

УДК 621.791

И.К. Козлов¹, В.А. Алексеев²

ОПТИМИЗАЦИЯ ТЕХНОЛОГИИ ИЗГОТОВЛЕНИЯ СВАРНОГО МЕДИЦИНСКОГО ИНСТРУМЕНТА ИЗ ТИТАНОВЫХ СПЛАВОВ

Нижегородский государственный технический университет им. Р.Е. Алексеева¹,
ООО НПП «МОЛОТ», г. Павлово, Нижегородская область²

Цель работы: Разработка технологии и сварочного оборудования для изготовления сварного медицинского инструмента из титановых сплавов.

Методология: Достижение поставленной цели предполагает проведение экспериментальных исследований, моделирование электрического поля и термомеханического состояния свариваемых деталей методом конечных разностей.

Результат: Разработана технология процесса стыковой сварки сопротивлением и наплавки элементов медицинского инструмента и на ее основе изготовлены сварочное оборудование и оснастка. Изготовлена опытная партия сварного медицинского инструмента.

Новизна: Разработаны математические модели процессов нагрева деталей в процессе наплавки и термомеханического состояния деталей в процессе стыковой сварки сопротивлением, что обеспечило возможность моделирования указанных процессов.

Ключевые слова: титан, сварка, наплавка твердым сплавом, медицина, хирургия, инструмент.

Антикоррозионные свойства титана, биологическая инертность по отношению к живому организму, низкая удельная плотность способствуют все более широкому применению сплавов на его основе для изготовления медицинского инструмента. Титан по своей коррозионной стойкости не уступает платине во многих агрессивных средах. По сравнению со сталью, масса инструмента может быть уменьшена в полтора - два раза, существенно снижается травматичность при хирургических операциях. Титан - немагнитный материал, благодаря этому для лечения больных, у которых в теле есть титановые конструкции, можно использовать физиотерапию, и т.п. Все эти качества делают данный металл очень перспективным для широкого применения в медицине [1].

Велика потребность в хирургических инструментах широкой номенклатуры, в том числе специализированного инструмента сложной конфигурации малыми сериями.

Решение данной задачи при минимизации сроков изготовления и стоимости, видится в составном инструменте, при максимальном использовании типовых узлов [2] и, в частности, кольца (рис. 1).

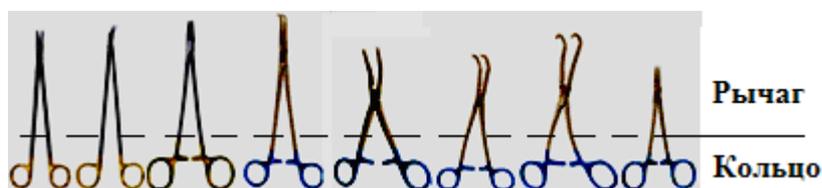


Рис. 1. Медицинский хирургический инструмент

Действующий техпроцесс изготовления медицинского инструмента из титановых сплавов ориентирован на получении заготовок с очень большими допусками из прутка диаметром 15-20 мм нагретого до температуры 950-1100 °С операциямиковки и вырубкив открытых штампах.

Процесс характеризуется низким коэффициентом использования металла, высокой сложностью и трудоемкостью операций доводки инструмента вручную на шлифовальных машинах до заданной формы и размеров.

Расчленение конструкции инструмента позволит расширить номенклатуру изделий и их модификаций, при уменьшении количества, упрощении и повышении стойкости используемых дорогостоящих штампов и оснастки.

Титан не обладает достаточно высокими твердостью и режущими свойствами, что затрудняет его широкое применение в медицинском хирургическом инструментарии. Придание титану режущих свойств и повышение его твердости и жесткости возможно наплавкой твердого сплава на рабочие, в том числе режущие, кромки инструмента.

Из вариантов расчленения инструмента наиболее рационален вариант изготовления рычага с последующей наплавкой твердого сплава на его рабочую поверхность, изготовление кольца, которое затем методом сварки соединяется с рычагом (рис. 2).



Рис. 2. Схема сварного медицинского инструмента:

1 - рычаг; 2 - кольцо; 3 - пластина из твердого сплава; 4 - припой

Реализация проекта по разработке сварного инструмента с наплавкой на рабочую поверхность сплава со специальными свойствами позволит обеспечить «сплошность» инструмента, устранив наличие зазоров в местах соединения, что неизбежно при прессовой посадке и применении заклепок.

Для достижения поставленных целей решались следующие основные задачи:

1. Оптимизация расчленения инструментов (по группам номенклатуры) на типовые узлы, изготовление которых потребует существенно меньших затрат для их производства, по сравнению с вариантом изготовления цельных изделий.

2. Выбор методов и разработка оптимальной технологии изготовления типовых узлов (штамповка, гидроабразивная резка, электрохимия и т.д.).

3. Выбор вида сварки, наплавки, разработка технологии процессов подготовки деталей под сварку, наплавку, процессов сварки и наплавки, приборов и методов контроля качества, обработки полученных соединений (зачистка, удаление грата и т.д.).

4. Разработка математической модели и моделирование технологических процессов с целью их оптимизации.

5. Разработка технического задания на сварочное оборудование, оснастку и их изготовление.

В результате проработки типовых конструкций медицинского инструмента наиболее технологичным признан вариант отдельного изготовления универсального кольца методом высокопроизводительной 3D-гидроабразивной резки из листа и широкой номенклатуры рычагов как методом горячей штамповки из прутка, так и методом 3D-гидроабразивной резки из листа.

3D-гидроабразивная резка обеспечит:

- отсутствие термического воздействия на материал;
- высокую точностью резки материала толщиной от 1 мм с погрешностью 0,1 мм;

- высокое качество обработки материалов, в том числе резка под любым углом, скругление кромок и сопряжённых радиусов, полировка и шлифовка сложных поверхностей;
- относительно невысокую стоимость процесса резки.

Для соединения кольца с рычагом наиболее целесообразно применение контактной стыковой сварки сопротивлением с формированием твердофазного сварного соединения за счет интенсивной пластической деформации металла в зоне контакта свариваемых деталей. Процессу интенсивной пластической деформации предшествует стадия интенсивного локального тепловыделения в зоне контакта свариваемых деталей,

Длительность процесса составляет порядка одной секунды, формирование сварного соединения происходит в твердой фазе, без образования жидкой фазы, что делает возможность производить процесс сварки без обдува защитным газом, в воздушной среде.

Установка сварки сопротивлением и соответствующий техпроцесс существенно проще, чем в случае контактной сварки оплавлением, сопровождающийся интенсивным искрообразованием, необходимостью в защитной газовой среде, сложностью оборудования [3, 4].

Технология и сварочное оборудование разрабатывались применительно к площади сварного соединения площадью не более 50 кв. мм (условный диаметр рычага до 8 мм).

На рис. 3 представлена электродная оснастка разработанной сварочной установки, на рис. 4 – полученное сварное соединение, в том числе после испытания на загиб.

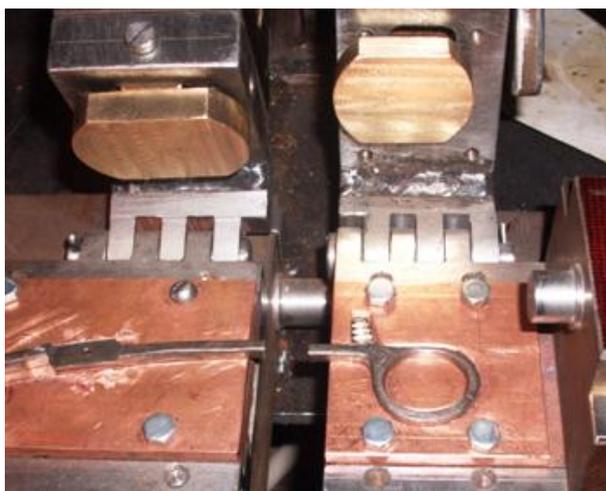


Рис. 3. Электродная оснастка



Рис. 4. Сварное соединение

Оптимизация технологии процесса контактной стыковой сварки сопротивлением и разработка на ее основе сварочного оборудования и оснастки производились как на основе экспериментальных исследований, так и с использованием моделирования процесса сварки на основе разработанной математической модели [5], включающей в себя подмодели электрического поля, температурного поля и подмодель процесса пластической деформации, которые рассматривались во времени последовательно, что позволило учесть их взаимосвязь. Моделирование процесса производилось методом конечных разностей для принятой линейной модели.

Экспериментальные исследования процесса сварки производилось с применением регистратора техпроцесса «МРС» [6].

Установлено, что процесс сварки следует разделить на три этапа (рис. 5). Первый – длительностью порядка 0,5–0,7 с, в течение которого имеет место процесс нагрева, с преимущественным тепловыделением в зоне контакта рычаг-кольцо. На данном этапе наблюдается стабильное значение, как сварочного тока, так и падения напряжения в зоне сварки. Интенсивная пластическая деформация в зоне сварки отсутствует, прекращение процесса сварки на данном этапе не обеспечивает получение сварного соединения.

На втором этапе имеет место интенсивная пластическая деформация в зоне сварки с

выдавливанием перегретого металла в грат, продолжительностью 0,2–0,3 с. Этап пластической деформации сопровождается возрастанием сварочного тока и уменьшением падения напряжения в зоне сварки.

Третий этап характеризуется завершением процесса осадки и стабилизацией значений сварочного тока и напряжения. По достижении третьего этапа процесс сварки необходимо завершить, не допуская перегрева зоны сварки.

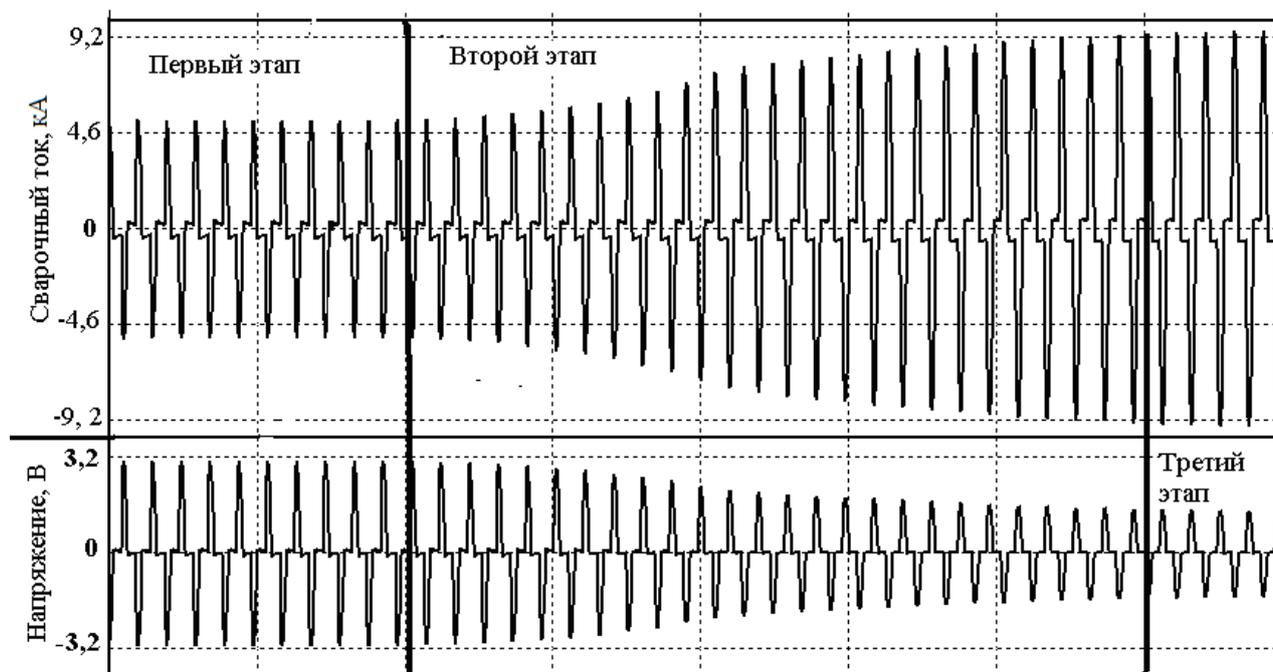


Рис. 5. Регистрограмма процесса сварки

Наплавка (сварка) по методу А.М. Игнатьева широко применяется в инструментальном производстве для наплавки твердого сплава [3].

Основной задачей при известной конфигурации изделия является не только выбор режима сварки, но и оптимизация конструкции электродной оснастки. При этом методе электрический ток протекает параллельно плоскости соединения, нагревая и расплавляя тонкий слой фольги-припоя.

На рис. 6, а представлена схема и конструктивные особенности электродной оснастки. Пластина 2 из твердого сплава располагается на рычаге 1, между ними размещается припой в виде фольги толщиной 0,1–0,5 мм. К пластине 2 электродами 3, 4, прижатыми усилием F подводится напряжение от машины контактной точечной сварки мощностью 20 кВА. Сварочный ток протекает между электродами по поперечному сечению пластины, припоя, рычага и частично через ложемент 6, за счет чего происходит нагрев и плавление припоя. Во избежание шунтирования тока ложемент 6 изолирован прокладкой 7 от нижней консоли сварочной машины, что обусловлено наличием контакта одного из электродов с корпусом сварочной машины.

Одной из причин образования дефектов является сложность обеспечения стабильного контакта по всей зоне контакта твердого сплава с инструментом (рис. 6, б). Так при перекосе всего на один градус зона контакта пластина-рычаг составит не более половины длины пластины. Предусмотрено применение «качающейся» опоры 8 закрепленной на нижней консоли сварочной машины, к которой через изолятор крепится ложемент (рис. 6, а).

Главной задачей при проведении процесса наплавки является равномерность прогрева зоны соединения протекающим током. Наиболее предпочтителен прогрев указанной зоны и соответственно припоя за счёт преимущественного равномерного нагрева пластины до температуры 1000–1100 °С. Для решения поставленной задачи необходимо знать характер элек-

трического поля и соответственно распределение плотности тока в межэлектродной зоне, что позволит рассчитать вариант, при котором преимущественное тепловыделение имеет место в пластине и слое припоя, а также оценить влияние краевого эффекта и возможного шунтирования сварочного тока.

На рис. 6, в представлены результаты моделирования методом конечных разностей электрического поля в указанной зоне в виде послойного распределения плотности тока вдоль плоскости сварного соединения при разбивке модели свариваемых деталей на ячейки размером 0,5x0,5 мм (плоская модель).

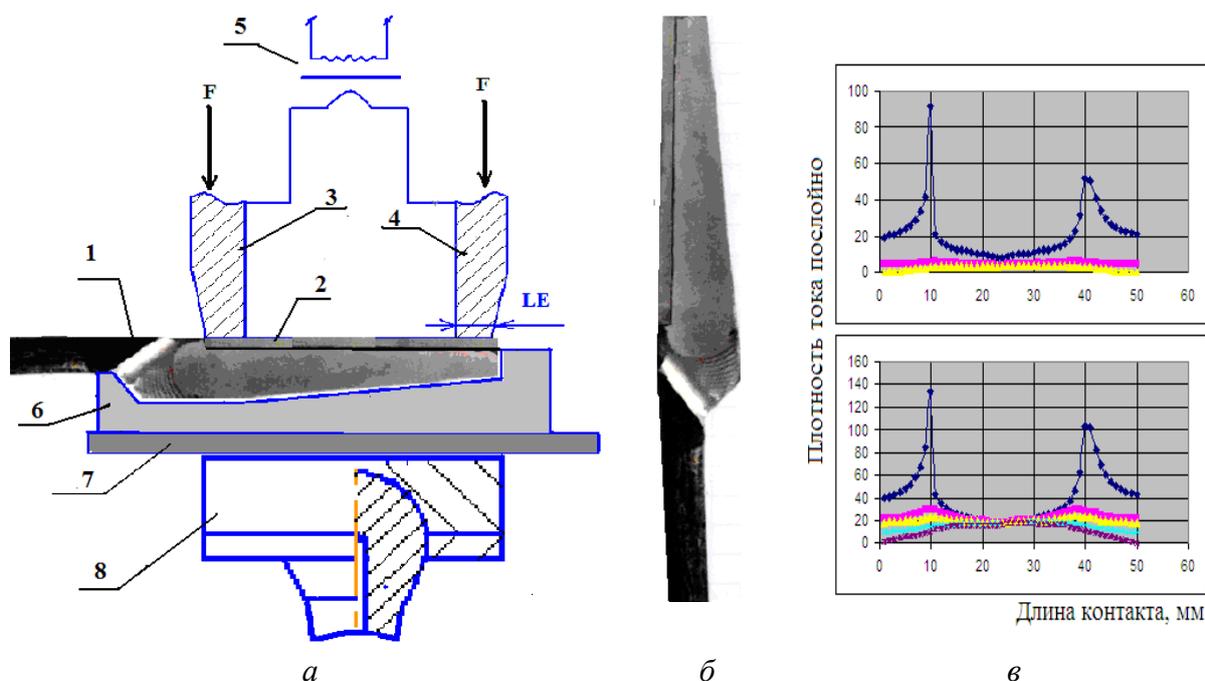


Рис. 6. Наплавка твердого сплава на рабочую поверхность:

а – электродная оснастка: 1 – рычаг; 2 – пластина; 3, 4 – электроды; 5 – сварочный трансформатор;

б – ложемент для фиксации положения рычага; 7 – изолятор; 8 – качающаяся опора;

в – рабочая часть инструмента с наплавленным твердым сплавом;

г – распределение плотности тока вдоль плоскости сварного соединения для различных вариантов конструкции и размеров контакта электрод-пластина LE

Выводы

1. Показана целесообразность изготовления сварного медицинского инструмента с наплавкой твердого сплава на рабочую поверхность.

2. Наиболее технологичным признан вариант отдельного изготовления универсального кольца методом высокопроизводительной 3D-гидроабразивной резки из листа и широкой номенклатуры рычага как методом горячей штамповки из прутка, так и методом 3D-гидроабразивной резки из листа.

3. Для соединения кольца с рычагом наиболее целесообразно применение контактной стыковой сварки сопротивлением с формированием твердофазного сварного соединения за счет интенсивной пластической деформации металла в зоне контакта свариваемых деталей.

4. Оптимизация технологии процесса стыковой сварки сопротивлением проведена с применением как экспериментальных исследований с регистрацией параметров процесса, так и моделированием процесса сварки.

5. Наплавку твердого сплава на рабочую поверхность предлагается производить по методу Игнатьева. Для оптимизации процесса произведены расчеты методом конечных раз-

ностей характера распределения плотности тока и соответственно характера нагрева и плавления припоя.

Библиографический список

5. **Братухин, А.Г.** Штамповка, сварка, пайка и термообработка титана и его сплавов / А.Г.Братухин, Ю.Л.Иванов, Б.Н. Марьин. – М.: Машиностроение, 1997. – 600 с.
6. Пат. на полезную модель №:114831. Хирургический инструмент / Алексеев В. А. Дата публикации: 20 Апреля, 2012.
7. **Орлов, Б.Д.** Технология и оборудование контактной сварки: учебник для машиностроительных вузов / Б.Д. Орлов, А.А. Чакалев, А.Л. Дмитриев; под ред. Б.Д. Орлова. – М. Машиностроение, 1986. – 352 с.
8. **Чайка, В.Г.** Машина для контактной стыковой сварки ленточных пил, проволок и стержней / В.Г. Чайка, Б.И. Волохатюк, Д.В. Чайка // Автоматическая сварка. 2010. № 10. С. 53–58.
9. **Козлов, И.К.** Область применения и оптимизация технологии рельефной Т-образной сварки // Фундаментальные исследования. 2013. № 11 (Ч. 5). С. 875–879.
10. **Козлов, И.К.** Особенности мониторинга процесса сварки и состояния сварочного оборудования // Сварка и диагностика. 2013. № 4. С. 59–62.

*Дата поступления
в редакцию 11.12.2014*

I. K. Kozlov¹, V. A. Alekseev²

WELDED MEDICAL INSTRUMENT OF TITANIUM ALLOYS PRODUCTION TECHNOLOGY OPTIMIZATION

Nizhny Novgorod state technical university n. a. R. E. Alexeev¹,
ООО NPP “MOLOT”, Pavlovo, Nizhegorodskaya Region²

Purpose: Development of technology and welding equipment for welded medical instruments of titanium alloys production.

Methodology: Achievement of the set purpose suggests experimental studies, modeling of electrostatic field and thermal deformation conditions of welded pieces using the finite differences method.

Results: The technology for resistance butt welding and deposition (overlay) of medical instruments parts and elements is developed, and welded equipment and inventory have been produced on its basis. A test batch of the welded medical instrument has been produced.

Novelty: Mathematical models for the heating of pieces during the deposition process as well as for the thermal deformation state of pieces at resistance butt welding process have been developed, thus enabling the specified processes modeling.

Key words: titanium, welding, hard facing alloy, medicine, surgery, instruments.