

Исследования показали, что образцы пенопласта на основе гранул сополимера проявляют склонность к небольшой потере массы (~6 %) и увеличению габаритных размеров, в то время как образцы монолитного пенопласта обладают несколько большей потерей массы (~9 %) и уменьшением габаритных размеров при термической обработке. С учетом изменения массы и геометрических размеров материала в процессе термообработки было установлено изменение кажущейся плотности материалов $\Delta\rho$ (%). Для гранулированного материала эта величина составила ~-2,3 %, а для монолитного ~+3,3 %. Показано, что оба материала обладают достаточными высокими температурно-деформационными характеристиками, что позволяет рассмотреть возможность их применения в условиях высокотемпературных процессов склейки углепластиковых и стеклопластиковых композитов.

Список литературы

1. Корниенко П.В., Горелов Ю.П., Ширшин К.В. Получение и свойства вспененных материалов на основе сополимеров акрилонитрила и метакриловой кислоты // Журнал прикладной химии. – 2013. – Т. 86. – № 1. – С. 96–100.
2. Корниенко П.В., Горелов Ю.П., Ширшин К.В. Получение конструкционных пенополиметакрилпимидов на основе сшитых сополимеров акрилонитрила и метакриловой кислоты // Журнал прикладной химии. – 2012. – Т. 85. – № 11. – С. 1842–1846.

ИССЛЕДОВАНИЕ СТРУКТУРЫ И ФИЗИКО-МЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ СПЛАВОВ Au-Ti, ПОЛУЧЕННЫХ В УСЛОВИЯХ КОНТАКТНОЙ СВАРКИ

Д.Д. СЕМЕЙКИНА¹, В.А. КЛИМЕНОВ¹, И.Л. СТРЕЛКОВА¹, М.А. ХИМИЧ^{2,3},

¹ Томский политехнический университет

² Институт физики прочности и материаловедения СО РАН

³ Томский государственный университет

E-mail: dds15@tpu.ru

Титан является наиболее подходящим материалом для многих медицинских изделий, таких как имплантаты, эндопротезы, пластины для остеосинтеза и краниопластики черепов, а также различные крепежные элементы (мосты, скобы, винты и т.д.), в травматологии и стоматологии благодаря его хорошему сочетанию физических, механических и биомедицинских свойств [1-4]. В то же время повышение, как прочности, так и коррозионной стойкости таких изделий в настоящее время является актуальной задачей [5, 6].

Биомедицинские сплавы титана с благородными металлами (в первую очередь с золотом) изучены достаточно подробно [7-8]. Влияние составов сплавов Ti-Au на их микроструктуру, формирующие фазы и сообщалось о механических свойствах для довольно широкого планирования диапазона концентраций золота (как правило, до 40% по массе) [7] и даже от 0 до 100% [8]. Сплавы Au-Ti представляют собой материалы, которые отличаются высокими физико-механическими характеристиками. Отличительными свойствами данных сплавов являются высокие значения твердости, коррозионной стойкости, а также биосовместимость.

В процессе выполнения работы был проведен анализ отечественной и зарубежной литературы по вопросу исследования, изучение современных методов для проведения заданного эксперимента, измерение твердости с применением метода инструментального индентирования в микро- и нанодиапазонах, исследование микроструктуры и элементного состава образцов на основе Au-Ti с применением методов оптического и рентгеноструктурного анализа.

В данном исследовании сплав Ti-Au получили с помощью контактной точечной сварки, между двумя титановыми пластинами (BT1-0) толщиной 0,3 мм помещалась золотая фольга (99,99 %) толщиной 50 мкм. Диаметр электродов из сплава БрХЦР 4 мм, радиус рабочей поверхности 15 мм, усилие сжатия 300 Н.

На рисунке 1 представлены режимы импульсов тока: 1 образец 12 мс; 2 образец 17 мс, 3 образец 22 мс, 4 образец 27 мс, 5 образец 32 мс, 6 образец 37 мс.

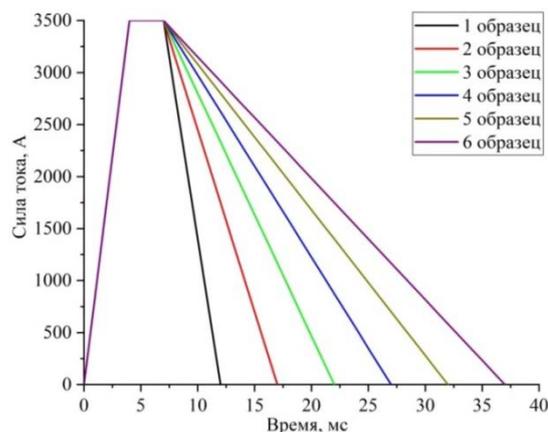
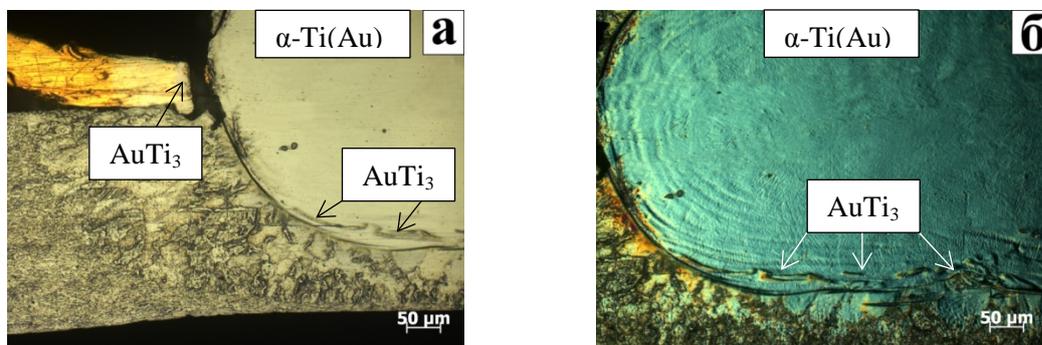


Рисунок 1 – Схема подсчете режимов импульсов течение тока

В результате контактной сварки пластин Ti и фольги Au формируется неравновесная литая структура, состоящая из двух фаз: твердого раствора α -Ti(Au) и интерметаллидов $AuTi_3$.

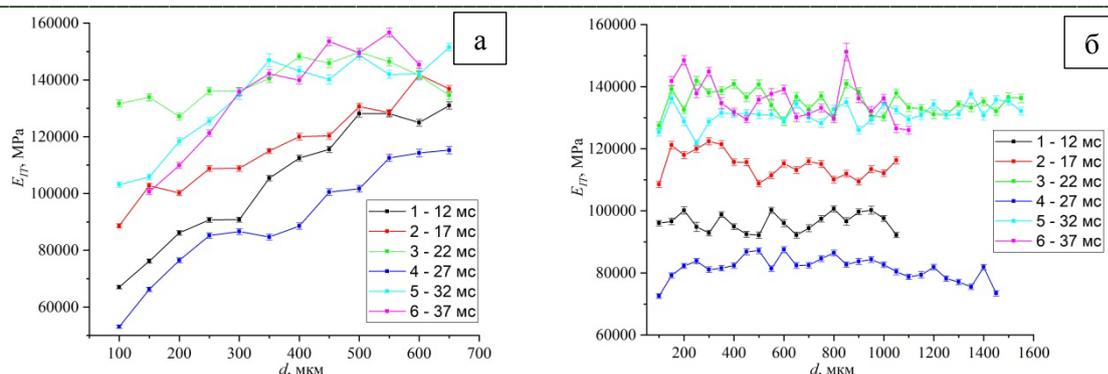
Основная доля интерметаллидной фазы $AuTi_3$ с меньшей травимостью ярко выделяется светло-серым цветом даже на полированном шлифе, указана на рисунке 2.



а) изображение при светлом поле, б) изображение с ДИК

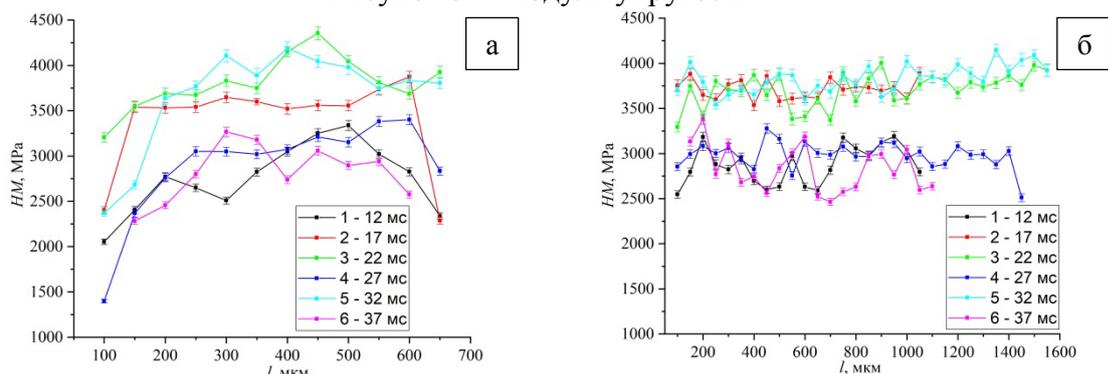
Рисунок 2 - Твердый раствор α -Ti(Au) и интерметаллидов $AuTi_3$

Исследуемые сплавы в ходе эксперимента были подвергнуты индентированию. Полученные результаты (по оси x и y), иллюстрируют, что модуль Юнга (E_{IT} , МПа) и твердость по Мартенсу (НМ, МПа) имеют различные показатели и закономерности, что отображается на построенных графиках, рисунки 3 – 4.



а) модуль упругости по оси y, б) модуль упругости по оси x

Рисунок 3 – Модуль упругости



а) твердость по Мартенсу по оси y, б) твердость по Мартенсу по оси x

Рисунок 4 – Твердость по Мартенсу

В ходе выполнения скретч-тестирования были получены экспериментальные кривые результатов проникновения индентора в поверхность образцов, также был подсчитан предел прочности материалов. Результаты скретч-тестирования представлены в таблице 1.

Таблица 1 – Значение предела прочности

Образец	Предел прочности σ_s , МПа
1 образец (12 мс)	1538,46
2 образец (17 мс)	6592,86
3 образец (22 мс)	2684,56
4 образец (27 мс)	8695,65
5 образец (32 мс)	5714,29

Рентгеноструктурный анализ осуществлялся на рентгеновском дифрактометре Shimadzu XRD-6000 в $\text{Cu-K}\alpha$ -излучении. Напряжение, подаваемое на трубку, ставило 40 кВ, ток – 30 мА. Диапазон съемки углов 2θ составил $10-90^\circ$, шаг сканирования – $0,02^\circ$, время экспозиции – 1 секунда. В таблице 2 представлены полученные данные рентгеноструктурного анализа.

Таблица 2 – Расчетные значения, полученные при обработке дифрактограммы образца сплава Ti-Au

Фаза	Содержание фазы, об. %	Параметры решетки, Å и объем элементарной ячейки, Å ³	Размеры ОКР, нм	Микроискажения, $\Delta d/d$
α -Ti	86	$a = 2.9396 \pm 0.0008$ $c = 4.7141 \pm 0.0007$ $c/a = 1.6037 \pm 0.002$ $V = 35.2782 \pm 1.5$	37 ± 20	$1.8 \cdot 10^{-3}$
AuTi_3	14	$a = 4.0799 \pm 0.0001$ $V = 67.9123 \pm 0.002$	37 ± 16	$6.3 \cdot 10^{-3}$

Список литературы

1. Leyens C., Titanium and Titanium Alloys / C. Leyens, M. Peters // Fundamentals and Applications. – 2003. – Т. 1, № 1. – P. 423-451
2. Froes F.H., Titanium – Physical Metallurgy, Processing, and Applications / F.H. Froes, M. Peters. – United States of America : ASM International, 2015.– 11 p.
3. Wataha J.C., Dental alloys, Biocompat / J.C. Wataha, G. Schmalz // SA.GE. – 2009. – Т. 13, № 2. – P. 221-254
4. Chen Q., Metallic implant biomaterials / Q. Chen, G.A. Thouas // Mater. Sci. Eng. R Rep. 2015. – Т. 87, № 2. – P. 1-15
5. Zhang L. C., A Review on biomedical titanium alloys: recent progress and prospect /L. C. Zhang, L.-Y. Chen // Adv. Eng. Mater. – 2019. – Т. 21, № 4. – P. 160
6. Eliaz N., Corrosion of metallic biomaterials: a review / N. Eliaz, L.- Y. Chen // Materials. 2019. – Т. 12, № 3. – P. 407
7. Microstructure of hard biocompatible Ti1–x.Aux alloys / Xin, Y [и др.] // Materials Characterization. – 2019. – № 149. – P. 133–142
8. Донцов, Д. Ю. Формирование структуры и свойств титано-стальных слоистых интерметаллидных композитов: диссертация кандидата технических наук: 05.16.09: защищена 28.12.2010 / Донцов Дмитрий Юрьевич; [Место защиты: Волгогр. гос. техн. ун-т].- Волгоград, 2010.- 174 с.

ПОЛУЧЕНИЕ ГИБРИДНОГО ГИДРОГЕЛЯ С ВЗАИМОПРОНИКАЮЩЕЙ ПОЛИМЕРНОЙ СЕТЬЮ НА ОСНОВЕ ФИБРИНА И ПОЛИВИНИЛОВОГО СПИРТА С УЛУЧШЕННЫМИ СВОЙСТВАМИ ДЛЯ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ ХИРУРГИИ (ПИЛОТНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ)

Е.А. СЕНОКОСОВА, М.А. РЕЗВОВА, Т.В. ГЛУШКОВА, В.Г. МАТВЕЕВА
НИИ КПССЗ

E-mail: sergea@kemcardio.ru

Фибрин – неглобулярный белок плазмы крови, являясь природным полимером, крайне привлекателен с точки зрения создания тканеинженерных конструкций, в том числе протезов сосудов малого диаметра. К уникальным качествам фибрина можно отнести наличие сайтов клеточной адгезии, возможность связывания ростовых факторов с их последовательным пролонгированным высвобождением, а также относительную простоту метода получения фибрина из собственной крови пациента [1,2]. Однако низкая прочность фибрина и склонность к усадке ограничивает его использование в качестве основы протезов сосудов и требует модификаций, позволяющих усилить каркасные свойства. Возможным вариантом может стать создание гибридного гидрогеля на основе фибрина и поливинилового спирта (ПВС). Использование метода криоструктурирования при полимеризации ПВС позволяет регулировать прочность и добиваться желаемых показателей без применения агрессивных сшивающих агентов, что является несомненным преимуществом [3]. Однако, отсутствие сайтов клеточной адгезии на полимере ПВС обуславливает его биоинертность [4]. Мы полагаем, что формирование гибридного гидрогеля со взаимопроникающей полимерной сетью (Interpenetrating polymer network, IPN-гидрогель) на основе фибрина и ПВС позволит преодолеть недостатки каждого из полимеров и получить гибридный функционально активный материал.