

зиционные материалы, металлические порошки. Предполагается, что 3D-печать металлом представляет собой одно из наиболее перспективных технологий, которая может вытеснить современные методы прототипирования.

Для этой цели используют три основные технологии печати: SLA, SLS, FDM.

SLA – технология трехмерной печати с использованием сырья в виде жидкого фотополимера, который затвердевает под воздействием светового излучения лазера, образуя твердую поверхность в точке проекции лазера. При этом, как правило, платформа на которой возводится объект перемещается по заданным координатам. В емкость с жидким фотополимером с 17 % содержанием необходимого металла помещается сетчатая платформа, на которой происходит выращивание прототипа. Изначально платформа устанавливается на такой глубине, чтобы ее покрывал тончайший слой вещества. Далее включается лазер, воздействующий на полимер, вызывая затвердевание. После этого вся платформа погружается ровно на новый слой. По завершению построения объект погружается в специальный состав для удаления лишних элементов и полной очистки от липкого слоя, после чего происходит финальное облучение светом для окончательного отвердевания и придания текстуры и свойств металла. Преимуществом SLA-технологии 3D печати металлом является изготовление моделей любой сложности и толщины и высокая скорость создания объекта.

SLS-метод, похож на предыдущий, но вместо жидкофотополимера используется измельченный порошок с 50-78 % содержанием металла, который спекается лазером в точке контакта и наращивает тем самым структуру изготавливаемого объекта. Порошок наносится на поверхность платформы ровным слоем, после чего разглаживается специальным валиком. Процесс повторяется пока фигура не приобретет нужную форму и размеры. Печать проходит в специальной камере с бескислородной средой, в которой постоянно поддерживается высокая температура. Достоинством этого метода является разнообразие применяемых материалов и высокая проч-

ность изделий (на сегодняшний день в качестве сырья доступны нейлон, стекло, пластик, керамика, различные металлы). К недостаткам данной технологии следует отнести необходимость последующего обжига после печати, в специальной печи для окончательного спекания порошка, усадку детали после обжига на 8-10 %) от исходного объема и высокую стоимость принтера.

FDM-технология послойного наплавления путем непрерывной подачи материала через тонкое формовочное сопло на охлажденную платформу построения, где он застывает, слой за слоем формируя нужный объект. 3D-печать из металла способом наплавления рассматривается как самый простой из доступных ныне методов печати металлом. Достоинства данного метода: недорогое и распространенное сырье для печати (полимеры и пластик); широкая палитра цветов для печати [2].

Таким образом, анализ результатов показывает что, при помощи селективного лазерного спекания возможно «напечатать» не только модели и мастер модели, но и готовые металлические модели и металлические изделия, которые обладают высокой плотностью спекания (99.99 %); механические характеристики, сопоставимые для деталей, полученных литьем или механической обработкой. Полученный опыт работы показал, что метод спекания компонентов позволяет получить толщину слоя от 20 до 60 мкм в зависимости от используемого материала, изделия размером до 250×250×325 мм с толщиной слоя 20-40 мкм при скорости спекания 2-8 мм/с и мощности лазера 200-400 Вт.

#### Литература

1. А.П. Кушнир. Классификация 3D печати. Электронное научное издание: «Дизайн. Наука. Практика». М. : МГУПИ. – 2014, вып. 18. – С. 74.
2. И.Ю. Мамедова, М.А. Мартынов, Н.В. Коновалова. Перспективы 3д печати в ювелирном производстве и печати металлом в частности. Электронное научное издание. «Дизайн. Наука. Практика». М. : МГУПИ. – 2014, вып. 25. – С. 50.

УДК 616-77, 681.2

### ИСПОЛЬЗОВАНИЕ УЛЬТРАЗВУКА ПРИ ФОРМООБРАЗОВАНИИ МЕДИЦИНСКИХ ИЗДЕЛИЙ ИЗ НИТИНОЛА

Савченко А.Л., Минченя В.Т., Соболев Д.Е.

*Белорусский национальный технический университет,  
Минск, Республика Беларусь*

В настоящее время в Республике Беларусь имеется и все возрастает потребность в расходных материалах для сосудистой хирургии. Это связано с ростом сердечно-сосудистых патологий и появлением новых методик их лечения.

Такие методики связаны с использованием специальных эндопротезов и других изделий, выполненных из нитинола – стентов, стентграфтов, клапан-содержащих стентов, фильтров-ловушек и др. Все эти изделия представляют достаточно

сложные по форме пространственные структуры, получаемые гибкой из нитиноловой проволоки с использованием дополнительных операций сварки, соединения пластическим деформированием с помощью трубок. На настоящий момент такие изделия в Республике Беларусь практически не производятся, а иностранные образцы имеют крайне высокую стоимость, что делает операции с их использованием недоступным широким массам пациентов. Разработка технологии формообразования нитиноловых структур позволит внедрить их в производстве импортозамещающих аналогов медицинских изделий.

Анализ конструкций изделий медицинского назначения показал, что применение традиционных технологий при изготовлении элементов и деталей конструкций не всегда приводят к положительным результатам из-за особых свойств нитиноловых материалов. Так изготовление сложных зигзагообразных элементов для стентграфтов, требует предварительного формирования формы изгибов на специальных оснастках. На этих оснастках нитиноловая проволока должна быть натянута на множество выступов и затем произведена термообработка для формирования памяти формы. Из-за сверхупругости нитинола и значительного трения в зонах изгиба нитиноловой проволоки на выступах невозможно обеспечить равномерное натяжение проволоки. При обычном натяжении и дальнейшем отжиге при высокой температуре нитиноловая проволока теряет упругие свойства и проседает, при этом радиус изгиба увеличивается.

Применение метода предварительного охлаждения приспособления и нитиноловой проволоки, частично решает задачу обеспечения копирования приспособления. Если приложить небольшое механическое усилие, изделию из нитинола в охлажденном мартенситном состоянии можно придать любую конфигурацию. Она будет сохраняться до тех пор, пока предмет не нагреют до температуры начала аустенитного превращения, и в процессе нагрева до температуры завершения аустенитного превращения нитинол не перейдет в аустенитную фазу, полностью восстанавливая прежнюю форму и реализуя при этом эффект памяти формы. Однако при сложных конструкциях и малых радиусах изгиба, а также большого числа изгибов из-за трения в зонах контакта нитинол-выступ приспособления невозможно обеспечить хорошее и надежное копирование заданной приспособлением формы.

Нами разработано ультразвуковое устройство, с помощью которого при предварительном натяжении на нитиноловую проволоку подаются ультразвуковые колебания.

Устройство для гибки и термообработки каркаса стентграфта показано на рис. 1.

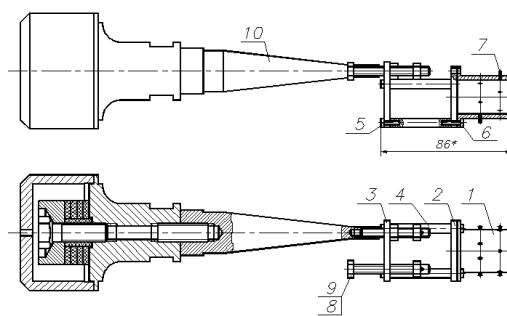


Рисунок 1

Устройство включает оправку 1 диаметром 28 мм с установленными на ней штифтами 7. Оправка крепится на пластине 2, которая соединена с пластиной 3 стойками 4 с винтами 5.

На оправку навивается зигзагообразный каркас из нитиноловой проволоки. Концы проволоки пропускаются в отверстия пластины 2 и фиксируются в отверстиях болтов 8 гайками 9. Затем с помощью болтов 8 проволока натягивается, и приспособление устанавливается в печь для термообработки.

При натяжении проволоки она возбуждается ультразвуковыми колебаниями от преобразователя 10.

Устройство выполнено на основе ранее использовавшегося приспособления (рис. 2) [1].

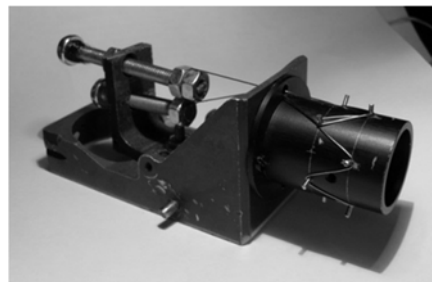


Рисунок 2

Для исследования были взяты образцы проволоки Ti-44,48; Ni-49,16; Cu-6,02 фирмы «Фукава» (Япония) диаметром 0,36 и 0,45 мм, используемой для изготовления каркасов стентграфтов. Проволока подвергалась ультразвуковому воздействию в диапазоне частот 22...26 кГц непосредственно на приспособлении (рис. 1). В ходе исследований было установлено следующее.

Изгибная жесткость образцов из нитиноловой проволоки непосредственно после ультразвукового возбуждения в резонансном режиме не отличается от жесткости исходных образцов. Тем не менее, изгибная жесткость в процессе возбуждения ниже на 30...40 %, что способствует получению минимальных радиусов изгиба.

При ультразвуковом воздействии резко снижаются силы трения в зонах контакта проволоки и оснастки, и повышается точность копирования изгибов на выступах, так как нитиноловая проволока при воздействии ультразвука хорошо копирует приспособления и при отжиге сохраня-

ет свою заданную на приспособлении форму. Таким образом применение ультразвука эффективно при формировании сложных форм нитиноловых изделий, таких как зигзагообразных с большим количеством изгибов, крючков с малыми радиусами изгиба и др.

По результатам исследований разработан технологический процесс формирования изогнутых форм, где в качестве одной из основных операций применяется описанный выше метод формообразования с ультразвуком. Объектом технологического процесса является элемент каркаса стентграфта (стент-элемент) из нитиноловой проволоки марки *ASTM F2063* диаметром 0,23 мм (рис. 3).

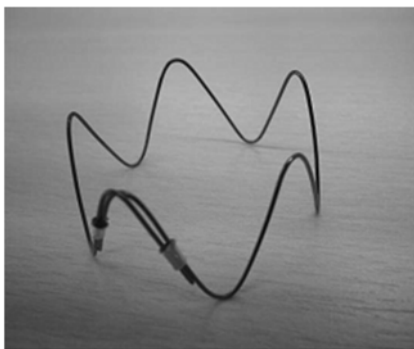


Рисунок 3

Для навивки и натяжения проволоки с ультразвуком используется специально разработанное приспособление, показанное на рис. 4.

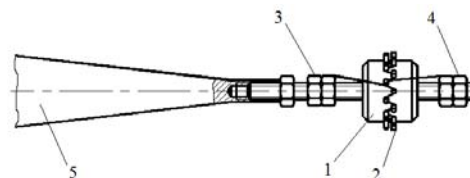


Рисунок 4

Проволока навивается на цилиндрическую оправку 1 и огибает штифты 2 заданного радиуса гибки. Оправка крепится на концентратор ультразвукового преобразователя таким образом, чтобы место соединения располагалось в узле, а плоскости крепления штифтов – в максимуме стоячей волны. После этого проволока при включенных ультразвуковых колебаниях натягивается гайками 3 и 4 с последующим законтриванием. После затяжки контргайки ультразвуковой преобразователь отсоединяется.

#### Литература

1. Разработать оригинальную конструкцию системы аортального стентграфта и внедрить технологию применения системы аортального стентграфта для хирургического лечения аневризм грудной аорты при операциях с искусственным кровообращением : отчет о НИР (заключительный) : ГБ 03.08-1/2011/ кол. авт. Белорусский национальный технический университет, рук. Минченя В.Т., исполн. Минченя Н.Т., исполн. Савченко А.Л., исполн. Степаненко Д.А. – Электрон. дан.. – Минск : [б. и.], 2013. – N ГР 20113925.

УДК616-77,681.2

### ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ПОЛЫХ ВОЛНОВОДНЫХ СИСТЕМ ДЛЯ ВОЗДЕЙСТВИЯ НА УПРУГО-ЭЛАСТИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА СОСУДОВ

Минченя В.Т.<sup>1</sup>, Савченко А.Л.<sup>1</sup>, Адзерихо И.Э.<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Белорусский национальный технический университет, Минск, Республика Беларусь

<sup>2</sup>Белорусская медицинская академия последипломного образования, Минск, Республика Беларусь

Как известно [1], окклюзионно-стенотические поражения магистральных артерий крупного и среднего калибра, наблюдающиеся при таких заболеваниях как, облитерирующий атеросклероз нижних конечностей, ишемические формы синдрома диабетической стопы при сахарном диабете, приводят к снижению качества жизни и ранней инвалидизации.

Следует отметить, что при выше указанных заболеваниях происходят значительные изменения артериальной стенки, причем при атеросклерозе ремоделирование проявляется в виде утолщения интимы артерий и изменении состава внеклеточного матрикса, что создает локальные препятствия кровотоку.

Предлагается впервые в мировой практике изучить влияние внутрисосудистого ультразвукового воздействия на повышение эластич-

ности артериальной стенки при атеросклерозе и сахарном диабете. Для этого также впервые в мировой практике предлагается трубчатая катетерно-волноводная система для воздействия на сосудистые образования и артериальную стенку.

Целью работы является исследование влияния ультразвуковых колебаний на упруго-эластические свойства артериальной стенки.

Ход экспериментальных исследований был следующим.

1. Измеряются геометрические и упруго-эластические параметры образца.

2. Осуществляется воздействие на образец: ультразвуковыми колебаниями, создаваемых волноводом трубчатого типа, с различными параметрами колебаний; струей физиологического раствора, подаваемого в зону воздействия через внутренний канал волновода и распыляемого через отверстия в