

КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА ШТАМПОВКИ ЗАГОТОВОК U-ИМПЛАНТАТОВ

Алтухов А. В., Тарасов А. Ф., Байцар В. А.

Выполнено проектирование геометрической модели имплантата типа спейсера Coflex для позвоночника и поковки для её изготовления. Форма поковки позволяет применить в процессе штамповки технологические схемы ИПД, что устраняет необходимость предварительной подготовки материала 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°C).

Виконано проектування геометричної моделі імплантату типу спейсера Coflex для хребта і поковки для її виготовлення. Форма поковки дозволяє застосувати в процесі штампування технологічні схеми ИПД, що усуває необхідність попередньої підготовки матеріалу заготовки перед штампуванням. Аналіз варіантів реалізації переходів технологічного процесу пластичного деформування з використанням моделювання в САЕ-системі дозволив визначити послідовність етапів деформування і геометрію інструменту, що забезпечує необхідну течію металу. Накоплені ступеня деформації в процесі штампування заготовки становлять 3,3–7, що забезпечує необхідну зміну структури поковки та характеристики міцності (при температурі штампування 400°C).

Designing the implant geometric model of Coflex 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. 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).

Алтухов А. В.

ст. преп. ДГМА
astratsl@gmail.com

Тарасов А. Ф.

д-р техн. наук, проф. ДГМА

Байцар В. А.

студент ДГМА

ДГМА – Донбасская государственная машиностроительная академия, г. Краматорск.

УДК 621.7.043

Алтухов А. В., Тарасов А. Ф., Байцар В. А.

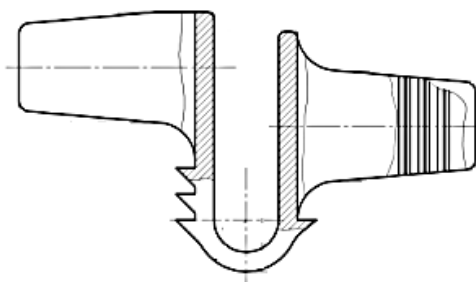
КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА ШТАМПОВКИ ЗАГОТОВОК U-ИМПЛАНТАТОВ

В настоящее время в практике спинальной хирургии для межкостистой стабилизации используют имплантаты, в частности спейсеры Coflex, имеющие U-образную форму (рис. 1) [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. Однако, вследствие того, что данный материал 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 Ti6Al4V [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].

Цель работы – разработать процесс штамповки заготовок имплантатов с применением схем ИПД в процессе деформирования.



а



б

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

В исходном состоянии титан BT1-0 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], ABC ковка [12] и др. Схемы ABC – 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]. Однако, все методы, которые применяются для ИПД объемных заготовок из титана характеризуются значительной трудоемкостью [16], поэтому применение технологических схем ИПД в процессе штамповки снижает трудоемкость предварительной подготовки материала заготовки или устраняет ее полностью.

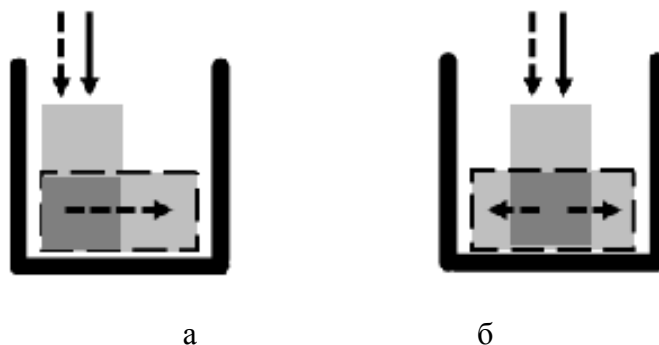


Рис. 2. Схемы процессов ABC –ковки, реализуемые в процессе штамповки имплантатов в условиях плоского деформированного состояния:

а – ограничение течения металла с трех сторон (MAF); б – или с двух сторон (CCDF);
 ← — направление деформирующего усилия; ← — — направление скорости течения металла

Анализ формы и требований к детали «U-имплантат» (см. рис. 1б) показал, что ее целесообразно получать из обработанной с помощью метода ИПД заготовки из титана BT1-0 [2]. 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 на анализе нагрузок при ее эксплуатации [17]. Чем сложнее деталь по форме, тем понадобится больше технологических переходов для её изготовления пластическим деформированием, но увеличивается и количество вариантов ее изготовления. Деталь «U-имплантат» имеет изогнутое основание и по два крыла с его противоположных сторон. Крылья также повернуты относительно основания, но в другой плоскости. На основании и крыльях расположены зубцы, обеспечивающие фиксацию имплантата на позвоночнике (рис. 1). Таким образом, данная деталь имеет сложную пространственную геометрическую форму, поэтому для её изготовления понадобится несколько технологических переходов штамповки, последующая механическая обработка и гибка.

Развёртка 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 (рис. 3, г). На основании этих данных разработаем 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.

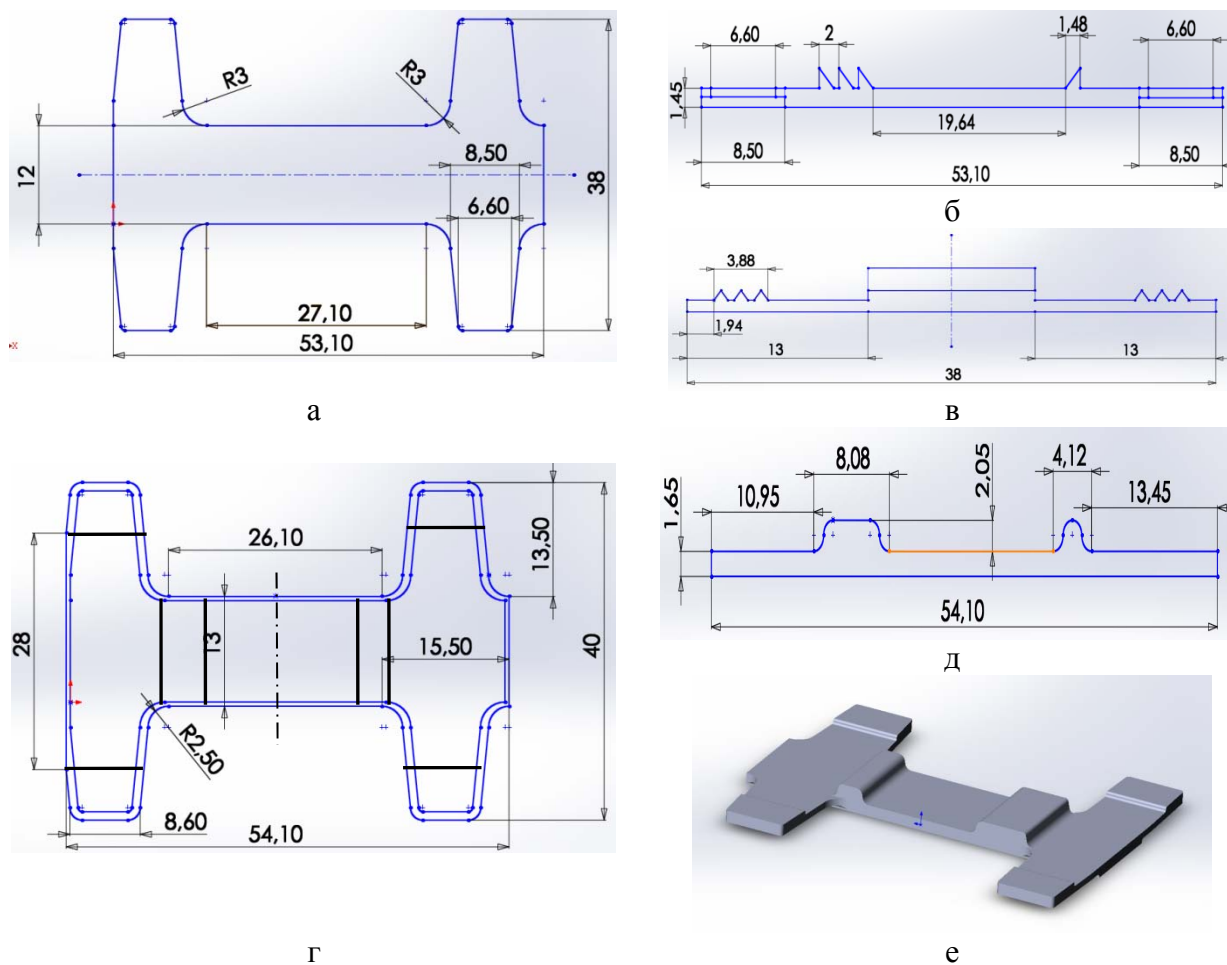


Рис. 3. Развёртка детали (а–в) и поковки (г, д) с размерами:

а, г – вид сверху; б, д – вид сбоку; в – вид с торца основания; е – модель поковки, выполненная в САD-системе

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 заполнения 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].

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 (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 (рис. 4, а) или получения крыльев на последующих переходах (рис. 4, в).

Предварительное моделирование для определения параметров первого перехода реализовано в САЕ-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 (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 (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 осуществлялась осаживанием. За формообразование крыльев отвечает третий пуансон. Для выполнения третьего перехода выбрана схема осадки металла в области крыльев заготовки пуансоном с выступами под зубцы (рис. 3, е). При этом полость штампа в области крыльев полностью заполняется металлом. Схема деформирования аналогична МАФ для каждого крыла (рис. 2, а).

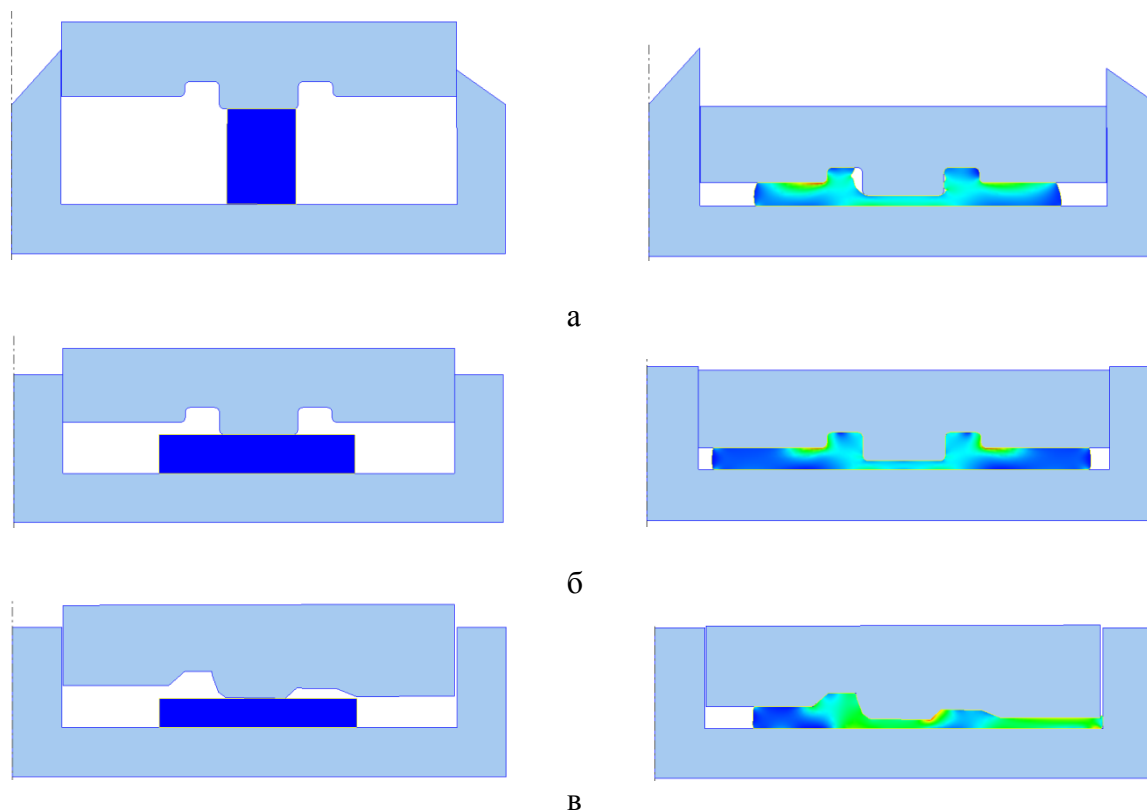


Рис. 4. Штамповка заготовки на первом переходе и распределение деформаций металла после деформирования:

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

Рассмотрим, конечно-элементное, моделирование процесса пластического деформирования заготовки имплантата и нагружения оснастки в САЕ-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.

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°C, чтобы сохранить полученную при ИПД микроструктуру [11].

Для расчётов задавали такие характеристики титана как плотность, модуль Юнга и коэффициент Пуассона, график зависимости удельной нагрузки от степени деформации приведен на рис. 6 [21]. Температуру заготовки принимали одинаковой по всему ее сечению и равной температуре штампа – 400°C.

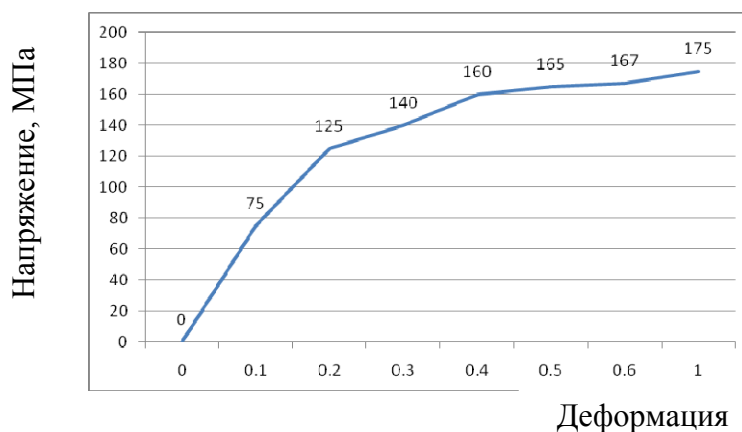


Рис. 6. Зависимость удельной нагрузки от степени деформации ВТ1-0 при температуре 400°C

Имея форму развёртки детали «U-имплантат» с припусками под механообработку (рис. 3), выполним 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: объём поковки принимали 2 300 мм³ при высоте заготовки 4 мм. Коэффициент трения по закону Кулона принимали равным 0,3 учитывая значительный путь течения металла при деформировании.

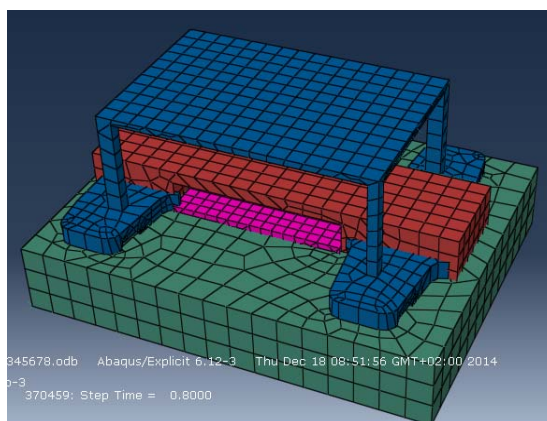


Рис. 7. Сборка моделей матрицы штампа, пуансонов и заготовки для расчета НДС металла в САЕ-системе при поэтапной штамповке поковки имплантата

На рис. 7 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. 8).

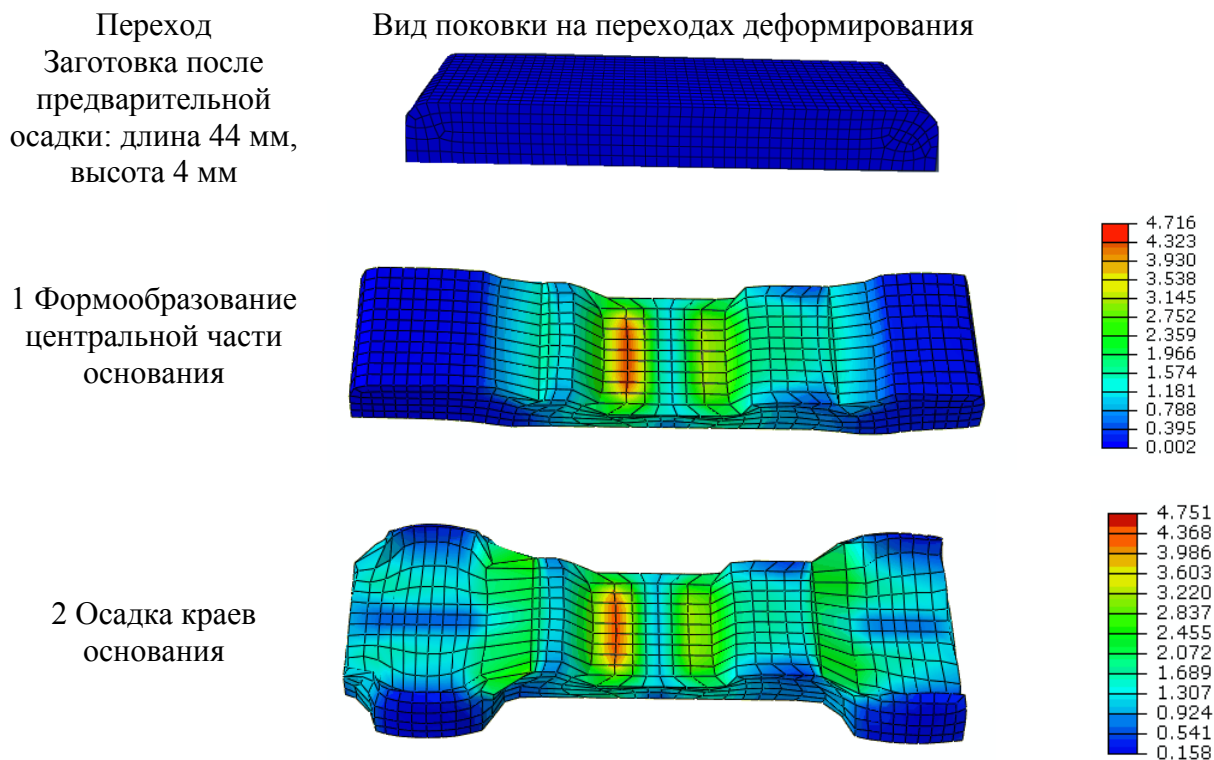


Рис. 8. Поэтапное деформирование заготовки, размер сетки 0,8 мм

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 (рис. 9). Максимальное значение удельного усилия при штамповке не превышало 160 МПа за счет выбора технологических переходов с заполнением полости штампа осадкой.

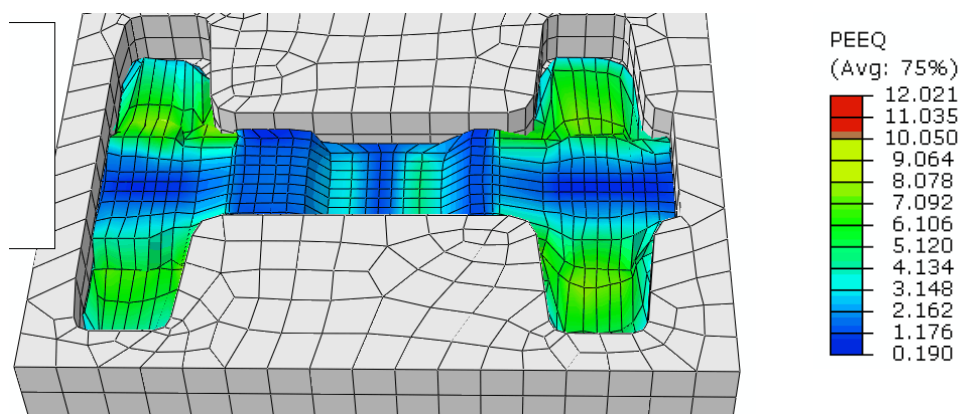


Рис. 9. Результат моделирования деформирования заготовки на переходе формообразования крыльев

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.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Spinal stabilization for patients with metastatic lesions of the spine using a titanium spacer / Hans Hertlein [and 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) / Ю. Е. Падаченко [и др.] // Украинский нейрохирургический журнал. – 2014. – № 2. – С. 36–41.*
3. *Иголкин А. И. Титан в медицине / А. И. Иголкин // Титан (Научно-технический журнал). – 1993. – № 1. – С. 86–90.*
4. *Надеев А. А. Эндопротезы тазобедренного сустава в России (философия построения, обзор имплантатов, рациональный выбор) / А. А. Надеев, С. В. Иванников – М. : БИНОМ. Лаборатория знаний, 2006. – 177 с.*
5. *Estrin Y. Extreme grain refinement by severe plastic deformation: A wealth of challenging science / Y. Estrin, A. Vinogradov // Acta Materialia. – 2013. – Vol. 61 – P. 782–817.*
6. *Determination of the in vivo posterior loading environment of the Coflex interlaminar-interspinous implant / Frank T. Trautwein // The Spine Journal. – 2010. – Vol. 10 (3) – P. 244–251.*
7. *Болотина И. О. Исследование пластической макродеформации поли- и субмикроструктурного титана биомедицинского назначения / И. О. Болотина, В. И. Данилов, А. А. Загуменный // 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. – Том 3, № 9–10. – С. 106–115.*
9. *Nanostructured severe plastic deformation processed titanium for orthodontic mini-implants / Glaucio Serra [and 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. Kapoor [and 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. - № и 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 стисненням осаджуванням / О. Ф. Тарасов, О. В. Періг, О. В. Алтухов. № и 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. №а 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 [and 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 [and al] // Eur Spine J. – 2008. – Vol. 17. – P. 1049–1056.*
18. *Алямовский А. А. SolidWorks/COSMOSWorks. Инженерный анализ методом конечных элементов. / А. А. Алямовский – М. : ДМК Пресс, 2004. – 432 с.*
19. *Khennane Amar. Introduction to Finite Element Analysis Using MATLAB® and Abaqus. CRC Press, 2013, P. 486.*
20. *Биба Н. В. Применение программы QFORM 2D/3D для разработки малоотходной технологии штамповки / Н. В. Биба, С. А. Стебунов // Сучасні проблеми металургії. Наукові вісті. – 2002. – Том 5. Пластична деформація металів. – Дніпропетровськ : Системні технології. – С. 221–226.*
21. *Cross Flow During Twist Extrusion: Theory, Experiment, and Application / R. Kulagin [and al] // Metallurgical and Materials Transactions A. – 2013. – Vol. 44 (7). – P. 3211–3220.*