

В.В. Лось¹, Д.К. Гуца¹, В.В. Парий¹, Л.Д. Кулак², В.Н. Талаш², Н.Н. Кузьменко²

Структура и коррозионные свойства сплавов Ti-Nb-Si в тканевой жидкости

¹Национальный медицинский университет им. А. А. Богомольца, г. Киев, Украина

²Институт проблем материаловедения им. И.Н. Францевича НАН Украины, г. Киев, Украина

Цель: получение сплавов системы титан–ниобий–кремний (Ti-Nb-1,2 Si, Ti-25Nb-1,5Si, Ti-25Nb-3,5Si, Ti-35Nb-1,5Si) и исследование электрохимических процессов, происходящих на поверхности этих сплавов в гипертоническом растворе Хенка при 37°C и структуры этих поверхностей.

Объект исследования. С помощью электродуговой плавки было изготовлено четыре сплава системы Ti-Nb-Si (Ti-5Nb-1,2Si, Ti-25Nb-1,5Si, Ti-25Nb-3,5Si, Ti-35Nb-1,5Si) и по методу поляризационных кривых установлены особенности их коррозии в гипертоническом растворе Хенка (3 % NaCl) при 37°C.

Результаты. Установлено, что в начале возможного окислительного процесса титан–ниобий–кремниевые сплавы имеют следующий порядок повышения коррозионной стойкости: Ti-5Nb-1,2Si → Ti-25Nb-3,5Si → Ti-25Nb-1,5Si → Ti-35Nb-1,5Si. Показано, что в данных условиях ниобий имеет позитивное влияние на электрохимические характеристики исследованных сплавов, которые не уступают по этим показателям известному сплаву ВТ6.

Выводы. Изученные сплавы владеют достаточно протяженной областью пассивации, в которой идет нарастание защитной оксидной пленки, отсутствующей на поверхности сплава ВТ6. Полученные результаты позволяют продолжать дальнейшее использование сплава в медицинских целях, в частности для стоматологических имплантатов.

Ключевые слова: имплантаты – зубные протезы, сплав титан–ниобий–кремний, взаимодействие с гипертоническим раствором Хенка, анодная поляризация, особенности процесса окисления в тканевых жидкостях.

Введение

Используемые в стоматологической практике материалы, металлы и их сплавы способны вызывать нежелательные реакции соединительной ткани. Это ярче всего представлено в случаях использования некачественных сплавов, припоя и т. д. в полости рта [4].

Стоматологические материалы, в частности металлы и сплавы всегда оказывают влияние на ткани организма. Так, неповрежденные ткани находятся в динамическом равновесии со сбалансированными биохимическими процессами, служащими сохранению их структуры и поддерживающие их функцию. Инородные материалы нарушают это равновесие, вызывая в соединительных тканях различные реакции. Перед нами стоит задача устранить или предупредить эти нарушения. Связано это с тем, что многие материалы в принципе могут быть токсическими, аллергенными, тератогенными [1, 4].

У лиц, пользующихся зубными протезами, можно выявить если не клинически, то экспериментально и лабораторно под электронным микроскопом, признаки неспецифического воспаления, то есть нормергической реакции, характеризующейся классическими симптомами: покраснением, опуханием, повышением температуры, болью. Практически каждое протезное поле имеет не всегда выраженные признаки взаимодействия с инородным материалом. Нормергическая реакция выявляется тогда, когда интенсивность патогенных факторов превышает допустимую толерантную способность (выносливость) живых тканей. Как правило, при незначительных раздражениях структуры тканей сохраняются [4].

Давно известны требования, предъявляемые к материалам стоматологического назначения должны обладать высокими биологическими, физико-механическими свойствами, и быть устойчивыми к коррозии. Возможные влияния, которым они поддаются в условиях полости рта, чаще составляют негативную составляющую, следует исключить или снизить до минимума.

В достижении этой цели особая роль отводится технологическим факторам производства сплавов для стоматологии [2, 3, 4].

Наряду с большим количеством позитивных свойств металлов главным недостатком большинства из сплавов является их химическая нестабильность в жидких средах полости рта [1, 2, 5].

Постоянное воздействие теплого солевого раствора, рН которого колеблется от 4 до 8, биологической среды полости рта, подвергает материал коррозии, которая снижает его механическую прочность и приводит к насыщению окружающих тканей перешедшими в жидкую среду ионами металлов. Кроме того, материал подвергается разрушению в результате биохимического взаимодействия с окружающей средой, вызванного аэробными и анаэробными микроорганизмами организма, существенно зависящими от свойств материала [5, 6].

Идеальное сочетание низкой реакционной активности с высокой прочностью делает титан и сплавы на его основе одними из лучших металлических материалов при использовании в костной хирургии [2, 3]. Чистый (иодидный) титан обладает отличной коррозионной устойчивостью. Он особенно резистентен к растворам солей, которые считаются агрессивными средами. К сожалению, механические свойства чистого титана не позволяют использовать его для изготовления имплантатов, несущих значительные электрохимические нагрузки, поэтому для изготовления эндооссальных имплантатов обычно используется сплав ВТ6 (по ГОСТ 19807-91). Введение легирующих добавок (V, Al) в этот сплав улучшает его механические свойства, но значительно ухудшает биологические качества из-за токсичности ванадия и неблагоприятного воздействия алюминия на организм человека. Разрабатываемые в Институте проблем материаловедения НАН Украины новые титановые сплавы медицинского назначения системы Ti-Nb-Si обладают улучшенными биомеханическими свойствами, при этом по прочности не уступающими широко применяемому в медицинской практике сплаву

BT6. Преимуществом таких сплавов является и их хорошая биосовместимость благодаря, во-первых, исключению токсичных элементов V и Al и введению остеотропных элементов Si и Nb, благоприятно влияющих на репаративные процессы в костной ткани.

Целями работы были получение сплавов системы титан–ниобий–кремний (Ti-Nb-1,2 Si, Ti-25Nb-1,5Si, Ti-25Nb-3,5Si, Ti-35Nb-1,5Si), исследование электрохимических процессов, происходящих на поверхностях этих сплавов в гипертоническом растворе Хенка при 37°C и структуры этих поверхностей.

Методика эксперимента

Для изготовления сплавов системы Ti-Nb-Si использовали электродуговую плавку, с помощью которой можно достаточно точно обеспечить химический состав получаемых сплавов. В качестве шихтовых материалов взяты иодидный титан (99,99 % Ti), кремний полупроводниковый (99,99 % Si) и прессованные штабики ниобия марки Н6Ш2. Полученные слитки весом 100 г и диаметром 15 мм были изготовлены дуговой плавкой на водоохлаждаемой медной подине в атмосфере аргона с нерасходуемым вольфрамовым электродом. Для обеспечения химической однородности лабораторные слитки были переплавлены восемь раз. Затем слитки были разрезаны на заготовки круглой формы и отшлифованы по плоскостям для их дальнейших коррозионных исследований.

Особенности взаимодействия полученных сплавов с основной тканевой жидкостью организма изучались с использованием гипертонического раствора Хенка, основным компонентом которого является 3 % раствор NaCl, что близко к растворам полости рта.

В проведенной работе процесс взаимодействия предлагаемых сплавов системы Ti-Nb-Si с аналогом электролита организма моделировали анодной поляризацией от внешнего источника тока с использованием потенциостата ПИ-50-1. Такое моделирование правомерно в случаях: при непосредственном контакте имплантатов разной природы, удаленных разнородных имплантатов на расстояние и в микрогальванических парах, на поверхности единственного имплантата в организме.

Катодные и анодные потенциодинамические поляризационные кривые для образцов системы Ti-Nb-Si (Ti-5Nb-1,2Si, Ti-25Nb-1,5Si, Ti-25Nb-3,5Si, Ti-35Nb-1,5Si) были получены в электрохимической ячейке с Pt-катодом при скорости развертки потенциала 0,5 мВ/с в интервалах потенциалов от стационарных до +1,80 В с использованием Ag/AgCl/NaCl-электрода сравнения. В тех же условиях были получены поляризационные кривые для иодидного титана и сплава BT6. Исходный гипертонический раствор готовился растворением 30 г соли NaCl в 970 мл бидистиллированной воды. Температура электролита во всех опытах составляла 37°C. Поверхность всех образцов, перед началом исследований, не зачищалась от пленки, а priori существующей на ней, а промывалась этанолом.

Структура сплавов была исследована методами оптической и сканирующей электронной микроскопии. Шлифы исследованных сплавов были изготовлены путем механического шлифования абразивной бумагой различной зернистости и полировкой образцов абразивной пастой с химическим травлением реактивом состава: H₂O – 70 %, HNO₃ – 25 %, HF – 5 %. Исследования были проведены на оптическом микроскопе Jenaphot-2000, для съемки была использована цифровая камера Sony DSC-A117 с адаптором.

Результаты коррозионных исследований представлены на рис. 1. Анализируя полученные зависимости плотности тока (D_i , А/см²), образовавшегося на поверхности

исследуемых образцов, при изменении потенциала E , В, подаваемого со скоростью развертки 0,5 мВ/с на эту поверхность, в первую очередь необходимо отметить идентичность хода катодных кривых сплавов Ti-Nb-Si (кривые 2, 4, 6, 8, рис.1).

Полученные катодные поляризационные кривые состоят из двух участков. Первый из них (практически прямолинейный, от стационарных потенциалов до $E = -0,75$ В) относится к десорбции адсорбированного на воздухе кислорода, связанного с поверхностью силами Ван-дер-Ваальса, и второй, начинающийся с потенциала $E = -0,75$ В в виде обратной параболы, соответствует процессу выделения водорода.

Относительно кривой 10 (рис. 1), которая показывает катодное поведение сплава BT6, можно заметить, что от стационарного потенциала Естац = -0,040 В до $E = -0,75$ В катодный процесс на его поверхности отсутствует вовсе, а далее на поверхности BT6 протекают процессы, аналогичные на поверхности сплавов системы Ti-Nb-Si. Среди всех изученных сплавов наиболее положительным стационарным потенциалом (Естац = 0,160 В) обладает сплав с максимальным содержанием ниобия Ti-35Nb-1,5Si, а у сплава с минимальным содержанием Nb (Ti-5Nb-1,2Si) Естац = -0,160 В, что однозначно свидетельствует об облагораживающем влиянии данного элемента на электрохимические характеристики сплавов системы Ti-Nb-Si в тканевой жидкости. Анодное окисление (кривые 1, 3, 5, 7) более близко к процессам, происходящим при контакте имплантата со средой организма. Следует отметить значительно более высокую стойкость исследованных образцов к анодному окислению по сравнению с иодидным титаном. Самый нестойкий относительно других сплавов этой системы сплав Ti-5Nb-1,2Si в начальной стадии процесса окисления (наиболее характерной для реальных случаев) почти на порядок

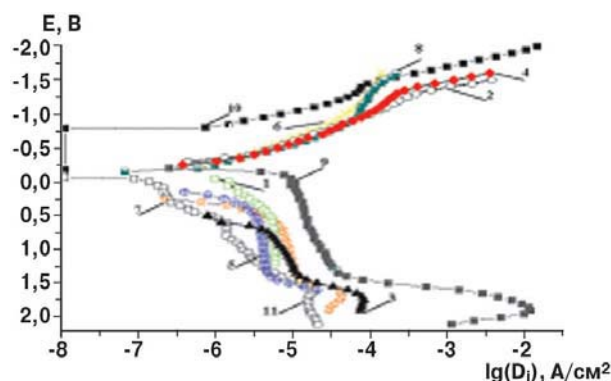


Рис. 1. Поляризационные кривые сплавов системы Ti-Nb-Si, иодидного титана и сплава BT-6.

Ti-5Nb-1,2Si

1 анодная кривая (Естац = -0,160 В)

2 катодная кривая (Естац = -0,160 В)

Ti-35Nb-1,5Si

3 анодная кривая (Естац = 0,160 В)

4 катодная кривая (Естац = 0,160 В)

Ti-25Nb-1,5Si

5 анодная кривая (Естац = 0,060 В)

6 катодная кривая (Естац = 0,060 В)

Ti-25Nb-3,5Si

7 анодная кривая (Естац = 0,063 В)

8 катодная кривая (Естац = 0,063 В)

9 иодидный титан (Естац = -0,020 В)

10 катодная кривая сплава BT6 (Естац = -0,040 В)

11 анодная кривая сплава BT6 (Естац = -0,040 В)

более коррозионно-устойчивый, чем иодидный титан. На начальной стадии анодного процесса (от стационарных потенциалов до $E = 0,50$ В) наиболее стойким к окислению оказался сплав Ti-5Nb-1,5Si (кривая 3), т. е. сплав с максимальным содержанием ниобия, а сплавы Ti-25Nb-3,5Si (кривая 7) и Ti-25Nb-1,5Si (кривая 5) в начале процесса уступают ему полпорядка.

Таким образом, в начале возможного окислительного процесса исследуемые сплавы имеют такой порядок возрастания коррозионной стойкости: Ti-5Nb-1,2Si $\rightarrow$ Ti-25Nb-1,5Si $\rightarrow$ Ti-25Nb-3,5Si $\rightarrow$ Ti-35Nb-1,5Si, т. е. определяющим элементом, положительно действующим на коррозионную стойкость сплавов данной системы, в начале окислительного процесса является ниобий. Ход кривых 1, 3, 5, 7 после достижения потенциала поляризации $E = 0,50$ В), при общем их подобии все же несколько меняется. В диапазоне потенциалов $E = 0,50 \div 1,50$ В наиболее предпочтительным является сплав Ti-25Nb-1,5Si (кривая 5), который на полпорядка более коррозионно-устойчив по сравнению со сплавами Ti-35Nb-1,5Si (кривая 3) и Ti-25Nb-3,5Si (кривая 7). Сплав Ti-5Nb-1,2Si (кривая 1) по коррозионной стойкости в этом диапазоне потенциалов занимает промежуточное положение.

Исследуемые сплавы при длительной поляризации (при $E > 1,50$ В) имеют такой порядок возрастания коррозионной стойкости: Ti-35Nb-1,5Si $\rightarrow$ Ti-25Nb-3,5Si $\rightarrow$ Ti-5Nb-1,2Si $\rightarrow$ Ti-25Nb-1,5Si; на данном этапе окислительного процесса нельзя считать ниобий элементом, способствующим возрастанию коррозионной стойкости сплавов данной системы, в этой области анодного процесса, вероятно, проявляется влияние кремния, способного (при данных условиях) образовывать на поверхности сплавов TiSi₂ [4]. Также необходимо указать, что сплавы Ti-35Nb-1,5Si (кривая 3) и Ti-25Nb-3,5Si (кривая 7) в начале анодного процесса не уступают по своей коррозионной стойкости известному сплаву ВТ6 (анодная кривая 11), но при дальнейшем возрастании потенциалов поляризации поверхности сплав ВТ6 выглядит более предпочтительно, чем все исследованные Ti-Nb-Si-сплавы, особенно в диапазоне $E = 0,60 \div 1,30$ В. Однако четко выраженного участка пассивации на кривой 11 не наблюдается в отличие от анодных кривых иодидного титана и Ti-Nb-Si-сплавов. При $E > 1,30$ В Ti-Nb-Si-сплавы не уступают ВТ6 по своей коррозионной стойкости в среде живого организма, хотя такие значения потенциалов маловероятны при службе имплантатов. Сплав ВТ6 имеет в своем составе 3,5÷5,3 ванадия и 5,3÷6,8 алюминия, которые, как свидетельствует ход кривой 11, растворяются в тканевой жидкости при анодном процессе и неблагоприятно действуют на живой организм.

Все анодные кривые сплавов системы Ti-Nb-Si (кривые 1, 3, 5, 7) состоят из трех участков: небольшого растворения ($E \leq 0,65$ В), затем относительной пассивации анодного процесса (от 0,65 В до 1,50 В) и вновь небольшого растворения $E \geq 1,50$ В. Можно предположить, учитывая значительное подобие хода анодной кривой 9 для иодидного титана с анодными кривыми сплавов Ti-Nb-Si, что в течение процесса происходит, главным образом, незначительное окисление титановой составляющей с последующим образованием и ростом пассивирующей пленки оксидов титана, преимущественно в виде рутила TiO₂ и при достаточно высоких значениях потенциалов поляризации некоторое ее растворение. Практически очевидно, что ниобий (как, впрочем, и кремний) лишь замедляет процесс коррозии сплава на основе титана, сам не окисляясь и не переходя в раствор.

На рис. 2 представлена микроструктура литых сплавов системы Ti-Nb-Si: 1) Ti-5Nb-1,2Si; 2) Ti-25Nb-1,5Si; 3) Ti-35Nb-1,5Si; 4) Ti-25Nb-3,5Si.

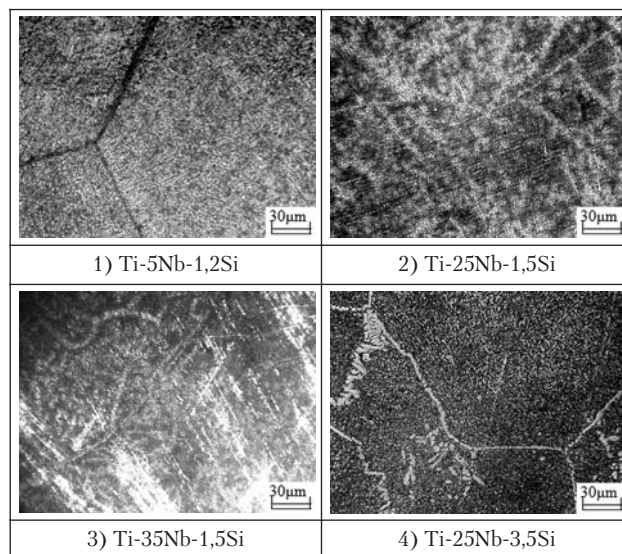


Рис. 2. Микроструктура литых сплавов системы Ti-Nb-Si.

При 5 % Nb и 1,2 % Si состав сплава в литом состоянии ($\alpha + \beta$) Ti + силицид Ti₃Si (рис. 2.1). Сплав имеет крупнозернистую структуру β Ti с мелкими пластинами α Ti внутри зерен и силицидными прослойками Ti₃Si по границам зерен. Твердость сплава 293 кг/см³.

При увеличении Nb до 25% и Si до 1,5 % сплав сохраняет свой состав ($\alpha + \beta$) Ti + Ti₃Si (рис. 2.2), границы зерен очищаются от силицидов и становятся тоньше, силициды в теле зерен становятся более дисперсными, а сформировавшаяся в зернах структура представляет собой плетеную структуру из α Ti-пластин. Твердость сплава практически не меняется.

Увеличение содержания Nb до 35 % активизирует процесс перехода α Ti $\rightarrow$ β Ti с почти полным исчезновением α Ti (рис. 2.3). Количество мелкодисперсных силицидов увеличивается, и они начинают формировать внутри зерен силицидные сетки. Увеличение количества β Ti фазы приводит к некоторому снижению твердости материала до 273 кг/см³.

Увеличение содержания Si до 3,5 % (при содержании Nb 35 %) приводит к полному переходу ($\alpha'' + \beta$) Ti $\rightarrow$ β Ti. В некоторых местах в силицидах на границах зерен начинает формироваться эвтектика, в теле зерен силициды мелкодисперсны (рис. 2.4), что приводит к небольшому повышению твердости по сравнению со сплавом 1,5 % кремния.

Более детально взаимосвязь механизмов коррозии сплавов Ti-Nb-Si в тканевой жидкости с их исходными структурами могут прояснить дальнейшие исследования.

Выводы

1. Проведенные исследования показали, что в начале возможного окислительного процесса исследуемые сплавы имеют следующий порядок возрастания коррозионной стойкости: Ti-5Nb-1,2Si $\rightarrow$ Ti-25Nb-1,5Si $\rightarrow$ Ti-25Nb-3,5Si $\rightarrow$ Ti-35Nb-1,5Si. Показано, что в данных условиях ниобий и кремний имеет положительное влияние на электрохимические характеристики сплавов, не уступающие известному сплаву ВТ6.
2. Подобие хода кривых исследуемых сплавов по сравнению с кривой для иодидного титана свидетельствуют о не участии Nb и Si в анодном процессе.
3. Изученные сплавы владеют достаточно протяженной областью пассивации, в которой идет нарастание защитной оксидной пленки, отсутствующей на поверхности сплава ВТ6.

4. Полученные результаты позволяют продолжать исследования сплавов системы Ti–Nb–Si в медицинских целях, в частности для стоматологии-

ческих имплантатов, путем установления взаимосвязи механизмов коррозии с их исходными структурами.

ЛИТЕРАТУРА

1. Гуца Д.К. Діагностика електрохімічних та електроенергетичних змін в порожнині рота пацієнтів з несприйняттям до металевих зубних протезів: Дис. ... канд. мед. наук: спец. 14.00.22 / Д.К. Гуца. – Київ., 2011. – 20 с.
2. Лавренко В.А., Гогаев К.А., Лось В.В., Руденко Ю.Б. Влияние предварительной деформации зубных титановых имплантатов на их коррозионные свойства в среде полости рта. Доповідь Національної академії наук (НАН) № 4, 2010 р., с. 6.
3. Лось В.В., Лавренко В.А. Талаш В.Н., Швець В.А., Григоренко А.М., Мильман И.В., Бошицкая Н.В. Механизм старения титанового имплантата. Доповідь Національної академії наук України № 1, 2005. с. 179–186.

4. Мисакян А.И. Причины непереносимости зубных протезов // Дентал Юг, 2008, №7 (56), с. 26–27.
5. Пугляев В.И. Современные биокерамические материалы // Соросовский образовательный журнал, 2004, №1, с. 44–50.
6. Слуцкий Л., Ветра Я. Биологические вопросы биоматериаловедения. Латвийская медицинская академия. Рига. 2001
7. Чиркін А.Д., Лавренко В.О., Талаш В.М. Високотемпературне та електрохімічне окиснення силіцидів перехідних металів // Порошкова металургія. – 2009. – № 5/6. – С. 105–124.

Структура й корозійні властивості сплавів Ti-Nb-Si у тканинній рідині

В.В. Лось, Д.К. Гуца, В.В. Парій, Л.Д. Кулак, В.М. Талаш, М.М. Кузьменко

Мета: отримання сплавів системи титан-ніобій-кремній (Ti-Nb-1,2 Si, Ti-25Nb-1,5Si, Ti-25Nb-3,5Si, Ti-35Nb-1,5Si) й дослідження електрохімічних процесів, що відбуваються на поверхні сплавів у гіпертонічному розчині Хенка при 37°C та структури цих поверхонь.

Об'єкти та методи. За допомогою електродугової плавки виготовлено чотири сплави системи Ti–Nb–Si (Ti-5Nb-1,2Si, Ti-25Nb-1,5Si, Ti-25Nb-3,5Si, Ti-35Nb-1,5Si) та за методом поляризаційних кривих встановлені особливості їх корозії в гіпертонічному розчині Хенка (3 % NaCl) при 37°C.

Результати. Установлено, що на початку можливого окисного процесу титан–ніобій–кремнієві сплави мають такий порядок зростання корозійної стійкості: Ti-5Nb-1,2Si → Ti-25Nb-3,5Si → Ti-25Nb-1,5Si → Ti-35Nb-1,5Si. Показано, що в даних умовах ніобій має позитивний вплив на електрохімічні характеристики досліджених сплавів, які не поступаються за цим показником відомому сплаву VT6.

Висновки. Вивчені сплави володіють досить протяжною сферою пасивації, в якій йде наростання захисної оксидної плівки, відсутньої на поверхні сплаву VT6. Отримані результати дозволяють продовжувати можливе використання сплаву в медичних цілях, зокрема для стоматологічних імплантатів.

Ключові слова: імплантати, зубні протези, сплав титан–ніобій–кремній, взаємодія з гіпертонічним розчином Хенка, анодна поляризація, особливості процесу окиснення, тканинна рідина.

Structure and corrosion properties of the alloys Ti-Nb-Si in the tissue fluid

V. Los, D. Gushcha, V. Parii, L. Kulak, V. Talash, N. Kuz'menko

Objective. Getting alloys of titanium-niobium-silicon (Ti-Nb-1,2 Si, Ti-25Nb-1,5Si, Ti-25Nb-3,5Si, Ti-35Nb-1,5Si) and studies of electrochemical processes occurring at the surface of the alloy in Hank hypertonic solution at 37°C and structure this surface.

Objects and methods. The polarization curves technique is used to study features of corrosion behaviour of four electric arc melted Ti–Nb–Si alloys (Ti-5Nb-1.2Si, Ti-25Nb-1.5Si, Ti-25Nb-3.5Si, Ti-35Nb-1.5Si) in hypertonic Hank solution (3 % NaCl) at 37°C.

Results. It is established that in initial stage of suggested oxidation process the alloys have the following order of corrosion resistance growth: Ti-5Nb-1.2Si → Ti-25Nb-1.5Si → Ti-25Nb-3.5Si → Ti-35Nb-1.5Si. It is shown that in these conditions niobium has a positive effect on the electrochemical characteristics of the studied alloys, which are not inferior to those of well known alloy VT6.

Conclusions. The studied alloys possess quite extensive area of passivation, which is the growth of the protective oxide film on the surface of the alloy absent VT6. The results continue to allow the possible use of an alloy for medical purposes, in particular for dental implants.

Key words: implant, dental prosthesis, Ti-Nb-Si alloy, interaction with hypertonic Hank solution, anodic polarization, oxidation process, the tissue fluid.

Лось Валерий Владимирович – канд. мед. наук,

доцент кафедры ортопедической стоматологии НМУ имени А.А. Богомольца, Киев,

вице-президент Ассоциации имплантологов Украины.

Адрес: 03057, г. Киев, ул. Зоологическая, 1. Тел.: +38 (068) 251-75-08.

Гуца Дмитрий Константинович – канд. мед. наук,

доцент кафедры ортопедической стоматологии НМУ имени А.А. Богомольца, Киев.

Адрес: 03057, г. Киев, ул. Зоологическая, 1. Тел.: +38 (050) 900-30-30. E-mail: dantistom@ukr.net.

Парий Виталий Валентинович – ассистент

кафедры ортопедической стоматологии НМУ имени А.А. Богомольца, Киев.

Адреса: 03057, г. Киев, ул. Зоологическая, 1. Тел.: +38 (098) 477-71-05. E-mail: vitality-pariy@ukr.net.

Кулак Леонид Денисович – канд. тех. наук,

ст. научн. сотр. отд. 22 Института проблем материаловедения им. И.Н. Францевича НАН Украины, Киев.

Адрес: 03680, г. Киев, ул. Кржижановского, 3. Тел.: 38 (044) 424-33-45. E-mail: kulak@ipms.kiev.ua.

Талаш Виктор Николаевич – канд. хим. наук,

старший научный сотрудник отд. 16 Института проблем материаловедения им. И.Н. Францевича НАН Украины.

Адрес: 03680, г. Киев, ул. Кржижановского, 3. Тел.: 38 (044) 497-42-31.

Кузьменко Николай Николаевич – канд. тех. наук,

ст. научн. сотр. отд. 22 Института проблем материаловедения им. И.Н. Францевича НАН Украины, Киев.

Адрес: 03680, г. Киев, ул. Кржижановского, 3. Тел.: 38 (044) 424-33-45. E-mail: rapid@materials.kiev.ua.