

УДК 629.7.03.035.5: 615.46:616.728

Турманидзе Р.С., д.т.н., проф.; Апциаури Т.С., Попхадзе Г.З.  
Грузинский Технический Университет (ГТУ), Тбилиси, Грузия

## НОВЫЕ МАТЕРИАЛЫ ДЛЯ ИМПЛАНТОВ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА ЧЕЛОВЕКА И ТЕХНОЛОГИЯ ИХ ОБРАБОТКИ С ДОСТИЖЕНИЕМ ВЫСОКОЙ ТОЧНОСТИ И КАЧЕСТВА СФЕРИЧЕСКИХ ПОВЕРХНОСТЕЙ

Turmanidze R., Aptsiauri T., Popkhadze G.  
Georgian Technical University (GTU), Tbilisi, Georgia, ([inform@gtu.ge](mailto:inform@gtu.ge))

### NEW MATERIALS FOR IMPLANTS OF THE HUMAN HIP JOINT AND TECHNOLOGY OF THEIR MACHINING WITH THE ACHIEVEMENT OF HIGH PRECISION AND QUALITY OF SPHERICAL SURFACES

---

*В виду того, что головки эндопротеза тазобедренного сустава человека эксплуатируются в экстремальных условиях, в отношении нагрузки, подбор соответствующего материала, а также повышение точности и качества обработки сферических поверхностей является весьма актуальной задачей.*

*В представленной работе рассмотрены проблемы связанные с определением степени влияния ориентации кристалла сапфира на его обрабатываемость при алмазном шлифовании торцом круга и с разработкой перспективной, оригинальной схемы формообразования неполной сферической поверхности, в частности, сапфировой головки эндопротеза тазобедренного сустава человека.*

*Ключевые слова:* Эндопротезы суставов, несущие поверхности, износ, коэффициент трения, монокристалл сапфира, анизотропия, прецизионное шлифование, сферическая головка.

---

#### **Введение**

В настоящее время эндопротезирование является самым эффективным и часто единственным методом восстановления функции сустава человека.

Головки эндопротеза тазобедренного сустава человека, с точки зрения характера и величины их нагрузки, эксплуатируются в экстремальных условиях. Современные эндопротезы суставов, в основном, состоят из ацетабулярного (чашки) и бедренного компонента (ножки), а также головки из металлов или керамических материалов на их основе. Поэтому остро стоит проблема создания для имплантологии износостойких инертных материалов и оптимизации процессов их механической обработки, потребность на которых растет непрерывно [1, 2].

Это обусловлено тем, что если раньше необходимость подобных операций была вызвана, в основном, возрастным фактором человека или травматологическими переломами, то в последнее двадцатилетие резко увеличилось количество больных в молодом возрасте 30-40 лет как мужчин, так и женщин, без всяких травм и переломов. По мнению медиков, основными причинами этого являются неактивный образ жизни молодежи, а также состав современных искусственных пищевых продуктов и нарушение обмена веществ. Именно вышеуказанные причины определяют количество используемых эндопротезов и составляет несколько десятков миллионов штук в год и статистика показывает, что, к сожалению, это количество ежегодно увеличивается [1, 2].

Производство имплантатов из биокерамических материалов является достаточно прибыльным направлением. К настоящему времени создана мощная индустрия производства имплантатов, инструментов и сопутствующих материалов, а западный рынок этой продукции оценивается в 2,5-3 миллиардов долларов в год. Основными странами разработчиками и производителями имплантатов являются: США, Япония, Германия, Франция, Великобритания, Россия, Италия, Южная Корея, страны азиатского региона и другие страны [1, 2, 3, 4].

Стоимость этих имплантов постепенно снижается, однако до сегодняшнего дня остаются достаточно высокими из за того, что используются дорогостоящие материалы и прецизионные методы обработки. Этим вызвано тот факт, что многим нуждающимся пациентам эти операции не под силу.

Поэтому в каждом конкретном случае, с учетом возраста и материального состояния пациента, подбор необходимого оптимального материала с соответствующими физико-механическими характеристиками,

повышение точности и качества обработки самой значительной части эндопротеза – сферических поверхностей, а также снижение стоимости имплантатов - является весьма актуальной задачей, острота которой в последние годы интенсивно возрастает.

#### Состояние вопроса и задачи исследования

Медицинская практика доказывает, что повторное протезирование тазобедренного сустава человека связано с большими проблемами. Во многих случаях осуществление таких операций становится практически невозможным. Поэтому срок службы эндопротеза тазобедренного сустава до конца жизни для больного, особенно в молодом возрасте, имеет исключительно важное значение [1, 3].

Современные разработки конструкции эндопротеза направлены на замену хирулена керамическим материалом, что влечет за собой изменение конструкции эндопротеза, разработку новых керамических материалов с улучшенными физико-механическими характеристиками, разработку технологии обработки внутренних и наружных сферических поверхностей, разработку алмазных инструментов, обеспечивающих высокое качество обработанной поверхности, определение оптимальной износостойкости пары материалов для изготовления эндопротеза и т.д. [1, 2].

На сегодняшний день в мировой практике эти головки изготавливаются из различных сплавов, композиционных материалов и керамики, которые, в основном, являются изотропными материалами, поэтому данные вышеупомянутых работ не дают необходимой информации по обработке анизотропных материалов, в частности, искусственного кристалла сапфира (рис. 1).

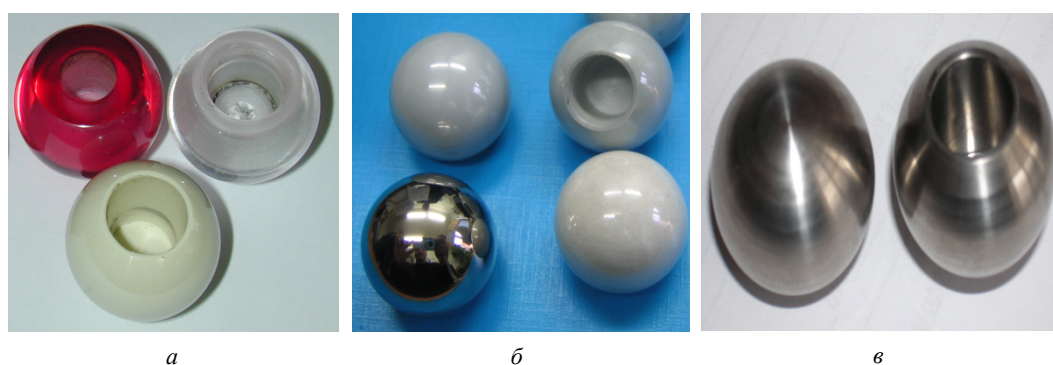


Рис. 1. Бедренные головки из сапфира (а), циркониевой керамики - а, б - нержавеющей стали, в - биологически чистого титанового сплава

Наряду с бесспорными позитивными качествами современные конструкции эндопротезов из металла, керамики, полимеров имеют определенные недостатки. Среди них - недостаточная биологическая инертность и избыточное истирание компонентов пар трения, что приводит к недолговечности работы искусственного тазобедренного сустава. Кроме того, в результате изнашивания материала в паре трения шарнира эндопротеза накапливаются токсичные и онкоопасные продукты распада в разных органах и тканях, что в 30–40% ведет к тяжелым осложнениям и требует сложных инвалидизирующих оперативных вмешательств [1,4].

Круг материалов, которые удовлетворяют критерию биологической совместимости, довольно ограничен. Из-за этого, а также требований ресурса изделий в условиях действия знакопеременных нагрузок, коррозионно-активной среды, титан и его сплавы, как материал для изготовления эндопротезов, имеют преимущество перед Co–Cr–Mo сплавами.

Износ головок из циркониевой керамики составляет 7-9 нм/год, в то время как титановых – 105 нм/год. Исходя из этого, производство имплантатов из биокерамических материалов является перспективным направлением разработки наукоемких технологий создания материалов и их обработки. Наиболее биосовместимым с человеческим организмом, износостойким и долговечным материалом для изготовления вышеупомянутого изделия является искусственный монокристалл сапфира [2, 3, 4].

На сегодняшний день в основном определен круг материалов для изготовления пар несущих поверхностей эндопротезов суставов с минимально возможным количеством продуктов износа. Такими парами несущих поверхностей с превосходными характеристиками износостойкости являются пары трения керамика-керамика, металл-металл и полиэтилен с высокой степенью поперечных связей в комбинации с керамикой или металлом. Вместе с тем основной нерешенной проблемой последнего десятилетия была разработка несущих поверхностей, которые могли бы выдержать более высокие нагрузки у молодых и подвижных пациентов. Поверхности, которые в настоящее время исследуются в лабораторных условиях ввиду их обнадеживающих характеристик износа – керамическая матрица (82% оксида алюминия, 17% диоксида циркония, 0,3% оксида хрома), диоксид циркония и керамика в паре кобальтохромовым сплавом.

Вместе с тем сапфир, представляющий собой монокристалл оксида алюминия, как материал для несущих поверхностей обладает уникальной инертностью, в том числе электролитической пассивностью, пожалуй, наилучшей из известных материалов биосовместимостью, коррозионной стойкостью и твердостью. Стойкость

сапфіра к любым кислотам и щелочам несоизмеримо выше, чем у металлов и даже поликристаллического оксида алюминия. По-видимому, поэтому сапфир не изменяет иммунный статус пациента. Если у металлов, поликристаллических материалов, используемых для несущих поверхностей, различная скорость износа микроучастков приводит к повышению коэффициента трения пары и повышенному износу, то у сапфира этот эффект отсутствует.

Трибологические испытания пар трения материалов проводили по схеме вращательного трения с геометрией контакта типа "шар-по-диску". Плоский диск изготавливали из исследуемого материала, шар – из материала контртела (рис. 2).

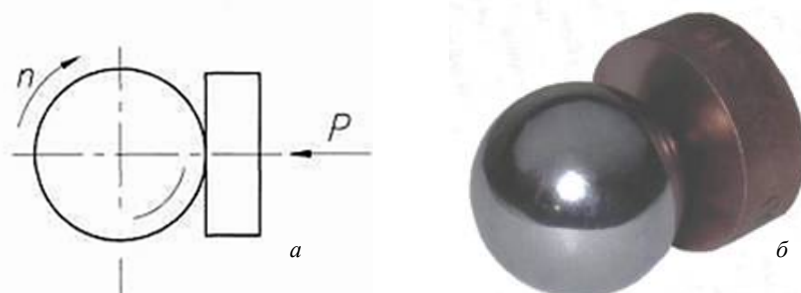


Рис. 2. Схема вращательного трения – а, и пример контртел – б

Полученные зависимости силы трения пар сапфир-сапфир, сапфир-рубин от времени испытаний (количества циклов) имеют в большинстве случаев немонотонный скачкообразный характер. На них можно выделить три стадии изнашивания, а именно:

Приработочный износ – создание рабочей шероховатости и необходимой опорной поверхности на трущихся поверхностях. В момент начала работы контакт тел происходит в точке, соответственно удельная нагрузка достаточно велика, что приводит к резкому росту силы трения и как следствие изнашиванию материала поверхностей.

Нормальный износ – после достижения значения износа поверхностей, при котором достигаются оптимальные значения характеристик опорной поверхности, имеет место стабильный процесс трения тел с постепенно убывающей силой трения.

Катастрофический износ – в процессе трения контртел продукты износа постепенно заполняют карманы на поверхности трения и из-за слабой (капельной) подачи раствора Рингера в область трения продукты износа накапливаются, занимая все свободное место карманов, и вследствие этого принимают участие в процессе изнашивания исследуемых поверхностей в качестве свободного абразива.

Указанные выше стадии износа могут иметь различную протяженность во времени или не присутствовать в процессе изнашивания вообще.

Из зависимостей следует, что наилучшие результаты по отношению силы трения к силе прижима показывает пара трения сапфир-сапфир с ориентацией кристаллической решетки по плоскости 0001, линейному износу – пары трения сапфир-сапфир с ориентацией кристаллической решетки по плоскости 0001 и сапфир-рубин.

Титан и сплавы на его основе широко применяются в медицине в качестве имплантатов и других изделий. С точки зрения биосовместимости для длительно работающих в живом организме имплантатов предпочтительнее использовать титан, который, в отличие от сплавов, не содержит вредных для живого организма легирующих добавок. Однако титан в обычном состоянии имеет низкие механические свойства по сравнению с его сплавами. Эту проблему удалось решить путем формирования в технически чистом титане нано - и композиционной структуры.

Применение пар трения сапфир/титан, состоящих из нетоксичных материалов, позволило бы решить указанную проблему. Однако, на сегодняшний день считается, что из титана и его сплавов невозможно изготовить пару трения из-за их высокой склонности к контактному схватыванию и, как следствие, повышенного износа при трении. Это свойство делает опасным применение титана в трущихся парах.

#### Цель работы

Целью работы является создание нового несущего соединения эндопротеза тазобедренного сустава, имеющего улучшенное качество, за счет использования упрочненного сапфира и биологически инертного технически чистого титана с модификацией поверхностного слоя ИПД и последующим азотированием в качестве материалов улучшающих трибологические свойства соединения (Рис. 3).

#### Основная часть

Для проведения исследований обрабатываемости кристалла сапфира был выбран способ низкотемпературного прецизионного шлифования (НПШ), разработанный на кафедре «Технология машиностроения» Грузинского технического университета, как вариант прогрессивных способов алмазного шлифования твердых и хрупких, неметаллических материалов.



Рис. 3. Экспериментальные образцы титановой головки и сапфировой чашки для эндопротеза тазобедренного сустава

На Рис. 4а - обрабатываемые детали, установленные на кассете в сепараторах или другим способом крепления, например, приклеиванием, совершают вращательное движение с угловой скоростью  $\omega_2$ , а шлифовальный круг – со скоростью  $\omega_1$  в том же направлении. В зоне резания осуществляется прижим усилием  $P$  обрабатываемых поверхностей деталей к рабочей поверхности шлифовального круга.

Экспериментальные исследования проводились на лабораторной установке, оснащенной специальной прецизионной головкой (Рис. 4 б).

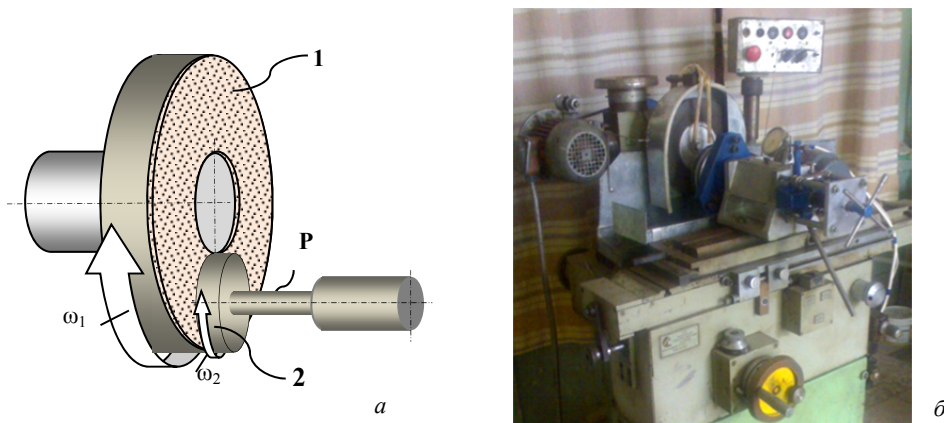


Рис. 4. а - Схема НПШ: 1- шлифовальный круг, 2- кассета с деталями, б - лабораторная установка для НПШ

По анализу данных проведенных нами комплексных, всесторонних экспериментальных исследований можно сделать следующее заключение:

При прочих равных условиях обработки наиболее труднообрабатываемой является ориентация (0001). Для всех испытуемых алмазных кругов соотношение значений линейного съема материала –  $q$  находится в пределах  $q_{0001}/q_{1010} = 0,25 \dots 0,5$ , при этом,  $q_{1012}/q_{1010} = 0,75 \dots 1$ .

Производительность обработки растет в диапазоне скорости резания  $V=1 \dots 6$  м/с, тогда как, при дальнейшем увеличении скорости резания, до 12 м/с – остается постоянной.

С увеличением усилия прижима  $P$ , во всем исследуемом диапазоне, производительность обработки растет, однако в интервале  $P=1000 \dots 1500$  кПа, рост производительности значительно снижается.

Из характеристик алмазного инструмента на производительность превалирующим образом влияют зернистость и связка алмазного инструмента. Влияние концентрации незначительно. С увеличением размера зерна в пределах  $d_3=14/10 \dots 28/20$ , производительность растет в 1,5...2,5 раза. Максимальную производительность обработки обеспечивает инструмент на керамической связке ({0001}– 130 мкм/мин; {1010}– 300 мкм/мин; {1012}– 250 мкм/мин), далее на металлической ({0001}– 50 мкм/мин; {1010}– 200 мкм/мин; {1012}– 170 мкм/мин) и органической ({0001}– 30 мкм/мин; {1010}– 120 мкм/мин; {1012}– 110 мкм/мин). Инструмент на керамической связке работает в режиме самозатачивания.

Из характеристик алмазного инструмента на качество поверхности превалирующим образом влияют зернистость и материал связки инструмента. С увеличением зерна, в исследуемом диапазоне, высота неровностей  $R_z$  растет в пределах 1...1,5 класса, а глубина нарушенного слоя  $H$  – в 1,5...2 раза. При прочих равных условиях обработки на ориентации (0001) достигается более высокое качество поверхности, чем на остальных двух. Разница в 1...1,5 классах шероховатости. По этому показателю наилучшие результаты показывают алмазные круги на органической связке. Так, например, на алмазных кругах, на связках ВС-11 и органическая специальная, получены следующие результаты:  $R_z=0,25$  мкм;  $t_{p03}=35 \dots 45\%$ ;  $H=2 \dots 5$  мкм. При этом, значение параметра  $R_z$  на порядок ниже, параметра  $t_{p03}$  – в 1,5 раза выше и параметра  $H$  – в 3...5 раза меньше,

чем значения соответствующих параметров, которые получены на алмазных кругах на керамической и металлической связках.

Характер влияния факторов процесса на выходные параметры для выбранных ориентаций кристалла сапфира ((0001), (1010), (1012)) - постоянный.

Изучением морфологии обработанной поверхности доказана возможность резания материала сапфира пластическим деформированием снимаемого слоя на низких скоростях резания  $V=1...3$  м/с, с наименьшей глубиной нарушенного подрельефного слоя (Рис. 5).

Известно, что обработка стеклообразных материалов, в частности, кристалла сапфира, путем пластического деформирования снимаемого слоя, вместо хрупкого разрушения – диспергирования, залог получения обработанной поверхности практически без наследственных дефектов – без нарушенного подрельефного слоя. Величина  $H$  оказалась наименьшей именно на этих образцах сапфира. Полученный значимый результат требует отдельных исследований, проведение которых планируется.

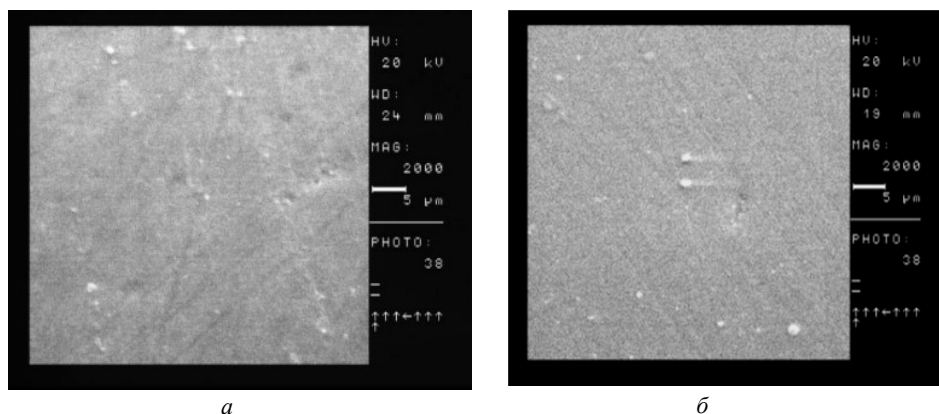


Рис. 5. Микрофотографии поверхностей экспериментальных образцов сапфира, обработанные способом НПШ: а - Ориентация 1010, б - 1012. Алмазный круг – АСМ 14/10, связка органическая спец., 50%. Режимы резания:  $V=1$  м/с,  $P=750$  кПа

#### Предложенные схемы точной обработки сферических поверхностей

Разработка нового, или усовершенствование существующего технологического процесса механической обработки сапфировой головки ставит актуальную задачу создания новых, высокоэффективных схем формообразования. Критерии оптимизации технологических операций, такие как производительность, показатели качества поверхности и точность обработки, определяют место новых схем-способов формообразования в технологическом процессе с учетом их преимуществ.

Схематическое изображение сферической головки эндопротеза показано на рис. 6. Частичная сфера определена ее радиусом и углом  $\beta$  сферического сегмента. Существует несколько способов механической обработки сферической головки [1, 5, 6]. Самая близкая к процессу НПШ по кинематике является схема шлифования частичной сферы с использованием торцового шлифовального круга. Обрабатываемая часть вращается с угловой скоростью  $\omega_2$  и  $\omega_3$  вокруг оси 2 и 3 последовательно (рис. 7). Эта кинематика образующая незавершенную поверхность сферы берется как основа разработки и возможной реализации более эффективных схем шлифования сферических головок эндопротеза принимая в счет кинематику и другие положительные свойства метода НПШ.

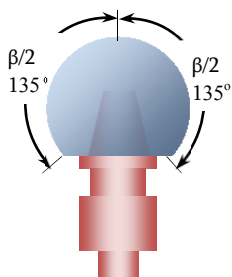


Рис. 6. Головки эндопротеза:  $\beta$ -угол сферического сегмента

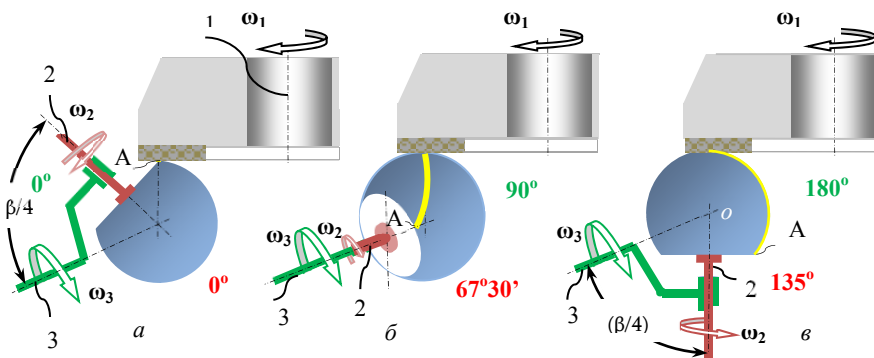


Рис. 7. Схема шлифования частичной сферы с использованием торцового шлифовального круга

Торцовый шлифовальный круг вращается с угловой скоростью  $\omega_1$  снимая натяг для механической обработки из сферы с требуемой скоростью резания и темпом подачи. Для полной механической обработки сферическая головка должна вращаться одновременно вокруг осей 2 и 3 с угловой скоростью  $\omega_2$  и  $\omega_3$ . Оси 2 и 3 пересекаются в центре сферы в точке О. Как видно на рис. 7 угол между осями 3 и 4 должен быть равен  $\beta/4$ , но для того, чтобы обработать всю поверхность частичной сферы, угловые скорости  $\omega_2$  и  $\omega_3$  должны кинематически соотноситься, так как они оба уточняют величины компонентов темпа подачи. Линейная скорость на стыке круга\шара и соотношение угловых скоростей  $\omega_2/\omega_3$  определяют текстуру поверхности полузавершенной или завершенной головки эндопротеза. Подробный анализ кинематических связей между скоростями вращения и другими относительными параметрами процесса шлифования находятся вне пределов доклада и будут обсуждаться в следующих публикациях. Одна из схем образования незавершенной сферической поверхности с формовым шлифовальным кругом представлена на рис. 8.

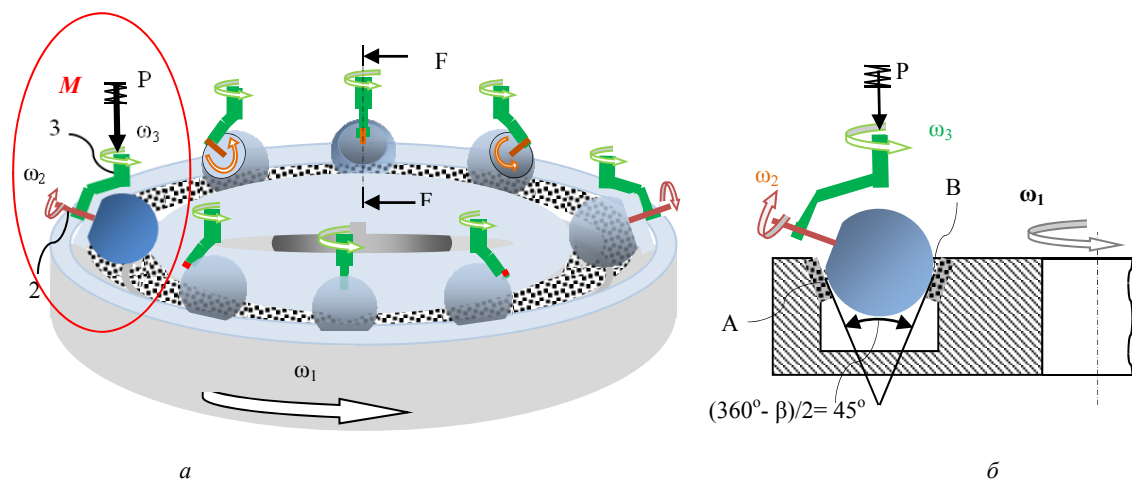


Рис. 8. Схема образования частичной сферической головки формовым шлифовальным кругом (на основе метода НПШ)

Частичная сферическая головка перемещается на профильной поверхности шлифовального круга, состоящем из внутренних и внешних конусов с абразивными слоями (Рис. 8 а, б) и вращается вокруг осей 2 и 3 с угловыми скоростями  $\omega_2$  и  $\omega_3$  в той же манере как это было описано выше в рис. 8. Обрабатываемая часть с помощью сильной пружины Р прижата к формовому кругу и непрерывно подается на нужной глубине по направлению к кругу. Приложенное давление ровно распределяется на стыке работы круга т.е. в точках -А и В (см. Рис. 8 б). На Рис. 8 а изображены восемь последовательных положений сферической головки в одном цикле. Для ясности все положения равно распределены вдоль круга, хотя такие же последовательные положения находятся в том же месте М. Эта схема, так же позволяет выполнять механическую обработку в «позициях обработки» вокруг круга. Главным недостатком этой схемы является сложность шлифовального круга и разница скоростей в точках - А и В. Последнее может компенсироваться таким же образом как в процессе НПШ. Сравнительно простые схемы образования сферических головок эндопротеза с использованием коммерчески доступных форм круга показаны ниже на Рис. 9 а, б, в и г. Схемы, представленные на Рис. 9 а, б и в отличаются только формой использованных кругов. Кинематика образования частичной сферической головки та же самая как в первой схеме, представленной на Рис. 7 и 8.

Что же касается случая, описанного на Рис. 9 в и г частичная сферическая головка покоится между двумя шлифовальными кругами, но предпочтительны три (Рис. 9 г), которые соответственно состоят из двух или трех конечных расположенных элементов. Для эффективного использования полного пространства абразивов на использованных кругах предложено исполнение, координированное во времени гармоничного движения кругов и механически обработанной сферы в пределах требуемых расстояний как это показано на Рис. 9 стрелками.

Диаметры шлифовальных кругов неограниченны, когда выполняется режим шлифования двумя кругами. В случае шлифования тремя головками радиус (r) сферы и максимальный радиус круга (R) взаимосвязаны. Режим трех кругов обеспечивает высокую стабильность шлифовального процесса. В дальнейшем изучении будет видна более подробная разработка структурных схем образования сферических головок и выполнены эксперименты с настоящими сферическими головками для эндопротеза.

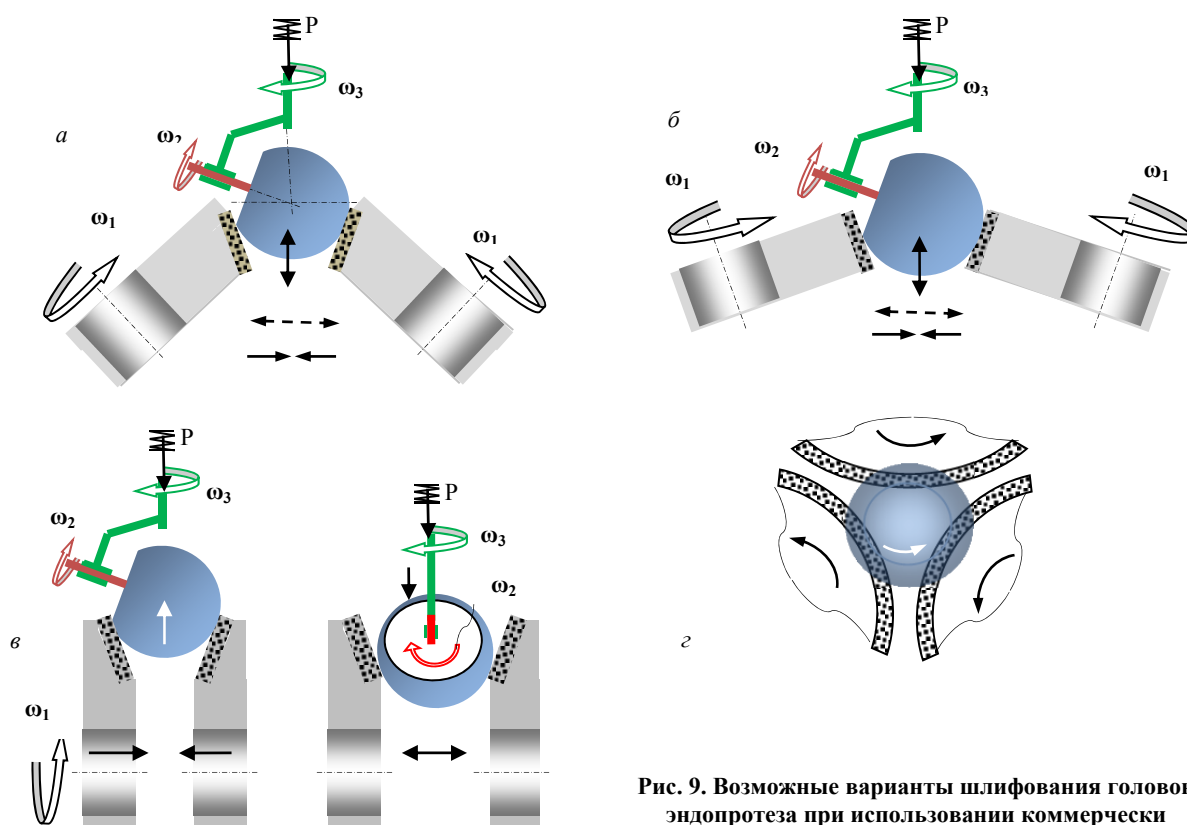


Рис. 9. Возможные варианты шлифования головок эндопротеза при использовании коммерчески доступных обычных кругов

### Заключения

В результате исследования влияния кристаллографической ориентации монокристалла сапфира на интенсивность съема обрабатываемого материала, а также состояния подповерхностного слоя при доводке

поверхностей методом низкотемпературного плоского шлифования установлено, что:

1. Обрабатываемость монокристалла сапфира значительно зависит от кристаллографической ориентации. Относительные величины съема материала при образцах с разными кристаллографическими ориентациями (1010) находятся в пределах  $q_{0001}/q_{1010}=0.25\dots0.5$ , и  $q_{1012}/q_{1010}=0.75\dots1$ . При других равных условиях процесса НППШ высшее качество шлифованной поверхности достигается для кристаллографической ориентации (1010). Разница с двумя остальными ориентациями кристаллографической плоскости находится в пределах 1...1.5 класса шероховатости.
2. Изучением морфологии обработанной поверхности доказана возможность резания материала сапфира пластическим деформированием снимаемого слоя без образования трещин при низкой скорости резания. При таких условиях механической обработки была обнаружена наименьшая глубина поврежденного подповерхностного слоя.
3. Предложены новые кинематические схемы обработки неполных сферических поверхностей, обеспечивающие более высокую геометрическую точность деталей, в частности сферических головок эндопротеза тазобедренного сустава человека.

### Благодарности

Авторы хотели бы выразить особую благодарность сотрудникам научно-технического центра Украины (УНТЦ) за финансовую поддержку Международного проекта, многим коллегам из Института сверхтвердых материалов Национальной академии наук Украины (Киев), Института монокристаллов Национальной академии наук Украины (Харьков) и из научно-исследовательского института Ливерпульского университета Джона Мура (Великобритания) за ценное участие в обсуждениях в течении многих лет сотрудничества.

**Анотація:** В зв'язку з тим, що головки ендопротеза тазостегнового суглоба людини експлуатуються в екстремальних умовах відносно навантаження, підбір відповідного матеріалу, а також підвищення точності і якості обробки сферичних поверхонь є досить актуальним завданням.

У поданій роботі розглянуто проблеми, пов'язані з визначенням ступеня впливу орієнтації кристала сапфіра на його оброблюваність при алмазному шліфуванні торцем круга і з розробкою перспективної, оригінальної схеми формоутворення неповної сферичної поверхні, зокрема, сапфірової головки ендопротеза тазостегнового суглоба людини.

**Ключові слова:** Ендопротези суглобів, несучі поверхні, зношування, коефіцієнт тертя, монокристал сапфіру, анізотропія, прецизійне шліфування, сферична головка.

**Abstract.** In view of the fact that the endo-prosthesis heads of human hip-joint are operated in extreme conditions, in respect of load, the selection of corresponding material and also increase of precision and quality of machining of spherical surfaces is rather topical task.

In the submitted work are reviewed the problems connected with the definition of the influence degree of orientation of the sapphire crystal on its workability during the diamond grinding with the ring end.

For conduct of investigations of workability of the sapphire crystal the method of low temperature precision grinding (LPG) was chosen elaborated at the Department of Mechanical Engineering of the Georgian Technical University as a version of progressive methods for grinding of hard and brittle non-metallic materials.

On the basis of analysis of the existing kinematic schemes and technological processes of obtaining spherical surfaces the new more effective scheme has been suggested that provides the increase of precision of spherical surfaces.

The essence of the scheme is in the selection of optimal ranges of the ratio of rotational speeds of the article and tool and in equal distribution of the article pressing to the grinding ring by the analog of the LPG method that is the pledge of exclusion of unequal wear of the abrasive tool, achievement and support of high precision of the work surface and by that the machining precision of the surface of incomplete surface.

**Keywords:** Endo-prostheses of joints, bearing surfaces, wear, friction coefficient, single crystal sapphire, anisotropy, precision grinding, spherical surface.

#### Бібліографічний список використаної літератури

1. Новиков Н.В., Розенберг О.А., Гавлик Й., Сохан С.В., Возный В.В., Турманідзе Р.С., Буцхрикідзе Д.С., Берідзе М.Д. и др. Эндопротезы суставов человека: Материалы и технологии. Монография /– Киев: ИСМ им. В.Н.Бакуля НАН Украины, 2011 г. 528 с.
2. Turmanidze R., Mgaloblishvili O., Butskhrikidze D., Beridze M. Grindability of single crystal sapphire in medical use and the scheme of forming highly precise spherical heads. Precision Machining VI. The 66<sup>th</sup> International Congress of Precision Machining ICPM 2011. Liverpool John Moores University, 13–15 September 2011. Day 1. Liverpool. P.13-18.
3. Rozenberg O.A., Sokhan S.V., Vozny V.V., Mamalis A.G., Gavlik J., Kim D-J. Trends and Development in the Manufacturing of Hip Joints: An Overview Int. J.Adv. Manuf. Technol (2006) 27: P. 537-542.
4. Turmanidze R.S., Butskhrikidze D.S., Kromp K., Mills B., “Low temperature precision grinding of hard and brittle materials”. Problems of mechanics and physico-chemistry of the process of abrasive machining, Kiev 2002, P. 490-499.
5. Rogov В.В., Филатов Ю.Д. Прецизионное формообразование плоских, сферических, цилиндрических и шарообразных поверхностей оптических элементов // Формообразование оптических поверхностей: В 2 т. / Труды междунар. Академии «Континант»: Рос. Отд. – М.: Континант, 2005. –Т.1. – С. 28-91.
6. Филатов Ю.Д., Rogov В.В. Точность формообразования вогнутых сферических поверхностей оптических деталей при полировании инструментом «Аквапол» // Сверхтв. Материалы. – 1995. - №6. - С. 40-45.

#### References

1. Novikov N.V., Rozenberg O.A., Gavlik J., Sohan S.V., Voznyj V.V., Turmanidze R.S., Buchrikidze D.S., Beridze M.D. i dr. Implants of human joints: Materials and Technologies. Kiev: ISM im. V.N.Bakulja NAN Ukrainy, 2011. 528 p.
2. Turmanidze R., Mgaloblishvili O., Butskhrikidze D., Beridze M. Grindability of single crystal sapphire in medical use and the scheme of forming highly precise spherical heads. Precision Machining VI. The 66<sup>th</sup> International Congress of Precision Machining ICPM 2011. Liverpool John Moores University, 13–15 September 2011. Day 1. Liverpool. P.13-18.
3. Rozenberg O.A., Sokhan S.V., Vozny V.V., Mamalis A.G., Gavlik J., Kim D-J. Trends and Development in the Manufacturing of Hip Joints: An Overview Int. J.Adv. Manuf. Technol (2006) 27: P. 537-542.
4. Turmanidze R.S., Butskhrikidze D.S., Kromp K., Mills B., “Low temperature precision grinding of hard and brittle materials”. Problems of mechanics and physico-chemistry of the process of abrasive machining, Kiev 2002, P. 490-499.
5. Rogov V.V., Filatov Ju.D. Precizionnoe formoobrazovanie ploskih, sfericheskikh, cilindricheskikh i sharoobraznyh poverhnostej opticheskikh jelementov. Trudy mezhdunar. Akademii «Kontinant»: Ros. Otd. Moscow: Kontinant, 2005. T.1. pp. 28-91.
6. Filatov Ju.D., Rogov V.V. Tochnost' formoobrazovanija vognutyh sfericheskikh poverhnostej opticheskikh detalej pri polirovanii instrumentom «Akvapol». Sverhtv. Materialy. 1995. No 6. pp. 40-45.

Подана до редакції 24.07.2015