



ВЕСТНИК ПНИПУ. МЕХАНИКА

№ 2, 2015

PNRPU MECHANICS BULLETIN

<http://vestnik.pstu.ru/mechanics/about/inf/>



DOI: 10.15593/perm.mech/2015.2.09

УДК 621.7.043

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА ШТАМПОВКИ ЗАГОТОВОК ИМПЛАНТАТОВ С ПРИМЕНЕНИЕМ СХЕМ ИНТЕНСИВНОГО ПЛАСТИЧЕСКОГО ДЕФОРМИРОВАНИЯ

А.Ф. Тарасов¹, А.В. Алтухов¹, С.Е. Шейкин², В.А. Байцар¹

¹ Донбасская государственная машиностроительная академия, Краматорск, Украина

² Институт сверхтвердых материалов НАНУ, Киев, Украина

О СТАТЬЕ

Получена: 1 апреля 2015 г.

Принята: 15 июня 2015 г.

Опубликована: 30 июня 2015 г.

Ключевые слова:

интенсивная пластическая деформация, поковка, заготовка, имплантат, спейсер, титан, САЕ-система, САД-система

АННОТАЦИЯ

Чистый титан существенно превосходит используемые в медицине сплавы по биосовместимости, но имеет низкие прочностные свойства, что препятствует его широкому применению для изготовления имплантатов. Обеспечение необходимого уровня прочностных характеристик требует применения методов интенсивного пластического деформирования (ИПД), поскольку традиционные методы обработки металлов не позволяют получить нужный комплекс свойств.

Выполнено проектирование геометрической модели имплантата типа спейсера для позвоночника и поковки для ее изготовления. Форма поковки позволяет применить в процессе штамповки технологические схемы ИПД, что устраняет необходимость предварительной подготовки материала заготовки перед штамповкой. В результате анализа геометрии детали «U-имплантат» предложена последовательность технологических переходов штамповки с применением схем деформирования, соответствующих схемам ИПД в условиях плоского деформированного состояния: осадка заготовки плоским пуансоном, три операции штамповки поковки имплантата, что устраняет предварительную подготовку микроструктуры заготовки перед штамповкой.

Анализ вариантов реализации переходов технологического процесса пластического деформирования с использованием моделирования в САЕ-системе позволил определить последовательность этапов деформирования и геометрию инструмента, обеспечивающего требуемое течение металла. Накопленные степени деформации в процессе штамповки заготовки составляют 3,3–7, что обеспечивает необходимое изменение структуры поковки и прочностные характеристики (при температуре штамповки 400 °С). Максимальное значение удельного усилия при расчетах переходов штамповки не превышало 160 МПа за счет выбора технологических переходов с заполнением полости штампа осадкой, что обеспечивает стойкость инструмента.

© ПНИПУ

© Тарасов Александр Федорович – доктор технических наук, профессор, e-mail: kit@dgma.donetsk.ua

Алтухов Александр Валерьевич – старший преподаватель, e-mail: astratsl@gmail.com

Шейкин Сергей Евгеньевич – доктор технических наук, старший научный сотрудник, e-mail: sheykin2003@ukr.net

Байцар Владислав Александрович – магистрант, e-mail: WindChasers@mail.ru

Alexander F. Tarasov – Doctor of Technical Sciences, Professor, e-mail: kit@dgma.donetsk.ua

Alexander V. Altukhov – Senior Lecturer, e-mail: astratsl@gmail.com

Sergiy Ye. Sheykin – Doctor of Technical Sciences, e-mail: sheykin2003@ukr.net

Vladislav A. Baitsar – Master Student, e-mail: WindChasers@mail.ru

SIMULATION OF STAMPING WORKPIECES IMPLANTS PROCESS USING SCHEMES OF SEVERE PLASTIC DEFORMATION PROCESSES

A.F. Tarasov¹, A.V. Altukhov¹, S.E. Sheikin², V.A. Baitsar¹

¹ Donbass State Engineering Academy, Kramatorsk, Ukraine

² ISM ANU, Kiev, Ukraine

ARTICLE INFO

Received: 1 April 2015
Accepted: 15 June 2015
Published: 30 June 2015

Keywords:

severe plastic deformation,
forging, workpiece, implant,
spacer, titanium,
CAE-system, CAD-system

ABSTRACT

Pure titanium is much more biocompatible than the alloys used in medicine but has low strength properties, which hinders its widespread use for the implants manufacturing. Providing the necessary level of strength characteristics requires the use of severe plastic deformation methods (SPD), because traditional methods of metal forming processes do not provide the desired set of properties.

Designing the implant geometric model of spine spacer type and forgings for its production was performed. Forging form allows applying an SPD stamping process, which eliminates the need for pre-treatment of the workpiece material before punching. Process steps sequence are proposed as a result of an analysis of the "U-implant" part geometry using stamping deformation schemes corresponding to SPD schemes under plane strain state: sediment workpiece flat punch, three stamping operations of implant forgings that eliminate the preliminary preparation of the microstructure workpiece before punching.

Analysis of options for implementing the transition process of plastic deformation using simulation in CAE-systems allowed us to determine the sequence of deformation stages and tool geometry, providing required metal flow. Cumulative degree of deformation during the billet forming is 3.3–7, which provides the necessary change in the structure and strength characteristics of the forging (at 400 °C temperature). The maximum value of the specific efforts in the calculation of the transition stamping does not exceed 160 MPa due to the choice of technological transitions in filling the die cavity draft, which ensures long tool life.

© PNRPU

В настоящее время в практике спинальной хирургии для межкостистой стабилизации используют имплантаты (спейсеры), имеющие U-образную форму (рис. 1). Потребность в таких имплантатах возникает при повреждениях позвоночника, так как они разгружают поврежденные межпозвоночные диски и снижают спинальный стеноз. Кроме того, при их установке снижается травматизация тканей по сравнению с обычными хирургическими операциями [1, 2]. Как правило, имплантаты такого назначения изготавливают из титанового сплава Ti6Al4V (BT6). Применение заготовок с улучшенными физико-механическими свойствами обеспечивает надежную эксплуатацию имплантата в течение длительного срока.

Кроме механической прочности, важное значение имеет биосовместимость материалов, применяемых для имплантатов, устанавливаемых в тело человека. Это связано с влиянием материала имплантата на его здоровье, особенно в случаях, когда имплантаты устанавливаются на длительное время. Поскольку BT6 содержит Al и V, его применение в качестве материала имплантатов в промышленно развитых странах неуклонно уменьшается [3]. По такому показателю, как биосовместимость, чистый титан существенно превосходит титановые сплавы [4], но низкие прочностные свойства препятствуют его использованию в медицине. Обеспечение необходимого уровня прочностных характеристик требует применения методов интенсивного пластического деформирования (ИПД), поскольку традиционные методы обработки металлов не позволяют получить нужный комплекс свойств [5].

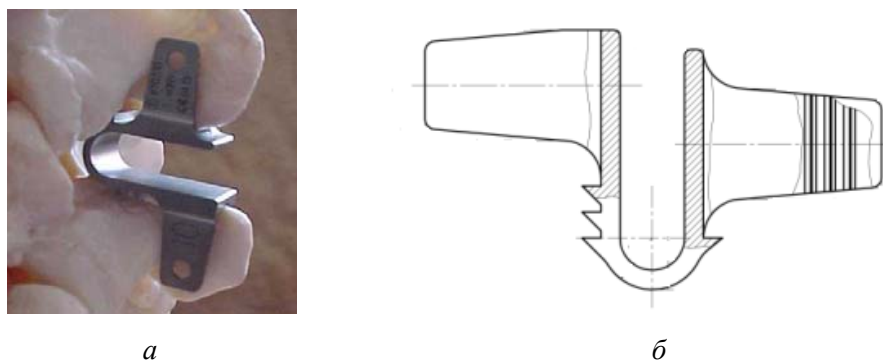


Рис. 1. Имплантат, установленный в позвоночнике (а) [6], и чертеж детали «U-имплантат» (б)

В исходном состоянии титан ВТ1-0 обладает высокой пластичностью (до 80 %) и является технологичным для обработки давлением. Использование ИПД для предварительной обработки объемных титановых заготовок позволяет повысить прочность материала при сохранении достаточной пластичности [7–9].

В настоящее время промышленное применение получили ряд методов ИПД: РКУП [10], ВЭ [11], АВС-ковка [12] и др. Схемы АВС-ковки (CCDF, MAF, рис. 2) представляют собой операции ограниченной с двух или трех сторон осадки заготовок в штампе в условиях плоского деформированного состояния [5, 13, 14]. Развиваются и новые методы ИПД, в частности схемы реверсивного сдвига, предложенные авторами [15]. Таким образом, обычными методами ИПД получают заготовки для последующего деформирования или обработки резанием, поэтому существенно повышается трудоемкость процесса изготовления имплантатов и их стоимость [16]. Применение технологических схем ИПД в процессе штамповки снижает трудоемкость предварительной подготовки материала заготовки или устраняет ее полностью.

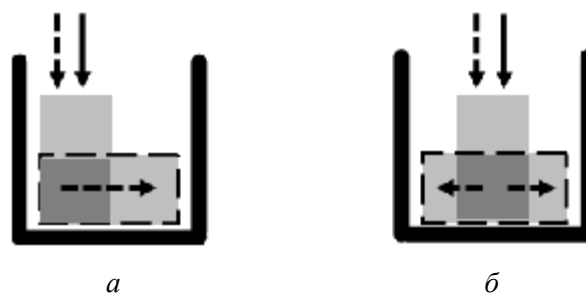


Рис. 2. Схемы процессов АВС-ковки, реализуемые в процессе штамповки имплантатов в условиях плоского деформированного состояния: а – ограничение течения металла с трех сторон (MAF); б – двух сторон (CCDF); \longrightarrow – направление деформирующего усилия; $-\ - \blacktriangleright$ – направление скорости течения металла

Выполнение штамповки с применением ИПД связано с существенным течением металла в полости матрицы, что требует анализа НДС материала в условиях развитых пластических деформаций и предъявляет повышенные требования к модели, процессу моделирования и применяемой САЕ-системе.

Цель – разработка процесса штамповки заготовок имплантатов с применением схем ИПД в процессе деформирования и моделирование НДС материала при поэтапном заполнении полости матрицы.

Анализ формы и требований к детали «U-имплантат» (см. рис. 1, б) показал, что ее целесообразно получать из обработанной с помощью метода ИПД заготовки из титана VT1-0 [2]. В данном случае возможно совмещение процесса штамповки с интенсификацией сдвиговых деформаций в материале заготовки для формирования необходимой структуры и снижения трудоемкости получения заготовок.

При этом заготовке, кроме формирования микроструктуры, в процессе предварительной обработки с применением ИПД желательно придать и требуемые размеры для последующей штамповки.

Проектирование геометрии поковки основано на изучении данных чертежа детали, требуемых механических характеристик, а также анализе нагрузок при ее эксплуатации [17]. Чем сложнее деталь по форме, тем больше понадобится технологических переходов для ее изготовления пластическим деформированием, однако увеличивается и количество вариантов ее изготовления. Деталь «U-имплантат» имеет изогнутое основание и по два крыла с противоположных сторон. Крылья также повернуты относительно основания, но в другой плоскости. На основании и крыльях расположены зубцы, обеспечивающие фиксацию имплантата на позвоночнике (см. рис. 1). Таким образом, данная деталь имеет сложную пространственную геометрическую форму, поэтому для ее изготовления понадобится несколько технологических переходов штамповки, последующая механическая обработка и гибка.

Развертка детали «U-имплантат», которую требуется получить пластическим деформированием, а также поковка с припусками и напусками на зубцы приведены на рис. 3. Механообработку зубцов, краев детали и других элементов, которые проблематично получить при обработке давлением целесообразно производить перед гибкой, что упрощает технологию.

Для построения геометрических моделей детали, поковки и штампов целесообразно использовать САД-систему с последующей интеграцией с САЕ-системой, чтобы исследовать напряженно-деформированное состояние (НДС) материала в процессе деформирования. В данной работе построение моделей элементов данной технологической системы осуществлялось в среде SolidWorks [18]. Моделирование поведения материала поковки выполняли с использованием метода конечных элементов, который реализован в САЕ-системах [19].

Проектирование оснастки определяется формой поковки, поэтому в данном случае необходимо учитывать следующие конструктивные элементы: наличие зубцов на верхней стороне основания и на крыльях; различное направление течения металла в основании и в крыльях; кроме того, поковка не полностью симметрична относительно вертикальной оси (см. рис. 3, з). На основании этих данных разработана последовательность операций получения заготовок и деталей с заданными свойствами.

Как видно, заготовку данной детали можно получить вырубкой из листовой заготовки, а также последовательной штамповкой за несколько переходов. Вырубка из листа, имеющего сформированную в процессе прокатки макроструктуру и анизотропию свойств, при наличии изгибов в двух направлениях, не гарантирует надежную работу детали в условиях циклических и возможных динамических нагрузок.

Определим количество и параметры переходов штамповки поковки детали «U-имплантат» из объемной заготовки. При штамповке данной поковки необходимо обеспечить интенсивное пластическое течение металла в двух направлениях для заполне-

ния металлом полости штампа. Добиваться полного заполнения полости штампа за один переход нецелесообразно вследствие сложной формы поковки. Кроме того, при штамповке за один переход нагрузки на пуансон при деформировании титана могут выйти за рамки предельно допустимых [11].

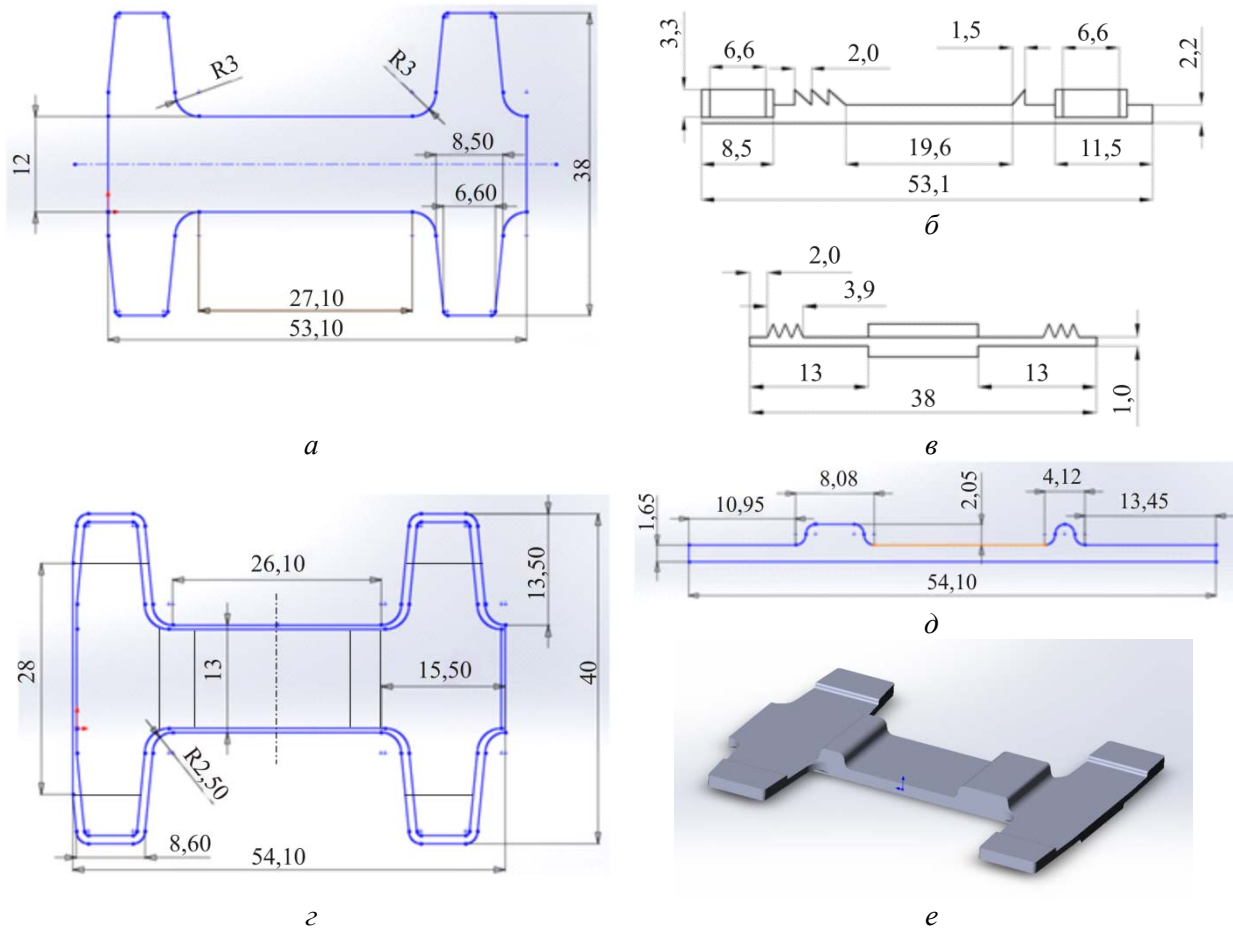


Рис. 3. Развертка детали (а–в) и поковки (г, д) с размерами: вид сверху (а, г); вид сбоку (б, д); вид с торца основания (в); модель поковки, выполненная в САД-системе (е)

Для изготовления поковки необходимы как минимум три перехода, чтобы выполнить заполнение полости штампа осаживанием металла в условиях, близких к схеме плоского деформированного состояния, которое соответствует схемам АВС ИПД [12]. Поэтому принимаем следующую последовательность штамповки: сначала подготовка микроструктуры заготовки с использованием осадки объемной заготовки в штампе плоским пуансоном (схема ССДФ), затем деформация заготовки профильным пуансоном в штампе по центру поковки для формообразования центральной части основания и выступов под зубцы, после этого осадка заготовки по краям основания с раздачей в стороны и третий переход – формообразование крыльев.

Рассмотрим моделирование процесса штамповки заготовки за три формообразующих перехода с течением металла в направлениях, перпендикулярных последующим изгибам, для формирования пространственной формы детали.

Первый переход необходим для получения заготовки требуемой длины с выступами, которые служат для изготовления зубцов, фиксирующих имплантат на позвонках. После первого перехода распределение металла по длине основания должно быть таким, чтобы

его было достаточно для формирования частей имплантата (крыльев) на следующих переходах.

Возможные варианты выполнения первого перехода приведены на рис. 4. Схема деформирования на данном переходе аналогична CCDF (см. рис. 2, б). При моделировании переходов штамповки использовали заготовки из титана BT1-0 с размерами 11×11×19 мм (рис. 4, а), а также шириной 13 мм и высотой 6 и 4 мм (рис. 4, б, в). Выбор геометрии заготовки особенно важен для предварительной операции формоизменения. При неверном проектировании в одной из частей может оказаться недостаточно металла для заполнения выступов под зубцы (см. рис. 4, а) или получения крыльев на последующих переходах (см. рис. 4, в).

Предварительное моделирование для определения параметров первого перехода реализовано в CAE-системе QForm 4.3 [20] для плоской задачи, что позволяет существенно сократить время проектирования и обоснованно выбрать необходимую форму инструмента и расположение заготовки.

Анализ применения заготовок разной геометрии и различные варианты размещения их в полости штампа показал, что совмещение осадки с формообразованием центральной части может приводить к дефектам (см. рис. 4, а). На основе моделирования возможных вариантов выполнения первого перехода для получения детали «U-имплантат» выбрана схема предварительной осадки высокой заготовки плоским пуансоном в штампе. Задача первого перехода формоизменения – осадить металл по центру так, чтобы сформировать выступы под зубцы и перераспределить металл вдоль основания. Производится штамповка низкой заготовки пуансоном с торможением продольного течения металла вдоль основания для оформления выступов под зубцы (см. рис. 4). Поковка не симметрична относительно центра основания: разное количество зубцов, выступ на торце основания, поэтому заготовку размещали с эксцентриситетом относительно центральной оси штампа для нужного распределения металла в обе стороны.

Распределение металла в полости штампа после первого перехода для различных вариантов показало, что при осаживании центральной части заготовки возможно образование пустот в полостях верхнего пуансона, поэтому необходимо ограничение течения металла в стороны. Принятый профиль пуансона для первого перехода штамповки по схеме, аналогичной CCDF, приведен на рис. 5.

Для выполнения второго перехода выбрана схема осадки краев основания заготовки в центральной части плоским пуансоном для предварительного смещения металла в направлении крыльев. Схема деформирования также аналогична CCDF. Пуансон первого перехода должен при этом фиксировать заготовку для обеспечения требуемого течения металла перпендикулярно основанию.

Крылья заготовки – сложный элемент поковки. Для их правильного формирования необходимо достаточно металла в области крыльев после второго этапа штамповки, чтобы заполнение полости штампа осуществлялось осаживанием. За формообразование крыльев отвечает третий пуансон. Для выполнения третьего перехода выбрана схема осадки металла в области крыльев заготовки пуансоном с выступами под зубцы (см. рис. 3, е). При этом полость штампа в области крыльев полностью заполняется металлом. Схема деформирования аналогична МАФ для каждого крыла (см. рис. 2, а).

Рассмотрим конечно-элементное моделирование процесса пластического деформирования заготовки имплантата и нагружения оснастки в CAE-системе Abaqus/Explicit

[19]. Данная система выбрана для проектирования и проведения исследования данного процесса ввиду возможности корректного определения НДС и других параметров заготовки во время деформирования. Исследованы зависимости характера течения металла от геометрической формы штампа, размеров и объема заготовки, а также влияние на точность расчета размеров и вида конечно-элементной сетки.

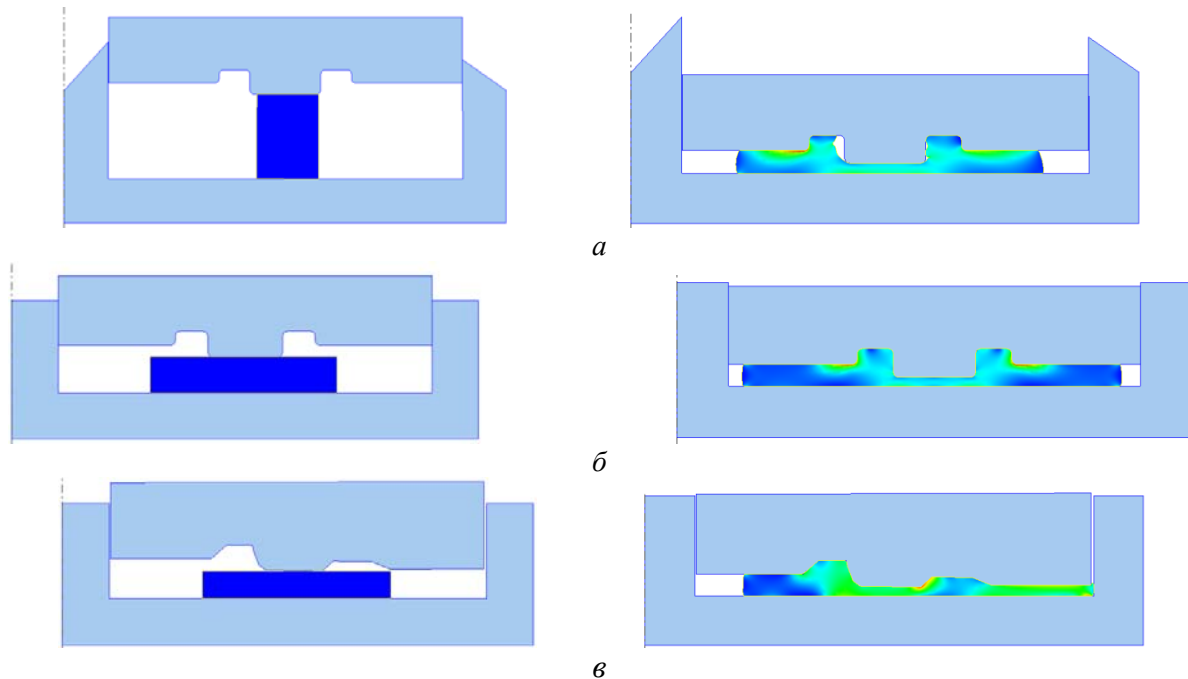


Рис. 4. Штамповка заготовки на первом переходе и распределение деформаций металла после деформирования: *а* – высокая заготовка (несимметричное расположение относительно верхнего пуансона); *б* – низкая заготовка (симметричное расположение); *в* – влияние формы полости и степени деформации на распределение деформаций в продольном сечении заготовки



Рис. 5. Эскиз профиля пуансона для первого перехода штамповки:
1 – элементы торможения течения металла вдоль основания поковки

Деформирование титана в процессе ИПД выполняется с нагревом, чтобы снизить нагрузки на инструмент. Охлаждение металла в штампе происходит заметно быстрее, чем на воздухе, поэтому для улучшения условий течения металла штамповку целесообразно проводить в изотермических или близких к изотермическим условиям. Заготовки, полученные методами ИПД, имеют температуру рекристаллизации ниже, чем у недеформированных заготовок [5]. По этой причине при штамповке поковок «U-имплантат» целесообразно выбирать температуру нагрева в интервале 350–400 °С, чтобы сохранить полученную при ИПД микроструктуру [11].

В расчетах использовался ассоциированный закон пластического течения и упруго-пластическая модель материала с изотропным упрочнением [19], для которой задавались упругие свойства титана: модуль упругости Юнга и коэффициент Пуассона, а также пла-

стические свойства в виде кривой упрочнения (рис. 6) [21]. Температура заготовки принималась одинаковой по всему ее сечению и равной температуре штампа – 400 °С.

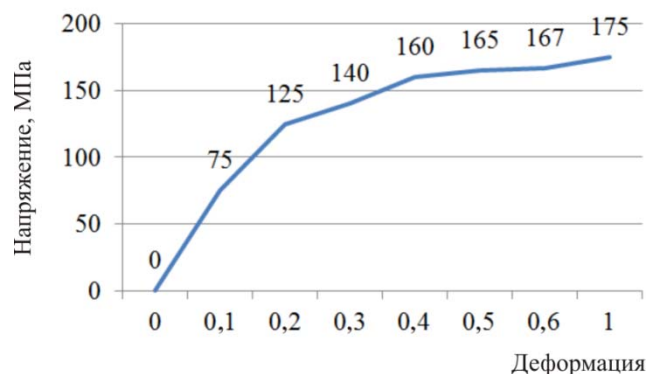


Рис. 6. Зависимость удельной нагрузки от степени деформации ВТ1-0 при температуре 400 °С

Наличие формы развертки детали «U-имплантат» с припусками под механообработку (см. рис. 3), позволяет выполнить проектирование пуансонов и матрицы штампа. Для моделирования последовательных этапов процесса штамповки в САЕ-системе модели матрицы штампа, пуансонов и заготовка объединяются в сборку (рис. 7). Геометрические параметры заготовки рассчитывали при помощи САД-системы Solidworks: объем поковки принимали 2300 мм³ при высоте заготовки 4 мм. Коэффициент трения принимался равным 0,3 с учетом значительного пути течения металла при деформировании.

В расчетах МКЭ использовался подход Лагранжа, который позволяет точно моделировать несколько зон контакта при нестационарном течении металла в процессе заполнения заготовкой рабочего пространства инструмента и показывать образование поверхностных дефектов. Расчет деформирования заготовки выполнялся с несколькими видами сетки. Применялась сетка с равномерным распределением элементов, с размерами элементов 0,8, 1 и 1,2 мм. Для более точного моделирования процесса образования «крыльев» выполнялся расчет с неравномерной сеткой: более плотной в торцевых зонах исходной заготовки (размер элементов 0,5 мм) и разреженной в центре заготовки (размер элементов 1,5 мм). Изменение размеров сетки с 1,2 до 0,8 мм не привело к существенному изменению распределения деформации в объеме заготовки. При этом эквивалентные деформации для третьей операции на 11 % меньше в зонах перехода в крылья и на их краях, где искажения сетки максимальны. Соответствие формы заготовки и матрицы также лучше при использовании конечных элементов с размерами 0,8 мм.

Кроме того, для первых двух операций деформирования выполнено моделирование с адаптивной сеткой. Размер элементов для адаптивной сетки 1 мм, параметры перестроения сетки задавали по умолчанию. Использование адаптивной сетки не привело к существенному улучшению результатов.

На рис. 8 представлены поэтапные результаты деформирования заготовки с размерами элементов сетки 0,8 мм. Для построения сетки использовались элементы C3D8R гексагональной формы, количество узлов 8. Для определения требуемого объема заготовки был выполнен ряд расчетов с различными размерами заготовки. Результаты расчетов позволили определить объем и размеры исходной заготовки для полного заполнения матрицы (рис. 9).

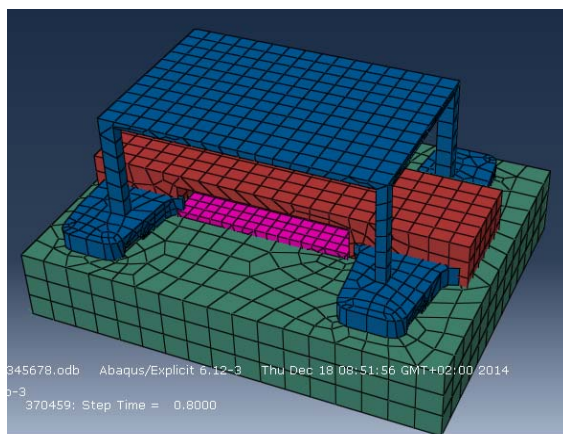


Рис. 7. Сборка моделей матрицы штампа, пуансонов и заготовки для расчета НДС металла в САЕ-системе при поэтапной штамповке поковки имплантата

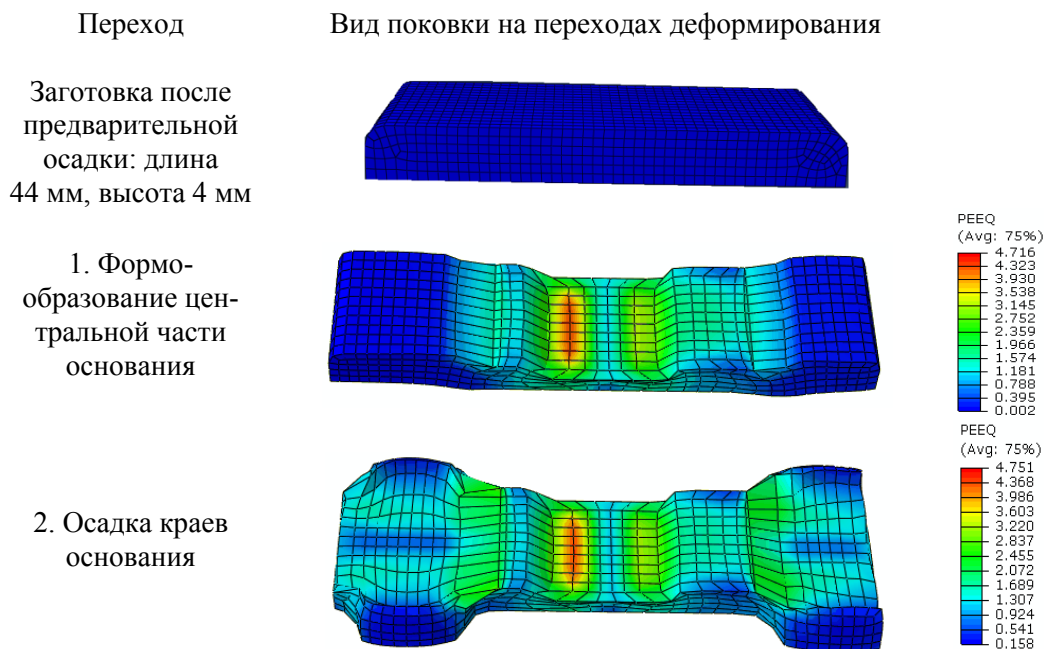


Рис. 8. Поэтапное деформирование заготовки, размер сетки 0,8 мм

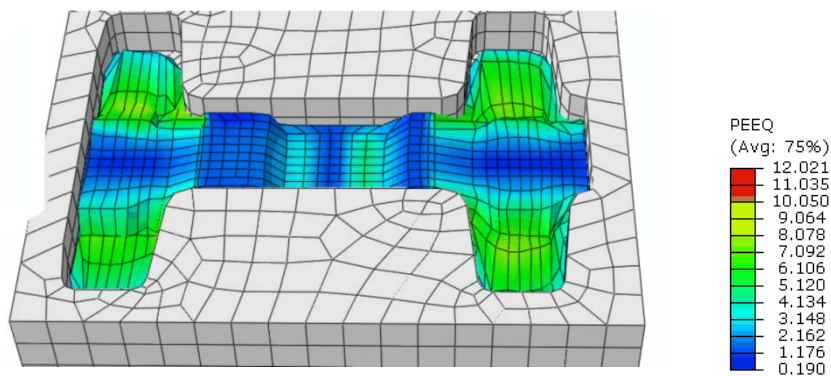


Рис. 9. Результат моделирования деформирования заготовки на переходе формообразования крыльев

Накопленные степени деформации в процессе штамповки заготовки составляют: после осадки заготовки с размерами 11×11×19 до высоты 4 мм – около 1, после штамповки: в области основания – 3,3, в области крыльев – до 7 (см. рис. 9). Максимальное значение удельного усилия при штамповке не превышало 160 МПа за счет выбора технологических переходов с заполнением полости штампа осадкой.

Выводы

1. В результате анализа геометрии детали «U-имплантат» предложена последовательность технологических переходов с применением схем деформирования, соответствующих схемам ИПД в условиях плоского деформированного состояния: осадка заготовки плоским пуансоном, три операции штамповки заготовки имплантата, что устраняет предварительную подготовку микроструктуры заготовки перед штамповкой.

2. Исследование вариантов реализации переходов технологического процесса пластического деформирования с использованием моделирования в САЕ-системе позволило определить геометрию инструмента, обеспечивающего требуемое течение металла в процессе деформирования.

3. Максимальное значение удельного усилия при штамповке не превышало 160 МПа за счет выбора технологических переходов с заполнением полости матрицы осадкой.

Библиографический список

1. Spinal stabilization for patients with metastatic lesions of the spine using a titanium spacer / Hans Hertlein [et al.] // *Eur. Spine J.* – 1992. – Vol. 1 – P. 131–136.
2. U-имплантаты отечественного производства при стенозе поясничного отдела позвоночного канала (разработка и клиническое применение) / Падаченко Ю.Е. [и др.] // *Украинский нейрохирургический журнал.* – 2014. – № 2. – С. 36–41.
3. Иголкин А.И. Титан в медицине // *Титан (научно-технический журнал).* – 1993. – № 1. – С. 86–90.
4. Надеев А.А., Иванников С.В. Эндопротезы тазобедренного сустава в России (философия построения, обзор имплантатов, рациональный выбор). – М.: БИНОМ. Лаборатория знаний, 2006. – 177 с.
5. Estrin Y., Vinogradov A. Extreme grain refinement by severe plastic deformation: A wealth of challenging science // *Acta Materialia.* – 2013. – Vol. 61 – P. 782–817.
6. Trautwein Frank T. Determination of the in vivo posterior loading environment of the Coflex interlaminar-interspinous implant // *The Spine Journal.* – 2010. – Vol. 10 (3) – P. 244–251.
7. Болотина И.О., Данилов В.И., Загуменный А.А. Исследование пластической макродеформации поли- и субмикроструктурного титана биомедицинского назначения // *Прикладная механика и техническая физика.* – 2008. – Т. 49, № 3 – С. 164–172.
8. Наноструктурный титан для биомедицинских применений: новые разработки и перспективы коммерциализации / Р.З. Валиев [и др.] // *Российские нанотехнологии.* – 2008. – Т. 3, № 9–10. – С. 106–115.
9. Nanostructured severe plastic deformation processed titanium for orthodontic mini-implants / Glaucio Serra [et al.] // *Materials Science and Engineering C.* – 2013. – Vol. 33 – P. 4197–4202.
10. Процессы пластического структурообразования металлов / В.М. Сегал [и др.]. – Минск: Наука и техника, 1994. – 232 с.
11. Винтовая экструзия – процесс накопления деформаций / Я.Е. Бейгельзимер [и др.]. – Донецк: ТЕАН, 2003. – 87 с.

12. Softening of Al during multi-axial forging in a channel die / R. Karoor [et al.] // *Materials Science & Engineering A*. – 2013. – Vol. 560 – P. 404–412.
13. Пат. 74317 України, МПК G 22 F 1/16, B 21 J 5/00 /Спосіб одержання ультрадрібнозернистих заготовок із металів та сплавів / О.Ф. Тарасов, О. В. Періг, О. В. Алтухов. – № u 201204007; заявл. 02.04.2012; опубл. 25.10.2012, Бюл. № 20.
14. Пат. 86697 Україна, МПК B21K 21/00 B21J 15/00. Спосіб одержання ультрадрібнозернистих заготовок із металів та сплавів стисненим осаджуванням / О.Ф. Тарасов, О.В. Періг, О.В. Алтухов. №u 2013 07962; заявл. 25.06.2013; опубл. 10.01.2014, Бюл. № 1.
15. Пат. 88811 Україна, МПК B22F 3/00. Спосіб багаторазової реверсивної інтенсивної пластичної деформації заготовки / О.Ф. Тарасов, О.В. Алтухов. №a 2013 07911; заявл. 21.06.2013; опубл. 10.04.2014, Бюл. № 7
16. Titanium alloy mini-implants for orthodontic anchorage: Immediate loading and metal ion release/ Liliane S. Morais [et al.] // *Acta Biomaterialia*. – 2007. – Vol. 3 (3) – P. 331–339.
17. Biomechanical effect of different lumbar interspinous implants on flexibility and intradiscal pressure / Hans-Joachim Wilke [et al.] // *Eur. Spine J*. – 2008. – Vol. 17. – P. 1049–1056.
18. Алямовский А.А. SolidWorks/COSMOSWorks. Инженерный анализ методом конечных элементов. – М.: ДМК Пресс, 2004. – 432 с.
19. Khennane Amar. Introduction to Finite Element Analysis Using MATLAB® and Abaqus. – CRC Press, 2013. 486 p.
20. Биба Н.В., Стебунов С.А. Применение программы QFORM 2D/3D для разработки малоотходной технологии штамповки // Сучасні проблеми металургії. Наукові вісті. – 2002. – Т. 5. Пластична деформація металів. – Дніпропетровськ: Системні технології. – С. 221–226.
21. Cross Flow During Twist Extrusion: Theory, Experiment, and Application / R. Kulagin [et al.] // *Metallurgical and Materials Transactions A*. – 2013. – Vol. 44 (7) – P. 3211–3220.

References

1. Hertlein Hans [et al.] Spinal stabilization for patients with metastatic lesions of the spine using a titanium spacer. *Eur. Spine J*, 1992, vol. 1, pp. 131-136.
2. Pedachenko Yu.E. [et al.] U-implantaty otechestvennogo proizvodstva pri stenoze poiasnichnogo otdela pozvonochnogo kanala (razrabotka i klinicheskoe primenenie) [U-implants of Ukrainian production at lumbar spine stenosis (making and clinical application)]. *Ukr. Neyrokhir. Zh.*, 2014, vol. 2, pp. 36-41.
3. Igolkin A.I. Titan v meditsine. *Titan*, 1993, no. 1, pp. 86-90.
4. Nadeev A.A., Ivannikov S.V. Endoprotezy tazobedrennogo sustava v Rossii (filosofia postroeniia, obzor implantatov, ratsional'nyi vybor) [Hip Prosthesis in Russia (the philosophy of construction, review of implants, rational choice)]. Moscow: BINOM. Laboratoriia znaniia, 2006. 177 p.
5. Estrin Y., Vinogradov A. Extreme grain refinement by severe plastic deformation: A wealth of challenging science. *Acta Materialia*, 2013, vol. 61, pp. 782-817.
6. Trautwein Frank T. Determination of the in vivo posterior loading environment of the Coflex interlaminar-interspinous implant. *The Spine Journal*, 2010, vol. 10, no. 3, pp. 244-251.
7. Bolotina I.O., Danilov V.I., Zagumennyi A.A. Issledovanie plasticheskoi makrodeformatsii poli i submikrokristallicheskogo titana biomeditsinskogo naznacheniiia [Plastic macrodeformation of polycrystalline and submicrocrystalline titanium for biomedical applications]. *Prikladnaia mekhanika i tekhnicheskaiia fizika*, 2008, vol. 49, no. 3, pp. 484-490.
8. Valiev R.Z. [et al.] Nanostrukturnyi titan dlia biomeditsinskikh primenenii: novye razrabotki i perspektivy kommertsializatsii [Nanostructured titanium for biomedical applications, new developments and the prospects for commercialization]. *Rossiiskie nanotekhnologii*, 2008, vol. 3, no. 9-10, pp. 106-115.
9. Serra Glaucio [et al.] Nanostructured severe plastic deformation processed titanium for orthodontic mini-implants. *Materials Science and Engineering C*, 2013, vol. 33, pp. 4197-4202.

10. Segal V.M. [et al.] *Protsessy plasticheskogo strukturoobrazovaniia metallov*. Minsk: Nauka i tekhnika, 1994. 232 p.
11. Beigel'zimer Ia.E. [et al.] *Vintovaia ekstruziia – protsess nakopleniia deformatsii* [Screw Extrusion – the accumulation of strain]. Donetsk: TEAN, 2003. 87 p.
12. Kapoor R. [et al.] Softening of Al during multi-axial forging in a channel die. *Materials Science & Engineering A*, 2013, vol. 560, pp. 404-412.
13. Patent 74317 Ukraïni, MPK G 22 F 1/16, V 21 J 5/00 /Sposib oderzhannia ul'tradribnozernistikh zagotivok iz metaliv ta splaviv / O.F. Tarasov, O.V. Perig, O.V. Altukhov. – № u 201204007; zaiavl. 02.04.2012; opubl. 25.10.2012, Biul. № 20.
14. Patent 86697 Ukraïni, MPK B21K 21/00 B21J 15/00. Sposib oderzhannia ul'tradribnozernistikh zagotivok iz metaliv ta splaviv stisnenim osadzhuvanniam / O.F. Tarasov, O.V. Perig, O.V. Altukhov. №u 2013 07962; zaiavl. 25.06.2013; opubl. 10.01.2014, Biul. № 1.
15. Patent 88811 Ukraïna, MPK B22F 3/00. Sposib bagatorazovoï reversivnoï intensivnoï plastichnoï deformatsii zagotivki / O.F. Tarasov, O.V. Altukhov. №a 2013 07911; zaiavl. 21.06.2013; opubl. 10.04.2014, Biul. № 7
16. Morais L.S. [et al.] Titanium alloy mini-implants for orthodontic anchorage: Immediate loading and metal ion release. *Acta Biomaterialia*, 2007, vol. 3, no. 3, pp. 331-339.
17. Wilke H.-J. [et al.] Biomechanical effect of different lumbar interspinous implants on flexibility and intradiscal pressure. *Eur. Spine J.*, 2008, vol. 17, pp. 1049-1056.
18. Aliamovskii A.A. SolidWorks/COSMOSWorks. Inzhenernyi analiz metodom konechnykh elementov [Engineering finite element analysis]. Moscow: DMK Press, 2004. 432 p.
19. Khennane Amar. Introduction to Finite Element Analysis Using MATLAB® and Abaqus. CRC Press, 2013. 486 p.
20. Biba N.V., Stebunov S.A. Primenenie programy QFORM 2D/3D dlia razrobotki malootkhodnoi tekhnologii shtampovki [Application program QFORM 2D / 3D for the development of low-waste technology stamping]. *Suchasni problemi metalurgii. Naukovi visti*, 2002, vol. 5, *Plastichna deformatsiia metaliv*. Dnipropetrovs'k: Sistemni tekhnologii, pp. 221-226.
21. Kulagin R. [et al.] Cross Flow During Twist Extrusion: Theory, Experiment and Application. *Metallurgical and Materials Transactions A*, 2013, vol. 44, no. 7, pp. 3211-3220.