

Цель исследования – совершенствование технологического процесса изготовления каркаса стент-графта.

Стент-графт (рис. 1) представляет собой тубулярное трубчатое устройство со стенками из гибкого листового материала, поддерживаемыми для повышения жесткости каркасом, который обычно изготавливается из сверхупругого металла.



Рис. 1. Внешний вид стент-графта

Стент-графты обычно сформированы из двух составляющих. Из усиливающей конструкции, придающей жесткость стенту, назначение которой состоит в обеспечении прижатия стент-графта к стенкам сосуда и в поддержании открытым просвета сосуда, и трубчатого графта, который прикреплен, по меньшей мере, к придающей жесткость конструкции.

В ходе анализа процесса изготовления проволоки на предприятие была выявлено, что из-за неравномерного натяжения проволоки в приспособлении при термической обработке наблюдается значительный разброс механических характеристик.

В процессе исследования были проанализированы методы и режимы термической обработки нитинола при различных условиях натяжения, была выявлена связь между изменением усилия натяжения проволоки и ее механическими характеристиками после термообработки.

УДК 517.97:615.47

ТОПОЛОГИЧЕСКАЯ ОПТИМИЗАЦИЯ КОНСТРУКЦИЙ ПЛАСТИН ДЛЯ ОСТЕОСИНТЕЗА

Студенты гр. 11307121 Билейчик А. А., Охремчик В. А., аспирант Муудинов И.

Д-р техн. наук, доцент Степаненко Д. А.

Белорусский национальный технический университет, Минск, Беларусь

Переломы костей являются одним из самых распространенных видов травм. Так, в 2019 году общее число случаев переломов в мире составило около 178 миллионов. Существующие методы лечения переломов можно разделить на консервативные, например, наложение гипсовых повязок после закрытой репозиции костных отломков, и хирургические. Разновидностью хирургических методов является накостный (экстрamedулярный) остеосинтез, при котором отломки фиксируются в правильном взаимном положении, достигнутом путем репозиции, с помощью пластин-фиксаторов, соединяемых с костью шурупами или винтами.

В настоящее время для создания оптимальных конструкций ортопедических имплантатов широко используется метод топологической оптимизации. В отличие от оптимизации формы, в которой возможные варианты конструкции формируются из исходного путем деформации существующих границ, топологическая оптимизация допускает формирование новых границ, например, отверстий в изначально сплошном материале, то есть допускает изменение топологии. Результатом топологической оптимизации обычно является создание облегченной по массе конструкции изделия, не уступающей по своим характеристикам базовой конструкции из сплошного материала. Существует несколько подходов к решению задач топологической

оптимизации: эволюционная структурная оптимизация, метод плотности и метод гомогенизации. При использовании метода плотности область оптимизации разбивается на конечные элементы, каждому из которых в конечной оптимизированной топологии может соответствовать нулевое значение безразмерной плотности $\rho = 0$ (отсутствие материала) или единичное значение плотности $\rho = 1$ (наличие материала). В результате решения задачи оптимизации плотность распределяется таким образом, чтобы минимизировать податливость конструкции при ограничении верхнего предела массы, например, 50 % от исходного значения. Расчетное распределение плотности помимо значений 0 и 1 может содержать промежуточные значения, которые не могут быть интерпретированы при изготовлении изделия из сплошного материала. Для устранения промежуточных значений плотности используют такие приемы как проецирование плотности и пороговая классификация.

В данной работе описана методика топологической оптимизации пластин для остеосинтеза с применением программы COMSOL Multiphysics. Проведен сравнительный анализ характеристик (продольной жесткости, массы и максимального напряжения по Мизесу) базовой конструкции пластины и двух оптимизированных вариантов, полученных при различных значениях порога классификации расчетных значений плотности. В целях сравнительного анализа характеристик базовой конструкции пластины и двух оптимизированных вариантов проводился статический анализ всех трех вариантов конструкции. Граничные условия, нагрузки, свойства материала и параметры конечно-элементной сетки сохранялись такими же, как и при топологической оптимизации. Качественно оптимизированная топология пластин согласуется с результатами, полученными другими исследователями. Показано, что оптимизированные варианты конструкции обеспечивают снижение массы пластины на 49–54 %, а продольной жесткости – на 43–53 %, что является положительным эффектом с точки зрения снижения степени экранирования напряжений (разгрузка кости от действия нормальных физиологических напряжений, вызванная высокой жесткостью крепежных пластин и приводящая к снижению минеральной плотности и прочности костной ткани). Максимальное напряжение по Мизесу повышается для оптимизированных конструкций на 19–27 % по сравнению с базовой, что не является критичным при наличии достаточного запаса прочности у исходной конструкции. Оптимизированные варианты конструкции различаются по характеру деформаций и поэтому должны быть дополнительно исследованы с точки зрения клинической эффективности.

УДК 616.71-089.844:616-77

АДДИТИВНЫЕ ТЕХНОЛОГИИ ПРОИЗВОДСТВА МЕТАЛЛИЧЕСКИХ ИМПЛАНТАТОВ

Студенты гр. 11307121 Билейчик А. А., Охремчик В. А.

Д-р техн. наук, доцент Степаненко Д. А., кандидат техн. наук, доцент Филонова М. И.
Белорусский национальный технический университет, Минск, Беларусь

Металлические имплантаты широко используются для временной фиксации отломков костей при переломах и постоянного замещения дефектов костной ткани (при резекции пораженных заболеваниями участков костей). Современные пациент-специфические имплантаты проектируются и изготавливаются с учетом особенностей анатомии индивидуально взятого пациента. Они обычно имеют сложную геометрическую форму и пористую структуру, упрощающую интеграцию с костной тканью, что делает сложным или невозможным их изготовление традиционными методами, основанными на удалении материала с заготовки. В связи с этим сложные металлические имплантаты в настоящее время изготавливают с помощью аддитивных производственных технологий (АПТ), таких как лазерное и электронно-лучевое плавление в заранее сформированном слое (laser and electron beam powder-bed fusion, LPBF and EPBF), 3D-печать с прямым подводом энергии и материала (directed energy deposition, DED) и 3D-печать с использованием связующего вещества (binder jetting). Все эти технологии имеют свои достоинства и недостатки с точки зрения производительности, спектра используемых материалов, уровня остаточных напряжений и других факторов. В качестве материала используют порошки из биосовместимых сплавов, таких как титановые, танталовые, кобальт-хромовые и магниевые сплавы, легированные