

ПРОЦЕСИ ОБРОБКИ МАТЕРІАЛІВ

УДК 621.922.079:678

В.В. Возный к.т.н., с.н.с.**О.А. Розенберг д.т.н., проф.****С.В. Сохань д.т.н., с.н.с.***Институт сверхтвердых материалов им. В.Н. Бакуля
НАН Украины***РАЗВИТИЕ ИССЛЕДОВАНИЙ В ОБЛАСТИ МЕХАНИЧЕСКОЙ
ОБРАБОТКИ ИМПЛАНТАТОВ КОСТНОЙ ХИРУРГИИ**

Рассмотрены свойства современных металлических и керамических материалов медицинского назначения, особенности их механической обработки согласно предъявляемым требованиям к поверхностям эндопротезов костных суставов.

Введение. 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. В настоящее время в США, например, эти затраты всего в 1,5 раза ниже расходов на содержание государственного аппарата и армии вместе взятых и в 5 раз превышают затраты на продукты питания. Следовательно возрастают значимость и приоритет научных исследований и разработок в области здравоохранения. В частности, одним из направлений исследований здесь являются биоматериалы – синтетические материалы, предназначенные для длительной работы в контакте с биосредой (например имплантаты).

Основная часть. Совершенствование биоматериалов – основной фактор прогресса во многих отраслях медицины, особенно в хирургии. Ни один материал, имплантированный в организм, не является абсолютно биоинертным – каждый вызывает реакцию живой ткани. Согласно современным представлениям каждый из современных биоматериалов может быть в разной степени биотоксичным, биоинертным, биоактивным или биорезорбируемым [1]. Биотоксичность вызывает отмирание, патологическое изменение либо угнетение живой ткани вблизи материала вследствие химических, гальванических и других процессов. Биотоксичными являются сплавы, содержащие кадмий, ванадий, углеродистые стали, карбиды. Биоинертность характеризуется сосуществованием живой ткани и

материала без заметных изменений, отделение живой ткани от материала слоем фиброзной ткани различной толщины. Биоинертными в той или иной степени являются титан, керамика из оксидов алюминия и циркония. Биоактивность сопровождается образованием с поверхностью материала непосредственных биохимических связей и их последующим свободным развитием. Биорезорбция – постепенное растворение материала биосистемами организма, замещение его без проявлений токсичности и угнетения. Мерой биоинертности может служить, например, толщина слоя фиброзной ткани, отделяющей материал от остальных тканей организма. Для менее биоинертных материалов (например нержавеющей стали) толщина слоя фиброзной ткани составляет десятые доли миллиметра и более, тогда как для наиболее биоинертных (керамика на основе оксидов алюминия или циркония, сапфира) достаточно нескольких молекулярных слоев такой ткани.

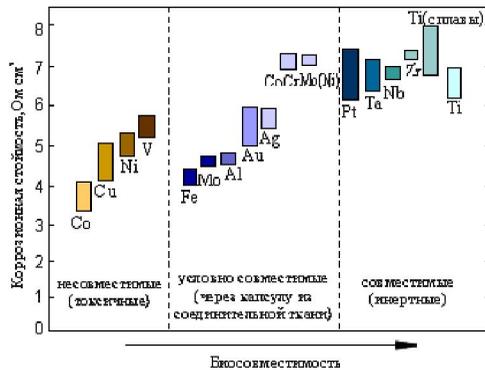


Рис. 1. Биологическая совместимость материалов

Металлы не являются ни максимально биоинертными, ни биоактивными, ни биорезорбируемыми материалами из-за электрохимических процессов, протекающих с той или иной интенсивностью на поверхности всех металлов в биосреде. Реакция на материал существенно зависит от физиологического состояния организма. Поэтому в одних случаях, например, осколки углеродистой стали могут инкапсулироваться слоем фиброзной ткани и сохраняться в теле человека десятки лет (как биоинертный материал), тогда как в другом организме в подобной ситуации возникает интоксикация, что приводит к летальному исходу. Наиболее тугоплавкие оксидные керамические материалы обладают наибольшей прочностью химических связей, которые не могут быть разрушены даже

воздействием различных ферментных систем организма.

Характерной особенностью взаимодействия материала с биосистемами является детерминирующая роль его структуры. В этом смысле керамика, которую можно определить как класс материалов, для которых структура является основным физическим параметром, определяющим служебные характеристики, по своей природе оптимально подходит для работы в биосистемах. В сравнении с другими имплантируемыми материалами биокерамика более биосовместима с организмом, оказывает меньшее влияние на иммунную систему, обладает более широким диапазоном биохимических, механических и других свойств, а также возможностью регулирования в широких пределах функциональных возможностей и срока службы в организме, существенно расширяя возможности хирургии при восстановлении многих нарушенных функций организма.

Особенность алюмооксидной биокерамики, по сравнению с другими видами корундовой керамики, заключается в пониженном содержании примесей оксидов кремния и щелочных металлов, которые снижают биоинертность керамики. В частности повышенное содержание примесей приводит к растравливанию границ зерен при длительном пребывании в организме, что увеличивает коэффициент трения и износ подвижного сопряжения эндопротеза. Травления границ зерен в биосреде не происходит при использовании искусственного сапфира. По сравнению с головками из металла у сапфировой головки исключаются аллергические реакции организма на металлические сплавы. Однако прочность на изгиб у сапфира примерно в 2,5–2,8 раза ниже, чем у титановых сплавов. Биоинертность алюмооксидной биокерамики, сапфира предопределяет их использование в подвижных сопряжениях искусственных суставов в основном для изготовления ортопедических головок эндопротезов тазобедренных суставов. Требования стандарта ISO 6474–81 для алюмооксидной биокерамики, в сравнении с некоторыми свойствами кости, по данным проф. В.А. Дубка приведены в табл. 1.

Таблица 1

*Характеристики керамики Al_2O_3 (ISO 6474–81)
и костных тканей [1]*

Характеристика	Керамика $Al_2O_3^*$	Кость	
		Кортикальная	Губчатая
Плотность $\rho \cdot 10^{-3}$, кг/м ³	>3,90	1,6–2,1	–
Средний размер зерен, мкм	<7	–	–

Микротвердність, НВ	≈2300	–	–
Прочність, МПа:			
при сжатии	≈4000	100–230	2–12
при изгибе	≥400	50–150	–
Модуль Юнга, ГПа	≈380	–	0,05–0,5
Ударная прочность, Дж/м ²	≥4000	–	–
Средняя скорость износа, мм ³ /ч	<0,01	–	–
Коррозионная стойкость (в растворе Рингера), мг/м ² ·сут	<0,1	–	–
Трещиностойкость, МПа·м ^{-1/2}	4–5	2–12	–

* – химический состав керамики Al₂O₃ : ≥ 99,5 %, сумма оксидов кремния, щелочных металлов < 0,1 %

Другие регламентируемые стандартом ISO показатели соответствуют высококачественной мелкозернистой керамике с суммарной пористостью не более 2 %.

Керамика на основе тетрагонального диоксида циркония, стабилизированного оксидами иттрия или церия, по биосовместимости близка к корундовой керамике, но имеет более высокую изгибную прочность (до 1200 ГПа) и трещиностойкость (до 15 МПа·м^{-1/2}), хотя и меньшие значения модуля Юнга, прочности при сжатии и микротвердости. Преимущества циркониевой керамики связаны также с более низким коэффициентом трения и малым износом, а недостатки – с технологическими трудностями в получении необходимой пористости и более высокой стоимостью. В настоящее время новый биоинертный керамический материал, основой которого является система ZrO₂-Y₂O₃, для ортопедических головок разрабатывается в Институте проблем материаловедения им. И.М. Францевича (ИПМ) НАН Украины в соответствии с ISO 13356:1997 [2].

Ежегодно в мире имплантируется около 1 млн. эндопротезов тазобедренных суставов (потенциальная потребность в таких операциях – 3 млн. в год), в том числе в Украине – около 900 (потенциальная потребность – свыше 50 тыс. в год). Подвижное сопряжение эндопротеза составляют: выпуклая сферическая поверхность головки, выполненная из металла или керамики, и сферическая же впадина ацетабулярной чашки, изготовленной в большинстве случаев из полиэтилена с высокой молекулярной массой (более 40 000). Замена металла керамикой почти на порядок

уменьшает коэффициент трения и износ сопряжения, значительно продлевая срок службы эндопротеза. Кроме того, если в подвижном сопряжении с металлической головкой продукт износа (полиэтиленовая стружка) накапливается в области сопряжения, то в подвижном сопряжении с керамикой продукты износа столь малы, что могут выводиться из организма через почки при условии высокого качества самой керамики и ее полированной поверхности.

К ортопедическим головкам эндопротезов тазобедренного сустава международным стандартом ISO 7206-2:1996 предъявляются следующие требования к точности формы и шероховатости сферической поверхности: отклонение от сферичности – не более 10 мкм, шероховатость поверхности – не более $Ra = 0,02$ мкм, отклонение от номинального диаметра – не более 0,02 мм. Рекламируемая ведущими фирмами-производителями (например японской "Kyocera", французской "FrancVal" и др.) шероховатость сферической поверхности оценивается в $Ra = 0,01...0,02$ мкм, а максимальное отклонение от сферичности в любых измеренных 16 точках сферы не превышает 0,1–0,3 мкм. Новый шаг в развитии конструкций эндопротезов – замена пары трения "полиэтилен–керамика" на пару "керамика–керамика", что повышает требования к механической обработке поверхностей трения, но практически устраняет ограничения срока службы эндопротезов из-за износа подвижного сопряжения.



Рис. 2. Ортопедические головки из керамики, виталуума



Рис. 3. Ацетабулярные чашки из виталуума (сплав Co–Cr–Mo), хирулуена



Рис. 4. Керамическое сопряжение эндопротеза фирмы "Kyocera" (Япония)

Указанные требования к прецизионной поверхности ортопедических головок достигаются применением специальных методов их механической обработки. На современном этапе развития технологий механической обработки формирование точной сферической поверхности обеспечивают двумя принципиально различными методами алмазной обработки: прецизионным алмазным

шлифованием трубчатым инструментом по методу "жестких осей", либо алмазной доводкой и полированием сферической поверхности по методу свободной притирки. Соответственно используемые инструменты имеют торцовую поверхность двух типов: узкую кольцевую и сферическую (рис. 5). Согласно классификации прецизионных поверхностей деталей по точности их изготовления [3] первый тип инструмента находит применение в основном для шлифования поверхностей низкой (отклонение профиля $\geq 1,25$ мкм), а второй – средней точности и выше (отклонение профиля $\leq 0,5$ мкм).

В первом случае имеет место высокая производительность обработки, однако неизбежны значительные финансовые затраты на приобретение прецизионного оборудования, особенно для изготовления поверхностей выше низкой степени точности. Во втором случае используют непрецизионное оборудование и инструменты-притиры, притирающиеся своей вогнутой сферической поверхностью к поверхности детали. Однако здесь требует решения задача воспроизводимости результатов алмазной обработки из-за нестабильности формы притира в результате его износа при обработке каждой детали.

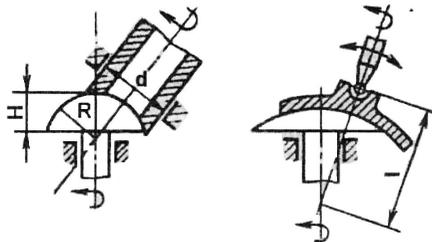


Рис. 5. Схемы обработки по методу "жестких осей" (слева) и свободной притирки (справа)

В основе формообразования сферических поверхностей методом "жестких осей" лежит геометрия пространственного пересечения двух тел – трубчатого инструмента с узкой кольцевой торцовой поверхностью и детали. Оба тела жестко связаны с осями вращения, которые лежат в одной плоскости и пересекаются под некоторым углом α . При вращении этих тел и перемещении инструмента вдоль его оси в сторону детали кромка инструмента вырезает в теле детали поверхность, все точки которой лежат на окружности, образованной вращением инструмента, и одновременно те же точки образуют тело вращения относительно оси детали. Данному геометрическому

свойству удовлетворяет сфера, уравнение которой имеет вид: $x^2 + y^2 + z^2 = R^2$. Для такой обработки явление взаимного притирания поверхностей инструмента и детали играет незначительную роль. Обработку характеризует жесткая кинематическая связь технологической системы с замыкающими звеньями, которыми являются инструмент и деталь. Поэтому положение последних друг относительно друга, а следовательно и точность формообразования зависят от точности движения исполнительных звеньев станка, которая обычно недостаточно высока. В связи с этим такой процесс обработки используют только для тонкого шлифования поверхностей низкой точности. Для получения поверхностей более высокой точности методом "жестких осей" требуются специальное сферошлифовальное оборудование, постоянный контроль и правка профиля инструмента, неизбежны значительные финансовые затраты.

Формирование точной сферической поверхности алмазной доводкой и полированием по методу свободной притирки происходит при одновременном вращении детали и упруго прижимаемого к ней кольцевого притира, ось которого проходит через ось вращения детали в центре образуемой сферы. Шарнирное крепление притира обеспечивает свободную самоустановку его вогнутой рабочей поверхности на детали с контактом непосредственно или через абразивную прослойку. Из-за углового расположения осей вращения не требуется принудительного вращения притира (рис. 2). Здесь весьма непросто определить момент времени, когда форма детали находится в пределах допустимого отклонения. Поэтому неизбежным является привлечение для таких работ высококвалифицированных рабочих-операторов, способных регулярно выполнять контроль формы обрабатываемой детали. Такую обработку используют для получения сферических поверхностей средней и высокой точности на станках, обеспечивающих окружные скорости инструмента порядка 8–20 м/с и удельные давления порядка 15–20 кН/м². Тем не менее, именно последний вариант технологии алмазной обработки прецизионных плоских и сферических деталей получил широкое распространение.

Институт сверхтвердых материалов им. В.Н. Бакуля (ИСМ) НАН Украины является признанным лидером в Украине относительно алмазной обработки ортопедических головок из керамики, сапфира, нержавеющей стали, титановых сплавов для эндопротезов тазобедренного сустава (рис. 6–7).



Рис. 6. Ортопедические головки из керамики, нержавеющей стали



Рис. 7. Заготовки сапфира и ортопедические головки из сапфира, циркониевой керамики

Разработанная под руководством проф. О.А. Розенберга технология алмазной обработки предусматривает взаимную притирку изделия и притира с использованием переустановки или сложного движения подачи притира (рис. 8).

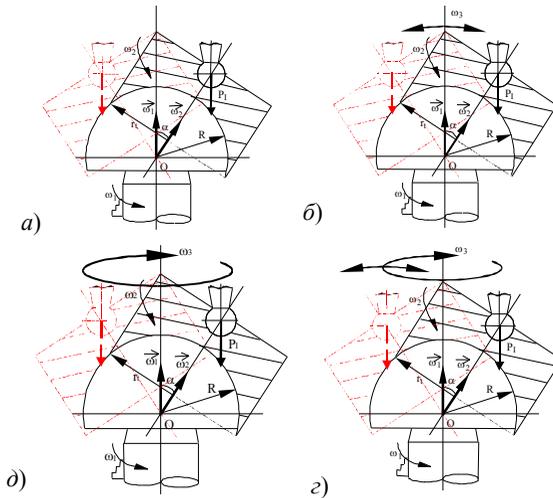


Рис. 8. Технология алмазной обработки ортопедических головок: с 2-х установок притира – а, с качательной подачей притира – б, с планетарной подачей притира – в, с комбинированной (качательной и планетарной) подачей притира – г

Разработка новой технологии стала возможной благодаря новому решению научно-технической проблемы формообразования прецизионных изделий из керамики медицинского назначения и искусственного сапфира направленным изменением скоростных и силовых параметров процесса алмазной доводки, суть которого раскрыта на примере процесса алмазной доводки изделий типа усеченный шар с обеспечением их сферичности менее 1 мкм [4]. Для этого впервые поставлена и решена численным методом 3-мерная контактная задача процесса алмазной доводки изделий типа «усеченный шар» из керамики и сапфира с учетом взаимного влияния изменяемой геометрии контакта, кинематики и динамики процесса вследствие действия трения и абразивного изнашивания тел.

При этом показано, что выравнивание скорости входа алмазных зерен в зону притирки обеспечивается в случае, когда абсолютный минимум скорости скольжения находится между наружной и внутренней кромками притира, а угловые скорости притира и изделия совпадают. Показано также, что при перемещении притира вдоль изделия с равномерной скоростью подачи выравнивание скорости входа алмазных зерен в зону притирки обеспечивается при квадратичной зависимости передаточного отношения v от угла α пересечения осей притира и изделия с максимальным значением в области $\alpha = 35^\circ$. При перемещении притира вдоль изделия с переменной скоростью подачи, но при постоянном передаточном отношении v выравнивание скорости входа алмазных зерен в зону притирки обеспечивается изменением скорости подачи по гармоническому закону, близкому к синусоидальному, и с максимальным значением скорости подачи в области $\alpha = 35^\circ$, а минимальных – в области $\alpha = 1^\circ$ и $\alpha = 80^\circ$ (рис. 9).

В то же время поверхностные свойства поликристаллических порошков УДАП имеют существенные преимущества:

- поликристаллические зерна порошков УДАП имеют значительную пористость, более округлую форму в отличие от практически беспористых, имеющих острые ребра, монокристаллических зерен порошков АСМ;

- величина удельного адсорбционного потенциала порошка УДАП 1/0 практически вдвое превосходит значение для порошка АСМ 1/0;

- степень гидрофильности порошка УДАП 1/0 по абсолютной величине более чем в 2 раза выше таковой для порошка АСМ 1/0.

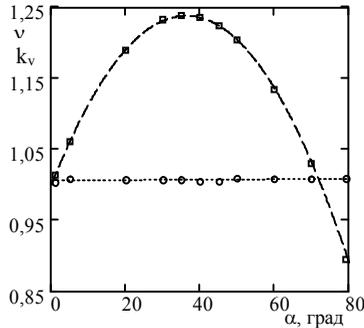
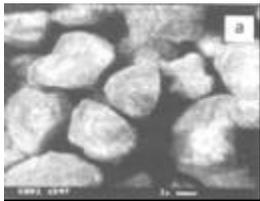
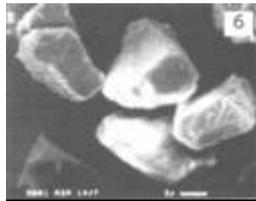


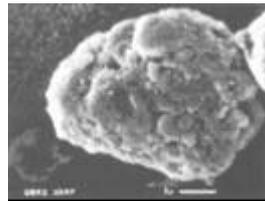
Рис. 9. График c^{-1} зависимости v и k_v от угла α при $\omega_1 = 104,7$ и $r_2/R_1 = 0,982$: □ – v ; ○ – k_v



УДАП 14/7 ($\times 2900$)



АСМ 14/7 ($\times 3800$)



УДАП 14/7 ($\times 5300$)

Рис. 10. Общій вид частиц алмазных микропорошков АСМ и УДАП

Благодаря особым свойствам поликристаллических алмазных микропорошков на их основе разработаны устойчивые водные и масляные суспензии с равномерным распределением твердых частиц для прецизионной мягкой полировки.

К настоящему времени в Украине разработан эндопротез с сапфировой головкой повышенной износостойкости для лечения заболеваний и повреждений тазобедренного сустава. Эндопротез состоит из металлической ножки, сапфировой головки, промежуточного слоя между ними из сверхвысокомолекулярного полиэтилена и вертлужной впадины (рис. 11–12). Сапфировые головки изготавливаются из заготовок особо чистого материала – кристаллов оксида алюминия, синтезированных при температуре >2000 °C.



Рис. 11. Оби́щий вид е́ндопротеза тазобедренного сустава с сапфировой головкой

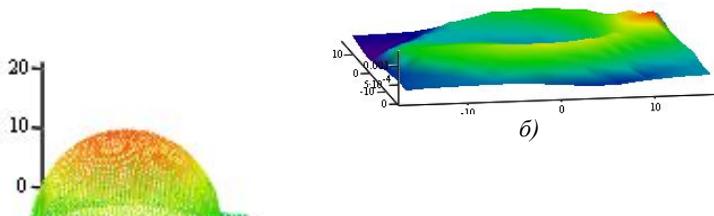


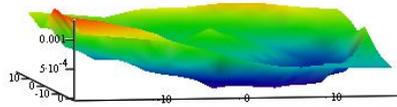
Рис. 12. Рентгенограммы больного до операции (а), после операции (б)

В то же время сапфир как монокристалл обладает ярко выраженными анизотропными свойствами. Характерное распределение отклонения от сферичности головки эндопротеза из сапфира при алмазной доводке (рис. 13) указывает на влияние анизотропии свойств этого материала.

Таким образом, разработанные в ИСМ технология и алмазный инструмент позволяют получать ортопедические головки из указанных материалов с отклонением от сферичности в пределах 0,5–1,0 мкм и шероховатостью Ra 0,01–0,02 мкм.

В рамках совместных работ под научным руководством сотрудников ИСМ в Польше проектируется обрабатывающий центр для алмазной обработки ортопедических головок из указанных материалов (рис. 14), проводится европейская сертификация изделий для выхода на мировой рынок. На проектируемом обрабатывающем центре последовательно реализуются операция предварительного формообразования ортопедической головки из сапфира, керамики или металлического сплава алмазным шлифованием по методу жестких осей и затем операция алмазной доводки головки.





а)

в)

Рис. 13. Область контроля и результаты измерения сферичности ортопедической головки из сапфира на 3-хкоординатной измерительной машине мод. РММ 12106 фирмы Leitz в 45 точках: поверхность точек измерения – а, отклонение от сферичности – б, в



а)



б)



в)

Рис. 14. Обрабатывающий центр для алмазной обработки головки из сапфира (а), операция предварительного формообразования головки по методу жестких осей (б) и операция алмазной доводки головки (в)

Конструкции эндопротезов с металло-полимерным подвижным сопряжением имеют спрос благодаря сравнительно низкой стоимости. Преимущества использования титанового сплава в металло-полимерном подвижном сопряжении: технологичность, быстрая прирабатываемость пары, низкий коэффициент трения, демпфирование ударных нагрузок. Основной недостаток такого узла –

быстрый износ полимерного вкладыша. Средняя скорость износа достигает 0,1–0,2 мм/год, что ограничивает период между первичной и ревизионной имплантацией сроком в 5–10 лет в зависимости от активности пациента.

В титановых сплавах системы Ti–Si–Zr, разработанных под руководством проф. С.А. Фирстова в Институте проблем материаловедения НАН Украины (рис. 15), в отличие от широкого применяемого в медицинской практике сплава Ti₆Al₄V, содержащего онкоопасные элементы V и Al, используются легирующие элементы, полностью инертные к организму человека. Коррозионная стойкость новых сплавов намного выше коррозионной стойкости сплава Ti₆Al₄V. Прочность новых сплавов находится на уровне 700–1100 МПа, пластичность 9–20 %, в зависимости от химического состава и режимов термомеханической обработки. Износостойкость пары Ti–Si–Zr сплав–полиэтилен существенно выше износостойкости пары Ti₆Al₄V–полиэтилен и находится на уровне износостойкости пары Al₂O₃-керамика–полиэтилен.



Рис. 15. Ортопедические головки из титанового сплава системы Ti–Si–Zr

Однако существуют определенные трудности при финишной обработке ортопедических головок из Ti–Si–Zr сплавов из-за композиционной структуры этих материалов. Частицы твердых включений, выступая на сравнительно мягкой матрице, препятствуют получению высокого качества полированной поверхности ортопедических головок из указанных сплавов. В настоящее время нами развернуты широкие исследования обрабатываемости этих сплавов с целью получения высокого качества обработанной поверхности. Работы ведутся в направлении разработки специальных нанодispersных алмазных порошков для полирования Ti–Si–Zr сплавов. Другим направлением исследований является тонкое

пластическое деформирование поверхности Ti–Si–Zr сплавов методами холодного пластического деформирования (включая деформирующее протягивание, алмазное выглаживание и др. методы) для создания наноструктур в поверхностном слое. Для повышения обрабатываемости этих сплавов планируется также исследовать комбинированные методы обработки тонким пластическим деформированием поверхности и последующим полированием поверхности Ti–Si–Zr сплавов. В этой связи представляется перспективным исследовать варианты нанесения на поверхность Ti–Si–Zr сплавов защитного/экранирующего покрытия той же природы, т. е. на основе титана, и последующего полирования или тонкого пластического деформирования поверхности для повышения обрабатываемости, улучшения фрикционных свойств этих сплавов. Для европейской сертификации медицинских изделий из Ti–Si–Zr сплавов с покрытием целесообразно провести комплекс трибологических и иммунологических испытаний, например в Польше, опыт сотрудничества с научными учреждениями которой имеется.

Накопленный опыт по механической обработке головок эндопротезов и предлагаемые новые материалы медицинского назначения могут быть использованы при разработке и изготовлении эндопротезов коленного сустава человека.

Изготовление эндопротезов коленных суставов является более трудной задачей, чем изготовление головок эндопротезов и связано это с разработкой рабочих поверхностей трения сложной формы, которые являются синтезом геометрических поверхностей второго и высших порядков – лекальные поверхности. Точность формообразования таких поверхностей на практике в первую очередь зависит от способности конструктора задавать данные поверхности на плазовых чертежах или воссоздавать их на твердотельных шаблонах или мастер-моделях.

На данном этапе развития техники материальные носители информации о поверхности могут быть заменены математическими моделями, которые обладают определенными преимуществами перед материальными носителями информации. Использование программ моделирования плоских лекальных кривых, построенных на основе методов геометрической аппроксимации и интерполирования, показывает, что с их помощью можно осуществлять расчеты с высокой точностью и сокращать время разработки поверхности. Зная точные геометрические размеры и координаты произвольно выбранных точек моделируемой поверхности, можно построить технологический процесс формообразования данной поверхности.

Так, для построения математической модели рабочей поверхности коленного сустава необходимо определить граничные и задать исходные условия, позволяющие облегчить процесс построения.

Начальными условиями для моделирования поверхности, безусловно, должны являться требования к точности и качеству обработанной поверхности и ее функциональные возможности (учет возможных взаимных перемещений).

Граничными условиями для разработки математической модели лекальной поверхности могут являться следующие факторы процесса:

1. габариты изделия либо максимальные размеры моделируемой поверхности;
2. материал изделия;
3. материал и характеристики режущей части инструмента;
4. вид механической обработки;
5. режимы процесса формообразования;
6. форма инструмента;

Зная исходные и граничные условия моделирования поверхности, можно выстроить логическую цепочку создания технологического процесса изготовления рабочей поверхности эндопротеза коленного сустава.

Методика создания лекальных поверхностей описана в [6] и состоит из нескольких этапов:

1. Определение координат опорных характеристических точек моделируемой поверхности (в зависимости от количества точек задаются теми или иными кривыми, в основном кривыми второго порядка);
2. Определение коэффициентов системы уравнений описывающих лекальную кривую в любом нормальном сечении лекальной поверхности.
3. Задание уравнения лекальной кусочно-заданной кривой;
4. Определение коэффициентов формирующего уравнения лекальной поверхности (данное уравнение будет использовано при аффинном преобразовании лекальной кусочно-заданной кривой в качестве траектории ее перемещения).
5. Аффинное преобразование уравнения лекальной кусочно-заданной кривой.

Применительно к математическому моделированию лекальных поверхностей пар трения эндопротеза коленного сустава этапы данной методики отражаются как:

1. Изначально задаем лекальную кривую тремя функциональными зависимостями (1):

$$F(X) = \begin{cases} y_1 = a_1 X^2 + b_1 X + c_1 \\ y_2 = a_2 X^2 + b_2 X + c_2 \\ y_3 = a_3 X^2 + b_3 X + c_3 \end{cases} \quad (1)$$

Лекальная кривая описывается системой уравнений (1), представляющих собой кривые второго порядка произвольной формы (параболы, эллипсы и т. д.). $y = aX^2 + bX + c$.

Указываем координаты точек по высоте, длине и ширине моделируемой поверхности.

2. Строим расчетную схему для определения координат опорных характеристических точек и коэффициентов системы уравнений лекальной кривой (рис. 16).

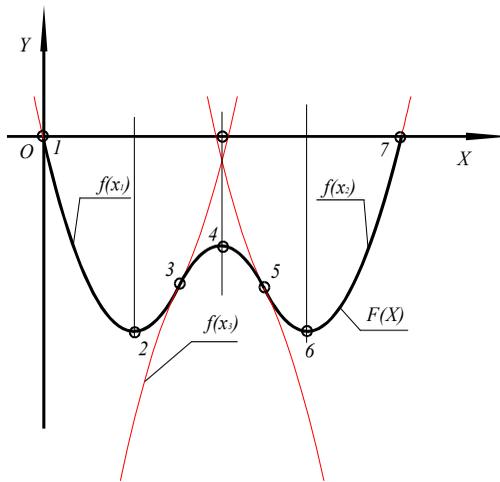


Рис. 16. Схема определения координат опорных точек лекальной кривой

3. С учетом свойств кривых второго порядка определяем коэффициенты системы уравнений, имеющей вид (2):

$$F(X) = \begin{cases} y_1 = a_1 \left[\left(x + \frac{b_1^2}{2a_1} \right) - \frac{b_1^2 - 4a_1c_1}{4a_1^2} \right], & 0 \leq x \leq n \\ y_2 = a_2 \left[\left(x + \frac{b_2^2}{2a_2} \right) - \frac{b_2^2 - 4a_2c_2}{4a_2^2} \right], & n \leq x \leq m \\ y_3 = a_3 \left[\left(x + \frac{b_3^2}{2a_3} \right) - \frac{b_3^2 - 4a_3c_3}{4a_3^2} \right], & m \leq x \leq 50 \end{cases} \quad (2)$$

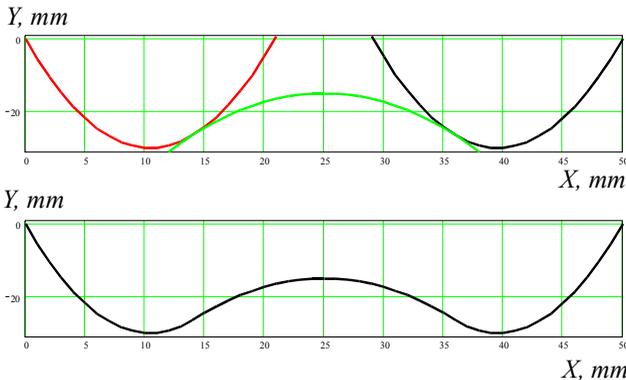


Рис. 17. Графики системы уравнений (а) и кусочно-заданной функции (б)

4. Из анализа литературных источников известно, что формообразующая кривая может быть задана спиралью Архимеда либо логарифмической спиралью (т.е. уравнение справочное и требует только его коррекции для задаваемых нами геометрических параметров поверхности).

5. После проведения аффинных преобразований получим лекальную поверхность трения эндопротеза коленного сустава человека (рис. 18).

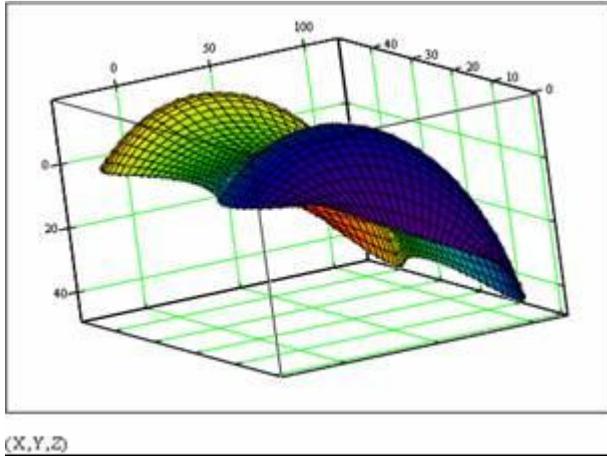


Рис. 18. Лекальная поверхность трения
эндопротеза коленного сустава человека

Вывод. Приведенный в статье материал показывает современное состояние проблемы разработки биоинертных материалов для изготовления имплантатов, а также развитие методов механической обработки прецизионных поверхностей имплантатов с учетом особенностей их функционального назначения и физико-механических свойств.

ЛИТЕРАТУРА:

1. Дубок В.А. Биокерамика – вчера, сегодня, завтра // Порошковая металлургия. – 2000. – № 7/8. – С. 69–85.
2. Шевченко А.В., Дудник Е.В., Дубок В.А., Сохань С.В., Филиппов Н.И. Биоинертные имплантаты на основе нанокристаллических порошков ZrO_2 // Техника машиностроения. – № 2 (58). – 2006. – С. 32–35.
3. Зубаков В.Г., Семибратов М.Н., Штандель С.К. / Под ред. М.Н. Семибратова. Технология оптических деталей: 2-е изд. – М.: Машиностроение, 1985. – 368 с.
4. Сохань С.В. Наукові основи формоутворення прецизійних керамічних виробів спрямованою зміною швидкісно-силових параметрів процесу алмазного доведення: Автореф. дис. ... д-ра техн. наук: 05.03.01. – К., 2007. – 36 с.
5. Алешин В.Г., Богатырева Г.П., Смехнов А.А., Крук В.Б. Химия поверхности алмаза. – Киев: Наукова думка, 1990. – 200 с.

6. Математическое моделирование лекальных поверхностей / Е.А. Стародетко; Под ред. П.М. Чеголина. – Минск: Наука и техника, 1984. – 126 с.

ВОЗНЬ В'ячеслав Вікторович – кандидат технічних наук, старший науковий співробітник Інституту надтвердих матеріалів ім. В.Н. Бакуля НАН України.

Научні інтереси:

– прецизійна обробка складних поверхностей.

РОЗЕНБЕРГ Олег Александрович – доктор технічних наук, професор Інституту надтвердих матеріалів ім. В.Н. Бакуля НАН України.

Научні інтереси:

– фізика і механіка процесу різання;

– холодне пластичне деформування металів і сплавів.

СОХАНЬ Сергій Васильович – доктор технічних наук, старший науковий співробітник Інституту надтвердих матеріалів ім. В.Н. Бакуля НАН України.

Научні інтереси:

– контактне взаємодія інструмента з изделиєм при обробці керамічних матеріалів.

Подано 03.09.2007