениям площадей сечений этих объемов параллельными плоскостями. Иными словами, по отношению площадей пор и металла, входящих в структуру образца, можно определить пористость образца. В качестве другого способа определения пористости использовали метод гидростатического взвешивания. Суть метода основана на взвешивании образца в трех различных состояниях: на воздухе в сухом состоянии, в воде, на воздухе наполненным водой. Пористость (P_n) вычисляли по формуле

$$P_n = \frac{m_M - m_c}{m_M - m_{вод}} \cdot 100\%,$$

где m_M – это масса образца на воздухе, наполненного водой, г;

m_c – масса сухого образца на воздухе, г;

$m_{вод}$ – масса пористого образца в воде, г.

Важной характеристикой металлических пеноматериалов медицинского назначения является коэффициент проницаемости. Известно, что для различных участков костной ткани человека характерен коэффициент проницаемости из диапазона $1 \cdot 10^{-9}$ – $8 \cdot 10^{-11}$ м² [17]. Для определения проницаемости полученных пеноматериалов использовали методику, описанную в [18], согласно стандарту ISO4022.

Эмпирическим методом были определены массы компонентов, используемых при перемешивании, для по-

лучения заданного значения пористости, данные приведены в таблице 1.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

В результате измерения пористости полученных образцов металлических пеноматериалов оказалось, что заданная пористость при перемешивании, т. е. объем порообразователя, сопоставима с полученной пористостью, измеренной методом гидростатического взвешивания. Это подтверждает график на рис. 3, где Образец 30, Образец 40 и Образец 50 – образцы с использованной в процессе компактирования объемной долей порообразователя 30 %, 40 % и 50 % соответственно.

Для определения равномерности распределения пор (следствие равномерного перемешивания порообразователя) из цилиндрического пеноматериала с пористостью 47 % и размерами 15×15 мм вырезан центральный участок (рис. 4 а). Из полученной пластины был изготовлен шлиф. Полученную поверхность условно разделили на 9 областей и получили 9 снимков с каждой области (рис. 4 б). На каждом снимке определяли пористость. Результаты измерения пористости по снимкам указаны на рис. 5. Разброс значений пористости в каждом снимке составляет не более 6 % от среднего значения пористости всей пластины. Это свидетельствует об удовлетворительном уровне перемешивания металлического и полимерного порошков.

Определенные с использованием стандарта ISO4022 значения проницаемости занесены в таблицу 2. Полученные образцы подвергали циклическим испытаниям на сжатие на испытательной машине *Instron 5966* с постепенным увеличением деформации на 2 % в каждом цикле вплоть до $\epsilon=50$ % или до разрушения образца. По полученным диаграммам деформации-разгрузки устанавливали механические характеристики пеноматериалов (условный предел текучести, модуль Юнга и максимальную нагрузку на сжатие). Характеристики пеноматериалов, определенные в этой работе, приведены в таблице 2.

Таблица 1. Массы смешиваемых компонентов для получения заданных значений пористости

№	Сплав	Задаваемая пористость, %	Масса ПММА (Ø<250 мкм), г	Масса TNZ (Ø<50 мкм), г
1	Ti-20,8Nb-5,5Zr (в ат. %)	30	6,06	59
2		40	9,12	59
3		50	11,21	59

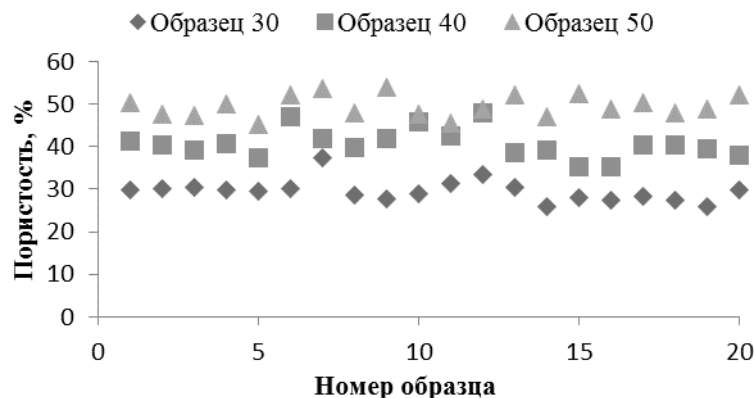


Рис. 3. Измеренная пористость образцов с объемной долей использованного порообразователя 30, 40 и 50 %

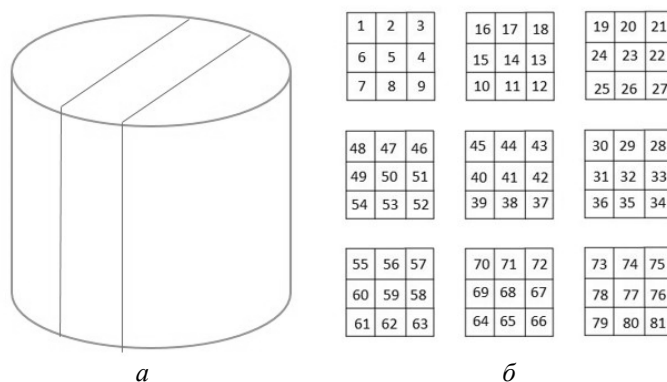


Рис. 4. Схема резки цилиндра для получения пластины (а), схема фотографирования поверхности полученной пластины (б)

43	42	44	41	43	41	44	45	45
42	45	47	44	42	41	41	47	45
47	48	47	46	43	44	43	46	49
47	49	47	47	46	43	45	46	46
47	48	45	47	46	46	46	50	46
48	52	50	52	52	50	50	46	46
49	49	49	49	51	49	45	45	45
44	48	53	54	50	46	44	46	49
48	51	51	50	52	48	48	50	45

Рис. 5. Карта распределения значений пористости (%) по поверхности шлифа

Таблица 2. Характеристики полученных пеноматериалов

	Образец 1	Образец 2	Образец 3
Пористость металлографическим методом, %	26	40	45
Пористость по методу Архимеда, %	24	38	44
Коэффициент проницаемости, $\cdot 10^{-11} \text{ м}^2$	0,2	12,2	14,9
Условный предел текучести, МПа	397	170	137
Модуль Юнга, ГПа	21	16	9
Максимальная нагрузка на сжатие, МПа	770	349	281

По результатам проведенных испытаний показано, что при увеличении пористости существенно возрастает проницаемость, достигая значений для костной ткани. Величина модуля Юнга пеноматериалов с пористостью от 24 до 44 % меняется от 9 до 21 ГПа, что соответствует требованиям биомеханической совместимости с костной тканью. Прочностные характеристики снижаются с увеличением пористости, но остаются на достаточно высоком уровне, значительно выше, чем у костной ткани, предел прочности кортикальной кости человека лежит в диапазоне 90–130 МПа [19; 20].

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ

В данной работе при изготовлении пеноматериалов с пористостью в диапазоне от 25 до 50 % был использован метод удаляемого порообразователя. Показано, что, варьируя объемную долю порообразователя, можно

регулировать требуемую пористость в образцах. Во всех образцах наблюдается равномерное распределение пор по объему, что связано с равномерным перемешиванием компонентов в процессе изготовления. Изменения механических характеристик напрямую зависят от величины пористости. Так, при увеличении значения пористости модуль Юнга снижается в 2,5 раза, вместе с тем снижаются и прочностные характеристики, но их значения остаются на уровне, превосходящем значения прочности для костной ткани.

Авторы выражают благодарность Владимиру Браиловскому за участие и ценные консультации при выполнении данной работы.

Статья подготовлена по материалам докладов участников VIII Международной школы «Физическое материаловедение» с элементами научной школы для молодежи, Тольятти, 3–12 сентября 2017 г.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Miyazaki S., Kim H. Y., Hosoda H. Development and characterization of Ni-free Ti-base shape memory and superelastic alloys // *Materials Science and Engineering A*. 2006. Vol. 438-440. № Spec. iss. P. 18–24.
- Brailovski V., Prokoshkin S., Gauthier M., Inaekyan K., Dubinskiy S., Petrzhhik M., Filonov M. Bulk and porous metastable beta Ti–Nb–Zr(Ta) alloys for biomedical applications // *Materials Science and Engineering C*. 2011. Vol. 31. № 3. P. 643–657.
- Dubinskiy S., Prokoshkin S., Brailovski V., Inaekyan K., Korotitskiy A. In situ X-ray diffraction strain-controlled study of Ti–Nb–Zr and Ti–Nb–Ta shape memory alloys: crystal lattice and transformation features // *Materials Characterization*. 2014. Vol. 88. P. 127–142.
- Singh R., Lee P.D., Lindley T.C., Dashwood R.J., Ferrie E., Imwinkelried T. Characterization of the structure and permeability of titanium foams for spinal fusion devices // *Acta biomaterialia*. 2009. Vol. 5. № 1. P. 477–487.
- Vasconcellos L.M.R. de, Leite D.D., Nascimento F.O., Vasconcellos L.G.O. de, Graca M.L., Carvalho Y.R., Cairo C.A. Porous titanium for biomedical applications: an experimental study on rabbits // *Medicina oral patologia oral y cirugia bucal*. 2010. Vol. 15. № 2. P. E407–E412.
- Lewis G. Properties of open-cell porous metals and alloys for orthopedic applications // *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2013. Vol. 24. № 10. P. 2293–2325.
- Bansiddhi A., Dunand D.C. Shape-memory NiTi foams produced by replication of NaCl space-holders // *Acta biomaterialia*. 2008. Vol. 4. № 6. P. 1996–2007.
- Vasconcellos L.M.R., Oliveira M.V., Graca M.L.A., Vasconcellos L.G.O., Cairo C.A.A., Carvalho Y.R. Design of dental implants, influence on the osteogenesis and fixation // *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2008. Vol. 19. № 8. P. 2851–2857.
- Otsuki B., Takemoto M., Fujibayashi S., Neo M., Kokubo T., Nakamura T. Pore throat size and connectivity determine bone and tissue ingrowth into porous implants: three-dimensional micro-CT based structural analyses of porous bioactive titanium implants // *Biomaterials*. 2006. Vol. 27. № 35. P. 5892–5900.
- Niu W., Bai C., Qiu G., Wang Q. Processing and properties of porous titanium using space holder technique // *Materials Science and Engineering A*. 2009. Vol. 506. № 1-2. P. 148–151.
- Rivard J., Brailovski V., Dubinskiy S., Prokoshkin S. Fabrication, morphology and mechanical properties of Ti and metastable Ti-based alloy foams for biomedical applications // *Materials Science and Engineering C*. 2014. Vol. 45. P. 421–433.
- Köhl M., Habijan T., Bram M., Buchkremer H.P., Stöver D., Köller M. Powder metallurgical near-net-shape fabrication of porous NiTi shape memory alloys for use as long-term implants by the combination of the metal injection molding process with the space-holder technique // *Advanced Engineering Materials*. 2009. Vol. 11. № 12. P. 959–968.
- Wang X., Li Y., Xiong J., Hodgson P.D., Wen C. Porous TiNbZr alloy scaffolds for biomedical applications // *Acta biomaterialia*. 2009. Vol. 5. № 9. P. 3616–3624.
- Мадорский С.Л. Термическое разложение органических полимеров. М.: Мир, 1967. 328 с.
- Брык М.Т. Деструкция наполненных полимеров. М.: Химия, 1989. 192 с.
- Eves H. Two surprising theorems on Cavalieri congruence // *The College Mathematics Journal*. 1991. Vol. 22. № 2. P. 118–124.
- Syahrom A., Abdul Kadir M.R., Harun M.N., Öchsner A. Permeability study of cancellous bone and its idealised structures // *Medical engineering and physics*. 2015. Vol. 37. № 1. P. 77–86.
- Шереметьев В.А., Дубинский С.М., Икбаль М.А., Коробкова А.А., Казакбиев А.М., Прокошкин С.Д., Браиловский В. Влияние динамического химического протравливания на параметры пористой структуры пеноматериала из сверхупругого сплава Ti–Nb–Zr медицинского назначения // *Деформация и разрушение материалов*. 2017. № 3. С. 28–32.
- Keaveny T.M., Morgan E.F., Yeh O.C. Bone mechanics // *Standard handbook of biomedical engineering and design*. New York: McGRAW-HILL, 2004. P. 8/7–8/12.
- Currey J.D. The structure and mechanics of bone // *Journal of Materials Science*. 2012. Vol. 47. № 1. P. 41–54.

REFERENCES

- Miyazaki S., Kim H. Y., Hosoda H. Development and characterization of Ni-free Ti-base shape memory and superelastic alloys. *Materials Science and Engineering A*, 2006, vol. 438-440, no. Spec. iss, pp. 18–24.
- Brailovski V., Prokoshkin S., Gauthier M., Inaekyan K., Dubinskiy S., Petrzhhik M., Filonov M. Bulk and porous metastable beta Ti–Nb–Zr(Ta) alloys for biomedical applications. *Materials Science and Engineering C*, 2011, vol. 31, no. 3, pp. 643–657.
- Dubinskiy S., Prokoshkin S., Brailovski V., Inaekyan K., Korotitskiy A. In situ X-ray diffraction strain-controlled study of Ti–Nb–Zr and Ti–Nb–Ta shape memory alloys: crystal lattice and transformation features. *Materials Characterization*, 2014, vol. 88, pp. 127–142.
- Singh R., Lee P.D., Lindley T.C., Dashwood R.J., Ferrie E., Imwinkelried T. Characterization of the structure and permeability of titanium foams for spinal fusion devices. *Acta biomaterialia*, 2009, vol. 5, no. 1, pp. 477–487.
- Vasconcellos L.M.R. de, Leite D.D., Nascimento F.O., Vasconcellos L.G.O. de, Graca M.L., Carvalho Y.R., Cairo C.A. Porous titanium for biomedical applications: an experimental study on rabbits. *Medicina oral patologia oral y cirugia buccal*, 2010, vol. 15, no. 2, pp. E407–E412.
- Lewis G. Properties of open-cell porous metals and alloys for orthopedic applications. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 2013, vol. 24, no. 10, pp. 2293–2325.
- Bansiddhi A., Dunand D.C. Shape-memory NiTi foams produced by replication of NaCl space-holders. *Acta biomaterialia*, 2008, vol. 4, no. 6, pp. 1996–2007.
- Vasconcellos L.M.R., Oliveira M.V., Graca M.L.A., Vasconcellos L.G.O., Cairo C.A.A., Carvalho Y.R. Design of dental implants, influence on the osteogenesis and fixation. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 2008, vol. 19, no. 8, pp. 2851–2857.

9. Otsuki B., Takemoto M., Fujibayashi S., Neo M., Kokubo T., Nakamura T. Pore throat size and connectivity determine bone and tissue ingrowth into porous implants: three-dimensional micro-CT based structural analyses of porous bioactive titanium implants. *Bio-materials*, 2006, vol. 27, no. 35, pp. 5892–5900.
10. Niu W., Bai C., Qiu G., Wang Q. Processing and properties of porous titanium using space holder technique. *Materials Science and Engineering A*, 2009, vol. 506, no. 1-2, pp. 148–151.
11. Rivard J., Brailovski V., Dubinskiy S., Prokoshkin S. Fabrication, morphology and mechanical properties of Ti and metastable Ti-based alloy foams for biomedical applications. *Materials Science and Engineering C*, 2014, vol. 45, pp. 421–433.
12. Köhl M., Habijan T., Bram M., Buchkremer H.P., Stöver D., Köller M. Powder metallurgical near-net-shape fabrication of porous NiTi shape memory alloys for use as long-term implants by the combination of the metal injection molding process with the space-holder technique. *Advanced Engineering Materials*, 2009, vol. 11, no. 12, pp. 959–968.
13. Wang X., Li Y., Xiong J., Hodgson P.D., Wen C. Porous TiNbZr alloy scaffolds for biomedical applications. *Acta biomaterialia*, 2009, vol. 5, no. 9, pp. 3616–3624.
14. Madorsky S.L. *Termicheskoe razlozhenie organicheskikh polimerov* [Thermal degradation of organic polymers]. Moscow, Mir Publ., 1967. 328 p.
15. Bryk M.T. *Destruktsiya napolnennykh polimerov* [Destruction of filled polymers]. Moscow, Khimiya Publ., 1989. 192 p.
16. Eves H. Two surprising theorems on Cavalieri congruence. *The College Mathematics Journal*, 1991, vol. 22, no. 2, pp. 118–124.
17. Syahrom A., Abdul Kadir M.R., Harun M.N., Öchsner A. Permeability study of cancellous bone and its idealised structures. *Medical engineering and physics*, 2015, vol. 37, no. 1, pp. 77–86.
18. Sheremetyev V.A., Dubinskiy S.M., Ikbal M.A., Korobkova A.A., Kazakbiyev A.M., Prokoshkin S.D., Brailovskiy V. Influence of dynamic chemical etching on parameters of porous structure of superelastic Ti-Nb-Zr foam-material for medical purposes. *Deformatsiya i razrushenie materialov*, 2017, no. 3, pp. 28–32.
19. Keaveny T.M., Morgan E.F., Yeh O.C. Bone mechanics. *Standard handbook of biomedical engineering and design*. New York, McGRAW-HILL, 2004, pp. 8/7–8/12.
20. Currey J.D. The structure and mechanics of bone. *Journal of Materials Science*, 2012, vol. 47, no. 1, pp. 41–54.

THE TECHNOLOGY OF PRODUCING AND CERTIFICATION OF Ti-Nb-Zr ALLOYS PERMEABLE FOAM MATERIALS OF MEDICAL PURPOSE

© 2017

A.M. Kazakbiev, postgraduate student

A.A. Korobkova, postgraduate student

V.A. Sheremetyev, PhD (Engineering), researcher

S.M. Dubinskiy, PhD (Engineering), Associate Professor

S.D. Prokoshkin, Doctor of Sciences (Physics and Mathematics), Professor, chief researcher
National University of Science and Technology "MISIS", Moscow (Russia)

Keywords: titanium alloys; medical alloys; biocompatibility; metal foams; permeability; morphology of pores.

Abstract: High requirements for biochemical and biomechanical compatibility are applied to the promising alloys to be used as materials for intraosseous implants. Among other things, it involves a number of properties ensuring the accelerated and smooth process of implantation into the bone tissue, as well as its reliable fixation and prevention of implant rejection. Favorable mechanical behavior can be achieved due to the similarity of mechanical properties of an implant and the bone tissue. During the deformation, the bone tissue manifests the mechanical hysteresis. Among the metallic materials, superelastic shape memory Ti-20.8Nb-5.5Zr (in at. %) alloy demonstrates the similar mechanical behavior. However, the higher Young's modulus of this alloy ensures its biomechanical compatibility insufficiently. Due to the creation of a porous structure, it is possible to decrease radically Young's modulus. For this purpose, a powder with spherical particles of less than 50 μm in size was produced from the ingot of this composition. Then the powder was uniformly mixed with the blowing agent – the polymethylmethacrylate powder (PMMA) in the form of spherical particles no greater than 250 μm. The mixture of powders was subjected to the double-action compacting and subsequent pyrolysis. In the pyrolysis process, the polymer component was decomposed into gaseous components. As the result of pyrolysis, a porous semi-product was produced from the metallic powder with pores. To strengthen metal particles bonds, the sintering was performed. The final porosity was achieved in the samples by varying the volume ratio of the blowing agent.

It is established that the pre-defined porosity is close to the resulting porosity and the pores are distributed homogeneously within the volume. When increasing the porosity, Young's modulus decreases, the permeability coefficient increases, and the strength characteristics decrease. At the same time, the calculated mechanical characteristics of samples of various porosities remain within the permissible limits of biomechanical compatibility.