## ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ МЕХАНИКА. ДИАГНОСТИКА ИСПЫТАНИЯ

УДК 620.171.2:620.186.8

## ИССЛЕДОВАНИЕ И ПРИМЕНЕНИЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ТОКА ДЛЯ МЕДИЦИНСКИХ ИМПЛАНТАТОВ

© 2021 г. О. Е. Корольков<sup>1,\*</sup>, В. В. Столяров<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Московский политехнический университет, Москва, Россия <sup>2</sup> Институт машиноведения им. А.А. Благонравова РАН, Москва, Россия \*e-mail:41zh1k@mail.ru

> Поступила в редакцию 01.04.2021 г. После доработки 03.08.2021 г. Принята к публикации 24.08.2021 г.

Проведены испытания на растяжение и изгиб технически чистого титана BT1-0 и Grade 4 для оценки влияния электропластического эффекта на прочность и деформируемость. Определены оптимальные моды и режимы тока для гибки заготовок медицинских имплантатов. Показано, что электропластический эффект позволяет снизить напряжения, повысить деформируемость титана и может быть использован для промышленной технологии гибки имплантатов при относительно невысоких температурах.

*Ключевые слова: растяжение*, изгиб, импульсный ток, электропластический эффект, титан, медицинский имплантат

DOI: 10.31857/S0235711921060122

Замена травмированных органов, частей человеческого тела на искусственные имплантаты, является высоко востребованным направлением в медицине, особенно в области эндопротезирования опорно-двигательного аппарата. Используемые при этом металлические материалы должны обладать широким спектром физико-механохимических и технологических свойств, определяющих их взаимодействие с живым организмом и возможность эффективного изготовления. К таким материалам относятся титановые сплавы, которые обладают высокой биосовместимостью, отличной коррозионной стойкостью и наиболее подходящими механическими характеристиками, что выгодно отличает их от других металлических материалов, используемых для протезирования [1].

Конечные свойства имплантата сильно зависят от технологических особенностей производства [1, 2]. Традиционные подходы к промышленному производству имплантатов основаны на методах обработки металлов давлением (прессование, прокатка, волочение, штамповка), которые, как правило, многооперационные и энергоемкие, ограничены деформируемостью заготовки и требуют промежуточных и финишных операций нагрева и формоизменения (лезвийная обработка, гибка) [3, 4]. Перечисленные недостатки существенно повышают себестоимость изделий, вызывают их окисление, требуют введения защитной атмосферы в технологическом процессе или дополнительных операций по удалению альфированного слоя с поверхности полуфабрикатов.

В последнее время внимание многих исследователей привлекает возможность применения электрического тока в процессах формоизменения металлических материалов на финишных стадиях обработки [5, 6]. Известно, что импульсный электрический ток в металлах сопровождается тепловым эффектом и, что не менее важно, электропластическим эффектом (ЭПЭ), о природе которого ведутся научные дискуссии [7]. Особенностью ЭПЭ является снижение напряжений течения материала без существенного нагрева при условии оптимизации вида и режимов тока применительно к конкретной схеме деформирования, материалу и его структуре. Особенно эффективным оказалось применение импульсного тока при производстве композитных биметаллических материалов [8]. Ряд исследователей обнаружили положительное влияние ЭПЭ в титановом сплаве Ti-6Al-4V на снижение пружинения [9].

Особенностью настоящей статьи является исследование влияния плотности и направления тока на тепловой эффект и механические свойства, при одинаковой длительности импульса и частоте при растяжении и изгибе титановых пластин из титана марки BT1-0 и Grade 4. Материал BT1-0 использован в качестве модельного элемента, для замены в дальнейшем на Grade 4, который отличается повышенной прочностью и в зарубежной практике применяется для изготовления имплантатов накостного остеосинтеза.

**Цель работы** — исследование электропластического эффекта при растяжении и изгибе медицинского титана и возможности применения импульсного тока в производстве медицинских имплантатов.

Материал и методы исследования. Материалом исследования служил отожженный технически чистый титан BT1-0 и его зарубежный аналог Grade 4 со средним размером зерен d = 20 мкм. Для испытаний на растяжение и трехточечный изгиб использовали образцы в форме проволоки размером  $1 \times 1 \times 25$  мм<sup>3</sup> и плоские образцы размером  $2.2 \times 10 \times 25$  мм<sup>3</sup>, соответственно, для BT1-0 и Grade 4. Для технологических испытаний на *Z*-образный изгиб использовали пластины размером  $2.5 \times 8.5 \times 70$  мм<sup>3</sup>.

Испытания на растяжение и изгиб выполняли на горизонтальной испытательной машине И-5081 при скорости 1.1 мм/мин. Для испытаний на трехточечный изгиб использована оснастка, состоящая из пуансона с радиусом закругления 1 мм и углом  $45^{\circ}$  и раздвижных опор, расстояние между которыми было установлено L = 46 мм (рис. 1). Минимальный внутренний угол изгиба ограничен конструкцией оснастки и составляет 90°.

Использовали два режима электрического тока, который подводился от генератора импульсного тока к образцу, электрически изолированному от машины. Для растяжения вводились одиночные импульсы тока амплитудной плотностью  $j_a = 250 \text{ A/mM}^2$  и длительностью импульса  $\tau = 110$  мкс. Для изгиба применяли многоимпульсный электрический ток, который пропускали в двух направлениях: I – вдоль образца; 2 – перпендикулярно к образцу (рис. 1). Амплитудная плотность многоимпульсного тока  $j_a$  выбрана опытным путем исходя из минимизации критической плотности возникновения ЭПЭ ~10–1000 А/мм<sup>2</sup> [10] и температуры нагрева (<300°С) для предотвращения образования окалины.

Использовали следующие режимы многоимпульсного тока:  $j_a = 12$ , 18 и 24 А/мм<sup>2</sup>; частота v = 1 кГц; длительность импульса  $\tau = 110$  мкс. Скважность (отношение периода к длительности импульса) составляла 9.1. Контроль температуры осуществляли в точке контакта образца и пуансона хромель-алюмелевой термопарой UT321 с точностью  $\pm 5^{\circ}$ С. Для построения кривых "напряжение изгиба–деформации" прилагаемую нагрузку и перемещение пересчитывали в напряжения и деформации по формулам [11]

$$\sigma_f = \frac{3FL}{2bh^2},\tag{1}$$

$$\varepsilon_f = \frac{600kh}{L^2},\tag{2}$$



**Рис. 1.** Схема испытаний на трехточечный изгиб: (а) – условное направление тока в образце и оснастке; (б) – общий вид оснастки и схема подключения: *1* – вдоль образца; *2* – перпендикулярно образцу; *3* – образец; *4* – осциллограф; *5* – термопара; *6* – раздвижные опоры; *7* – изолятор; *8* – пуансон.

где F – нагрузка, H; L – расстояние между опорами; b, h – ширина и толщина образца, мм; k – перемещение пуансона, мм.

Для испытаний на Z-изгиб на горизонтальную разрывную машину И-5081 устанавливалась специальная оснастка (рис. 2), состоящая из Z-образных пуансона и матрицы, к которым подводился многоимпульсный электрический ток амплитудной плотностью  $j_a = 82 \text{ A/мм}^2 \text{ с}$  длительностью импульса  $\tau = 110 \text{ мкс}$  и частотой 1 кГц. Величина плотности тока выбрана максимально возможной, при которой температура заготовки не превышает 300°С.

Для апробации технологических режимов с использованием импульсного тока был разработан и изготовлен штамп, повторяющий форму готового имплантата, который



**Рис. 2.** Оснастка для *Z*-образного изгиба: *1* – пуансон; *2* – матрица; *3* – изоляционная вставка; *4* – точка измерения температуры; *5* – заготовка.



**Рис. 3.** Кривые "напряжение-деформация" при растяжении титана ВТ1-0: I – без тока; 2 – одиночные импульсы  $j = 250 \text{ A/mm}^2$ ,  $\tau = 110 \text{ мкс.}$ 

устанавливался через переходники на горизонтальную испытательную машину И-5081. Переходники были изолированы от машины через диэлектрические вставки. К переходникам подведены шины от генератора импульсного тока. Направление импульсного тока было перпендикулярно пластине и совпадало с направлением перемещения штампа.

Экспериментальные результаты. ЭПЭ при растяжении. На рис. 3 показаны кривые напряжение-деформация технически чистого титана ВТ1-0 без тока (кривая 1) и с током в форме одиночных импульсов (кривая 2). На кривой 2 наблюдаются скачки напряжения с амплитудой 15—40 МПа, соответствующие каждому импульсу тока. Видно, что введение импульсов тока привело к повышению деформационного упрочнения, предела прочности на 20 МПа и относительного удлинения на 15% по сравнению с образцом, испытанным без тока. Характерной особенностью обеих кривых является высокое равномерное удлинение без формирования шейки.

Отметим, что температуры образцов при растяжении с током и без тока практически не отличались от комнатной.

 $\mathcal{P}\Pi\mathcal{P}$  при трехточечном изгибе. Двухкратное повышение плотности многоимпульсного тока, направленного вдоль образца, привело к трехкратному уменьшению напряжений и сдвигу максимума напряжений в сторону больших деформаций. Изменение направления тока с продольного к поперечному при одинаковой плотности тока 18 А/мм<sup>2</sup> способствовало дополнительному снижению напряжений изгиба. В процессе изгиба температура изменялась на 5–10°С но не превышала 180°С. Еще одной особенностью кривых изгиба является короткая стадия равномерной деформации, на которой с увеличением плотности тока коэффициент деформационного упрочнения резко уменьшается, а условный предел текучести заменятся на физический. В Grade 4 все образцы без тока и с током выдержали изгиб без появления трещин и разрушения. Внутренний угол изгиба и деформация составили 90° и 14% (рис. 4, табл. 1).

Z-образный изгиб и его применение для изготовления медицинских имплантатов. Для отработки операции изгиба титановых имплантатов была проведена апробация гибки Z-образного участка (рис. 5, зоны 2, 3) углообразной пластины для остеосинтеза проксимального отдела бедренной кости. Данный имплантат разработан в ФГУ "НИДОИ им. Г.И. Турнера" и используется для коррекции шеечно-диафизарного угла у детей. В своем основном исполнении имплантат изготавливается из стали 12Х18Н10Т, кото-



Рис. 4. Кривые "напряжение изгиба-деформации".



Рис. 5. Пластина углообразная, для остеосинтеза проксимального отдела бедренной кости.

рую планируется заменить на титан, имеющий лучшую биосовместимость и механические свойства.

На основе результатов испытаний на трехточечный изгиб разработана лабораторная технология и оснастка, которые были использованы для формообразования дан-

N⁰	Направление и амплитудная плотность тока <i>j</i> <sub>a</sub> , А/мм <sup>2</sup>		Температура, °С	Напряжение изгиба, МПа
1	без тока	—	25	1023
2	ВДОЛЬ	12	40	779
3	ВДОЛЬ	18	100	586
4	ВДОЛЬ	24	180	347
5	поперек	18	100	477

Таблица 1. Режимы тока и напряжение изгиба образцов



**Рис. 6.** Кривые "напряжение-перемещение" и вид трещины при Z-изгибе титана Grade 4: 1 - 6ез тока; 2 -многоимпульсный ток  $j = 82 \text{ A/mm}^2$ , 110 мкс, 1000 Гц.

ного имплантата. На рис. 6 показаны кривые нагружения Z-изгибом имплантата из Grade 4 без тока (кривая I) и с многоимпульсным током (кривая 2). На упругом участке без использования многоимпульсного тока напряжение быстро растет до достижения предела текучести, после чего наступает стадия пластического течения с низким деформационным упрочнением, которая заканчивается образованием трещины (рис. 6б). В связи с эффектом пружинения геометрия Z-образного участка полностью не формируется.

Испытание с использованием многоимпульсного тока (кривая 2) отличалось тем, что рост упругих напряжений происходил значительно медленнее до практически полного смыкания пуансона с матрицей и формирования Z-зоны. Трещины в данном случае отсутствовали, геометрия пластины полностью сформировалась практически при минимальном пружинении.

Температура образца при изгибе на боковой кромке заготовки не превышала 270°С, а образование пленки в виде следов побежалости наблюдалось на плоскости заготовки, находившейся непосредственно в зоне деформации на внутренней поверхности штампа.

Обсуждение. Введение одиночных импульсов тока приводит к появлению на кривой растяжения скачков напряжения, обусловленных ЭПЭ. Поскольку температура образца в процессе растяжения существенно не отличалась от комнатной, можно утверждать, что ЭПЭ является атермическим и не связан с тепловым эффектом тока. Необычным фактом является наблюдающееся деформационное упрочнение. Его возможными причинами могут быть малоцикловая усталость с малой амплитудой напряжений и залечивание микродефектов [6]. Несимметричная форма скачка напряжения связана с различной скоростью действующих механизмов – открепления дислокаций от препятствий под действием импульса электронов проводимости (спад напряжений) и их последующим размножением (рост напряжения). Значительное увеличение относительного удлинения, возможно, объясняется релаксацией дефектной структуры, вызванной микротоками на поверхности образца и залечиванием микротрещин [6, 12]. Обнаружение значительного снижения напряжений при трехточечном изгибе с повышением амплитудной плотности тока невозможно объяснить только тепловым эффектом тока. Сравнивая полученные результаты и справочные данные [13] можно утверждать, что температурное снижение предела прочности Grade 4 в интервале температур 20–250°С заметно меньше наблюдаемого в эксперименте. Снижение напряжений изгиба является результатом совместного действия теплового и электропластического эффектов, при этом вклад последнего в 2–3 раза выше. Изменение направления тока в образце от продольного к поперечному также способствует уменьшению напряжения изгиба. Данный факт объясняется усилением локального разогрева в месте электрического контакта пуансона с образцом при поперечном направлении тока. Эту особенность важно учитывать при практическом применении метода, что позволяет подводить ток непосредственно к оснастке, а не к заготовке при продольном подключении.

Смещение максимума напряжений в сторону больших деформаций, наблюдаемое на кривых *3*, *4*, *5* (рис. 4), связано с процессом срыва дислокаций с локальных стопоров при меньшем механическом напряжении. Этот эффект является позитивной особенностью воздействия импульсного тока, стимулирующего процесс равномерной деформации и деформируемости в целом. Ток плотностью 18 А/мм<sup>2</sup> и выше приводит к появлению физического предела текучести. Это явление можно объяснить триггерным эффектом многоимпульсного тока, который стимулирует отрыв дислокаций от примесных атомов в Grade 4. Отсутствие второй фазы в нелегированном титане Grade 4 также благоприятно влияет на подвижность дислокаций, которые не встречают дополнительных препятствий [14].

Изменение температуры на  $5-10^{\circ}$ С объясняется уменьшением площади поперечного сечения, а также трением, в результате которого сдиралась оксидная пленка в зоне пятна контакта [15].

Наличие следов побежалости при Z-образном изгибе на поверхности, находившейся непосредственно в зоне деформации при температуре на боковой кромке в 270°С, связано с низкой теплопроводностью титана и, как следствие, неравномерностью распределения температур в объеме заготовки [12]. Наблюдаемая разница между величиной напряжения при трехточечном и Z-образном изгибе обусловлена различной методикой подсчета. В первом случае напряжение посчитано через момент сил, во втором как отношение усилия к площади поперечного сечения. Поэтому прямое сравнение напряжений не может быть корректным.

**Практическая реализация.** В результате анализа результатов испытаний трехточечного и *Z*-образного изгиба была скорректирована величина плотности тока для формообразования пластин-имплантатов. Она была больше, чем в трехточечном изгибе, и меньше, чем в *Z*-образном изгибе, и составила 45 А/мм<sup>2</sup> при сохранении длительности импульса 110 мкс и частоты тока в 1 кГц.

Заготовка выполнена в форме углообразной пластины толщиной 2 мм и шириной 10 мм. Основные размеры и форма пластины показаны на рис. 5. Заготовка получена методом электроэрозионной резки и фрезерной обработки.

Самым сложным для формообразования является *Z*-образный участок, формируемый гибами *1* и *2*, где и происходят наибольшие пластические деформации (рис. 5). В зоне гибки заготовки пластина имеет плоскую прямоугольную форму площадью поперечного сечения  $S = 20 \text{ мм}^2$ . Поверхность образцов предварительно не обрабатывалась, микроструктура равноосная, размер зерен равен 25 мкм (рис. 7).

Пластина установилась на оснастку и нагружалась предварительным натягом так, чтобы возникал наилучший механический и электрический контакт. В результате последующего введения многоимпульсного тока пластина нагревалась до 270°С и производилось нагружение. Процесс стабильно воспроизводился на партии пластин из



Рис. 7. Микроструктура Grade 4 до (а) и после Z-образного изгиба (б).



**Рис. 8.** Вид пластин-имплантатов после изгиба с введением тока и сверления отверстий (а) и нанесения защитно-декоративного покрытия (б).

10 штук. Косвенным свидетельством отсутствия повышенной температуры в процессе изгиба служило отсутствие цветов побежалости, проявляемых при температуре выше 300°С. На рис. 8 показаны заготовки изогнутых пластин после операции сверления отверстия (рис 8а) и готовые имплантаты (рис 8б).

Микроструктура зоны Z-образного изгиба (рис. 76) свидетельствует об уменьшении размера зерна до 10 мкм, возможно связанным с динамической рекристаллизацией в результате "теплой" деформации изгиба.

Выводы. 1. Введение одиночных импульсов тока при растяжении способствует одновременному повышению прочности и пластичности ВТ1-0, что не может быть следствием только теплового действия тока. 2. Значительное снижение напряжений изгиба в Grade 4 с повышением амплитудной плотности импульсного тока свидетельствует о действии электропластического эффекта, относительный вклад которого равен или больше теплового действия тока. 3. Смена направления импульсного тока в образце от продольного к поперечному дополнительно снижает напряжение изгиба. 4. Повышение амплитудной плотности тока при изгибе сопровождается появлением физического предела текучести. 5. Определенные режимы тока и разработанная оснастка могут быть использованы для промышленного производства имплантатов из Grade.

## КОНФЛИКТ ИНТЕРЕСОВ

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- 1. Илларионов А.Г., Гриб С.В., Юровских А.С., Волокитина Е.А., Гилев М.В., Азорина Т.С. Применение металлических материалов для медицинских имплантатов // Вестник Ивановской медицинской академии. 2017. Т. 22. № 4. С. 46.
- 2. Мишинов С.В., Ступак В.В., Копорушко Н.А. Краниопластика: Обзор методик и новые технологии в создании имплантатов. Современное состояние проблемы // Политравма. 2018. № 4. C. 76.
- 3. Астафьева Е.А., Носков Ф.М., Масанский О.А., Казаков В.С. Технология конструкционных материалов. Учебник. М.: ИН-ФРА-М. Красноярск: Сиб. федер. ун-т, 2019. 475 с.
- 4. Глазунов С.Г., Моисеев В.Н. Титановые сплавы. Конструкционные титановые сплавы. М.: Металлургия, 1974. 368 с.
- 5. Khal A., Ruszkiewicz B.J., Mears L. Springback evaluation of 304 stainless steel in an electrically assisted air bending operation // Proceedings of the 11th International Manufacturing Science and Engineering Conference MSEC16 27 June –1 July, Blacksburg, Virginia, USA. 2016. V. 1. https://doi.org/10.1115/msec2016-8736
- 6. Zhao Z., Wang G., Hou H. et al. The effect of pulsed current on the shear deformation behavior of Ti-6Al-4V alloy. 2018. Sci Rep 8. 14748. https://doi.org/10.1038/s41598-018-32857-6
- 7. Минько Д.В. Анализ перспектив применения электропластического эффекта в процессах обработки металлов давлением // Литье и металлургия. 2020. № 4. С. 125. https://doi.org/10.21122/1683-6065-2020-4-125-130
- 8. Москвитин С.П., Баршутин С.Н. Исследование энергетических параметров и взаимодействий в контактном слое биметалла под действием импульсного тока // Вестник ТГТУ. 2016. T. 22. № 4. C. 694. https://doi.org/10.17277/vestnik.2016.04.pp.694-699
- 9. Ao D., Chu X., Yang Y. et al. Effect of electropulsing on springback during V-bending of Ti-6Al-4V titanium alloy sheet // Int. J. Adv. Manuf. Technol. V. 96. P. 3197. https://doi.org/10.1007/s00170-018-1654-1
- 10. Conrad H. Electroplasticity in metals and ceramics // Materials Science and Engineering. 2000. V. 287 (A). Iss. 2. P. 276. https://doi.org/10.1016/S0921-5093(00)00786-3
- 11. ГОСТ 4648-2014 (ISO 178:2010). Пластмассы. Метод испытания на статический изгиб. М.: Изд-во стандартов, 2014. 33 с.
- 12. Лоскутов С.В., Правда М.И. Влияние поверхностного электрического заряда на характеристики циклического деформирования металла // Нові матеріали і технології в металургії та машинобудуванні. Запоріжжя. 2006. В. 1. С. 21.
- 13. Smithells Light Metals Handbook, edited by E.A. Brandes, G.B. Brook, Butterworth-Heinemann. Oxford, 1998. 194 p.
- 14. Savenko V.S. Electroplastic Deformation by Twinningmetals // Acta Mechanica et Automatica. 2018. V. 12 (4). P. 259. https://doi.org/10.2478/ama-2018-0039
- 15. Troickij O.A., Korol'kov O.E., Stashenko V.I., Skvorcov O.B. Electroplastic Processing of titanium implants // in 15th international school-conference "New materials – Materials of innovative energy: development, characterization methods and application". Materials Science, May 6, 2018. P. 603.

104

https://doi.org/10.18502/kms.v4i1.2215