

ПОВЫШЕНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ ЛАЗЕРНОЙ СВАРКИ ЭЛЕМЕНТОВ ИНТРАМЕДУЛЛЯРНОГО РАСШИРЯЕМОГО СТЕРЖНЯ ЗА СЧЕТ ОПТИМИЗАЦИИ ГЕОМЕТРИИ РЕБЕР

© 2016

П.А. Огин, аспирант

О.В. Бойченко, кандидат технических наук, доцент

Тольяттинский государственный университет, Тольятти (Россия)

О.Н. Проценко, кандидат медицинских наук, главный травматолог-ортопед Тольятти

Городская клиническая больница № 5, Тольятти (Россия)

М.М. Криштал, доктор физико-математических наук, профессор

Тольяттинский государственный университет, Тольятти (Россия)

Ключевые слова: имплантаты медицинского назначения; блокируемый остеосинтез; оптоволоконный лазер; лазерная сварка.

Аннотация: В работе рассмотрена проблема сборки составных частей инновационной конструкции интрамедуллярного расширяемого стержня блокируемого остеосинтеза, которая была разработана в Тольяттинском государственном университете. Медицинская практика с использованием интрамедуллярных расширяемых стержней является одним из самых передовых методов лечения переломов трубчатых костей на данный момент. Сокращение времени операции, кровопотеря пациента, дозы облучения рентгена пациента и персонала открывают пути к массовому применению подобных конструкций в медицинской практике, поэтому их создание является актуальной задачей. При конечной сборке изделия должны быть учтены технологические особенности конструкции стержня, а также сложная специфика нагрузок во время эксплуатации. При проведении экспериментальных исследований для сварки компонентов стержня применяли лазерную машину ЛКД4-015.150. Сварку изделия выполняли с дополнительной защитой зоны нагрева в среде аргона с расходом газа 6–10 л/ч. При сварке компонентов стержня, имеющих разную толщину, в качестве факторов варьирования были рассмотрены условия формирования и качество сварного шва по исходному, без технологической выемки, и предлагаемому варианту с технологической прямоугольной выемкой ребра стержня. Были произведены измерения микротвердости сварного шва и свариваемых элементов по исходному и предлагаемому вариантам. При сварке по исходному варианту происходит проплавление трубки стержня на всю толщину. При анализе микротвердости при сварке по исходному варианту установлено значительное повышение микротвердости сварного шва относительно свариваемых компонентов. Этот фактор способствует разрушению сварного шва при нагружении стержня. При анализе микротвердости при сварке по предлагаемому варианту установлено, что величина микротвердости сварного шва сопоставима микротвердости свариваемых компонентов. При этом происходит проплавление трубки стержня на величину 0,1 мм, что позволяет сохранить ее пластичность и обеспечивает работоспособность стержня при его нагружении.

ВВЕДЕНИЕ

В травматологической практике в настоящий момент одним из наиболее перспективных методов лечения больных с переломами длинных трубчатых костей является использование расширяемых самоблокирующихся стержней. В современной медицинской практике хорошо себя зарекомендовали интрамедуллярные расширяемые стержни Fixion (Израиль) [1–14]. Отличительной особенностью конструкции стержня Fixion является возможность в процессе установки адаптироваться к форме интрамедуллярного канала кости. Сформированная за счет стержня биомеханическая система отличается высокой жесткостью и ротационной стабильностью. По большинству медицинских показателей (время операции, объем кровопотери пациента, доза облучения рентгена пациента и персонала, срок реабилитации пациента) стержень Fixion выигрывает у стандартных интрамедуллярных штифтов и гвоздей. Однако широкое применение данного стержня в медицинской практике ограничивается его высокой отпускной ценой. Поэтому разработка отечественного аналога стержня Fixion, по техническим показателям ему не уступающего, а по стоимости сопоставимого стандартным интрамедуллярным штифтам и гвоздям, является актуальной задачей.

В Тольяттинском государственном университете совместно с Самарским государственным медицинским университетом разработана конструкция интрамедуллярного расширяемого стержня [15–17]. Стержень представляет собой полую трубку 2 треугольного сечения с толщиной стенки 0,25 мм, к которой в процессе конечной сборки изделия присоединяются (путем сварки) направляющий 1 и ниппельный 4 наконечники, а также ребра жесткости 3 (см. рис. 1). Для возможности подачи в рабочую полость гидравлического давления в ниппельный наконечник вкручен обратный клапан (на рис. 1 не указан). Готовый стержень перед установкой сжимают. Технический результат от использования стержня заключается в его расширении после установки в костномозговой (интрамедуллярный) канал. После установки стержень расширяется в 1,5 раза в сравнении с диаметром сжатого стержня. В процессе расширения стержень принимает форму костномозгового канала. При этом происходит фиксация отломков кости.

Наиболее сложной операцией в технологическом процессе изготовления расширяемого стержня является конечная сборка его составных частей. В ходе предварительных исследований было установлено, что наиболее эффективным является вариант сварки компонентов стержня при помощи импульсных источников,

в частности лазера, ввиду возможности обеспечения минимального нагрева при сварке маложестких компонентов стержня [18].

Наиболее сложным этапом при сварке стержня является сварка ребра и трубки стержня. Проблема заключается в большой разнице толщин свариваемых компонентов, а также в технических требованиях к рассматриваемому соединению. Технические требования сводятся к необходимости выдерживать рассматриваемым соединением единичный цикл нагрузки сжатия/расширения стержня при подаче в процессе эксплуатации в рабочую полость стержня гидравлического давления до 12 МПа.

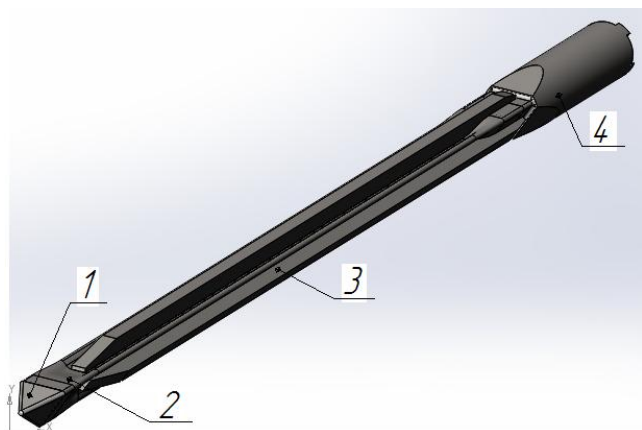


Рис. 1. Общий вид стержня;

1 – направляющий наконечник; 2 – трубка стержня;
3 – ребро стержня; 4 – ниппельный наконечник

В ходе сварки и дальнейших испытаний первых образцов стержня было установлено, что задачу обеспечения необходимого качества сварного соединения невозможно решить подбором режимов лазерного излучения, поэтому потребовалось проведение дополнительных исследований. Целью работы явилось получение требуемого качества сварного соединения путем оптимизации геометрии ребер и режимов сварки.

МЕТОДИКА ПРОВЕДЕНИЯ ИССЛЕДОВАНИЙ

Экспериментальные исследования проводились с использованием лазерной машины ЛКД4-015.150, имеющей в своем составе оптоволоконный квазинепрерывный лазерный источник. Свариваемые компоненты стержня были изготовлены из широко распространенной нержавеющей стали 12Х18Н10Т, возможной к применению в медицинской практике [19]. Сварку производили в импульсном режиме, с дополнительной защитой зоны нагрева в среде аргона с расходом защитного газа 6–10 л/ч. Целесообразность защиты зоны обработки в данном случае обусловлена необходимостью уменьшения кислородосодержащих примесей в процессе сварки, так как они снижают коррозионную стойкость шва. Мощность лазерного излучения варьировали в пределах от 400 до 800 Вт. Скорость движения лазерного луча составила 0,5 мм/с. Частота следования импульсов выбиралась исходя из необходимости обеспечения перекрытия сварных швов не менее 50 % и составила 2 Гц.

На рис. 2. приведена схема сварки трубки 2 и ребра 4 стержня. При сварке использовали специально разработанную для сварки элементов стержня технологическую оснастку 1, обеспечивающую пространственное базирование и закрепление элементов стержня.

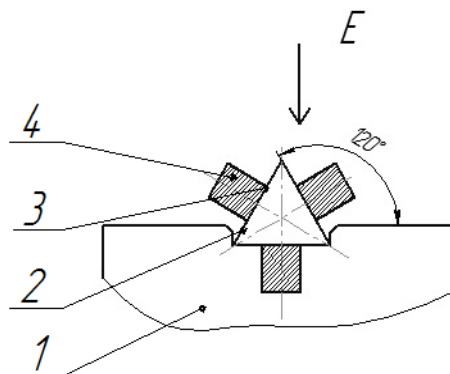


Рис. 2. Схема сварки трубки и ребра стержня;

1 – элемент оснастки; 2 – трубка стержня;
3 – сварной шов; 4 – ребро стержня

В качестве факторов варьирования были предложены варианты исполнения ребер равносимметричного сечения стержня – как исходный вариант (см. рис. 3 а) и неравносимметричного сечения – как предлагаемый вариант, где основание сечения выполнено с прямоугольной (см. рис. 3 б) технологической выемкой.

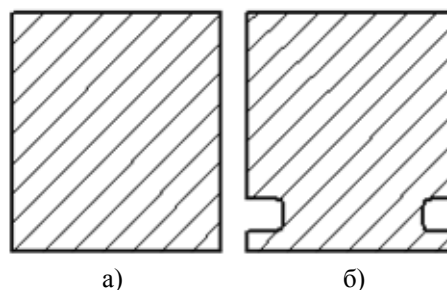


Рис. 3. Поперечное сечение исходного и предлагаемого вариантов ребер:

а) исходный вариант; б) предлагаемый вариант с прямоугольной выемкой в основании ребра

Микротвердость измеряли при помощи прибора ПМТ-3 с нагрузкой на индентор 0,1 кг. Структуру образцов изучали на микроскопе Zeiss Axiovert 40 MAT с моторизованным столиком и системой металлографического анализа Thixomet Pro, а также на электронном сканирующем микроскопе Zeiss Sigma. Сжатие стержня производили в специальной оснастке на базе стандартного трехкулачкового патрона до упора компонентов стержня друг относительно друга. Расширение стержня производили с использованием специального ручного гидравлического насоса с максимальным рабочим давлением до 13 МПа.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Установлено, что при использовании трубки толщиной 0,3 мм и ребра прямоугольного сечения по исходному варианту толщиной 3 мм не удается обеспечить стабильную и равномерную характеристику сварного шва по всей длине сварки стержня. Для оплавления массивного ребра требуется гораздо больше энергии, чем для тонкостенной трубки стержня. Это приводит к проплавлению трубки и делает непригодным к использованию весь стержень. В ходе работы было установлено, что для сварки трубки стержня по исходному варианту с прямоугольными ребрами требуется мощность лазерного излучения порядка 700 Вт. Увеличение мощности приводит к испарению части свариваемого материала и образованию в месте сварки отверстий, которые в дальнейшем практически невозможно исправить ввиду геометрической разницы отверстия и трубки стержня. Уменьшение мощности приводит к недостаточной прочности сварного соединения: в ходе дальнейшего сжатия стержней наблюдалось разрушение шва и отделение ребра стержня от трубки без потери герметичности трубки.

На рис. 4 показано поперечное сечение сварного шва при мощности излучения 700 Вт (см. рис. 2, поз. 3) с ребрами прямоугольного сечения при смещении лазерного луча на трубку (см. рис. 4 а) и ребро стержня (см. рис. 4 б).

При сжатии и последующем расширении стержня наблюдалось частичное разрушение сварного шва с потерей герметичности стержня, что препятствовало его расширению (см. рис. 5).

Для уточнения основной причины разрушения сварного шва проведены исследования микротвердости компонентов стержня, а также получаемого сварного шва по исходному варианту. Установлено, что трубка стержня в исходном состоянии имеет микротвердость порядка 2210–2360 Н/мм². Ребро стержня в исходном состоянии имеет микротвердость порядка 1810–1930 Н/мм².

При измерении сварного шва были выявлены различные значения его микротвердости. Установлено, что зона сварного шва, наиболее приближенная к ребру стержня, имеет микротвердость порядка 2540–2590 Н/мм². Зона сварки, наиболее приближенная к трубке стержня, имеет микротвердость порядка 2740–2970 Н/мм². В центральной части шва отмечается повышение микротвердости до 3220 Н/мм².

То есть в месте соединения ребра и сварного шва наблюдается значительное увеличение микротвердости. Этот фактор при последующем сжатии/расширении стержня способствует его разрушению в месте соединения ребра и сварного шва из-за большой разницы твердости. В ходе анализа возможных к применению решений было выбрано технологическое решение, возможное к применению при сварке стержня [20].

Была проведена сварка по предлагаемому (см. рис. 3 б) варианту сечения ребра стержня с технологической выемкой. На рис. 6 показано поперечное сечение сварного шва, полученное при сварке трубки с ребрами жесткости, имеющими прямоугольную выемку.

Как следует из рис. 6, величина проплавления составляет не более 0,1 мм. Этого удалось достичь благодаря использованию технологической выемки с толщиной привариваемого участка 0,35 мм, а также за счет значительного снижения мощности лазерного излучения при сварке до 400 Вт.

Были проведены исследования микротвердости сварного шва. Микротвердость сварного шва составила порядка 2280–2320 Н/мм², что практически идентично показателям микротвердости свариваемых компонентов. Полученные значения микротвердости наблюдаются по всему периметру сварного шва.

При увеличении мощности лазерного излучения до 550–600 Вт величина проплавления увеличивается до 0,2 мм с увеличением микротвердости сварного шва до 3000–3050 Н/мм². При этом наблюдается разрушение сварного шва после сжатия/расширения стержня.

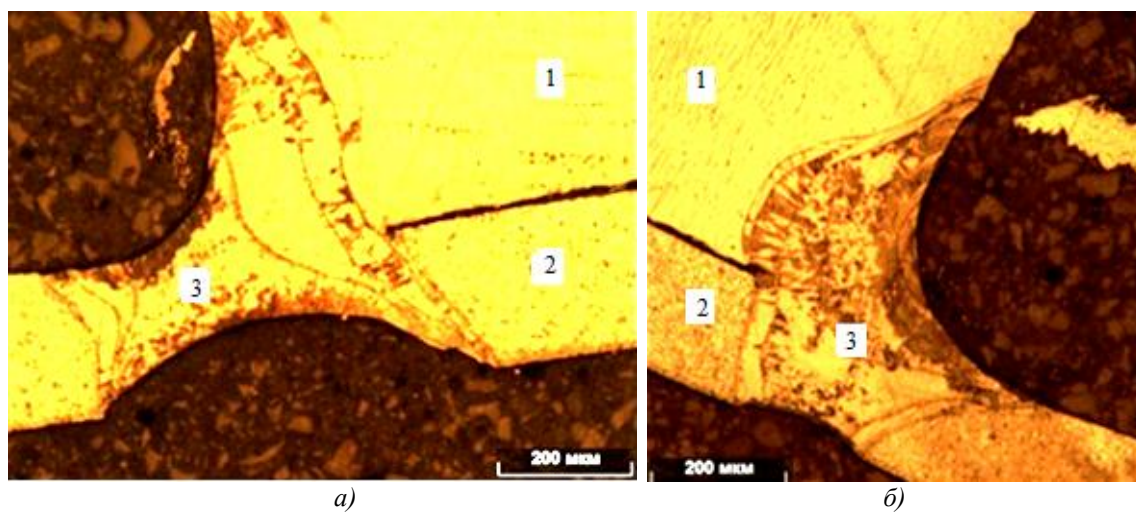
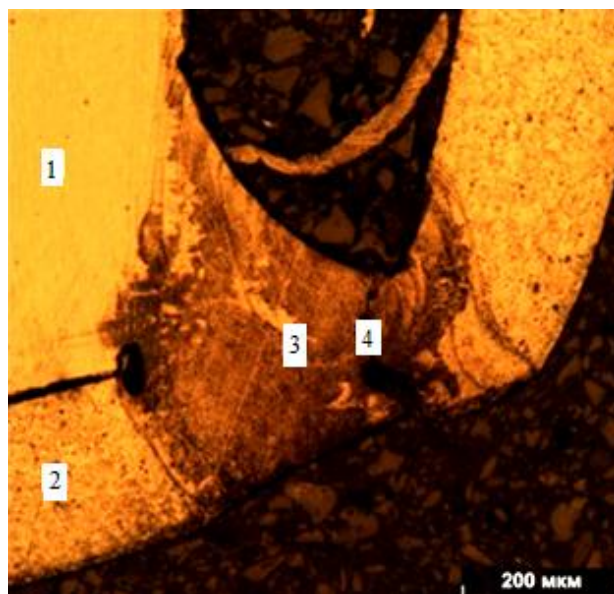
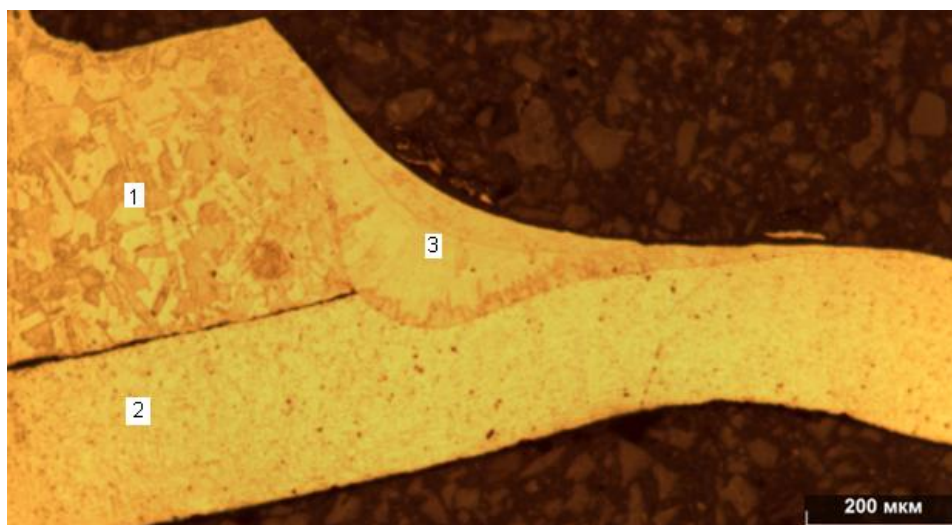


Рис. 4. Поперечное сечение сварного шва при сварке по исходному варианту, мощность лазерного излучения при сварке 700 Вт:
а) со смещением луча на трубку стержня; б) со смещением луча на ребро стержня;
1 – ребро стержня; 2 – трубка стержня; 3 – сварной шов



*Рис. 5. Поперечное сечение сварного шва при сварке по исходному варианту после сжатия стержня, мощность лазерного излучения при сварке 700 Вт;
1 – ребро стержня; 2 – трубка стержня;
3 – сварной шов; 4 – место разрушения шва*



*Рис. 6. Поперечное сечение сварного шва при сварке по предлагаемому варианту, мощность лазерного излучения при сварке 400 Вт;
1 – ребро стержня; 2 – трубка стержня; 3 – сварной шов*

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ И ВЫВОДЫ

1. Установлено, что для сварки трубки и ребра стержня без технологической выемки требуется мощность лазерного излучения до 700 Вт. Увеличение мощности приводит к испарению части свариваемого материала и образованию в месте сварки отверстий, которые в дальнейшем практически невозможно исправить ввиду геометрической разницы отверстия и трубки стержня. Уменьшение мощности приводит к снижению свойств сварного шва и его разрушению после приложения нагрузок. Тем не менее при сварке с мощностью лазерного излучения

700 Вт качество сварного шва не обеспечивает требуемые эксплуатационные свойства.

2. Применение технологической выемки позволило снизить мощность лазерного излучения при сварке до 400 Вт. При этом происходит проплавление трубки стержня на величину до 0,1 мм, что позволяет сохранить пластичность ее и произвести сжатие/расширение стержня в процессе его эксплуатации. Увеличение мощности до 550–600 Вт приводит к увеличению величины проплавления трубки до 0,2 мм с увеличением микротвердости сварного шва до 3000–3050 Н/мм². При этом наблюдается разрушение сварного шва после сжатия/расширения стержня.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Tolga A., Fazıl C. A., Vecihi K., Yakup B. B., Ahmet A., Metin L., Baydar F. Diafiz kırıklarında Genişleyebilir İntramedüller Çivi Sonuçlarımız [Our Results Of Treatment With Expandable Intramedullary Nails In Femoral Shaft Fractures] // *Kocatepe Tıp Dergisi*. 2008. Vol. 9. № 3. P. 11–15.
2. Еманов А.А., Митрофанов А.И., Борзунов Д.Ю., Колчин С.Н. Экспериментально-клиническое обоснование комбинированного остеосинтеза при замещении дефектов длинных костей // *Травматология и ортопедия России*. 2014. № 1. С. 16–23.
3. Öztürk H., Öztürmür Z., Bulut O., Ünsaldi T. Complication following intramedullary fixation with a Fixion nail in a patient with osteogenesis imperfecta: A case report // *Acta Orthopædica Belgica*. 2005. Vol. 71. № 2. P. 227–229.
4. Барабаш А.П., Барабаш Ю.А. Интрамедуллярная система фиксации Fixion в лечении переломов, ложных суставов длинных костей // *Гений ортопедии*. 2010. № 2. С. 44–49.
5. Kajzer A., Kajzer W., Marciniak J. Expandable intramedullary nail – experimental biomechanical evaluation // *Archives of Materials Science and Engineering*. 2010. Vol. 41. P. 45–52.
6. Барабаш Ю.А., Барабаш А.П., Гражданов К.А. Эффективность видов остеосинтеза при переломах плечевой кости и их последствиях // *Международный журнал прикладных и фундаментальных исследований*. 2014. № 10. P. 76–80.
7. Zoccali C., Di Francesco A., Ranalletta A., Flamini S. Clinical and radiological midterm results from using the Fixion expandable intramedullary nail in transverse and short oblique fractures of femur and tibia // *Jornal Orthopaed Traumatol*. 2008. Vol. 9. № 3. P. 123–128.
8. Zhen T., Yu C., Xiao Z., Hai B., Zong P., Qi R. Femoral Midshaft Fractures: Expandable Versus Locked Nailing // *Feature article*. 2015. Vol. 38. № 4. P. 314–318.
9. Елдзаров П.Е., Зелянин А.С., Ямковой А.Д. Ошибки и осложнения интрамедуллярного блокирующего остеосинтеза // *Хирургия. Журнал им. Н.И. Пирогова*. 2012. № 11. С. 73–77.
10. Steinberg E.L., Blumberg N., Dekel S. The fixion proximal femur nailing system: biomechanical properties of the nail and a cadaveric study // *Journal of Biomechanics*. 2005. Vol. 38. № 1. P. 63–68.
11. Çilli F., Mahiroğulları M., Pehlivan Ö., Kelkikçi K., Kuşkuçcu M., Kiral A., Avşar S. Şişirilebilir intramedüller çivilerle femur shaft kırıklarının tedavisi [Treatment of femoral shaft fractures with expandable intramedullary nail] // *Ulus Travma Acil Cerrahi Derg.* 2009. Vol. 15. № 4. P. 383–389.
12. Stegemann J. Zur operativen Versorgung von per- bis subtrochanteren Femurfrakturen am Beispiel des Fixion PF-Nagels und des Classic-Nagels: Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin dem Fachbereich Medizin der Universität Hamburg vorgelegt von. Hamburg, 2005. 67 p.
13. Барабаш А.П., Норкин И.А., Барабаш Ю.А., Барабаш А.А., Норкин А.И. Способ лечения длительно срастающихся переломов и ложных суставов длинных костей: патент РФ № 2375006 от 10.12.2009.
14. Барабаш А.П., Барабаш Ю.А. Способ интрамедуллярной фиксации отломков с широким диаметром костномозгового канала длинной кости: патент РФ № 2402298 от 27.10.2010.
15. Бойченко О.В., Проценко О.Н., Криштал М.М. Стержень для фиксации положения и формы трубчатых костей: патент РФ № 100717 от 27.12.2010.
16. Криштал М.М., Проценко О.Н., Бойченко О.В., Котельников Г.П. Стержень для фиксации положения и формы трубчатых костей: патент РФ № 2452426 от 10.06.2012.
17. Бойченко О.В., Проценко О.Н., Криштал М.М. Золотник: патент РФ № 119996 от 10.09.2012.
18. ГОСТ 28915–91. Сварка лазерная импульсная. Соединения сварные точечные. Основные типы, конструктивные элементы и размеры. М.: Изд-во стандартов, 1991. 9 с.
19. Котельников Г.П., Проценко О.Н., Волова Л.Т., Ларцев Ю.В., Зуев-Ратников С.Д., Долгушкин Д.А., Татаренко И.Е., Шорин И.С., Кудашев Д.С. Анализ биосовместимости материалов для изготовления расширяющегося самоблокирующегося интрамедуллярного стержня с помощью культуры остеогенных фибробластоподобных клеток // *Фундаментальные исследования*. 2015. № 2-23. С. 5120–5123.
20. Казаков Ю.В., Корчагин П.В. Способ сборки под сварку плавлением разнотолщинных деталей: а. с. СССР № 1704991 от 11.03.1990.

REFERENCES

1. Tolga A., Fazıl C. A., Vecihi K., Yakup B. B., Ahmet A., Metin L., Baydar F. Diafiz kırıklarında Genişleyebilir İntramedüller Çivi Sonuçlarımız [Our Results Of Treatment With Expandable Intramedullary Nails In Femoral Shaft Fractures]. *Kocatepe Tıp Dergisi*, 2008, vol. 9, no. 3, pp. 11–15.
2. Emanov A.A., Mitrofanov A.I., Borzunov D.Yu., Kolchin S.N. Experimental and clinical justification of combined osteosynthesis for long bone defects (preliminary report). *Travmatologiya i ortopediya Rossii*, 2014, no. 1, pp. 16–23.
3. Öztürk H., Öztürmür Z., Bulut O., Ünsaldi T. Complication following intramedullary fixation with a Fixion nail in a patient with osteogenesis imperfecta: A case report. *Acta Orthopædica Belgica*, 2005, vol. 71, no. 2, pp. 227–229.
4. Barabash A.P., Barabash Yu.A. Fixion intramedullary fixation system in treatment of fractures, pseudoarthroses of long bones. *Geniy ortopedii*, 2010, no. 2, pp. 44–49.
5. Kajzer A., Kajzer W., Marciniak J. Expandable intramedullary nail – experimental biomechanical evaluation. *Archives of Materials Science and Engineering*, 2010, vol. 41, pp. 45–52.
6. Barabash Y.A., Barabash A.P., Grazhdanov K.A. Efficiency types of osteosynthesis for fractures of the humerus and their consequences. *Mezhdunarodny zhurnal prikladnykh i fundamentalnykh issledovaniy*, 2014, no. 10, pp. 76–80.
7. Zoccali C., Di Francesco A., Ranalletta A., Flamini S. Clinical and radiological midterm results from using the Fixion expandable intramedullary nail in transverse and

- short oblique fractures of femur and tibia. *Jornal Orthopaed Traumatol*, 2008, vol. 9, no. 3, pp. 123–128.
8. Zhen T., Yu C., Xiao Z., Hai B., Zong P., Qi R. Femoral Midshaft Fractures: Expandable Versus Locked Nailing. *Feature article*, 2015, vol. 38, no. 4, pp. 314–318.
 9. Eldzarov P.E., Zelyanin A.S., Yamkovoy A.D. Complications and mistakes of the intramedullary blocking osteosynthesis. *Khirurgiya. Zhurnal im. N.I. Pirogova*, 2012, no. 11, pp. 73–77.
 10. Steinberg E.L., Blumberg N., Dekel S. The fixation proximal femur nailing system: biomechanical properties of the nail and a cadaveric study. *Journal of Biomechanics*, 2005, vol. 38, no. 1, pp. 63–68.
 11. Çilli F., Mahiroğullari M., Pehlivan Ö., Kelkikçi K., Kuşkucu M., Kiral A., Aşar S. Şişirilebilir intramedüller çivilerle femur shaft kırıklarının tedavisi [Treatment of femoral shaft fractures with expandable intramedullary nail]. *Ulus Travma Acil Cerrahi Derg.*, 2009, vol. 15, no. 4, pp. 383–389.
 12. Stegemann J. *Zur operativen Versorgung von per- bis subtrochanteren Femurfrakturen am Beispiel des Fixion PF-Nagels und des Classic-Nagels*. Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin dem Fachbereich Medizin der Universität Hamburg vorgelegt von. Hamburg, 2005. 67 p.
 13. Barabash A.P., Norkin I.A., Barabash Yu.A., Barabash A.A., Norkin A.I. *Sposob lecheniya dlitelno srastayushchikhsya perelomov i lozhnykh sustavov dlinnykh kostey* [The method of treatment of durably healing fractures and false joints of long bones]. Patent RF, no. 2375006, 2009.
 14. Barabash A.P., Barabash Yu.A. *Sposob intramedullyarnoy fiksatsii otlomkov s shirokim diametrom kostnomozgovogo kanala dlinnoy kosti* [The method of intramedullary fixation of long pipe fragments with wide diameter of marrowy canal]. Patent RF, no. 2402298, 2010.
 15. Boychenko O.V., Protsenko O.N., Krishtal M.M. *Sterzhen' dlya fiksatsii polozheniya i formy trubchatykh kostey* [The rod for position and form fixation of pipe bones]. Patent RF, no. 100717, 2010.
 16. Krishtal M.M., Protsenko O.N., Boychenko O.V., Kotelnikov G.P. *Sterzhen' dlya fiksatsii polozheniya i formy trubchatykh kostey* [The rod for position and form fixation of pipe bones]. Patent RF, no. 2452426, 2012.
 17. Boychenko O.V., Protsenko O.N., Krishtal M.M. *Zolomik* [Valve]. Patent RF, no. 119996, 2012.
 18. GOST 28915–91. Laser beam impulse welding. Button welds. Main types, design elements and dimensions. Moscow, Izdatelstvo standartov Publ., 1991. 9 p. (In Russian).
 19. Kotelnikov G.P., Protsenko O.N., Volova L.T., Lartsev Y.V., Zuev-Ratnikov S.D., Dolgushkin D.A., Tatarenko I.E., Shorin I.S., Kudashev D.S. Analysis of biocompatible materials for manufacturing expands self-locking intramedullary nail through the osteogenic fibroblast-like cell culture. *Fundamentalnye issledovaniya*, 2015, no. 2-23, pp. 5120–5123.
 20. Kazakov Yu.V., Korchagin P.V. *Sposob sborki pod svarku plavleniem raznotolshchinnnykh detaley* [Method of assembling for fusion welding of different-thickness parts]. Author's certificate USSR, no. 1704991, 1990.

IMPROVEMENT OF THE EFFICIENCY OF LASER WELDING OF THE INTRAMEDULLARY EXTENSIBLE ROD ELEMENTS THROUGH OPTIMIZING RIB GEOMETRY

© 2016

P.A. Ogin, postgraduate student

O.V. Boychenko, PhD (Engineering), Associate Professor
Togliatti State University, Togliatti (Russia)

O.N. Protsenko, PhD (Medicine), chief traumatologist-orthopedist of the city of Togliatti
Municipal clinical hospital № 5, Togliatti (Russia)

M.M. Krishtal, Doctor of Sciences (Physics and Mathematics), Professor
Togliatti State University, Togliatti (Russia)

Keywords: medical implants; lockable osteosynthesis; fiber-optic laser; laser welding.

Abstract: The paper considers the problem of assembling the components of the innovative design of intramedullary extensible rod for lockable osteosynthesis, which was developed in Togliatti State University. Nowadays, the medical practice with application of intramedullary extensible rods is one of the most advanced methods of treatment of long bones fractures. The reducing of operating time, patient's blood loss, and the X-ray dose of radiation of a patient and the staff provides opportunities for wide use of such structures in medical practice. That is why their development is a critical task. While finally assembling the device, one should take into account the rod structure technological characteristics as well as complex specificity of loads during the operational use. While carrying out experimental research, the authors used LKD4-015.150 laser machine for welding the rod components. The welding of the rod was performed in argon at a gas rate of 6 – 10 l/h with the heating zone additional protection. When welding the rod components with different thickness, the conditions of formation and the welding seam quality against the initial (without technological recess) and the proposed (with a technological rectangular recess of the rod rib) options were considered as the factors of variation. The authors measured the microhardness of welding seam and welded elements against the initial and proposed options. When welding according to the initial version, the rod tube melting through occurs. While analyzing microhardness in welding according to the initial version, the significant increase in the welding seam microhardness against the welded components is established. This factor promotes the destruction of welding seam at the rod loading. When analyzing microhardness in welding according to the proposed variant, the author has determined that the value of welding seam microhardness is comparable to microhardness of welded components. In this case, the rod tube melts for 0.1 mm, what allows maintaining its plasticity and ensures the rod efficiency during its loading.