

УДК 678.0

РАЗРАБОТКА КОМПОЗИЦИОННОГО БИМЕДИЦИНСКОГО МАТЕРИАЛА “НИТИНОЛ – ХИТОЗАН”

Михаил Александрович Каплан

Студент 4 курса

кафедра «Материаловедение»

Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана

Научный руководитель: А.Г. Колмаков,

доктор технических наук, заместитель директора “ИМЕТ РАН”, заведующий лабораторией №10.

В медицине металлы и сплавы играют важную роль в качестве имплантируемых материалов. Сегодня тяжело представить область медицины, где имплантаты не использовались бы в качестве важнейших функциональных элементов. С появлением никелида титана – TiNi, который обладает высокими физико-механическими свойствами (эффектом памяти формы и сверхэластичностью), появилась возможность разработать имплантаты, практически для всех областей медицины.

Сплав из никелида титана выбран, как наиболее эффективный материал, для изготовления медицинских изделий типа «стент», которые применяются в области малоинвазивной хирургии. При этом наноструктурирование материала позволяет улучшить механические и геометрические характеристики производимого из него изделия.

Однако, недостатком материала является наличие в объеме и на поверхности сплава ионов никеля, токсичного для организма (вызывающего аллергические реакции, оказывает канцерогенное и мутагенное воздействие, повреждение ДНК, РНК, возникновение кислородных радикалов и так далее), контактирующего с физиологическими тканями и жидкостями. Кроме того коррозия материала в агрессивных, в том числе биологических, средах может приводить к разрушению изделия.

В связи с этим возникает необходимость в создании биосовместимого барьера между никелидом титана и окружающей средой, который не мешал бы проявлению никелидом титана своих механических характеристик. В качестве такого барьера был выбран полимерный слой природного происхождения – хитозан, который к тому же может служить матрицей для внесения некоторых соединений, например, лекарственных веществ, и подлежит постепенной биodeградации, что можно использовать для дополнительного мадикаментозного воздействия при использовании имплантатов.

Целью данной работы является создание композиционного материала на основе наноструктурного никелида титана с поверхностным слоем из хитозана.

Для получения композиционного материала использовалась наноструктурная проволока диаметром 280 мкм из никелида титана (50,9ат.% Ni) и хитозан различной молекулярной массы. Для удаления дефектов после волочения, проводилась механическая обработка наждачной шкуркой. Также проволока 15 минут подвергалась отжигу, при $T=450\text{ }^{\circ}\text{C}$, что повышало ее физико-механические свойства.

Растворы хитозана для получения композиционного материала готовили на основе уксусной, соляной, фосфорной и глутаминовой кислот концентрации 3 и 4%. Их перемешивали до гомогенного состояния в течение полутора часов с помощью верхнеприводной мешалки при температуре раствора $40\text{ }^{\circ}\text{C}$. Фиксирующий раствор готовили смешением 66,6% аммиачной воды и 33,3% этилового спирта.

Проволоку окунали в раствор хитозана($+5^{\circ}\text{C}$), далее перекладывали в фиксирующий раствор, для нейтрализации и удаления кислот, и выдерживали в течении 5 минут. Сушку проволоки проводили в течении 24 часов, при $T=37\text{ }^{\circ}\text{C}$.

Полученный композиционный материал подвергали микроструктурному анализу поверхности, контролю толщины покрытия и смотрели излом разрушения, а так же определяли значения условного предела текучести $\sigma_{0,2}$, предела прочности σ_b и относительного удлинения δ .

Расчет и анализ межплоскостных расстояний электронограммы показал, что они соответствуют В2-фазе. Нанесение биodeградируемого поверхностного слоя любого состава не изменяет свойства материала основы. Незначительное разрушение поверхностного слоя начинается после прохождения предела текучести. Основа разрушалась с образованием шейки в отличии от поверхностного полимерного слоя. Поверхность разрушения была ориентирована практически перпендикулярно оси растяжения. Местом зарождения приводящей к разрушению магистральной поперечной трещины являются наиболее крупные дефекты на поверхности образца в зоне шейки. Толщина поверхностного полимерного слоя составила 25-30 мкм.

Литература

1. Гюнтер В.Э. и соавт. Имплантаты с памятью формы в медицине. Northampton, Massachusetts, USA: STT, 2002. 234 с.
2. Гюнтер В.Э., Итин В.И. и др. Эффекты памяти формы и их применение в медицине. Новосибирск: Наука, Сибирское отделение, 1992. – С. 170-176.
3. Wever DJ, Veldhuizen AG, de Vries J, Busscher HJ, Uges DRA, van Horn JR (1998) Electrochemical and surface characterization of a nickel-titanium alloy. *Biomaterials* 19:761
4. Заболотный В.Т., Белоусов О.К., Палий Н.А., Гончаренко Б.А., Армадерова Е.А., Севостьянов М.А. Материаловедческие аспекты получения, обработки и свойств никелида титана для применения в эндоваскулярной хирургии // *Металлы*, 2011. №3. С.47-59.
5. Насакина Е.О., Севостьянов М.А., Баикин А.С., Колмаков А.Г., Солнцев А.К. Свойства наноструктурного никелида титана и композита на его основе. // *Химическая технология*, 2013. - № 1. - С. 14-23.