

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.

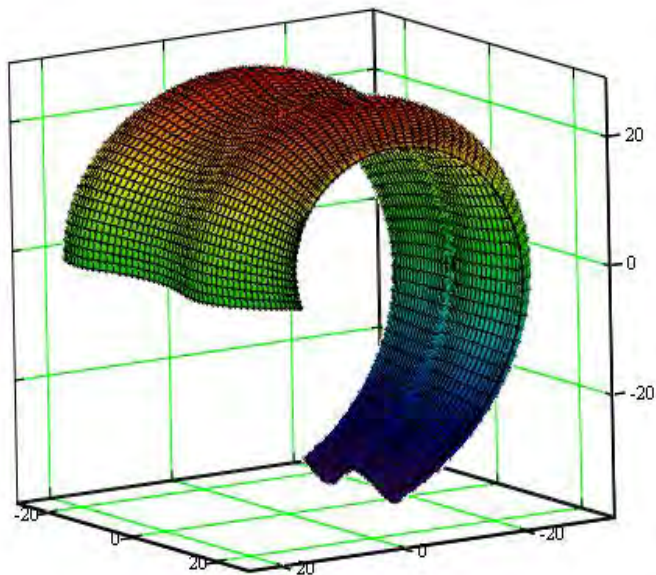
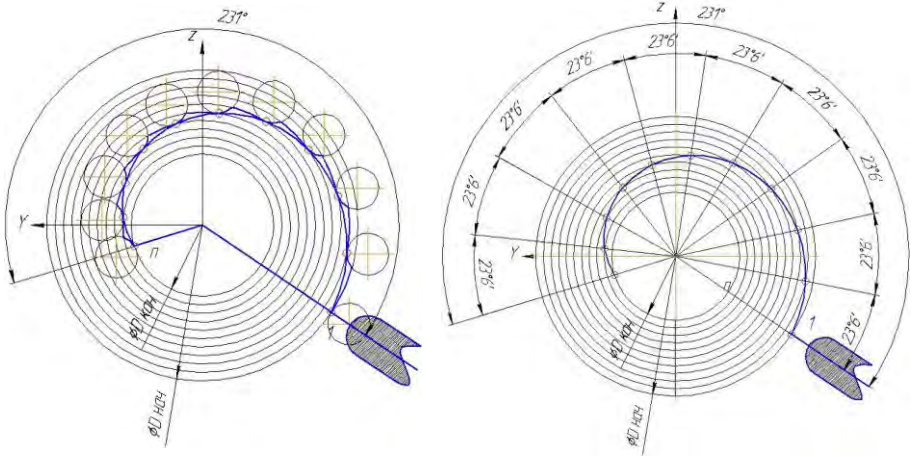


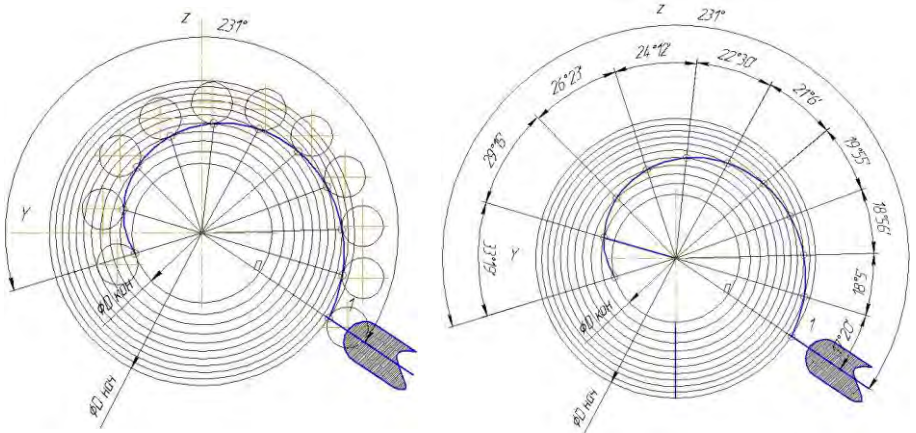
Рисунок 1 – Поверхность бедренного элемента эндопротеза коленного сустава человека

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° (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.).

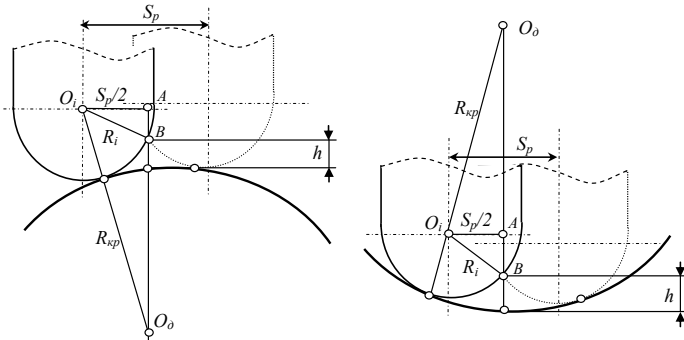


Рисунок 3 – Схема геометрического взаимодействия инструмента и обрабатываемой поверхности [2]

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).

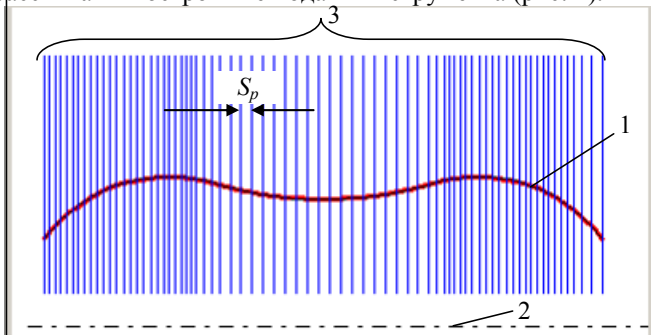
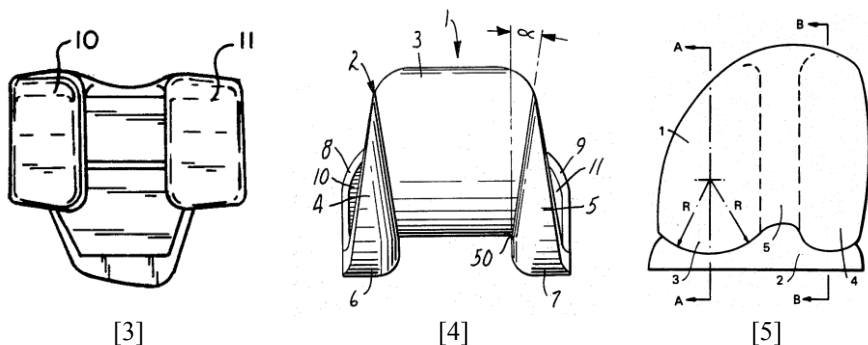


Рисунок 4 – Результат расчета построчной подачи инструмента [2]

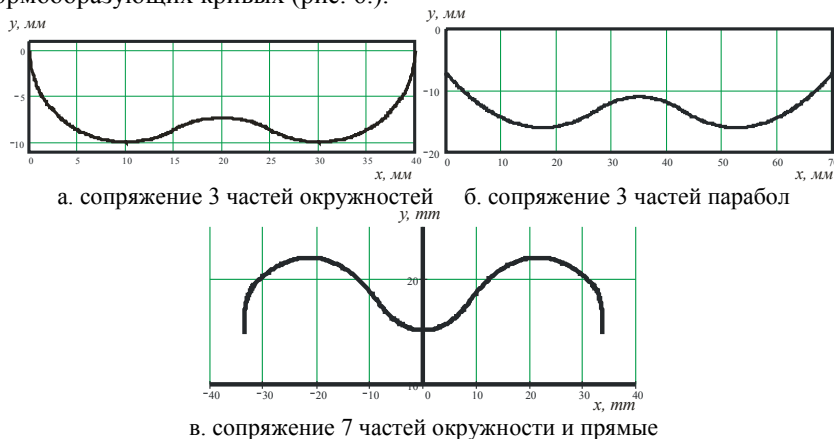
Данные расчеты проведены для случая когда формообразующая кривая задана последовательным сопряжением элементов окружностей. Использование полученных результатов обеспечить плавность изменения перемещения инструмента при изменении кривизны формообразующей и как следствие стабильность процесса обработки. 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 формообразующей 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 формообразующей 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).

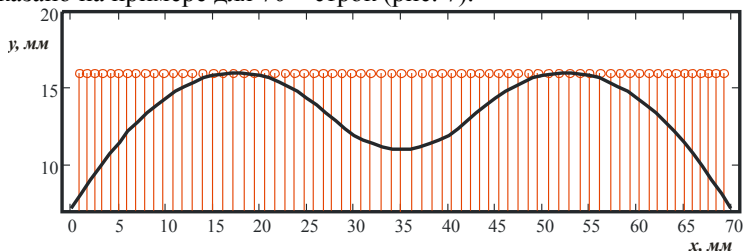


Рисунок 7 – Результат расчета построчной подачи инструмента для общего случая

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

В большинстве случаев система координат с формообразующей 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).

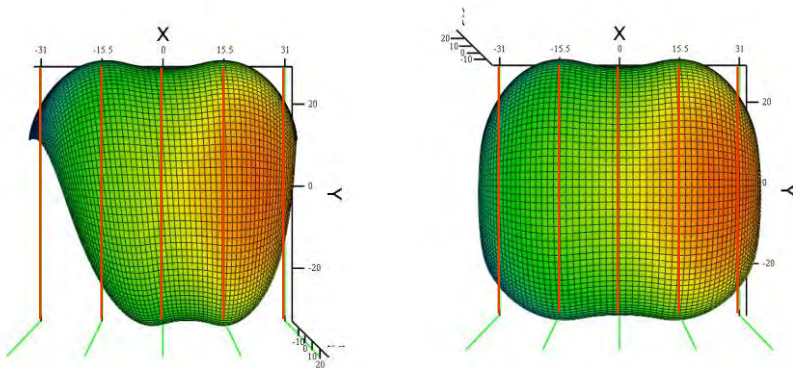


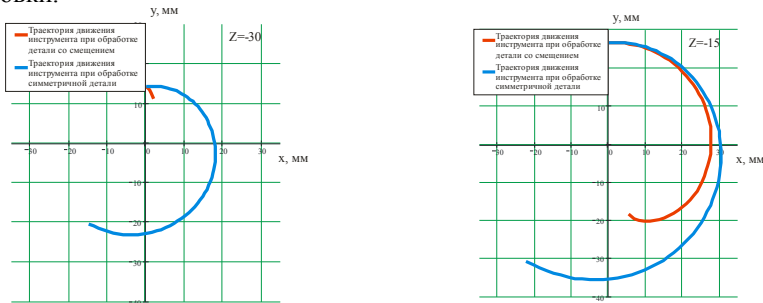
Рисунок 8 – Проекция математических моделей на плоскость xoy

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

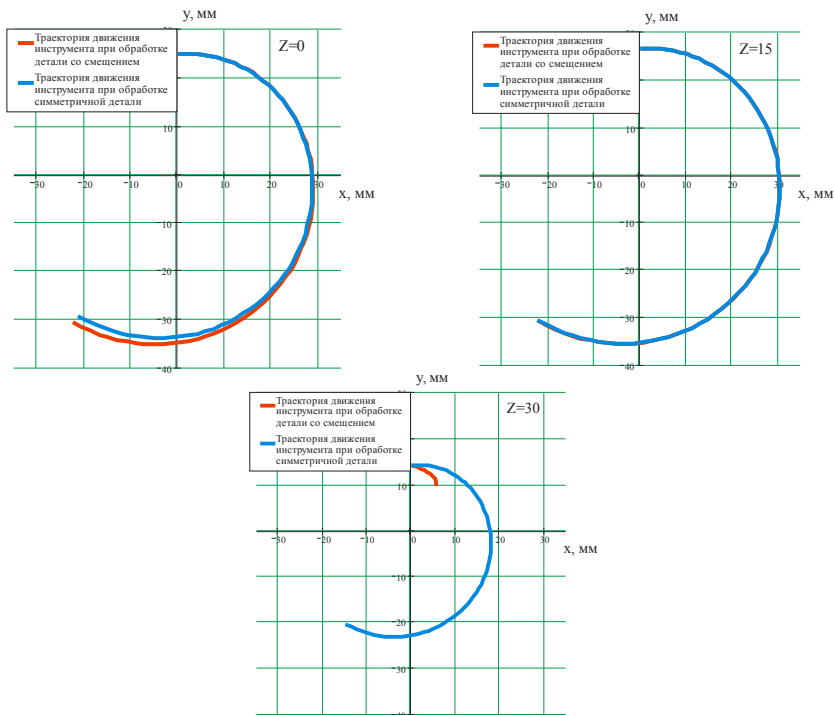


Рисунок 9 – Траектория перемещения инструмента относительно детали в плоскости uoz .

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