

Ю. М. Гаин¹, М. А. Герасименко¹,
В. Л. Денисенко², С. В. Шахрай¹, В. Г. Богдан⁴,
М. Ю. Гаин¹, В. В. Рубаник³, В. В. Рубаник мл.³,
С. А. Легкоступов³

ФИЗИКО-ХИМИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА И БИОЛОГИЧЕСКАЯ СОВМЕСТИМОСТЬ НИКЕЛИДА ТИТАНА КАК МАТЕРИАЛА С ПАМЯТЬЮ ФОРМЫ

ГУО «Белорусская медицинская академия последипломного образования»¹,
УЗ «Витебский областной клинический специализированный центр»²,
ГНУ «Институт технической акустики НАН Беларуси», г. Витебск³,
Военно-медицинский факультет в УО «Белорусский государственный
медицинский университет»⁴

В обзоре приведены исторические сведения, основные механизмы структурной перестройки кристаллической решётки сплавов с памятью формы, а также основные качественные характеристики материалов из никелида титана, обеспечивающие их эффективное использование в хирургии. Отмечено, что никелид титана относится к сплавам, обладающим уникальными свойствами, которые обеспечивают широкую возможность его использования в медицине и хирургии. Эти многофункциональные свойства сплава ведут к созданию большого количества «умных» медицинских конструкций, способствуют развитию уникальных технологий лечения социально значимых заболеваний человека. Этот особый класс материалов обеспечивает оптимальное сочетание удельного веса, пластичности и прочности, цикло- и износостойкости, антикоррозионными свойствами, существенным сопротивлением усталости. В соответствии с тем, что каждой биоткани присущ ряд определённых характеристик (смачиваемость, проницаемость, пористость и др.), именно данный класс материалов отвечает всем требованиям, предъявляемым к имплантатам, предназначенным для длительного функционирования в организме. Изделия из данного материала позволяют в новом свете взглянуть на проблему создания искусственных органов и тканей.

Ключевые слова: материалы с памятью формы, мартенситные превращения, никелид титана, кристаллическая решётка.

**J. M. Gain, M. A. Gerasimenko, V. L. Denisenko,
S. V. Shakchrai, V. G. Bogdan, M. J. Gain,
V. V. Rubanik, V. V. Rubanik jun., S. A. Legkostupov**

**APPLICATION OF MATERIALS WITH MEMORY FORMS
FROM NICKEL-TITANIUM ALLOY IN SURGERY:
THE MESSAGE THE FIRST: THE PROPERTIES
OF THE MATERIAL PROVIDING ITS PRACTICAL USE**

In the review historical data, the basic mechanisms of structural reorganization of a crystal lattice of alloys with memory of the form, and also the basic qualitative characteristics of materials on the basis of a nickel-titanium alloy, providing their effective utilization in surgery are resulted. It is noticed that nickel-titanium alloy concerns the alloys possessing unique properties which provide ample opportunities of its use in medicine and surgery. These multipurpose properties of an alloy conduct to creation of a considerable quantity of «clever» medical designs, promote development of unique technologies of treatment of socially significant diseases of the person. This special class of materials provides an optimum combination of relative density, plasticity and durability, cyclic- and wear resistances, the anticorrosive properties, essential resistance of weariness. According to that a number of certain characteristics (wettability, permeability, porosity is inherent in each biotissue, etc.), the given class of materials meets all requirements shown to implants, intended for long functioning in an organism. Products from the given material allow to look in new light at a problem of creation of artificial organs and tissues.

Key words: *materials with memory of the form, martensitic transformations, nickel-titanium alloy, crystal lattice.*

На протяжении всего прошедшего века и начала двадцать первого столетия конструкторами медицинской техники и медицинского инструментария, учёными и врачами различных специальностей проводился непрерывный поиск новых «идеальных» форм конструкционных металлов, характеризующихся значимой биологической инертностью, исключительно высокими механическими и антикоррозионными свойствами, дешёвизной и доступностью, а также уникальными специальными свойствами, позволяющими реализовывать целевые анатомические и динамические эффекты на органы и ткани человека [4–6, 8, 12, 13]. Большой интерес исследователей и практических врачей-специалистов вызывают металлы (металлические сплавы), обладающие так называемым «эффектом памяти формы» – способностью восстанавливать свою исходную форму при нагреве через интервал мартенситных превращений после предварительного деформирования в низкотемпературной мартенситной фазе [3, 6]. В основе описываемых свойств материала лежит так называемое «мартенситное превращение» (название происходит от фамилии немецкого учёного-металлурга, впервые описавшего данный феномен – Адольфа Мартенса – рисунок 1) – полиморфная трансформация материала, при которой изменение взаимного расположения составляющих кристаллы атомов (молекул) осуществляется путём упорядоченного перемещения (причём относительные смещения соседних атомов малы по сравнению с межатомным расстоянием) [14, 15].

Трансформация кристаллической решётки в микроскопических областях сводится преимущественно к деформации её ячейки, при этом конечным этапом

мартенситного превращения является исходная однородно деформированная форма (рисунок 2). Степень деформации незначительная (порядка 1–10%) и, следовательно, мал (по сравнению с энергией связи молекул в кристалле) энергетический барьер, препятствующий однородному переходу исходной фазы в конечную. Обязательным условием мартенситного превращения, которое реализуется путём формирования и роста зон более стабильной фазы в метастабильную (с сохранением упорядоченного строения межфазных границ для однородного фазового перехода (при незначительности барьера) обеспечивает низкий уровень энергозатрат и высокую подвижность материала. В результате избыточная энергия, необходимая для возникновения кристаллов новой фазы (мартенситных кристаллов), мала и при некотором отклонении от равновесия фаз становится сопоставимой с энергией дефектов, присутствующих в исходной фазе. Именно поэтому зарождение мартенситных кристаллов происходит с большой скоростью и может не требовать тепловых флуктуаций. В результате воздействия образовавшейся фазы на исходную фазу энергетический барьер для перемещения границы фаз существенно меньше, чем



дние мартенситных кристаллов происходит с большой скоростью и может не требовать тепловых флуктуаций. В результате воздействия образовавшейся фазы на исходную фазу энергетический барьер для перемещения границы фаз существенно меньше, чем

Рисунок 1. Адольф Мартенс (Adolf Karl Gottfried Martens, 1850–1914)

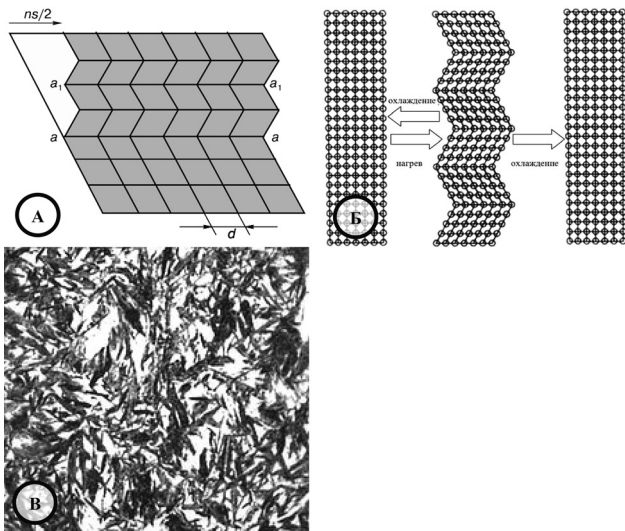


Рисунок 2. Механизм термоупругих мартенситных превращений в металлических сплавах: А – перестройка кристаллической решётки материала при мартенситном превращении (происходит сдвиг в каждой второй плоскости на постоянный вектор, вследствие чего суммарная величина сдвига равна $ns/2$; возникает новое кристаллическое строение – выше плоскости aa структура другая); если исходная энергия вновь сформированной структуры меньше – возникает стимул для возврата вещества в исходное состояние [3, 4]; Б – термолабильные деформационные изменения металла (сплава) при мартенситных превращениях (схема перестройки кристаллической решётки); В – микроскопическая структура мартенсита [2, 4]

для однородного перехода. При небольших отклонениях от равновесия он исчезает – кристалл начинает расти со скоростью близкой к звуковой и без тепловой активации (трансформация материала возможно при температурах, близких к абсолютному нулю [3, 8, 9, 13, 16].

Мартенситные превращения возможны во многих материалах кристаллической структуры: эссенциальных металлах, ряде сплавов, ковалентных, ионных, молекулярных кристаллах. Больше всего изучены мартенситные превращения в сплавах железа (в связи с закалкой стали). Отчётливую перспективу практического применения открывает возможность интенсивного обратимого формоизменения при мартенситных превращениях (например, создание «сверхупругих» сплавов и изделий, восстанавливающих первоначальную форму при нагреве после пластической деформации вследствие «эффекта памяти формы»), а также связь мартенситных превращений с появлением в некоторых металлах сверхпроводящих свойств. Мартенситные превращения (нередко в сочетании с диффузионным перераспределением компонентов и изменением атомного порядка) составляют основу многочисленных структурных превращений, благодаря которым с помощью термической и механической обработки осуществляется направленное изменение свойств кристаллических материалов [1, 3–5, 16].

Таким образом, уникальные свойства материалов с памятью формы заключаются в их способности в ненагруженном состоянии накапливать деформацию (10–15%) под воздействием внешнего напряжения

и изменения температуры, обратимую либо при нагреве, либо в процессе снятия внешнего напряжения (свойство сверхэластичности). Данная деформация может накапливаться при активной нагрузке материала, а также при изменении температуры сплава, находящегося под воздействием одноосного или сдвигового напряжения [1, 3, 5, 6, 9, 12, 16]. Именно вследствие данных свойств такие сплавы относят к группе «умных» («smart») функциональных материалов, позволяющих управлять своим поведением и, в какой-то степени, программировать определённые эффекты [8, 13].

Мартенситные превращения характерны для очень большого перечня материалов. Их объединяют общая зависимость температур начала и окончания трансформации от скорости изменения температуры, обратимый (чаще всего) характер трансформации, несоответствие температур прямой и обратной реакции (гистерезис), весьма сильная зависимость температур перехода из одного состояния в другое от механического напряжения [4, 16]. Высокотемпературную модификацию обозначают как «аустенит», а низкотемпературную – «мартенсит». При этом аустенит содержит более высокосимметричную элементарную ячейку, чем мартенсит (последний обладает также повышенной склонностью к двойникованию) [8]. Именно химический состав, а также характер механической и термической обработки сплавов, определяют температуру мартенситного превращения. Например, для никелида титана характеристические температуры лежат в интервале 30–80 °С, но включение в его состав всего лишь 3% железа снижает их на 150–200 °С (до –170 ... –70 °С) [4].

Эффектом памяти формы обладает целый ряд металлических сплавов (AuCd, Cu-Al-Zn, AgCd, Fe-Mn-Si, Fe-Ni, Cu-Al, Cu-Mn, Co-Ni, Ni-Al и др.), однако наибольший интерес специалистов (в плане использования в медицине) проявляется в отношении соединения никеля с титаном – никелида титана (NiTi). В специальной англоязычной литературе материал нередко называют «нитинолом» (от англ. слов *nickel* – никель, *titanium* – титан, *Naval ordnance laboratory* или сокращённо *NOL* – Лаборатория морской артиллерии США, где был разработан этот материал). Интерес к данному сплаву был обусловлен, в первую очередь, его уникальными свойствами – высокой пластичностью с хорошо проявляемым эффектом памяти формы. Наибольшую эффективность проявляет сплав с процентным содержанием титана 45% и никеля 55%, что соответствует формуле TiNi (количества атомов равны). Уникально то, что материал обладает свойством памяти формы. Если созданную из него деталь сложной формы нагреть до «красного каления», то она «запомнит» данную сложную форму. После остывания до комнатной температуры данную конструкцию можно деформировать, однако при температуре выше 40 °С последняя восстановит свою первоначальную форму. Это свойство материала связано с тем, что, фактически, он является не классическим сплавом, а интерметаллидом, в котором при закалке взаиморасположение

атомов упорядочивается, приводя к «запоминанию» первичной формы [1, 5, 6, 8]. Изменять физико-механические свойства и параметры эффектов памяти формы и сверхэластичности можно при комплексном использовании изменения состава основных компонентов (титана и никеля), легирования, фазового и деформационного наклепа, старения, термомеханических обработок [1, 6, 11].

В историческом плане следует отметить, что первое упоминание об эффекте памяти формы можно отыскать в литературных источниках, датированных 1932 годом, в которых шведский исследователь Арне Оландер первым описал данное свойство в золото-кадмиевых сплавах. В 1948 году советские учёные-металлурги Г. В. Курдюмов (1902–1996) и Л. Г. Хандорс разработали сплав «медь-олово», обладающий способностью после существенной деформации восстанавливать первоначальную форму при нагреве до определённой температуры. В 1980 году это изобретение было признано открытием и стало называться в специальной литературе «эффектом Курдюмова» (эффектом восстановления заданной конфигурации или эффектом памяти формы). В 1962 году Уильям Бюлер (William J. Buehler) совместно с Фредериком Вангом (Frederick Wang) в условиях Лаборатории морской артиллерии США открыли свойства памяти в созданном ими сплаве TiNi. Несмотря на то, что сразу после создания нитинола были осознаны потенциальные направления его применения (в том числе, и в медицине), реальные попытки коммерциализации данного сплава были предприняты лишь спустя десять лет. Такая задержка в значительной степени была связана с исключительно трудными условиями плавления материала, его переработки и обработки [2, 5, 7, 8, 12, 13, 16].

Говоря о никелиде титана, нельзя не упомянуть о его составляющих. Важным компонентом сплава является титан – элемент побочной подгруппы четвёртой группы, четвёртого периода периодической системы химических элементов Д. И. Менделеева, с атомным номером 22. Это лёгкий прочный металл серебристо-белого цвета, существующий в двух кристаллических модификациях (α -Ti с гексагональной плотноупакованной решёткой, β -Ti с кубической объёмно-центрированной упаковкой, температура полиморфного превращения $\alpha \leftrightarrow \beta$ 883 °C), имеющий твердость по Бриггеллю 175 Мпа и температуру плавления 1660 ± 20 °C. Оксид титана (TiO₂) независимо друг от друга и практически одновременно открыли 28-летний английский монах Уильям Грегор и немецкий химик М. Г. Клапрот. При этом У. Грегор, исследуя состав магнитного железистого песка в своём приходе (Крид, Корнуолл, Англия, 1790 год), выделил оксид нового, неизвестного до этого, металла, который назвал «менакеновой землёй» (от имени места выделения – долины Манакена на юго-западе Англии). В 1795 году немецкий химик М. Г. Клапрот в минерале рутиле обнаружил новый элемент и назвал его «титаном». Через два года он же установил, что рутил и менакеновая земля – оксиды одного и того же элемента, за которым укрепилось название «титан». Ещё через десять лет откры-

тие этого металла состоялось в третий раз. Французским учёным Л. Вокленом был выявлен титан в анатазе, им было показано, что рутил и анатаз – абсолютно одинаковые оксиды титана [2, 7, 11]. Считается, что Мартином Клапротом (в соответствии со своими взглядами на химическую номенклатуру и в противовес французской химической школе, где элемент всегда обозначали в соответствии с его химическими свойствами) металлу было дано имя в честь титанов (персонажей древнегреческой мифологии, детей Гея). Так как самим учёным было отмечено, что невозможно полностью охарактеризовать свойства нового элемента только по его окислу, им была выбрана для него имя из мифологии. Согласно другой версии (в соответствии с публикациями в журнале «Техника-Молодежи» конца восьмидесятых годов прошлого столетия), название нового металла произошло не от могучих титанов древнегреческой мифологии, а от Титании – королевы фей и эльфов (жены Оберона в бессмертной комедии У. Шекспира «Сон в летнюю ночь»), и было ему дано в связи с необычайной «лёгкостью» (маленькой плотностью) этого металла [11]. По распространённости в природе титан занимает 10-е место (содержание его в земной коре 0,57% по массе, в морской воде 0,001 мг/л). В земной коре элемент практически всегда четырёхвалентен, находится только в кислородных соединениях (в свободном виде не встречается). Благодаря оксидной плёнке титан устойчив к коррозии, однако в измельчённом виде (в тонкой стружке или проволоке) титан пирофорен. Существует множество титановых сплавов с различными металлами. Леггирующие элементы при этом делят на три основные группы (в зависимости от их влияния на температуру полиморфного превращения): бета-стабилизаторы, альфа-стабилизаторы и нейтральные упрочнители (первые понижают температуру превращения, вторые повышают, третьи не влияют на неё, но приводят к растворному упрочнению матрицы). В качестве альфа-стабилизаторов следует назвать алюминий, кислород, углерод и азот. К бета-стабилизаторам относят молибден, ванадий, железо, хром и никель (эта группа, в свою очередь, делится на бета-изоморфные и бета-эвтектоидообразующие стабилизаторы). В группу нейтральных упрочнителей входят цирконий, олово и кремний. Наиболее распространённым титановым сплавом является сплав Ti-6Al-4V (в отечественной классификации – ВТ6) [2, 7, 11].

Вторым компонентом нитинола является никель – элемент десятой группы, четвёртого периода периодической системы химических элементов Д. И. Менделеева, с атомным номером 28. Никель (CAS-номер: 7440-02-0) – пластичный, ковкий, переходный металл серебристо-белого цвета, при обычных температурах на воздухе покрывающийся тонкой плёнкой оксида, химически малоактивный. Имеет гранецентрированную кубическую решетку с периодом $a = 0,35238$ нм, пространственная группа $Fm\bar{3}m$. В чистом виде металл очень пластичен, поддается обработке давлением. Является ферромагнетиком с точкой Кюри 358 °C. Внешняя электронная конфигурация атомов никеля

$3d^84s^2$. Окисленная форма Ni (II) для этого элемента является наиболее устойчивым состоянием [2, 10].

Металл получил своё название от имени злого духа гор немецкой мифологии, подкладывающего искателям меди вещество с мышьяково-никелевым блеском, похожее на медную руду (по-немецки слово «nickel» означает «озорник»). Выплавление руд никеля сопровождается выделением токсичных мышьяковых газов (из-за чего, вероятно, веществу и приписана дурная слава). Датой открытия никеля считается 1751 год. Вместе с тем, задолго до этого саксонским горнякам была хорошо известна руда, внешне напоминающая медную, при этом она использовалась в стекловарении с целью окраски стёкол в зелёный цвет. Все попытки получить из этой руды медь оказались безуспешными, вследствие чего в конце XVII века ей было присвоено название «купферникель» («kupfernickel») или «медный дьявол». Эту руду (красный никелевый колчедан NiAs) в 1751 году изучил шведский химик и минералог Аксель Кронштедт (Axel Frederic von Cronstedt, 1722–1765). Ему удалось получить зелёный окисел и путём восстановления последнего – новый металл, названный никелем. После получения его соотечественником Торберном Улафом Бергманом (Torbern Olof Bergman, 1735–1784) более чистой фракции этого металла, им было установлено, что по своим свойствам материал больше напоминает железо. Вообще слово «никкел» на языке горняков – ругательное слово (оно сформировалось из искажённого «nicolaus» – родового слова с несколькими смысловыми значениями). Однако преимущественно это слово употреблялось для характеристики двуличных людей. Слово обозначало также «озорной маленький дух», «обманчивый бездельник» и т. д. В русской литературе начала XIX века употреблялись названия этого вещества как «николан», «николан», «николь» или «никель» [10].

Никель отличается высокой коррозионной стойкостью, при этом эти свойства он проявляет на воздухе, в воде, в щелочах и ряде кислот. Такая химическая стойкость определяется, в первую очередь, его склонностью к пассивированию (формированию на своей поверхности плотной окислительной защитной плёнки). Этот метал довольно широко распространён в природе. Его содержание в земной коре составляет около 0,01% (от массы). Там он встречается только в связанном виде. В железных метеоритах содержится самородный никель (до 8%). Концентрация его в ультраосновных породах примерно в 200 раз выше, чем в кислых (1,2 кг/т и 8 г/т). В ультраосновных породах преобладает никель, связанный с оливинами (последние содержат до 0,13–0,41% никеля). В биологических субстратах его содержание различно: в растениях в среднем $5 \cdot 10^{-5}$ весовых процентов никеля, в морских животных – $1,6 \cdot 10^{-4}$, в наземных – $1 \cdot 10^{-6}$, в человеческом организме его содержится $1 \dots 2 \cdot 10^{-6}$. Известно, что содержание его в крови человека изменяется с возрастом, а у животных количество никеля в организме повышено. В природе существуют растения и микроорганизмы «концентраторы» никеля, держащие в тысячи и даже в сотни тысяч раз больше

никеля, чем окружающая среда [10]. В XX веке было установлено, что поджелудочная железа очень богата никелем. При введении вслед за инсулином никеля продлевается действие первого, усиливая, тем самым, гипогликемическую активность организма. Никель оказывает влияние на ферментативные процессы, окисление аскорбиновой кислоты, ускоряет переход сульфгидрильных групп в дисульфидные. Никель может угнетать действие адреналина и снижать артериальное давление. Избыточное поступление никеля в организм вызывает витилиго. Накапливается никель в поджелудочной и околотитовидной железах [2, 10].

Возвращаясь к самому востребованному в медицинской практике материалу с «памятью формы» (никелиду титана), хочется отметить, что данный сплав наделён рядом уникальных свойств, определяющих его популярность в группе материалов для медицины.

Для практического использования композиционных сплавов на основе никелида титана важное значение имеет такое свойство материала как его сверхэластичность. Более широкий температурный интервал сверхэластичности композиционного материала на основе никелида титана и титана объясняется тем, что титановые волокна, не участвуя в процессе накопления эластичной деформации, препятствуют в виде упругого воздействия мартенситной деформации никелида титана. Также, как и у всех композиционных материалов, проявляющих эффекты памяти формы, деформация у никелида титана представляет собой комплексную величину, состоящую из упругой деформации, деформации, связанной с мартенситным превращением, и пластической составляющей деформации. Вклад упругой деформации не превышает 0,1%. Деформация, связанная с мартенситным превращением, зависит от уровня армирования титановыми волокнами и в разных композиционных материалах составляет, как правило, 2–4%. Вклад пластической составляющей материала также различен, он зависит от уровня и характера его армирования [1–3, 6].

В соответствии с законом «запаздывания» поведение биологических тканей в условиях внешнего воздействия и деформации различно. При этом «между величиной напряжения и деформацией тканей в условиях нагрузки и разгрузки проявляется гистерезисная зависимость, которая выражается в возврате деформации и восстановлении исходной формы тканей при более низких напряжениях, чем при исходных напряжениях нагрузки» [8]. Так, реакция «запаздывания» у костной ткани проявляется тем, что для одного и того же уровня деформации требуется произвести напряжение во много раз большее, чем при разгрузке. Такое свойство (эта дельта усилий носит название «гистерезиса») обусловлено рассеиванием энергии в тканях, характеризуя меру внутреннего трения, а величина максимальной деформации изменения формы, которая при снятии нагрузки возвращает к исходной форме, служит мерой эластичности тканей. Именно способность биоткани с запаздыванием реагировать на внешние воздействия (в т. ч. механические) нашла отражение во многих природных явлениях. При воз-

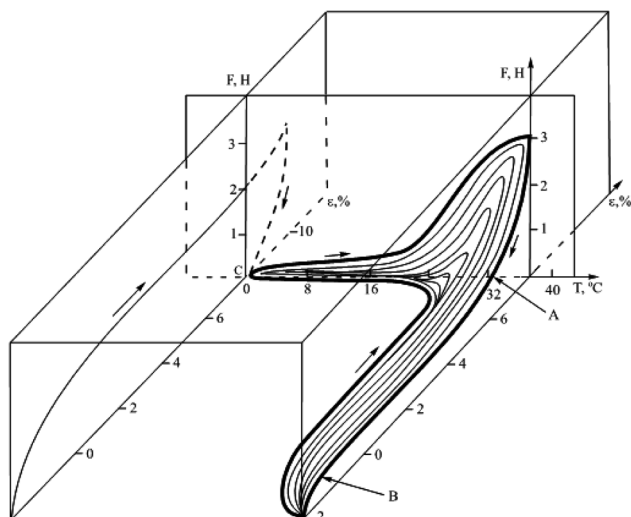


Рисунок 3. Система «ткань-имплантат» при изменении температуры, напряжения и деформации («поведение» одного из сплавов никелида титана) [8]

действию на неё внешней силы живая система в самом начале «думает», её реакция не мгновенна (она запаздывает). После снятия внешнего воздействия это запаздывание проявляется тем, что биоткань «сопротивляется» снятию напряжения, оставаясь некоторое время в напряжённом (эластичном) состоянии. Размер такого гистерезиса у различных тканей не одинаковый (у коллагена его величина меньше, чем у кости) [8]. Принципиальное значение закона «запаздывания» состоит в том, что гистерезисные свойства живых тканей у человека диктуют необходимость строгого подбора имплантируемого материала, который по своим физическим и механическим свойствам не должен противоречить условиям этого закона. Идеальный имплантат обязан по своему «поведению» быть схожим с живой тканью – иметь заданный гистерезис (в соответствии с деформационной диаграммой «нагрузка-разгрузка») и обладать высокой эластичностью. При этом степень и величина восстановления формы материала должны точно соответствовать форме и величине восстановления живой ткани (рисунок 3).

Из рисунка 3 видно, что в случае превышения на участке АВ напряжения формы имплантата данного показателя у биоткани на этом участке имплантат будет смещать ткань без учёта возможности её деформироваться. Анализ данной диаграммы позволяет сделать вывод, что самая благоприятная ситуация возникает тогда, когда напряжение деформации имплантата по своей величине будет ниже напряжения деформации биоткани (именно тогда возникнут условия т. н. «биомеханической совместимости») [8]. Для оптимального функционирования любого имплантата его критические напряжения при изменении формы должны быть меньше соответствующего напряжения ткани, а объём величины деформации – выше, чем у ткани (в этом суть концепции гистерезисного поведения тканей) [12, 13].

Кроме того, биологические ткани имеют другие важные свойства (степень пористости, величина проницаемости, показатель смачиваемости и др.), а это

ставит перед исследователями и практическими врачами очень сложную задачу выбора имплантируемого материала, который соответствовал бы требованиям биологической совместимости (в первую очередь, биомеханической и биохимической) [1].

Биохимическая совместимость комплекса «имплантат-ткань» предполагает отсутствие в этой зоне иммунных реакций и воспалительных процессов [1, 3, 12]. Закономерный ответ биологической ткани на введение имплантата включает процесс адсорбции белка с металлом. Последний отвечает коррозией и системным распределением продуктов коррозии в прилегающих тканях. Равновесия между этими двумя процессами, как правило, не наступает. Один из лучших имплантационных металлов для медицины – титан, поверхность которого в ткани предохраняется оксидной плёнкой (именно последняя обеспечивает его высокую коррозионную стойкость в биологических средах), тем не менее, находится в сложных взаимоотношениях с тканями организма. После имплантации титана на поверхности оксидной пленки титана в биоткани адсорбируются кальций и фосфор, приводящие к формированию плёнки, близкой по составу к апатиту [5, 13]. Эта мощная защита в биологических средах ставит титан и его сплавы в особо привилегированное положение. Говоря о никелиде титана, других сплавах на основе титана и нержавеющей сталях, проявляющих эффект памяти формы и сверхэластичности, следует отметить, что их высокая коррозионная стойкость в условиях статического состояния также определяют тот факт что в организме они не подвергаются деформации [12, 13].

Суммируя всё вышесказанное, следует отметить, что позитивными свойствами сплавов никелида титана, определяющими эффективность их использования в хирургии, являются [8]:

1. Гистерезисное поведение материала с хорошей совместимостью с живыми организмами.
2. Отсутствие химической реакции на введение материала в биологические ткани, высокая коррозионная стойкость.
3. Высокая механическая прочность.
4. Изменение формы при изменении температуры и напряжения (с хорошими характеристиками формозапоминания, высоким коэффициентом восстановления формы и высокой восстанавливающей силой). Деформация до 8% может полностью восстанавливаться, а напряжение восстановления при этом может достигать 800 МПа.
5. Демпфирующее соответствие свойств материала характеристикам тканей.
6. Пористо-проницаемые свойства материала, соответствующие свойствам тканей организма.
7. Соответствие капиллярности и смачиваемости структур материала характеристикам тканей.
8. Способность материала инкубировать клеточные культуры и создавать условия для их роста в проницаемой структуре имплантата, а после имплантации – поддерживать функцию органа.
9. Надёжность материала в плане функционирования в организме в условиях знакопеременного воздействия.

10. Отсутствие проблем со стерилизацией материалов и имплантов.

Таким образом, никелид титана относится к сплавам, обладающим уникальными свойствами, которые обеспечивают широкую возможность его использования в медицине и хирургии. Эти многофункциональные свойства сплава ведут к созданию большого количества «умных» медицинских конструкций, способствуют развитию уникальных технологий лечения социально значимых заболеваний человека. Этот особый класс материалов обеспечивает оптимальное сочетание удельного веса, пластичности и прочности, цикло- и износостойкости, антикоррозионными свойствами, существенным сопротивлением усталости. В соответствии с тем, что каждой биоткани присущ ряд определённых характеристик (смачиваемость, проницаемость, пористость и др.), именно данный класс материалов отвечает всем требованиям, предъявляемым к имплантатам, предназначенным для длительного функционирования в организме. Изделия из данного материала позволяют в новом свете взглянуть на проблему создания искусственных органов и тканей.

Литература

1. Гюнтер, В. Э. Сплавы и конструкции с памятью формы в медицине / В. Э. 2. Гюнтер: дис. ... д-ра техн. наук. – Томск, 1989. – 356 с.
3. Дрица, М. Свойство элементов / М. Дрица. – М.: Металлургия, 1985. – 672 с.
4. Лихачев, В. А. Эффект памяти формы / В. А. Лихачев, С. Л. Кузьмин, З. П. Каменцева. – Л.: Изд-во ЛГУ, 1987. – 218 с.
5. Лихачев, В. А. Эффект памяти формы / В. А. Лихачев, С. П. Беляев // Соросовский образовательный журнал. – 1997. – № 3. – С. 107–114.
6. Лохов, В. А. Сплавы с памятью формы: применение в медицине. Обзор моделей, описывающих их поведение / В. А. Лохов, Ю. И. Няшин, А. Г. Кучумов // Рос. Журн. Биомеханики. – 2007. – Т. 11, № 3. – С. 9–27.
7. *Материалы с памятью формы и новые технологии в медицине* / под ред. В. Э. Гюнтера. – Томск: МИЦ, 2007. – 316 с.
8. *Металлургия и технология сварки титана и его сплавов* / С. М. Гуревич [и др.]. – К.: Наук. думка, 1979. – 300 с.
9. *Никелид титана. Медицинский материал нового поколения* / В. Э. Гюнтер [и др.]. – Томск: МИЦ, 2006. – 296 с.
10. Ооцука, К. Сплавы с эффектом памяти формы / К. Ооцука, К. Симидзу, Ю. Судзуки; под. ред. Х. Фунакубо; пер. с яп. – М.: Металлургия, 1990. – 224 с.
11. Пешкова, В. М. Аналитическая химия никеля / В. М. Пешкова, В. М. Савостина. – М.: Наука, 1966. – 204 с.
12. *Титан* / В. А. Гармата [и др.]. – М.: Металлургия, 1983. – 559 с.
13. *Delay Law and New Class of Materials and Implants in Medicine.* / V. E. Gunther, G. Ts. Dambaev, P. G. Sysoliatin et al. – Northampton, MA: STT, 2000. – 432 p.
14. *Implants with memory of the form in medicine* / V. E. Gunter [et al.]. – Northampton, Massachusetts: STT, 2002. – 234 p.
15. *Martens, A. Zur Mikrostruktur des Spiegeleisens A. Martens // Die Erscheinungen auf den Bruchflächen Zeitschrift des Vereines Deutscher Ingenieure.* – 1878. – Vol. 22. – P. 205–214.
16. *Portella, P. D. Adolf Martens and its contributions to materials engineering* / P. D. Portella. – Berlin: ESOMAT, 2006. – 30 p.
17. *Saburi, T. Shape memory materials* / T. Saburi; in: K. Otsuka, C. Waymann. – New York: Cambridge University Press., 1998. – P. 49–96.