

# ВЛИЯНИЕ ТЕРМИЧЕСКОЙ ОБРАБОТКИ НА СТРУКТУРУ И СВОЙСТВА ОПОРНЫХ ПЛАСТИН ИЗ ТИТАНОВЫХ СПЛАВОВ ДЛЯ ИСПРАВЛЕНИЯ ВОРОНКООБРАЗНОЙ ДЕФОРМАЦИИ ГРУДНОЙ КЛЕТКИ\*

## EFFECT OF HEAT TREATMENT ON THE STRUCTURE AND PROPERTIES OF THE SUPPORT PLATES OF TITANIUM ALLOY TO FUNNEL CHEST CORRECTION

**М.Ю. КОЛЛЕРОВ** (M. Kollerov), ФГБОУ ВПО «МАТИ» – Российский государственный технологический университет имени К.Э. Циолковского

**Д.Е. ГУСЕВ** (D. Gusev), ФГБОУ ВПО «МАТИ» – Российский государственный технологический университет имени К.Э. Циолковского

**А.А. ЧЕРНЫШОВА** (A. Chernyshova), ФГБОУ ВПО «МАТИ» – Российский государственный технологический университет имени К.Э. Циолковского

**Е.И. ОРЕШКО** (E. Oreshko), ФГБОУ ВПО «МАТИ» – Российский государственный технологический университет имени К.Э. Циолковского

*Influence of the structure of plate of titanium alloys VT20, VT23 and BT6 on the complex of mechanical properties in bending was investigated. The best combination of mechanical properties was observed in the alloy VT23. The alloy VT6 is inferior in strength to alloy VT23. The alloy VT20 is inferior in plasticity to alloy VT23. The complex of properties of alloy VT20 may be improved using annealing at 940°C.*

**Ключевые слова:** сплавы на основе титана, структура, опорная пластина, воронкообразная деформация грудной клетки.

**Keywords:** titanium based alloys, structure, support plate, funnel chest.

**В**оронкообразная деформация грудной клетки (ВДГК) – это достаточно часто встречающееся заболевание, которое в большинстве случаев требует хирургического вмешательства [1]. В последнее время широкую популярность получила минимально-инвазивная операция при ВДГК, предложенная в 1998 году американским хирургом Дональдом Нассом [2]. При данной операции исправление ВДГК производится за счет имплантируемой через два небольших билатеральных разреза металлической пластины, которую предварительно изгибают, придавая ей форму грудины в правильном анатомическом положении. Операция по методу Насса привлекательна своей простотой исполнения, малыми кожными разрезами и мини-

мальной кровопотерей. Тем не менее, количество неблагоприятных результатов после данной операции колеблется от 3,7 до 41,7% и отмечается в основном при тяжелых, асимметричных формах ВДГК и у лиц старшего возраста. Эта статистика и явилась основанием для данной работы, поскольку одной из причин возникновения послеоперационных осложнений является неудачный выбор материала имплантируемой пластины.

В настоящее время для изготовления опорных пластин для коррекции ВДГК, как правило, применяются медицинская нержавеющая сталь и титановые сплавы. Титановые сплавы по сравнению с медицинскими сталями обладают лучшей биологической совместимостью и лучшим сочетанием механиче-

\* Исследования выполнены с использованием оборудования ресурсного центра коллективного пользования «Авиационно-космические материалы и технологии» МАТИ при финансовой поддержке ФЦП «Научные и научно-педагогические кадры инновационной России» на 2009 – 2013 годы в рамках конкурса № НК – 618П проект № 749 П.



Рис. 1 Опорная пластина из титанового сплава для исправления ВДГК по методу Насса

ских свойств [3, 4]. Наиболее перспективными сплавами в области медицины являются высокопрочный псевдо- $\alpha$  сплав ВТ20, а также  $\alpha+\beta$  сплав средней прочности ВТ6. Большой интерес может представлять и высокопрочный сплав ВТ23, структурой и свойствами которого можно довольно эффективно управлять путем термической обработки. Однако этот сплав пока еще не разрешен к применению в медицине.

Поэтому в работе в качестве объектов исследования были рассмотрены пластины из титановых сплавов ВТ6, ВТ20 и ВТ23 (рис. 1).

Методика лечения ВДГК по Нассу определяет медико-технические требования к имплантируемым пластинам. Так, для создания необходимой анатомической формы пластина может подвергаться неоднократной пластической деформации, а при эксплуатации в организме испытывать циклические воздействия от функциональных движений больного (дыхание и т.п.). Кроме того, пластины должны обеспечивать значительные силовые воздействия на гру-

дину для выведения ее в правильное положение. Это усилие будет определяться возрастом и анатомическими особенностями больного. Поэтому имплантаты должны сочетать низкий модуль упругости, высокие прочностные и пластические характеристики, высокое сопротивление малоциклового усталости при значительных пластических деформациях и высокую многоцикловую долговечность при малых амплитудах деформации, когда напряжения не превышают предела упругости материала. Эти требования определили выбор методик испытания материалов. Характеристики прочности и пластичности определяли по результатам испытаний пластин на трехточечный изгиб. Пластичность материала оценивали по углу изгиба образца, при котором в материале пластины образуются первые трещины. Малоцикловые испытания проводили путем многократного перегиба пластины относительно жестких валиков  $\varnothing 32$  мм в соответствии с ГОСТ 13813-68.

Микроструктура пластин из сплава ВТ20 в исходном состоянии после горячей прокатки пред-

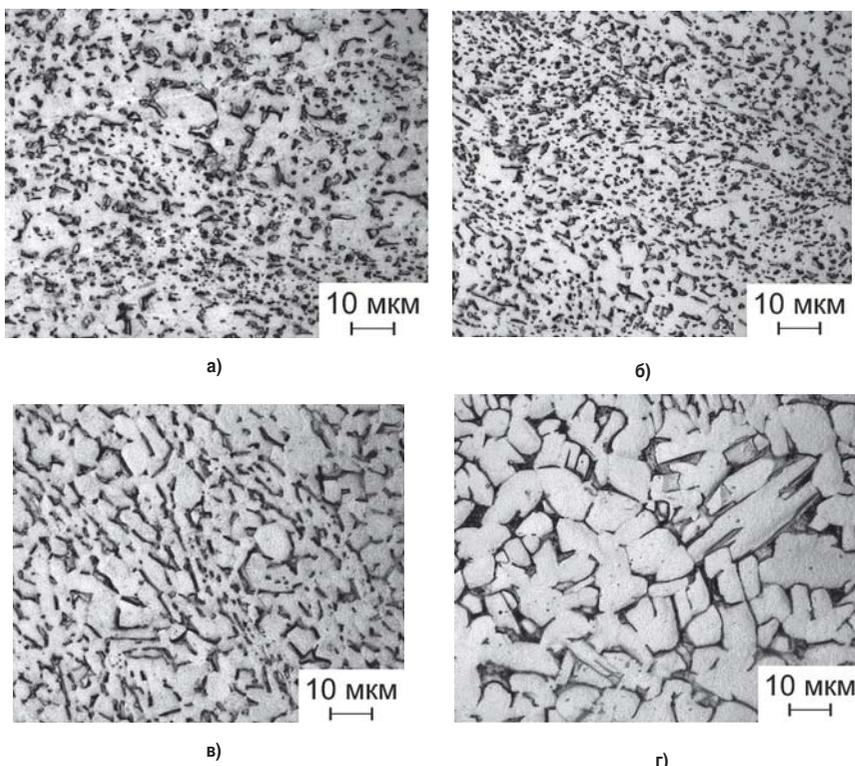


Рис. 2 Структура пластин из сплава ВТ20 в исходном состоянии (а) и после отжига при 940°С, 1 час (б), 980°С, 1 час (в) и 1030°С, 1 час (г)

**Механические свойства опорных пластин из титановых сплавов**

Сплав	Состояние, температура отжига	Прочность при изгибе		Угол изгиба <sup>1</sup> $\alpha_{\max}$ , град	N <sub>2</sub> , циклы	HRC
		$\sigma_{\text{пл}}$ , МПа	$\sigma_{\text{в}}$ , МПа			
BT20	исходное	1745	2490	22	6	31,6
	700°C (1ч)	1860	2610	35	10	32,6
	940°C (1ч)	1925	2800	43	20	33,3
	980°C (1ч)	1955	2735	41	15	33
	1030°C (1ч)	1470	2335	41	6	30
BT6	исходное	1625	2080	47	22	29,4
	800°C (1ч)	1500	2120	63	24	23,1
BT23	исходное	2020	2930	45	40	34,3
	980°C (1ч)	2010	2510	45	42	30,9

<sup>1</sup> испытания проводили в соответствии с ГОСТ 14019 – 2003;

<sup>2</sup> N – средняя долговечность образцов при малоцикловых испытаниях по ГОСТ 13813-68 (при  $\epsilon_{\max} = 6,5\%$ ).

ставлена  $\alpha$ -фазой и небольшим количеством  $\beta$ -фазы (рис. 2). Механические свойства (таблица 1) пластин характеризуются достаточно высокими прочностными характеристиками, но низкой пластичностью и малой долговечностью при малоцикловой усталости. Отжиг для снятия напряжений (700°C, 1 час), возникших при механической обработке пластин, немного улучшает упомянутые свойства.

Повышение температуры отжига приводит к развитию в  $\alpha$ -фазе процессов рекристаллизации, которые полностью завершаются при температуре отжига выше 900°C. В результате отжига при 940°C происходит увеличение объемной доли  $\beta$ -фазы из-за частичной фазовой перекристаллизации, и снижается строчечность структуры.

Отжиг при 940°C приводит как к увеличению прочности и пластичности, так и к значительному повышению усталостных свойств. Высокая прочность обусловлена дисперсионным упрочнением (в процессе нагрева  $\alpha$ -фаза частично переходит в  $\beta$ -фазу, а при последующем охлаждении из  $\beta$ -фазы выделяется более дисперсная  $\alpha$ -фаза), а повышение пластичности вызвано прошедшей рекристаллизацией.

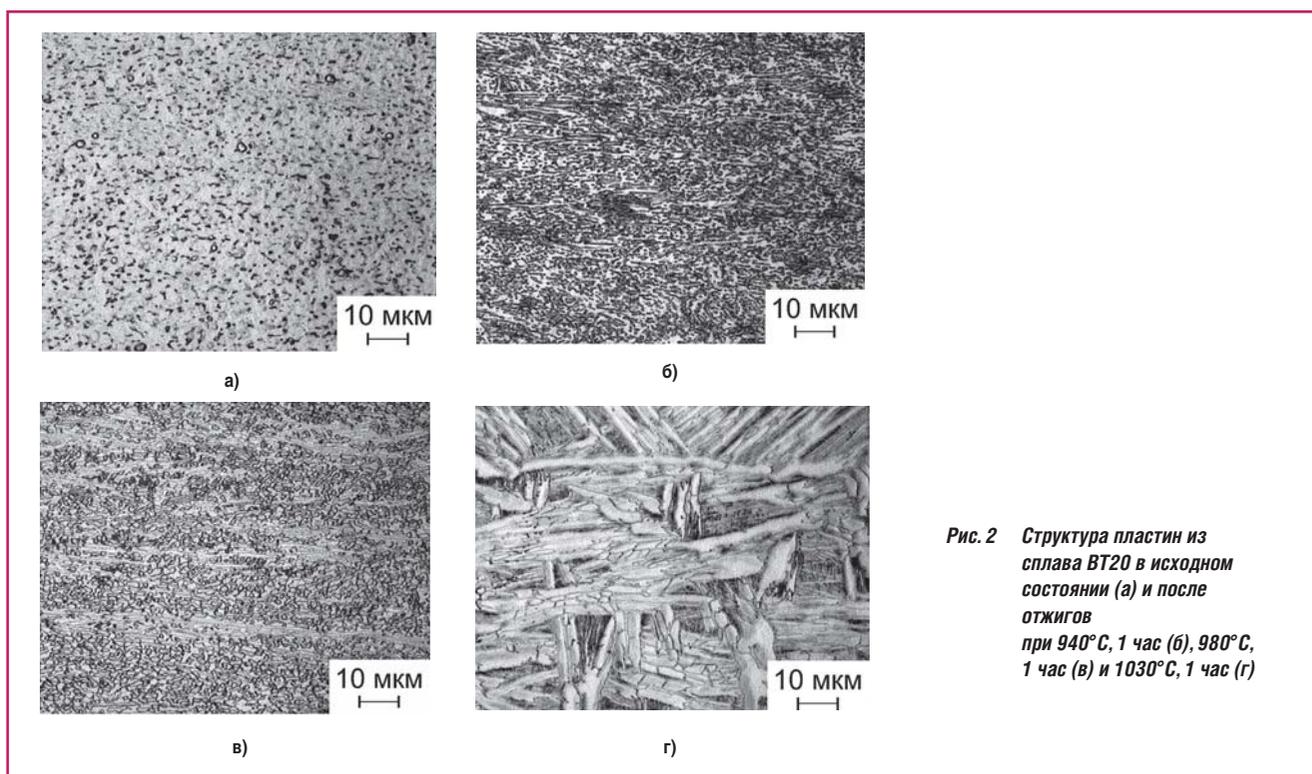
Дальнейшее повышение температуры отжига приводит к укрупнению зерен  $\alpha$ -фазы и выделений  $\beta$ -фазы и, как следствие, к разупрочнению сплава. Пластичность сплава, как малоцикловая, так и статическая, также снижается. Особенно сильно снижается сопротивление малоцикловой усталости.

Результаты проведенных исследований показали, что существует оптимальная температура термической обработки пластин из сплава BT20. Для пластин

из сплава BT20 обязательно нужно проводить отжиг для снятия внутренних напряжений. Но более предпочтительно проводить частичную фазовую перекристаллизацию при температуре 940°C, чтобы устранить недостатки исходной горячекатаной структуры. В этом случае формируется структура материала с оптимальным сочетанием прочностных, пластических и малоцикловых характеристик.

Структура пластины из сплава BT6 в исходном состоянии после теплой прокатки показана на рисунке 3. По сравнению со сплавом BT20 можно отметить более низкие прочностные характеристики пластин из сплава BT6 (см. табл. 1), в то время как их пластичность и малоцикловая долговечность находятся на более высоком уровне. Отжиг сплава при 800°C приводит к устранению внутренних напряжений, протеканию процессов полигонизации и частичной рекристаллизации в  $\alpha$ -фазе и, как следствие, к еще большему повышению пластичности и усталостных свойств. При этом немного снижается предел пропорциональности.

Микроструктура сплава BT23 в исходном состоянии после горячей прокатки формируется в результате динамической рекристаллизации и представлена равноосными зернами  $\alpha$ - и  $\beta$ -фаз, (см. рис. 3в, г). При этом наблюдается некоторая полосчатость структуры, когда одновременно присутствуют области нерекристаллизованной  $\beta$ -фазы и области с мелким равноосным зерном  $\alpha$ - и  $\beta$ -фаз. Рентгеноструктурный анализ показал, что в сплаве содержится 60%  $\alpha$ -фазы и 40%  $\beta$ -фазы. Механические свойства сплава BT23 в исходном состоянии находятся на высоком уровне и превосходят свойства сплавов BT20 и BT6.



*Рис. 2 Структура пластин из сплава VT20 в исходном состоянии (а) и после отжига при 940°С, 1 час (б), 980°С, 1 час (в) и 1030°С, 1 час (г)*

Отжиг сплава в  $\beta$ -области при температуре 980°С в течение 1 часа приводит к росту зерна превращенной  $\beta$ -фазы. При этом  $\alpha$ -фаза хорошо различима в виде пластин разной длины, собранных в колонии, и в виде  $\alpha$ -оторочки бывшего  $\beta$ -зерна. Рентгеноструктурный анализ показал, что сплав содержит 65%  $\alpha$ -фазы и 35%  $\beta$ -фазы. Однако такое изменение структуры сплава на комплекс механических свойств значительного влияния не оказало.

Таким образом, наиболее оптимальным сочетанием механических свойств для изготовления имплантируемых пластин обладает сплав VT23. Однако сплав VT23 по сравнению со сплавами VT6 и VT20 содержит большее количество легирующих элементов, в том числе Cr и Fe, которые могут ухудшить его биологическую совместимость. Поэтому в настоящее время этот сплав не является разрешенным к приме-

нению в медицине в качестве материала для имплантатов, т.к. его биологическая инертность и токсичность требуют дальнейших исследований.

Сплав VT6 достаточно пластичен и устойчив к циклической деформации, но его силовые характеристики недостаточно высоки. Его можно наиболее эффективно использовать там, где не требуется очень сильного воздействия на грудную клетку, например, для лечения ВДГК у детей. Для коррекции ВДГК у взрослых рекомендуется использовать сплав VT20, обладающий более высокими силовыми характеристиками по сравнению со сплавом VT6. Для повышения пластичности и характеристик малоциклового усталости опорных пластин из сплава VT20 рекомендуется применять отжиг при температуре 940°С в течение 1 часа.

#### Литература

1. В.К. Урмонас, Н.И. Кондрашин. Воронкообразная грудная клетка / Вильнюс: Мокслас, 1983. С.113.
2. Nuss D. et al. A 10-year review of a minimally invasive technique for the correction of pectus excavatum // Journal of Pediatric Surgery. - 1998. - N 33(4). - P. 545.
3. Biomaterials science: an introduction to materials in medicine / edited by B.D. Ratner et al. - San Diego: Academic Press Limited, 1996, 497 p.
4. Гусев Д.Е., Коллеров М.Ю., Чернышова А.А., Чистилин С.А. Оценка биомеханической совместимости опорных пластин для накостного остеосинтеза из сплавов на основе титана и никелида титана // Титан. - 2011. - №2. - С. 48-52.