

УДК 669.295:616.728.2

Канд. техн. наук Д. В. Павленко, Д. В. Ткач, д-р техн. наук А. Я. Качан

Запорожский национальный технический университет, г. Запорожье

ПРИМЕНЕНИЕ СПЛАВА VT1-0 В СУБМИКРОКРИСТАЛЛИЧЕСКОМ СОСТОЯНИИ ДЛЯ ИЗГОТОВЛЕНИЯ НАГРУЖЕННЫХ ЭЛЕМЕНТОВ ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

Приведены результаты расчета коэффициентов запаса прочности проксимального модуля тазобедренного сустава, изготовленного из различных титановых сплавов. Показано, что использование биосовместимого сплава VT1-0 в субмикроструктурном состоянии позволяет обеспечить необходимый уровень комплекса механических свойств при изготовлении высоконагруженных элементов эндопротезов.

Ключевые слова: *эндопротез тазобедренного сустава, титановый сплав, субмикроструктурная структура, метод конечных элементов, коэффициент запаса прочности.*

Введение

Заболевание суставов человека часто приводит к необходимости выполнения операций эндопротезирования, поскольку в ряде случаев это является эффективным и единственным способом восстановления утраченной функции конечности [1, 2]. Существует большое количество моделей эндопротезов, которые изготавливаются в основном из нержавеющей стали, титановых и кобальтовых сплавов. Одним из наиболее ответственных и нагруженных является эндопротез тазобедренного сустава (ТБС). Основной функцией бедренного компонента эндопротеза ТБС является прочная фиксация в кости и обеспечение сопротивления различного рода нагрузкам, которые передаются на кость, не создавая при этом в ней напряжений, приводящих к разрушению (рис. 1).

В мире достигнуты значительные успехи в области создания эффективных конструкций подобных имплантатов [4–6], но за последние 15 лет так и не удалось существенно увеличить сро-

ки их функционирования в организме больного. В среднем протезированный сустав при всех благоприятных условиях эксплуатируется не более 15–20 лет [6], что в большей мере связано с физиологическими изменениями состояния костной ткани. Однако немаловажным является и вопрос функционирования самого эндопротеза с точки зрения сопротивления конструкции внешним нагрузкам. Учитывая широкий спектр различного рода напряжений, возникающих в конструкции за весь цикл эксплуатации, и специфику среды, в которую она помещена, можно установить ряд обязательных требований к выбираемому материалу. В первую очередь, он должен обладать высокой биосовместимостью, поскольку невыполнение этого условия ведет к иммунной реакции на материал и возникновению асептической нестабильности компонентов эндопротеза, что особенно актуально при бесцементном эндопротезировании ТБС. Немаловажными являются и прочностные характеристики материала имплантата, определяющие его запасы прочности, и, по возможности, снижающие его массу.

Основной особенностью изготовления имплантатов различных типов является как раз противоречие между основными требованиями, предъявляемыми к материалу. Широко используемые в ортопедии и травматологии биосовместимые материалы, обладающие высоким уровнем реактогенности, реактивности и благоприятным генерализованным (системным) влиянием на организм, зачастую оказываются неспособными выдерживать нагрузки, действующие на эндопротез. В тоже время высокопрочные конструкционные материалы не обладают всем спектром свойств, характерным биоматериалам, и, таким

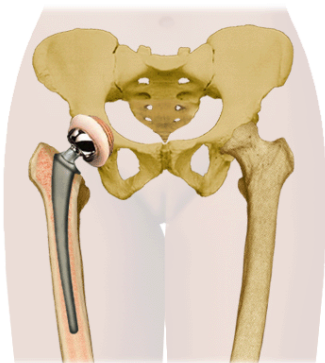


Рис. 1. Эндопротез тазобедренного сустава [3]

образом, их применение наносит непоправимый вред здоровью человека.

Указанное противоречие разрешается путем некоторого компромисса между прочностью и биосовместимостью ценой которого, в конечном итоге, является здоровье пациента. Анализ литературных данных показывает, что высоконагруженные элементы эндопротеза ТБС в Украине и в мире наиболее часто изготавливают из сложнoleгированных титановых сплавов ВТ6, ВТ3-1, ВТ8, Ti-6Al-4V или Ti-6Al-7Nb и их аналогов [7, 8]. Такой подход хотя и обеспечивает требуемую прочность протеза, но оказывает негативное генерализованное воздействие на организм человека. Оно проявляется на функционировании удаленных от имплантата органов и систем, накапливаясь в тканях. Например, микропримеси в чистом титане типа железа и хлора, а также легирующие компоненты титановых сплавов, такие как ванадий и алюминий не только снижают биосовместимость, но и могут оказывать токсическое воздействие на организм человека [6]. В тоже время механические свойства (в частности модуль упругости) таких сплавов значительно отличаются от свойств окружающей костной ткани.

Таким образом, проблема выбора материала имплантатов и, в частности, эндопротеза ТБС остается весьма важной и актуальной. Одним из наиболее широко применяемых в ортопедии материалов, в котором достаточно хорошо согласуются практически все предъявляемые требования, является сплав ВТ1-0. Однако его использование при изготовлении высоконагруженных эндопротезов может быть ограничено недостаточным уровнем таких механических свойств как

предел текучести, предел прочности, предел выносливости и т. д. Следовательно, необходимы новые подходы для повышения эксплуатационных свойств технически чистого титана, что дало бы возможность использовать его для изготовления более широкой номенклатуры изделий ортопедии. Перспективным направлением повышения эксплуатационных свойств титана ВТ1-0 является формирование субмикроструктурной структуры методами интенсивной пластической деформации [9–11], в частности, винтовой экструзией [12]. В результате многократного воздействия на заготовку пластической деформации сдвига под давлением, в металле формируется субмикроструктурная структура, что сопровождается повышением комплекса механических свойств и изменением механизмов разрушения. Полученный таким образом материал обладает более высокими прочностными свойствами, сохранив при этом тот же уровень биосовместимости.

Таким образом, целью данного исследования являлась оценка возможности применения титанового сплава ВТ1-0 в субмикроструктурном состоянии для изготовления высоконагруженных элементов эндопротеза ТБС.

Оценивались запасы прочности высоконагруженных элементов эндопротеза ТБС, изготовленных из различных титановых сплавов.

Объектом исследования являлись элементы бедренного компонента эндопротеза: проксимальный модуль ножки ревизионной модульной бесцементной фиксации и ножка бесцементного эндопротеза клиновидная разработки ТБС «Мотор Сич ЭТБС» [7]. Для анализа выбраны наи-

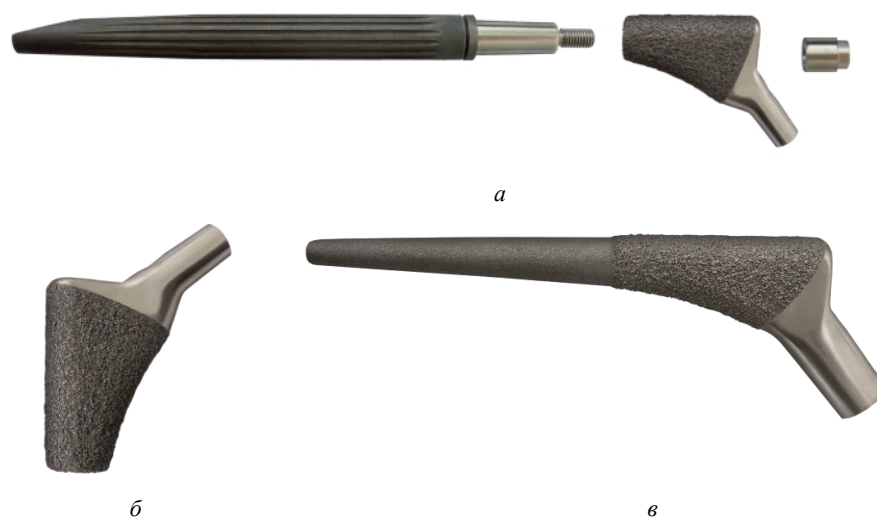


Рис. 2. Общий вид ножки ревизионной модульной бесцементной фиксации (а) и ее проксимальный модуль (б), а также ножка бесцементного эндопротеза клиновидная (в) [7]

меньшие по типоразмеру нагруженные элементы эндопротеза ТБС: проксимальный модуль (рис. 2, а) типоразмера d18L45 (рис. 2, б) и ножка бесцементного эндопротеза клиновидная (рис. 2, в) типоразмера № 7.

Материалы и методы исследований

Для оценки возможности изготовления нагруженных деталей эндопротезов ТБС из технического титана в субмикроструктурном состоянии, сформированного винтовой экструзией, выполняли прочностной расчет методом конечных элементов в универсальной программной системе конечно-элементного анализа ANSYS. Твердотельную модель элементов эндопротезов создавали в системе автоматизированного проектирования UNIGRAPHICS NX. В объеме моделей эндопротезов создавали регулярную сетку конечных элементов. Использовали трехмерные квадратичные тетраэдральные прочностные конечные элементы SOLID 186. Для предварительного разбиения плоскостей использовали 8-узловой конечный элемент SHELL 281.

Начальные и граничные условия расчетной модели соответствовали схеме установки эндопротезов в канале бедренной кости. Расчет выполняли для нагрузок соответствующих быстрой ходьбе и прыжку [13]. Принятая модель нагружения отражала одноопорное ортостатическое положение, характеризуемое следующими чертами: таз расположен горизонтально; общий центр массы смещен в неопорную сторону; вертлужная впадина таза опирается на головку бедренной кости; тело находится в покое. Конечно-элементная модель проксимального модуля бесцементной фиксации и клиновидной ножки, а также схема приложения составляющих сил нагружения показаны на рис. 3.

Моделирование нагрузок на элементы эндопротеза выполняли для следующих условий: масса человека – 60 кг; максимальная нагрузка при быстрой ходьбе 1800 Н; максимальная нагрузка при прыжке 2400 Н [13]. Расчет проводили для 4-х различных марок титановых сплавов: VT3-1,

VT6, VT1-0 в состоянии стандартной поставки, VT1-0 в СМК состоянии. Детали эндопротеза ТБС работают в упругой области, поэтому была принята линейная изотропная модель материала. Модуль упругости сплава VT1-0 в СМК структурой определяли по результатам испытаний образцов на растяжение [14]. Свойства серийных сплавов соответствовали нормативному значению в отожженном состоянии.

Результаты исследований и их обсуждение

Исходные данные и результаты расчета представлены в таблице 1. Расчетная модель деформировалась в упругой области, а характер напряженно-деформированного состояния не зависел от марки сплава и прилагаемых нагрузок. Поля относительных перемещений точек проксимального модуля и эквивалентных напряжений показаны на рис. 4.

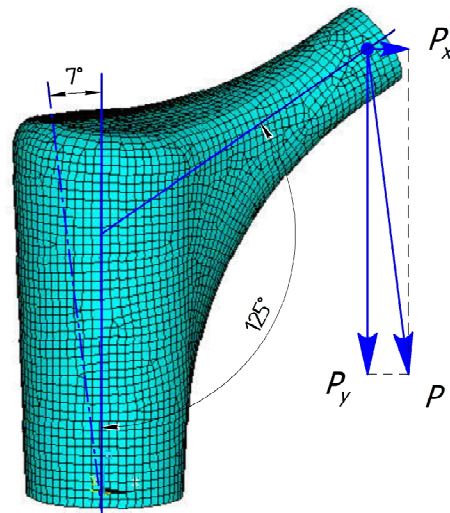


Рис. 3. Конечно-элементная модель проксимального модуля ножки ревизионной модульной бесцементной фиксации и схема приложения граничных и начальных условий: 7° – угол, образованный перпендикуляром, опущенным из центра тазобедренного сустава и собственной осью бедра; 125° – угол пересечения продольной оси диафиза с осью шейки бедра

Таблица 1 – Исходные данные и результаты оценки напряженно-деформированного состояния проксимального модуля эндопротеза ТБС для различных титановых сплавов

Сплав	Модуль Юнга E, ГПа	Коэффициент Пуассона, μ	Быстрая ходьба		Прыжок	
			Максимальное перемещение, мм	Максимальные напряжения, σ_{max} , МПа	Максимальное перемещение, мм	Максимальные напряжения, σ_{max} , МПа
VT3-1	150	0,32	0,11	118	0,17	189
VT6	115		0,15		0,24	
VT1-0	112		0,15		0,24	
VT1-0 в СМК состоянии	97		0,17		0,27	

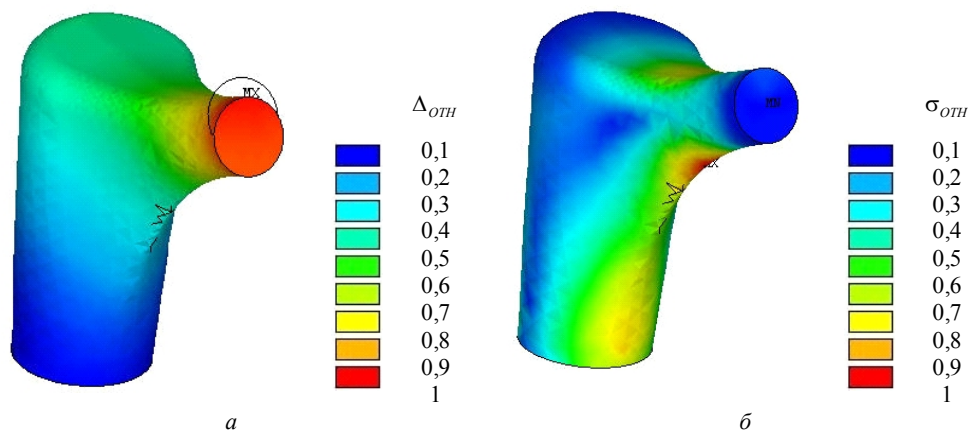


Рис. 4. Поля относительных перемещений (а) и эквивалентных напряжений (б) в проксимальном модуле эндопротеза ТБС при нагружении

Напряженно-деформированное состояние конструкции само не является критерием сохранения ее функциональных свойств. Для оценки ее предельного состояния необходимо выполнить анализ прочностной надежности. Для этого находят широкое применение детерминированные модели разрушения в виде условий прочности, связывающие компоненты напряженного состояния и механические свойства материала [15–17]. Количественной характеристикой прочностной надежности детали является запас прочности.

Применительно к эндопротезу ТБС запас прочности может быть определен с учетом действия постоянной и переменной составляющей от прилагаемых нагрузок. Постоянная составляющая связана с действием гравитационных сил, в то время как переменная составляющая вызвана переменными нагрузками при ходьбе человека. Предварительный анализ показывает, что среднестатистическое количество шагов в день человека составляет 6000. При этом за 15 лет работы эндопротеза число циклов нагружения составляет порядка $3,5 \cdot 10^7$. Величина максимальных напряжений в эндопротезе и число циклов нагружения показывает, что запас прочности необходимо рассчитывать по переменным напряжениям, используя зависимость:

$$n = \frac{\sigma_{-1\text{протеза}}}{\sigma_a}, \quad (1)$$

где n – коэффициент запаса прочности;

$\sigma_{-1\text{протеза}}$ – предел выносливости эндопротеза, МПа;

σ_a – амплитуда переменных напряжений, МПа.

Предел выносливости для исследуемых сплавов определен на лабораторных образцах при циклическом изгибе в симметричном цикле. Для оценки предела выносливости элементов эндопротеза необходимо построить модель выносливост-

ти, учитывающую асимметрию нагружения. Указанным условиям нагружения соответствует модель, предложенная С.В. Серенсоном:

$$\sigma_{-1\text{протеза}} = \frac{\sigma_{-1\text{обр}}}{K_\sigma^*} \cdot \left(1 - \frac{\sigma_m}{\sigma_\epsilon}\right), \quad (2)$$

где $\sigma_{-1\text{протеза}}$ – предел выносливости натуральных эндопротезов, МПа;

$\sigma_{-1\text{обр}}$ – предел выносливости плоских образцов, МПа;

K_σ^* – обобщенный эффективный коэффициент концентрации напряжений;

σ_m – постоянные напряжения, МПа;

σ_ϵ – предел прочности сплава, МПа.

Обобщенный коэффициент эффективной концентрации напряжений K_σ^* , учитывающий конструктивную концентрацию напряжений, особенности напряженного состояния, масштабный фактор и влияние состояния поверхности определяется зависимостью:

$$K_\sigma^* = \frac{K_\sigma}{\beta \cdot \epsilon}, \quad (3)$$

где K_σ – эффективный коэффициент концентрации напряжений;

β – коэффициент, учитывающий влияние поверхности;

$\epsilon = 0,95$ – коэффициент, учитывающий влияние абсолютных размеров.

С. В. Серенсоном и И. А. Биргером [16–18] было предложено состояние поверхностного слоя деталей учитывать посредством введения в модель коэффициента влияния поверхностного слоя β , представленного в виде произведения частных коэффициентов:

$$\beta = \beta_{\text{ш}} \cdot \beta_{\text{кор}} \cdot \beta_{\text{упр}}, \quad (4)$$

где $\beta_{ш} = 0,9$ – коэффициент, учитывающий вид обработки поверхностного слоя и шероховатость поверхности; $\beta_{кор} = 1$ – коэффициент, учитывающий влияние коррозии и агрессивного воздействия внешней среды; $\beta_{упр} = 1,1$ – коэффициент, учитывающий технологическое упрочнение (поверхностный наклеп).

При отсутствии экспериментально установленных значений предела выносливости натуральных деталей величина эффективного коэффициента концентрации напряжений может быть определена, исходя из чувствительности материала к надрезу:

$$K_{\sigma} = 1 + q(\alpha_{\sigma} - 1), \quad (5)$$

где q – коэффициент чувствительности материала к надрезу;

$\alpha_{\sigma} = 1,48$ – теоретический коэффициент концентрации напряжений.

Величину коэффициента чувствительности материала к надрезу в соответствии с работой [19] принимали равной 0,32 для сплава в СМК состоянии, 0,24 для сплава в крупнокристаллическом состоянии и 0,52 для высокопрочных титановых сплавов ВТ3-1, ВТ6. Величину теоретического коэффициента концентрации напряжений определяли на основании оценки напряженно-деформированного состояния проксимального модуля с учетом особенностей нагружения и конструкции.

Разрушение эндопротеза может произойти в двух случаях: при накоплении повреждаемости конструкции под действием только переменных нагрузок, и в случае кратковременного увеличения статических нагрузок (при падении или прыжке человека), поэтому запасы прочности необходимо оценивать как по переменным напряжениям, так и по подобному циклу.

Учитывая особенности нагружения эндопротеза ТБС в процессе жизнедеятельности человека можно считать, что для обеспечения его прочностной надежности необходимо обеспечение запаса сопротивления усталости (при ходьбе) и кратковременной прочности (при прыжке):

$$n_a \geq [n_a], \quad n_b \geq [n_b], \quad (6)$$

где n_a – коэффициент запаса сопротивления усталости;

$[n_a] = 1,5$ – допустимый коэффициент запаса сопротивления усталости;

n_b – коэффициент запаса кратковременной прочности;

$[n_b] = 2,5$ – допустимый коэффициент запаса кратковременной прочности.

Допустимые значения коэффициентов запаса прочности выбраны по аналогии с работой [20] с учетом выполнения условия невозникновения травмирующих напряжений на костную и мышечную ткань.

Коэффициент запаса сопротивления усталости элементов эндопротеза ТБС по переменным напряжениям по аналогии с работой [18], определяется зависимостью:

$$n_a = \frac{\sigma_{-1обр} \cdot \left(1 - \frac{\sigma_m}{\sigma_a}\right)}{K_{\sigma}^* \cdot \sigma_a}. \quad (7)$$

Коэффициент запаса кратковременной прочности находят по формуле

$$n_b = \frac{\sigma_b}{\sigma_{max}}. \quad (8)$$

Исходными данными для расчета коэффициентов запаса прочности (табл. 2) являются результаты оценки НДС конструкции и экспериментально установленные характеристики прочности материалов, полученные в работах [14, 21, 22]. Полученные результаты в целом согласуются с работой [23], в которой было определено напряженно-деформированное состояние бедренного компонента эндопротеза в системе протез-кость.

Анализ расчетных значений коэффициентов запаса прочности проксимального модуля ТБС, изготовленного из различных титановых сплавов показывает (рис. 5), что прочностные свойства сплава ВТ1-0 в СМК состоянии на ряду с высоколегированными титановыми сплавами ВТ3-1 и ВТ6 соответствуют требуемому уровню.

Выводы

Анализ расчетных значений коэффициентов запаса прочности показал (табл. 2), что для высокопрочных титановых сплавов ВТ3-1 и ВТ6 они соответствуют, и даже превышают допустимые значения, исходя из требований биомеханики. Биосовместимый сплав ВТ1-0 в обычном состоянии не может быть использован для производства нагруженных элементов эндопротеза ТБС, так как они не соответствуют допустимым значениям, что с учетом возможной вариации действующих нагрузок, может привести к разрушению эндопротеза ТБС. В тоже время сплав ВТ1-0 в субмикрокристаллическом состоянии отвечает условиям необходимой прочности. Учитывая, что его прочностные свойства повышены не за счет введения вредных для человеческого организма легирующих элементов, а путем изменения структурного состояния, можно считать степень его биосовместимости с тканями человеческого организма аналогичной сплаву ВТ1-0.

Таблица 2 – Исходные и выходные данные модели выносливости проксимального модуля ТБС и расчетные значения коэффициентов запаса прочности

Сплав	q	$\sigma_{-1обр}$, МПа	σ_b , МПа	K_σ^*	$\sigma_{-1протеза}$, МПа	σ_m , МПа	σ_a , МПа	σ_{max} , МПа	n_a	n_b
BT3-1	0,52	530...550	850...1200	1,33	298	59	118	189	2,52	4,49
BT6		520...560	800...1050	1,33	292				2,48	4,23
BT1-0	0,24	225...240	390...540	1,19	142				1,20	2,06
BT1-0 в СМК состоянии	0,32	315...330	600...630	1,23	192				1,63	3,17

Примечание: в расчетах коэффициентов запаса прочности принимали нижнее значение пределов выносливости и прочности.

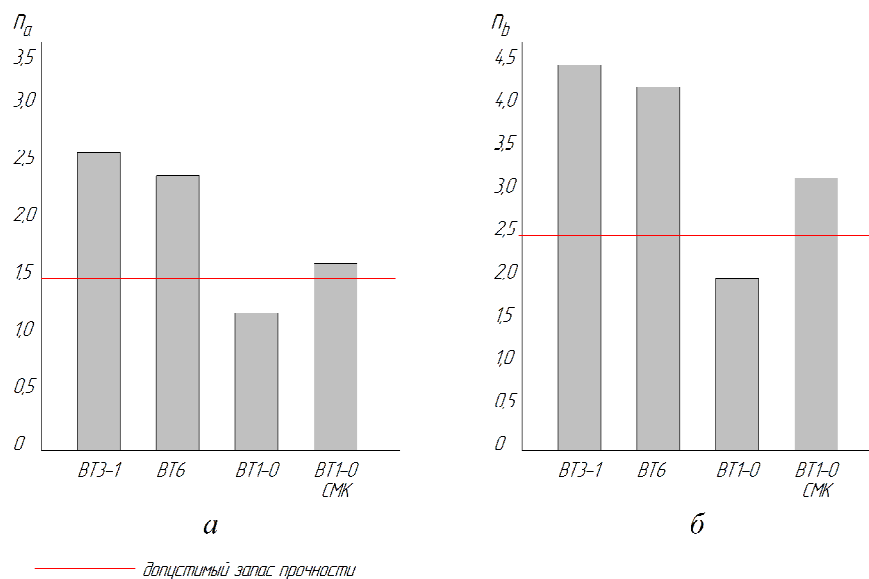


Рис. 5. Результаты расчета коэффициентов запаса прочности проксимального модуля ТБС, изготовленного из различных титановых сплавов: *а* – коэффициенты запаса сопротивления усталости; *б* – коэффициенты запаса кратковременной прочности

Таким образом, проведенные исследования показали, что использование биологически совместимого сплава BT1-0 в субмикроструктурном состоянии позволяет обеспечить необходимый уровень комплекса механических свойств при изготовлении высоконагруженных элементов эндопротезов тазобедренного сустава человека. Принимая во внимание весьма ограниченный круг материалов, которые могут быть использованы для изготовления таких эндопротезов как эндопротез ТБС, можно считать, что технология формирования в титановом сплаве технической чистоты субмикроструктурной структуры является перспективной для практического применения в ортопедии.

Список литературы

1. Маслов А. П. К вопросу эндопротезирования тазобедренного сустава / А. П. Маслов // ОТП, 2008. – № 2. – С. 10–14.
2. Филиппенко В. А. Эволюция проблемы эндопротезирования суставов / В. А. Филиппенко,

- А. В.Танькут // Международный медицинский журнал, 2009. – № 1. – С. 70–74.
3. <http://www.faql.ru/kak-lechit-koksartroz-tazobedrennogo-sustava/>
4. Hench L. L. Bioceramics / L. L. Hench // J. Am. Ceram. Soc, 1998. – 81, Vol. 7. – P. 1705–1727.
5. Willman G. Ceramic Components for Total Hip Arthroplasty / G. Willman // Orthopaedics Int. Ed., 1997. – 5, Vol. 4. – P. 110–115.
6. Пути создания эндопротеза тазобедренного сустава нового поколения / [О. А. Розенберг, Н. В. Новиков, С. В. Сохань и др.] // Сучасні технології в машинобудуванні: зб. наук. праць. – Харків : НТУ «ХПІ», 2010. – Вип. 5. – С. 190–208.
7. Система эндопротезов тазобедренного сустава «ИТО-Мотор Сич»: Рекламный буклет [Электронный ресурс] // Точка доступа <http://multiflex.com.ua/categories/view/77>.
8. Забелин С. Ф. Совершенствование технологии получения металлических имплантатов биомедицинского назначения / С. Ф. Забелин,

- А. А. Дорожков // Ученые записки ЗабГГПУ, 2011. — № 3. — С. 85–92.
9. Валиев Р. З. Наноструктурные материалы, полученные методом интенсивной пластической деформации / Р. З. Валиев, И. В. Александров. — М. : Логос, 2000. — 272 с.
 10. Объемные наноструктурные материалы и сплавы с уникальными механическими свойствами для перспективных применений / [Р. З. Валиев, Д. В. Гундеров, М. Ю. Мурашкин, И. И. Семенова] // Весник УГАТУ, 2006. — Т. 7. — № 3(16). — С. 23–24.
 11. Гусев А. И. Наноматериалы, наноструктуры, нанотехнологии / А. И. Гусев. — М. : ФИЗМАТЛИТ, 2005. — 416 с.
 12. Павленко Д. В. Формирование субкристаллической структуры в сложнолегированных титановых сплавах / [Д. В. Павленко, А. В. Овчинников, А. Я. Качан и др.] // Перспективные материалы. — 2009. — № 7. — С. 240–244.
 13. Архипов-Балтийский С. В. Механика тазобедренного сустава, роль связки головки бедра [Электронный ресурс] // Конспект врача, Вып. 30. Точка доступа <http://www.gradusnik.ru/rus/doctor/morfomehanika/arh31k-mehanihtbs/>
 14. Карпінос Б. С. Деформування титанового сплаву VT1-0 зі субмікроструктурною структурою при статичному навантаженні / Б. С. Карпінос, Д. В. Павленко, О. Я. Качан // Проблеми міцності. — 2012. — № 1. — С. 137–146.
 15. Петухов А. Н. Сопротивление усталости деталей ГТД / А. Н. Петухов. — М. : Машиностроение, 1993. — 240 с.
 16. Серенсен С. В. Несущая способность и расчеты деталей машин на прочность: Руководство и справочное пособие / С. В. Серенсен, В. П. Когаев, Р. М. Шнейдерович / под ред. С. В. Серенсена. — М. : Машиностроение, 1975. — 488 с.
 17. Конструкционная прочность материалов и деталей газотурбинных двигателей / [И. А. Биргер, Б. Ф. Балашов, Р. А. Дульнев, и др.] / под ред. И. А. Биргера и Б. Ф. Балашова. — М. : Машиностроение, 1981. — 222 с.
 18. Биргер И. А. Сопротивление материалов : учебное пособие / И. А. Биргер, Р. Р. Мавлютов. — М. : Наука. Гл. ред. физ.-мат. лит., 1986. — 560 с.
 19. Наноструктурный титан для биомедицинских применений: новые разработки и перспективы коммерциализации / [Р. З. Валиев, И. П. Семенова, В. В. Латыш и др.] // Российские нанотехнологии, 2008. — Т. 3. № 9–10. — С. 106–115.
 20. Чуйко А. Н. Биомеханика в стоматологии : монография / А. Н. Чуйко, И. А. Шинчуковский — Х. : «ФОРТ», 2010. — 472 с.
 21. Павленко Д. В. Деформационное поведение и выносливость сплава VT1-0 с субмикроструктурной структурой / Д. В. Павленко, Д. В. Ткач, В. Л. Грешта // Вестник двигателестроения — 2011. — № 1. — С. 125–131.
 22. Ткач Д. В. Особенности структуры и разрушения титана марки VT1-0 в субмикроструктурном состоянии при циклическом нагружении / Д. В. Ткач, Д. В. Павленко, В. Е. Ольшанецкий // Новые технологии и материалы в машиностроении — 2011. — № 1. — С. 66–72.
 23. Применение метода конечных элементов для оптимизации конструкции эндопротеза тазобедренного сустава / [О. В. Михайлов, Л. Н. Ткаченко, М. Б. Штерн, В. В. Лашнева] // Наукові нотатки : міжвузівський збірник (за напрямом «Інженерна механіка»), Вып. 20 (2). — Луцьк, жовтень 2007. — С. 106–109.

Поступила в редакцию 26.02.2013

Павленко Д.В., Ткач Д.В., Качан О.Я. Застосування сплаву VT1-0 в субмікроструктурному стані для виготовлення навантажених елементів ендопротезу тазостегнового суглобу

Наведено результати розрахунку коефіцієнтів запасу міцності проксимального модулю тазостегнового суглобу, виготовленого з різних титанових сплавів. Показано, що використання біосумісного сплаву VT1-0 в субмікроструктурному стані дозволяє забезпечити необхідний рівень комплексу механічних властивостей при виготовленні високонавантажених елементів ендопротезів.

Ключові слова: ендопротез тазостегнового суглобу, титановий сплав, субмікроструктурна структура, метод кінцевих елементів, коефіцієнт запасу міцності.

Pavlenko D., Tkach D., Kachan A. Use of VT1-0B alloys in submicrocrystalline state for manufacture of bearing elements of hip implants

The results of calculations of safety margin of hip joint proximal module made of various titanium alloys are presented. It was found that use of biocompatible alloy VT1-0 in submicrocrystalline state allows to provide the required level of a complex of mechanical properties in manufacture of high-loaded implant elements.

Key words: hip implant, titanium alloy, submicrocrystalline structure, finite element, safety margin.