

С.Е. Шейкин, д-р техн. наук, И.Ю. Ростоцкий, Д.В. Ефросинин, Киев Украина

О РАБОТОСПОСОБНОСТИ ЧИСТОГО ТИТАНА В ПАРЕ ТРЕНИЯ С ХИРУЛЕНОМ

Решение проблемы протезов долговечности тазобедренных суставов человека, является одним из приоритетных направлений научных исследований. Чистый титан в качестве материала деталей пар трения эндопротезов имеет преимущества перед другими материалами – сплав CoCrMo, ВТ 6, керамика. В работе исследуются триботехнические характеристики пары трения «азотированный чистый титан / хирулен». Установлено, что по этим характеристикам эта пара превосходит пару CoCrMo / хирулен.

Вирішення проблеми довговічності протезів тазостегнових суглобів людини, є одним з пріоритетних напрямків наукових досліджень. Чистий титан в якості матеріалу деталей пар тертя, має переваги перед іншими матеріалами - сплав CoCrMo, ВТ 6, кераміка. В роботі досліджуються трибологічні характеристики пари тертя «азотований чистий титан / хірулен». Встановлено, що за цими характеристиками ця пара перевершує пару CoCrMo / хірулен.

S.E. SHEJKIN, I.JU. ROSTOCKIJ, D.V. EFROSININ

ABOUT WORKING CAPACITY OF THE PURE TITAN IN PAIR FRICTION WITH HIRULEN

The solution of the problem of human hip joints durability is one of the priority directions of scientific researches. The pure titan as the material for parts of the hip joints friction pairs has advantages before others material - alloy CoCrMo, ВТ 6, ceramics. Tribotechnic characteristics of pair a friction «the nitrided pure titan/hirulen» are investigated in the article. It is established, that under these characteristics this pair is superior to pair CoCrMo/hirulen.

Развитие цивилизованного общества непременно приводит к концентрации внимания и средств на проблеме здравоохранения. С большой долей уверенности можно утверждать, что затраты общества на здравоохранение являются мерой его цивилизованности и благополучия.

Эндопротезирование суставов в случае неизлечимых заболеваний или травм является эффективным методом восстановления работоспособности человека. В настоящее время в мире ежегодно производится около 1 млн. операций эндопротезирования различных суставов [1]. Кроме того, по данным [2] на каждые 3-4 первичных операции эндопротезирования производится одна ревизионная, причиной которой могут служить явления, связанные с недостаточной биосовместимостью применённых материалов с тканями человеческого тела либо износ деталей шарнирного сочленения. На основании этого можно утверждать, что долговечность эндопротеза является основным критерием его качества и исследования, направленные на её повышение яв-

ляются чрезвычайно актуальными. Долговечность эндопротеза определяется служебными свойствами материалов, среди которых износостойкость, прочность, триботехнические характеристики, биоинертность.

Опыт создания эндопротезов свидетельствует о том, что обеспечить оптимальное сочетание указанных свойств в объеме однородного тела весьма затруднительно.

Эндопротез любого сустава содержит пару трения, состоящую из выпуклой и вогнутой несущих поверхностей (рис. 1).



Рисунок 1 – Общий вид эндопротеза тазобедренного сустава с металлической головкой (а), ацетабулярные чашки из металла и хирулена (б), коленного сустава (в)

Современная медицина в качестве заменителей костей использует металлы и их сплавы (Ti, TiAlV, CoCr, нержавеющая сталь горячейковки FeCrNiMoMn ISO 5832/1, CoCrMo ISO 5832/4), керамику, специальные виды стекла, полимеры и различные композиты. Тут необходимо отметить, что материал в полной мере отвечающий перечисленным выше требованиям к настоящему времени не создан. Каждый имеет свои достоинства и недостатки, которые достаточно подробно описаны в литературе [2, 3 и др.].

Например, с точки зрения технологичности и обеспечения механической прочности изготавливать головки эндопротезов тазобедренного сустава было бы целесообразно из металлических сплавов. Однако для сплавов CoCrMo, полученных электрошлаковым переплавом, применявшихся в эндопротезировании до конца 80-х годов характерны большие значения скорости изнашивания, поэтому они не получили широкого распространения в медицинской практике. Ревизионные операции показали наличие металлоза и «засорения» окружающих тканей продуктами износа [3,5,6 и др.].

Применение керамики вместо металла значительно уменьшает трение и износ сочленения.

К недостаткам керамики следует отнести повышенную хрупкость. Кроме того, некоторым видам керамики присуща неустойчивость фазового состава, который может меняться с течением времени и под воздействием тепла человеческого тела, вызывая растрескивание поверхности [2, 3, 6]. Необходимо также учитывать, что стоимость эндопротеза, в котором применены детали из керамики, в 1,5–2 раза выше металлического. Последний факт является немаловажным для потенциальных потребителей стран СНГ.

В 1958 г. J. Charnley [7], подойдя к проблеме создания пары трения эндопротеза, как к проблеме, прежде всего трибологической, создал эндопротез, ставший золотым стандартом эндопротезирования. В качестве материала головки был применен сплав на основе CoCrMo, а ацетабулярной чашки – хирулен (сверхвысокомолекулярный полиэтилен (СВМПЭ) – ultrahigh molecular weight polyethylene (UHMWPE)).

До настоящего времени шарнирное сочленение с таким сочетанием материалов наиболее широко распространено в практике эндопротезирования (рис. 2) и может сохранять работоспособность в течение 20 и больше лет. При этом резервы износостойкости пар СВМПЭ–металл к настоящему времени еще не исчерпаны [2].

Необходимо, однако, отметить, что и при использовании данной пары клинической практикой также зафиксированы случаи гранулематозного воспаления, вызываемого продуктами износа СВМПЭ [3].

На основе этого вывода в 1988 году Weber В. G., опираясь на концепцию новейших материалов и технологии изготовления, предпринял попытку вернуть интерес ортопедов к металл-металлическим парам трения [8].

В настоящее время в развитых странах в узле трения современных эндопротезов тазобедренных суставов используется материал высокой чистоты и чрезвычайно тонкой структуры на основе CoCrMo. Качество материала достигается вакуумной плавкой, которая повышает его чистоту на порядок по сравнению с электрошлаковым переплавом [6]. Однако вскорости появились работы, свидетельствующие о том, что продукты износа данной пары обнаруживаются во внутренних органах пациентов. Дискутируется вопрос, о том, что частички металла, попадая в кровь, вызывают поражение почек и вызывают аллергические реакции.

Необходимо также выделить фактор, не менее важный чем износостойкость, определяющий срок эксплуатации эндопротеза, а именно биосовместимость примененных материалов с тканями человеческого тела. Из металлов по этому критерию наиболее подходящим для изготовления деталей имплантов является чистый титан. Углеродистые стали, а также сплавы, содержащие ванадий, алюминий, кобальт, хром, кадмий, карбиды, являются токсичными [9].

Тем не менее, на сегодняшний день абсолютному большинству пациентов стран СНГ имплантируют импортные эндопротезы с парой трения металл/СВМПЭ, в которой головка изготовлена из сплава на основе CoCrMo, на недостатках которого останавливались выше.

На фоне этих обстоятельств лучшим вариантом представляется использование для изготовления головок эндопротезов технически чистого титана при условии модификации рабочей поверхности изделия, следствием которой должно быть оптимальное сочетание механических и триботехнических характеристик.

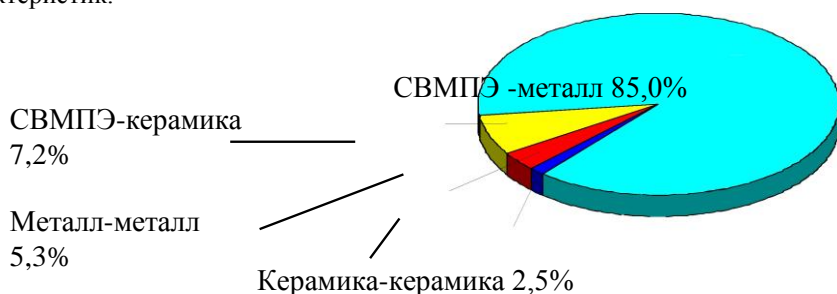


Рисунок 2 – Объемы применения эндопротезов тазобедренного сустава с различным сочетанием материалов в паре трения [2]

Сущность процессов в зоне контакта деталей сочленения наиболее полно объясняет молекулярно-механическая (адгезионно-деформационная) теория трения И. В. Крагельского. Эта теория определяет два пути повышения износостойкости материала:

- 1) повышение твердости поверхностей трения;
- 2) снижение прочности адгезионных связей.

Руководствуясь таким подходом задачу повышения функциональных характеристик рабочей поверхности титановой детали можно решить, применив азотирование в качестве метода её модификации.

Подтверждением правильности такого подхода могут служить экспериментальные исследования, когда насыщение поверхностного слоя азотом существенно повышало износостойкость и антифрикционные свойства титана и его сплавов в паре с многими материалами [10,11 и др.].

В качестве технологической операции, предшествующей азотированию целесообразно применить холодное поверхностное пластическое деформирование для создания в поверхностном слое мелкодисперсных структур. Даже в том случае, когда условия азотирования могут привести к рекристаллизации и росту зерна, предварительное измельчение структуры поверхностного слоя

создаст благоприятные условия для диффузии азота, что в итоге способствует созданию износостойкого антифрикционного поверхностного слоя.

Целью настоящей работы является исследование триботехнических характеристик чистого титана в паре с СВМПЭ в условиях близких к работе имплантированного шарнирного сочленения.

Для сравнения в тех же условиях испытывались также образцы из сплава CoCrMo (HV 4,5 ГПа) производства ПО «Моторсич».

Авторами в качестве метода модификации применена технология ионно-плазменного термоциклического азотирования (ИПТА)*, имеющая ряд преимуществ по сравнению изотермическими методами азотирования [12]. Технология разработана в Институте проблем прочности НАН Украины.

Азотирование образцов производилось в смеси газов азота и аргона (в соотношении 1:1) при рабочем токе 3А, напряжении 440 В и рабочем давлении газовой среды в камере ~ 250 Па при циклическом колебании температуры в диапазоне 620-540 °С.

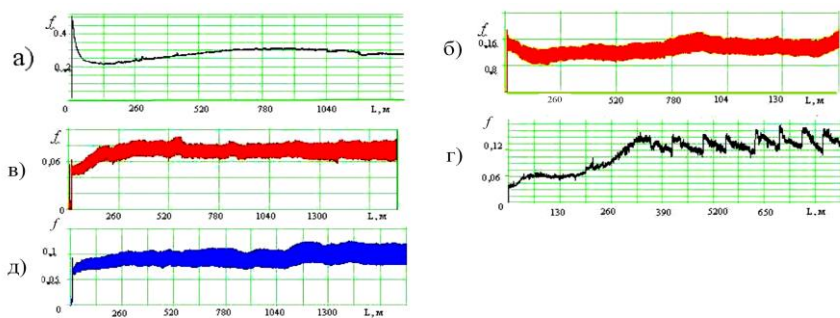


Рисунок 3 – Изменение коэффициента трения в зависимости от пути в процессе испытания материалов в паре с СВМПЭ при контактном давлении 3,5 МПа:

- а) ВТ 1-0 в растворе Рингера; б) азотированный ВТ 1-0 в растворе Рингера;
- в) азотированный ВТ 1-0 в плазме крови; г) CoCrMo в растворе Рингера;
- д) CoCrMo в плазме крови

В качестве материала контртела использовали хирулен ISO5834-2. Испытания выполнялись на машине торцевого трения по схеме кольцо-плоскость. Металлический образец в виде кольца прижимался к неподвижному плоскому контртелу из СВМПЭ, шероховатость рабочей поверхности которого составляла R_a 3мкм. Рабочая поверхность металлических образцов доводилась на доводочно-полировальной машине до зеркального блеска.

Режимы испытаний назначали согласно ASTM F732-82, предусматривающего проведение аналогичных

испытаний по схеме pin-on-flat. Скорость скольжения образца по контроллеру составляла $V = 0,057$ м/с, контактное давление (q) – 3,54 МПа. Кроме того, для более детального изучения сопротивления СВМПЭ износу при прочих неизменных условиях контактное давление повышали до 8,2 МПа.

В процессе исследований тензометрическими динамометрами измерялись осевая нагрузка и момент трения.

Износ металлических образцов контролировался электронным микрометром *IP-54*, форма и глубина канавки износа на поверхности контроллера СВМПЭ фиксировалась профилографированием на приборе ВЭИ Калибр мод. 201. Износ деталей пары трения оценивался через каждые 4 километра пути при суммарном пути трения - 120 км. При этом учитывались лишь характеристики, полученные после окончания периода приработки (~ 400 м).

В качестве рабочей жидкости в экспериментах использовали плазму крови человека. Это обусловлено тем, что синовиальная жидкость (СЖ) является трансудатом плазмы крови, т.е. в плазме крови и в СЖ присутствуют одинаковые компоненты, определяющие условия трения в сочленении. Незначительные отличия в составах на условия трения не влияют. Трибологическая функция СЖ реализуется благодаря наличию в ней жидкокристаллических компонентов (ЖК) в виде сложных эфиров кислот холестерина. ЖК образуют на поверхностях трения ориентированную структуру, состоящую из множества нематических слоев, межмолекулярное взаимодействие которых не велико. Такая структура подобна

** - ИПТА выполнил с.н.с. Института проблем прочности им. Г.С. Писаренко, к.т.н., Рутковский А.В.*

структуре слоистых твердых смазок, где сдвиг локализуется между слоями, обеспечивая низкое трение [13].

На основании этого можно утверждать, что применение плазмы крови в качестве рабочей среды при триботехнических испытаниях искусственного сочленения позволяет получить наиболее достоверную информацию о его функциональных характеристиках. Исследования, выполненные в растворе Рингера (моделирующего агрессивность биологической среды человеческого тела) либо в условиях сухого трения [14, 15], нельзя признать корректно характеризующими функциональные характеристики сочленения эндопротеза сустава.

Естественно, что условия трения в искусственном сочленении существенно отличаются от условий в естественном суставе, который природа создала в виде «приспосабливающейся» системы («умного» узла трения). Полноценно воспроизвести такую систему в искусственном сочленении пока не удастся. Современные конструкции искусственного сочленения являют собой инженерные решения, которые по функциональным характеристикам естест-

венному суставу уступают. При этом, однако, необходимо отметить, что введение ЖК в рабочую жидкость приводит к существенному снижению трения в парах практически всех применяемых в практике эндопротезирования материалов [13].

На рис. 3 приведены графики изменения коэффициента трения в процессе испытаний образцов на машине торцового трения при контактном давлении 3,5 МПа. Как видно, во всех случаях в испытаниях присутствует период приработки, в течение которого сила трения может отклоняться от стабильного значения, как в большую, так и в меньшую сторону. Далее она стабилизируется и практически не меняется.

Результаты экспериментов в виде интенсивности износа СВМПЭ и коэффициента трения сведены в таблицу 1.

При испытании пары «неазотированный ВТ1-0/СВМПЭ» как в плазме крови, так и в растворе Рингера наблюдалось практически мгновенное намазывание титана на СВМПЭ (рис. 4) и повышенное значение коэффициента трения (рис. 3,а). Ввиду её очевидных неудовлетворительных триботехнических характеристик износ деталей не фиксировался и эксперимент прекращали после прохождения пути трения 1200 м.

В данном случае, по-видимому, титан взаимодействует с СВМПЭ по схеме, описанной в [16]. Частицы износа титана внедряются в поверхность СВМПЭ, с ними взаимодействует титан испытуемого образца и при этом начинает интенсивно изнашиваться, в результате обратного переноса частиц износа и образования наростов интенсивно изнашивается СВМПЭ.

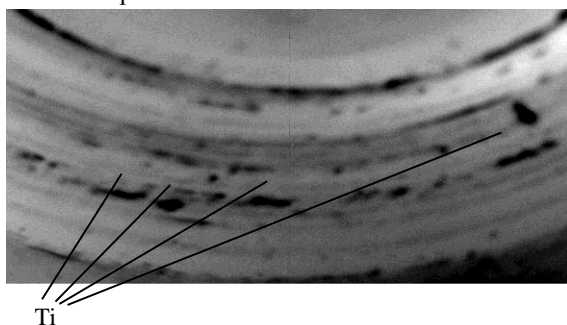


Рисунок 4 – Налипание титана на поверхность СВМПЭ

Интенсивный износ и нестабильность пары, в которой применяли титан и его сплавы без какой-либо модификации рабочей поверхности, зафиксированы и другими авторами [17, 18, и др.].

В случаях применения азотируемых титановых образцов и образцов из CoCrMo их износ зафиксирован не был даже после прохождения пути трения более 120 км, изнашивался лишь СВМПЭ.

Как видно из данных, приведенных в таблице 1, пара «азотируемый ВТ 1-0/СВМПЭ» при контактных давлениях 3,54 МПа (оговоренных ASTM F732-82) по функциональным характеристикам (сопротивлению истиранию, антифрикционным свойствам) превосходит другие испытанные пары.

Очевидно, что пары «азотируемый ВТ 1-0/СВМПЭ» и «CoCrMo/СВМПЭ» в плазме крови показывают лучшие результаты, чем в растворе Рингера. А именно, при испытаниях обеих пар коэффициент трения в плазме крови меньше приблизительно в полтора раза, чем в растворе Рингера. Износ СВМПЭ в паре «азотируемый ВТ 1-0/СВМПЭ» меньше в 2,5 раз, в паре «CoCrMo/СВМПЭ» – в 1,6 раза.

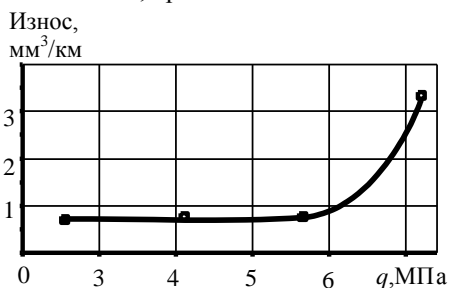


Рисунок 5 – Зависимость интенсивности износа СВМПЭ от контактного давления при испытаниях в сыворотке крови в паре с азотируемым образцом чистого титана

Далее, учитывая то, что по данным различных исследователей биомеханики тазобедренного сустава в определенные фазы шага нагрузка в шарнирном сочленении протеза может превосходить вес тела до 4,5 раз [19], были проведены испытания пары «азотируемый ВТ 1-0/СВМПЭ» при более высоких контактных давлениях. В пользу целесообразности таких испытаний говорит также тот факт, что изделие должно иметь очень высокий уровень надежности. Результаты приведены в табл. 1 и на рис. 5.

Видно, что увеличение контактного давления до значений $\sim 6,5$ МПа не приводит к заметному изменению коэффициента трения и увеличению интенсивности износа полиэтиленового образца. При больших значениях контактного давления износ приобретает катастрофический характер.

ВЫВОДЫ

1. Полученные результаты свидетельствуют о том, что условия трения деталей сочленения в плазме крови и растворе Рингера существенно отлича-

ются. На наш взгляд испытания, выполненные в плазме крови, более корректно воспроизводят условия работы имплантированного в человеческое тело искусственного сочленения.

2. По функциональным характеристикам (сопротивлению истиранию, антифрикционным свойствам) пара «азотированный ВТ 1-0/СВМПЭ» существенно превосходит традиционно применяемую в практике эндопротезирования пару «CoCrMo/СВМПЭ». Трение в паре «азотированный ВТ 1-0/СВМПЭ» ниже на 25%, износ – на 60%.

3. Низкие значения интенсивности износа хирулена в паре с азотированным титаном имеют место при контактном давлении до 6,5 МПа. При более высоком давлении наблюдается его катастрофический износ. Данный факт необходимо учитывать при выборе размеров деталей сочленения для пациентов большой массы.

Список использованных источников: 1. *М.В. Полулях.* Эндопротезирование тазобедренного сустава Available from: <http://rheumatology.org.ua/blog/articles/735/%3E>. 2. *Пинчук Л.С., Николаев В.И., Цветкова Е.А.* Эндопротезирование суставов: технические и медико-биологические аспекты. – Гомель: ИММС НАНБ, 2003. – 300 с. 3. *Филиппенко В. А., Танькут А. В.* Эволюция проблемы эндопротезирования суставов /Международный медицинский журнал. № 1, 2009.- с. 70-74. 4. *Nakamura T.* Novel Zirconia/Alumina Composites for TJR (Электронный ресурс) / T. Nakamura // Key Engineering Materials. – 2003. – Vols. 240-242. – pp. 765-768. – Available from:: <http://www.scientific.net>. 5. *Metall/metall* —Totalprothese des Huftgelenkes:Zuruck in die Zukunft. *Z. Orthop.* 1992; 130: 306-309. 6. Низкофрикционные эндопротезы в хирургии тазобедренного сустава/*Н.В. Загородний, С.А. Калашиников, Х.М. Магомедов*//Вестник РУДН, серия Медицина, 2002, - №2, с. 52-56. 7. *Charnley J.* Arthroplasty of the hip. A new operation // *lancet.*— 1961.— № II.— P. 54–56. 8. *Weber B.G.* Metall/metall —Totalprothese des Huftgelenkes:Zuruck in die Zukunft. *Z. Orthop.* 1992; 130: 306-309. 9. *Иголкин А. И.,* Титан в медицине, Титан – 1993, №1, с. 86 – 90. 10. *Белый А.В.* Структура и триботехнические свойства субмикрористал-лического титана, модифицированного ионами азота / *А. В. Белый, В. А. Кукареко, А. Г. Кононов, В. И. Копылов, Ю.П. Шаркеев* // Трение и износ. – 2008. – т. 29. – №6. – С. 571-577. 11. *Федірко В. М.* Азотування титану та його сплавів / *В. М. Федірко, І. М. Погреблюк.* – К.: Наук. думка, 1995. – 220 с. 12. *Ляшенко Б.А., Соловух Е.К., Мирненко В.И., Рутковский А.В., Черновол М.И.* Оптимизация технологии нанесения покрытий по критериям прочности и износостойкости. -Киев: Институт проблем прочности им. Г.С. Писаренко НАН Украины, 2010. - 193с. 13. *С. Ф. Ермаков.* Трибифизика жидких кристаллов. – 2008 – Гомель: ИММС НАН Беларуси. – 232 с. 14. An energy-based model for the wear of UHMWPE / *R. Colaco, M.P. Gispert, A.P. Serro and B. Saramago* //Tribology Letters, Vol. 26, No. 2, May 2007. P. 119-124. 15. Влияние анизотропии сапфира на иммунологические, трибологические и прочностные характеристики материала / *О.А. Розенберг, А.А. Шульженко, С.В. Сохань, А.Н. Соколов, В.В. Возный* // Високі технології в машинобудуванні: 3б. наук праць НТУ “ХП”. – Харків, 2007. – Вип.2 (15). – С. 190-201. 16. Титановые сплавы в машиностроении/ *Б. Б.Чечулин, С. С. Ушков, И. Н. Разуваева, В. Н. Гольдфайн*//Л., «Машиностроение» 1977 г.- 248 с. 17. Ion implantation for biomaterials /*J. Rieu, A. Pichat (a), L.M. Rabbe and M. Robelet*//Materials Science Forum Vols. 102-104 (1992) pp. 505-514. 18. Низкотемпературное ионное азотирование имплантов из титанового сплава ВТ20 в различных структурных состояниях / *А. А. Ильин, С. В. Скворцова, Е. А. Лукина, В. Н. Карнов, О. А. Поляков* // Металлы. – 2005 -№2 – С. 38

– 44. 19. Портал о хирургии костной ткани [[http:// bonesurgery.ru /view/ biomehanika tazobedrennogo sustava/](http://bonesurgery.ru/view/biomehanika_tazobedrennogo_sustava/)] /Биомеханика тазобедренного сустава Р.М. Тихилов, В.М. Шаповалов РНИИТО им. Р.Р. Вредена, СПб, 1992. – Режим доступа: www.bonesurgery.ru, свободный. – Загл. С экрана. –Яз. рус., англ.

Поступила в редколлегию 11.04.2011

Bibliography (transliterated): 1. M.V. Poluljah. Jendoprotezirovanie tazobedrennogo sustava Available from: <http://rheumatology.org.ua/blog/articles/735/%3E>. 2. Pinchuk L.S., Nikolaev V.I., Cvetkova E.A. Jendoprotezirovanie sustavov: tehnicheckie i mediko-biologicheskie aspekty. – Gomel': IMMS NANB, 2003. - 300 s. 3. Filippenko V. A., Tan'kut A. V.. Jevoljucija problemy jendoprotezirovaniya sustavov /Mezhdunarodnyj medicinskij zhurnal. № 1, 2009.- s. 70-74. 4. Nakamura T. Novel Zirconia/Alumina Composites for TJR (Jelektronnyj resurs) / T. Nakamura // Key Engineering Materials. – 2003. – Vols. 240-242. – pp. 765-768. – Available from:: <http://www.scientific.net>. 5. Metall/metall — Totalprothese des Huftgelenkes:Zuruck in die Zukunft. Z. Ortop. 1992; 130: 306-309. 6. Nizkofrictionsnyje jendoprotezy v hirurgii tazobedrennogo sustava/N.V. Zagorodnij, S.A. Kalashnikov, H.M. Magomedov//Vestnik RUDN, serija Medicina, 2002, - №2, s. 52-56. 7. Charnley J. Arthroplasty of the hip. A new operation // lancet.— 1961.— № II.— P. 54–56. 8. Weber B.G. Metall/metall —Totalprothese des Huftgelenkes:Zuruck in die Zukunft. Z. Ortop. 1992; 130: 306-309. 9. Igolkin A. I., Titan v medicine, Titan – 1993, №1, s. 86 – 90. 10. Belyj A. V. Struktura i tribotehnicheckie svojstva submikrokristallicheskogo titana, modifitsirovannogo ionami azota / A. V. Belyj, V. A. Kukareko, A. G. Kononov, V. I. Kopylov, Ju. P. Sharke-ev // Trenie i iznos. – 2008. – t. 29. – №6. – S. 571-577. 11. Fedirko V. M. Azotuvannija titana ta jogo splaviv / V. M. Fedirko, I. M. Pogreljuk. – K.: Nauk. dumka, 1995. – 220 s. 12. Ljashenko B.A., Solovyh E.K., Mirnenko V.I., Rutkovskij A.V., Chernovol M.I. Optimizacija tehnologii nane-senija pokrytij po kriterijam prochnosti i iznosostojkosti. -Kiev: Institut problem prochnosti im. G.S. Pisarenko NAN Ukrainy, 2010.- 193s. 13. S. F. Ermakov. Tribofizika zhidkih kristallov. – 2008 – Gomel': IMMS NAN Belarusi. – 232 s. 14. An energy-based model for the wear of UHMWPE / R. Colaco, M.P. Gispert, A.P. Serro and B. Saramago //Tribology Letters, Vol. 26, No. 2, May 2007. R. 119-124. 15. Vlijanie anizotropii sappira na immunologicheskie, tribologicheskie i prochnostnyje harakteristiki materiala / O.A. Rozenberg, A.A. Shul'zhenko, S.V. So-han', A.N. Sokolov, V.V. Voznyj // Visoki tehnologii v mashino-buduvanni: Zb. nauk prac' NTU “HPI”. – Harkiv, 2007. – Vip.2 (15). – S. 190-201. 16. Titanovye splavy v mashinostroenii/ B. B.Chechulin, S. S. Ushkov, I. N. Razuvaeva, V. N. Gol'dfajn/L., «Mashinostroenie» 1977 g.- 248 s. 17. Ion implantation for biomaterials /J. Rieu, A. Pichat (a), L.M. Rabbe and M. Robelet//Materials Science Forum Vols. 102-104 (1992) pp. 505-514. 18. Nizkotemperaturnoe ionnoe azotirovanie implantov iz titanovogo splava VT20 v razlichnyh strukturnykh sostojanijah / A. A. Il'in, S. V. Skvorcova, E. A. Lukina, V. N. Karpov, O. A. Poljakov // Metally. – 2005 -№2 – S. 38 – 44. 19. Portal o hirurgii kostnoj tkani [[http:// bonesurgery.ru /view/ biomehanika tazobedrennogo sustava/](http://bonesurgery.ru/view/biomehanika_tazobedrennogo_sustava/)] /Biomehanika tazobedrennogo sustava R.M. Tihilov, V.M. Shapovalov RNIИТО им. R.R. Vredena, SPb, 1992. – Rezhim dostupa: www.bonesurgery.ru, svobodnyj. – Zagl. S jekrana. –Яз. рус., англ.