

УДК 617.582

**В.И. Пахалюк**, доцент, канд. техн. наук,

**М.И. Калинин**, доцент, канд. техн. наук,

**Е.Н. Иванов**, студент,

**В.С. Сенечкин**, студент

*Севастопольский национальный технический университет,*

*Межведомственная лаборатория биомеханики*

*ул. Университетская 33, г. Севастополь, Украина, 99053*

*E-mail:vpakhaliuk@gmail.com*

## **СОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ КОНСТРУКЦИИ ГОЛОВКИ ТОТАЛЬНОГО ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА**

*Создана усовершенствованная двухэлементная конструкция головки тотального эндопротеза тазобедренного сустава, обладающая свойствами металла в соединении с шейкой ножки эндопротеза и керамики на несущей поверхности пары трения. Дана качественная и количественная оценка прочности и жесткости предложенной конструкции головки.*

**Ключевые слова:** *эндопротез тазобедренного сустава, головка эндопротеза, керамика/металл.*

### **Введение**

В мировой медицинской практике в настоящее время существует много различных конструкций тотальных эндопротезов тазобедренного сустава (ЭТБС), применение которых обусловлено определенными клиническими показаниями. Они различаются как по методу фиксации (цементные и бесцементные), так и по клинической частоте применения (первичное и ревизионное протезирование). Однако все они представляют собой модульную конструкцию искусственного сферического сустава, в состав которой входят, как правило, ножка эндопротеза, соединенная со сферической головкой посредством конической шейки, и вертлужная чашка, состоящая, в свою очередь, из нескольких компонентов, включающих вставку. Головка и вставка представляют собой пару трения, которую можно разделить на две группы по характеристикам твердости применяемых в ней материалов. Первая – это твердая головка (из металла или керамики) и мягкая вставка из полиэтилена сверхвысокой молекулярной массы (UHMWPE), а вторая – это твердые головка и вставка (из металла, керамики или монокристалла сапфира).

Как показывает практика, примерно 85 % [1] всех отказов ЭТБС происходит за счет реакции иммунной системы человека на продукты износа, выделяющиеся в паре трения, что приводит к возникновению остеолита и асептическому расшатыванию элементов эндопротеза, т.е. нарушению его фиксации в костных тканях и необходимости дальнейшего ревизионного протезирования. По этой причине применение пар трения с твердыми материалами имеет цель снизить интенсивность износа в сравнении с парой трения, включающей UHMWPE, и тем самым продлить срок службы эндопротеза.

Однако, согласно литературным источникам, до сих пор так и не был получен эндопротез с идеальной парой трения, поскольку указанные пары с твердыми материалами обладают рядом существенных недостатков, ограничивающих их клиническое применение [2, 3].

Вкратце эти пары трения можно охарактеризовать следующим образом. В качестве металла в паре трения, включающей металл, применяется сплав CoCr, который имеет существенно более низкую интенсивность износа, чем UHMWPE, частицы износа намного меньше по размерам, а их количество намного больше. Кроме того оказывается, что на чувствительность иммунной системы влияет суммарная площадь наружной поверхности частиц, которая в случае металл-металлической пары всего лишь на 30 % меньше чем у пары, включающей UHMWPE [4]. Вместе с тем, место соединения ножки эндопротеза (шейка), выполненной из титанового сплава BT-1-0, с головкой представляет собой электролитическую пару, где в агрессивной среде организма возникает фреттинг-коррозия, добавляющая количество инородных частиц в организм. Более того, ионы Co и Cr имеют токсичную природу, обладают свойством распространяться по организму и накапливаться в его жизненно важных тканях, что более чем в 5 % случаев может приводить к очень тяжелым аллергическим осложнениям. В связи с этими обстоятельствами в настоящее время Food and Drug Administration (FDA) приостановила применение на территории США эндопротезов с парой, содержащей сплав CoCr, по сообщению проф. Mark A. Snyder [2].

Другая пара с керамикой включает в себя компоненты (головка, вкладыш), выполненные из алюмооксидной или циркониевой керамики, последняя из которых может быть стабилизирована иттрием. Керамика обладает высокой твердостью и износостойкостью, практически биоинертна, и, казалось бы, обладает идеальными свойствами в качестве материала пары трения. Но у нее присутствует очень важный недостаток – хрупкость и при сопряжении головки с конической шейкой ножки в случае

динамических нагрузок возникает вероятность раскола керамической головки. При этом в случае ревизионного протезирования возникает необходимость устанавливать эндопротез только с керамической парой, поскольку не удастся извлечь из тканей все мелкие острые фрагменты разрушившейся керамики, которые при попадании в пару трения, особенно с использованием полиэтилена, привели бы к катастрофическому лавинообразному износу новой пары. Кроме того, примерно в 25 % случаев в керамической паре трения возникает скрип, который снижает качество жизни, особенно у молодых пациентов, которым как раз и показаны такие эндопротезы с высоким уровнем ресурса. В работе [1] исследовано, что одним из самых низких коэффициентов трения обладает пара керамическая головка/полиэтиленовая вставка, которая, к тому же, по всем показателям является бюджетной парой трения. В условиях Украины ее применение явилось бы серьезным стимулом к увеличению количества эндопротезирований тазобедренного сустава за счет снижения стоимости эндопротеза при одновременном увеличении его надежности и ресурса.

Становится очевидным, что можно повысить надежность эндопротеза, если бы удалось решить вопрос качественной неподвижной фиксации керамической головки с шейкой ножки. Для этого предложен ряд конструкций, в которых в керамической головке для сопряжения с шейкой ножки выполнено цилиндрическое отверстие, куда вставляется пластмассовая прокладка [5]. Поскольку головка, как правило, закрепляется от осевого перемещения в вертлужном компоненте эндопротеза при его установке, то при наличии определенных динамических нагрузок в процессе работы эндопротеза это будет способствовать созданию осевых циклических усилий, приводящих к относительному смещению головки и ножки в их цилиндрическом соединении. Наличие же мягкой пластмассовой прокладки усугубляет процесс, приводя к расшатыванию непрочного соединения между головкой и шейкой, возникновению нестабильности в элементах эндопротеза, нарушению биомеханики сустава и проявлению болевых синдромов, а, следовательно, к необходимости ревизионного протезирования.

Иное решение предложила и продвигает фирма Smith&Nephew, которая выполнила головку из цельнометаллического циркониевого сплава (97,5 % циркония и 2,5 % ниобия), а на ее поверхности образовала слой циркониевой керамики (оксид циркония), названной OXINIUM, путем специального процесса обдува головки кислородом и его диффузии в кристаллическую структуру металлического сплава [6]. Согласно рекламе фирмы, такая головка обладает свойством металла и керамики одновременно, что должно предотвратить раскалывание керамики и увеличить износостойкость эндопротеза. Но толщина керамического слоя у указанной головки не превышает 7 мкм, на границе которого происходит резкое снижение твердости. К тому же, несмотря на рекламные материалы фирмы, остается дискуссионной степень адгезии керамического слоя с основным металлом при такой его толщине. При этом высока вероятность нарушения керамического слоя при попадании в пару трения инородных абразивных тел, так как еще нет достаточного количества долгосрочной достоверной информации по работоспособности эндопротезов с такими материалами *in vivo*. Кроме того, головка имеет повышенную массу за счет высокого удельного веса циркониевого сплава, что смещает центр масс всего эндопротеза от положения центра масс естественного сустава, увеличивая плечо воздействия динамической составляющей нагрузки на эндопротез и стимулируя ослабление его фиксации.

*Целью настоящей работы* является разработка конструкции головки тотального ЭТБС, обладающей свойствами металла в соединении с шейкой ножки и свойствами керамики на несущей поверхности пары трения и имеющей меньшую массу, чем головка из цельнометаллического циркониевого сплава.

### 1. Разработка конструкции головки эндопротеза

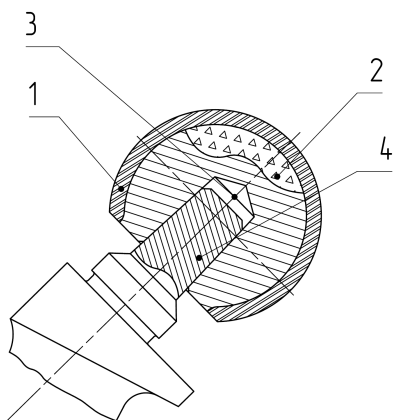


Рисунок 1 – Схема двухэлементной головки (патент Украины № 95382 [7])

Для достижения обозначенной цели предложена и запатентована конструкция головки, состоящая из двух элементов, внешнего и внутреннего (рисунок 1). Внешний элемент 1 выполнен пустотелым из алюмооксидной ( $Al_2O_3$ ) или циркониевой ( $ZrO_2$ ) керамики и его наружная поверхность имеет сферическую выпуклую форму, а внутренняя полость может иметь любую удобную для технологического процесса производства форму. На рисунке 1, например, она показана как близкая к сферической форме. При этом эта поверхность должна иметь грубую обработку для хорошей адгезии с внутренним элементом 2, который представляет собой металлическое основание с выполненным в нем коническим отверстием 3. Металлом для внутреннего элемента может служить титановый сплав ВТ-1-0, как наиболее чистый сплав и биосовместимый с аутоиммунной системой организма. Коническое отверстие служит для надежного сочленения с шейкой ножки эндопротеза

4 и имеет размеры конусов Морзе, традиционно используемых при изготовлении эндопротезов (16/14 или 14/12 на длине 1 дюйма). Толщина слоя керамики должна определяться достаточной его прочностью и жесткостью при работе как с полиэтиленовой вставкой, так и с керамической.

Последовательность изготовления головки предполагает первоначальное формирование внешнего керамического элемента с допуском на внешней поверхности для последующей ее финишной обработки. Пустота вначале заполняется определенным материалом, который после формирования керамического слоя удаляется. После этого полученный керамический элемент помещают в вакуумную печь вместе с титановым сплавом и все это нагревают до температуры расплава титанового сплава, который заливают в образовавшуюся пустоту в керамическом слое, не претерпевающим изменений за счет существенно большей температуры своего плавления, и тем самым получают двухэлементное изделие. После его остывания в металлическом элементе изготавливают необходимого размера коническое отверстие, которое может служить посадочным местом для крепления головки при финишной обработке ее поверхностного слоя.

Преимущества указанной конструкции головки по сравнению с головкой из материала OXINIUM состоят в том, что толщина слоя керамики имеет достаточную величину, обеспечивающую ей необходимую прочность и жесткость при существующих нагрузках, воздействующих на сустав. Наличие металлического основания устраняет возникновение разрушающих растягивающих деформаций и напряжений в керамическом слое, даже при действии динамических нагрузок, за счет присутствия в данной конструкции конического напряженного отверстия. Кроме того титановый сплав BT-1-0 имеет удельный вес почти в 2 раза ниже по сравнению с циркониевой керамикой, что тем самым снижает массу головки. Вместе с тем, благодаря однородному материалу основания головки и шейки ножки, которая тоже изготавливается из титанового сплава BT-1-0, между ними отсутствует электролитическая пара в условиях агрессивной среды организма, что, практически, устраняет возникновение фреттинг-коррозии между шейкой и головкой, приводящей к дополнительному источнику появления частиц износа.

## 2. Материалы и методы

Для теоретического обоснования предложенной конструкции головки разработана трехмерная модель, в которой исследуемая головка сочленена с одной стороны с конической шейкой ножки эндопротеза, а с другой – со вставкой 1 вертлужной впадины (рисунок 2). Торец вставки перпендикулярен оси шейки (в модели это ось Z). Для упрощения расчетной модели сила  $F$  прикладывается к шейке ножки и действует вдоль ее оси. Далее через конус Морзе она передается соответствующим элементам головки и затем вставки, наружная поверхность которой зафиксирована от всех перемещений. Величина силы составляет 2,6 кН, что превышает вес человека при опоре на одну ногу более чем в 2,5 раза. Такое решение позволило создать осесимметричную расчетную модель всего лишь в одной ее четверти (рисунок 3) и тем самым существенно повысить точность расчета за счет увеличения количества конечных элементов, не увеличивая тем самым время вычислений. Зазор между головкой и вставкой отсутствует, что обеспечивает получение решения «в запас».

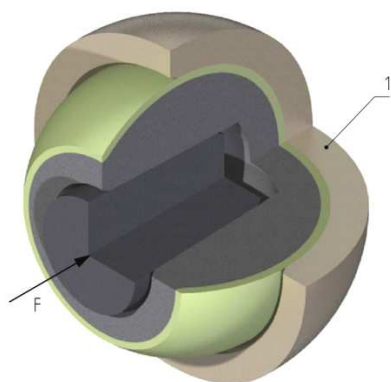


Рисунок 2 – Трехмерная модель головки со вставкой

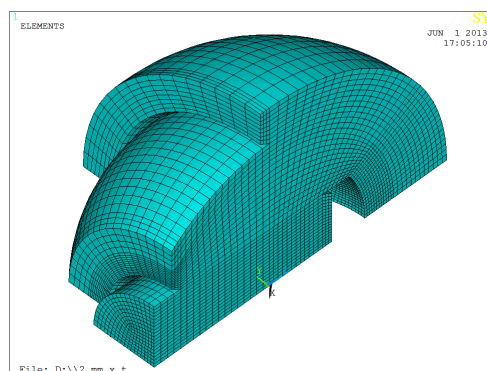


Рисунок 3 – Осесимметричная расчетная модель головки со вставкой

В конструкциях эндопротезов тазобедренного сустава применяются три стандартных наружных диаметра головки: 22, 28 и 32 мм. При этом, чем больше ее диаметр, тем надежность эндопротеза выше, так как он более устойчив к вывиху. С этих позиций для исследования принята головка с диаметром 32 мм.

В процессе исследования в качестве варьируемых величин использовались следующие параметры. Материал для керамического слоя: алюмооксидная керамика ( $Al_2O_3$ ) – с модулем Юнга

$E = 370...380$  ГПа, коэффициент Пуассона  $\mu = 0,22$ , пределом прочности при изгибе  $\sigma_b = 300...350$  МПа; циркониевая керамика, стабилизированная иттрием ( $ZrO_2/Y_2O_3$ ) – с модулем Юнга  $E = 200...210$  ГПа, коэффициентом Пуассона  $\mu = 0,3$ , пределом прочности при изгибе  $\sigma_b = 750...1050$  МПа. Материалы для вставки: сверхвысокой молекулярной массы полиэтилен (UHMWPE), получаемый плавлением из смолы GUR 1020, – с модулем Юнга  $E = 1400$  МПа, коэффициентом Пуассона  $\mu = 0,46$ , пределом текучести  $\sigma_t = 21,9$  МПа; два упомянутых вида керамики. Для внутреннего элемента головки и для шейки ножки использовался титановый сплав BT-1-0: модуль Юнга  $E = 112$  ГПа, коэффициент Пуассона  $\mu = 0,32$ , условный предел текучести  $\sigma_{0,2} = 265$  МПа. При указанных материалах осуществлялось варьирование толщиной наружного керамического элемента головки для двух стандартных вышеупомянутых конусов Морзе.

В программной среде ANSYS решалась контактная задача взаимодействия наружного керамического элемента головки с внутренним элементом из титанового сплава, при этом в виде контактной поверхности принималась как внутренняя поверхность керамического элемента с опцией *rough* (грубая), как наиболее соответствующая действительным условиям контакта, так и внешняя поверхность элемента из титанового сплава. В результате решения получались картины распределения контактных давлений и деформаций на контактной поверхности, а также напряжений и деформаций во всех компонентах конечно-элементной модели по толщине их сечения.

Чтобы быть уверенным в достоверности полученных результатов, разработанная модель разбивалась на сетку из конечных элементов *bricks* и *wages*, дающих наиболее близкие к действительным значения параметров вычислений. При этом расчеты производились при различных размерах сетки, т.е. различных количествах конечных элементов, до тех пор, пока погрешность в величине полученных контактных давлений, как наиболее чувствительных к точности расчетов, не оказывалась менее 5%. Указанная проверка выполнялась для двух видов керамики при вкладыше из UHMWPE. Оказалось, что необходимая точность расчетов уже достигается, примерно, при 48500 элементов.

На рисунке 4 показаны зависимости величины максимальных контактных давлений от числа конечных элементов для головки с двумя видами керамики. Кроме того на рисунке представлены также значения контактных давлений, если в качестве контактной поверхности выступает и внешняя поверхность титанового элемента. Как видно из рисунка 4, а, алюмооксидная керамика наиболее чувствительна к количеству конечных элементов и контактные давления для нее и титанового сплава различаются, так как механические характеристики этих двух материалов довольно сильно отличаются, а в случае с циркониевой керамикой давления практически совпадают (рисунок 4, б), что объясняется очень близкими механическими характеристиками материалов.

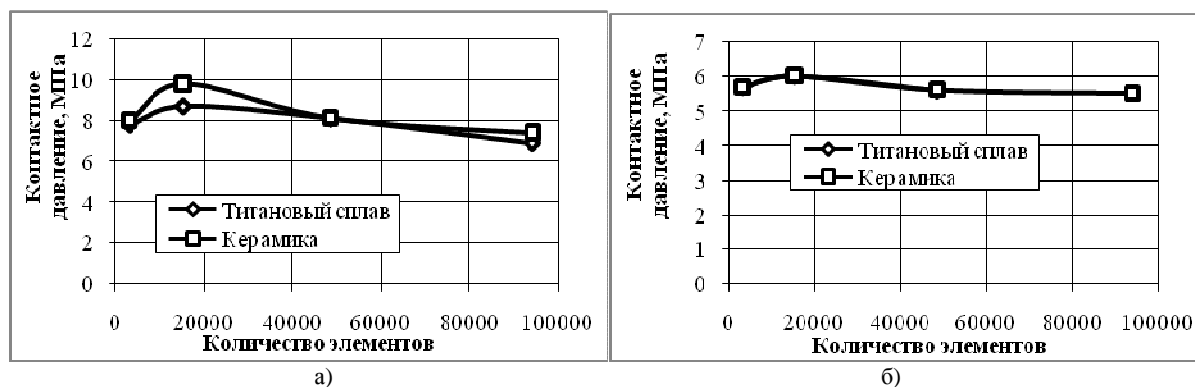


Рисунок 4 – Диаграммы изменения контактных давлений от числа конечных элементов для головки с керамикой: а) алюмооксидной; б) циркониевой

Исходя из выполненного анализа, все дальнейшие вычисления осуществлялись при наличии 48500 конечных элементов в модели, варьируя толщину керамического элемента головки от 1 до 3 мм, типоразмер конуса Морзе, вид керамики и материал вставки (UHMWPE или керамика).

### 3. Результаты и их обсуждение

Вначале были выполнены исследования конструкции головки, где в виде керамического элемента выступает алюмооксидная керамика, вставка выполнена из UHMWPE и размер конуса Морзе составляет 16/14. На рисунке 5, а представлены диаграммы максимальных контактных давлений на контактных поверхностях, как керамики, так и титанового сплава в зависимости от толщины керамического элемента. На рисунках 5, б и 5, в – диаграммы максимальных напряжений и деформаций фон Мизеса

также в зависимости от толщины керамического элемента в шейке ножи, в двух элементах головки (титановом сплаве и керамике) и вставке. При этом вертикально слева приведены результаты расчетов для конуса Морзе 16/14, а справа – для 14/12.

Рассматривая результаты (рисунок 5) вертикально слева для конуса Морзе 16/14 можно увидеть, что по мере возрастания толщины керамического элемента головки контактные давления, как на поверхности керамики, так и на поверхности титанового сплава равномерно возрастают, так как площадь контакта в этом случае уменьшается. При этом они отличаются на некоторую величину, поскольку различаются механические характеристики данной керамики и титанового сплава.

Эквивалентные напряжения и деформации фон Мизеса по толщине твердых компонентов (керамического и титанового элементов головки) и шейки ножки имеют тенденцию к росту, мало изменяясь от 1 до 2 мм толщины и более интенсивно возрастая от 2 до 3 мм. Наибольшие по величине напряжения и наименьшие деформации среди этих компонентов испытывает, как видно, керамика по указанной выше причине. Величина максимальных напряжений в ней при толщине в 3 мм составляет примерно 94 МПа. Указанные выше параметры практически не изменяются в зависимости от толщины керамики при вставке из UHMWPE, так как она обладает в этой композиции самыми слабыми механическими характеристиками.

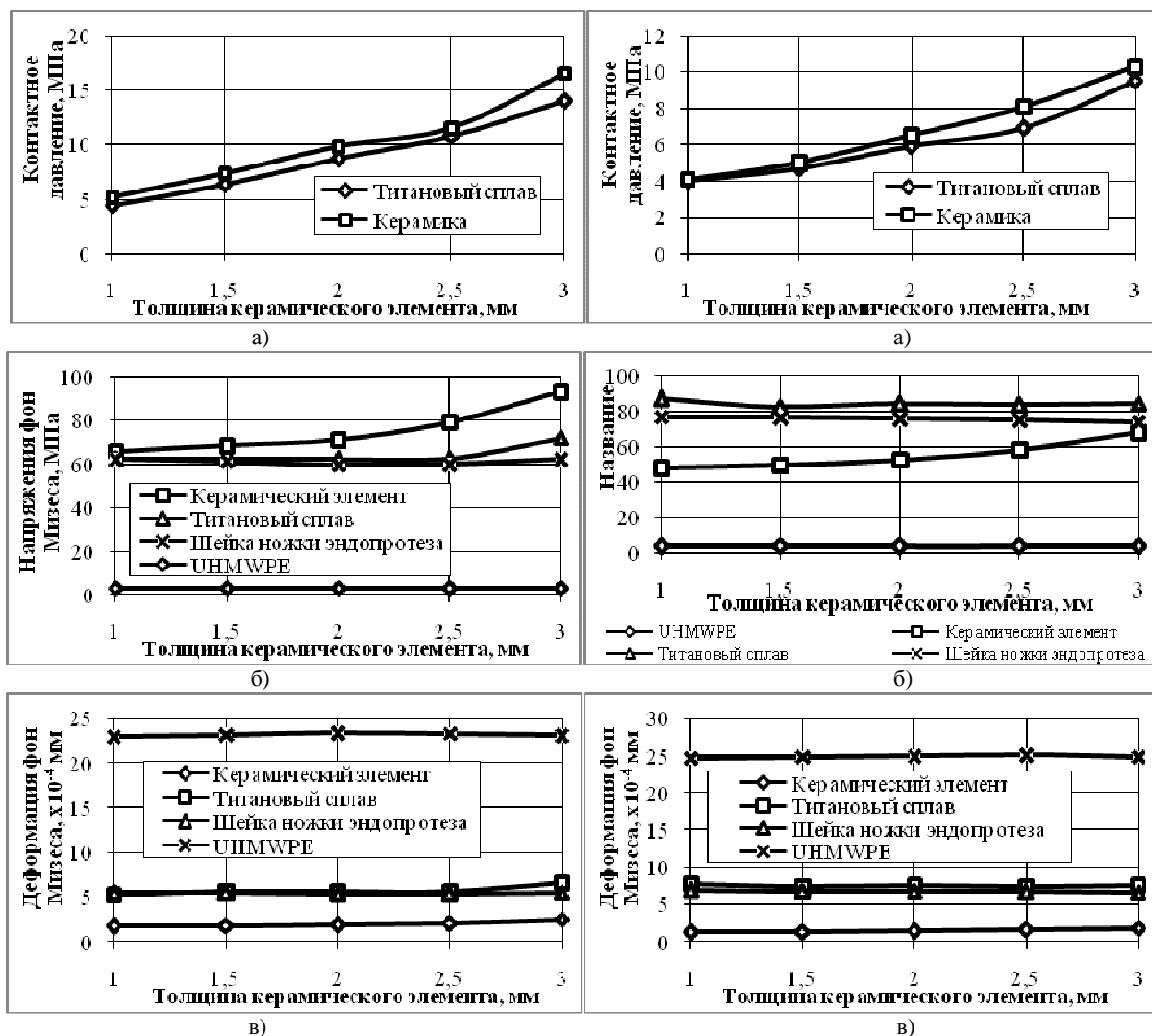


Рисунок 5 – Диаграммы изменений в зависимости от толщины алюмооксидного керамического элемента: а) максимальных контактных давлений на поверхностях керамики и титанового сплава; б) максимальных напряжений; в) деформаций фон Мизеса в шейке ножки, в двух элементах головки (титановом сплаве и керамике) и вставке. Слева вертикально для конуса Морзе 16/14, справа – для 14/12

Если теперь обратить внимание на результаты левой вертикальной части рисунка 5 для конуса Морзе 14/12, то можно заметить снижение контактных давлений по величине при толщине керамики в 3 мм, примерно на 35%. Зато напряжения фон Мизеса в керамике и в титановых компонентах

композиции практически поменялись местами по величине. Это объясняется тем, что возросли размеры титанового элемента в головке.

Далее было выполнено исследование конструкции головки, где в виде керамического элемента принята циркониевая керамика для головки с конусом Морзе 16/14 (рисунок 6 вертикально слева) и для конуса Морзе 14/12 (рисунок 6 вертикально справа) и вставки из UHMWPE.

Рассматривая представленные диаграммы, становится очевидным, что качественная картина изменений анализируемых параметров прочности и жесткости предложенной композиции эндопротеза для двух типоразмеров конусов Морзе, примерно совпадает с проведенным выше исследованием. Существующие отличия наблюдаются в количественной оценке контактных давлений и напряжений фон Мизеса в твердых компонентах (элементы головки и шейка ножки). Контактные давления в керамическом элементе головки уменьшаются по величине, примерно, на 35 %, а напряжения фон Мизеса – на 25 %. Более того, давления на контактных поверхностях как керамического, так и титанового элементов головки практически совпали. Все это объясняется очень близкими механическими характеристиками указанных материалов.

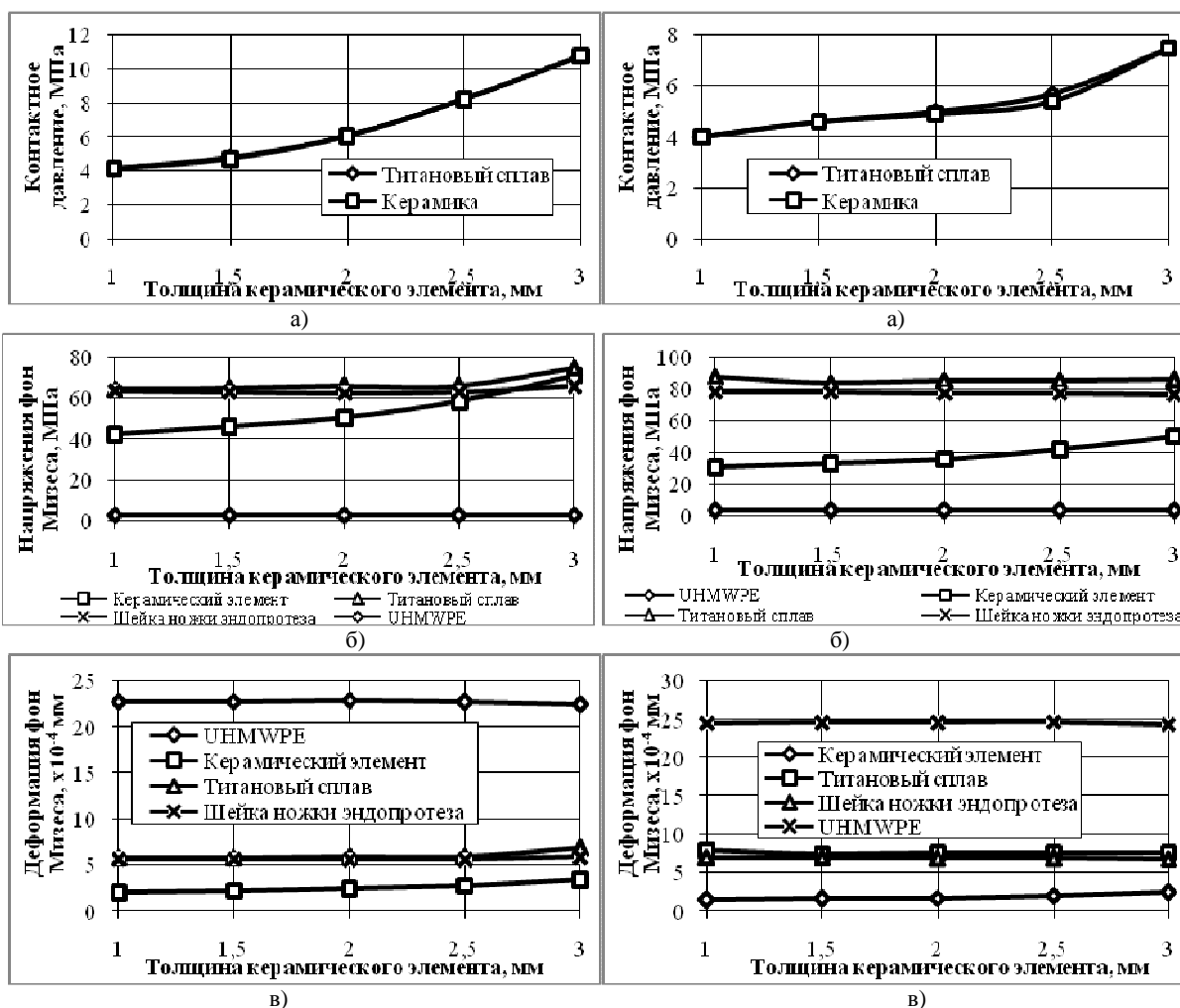


Рисунок 6 – Диаграммы изменений в зависимости от толщины циркониевого керамического элемента:

- а) максимальных контактных давлений на поверхностях керамики и титанового сплава;
- б) максимальных напряжений; в) деформаций фон Мизеса в шейке ножки, в двух элементах головки и вставке. Слева вертикально для конуса Морзе 16/14, справа – для 14/12

Также исследовалась композиция эндопротеза, где в качестве материала вставки была принята алюмооксидная либо циркониевая керамика толщиной 4 мм при циркониевом керамическом элементе головки. На рисунках 7, а и 7, б приведены диаграммы изменений максимальных контактных давлений на поверхностях керамики и титанового сплава при вставке из алюмооксидной и циркониевой керамики соответственно в зависимости от толщины циркониевого керамического элемента головки для конуса Морзе 16/14. А на рисунках 7, в и 7, г – диаграммы максимальных напряжений фон Мизеса в шейке ножки и в двух элементах головки при аналогичных материалах вставки.

В отличие от мягкой вставки из UHMWPE, при твердой керамической вставке для двух указанных видов керамики величина контактных давлений с увеличением толщины керамического элемента головки от 1 до 2 мм уменьшается (примерно на 12%), а от 2 до 3 мм – практически остается неизменной. Это объясняется наличием твердой вставки, способствующей увеличению площади контакта. Напряжения фон Мизеса равномерно возрастают по толщине на 20...30 % в зависимости от вида керамики и сильнее у алюмооксидной, благодаря ее большей жесткости.

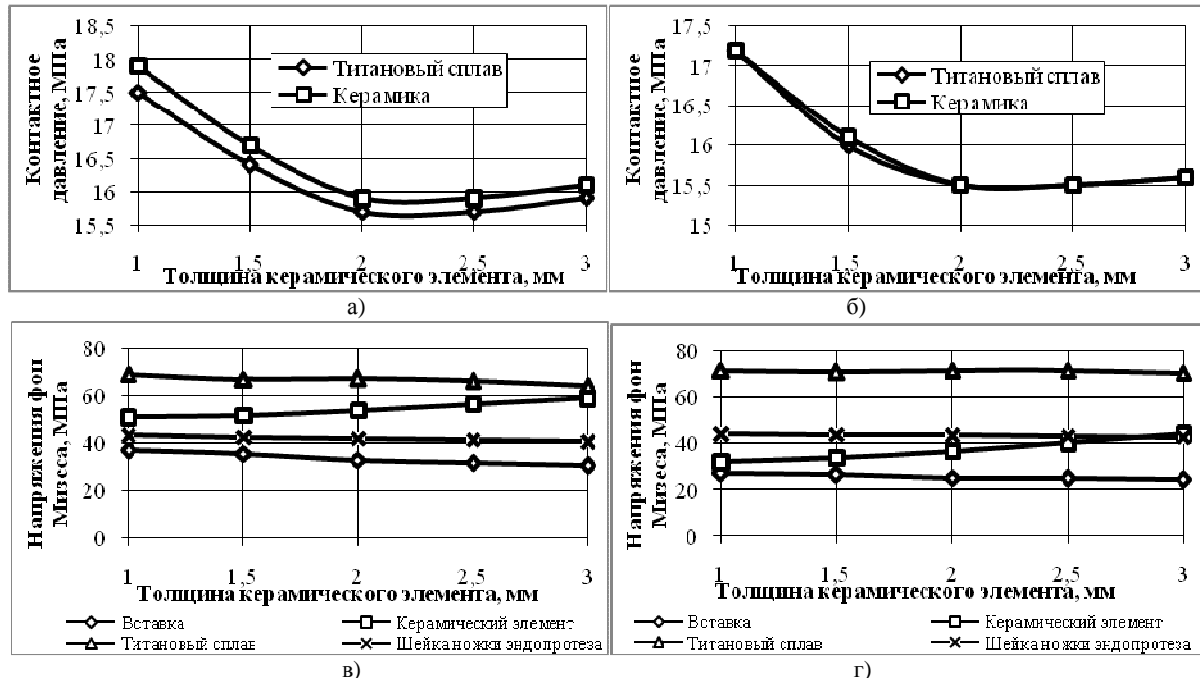


Рисунок 7 – Диаграммы изменений в зависимости от толщины циркониевого керамического элемента головки для конуса Морзе 16/14: а) и б) максимальных контактных давлений на поверхностях керамики и титанового сплава при вставке из алюмооксидной и циркониевой керамики соответственно; в) и г) максимальных напряжений фон Мизеса в шейке ножки и в двух элементах головки при аналогичных материалах вставки

Для проведения более полного анализа на рисунке 8 представлены картины распределения напряжений фон Мизеса в компонентах исследуемой композиции эндопротеза: в элементе головки из циркониевой керамики, элементе головки из титанового сплава, шейке ножки, вставке из циркониевой керамики, вставке из UHMWPE. На рисунке 8, е отображено распределение давлений на контактной поверхности циркониевого керамического элемента головки, при этом, для лучшей визуализации, контактная поверхность повернута на 180°, т.е. куполом направлена в обратную сторону ее действительного положения.

Рассмотрены распределения указанных напряжений и давлений и их топографию на представленных компонентах эндопротеза. Картина максимальных напряжений и их местоположение на керамическом элементе головки (рисунок 8, а) в районе сопряжения с конусом Морзе лишний раз подтверждает опасное место разрушения керамики, когда напряжения со стороны внутренней поверхности способствуют ее разрыву. В элементе головки с титановым сплавом (рисунок 8, б) максимальные напряжения оказались расположены в глубине конического отверстия в области сопряжения с кромкой шейки ножки, где толщина указанного элемента головки, практически, максимальная и, тем самым, минимальная его податливость. Это подтверждается также и местом их возникновения на самой шейке ножки (рисунок 8, в). Кроме того, такая картина может усиливаться еще и за счет присутствия кромочного эффекта. Что касается вставок, то на жесткой керамической вставке (рисунок 8, г) максимальные напряжения расположены на ее внутренней поверхности в районе экватора, где находится место действия максимальных контактных давлений (рисунок 8, е). На мягкой вставке из UHMWPE (рисунок 8, д) максимальные напряжения также действуют в области экватора, но с наружной ее стороны, чему способствует слабая жесткость вставки.

Нужно также отметить, что во всех элементах головки и вставках какие-либо серьезные напряжения в районе их купола отсутствуют, а также отсутствуют и давления в этом месте на контактной поверхности, что подтверждает безопасность этих областей в указанных компонентах эндопротеза.

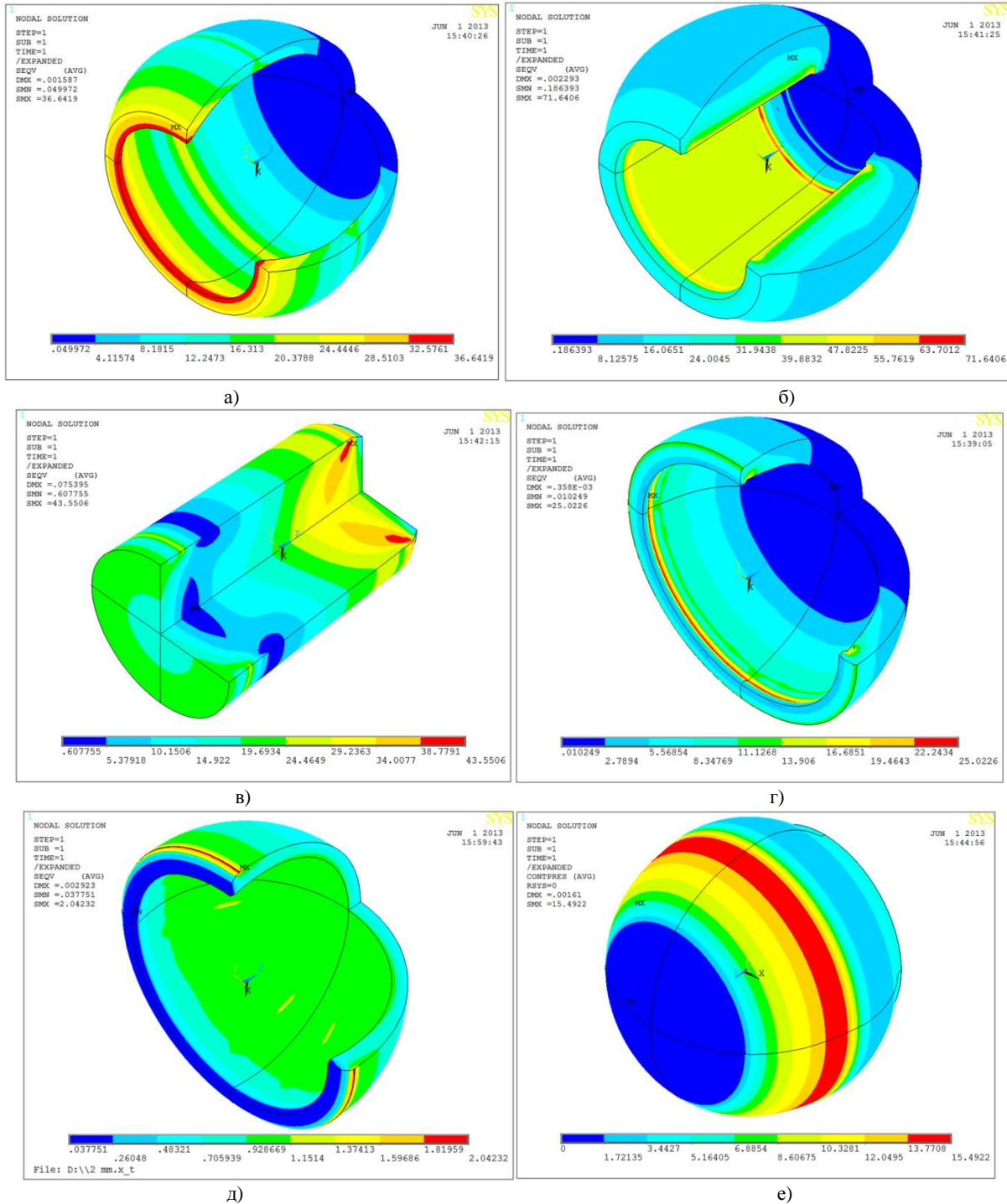


Рисунок 8 – Распределение напряжений фон Мизеса в компонентах анализируемой сборочной композиции эндопротеза: а) элемент головки из циркониевой керамики; б) элемент головки из титанового сплава; в) шейка ножки; г) вставка из циркониевой керамики; д) вставка из UHMWPE; е) распределение давлений на контактной поверхности циркониевого керамического элемента головки

### Заключение

Разработана двухэлементная конструкция головки тотального эндопротеза тазобедренного сустава, обладающая свойствами металла в соединении с шейкой ножки и свойствами керамики на несущей поверхности пары трения и имеющая меньшую массу, чем головка из цельнометаллического циркониевого сплава. Это стало возможным, так как для внутреннего элемента головки применен титановый сплав ВТ-1-0, имеющий удельный вес почти в 2 раза меньше. Предложена также одна из возможных технологий производства конструкции головки.



Для обоснования найденных конструктивных решений разработана трехмерная модель композиции эндопротеза, состоящей из двухэлементной головки, сопряженной с одной стороны с конической шейкой ножки из титанового сплава и с другой стороны со вставкой из UHMWPE или керамики, а также расчетная конечно-элементная модель указанной композиции и выбрана точность ее расчета.

В результате выполненных расчетов произведена качественная и количественная оценка прочности и жесткости всех компонентов композиции, где в качестве варьируемых параметров принята толщина и марка материала керамического элемента головки, типоразмер стандартного конуса Морзе для шейки ножки, материал вставки (UHMWPE или упомянутые выше марки керамики). На основе анализа распределения напряжений и деформаций были выявлены зоны действия их максимальных значений, которые подтвердили первоначальные предположения, что самой опасной областью для керамического элемента головки является зона у начала конического отверстия в головке, где они способствуют разрыву этого элемента. Величина напряжений также зависит от типоразмера конуса Морзе: с уменьшением его диаметра напряжения уменьшаются, так как увеличивается доля титанового элемента в головке при той же толщине керамического.

Марка керамики также влияет на напряжения в керамическом элементе головки, которые увеличиваются для алюмооксидной керамики, так как она является более жесткой, и уменьшаются для циркониевой, так как она менее жесткая и очень близка по механическим характеристикам к титановому сплаву.

Аналогично от материала вставки зависит величина контактных давлений, которые с ростом толщины керамического элемента головки увеличиваются при мягкой вставке из UHMWPE, и уменьшаются при жесткой керамической, так как увеличивается деформация элементов головки, способствующая росту площади контакта и снижению интенсивности роста напряжений.

Подводя итоги выполненным исследованиям, можно отметить, что композиция эндопротеза, к которой требуется отнестись с большим вниманием, включает в себя вставку из UHMWPE и алюмооксидный керамический элемент головки, толщину которого можно рекомендовать принимать в пределах 2...3 мм, не увеличивая ее более, так как в дальнейшем наблюдается увеличение интенсивности роста напряжений. При значении толщины 3мм коэффициент запаса прочности соответствующих компонентов, исходя из приведенных выше механических характеристик их материалов при стандартном конусе Морзе 16/14, составляет примерно: для вставки из UHMWPE – 6; для вставки из алюмооксидной керамики – 5; для элемента головки из алюмооксидной керамики – 3,2; для элемента головки из титанового сплава – 3,7; для шейки ножки – 4,3. Полученные значения данных коэффициентов показывают достаточный запас прочности для всех компонентов и дают возможность увеличивать нагрузку на эндопротез. Уточнение величины указанной толщины может быть осуществлено в соответствии с технологической целесообразностью.

Дальнейшие исследования могут быть направлены по пути выполнения аналогичного анализа стандартных диаметров головок 22 и 28 мм, а также уточнения проведенных в настоящем исследовании расчетов, когда между головкой и вставкой будет присутствовать необходимый зазор, принятый в практике производства эндопротезов. Кроме того, предполагается выполнить моделирование испытания разработанной головки на удар в программной среде LSDyna, провести такие натурные испытания и сравнить результаты.

Таким образом, выполненные исследования дают возможность продвинуться по пути создания качественного, не уступающего лучшим мировым образцам отечественного эндопротеза тазобедренного сустава.

#### ***Библиографический список использованной литературы***

1. Танькут О.В. Обґрунтування ендопротезування кульшового суглоба з використанням монокристалічного корунду в шарнірі ендопротеза: дис... канд. мед. наук: 14.01.21: захищена 18.11.10 / Танькут Олексій Володимирович. — Харків, 2010. — 175 с.
2. Вырва О.Е. Современные пары трения в эндопротезировании тазобедренного и коленного суставов / О.Е. Вырва, О.А. Подгайская // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2013. — С. 132–133.
3. Эндопротезы суставов человека: материалы и технологии: монография / Под ред. Н.В. Новикова, О.А. Розенберга, Й. Гавлика. — Киев: ИСМ им. В.Н. Бакуля НАН Украины, 2011. — 528 с.
4. Shanbhag A.S. Composition and morphology of wear debris in failed uncemented total hip replacement / A.S. Shanbhag [et al.] // J Bone Joint Surg Br. — 1994. — Vol. 76. — P. 60–67.
5. Пат. 79551 Україна, МПК 7 А61F2/32. Эндопротез кульшового суглоба / М.О. Корж [та ін.]. — № а200509508; заяв. 10.10.2005; опубл. 25.06.2007. Бюл. № 9 // Промислова власність. — 2007.

6. Smith&Nephew. OXINIUM: Oxidized Zirconium [Электронный ресурс]. — Электрон. данные (27400 bytes). — Режим доступа: <http://www.smith-nephew.com/professional/products/featured-products/oxinium/oxinium-material/>Monday, 17 December 2012 14:07:02.

7. Пат. 95382Україна, МПК 7 А61F2/32. Головка эндопротеза кульшового суглоба / В.В. Волков [та ін.]. — № а201004198; заяв. 12.04.2010; опубл. 25.10.2010. Бюл. №20 // Промислова власність. — 2010.

*Поступила в редакцію 8.04.2013 г.*

**Пахалюк В.І., Калінін М.І., Іванов Є.М., Сенечкін В.С. Вдосконалення конструкції голівки тотального ендопротеза кульшового суглоба**

Розроблена вдосконалена двохелементна конструкція голівки тотального ендопротеза кульшового суглоба, що має властивості металу в з'єднанні із шийкою ніжки ендопротеза й кераміки на несучій поверхні пари тертя. Виконана якісна й кількісна оцінка міцності й жорсткості запропонованої конструкції голівки.

**Ключові слова:** ендопротез кульшового суглоба, голівка ендопротеза, кераміка/метал.

**Pakhaliuk V.I., Kalinin M.I., Ivanov Y.M., Senechkin V.S. Perfection of the design of the head of the total hip joint prosthesis**

The advanced two-element design of a head of a total hip joint prosthesis possessing properties of metal in joint with a neck of a prosthesis stem and ceramics on a bearing surface of a friction pair is developed. The qualitative and quantitative evaluation of strength and rigidity of the offered design of a head is performed.

**Keywords:** hip joint prosthesis, prosthesis head, ceramics/metal.