

7. Технологическое исследование закономерностей инжекционного формования изделий сложной формы из технической керамики и компьютерная оптимизация процесса: Отчет о НИР / ИСМ НАН Украины. – № ГР 0101U006189. – К., 2005. – 153 с.
8. Разработка системы оборудования для инжекционного литья изделий из материалов на основе тугоплавких соединений /Н.В. Новиков, В.В. Ивженко, В.А. Попов, Г.Ф. Сарнавская // Междунар. конф. «Материаловедение тугоплавких соединений: достижения и проблемы»: Тр. конф., 27–29 мая 2008 г. – К., 2008 – С. 104.

Поступила 02.06.11

УДК 621.7

В. В. Возный, канд. техн. наук

Институт сверхтвёрдых материалов им. В. Н. Бакуля НАН Украины, г. Киев

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ БЕДРЕННОГО ЭЛЕМЕНТА ЭНДОПРОТЕЗА КОЛЕННОГО СУСТАВА КАК ЭЛЕМЕНТА ВЫСШЕЙ КИНЕМАТИЧЕСКОЙ ПАРЫ

Для управляющих модулей программного обеспечения CAD/CAM станков с ЧПУ разработаны модели рабочих поверхностей эндопротеза коленного сустава человека. При моделировании поверхностей использовали кинематический метод.

Ключевые слова: *бедренный элемент, математическая модель, коэффициент, эндопротез коленного сустава, лекальная кусочнозаданная кривая.*

Мировой финансовый кризис 2008-2009 гг. негативно повлиял на фирмы, производящие режущие инструменты. Некоторые из них сократили производство на 50-80%. Экономической спад заставил многие компании искать пути диверсификации с целью смягчить воздействие колебаний экономической активности. При диверсификации, инвестируют в направления, дающие значительные прибыли в период стремительного развития рынка, сохраняющие при спаде экономической активности.

В этой связи для компаний, действующих или начинающих деятельность в области затачивания инструментов на станках с ЧПУ, шлифование медицинских имплантов стало привлекательным вариантом диверсификации. Основное направление современной реконструктивной хирургии – протезирование тазобедренных, плечевых и коленных суставов. Импланты для этих суставов и связанные с ними инструменты требуют затачивания в процессе изготовления.

Исторический и прогнозируемый рост рассматриваемого рынка, а также быстрое развитие технологий открывают новые возможности для компаний, занимающихся шлифованием. Рынок находится на стадии становления, поэтому инвестиции в правильно выбранную технологию имеют особое значение. Правильно выбранное оборудование в сочетании с новейшим программным обеспечением CAD/CAM позволяет быстро реагировать на изменяющиеся потребности этого рынка [1].

Эффективность запуска нового изделия в производство в равной степени зависит от продолжительности его разработки и подготовки вторичных средств производства (оснастки). Нерациональные временные затраты на любой из этих стадий могут обернуться для предприятия либо потерей доли рынка, либо привести к ситуации, когда изделие окажется вне рамок потребительского спроса [2], поэтому моделирование таких сложных изделий, как элементы эндопротезов коленного сустава человека, является актуальной проблемой.

Математическое моделирование производили кинематическим методом. При построении рабочей поверхности использовали данные об анатомическом строении коленного сустава человека, а также многолетний опыт ведущих мировых производителей эндопротезов коленных суставов человека.

Для задания параметрических поверхностей необходимо описать координаты x , y , z , как функции параметров u и v [3].

Сначала необходимо задать векторы значений параметров Π_i и Π_j . При необходимости задания разности между соседними параметрами = $const$, можно использовать формулы (1):

$$\begin{aligned} \varphi_i &= \varphi_{\min} + \frac{i}{N}(\varphi_{\max} - \varphi_{\min}), \quad i = 0 \dots N; \\ \psi_j &= \psi_{\min} + \frac{j}{N}(\psi_{\max} - \psi_{\min}), \quad j = 0 \dots N. \end{aligned} \quad (1)$$

После определения вспомогательных функций $R(\varphi)$ и $r(\varphi)$, представляющих собой переменные радиусы, необходимо найти матрицы значений координат (2):

$$\begin{cases} R(\varphi_i); \\ r(\varphi_i); \\ x_{i,j} = (R(\varphi_i) + r(\varphi_i) \times \cos(\psi_j)) \times \cos(\varphi_i); \\ y_{i,j} = (R(\varphi_i) + r(\varphi_i) \times \cos(\psi_j)) \times \sin(\varphi_i); \\ z_{i,j} = (r(\varphi_i) \times \sin(\psi_j)), \end{cases} \quad (2)$$

где N - количество значений параметров – 1; i, j - индексные переменные; φ_i, ψ_j - значения параметров.

Например, параметрическое представление «раковины улитки» имеет следующий вид (3):

$$\begin{cases} R(\varphi) = 8 \cdot e^{-\frac{\varphi}{5}}; \\ r(\varphi) = 4 \cdot e^{-\frac{\varphi}{5}}; \\ x_{i,j} = (R(\varphi_i) + r(\varphi_i) \cdot \cos(\psi_j)) \cdot \cos(\varphi_i); \\ y_{i,j} = (R(\varphi_i) + r(\varphi_i) \cdot \cos(\psi_j)) \cdot \sin(\varphi_i); \\ z_{i,j} = r(\varphi_i) \cdot \sin(\psi_j). \end{cases} \quad (3)$$

В данном случае координаты x, y, z должны быть определены как матрицы. При этом $x_{i,j}$ зависит от φ_i и ψ_j , это же относится к $y_{i,j}$ и $z_{i,j}$.

При построении указанных зависимостей в среде MathCAD получили трехмерное изображение (рис. 1).

При математическом моделировании поверхностей эндопротеза коленного сустава человека модель «раковина улитки» может быть принята как исходная математическая. При замене параметра $r(\varphi)$ описывающего радиус окружности «Раковина улитки» на параметр $F1(x)$ - а – локальную криволинейную функцию - получим математическую модель рабочей поверхности элемента эндопротеза коленного сустава человека (4):

$$\begin{cases} R(m) = 15 \cdot e^{-\frac{m}{5}}; \\ x_{x,m} = (-F1(x) \cdot \sin(\varphi_x) + R(m)) \cdot \cos(\varphi_m); \\ y_{x,m} = (-F1(x) \cdot \cos(\varphi_x) + R(m)) \cdot \sin(\varphi_m); \\ z_{x,m} = \cos(\varphi_x); \end{cases} \quad (4)$$

Графическое изображение математической модели рабочей поверхности элемента эндопротеза коленного сустава человека показано на рис. 2.

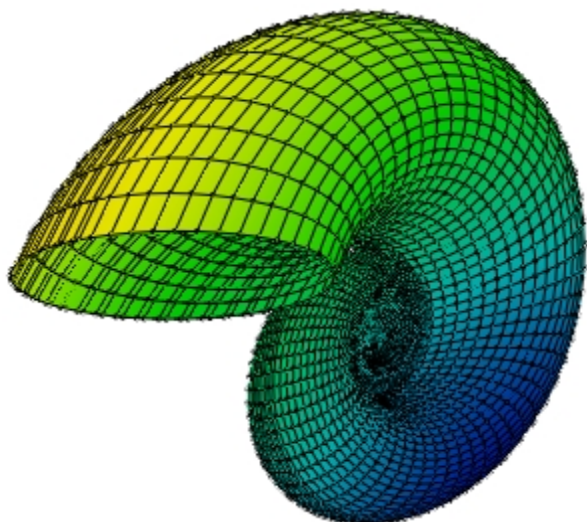


Рис. 1. Трехмерное изображение спирали Архимеда «Раковина улитки»

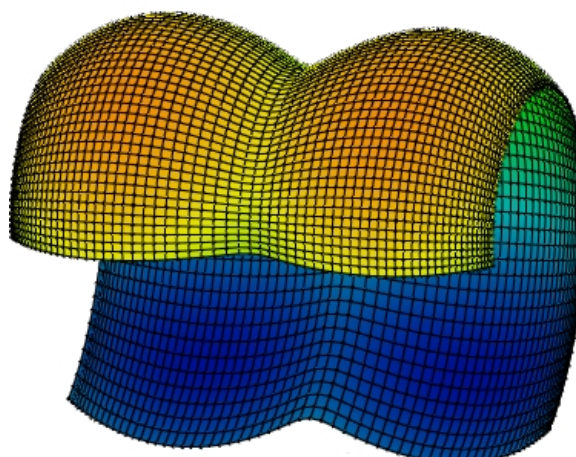


Рис. 2. Графическое изображение математической модели рабочей поверхности элемента эндопротеза коленного сустава человека

Разработанная математическая модель рабочей поверхности элемента эндопротеза коленного сустава человека требует доработки. При ее адаптации получили математическая модель рабочей поверхности эндопротеза коленного сустава (5):

$$\begin{cases} R(m) = 15 \cdot e^{-\frac{u_m}{5}}; \\ x_{x,m} = (-F1(x) \cdot \sin(u_x) + R(m)) \cdot \cos(u_m); \\ y_{x,m} = (-F1(x) \cdot \cos(u_x) + R(m)) \cdot \sin(u_m); \\ z_{x,m} = \pm K_1 + (K_2 + K_3) \cdot \cos(u_x), \end{cases} \quad (5)$$

где $F1(x)$ – локальная кусочнозаданная функция; $R(m)$ – радиус-вектор спирали Архимеда; K_1, K_2, K_3 – коэффициенты, учитывающие анатомические особенности при построении математической модели рабочей поверхности элементов эндопротеза коленного сустава человека.

В конкретном случае управление формой поверхности сводится к выбору коэффициентов K_1, K_2, K_3 и знака перед коэффициентом K_1 .

Так, при изменении знака перед коэффициенте K_1 с отрицательного на положительный направление смещения оси спирали Архимеда изменяется в перпендикулярно к плоскости ее вращения. Можно утверждать, что знак перед коэффициентом K_1 указывает на то, что при использовании разработанной математической модели рабочей поверхности элементов эндопротеза коленного сустава человека будет получен шарнир для ног пациента.

Гомотетия рабочей поверхности элемента эндопротеза коленного сустава.

Значение коэффициента K_1 описывает величину смещения оси спирали Архимеда, в направлении, перпендикулярном к плоскости ее вращения.

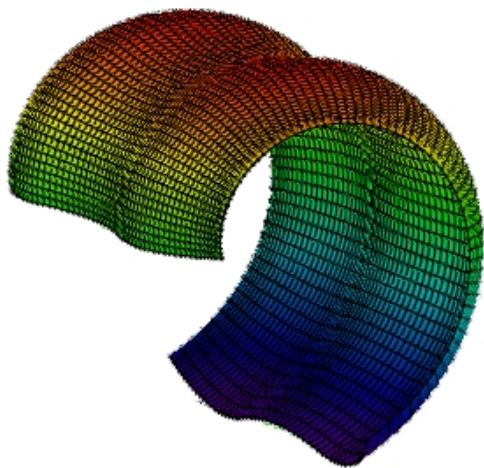
K_1 отвечает за габаритные размеры элемента эндопротеза сустава человека. " \pm " – анатомическая принадлежность рабочей поверхности элемента эндопротеза коленного сустава: $+K_1$ – левый, $-K_1$ – правый.

Коэффициент K_1 – смещение спирали Архимеда в направлении, перпендикулярном к плоскости ее вращения

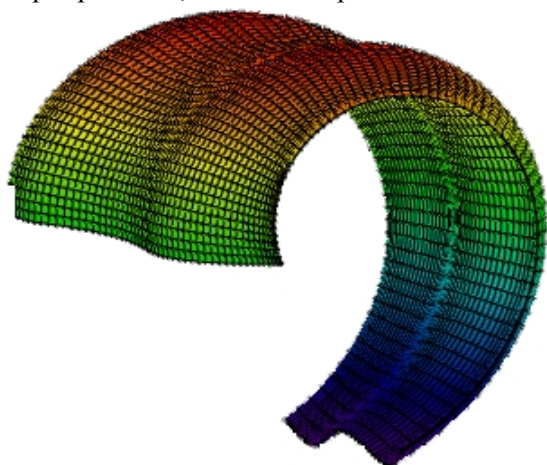
K_2 выбирают согласно анатомическим параметрам коленного сустава пациента. K_2 – отвечает за масштабирование профиля.

K_3 выбирают согласно анатомическим параметрам коленного сустава пациента.

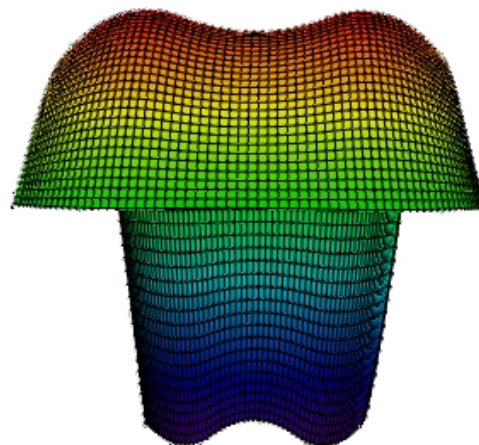
Результаты моделирования бедренной и большеберцовой поверхности приведены на рис. 13.



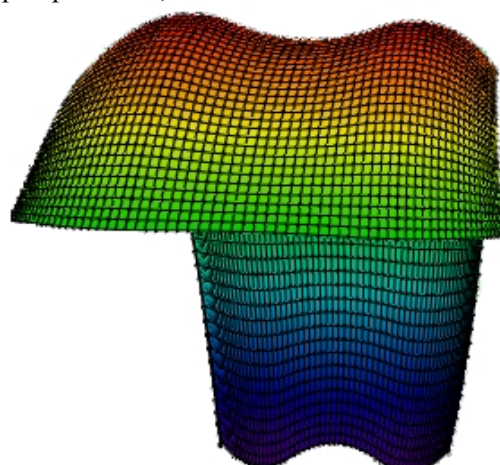
Кривые, проходящие через геометрическое место точек, на каждом из мышечков имеющих максимальное удаление от геометрического центра вращения, являются параллельными



Формообразующая – лекальная кусочнозаданная кривая при перемещении ее вдоль направляющей кривой на заданный угол ($\approx 155-172^\circ$) постепенно пропорционально изменяет свои геометрические размеры



Кривые, проходящие через геометрическое место точек, на каждом из мышечков имеющих максимальное удаление от геометрического центра вращения, сближаются



Кривые, проходящие через геометрическое место точек, на каждом из мышечков имеющих максимальное удаление от геометрического центра вращения, сближаются с уклоном в одну из сторон

Рис. 13. Моделирование бедренной поверхности элемента эндопротеза коленного сустава. Геометрические параметры режущей части обрабатывающего инструмента учтены при расчете лекальной кусочнозаданной функции $F1(x)$ [4]

В результате введения в математическую модель рабочей поверхности элемента эндопротеза коленного сустава человека коэффициентов $K1, K2, K3$ обеспечивается индивидуальный подход к каждому пациенту при проектировании эндопротеза коленного сустава человека на стадии его проектирования.

Для розробки керуючих модулів програмного забезпечення CAD/CAM верстатів із ЧПУ розроблені моделі робочих поверхонь ендопротеза колінного суглоба людини. При моделюванні поверхонь використовували кінематичний метод.

Ключові слова: стегновий елемент, математична модель, коефіцієнт, ендопротез колінного суглоба, лекальна кусковозадана крива.

Models of working surfaces are developed for working out of operating modules of software CAD/CAM of machine tools a knee joint of the person. At modelling of surfaces used a kinematic method.

Key words: femoral element, mathematical model, factor, knee joint, curve.

Литература

1. <http://www.anca.com/Applications/Articles/Medical-Applications/Knees-Please-Orthopedic-Implant-Grinding> (Колени Пожалуйста - Шлифование ортопедических имплантатов)
2. <http://www.sapr.ru/Article.aspx?id=6964> (Опыт использования Power Solution в инструментальном производстве).
3. http://detc.usu.ru/assets/amath0021/l3_3.htm 3.3 (Графики в трехмерном пространстве).
4. Возный В.В. Построение лекальных кривых для моделирования рабочих поверхностей эндопротеза коленного сустава человека: Зб. науч. работ. - Харків НТУ «ХПИ»: 2007. – Вып. 2. -С. 64-71.

Поступила 06.05.11

УДК 66.933

Я. О. Подоба

Институт надтвердих матеріалів ім. В. М. Бакуля НАН України, м. Київ

СИСТЕМА МОНІТОРИНГУ І УПРАВЛІННЯ ПРОЦЕСОМ ЕЛЕКТРОСПІКАННЯ КАМ НА МЕТАЛЕВІЙ ЗВ'ЯЗЦІ

Розроблена комп'ютеризована система моніторингу та керування процесом інтенсивного електроспікання, за допомогою якої було досліджено процеси ущільнення та консолідації порошкових композитів. Досліджено вплив тиску та щільності електричного струму на кінетику усадки композитних алмазовмісних матеріалів.

Ключові слова: Система моніторингу, ущільнення, консолідація, порошкові композити.

Як альтернатива традиційним технологіям спікання композиційних алмазовмісних матеріалів (КАМ) з металевою матрицею, і насамперед гарячого пресування, в Інституті надтвердих матеріалів ім. В. М. Бакуля НАН України розроблюють метод інтенсивного електроспікання під тиском до 500 МПа [1–4]. Відомий ще з тридцятих років минулого століття як «спікання опором», цей метод останнім часом набув широкого застосування (наприклад, [5–9]) завдяки малій енергомісткості, відсутності, на відміну від вільного спікання, зростання зерен та пор, що сприяє формуванню однорідної структури матеріалу. Технологія інтенсивного електроспікання за підвищеного тиску забезпечує виготовлення готового виробу за час від одиниць або десятків секунд. Короткотривалість інтенсивного електроспікання робить його перспективним зокрема для виготовлення виробів з алмазовмісних композитних матеріалів, забезпечуючи повніше порівняно з іншими методами збереження цілісності алмазів, а отже, підвищену працездатність і стійкість оснащеного ними інструмента. Втім, зауважемо, що належна якість виробів досягається лише за певної комбінації технологічних параметрів, зокрема сили струму і зумовленої нею потужності тепловиділення, тиску і тривалості процесу. Для забезпечення дотримання технологічних параметрів та реакції на їх зміну розроблено комп'ютеризовану систему моніторингу та управління інтенсивним електроспіканням.

Опис системи

Апаратні засоби системи моніторингу. Передбачено два основних режими роботи установки інтенсивного електроспікання. Згідно з першим жорстко задаються режим роботи і максимальні значення параметрів (сили струму, часу, енергії або усадки), після досягнення чого система моніторингу видає керуючий сигнал про вимкнення електричного струму. Як варіант передбачено двоетапний режим нагрівання, що реалізується шляхом відповідної комутації регуляторів $R1$ і $R2$, включених в електричну схему установки (рис. 1).