

В.В. Возный канд. техн. наук,  
Н.В. Новиков академик НАН Украины, В.Е. Мельник Киев, Украина

## **СОВРЕМЕННЫЕ ПОДХОДЫ УПРАВЛЕНИЯ ПРОЦЕССОМ ОБРАБОТКИ СОПРЯГАЕМЫХ ПОВЕРХНОСТЕЙ БЕДРЕННОГО ЭЛЕМЕНТА ЭНДОПРОТЕЗА КОЛЕННОГО СУСТАВА ЧЕЛОВЕКА**

*Розглянуті деякі підходи що до управління процесом обробки поверхонь стегнового елемента ендопротеза колінного суглоба людини. Запропонований метод розрахунку відрядкової подачі інструменту уздовж формотвірної кривої. З метою забезпечення однакових умов роботи інструменту запропонований критерій оптимізації процесу обробки. Розрахована математична модель переміщення інструменту відносно оброблюваної деталі.*

*Рассмотрены некоторые подходы к управлению процессом обработки сопрягаемых поверхностей бедренного элемента эндопротеза коленного сустава человека. Предложен метод расчета построчной подачи инструмента вдоль формообразующей кривой. С целью обеспечения одинаковых условий работы инструмента предложен критерий оптимизации процесса обработки. Рассчитана математическая модель перемещения инструмента относительно обрабатываемой детали.*

*Modern approaches of process of treatment of the attended surfaces of femoral element of endoprosthesis of knee-joint of man control are considered. The method of calculation of line-by-line feed serves of moving of instrument is offered in relation to a shape-generating curve. For providing of identical terms of tooling of working surface of femoral element of endoprosthesis of knee-joint of man the criterion of optimization is offered. The mathematical model of moving of instrument is developed relatively.*

Обеспечение стабильности работы инструмента (постоянные условия работы инструмента) возможно за счет варьирования таких параметров как скорость обработки и подача инструмента. Изменение скорости вращения инструмента в процессе обработки обеспечить очень сложно, и, как следствие, изменением подачи инструмента регулируют весь процесс механической обработки. Большинство CAD/CAM/CAE систем не способны учитывать переменные параметры процесса обработки, поэтому следует определить зависимости изменения подачи инструмента для конкретного процесса обработки и конкретной детали в аналитическом виде с последующим составлением блока управляющих программ станков с ЧПУ.

Для математического описания процесса механической обработки бедренного элемента эндопротеза коленного сустава человека воспользуемся разработанной в Институте сверхтвердых материалов им. В.Н. Бакуля НАН Украины математической моделью рабочей поверхности (рис. 1 [1]).

При построении технологического процесса механической обработки таких поверхностей следует учитывать способ получения заготовки. Так если заготовкой является цилиндр необходимо учитывать две стадии черновой

механической обработки с последующей чистовой. Примером такого технологического процесса обработки является обработка поверхности реализованная на 5-ти координатном станке MCU 630V 5X - FIVE AXIS MACHINING (KOVOSVIT MAS). В случае, когда заготовка получена литьем – черновое формообразование с последующей чистовой обработкой.

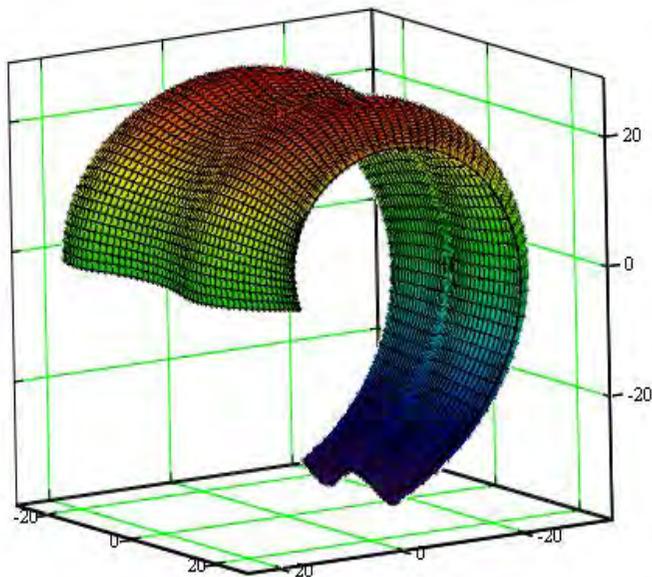
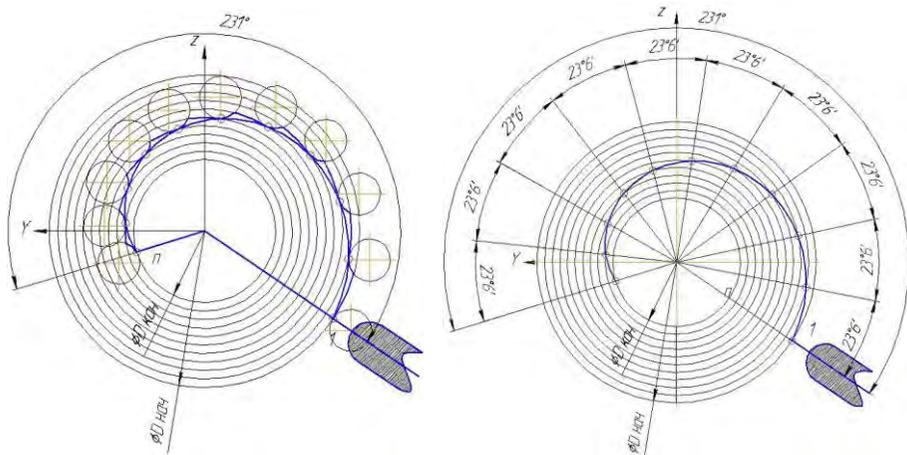


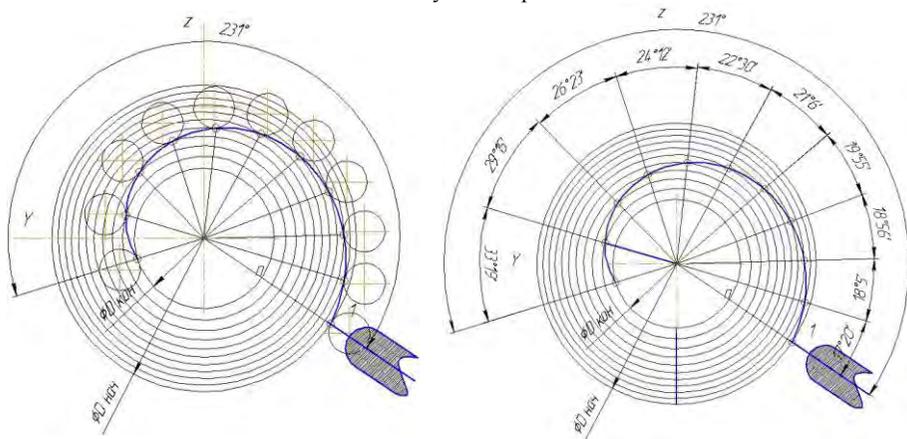
Рисунок 1 – Поверхность бедренного элемента эндопротеза коленного сустава человека

Для чернового формообразования поверхности из цилиндрической заготовки также необходимо учитывать перераспределение глубины обработки и величины подачи инструмента. Как пример приведена схема перемещения инструмента по спирали Архимеда с углом поворота  $231^\circ$  (рис. 2).

Отличительной особенностью предлагаемого процесса формообразования поверхности от известных, является тот факт, что ведется предварительная обработка с целью снятия материала. После завершения данного этапа обработки поверхность сформирована по спирали Архимеда с прямой образующей. Эта операция может считаться подготовительной для чернового формообразования. Более подробно процесс чернового формообразования поверхности бедренного элемента эндопротеза коленного сустава человека рассмотрен в работе [2].



а - Равная глубина переходов



б - равный шаг

Рисунок 2 – Перемещение инструмента по формообразующей кривой (Спираль Архимеда).

Авторы за основу расчетов взяли математическую модель с формообразующей кривой, которая получена сопряжением трех элементов окружностей. Данная математическая модель легла в расчетную схему геометрического взаимодействия инструмента с деталью (рис. 3.).

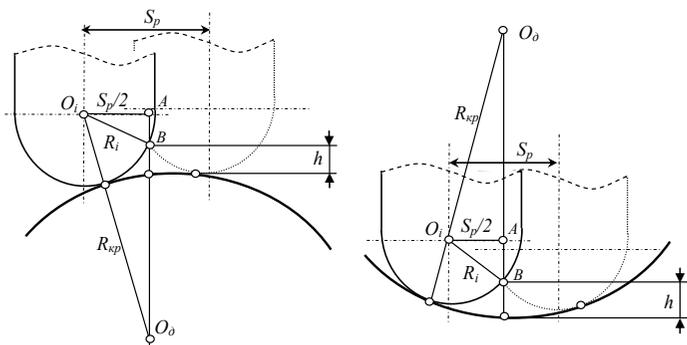


Рисунок 3 – Схема геометрического взаимодействия инструмента и обрабатываемой поверхности [2]

За критерий оптимизации при проведении расчетов построчной подачи инструмента принята высота гребешка  $h$  полученного перемещением инструмента после прохода  $i$  – строчки. В результате проведенных авторами расчетов были рассчитаны построчные подачи инструмента (рис. 4).

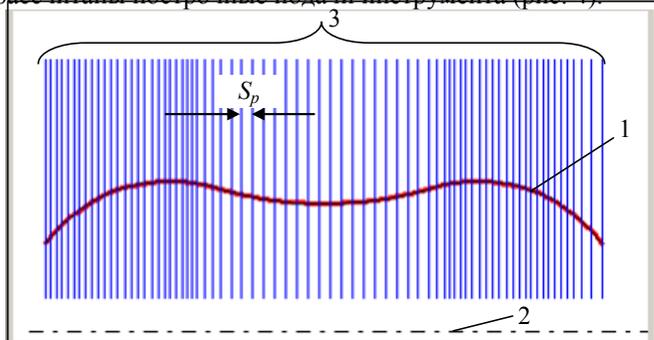
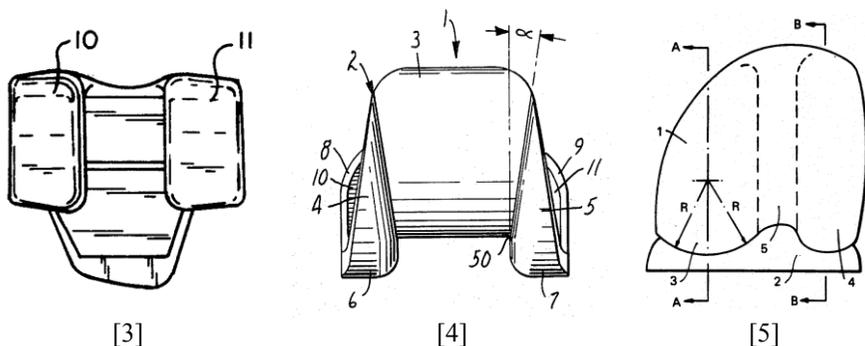


Рисунок 4 – Результат расчета построчной подачи инструмента [2]

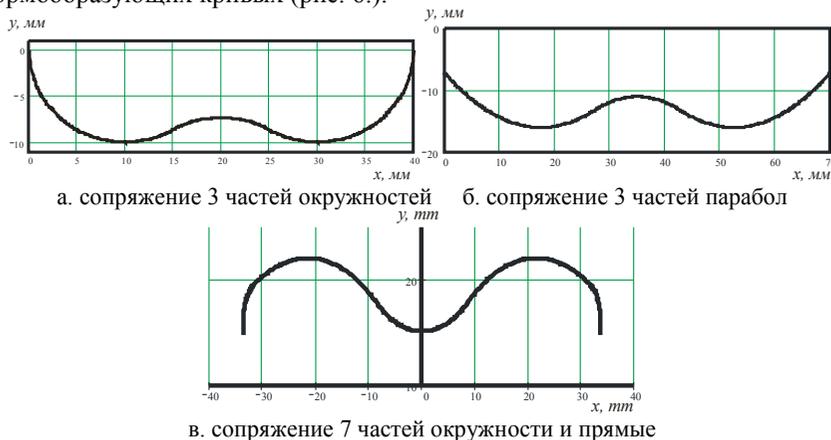
Данные расчеты проведены для случая когда формообразующая кривая задана последовательным сопряжением элементов окружностей. Использование полученных результатов обеспечить плавность изменения перемещения инструмента при изменении кривизны формообразующей и как следствие стабильность процесса обработки. Однако данные расчеты проведены для одного конкретного случая и требуют корректировки, как для различных количественных характеристик данной формообразующей кривой, так и в случае изменения ее качественных характеристик (если кривая получена сопряжением другого количества и формы кривых).

Из литературных источников известно, что в качестве формообразующих кривых могут быть использованы сочетания различных кривых, а также прямых участков (рис. 5).



[3] [4] [5]  
 Рисунок 5 – Примеры конструктивного исполнения бедренного элемента  
 эндопротеза коленного сустава

При построении математической модели рабочей поверхности бедренной части эндопротеза коленного сустава человека были использованы ряд формообразующих кривых (рис. 6.).



а. сопряжение 3 частей окружностей    б. сопряжение 3 частей парабол  
 в. сопряжение 7 частей окружности и прямые  
 Рисунок 6 – Формообразующие кривые для построения математической модели бедренной части эндопротеза коленного сустава человека

Данные формообразующие кривые имеют различные характеристики, как по форме, так и по количеству сопряженных элементов. Поэтому предложенную авторами работы [2] методика расчета построчной подачи следует признать частным случаем.

Для удобства расчета построчной подачи инструмента необходимо формообразующую кривую описать функциональной зависимостью как геометрическое место точек на заданном интервале [6].

$$F(x) = \begin{cases} y_1 = f_1(x), 0 \leq x \leq n; \\ y_2 = f_2(x), n \leq x \leq m; \\ y_3 = f_3(x), m \leq x \leq 70; \end{cases} \quad (1)$$

Где  $F(x)$  – кусочно-заданная функция формирующей кривой,  $f_1(x), f_2(x), f_3(x)$ , – уравнения элементов сопрягаемых участков  $n, m$  – точки сопряжения.

Алгоритм расчета представляет собой вычисление длины кривой на заданном интервале. Для получения длины кривой вычисляем интеграл функции  $F(x)$  на заданном интервале по формуле (2).

$$L = \int_a^b \sqrt{1 - \left(\frac{d}{dx} F(x)\right)^2} \quad (2)$$

Где  $L$  – длина кривой,

$a, b$  – диапазон интегрирования,

$F(x)$  – функциональная зависимость формирующей кривой.

Имея длину кривой и величину высоты гребешка  $h$  [2] определяем количество участков равных по величине. Затем решая интегральное уравнение относительно каждого участка кривой получим значение координаты  $x$  для положения инструмента в начальный момент построчной подачи. Графически это показано на примере для 70 – строк (рис. 7).

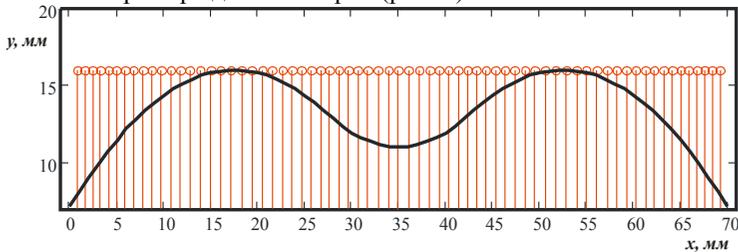


Рисунок 7 – Результат расчета построчной подачи инструмента для общего случая

Следует отметить, что построчная подача является одной составляющей перемещения инструмента относительно заготовки.

В большинстве случаев система координат с формирующей кривой перемещается вдоль направляющей кривой, которая является спиралью Архимеда. Кроме того бедренный элемент эндопротеза коленного сустава человека зачастую представляют как не симметричную деталь (рис. 1). Поэтому, в каждой строчке перемещения инструмента относительно детали, его траектория движения может быть описана постоянно меняющимися кривыми. Для примера рассмотрим две математические модели бедренного элемента эндопротеза коленного сустава это симметричный и модифицированный смещением и масштабированием (рис. 8).

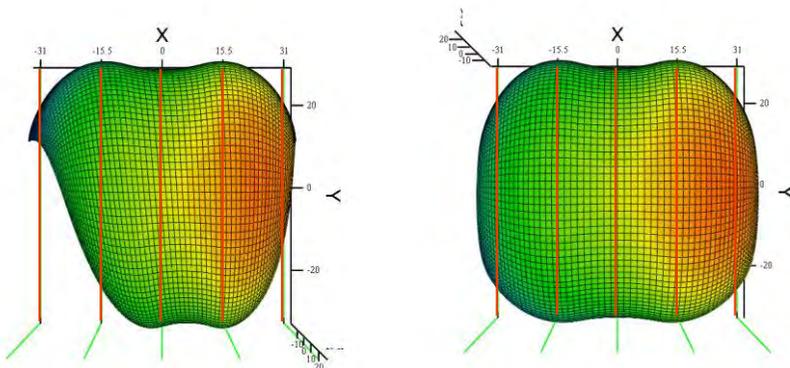


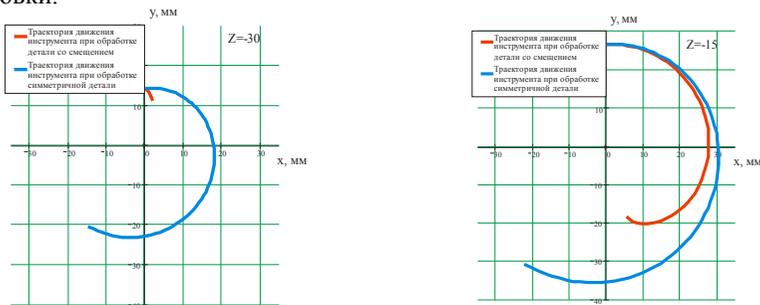
Рисунок 8 – Проекция математических моделей на плоскость  $xoy$

Обе модели получены путем перемещения системы координат с формообразующей кривой вдоль направляющей кривой – спирали Архимеда. Если провести перпендикуляры к оси  $x$  в точках построчных подач, как показано на рисунке 8 видно, что длина рабочего хода инструмента значительно отличается как между приведенными моделями, так и для каждой из построчных подач. В плоскости  $uoz$  траектория перемещения инструмента относительно заготовки имеет нелинейную зависимость (рис. 9).

Как следствие возникает необходимость расчета кривой перемещения инструмента в плоскости  $uoz$  для каждой построчной подачи. Изменение значения величины высоты гребешка  $h$  [2] влечет за собой и изменение всех расчетных величин построчной подачи инструмента в плоскости  $xou$  и уравнения траекторий перемещения инструмента относительно заготовки в плоскости  $uoz$ .

В результате проведенных исследований можно сделать следующие выводы:

Установлено, что траектория перемещения инструмента относительно заготовки в плоскости направляющей кривой имеет нелинейную зависимость и зависит как от изменения величины построчной подачи, так и от формы заготовки.



Начало рисунка 9

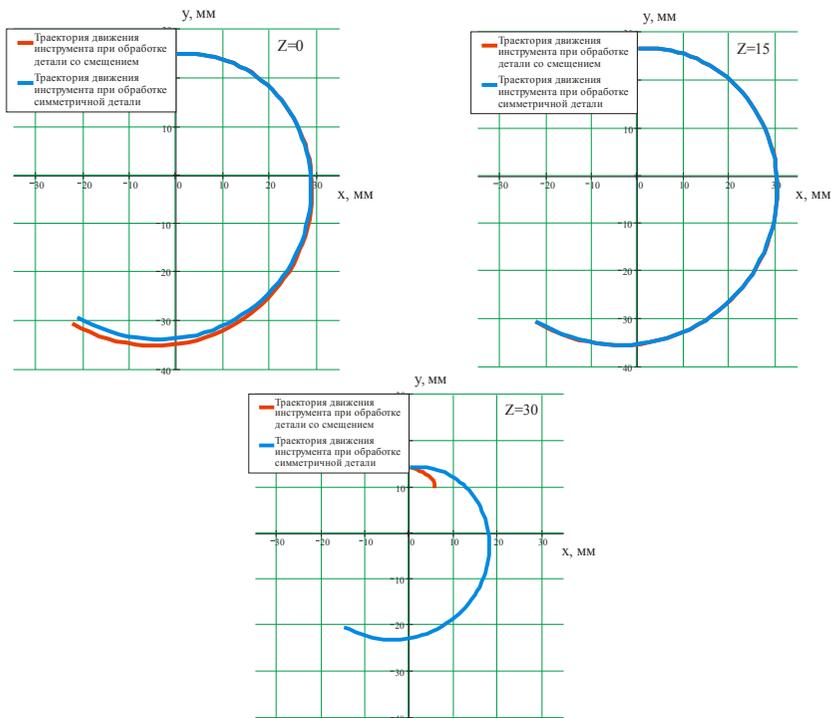


Рисунок 9 – Траектория перемещения инструмента относительно детали в плоскости  $uoz$ .

Для обеспечения одинаковых условий механической обработки рабочей поверхности бедренного элемента эндопротеза коленного сустава человека критерием оптимизации выбран параметр величины высоты гребешка  $h$  влияющий на качество обработанной поверхности.

Разработана математическая модель перемещения инструмента относительно заготовки с обеспечением заданного параметра величины высоты гребешка  $h$  (равномерного съема припуска).

**Список литературы. 1** Возный В.В. Математическое моделирование бедренного элемента эндопротеза коленного сустава как элемента высшей кинематической пары. Породоразрушающий и металлообрабатывающий инструмент – техника, технология его изготовления и применения. №14, 2011 г. - С. 579-583. **2.** Ю.В. Петраков, В.В. Писаренко, О.О. Розенберг. Нова концепція проектування 3d моделі протеза колінного суглоба людини. ВІСНИК ЖДТУ № 4 (51) м. Житомир: 2009 р. - С. 73-80. **3.** Pat. US5133759. USA. Rachard H. Turner Asymmetrical Femoral condyle total knee arthroplasty prosthesis. 07.28.1992. **4.** Pat. US4353135. USA. Mark R. Forte. Patellar flange and femoral knee-joint prosthesis. 10.12.1992. **5.** Pat. US5219362. USA. Michael A. Tuke. Knee prosthesis. 06.15.1993. **6.** Возный В.В. Построение лекальных кривых для моделирования рабочих поверхностей эндопротеза коленного сустава человека. Збірник наукових праць НТУ «ХПІ». – Харків, 2007. – Вип 2 (15) с. 64-71.

*Поступила в редколлегию 13.06.2012*