

МАШИНОСТРОЕНИЕ И МАШИНОВЕДЕНИЕ

УДК 669.715

КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ПАРАМЕТРОВ ПРОЦЕССА ИНКРЕМЕНТАЛЬНОГО ФОРМООБРАЗОВАНИЯ НА ТОЧНОСТЬ ГЕОМЕТРИИ ИМПЛАНТА СВОДА ЧЕРЕПА

© 2022 Я.А. Ерисов^{1,2}, И.Н. Петров¹, С.В. Сурудин^{1,2}, В.А. Разживин¹, А.Н. Николаенко³

¹ Самарский национальный исследовательский университет имени академика С.П. Королева, г. Самара, Россия

² Самарский федеральный исследовательский центр Российской академии наук, г. Самара, Россия

³ Самарский государственный медицинский университет, г. Самара, Россия

Статья поступила в редакцию 06.12.2022

В работе, на основании компьютерного моделирования, установлена взаимосвязь между параметрами процесса инкрементального формообразования и точностью получаемой геометрии персонифицированных имплантатов костей свода черепа. Проведен анализ значений максимального и среднего отклонения. Разработана регрессионная модель зависимости величины отклонения геометрии от различных параметров процесса инкрементального формообразования. Определено, что точность получаемых изделий увеличивается с уменьшением шага перемещения и диаметра деформирующего инструмента при инкрементальном формообразовании.

Ключевые слова: инкрементальное формообразование, имплантат, деформирующий инструмент, титановый сплав ВГ-6.

DOI: 10.37313/1990-5378-2022-24-6-8-14

Работа выполнена в рамках гранта (номер гранта: МД-936.2022.4)

ВВЕДЕНИЕ

Краниопластика – это хирургическое вмешательство, цель которого устранение дефектов черепа, возникающих в результате травмы головы. Краниопластика проводится также для нормализации или улучшения контуров неповрежденного черепа, обычно лобной области, и, следовательно, внешнего вида верхней трети лица.

Ерисов Ярослав Александрович, доктор технических наук, ведущий научный сотрудник отдела металлофизики и авиационных материалов Самарского федерального исследовательского центра РАН, профессор кафедры обработки металлов давлением Самарского национального исследовательского университета им. академика С.П. Королева. E-mail: yaroslav.erisov@mail.ru

Петров Илья Николаевич, инженер кафедры обработки металлов давлением.

Сурудин Сергей Викторович, кандидат технических наук, доцент кафедры обработки металлов давлением Самарского национального исследовательского университета им. ак. С.П. Королева, научный сотрудник отдела металлофизики и авиационных материалов Самарского федерального исследовательского центра РАН.

Разживин Василий Андреевич, инженер кафедры обработки металлов давлением Самарского национального исследовательского университета им. ак. С.П. Королева.
Николаенко Андрей Николаевич, доктор медицинских наук, директор НИИ бионики и персонифицированной медицины Самарского государственного медицинского университета.

Наиболее подходящим материалом для изготовления имплантатов в реконструктивной хирургии является титан - прочный, легкий, не поддающийся коррозии, биосовместимый металл, демонстрирующий минимальные инфекционные осложнения по сравнению с прочими металлическими имплантатами [1]. Часто имплантаты, в том числе из титановых сплавов, изготавливают непосредственно во время операции, что значительно увеличивает трудоемкость и время операционного вмешательства. Дополнительно ситуация усложняется тем, что контур свода черепа имеет индивидуальные особенности и сложную рельефную анатомию, повторить которую можно только с помощью 3D-моделирования и персонифицированного подхода. Поэтому имеется острая необходимость в использовании современных технологий совместно с системами автоматизированного проектирования. Это позволит изготавливать индивидуальные имплантаты для краниопластики заблаговременно, тем самым улучшая клинический результат и сокращая время операции.

Наиболее широко в настоящее время применяется технология селективного лазерного спекания титанового порошка для изготовления имплантатов костей свода черепа [2]. Недостатком данного способа является высокая

стоимость оборудования, для обслуживания которого требуются высококвалифицированные специалисты, что делает нерентабельным его приобретение и использование непосредственно в лечебно-профилактическом учреждении. В связи с этим, требуется использование более гибкой технологии в краинопластике, позволяющей изготавливать персонифицированные имплантаты с меньшей себестоимостью и большей оперативностью, сделав их таким образом более доступными. Одним из перспективных направлений является использование технологии инкрементального формообразования (ИФ), суть которого заключается в локальном поэтапном деформировании отдельных частей листовой заготовки по заданной программе [3]. Применение технологии ИФ позволяет не только быстро и с меньшей трудоемкостью подготовить производство и изготовить имплантат, но и снизить его себестоимость, так как используются более дешевые листовые заготовки (стоимость порошка из сплава ВТ-6 в 7-8 раз выше стоимости листов).

Анализ литературы показал, что технологии ИФ широко изучаются за рубежом и успешно внедряются в производство. Перспектива использования этого процесса для производства персонифицированных имплантатов напрямую связана с успехами достигнутыми в области компьютерной томографии, а также в области автоматизированного проектирования [4]. В настоящее время все больше работ направлено на изучение особенностей процесса ИФ листовых заготовок из титановых сплавов [5, 6]. Уже имеются попытки использования имплантатов из титановых сплавов, полученных инкрементальным формообразованием для замещения дефектов костей свода черепа [7]. Однако, внедрение этой технологии затруднено из-за низкой точности получаемых изделий. Это является следствием влияния ряда факторов, к которым относятся свойства материалов, точность позиционирования инструмента, не оптимальный выбор технологических параметров (шаг, траектория, диаметр деформирующего инструмента). Существует несколько основных методов повышения точности изделия, среди которых можно выделить: использование дополнительного инструмента для поддержки [8], нагрев заготовки в процессе ИФ [9]. Кроме того, большое количество исследований направлено

на определение оптимальной траектории движения деформирующего инструмента [10, 11].

В данной работе представлены результаты компьютерного моделирования комплексного влияния параметров процесса ИФ на точность получаемой геометрии персонифицированных имплантатов.

МЕТОДИКА ЧИСЛЕННОГО ЭКСПЕРИМЕНТА

Для комплексного исследования влияния параметров процесса ИФ на точность получаемого изделия применялся некомпозиционный трехуровневый план второго порядка Бокса-Бенкина. В качестве переменных факторов модели использовались такие параметры процесса ИФ как шаг перемещения деформирующего инструмента, диаметр пуансона, коэффициент трения (таблица 1). План эксперимента состоял из 27 сочетаний факторов.

На основании магнитно-резонансной томографии черепа больного (рисунок 1, а) в программе SimensNX 8.5 была разработана трехмерная модель имплантата для закрытия дефекта костей свода черепа (рисунок 1, б). Затем геометрия имплантата достраивалась для того, чтобы контур заготовки находился в одной плоскости (рисунок 1, в).

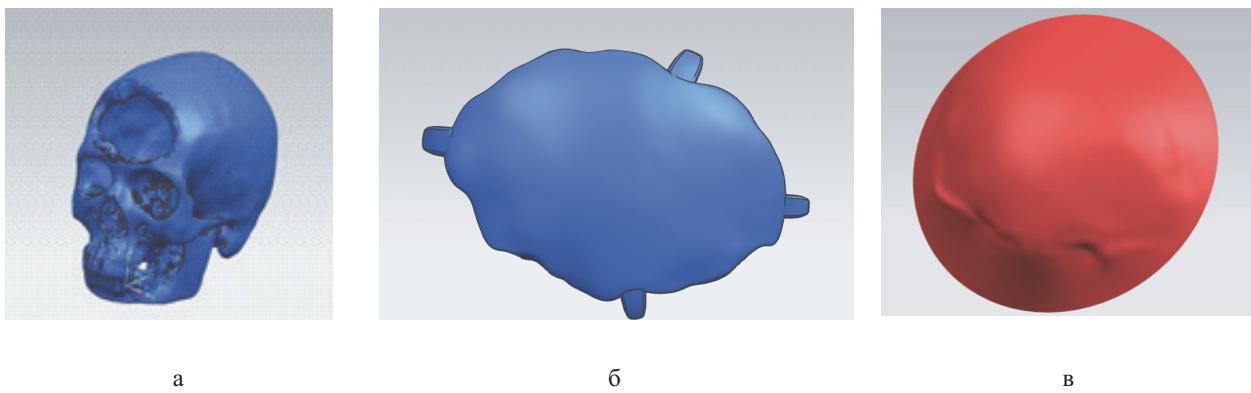
Компьютерная модель разрабатывалась в программном продукте LS-Dyna. На первом этапе моделирования в LS-Dyna была подготовлена конечно-элементная модель заготовки, пуансона и матрицы с помощью примитивов (рисунок 2). Диаметр пуансона варьировался от 8 мм до 16 мм.

В качестве заготовки использовался лист размерами 200x200 мм толщиной 0,8 мм из титанового сплава ВТ-6. В качестве модели материала заготовки использовалась трехпараметрическая модель Барлата, учитывающая анизотропию свойств листа. Для описания анизотропии использовались коэффициенты Лэнкфорда [12]. Упрочнение материала при пластической деформации задавалось через кривую (рисунок 3) [13]. Остальные необходимые для моделирования свойства приведены в таблице 2.

Для разработки траектории движения пуансона при ИФ, использовался программный комплекс SprutCAM. При этом задавалось, что формообразование происходит послойно, рас-

Таблица 1 – Уровни варьирования факторов

Факторы	Значения		
Шаг перемещения пуансона s , мм	0,2	0,4	0,8
Диаметр пуансона d , мм	8	12	16
Коэффициент трения f	0,12	0,15	0,18



а

б

в

Рисунок 1 – 3D модели для изготовления имплантата с помощью ИФ:
а - череп с дефектом; б - имплантат; в - модель заготовки имплантата

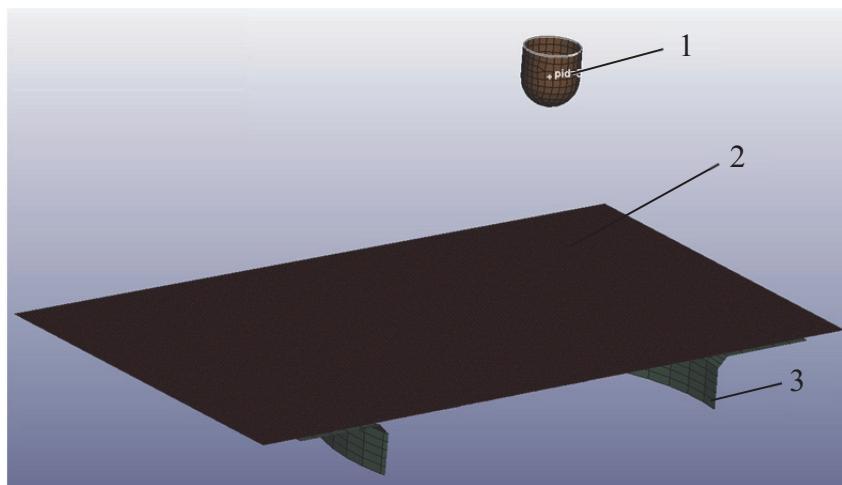


Рисунок 2 – Конечно-элементная модель процесса ИФ:
1 - пuhanсон; 2 - заготовка; 3 - подпор

стояние между слоями вдоль образующей варьировалось в диапазоне 0,2–0,8 мм. Перемещение инструмента в LS-Dyna задавалось с помощью специально разработанной программы для экспорта траектории движения деформирующего инструмента из CAM в CAE систему [14]. Скорость перемещения пуансона задавалась равной 50 мм/с. Перемещение узлов кромки заготовки фиксировалось, обеспечивая тем самым необходимую схему ИФ. Трение на контактной поверхности «деформирующий инструмент-заготовка» подчинялось закону Кулона. Коэффициент трения варьировался от 0,12 до 0,18.

В качестве отклика для статистического анализа использовалась величина отклонения получаемой геометрии имплантата в программном комплексе LS-Dyna от исходной геометрии, которое оценивалось с помощью программного продукта CloudCompare (рисунок 4). Для анализа отклонения использовались два параметра: доля поверхности имплантата, для которой отклонение не превышает 1 мм; среднее значение величины отклонения.

Необходимо отметить, что для анализа не использовались значения отклонений участков

оболочки, находящихся на скруглении матрицы (часть оболочки, лежащая ниже пунктирной линии, рисунок 4).

РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

После моделирования всех вариантов ИФ имплантата был проведен статистический анализ результатов и определены коэффициенты математической модели. На основании статистического анализа разработана усеченная регрессионная модель зависимости доли поверхности имплантата, для которой отклонение не превышает 1 мм, от параметров процесса:

$$A = 179,39 - 78,21s - 14,05d + \\ + 0,41d^2 + 4,9371sd, \quad (1)$$

где s , d , f – значения переменных факторов (таблица 1).

В модели (1) не учитываются статистически незначимые коэффициенты регрессии, то есть те у которых вероятность ошибки больше 0,1. Так из линейных эффектов значимы только шаг и диаметр, из квадратичных – диаметр, а из парных – только шаг и диаметр.

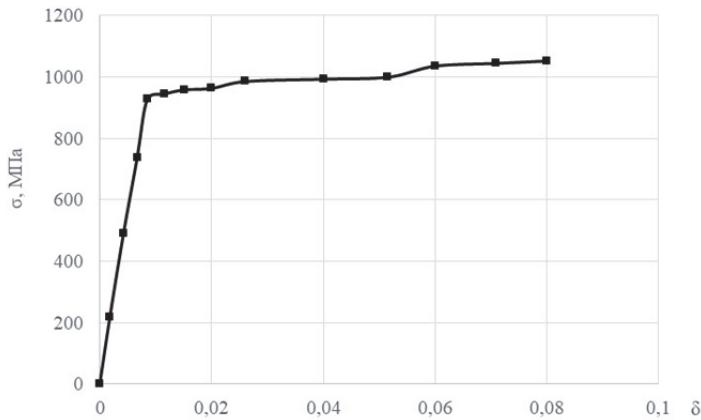
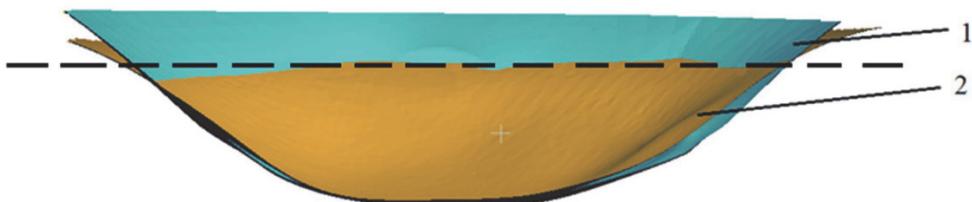


Рисунок 3 – Кривая упрочнения титанового сплава ВТ-6

Таблица 2 – Свойства титанового сплава ВТ-6

Параметр	Значение
Модуль Юнга, МПа	1100
Коэффициент Пуассона	0,3
Предел текучести, МПа	1063
Коэффициенты Лэнкфорда	2,57
в направлении прокатки	
в поперечном направлении	3,8
под углом 45° к направлению прокатки	3,1

Рисунок 4 – К определению величины отклонения геометрии:
1 – исходная модель имплантата; 2 – модель, полученная в LS-Dyna

По данной модели была построена эпюра распределения величины отклонения геометрии от исходной при сочетании различных параметров процесса (рисунок 5). Анализируя полученные зависимости, можно отметить, что наибольшее влияние на точность геометрии получаемых имплантатов оказывает диаметр и шаг перемещения пуансона в отличие от коэффициента трения. Это также подтверждается статистической значимостью коэффициентов модели (1).

Из анализа результатов видно, что наименьшее отклонение геометрии модели, полученной при конечно-элементном моделировании, от исходной модели имплантата наблюдается при инкрементальном формообразовании с шагом перемещения 0,2 мм и диаметром пуансона 8 мм. При таком сочетании параметров около 85% поверхности имеет отклонение от исходной модели не более 1 мм.

Аналогичная регрессионная модель была разработана для анализа влияния параметров процесса ИФ на среднее значение величины отклонения. Вследствие того, что некоторые регрессионные коэффициенты не являются статистически значимыми, была составлена усеченная регрессионная модель:

$$E = 0,53 + 0,06d + 1,4s^2 - 0,06sd. \quad (2)$$

На основании этой модели построены эпюры распределения средней величины отклонения в зависимости от параметров процесса (рисунок 6). Наименьшее значение средней величины отклонения составляет 0,81 мм и наблюдается при инкрементальном формообразовании с шагом 0,2 мм и диаметром деформирующего инструмента 8 мм. Зависимость среднего отклонения от параметров процесса ИФ согла-

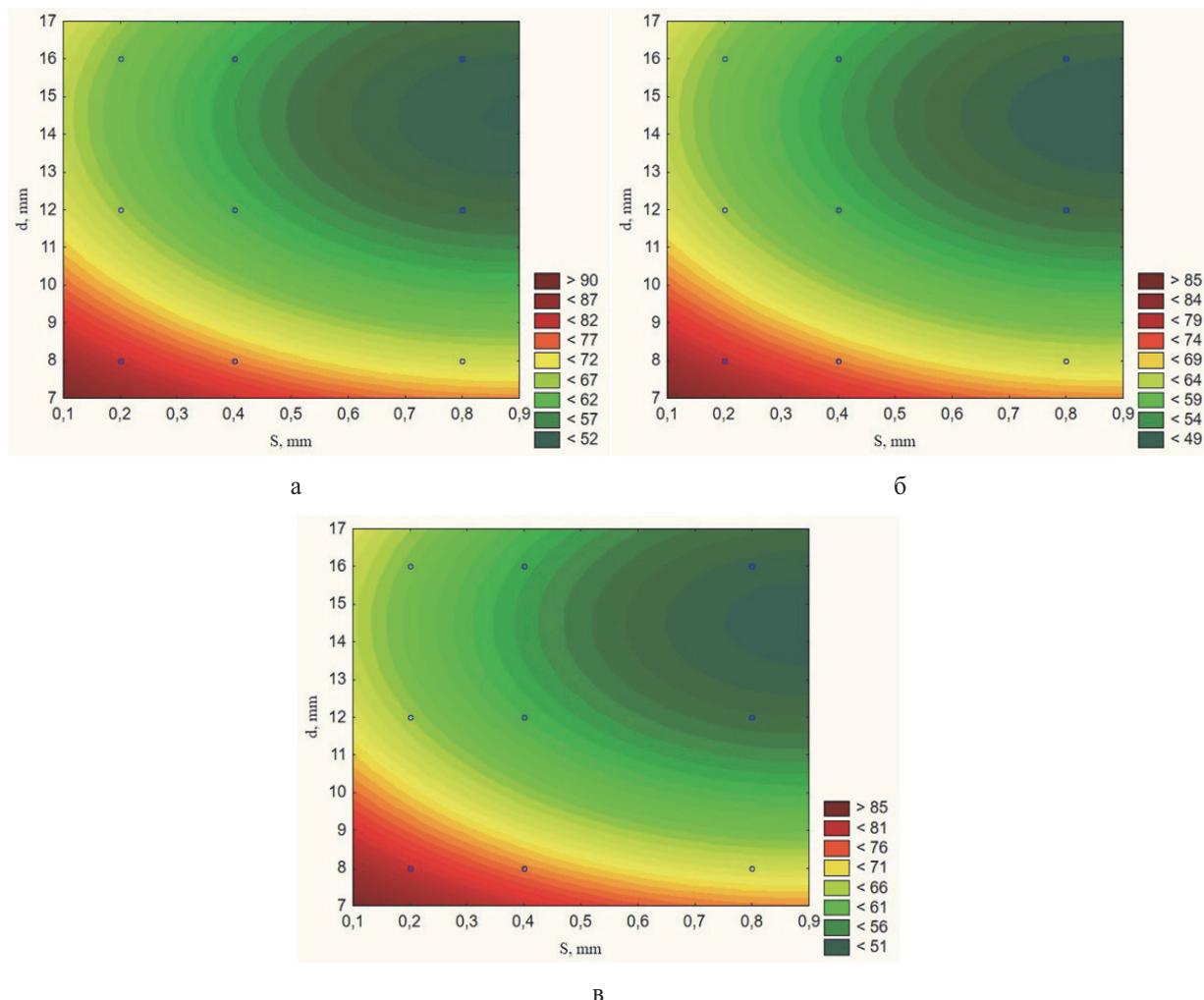


Рисунок 5 – Эпюра распределения доли поверхности получаемого изделия, отклонение которой не превышает 1 мм, в зависимости от шага и диаметра пуансона при $f = 0,12$ (а), $0,15$ (б) и $0,18$ (в)

суется с предыдущими результатами: точность увеличивается с уменьшением шага и диаметра пуансона, а влияние коэффициента трения не значительно.

Изменение коэффициентов трения в диапазоне 0,12-0,18 не зависимо от значения прочих факторов приводит к изменению доли поверхности с отклонением не менее 1 мм не более чем на 4%, а среднего отклонения – на 0,06 мм, что по сравнению с другими факторами не значительно (рисунок 7).

Стоит отметить, что в целом точность получаемых имплантатов увеличивается с уменьшением шага перемещения и диаметра деформирующего инструмента. Данный вывод подтверждается результатами экспериментальной работы [15], в которой было установлено влияние шага перемещения деформирующего инструмента на точность получаемых имплантатов. С другой стороны, уменьшение шага приводит к значительному увеличению времени затрачиваемого на изготовление одного имплантата.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В результате проведенной работы были найдены оптимальные значения параметров процесса инкрементального формообразования для увеличения точности имплантатов свода черепа из титанового сплава ВТ-6. Определено, что точность получаемых имплантатов увеличивается с уменьшением шага перемещения и диаметра деформирующего инструмента, а также практически не зависит от трения на контактной поверхности «пуансон-заготовка».

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Мишинов, С.В. Краниопластика: обзор методик и новые технологии в создании имплантатов. Современное состояние проблемы / С.В. Мишинов, В.В. Ступак, Н.А. Копорушки [и др.] // Политравма. – 2018. – № 4. – С. 82-89.
2. Jardini A., Larosa M., Filho R., Zavaglia C., Bernardes L., Lambert C., Calderoni D., Kharmandayan P. Cranial reconstruction: 3D biomodel and custom-built

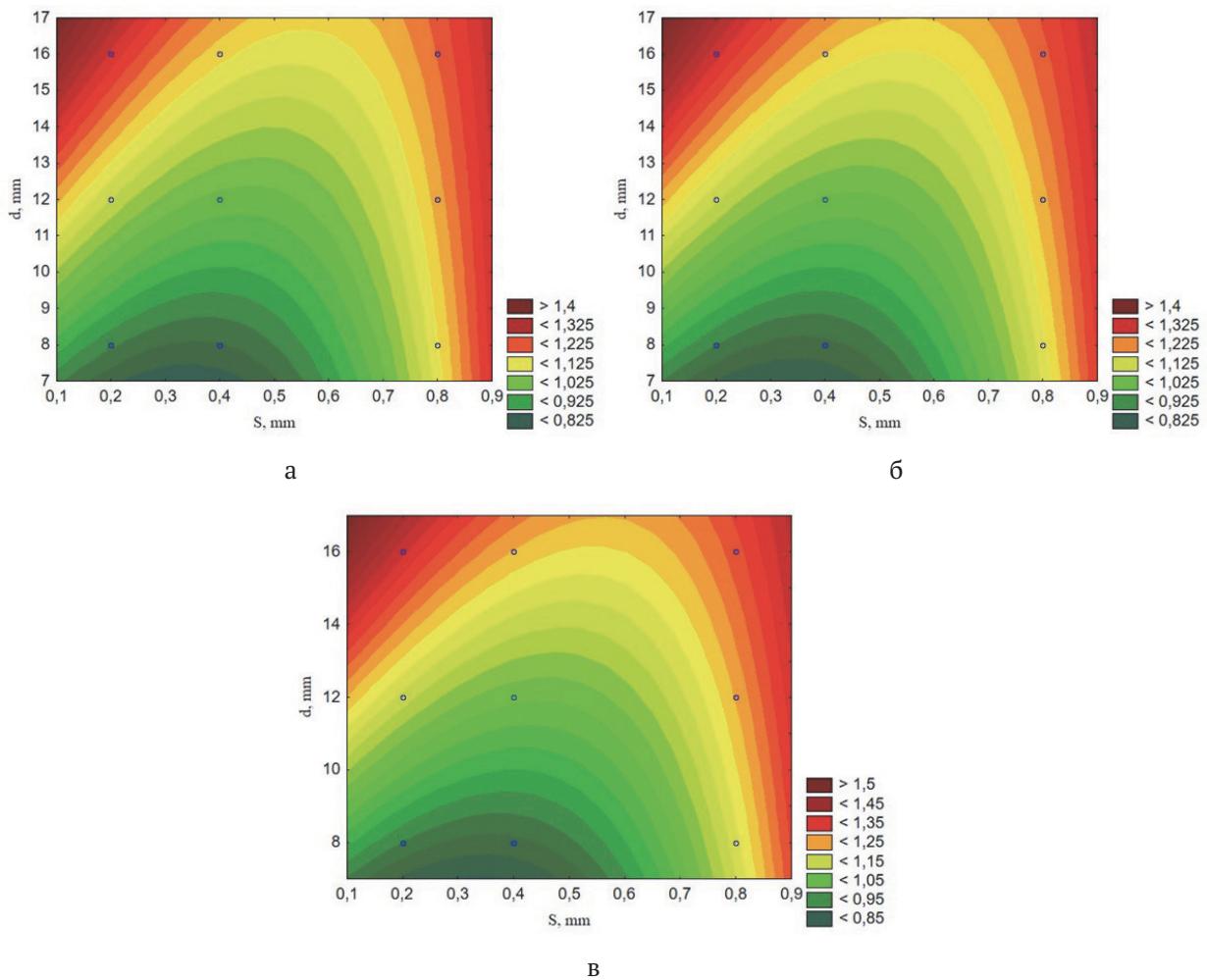


Рисунок 6 – Эпюра распределения средней величины отклонения в зависимости от диаметра и шага перемещения пуансона при $f = 0,12$ (а), $0,15$ (б) и $0,18$ (в)

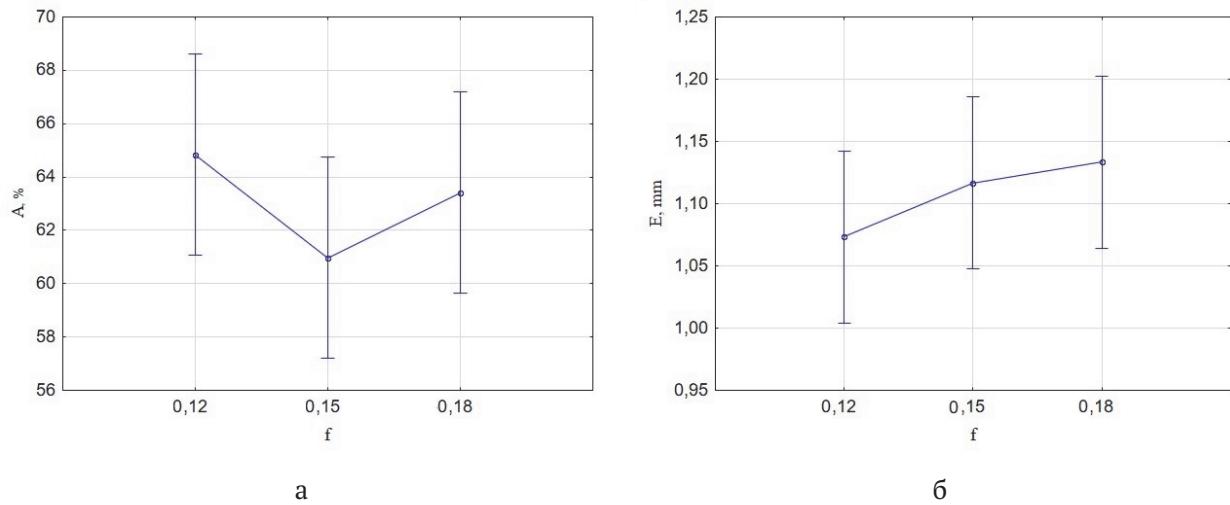


Рисунок 7 – Зависимость доли поверхности с отклонением менее 1 мм (а) и среднего отклонения (б) от коэффициента трения при ИФ

implant created using additive manufacturing. *J. Craniomaxillofac. Surg.*, 42 (8) (2014), pp. 1877-1884

3. Cheng Z., Li Y., Xu C., Liu Y., Ghaffoor S., Li F. Incremental sheet forming towards biomedical implants. J mater res technol. 2020. 9(4). pp. 7225–7251.

4. Heissler E., Fischer F.-S., Bolour L S., Lehmann T., Mathar W., Gebhardt A., Lanksch W., Bier J. Custom-made cast titanium implants produced with CAD-CAM for the reconstruction of cranium defects. Int. J. Oral Maxillofac. Surg. Munksgaard. 1998. 27. 334-338.

5. Ambrogio G., Sgambitterra E., De Napoli L., Gagliardi F., Fragomeni G., Piccinini A., Guglieilmi P., Palumbo G., Sorgente D., Barbera L., Villa T. Performances analysis of Titanium prostheses manufactured by Superplastic Forming and Incremental Forming. 17th International Conference on Sheet Metal. SHEMET17 Procedia Engineering 183. 2017. pp. 168 – 173.
6. Lu B., Ou H., Shi S., Long H., Chen J. Titanium based cranial reconstruction using incremental sheet forming. International Journal of Material Forming December 2014.
7. Karbowski K. Application of incremental sheet forming. Management and Production Engineering Review. Volume 6. Number 4. December 2015. pp. 55–59.
8. Lu B., Xu D., Liu R., Ou H., Long H., Chen J. Cranial Reconstruction using Double Side Incremental Forming. Key Engineering Materials Vol. 639. 2015. pp 535–542.
9. Saidi B., Moreau L., Mhemed S., Cherouat A., Adragna P., Nasri R. Hot incremental forming of titanium human skull prosthesis by using cartridge heaters: a reverse engineering approach. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology. 2019. pp. 873–880
10. Ambrogio G., Napoli L., Filice L., Gagliardi F., Muzzupappa M. Application of Incremental Forming process for high customised medical product manufacturing. Journal of Materials Processing Technology. 2005. pp. 156–162.
11. Sornsuwit N., Sittisakuljaroen S. Design of Experiment for Incremental Forming of Artificial Skull on Titanium Grade 2. Advanced Materials Research Vol. 950. 2014. pp. 103–108.
12. Erisov Y.A., Grechnikov F.V., Surudin S.V. Yield function of the orthotropic material considering the crystallographic texture // Structural Engineering and Mechanics. 2016. T. 58. № 4. C. 677–687.
13. Badra O.M., Barlat F., Rolfec B., Leed M., Hodgsona P., Weissa M. Constitutive modelling of high strength titanium alloy Ti-6Al-4V for sheet forming applications at room temperature // International Journal of Solids and Structures. 2016. 80. pp. 334–347
14. Де Альваренга Р., Гречников Ф.В., Сурудин С.В., Ерисов Я.А., Петров И.Н. Программа для экспорта траектории движения деформирующего инструмента из САМ в САЕ систему. Свидетельство о государственной регистрации программы ЭВМ № 2020663935, заявл. 22.10.2020, опубл. 05.11.2020.
15. Y.A. Erisov, A.N. Nikolaenko, I.N. Petrov, S.V. Surudin, A.V. Kolsanov. Influence of the process parameters of incremental forming of personified implants of the cranial bones on their geometry. Journal of Physics: Conference Series. «International Conference on Metrological Support of Innovative Technologies». 2022.

COMPUTER SIMULATION INFLUENCE OF THE PARAMETERS INCREMENTAL FORMING PROCESS ON ACCURACY OF THE GEOMETRY IMPLANT OF THE CRANIAL BONES

© 2022 Ya.A. Erisov^{1,2}, S.V. Surudin^{1,2}, I.N. Petrov², V.A. Razzhivin², A.N. Nikolaenko³

¹ Samara Federal Research Center of the Russian Academy of Sciences, Samara, Russia

² Samara National Research University, Samara, Russia

³ Samara State Medical University, Samara, Russia

Abstract. In the work, on the basis of computer modeling, the relationship between the parameters of the incremental forming process and the accuracy of the resulting geometry of personalized implants of the bones of the cranial vault is established. The analysis of the values of the maximum and average deviation is carried out. A regression model of the dependence of the deviation of geometry on various parameters of the incremental forming process has been developed. It is determined that the accuracy of the obtained products increases with a decrease in the step of movement of the deforming tool during incremental forming.

Keywords: incremental forming, implants, deforming instrument, VT6 titanium alloy.

DOI: 10.37313/1990-5378-2022-24-6-8-14

Yaroslav Erisov, Doctor of Technical Sciences, Associate Professor, Leading Researcher, Samara Federal Research Center of the Russian Academy of Sciences; Associate Professor at the Metal Forming Department, Samara National Research University. E-mail: yaroslav.erisov@mail.ru
Ilya Petrov, Engineer of the Metal Forming Department, Samara National Research University.

Sergey Surudin, Candidate of Technical Sciences, Associate Professor of the Metal Forming Department, Samara National Research University; Researcher, Department of Metal Physics and Aviation Materials, Samara Federal Research Center of the Russian Academy of Sciences; Vasily Razzhivin, Engineer of the Metal Forming Department, Samara National Research University.

Andrey Nikolaenko, Doctor of Medical Sciences, Director of the Research Institute of Bionics and Personalized Medicine, Samara State Medical University.