

Олександр Степура¹, Павло Кондрашев²¹старший викладач кафедри лазерної техніки та фізико-технічних технологій

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» (Київ, Україна)

E-mail: oleksandrstepura@gmail.com. **ORCID:** <https://orcid.org/0000-0003-1915-9057>. **ResearcherID:** [M-6873-2018](https://orcid.org/0000-0003-1915-9057)²кандидат технічних наук, доцент кафедри лазерної техніки та фізико-технічних технологій

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» (Київ, Україна)

E-mail: kondrashev@ukr.net **ORCID:** <https://orcid.org/0000-0002-7428-710X>. **ResearcherID:** [AAK-5011-2020](https://orcid.org/0000-0002-7428-710X)**МОДЕЛЮВАННЯ ТА ОПТИМІЗАЦІЯ ПРОЦЕСУ ЛАЗЕРНОГО РІЗАННЯ
МЕДИЧНОГО ЕНДОПРОТЕЗА (СТЕНТА)**

При проектуванні технологічних процесів перед розробниками завжди стоять задачі, спрямовані на підвищення ефективності реалізації процесу лазерного різання трубчастих заготовок, а також вдосконалення технологічного оснащення. Основні зусилля направлені на пошук підвищення якісних показників зокрема шорсткості поверхні різку, а також пружних характеристик медичних ендопротезів. Мета – підвищення пружних характеристик медичного ендопротезу зокрема його гнучкості за рахунок зменшення ширини різку, а також оптимізація технологічного процесу лазерного різання трубчастої тонкостінної заготовки.

У цій роботі було розроблено оптимальну конфігурацію дослідного прототипу експериментального обладнання для виготовлення медичних ендопротезів (стеннів). Також була розроблена методика та проведена оптимізація параметрів керування процесом лазерного різання трубчастих заготовок. Результати експериментальних досліджень показали можливість зменшити ширину лазерного різку що дало змогу покращити пружні характеристики медичного ендопротезу.

Ключові слова: лазерне різання; медичний ендопротез; лазер; візерунок.

Табл.: 1. Рис.: 4. Бібл.: 13.

Актуальність теми дослідження. Організм людини з віком стикається з багатьма небезпечними хворобами серед них атеросклероз, захворювання серцево-судинної системи, тромбофлебіт та інших важливих органів та систем життєдіяльності організму. Як свідчать дослідження вчених медичної галузі, це викликано негативними наслідками дії холестерину. Саме він утворює в судинах холестеринові бляшки, тобто закупорювання і перешкоджання вільному кровотоку у кровоносній системі. Вирішення цієї проблеми запропонували фахівці сучасної інженерії за допомогою виготовлення медичного ендопротеза (стенну). Стент являє собою металеву трубку, що має складний схожий на сітчастий візерунок, який дає можливість отримати необхідну гнучкість. Виготовлення цього візерунку можливо за допомогою процесу лазерного фрезерування. Оскільки лазерний промінь дає унікальні можливості для отримання візерунків будь-якої складності це досягається насамперед відсутністю контактних явищ у зоні обробки, а також універсальністю та гнучкістю лазерного променя як інструменту. Тому пошук різноманітних методів та підходів, спрямованих на вдосконалення технологічних процесів та обладнання для цих технологій, безумовно, є актуальним завданням, яку ставить перед науковою спільнотою сучасна кон'юнктура ринку сучасних технологій.

Постановка проблеми. Як було зазначено вище, важливою характеристикою ендопротезу є власне його візерунок саме він надає йому комплекс необхідних властивостей серед яких гнучкість, жорсткість, адаптивність та ін. [1-6]. Саме ці критично важливі характеристики стента дають можливість значною мірою знизити ризик смертельного травмування пацієнта під час імплантації та подальшої експлуатації ендопротеза. Для виготовлення цих візерунків застосовується декілька базових технологічних процесів зокрема: механічна обробка, електроерозійна, але ці технологічні процеси не здатні повною мірою забезпечити необхідну точність та ажурність (складність геометрії візерунка) стента. Саме тому оптимальні характеристики медичного ендопротеза вдається отримати за допомогою використання лазерної технології, зокрема прямого лазерного різання [7]. Для цього застосовуються волоконні лазери, лазери на алюмо-інтрієвому гранаті з модульованою добротністю, фемпто-лазери та ін. [7].

© Олександр Степура, Павло Кондрашев, 2024

Аналіз останніх досліджень і публікацій. На підставі апріорної інформації виготовлення стента є достатньо складною технологічною операцією та процесом, який має декілька базових етапів реалізації, зокрема: проєктування оптимальної геометричної конфігурації візерунка ендопротеза з подальшою перевіркою його працездатності для цього здебільшого застосовують різноманітні розрахунки на міцність, де обов'язково враховується матеріал, геометричні характеристики заготовки (діаметр та довжина трубки). Наступний етап – це лазерне різання заготовки; потім фінішна обробка, це переважно або ультразвукове очищення, або електрохімічне полірування [8]. Також заключний етап виготовлення стента передбачає нанесення на його поверхню спеціальних лікарських препаратів необхідних для швидкого розчинення халестиринових бляшок на ушкодженій судині. Роботи [1; 2] демонструють зображення базових геометричних конфігурацій візерунків ендопротезів (рис. 1).

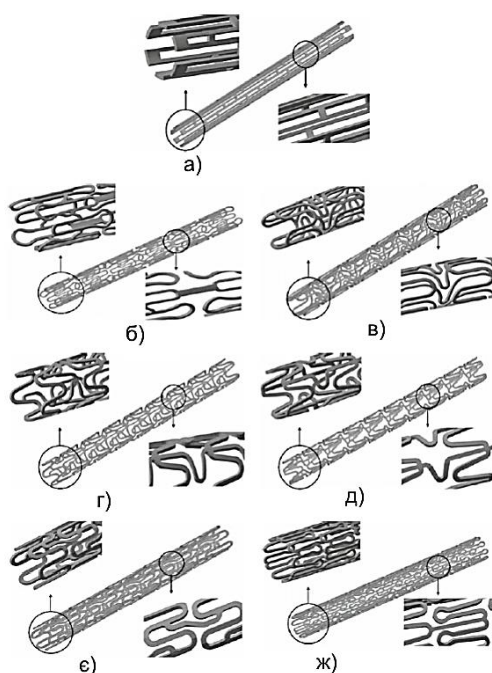


Рис. 1 Базові конструкції стентів [1]:

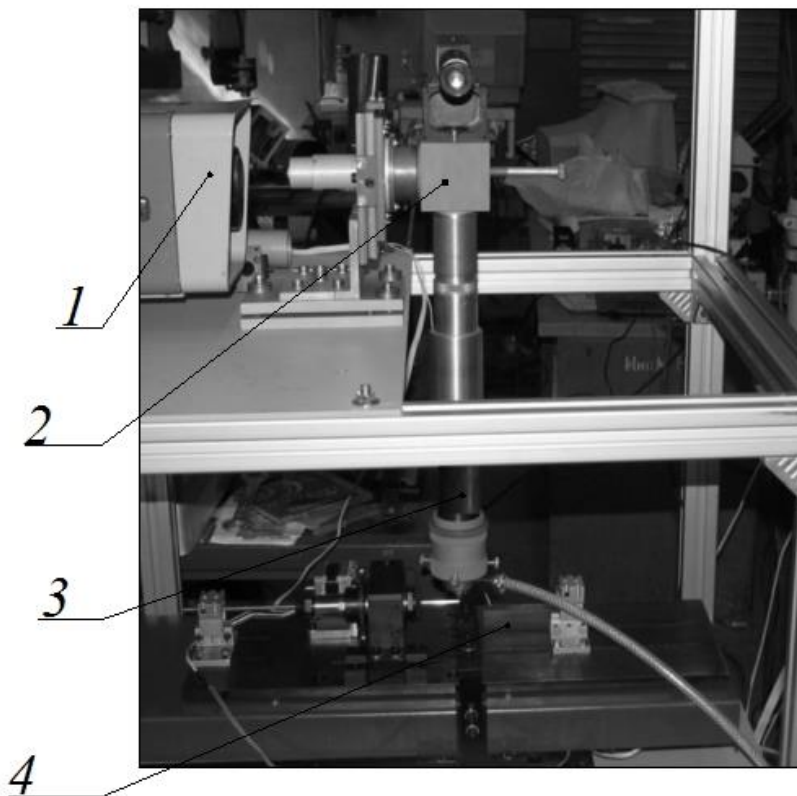
а – Palmaz-Schatz PS153 стент; б – Tenax стент; в – MAC Standard стент; г – MAC Q23 стент; д – MAC Plus стент; е) Coroflex стент; ж – RX Ultra Multi-link стент

На підставі аналізу літературних джерел [1-6] основні проблеми, які виникають під час лазерної обробки, це термічні напруження, що виникають унаслідок теплової дії лазерного променя на поверхню заготовки. Це продукує негативний ефект на характеристики стента, зокрема погіршення гнучкості ендопротеза, а це один з ключових пріоритетних моментів при імплантації і подальшій експлуатації ендопротеза. Проблема зменшення зони термічного впливу вирішується авторами робіт [1-3] за рахунок використання технологічного процесу лазерного фрезерування замість прямого лазерного різання. Це дає можливість зімітувати процес механічного фрезерування де матеріал знімається шар за шаром. Тобто в контексті лазерного фрезерування енергія лазерного випромінювання розподіляється порційно, що власне і призводить до зменшення зони термічного впливу і, як наслідок, зменшення термічних напружень і підвищення гнучкості ендопротеза.

Виділення недосліджених частин загальної проблеми. У цій роботі запропоновано оптимальний з погляду оснащення експериментальний прототип технологічного обладнання для оптимізації технологічного процесу програмованого прецизійного різання трубчастій тонкостінної заготовки, яке дає змогу легко переналагоджувати основні параметри процесу керування, такі як швидкість, фокусна відстань тощо.

Метою статті є підвищення пружних характеристик медичного ендопротеза, зокрема його гнучкості за рахунок зменшення ширини різу, а також оптимізація технологічного процесу лазерного різання трубчастої тонкостінної заготовки.

Методика проведення досліджень. Враховуючи велику кількість технологічних схем реалізації процесу лазерного різання трубчастих тонкостінних заготовок для виготовлення медичних ендопротезів було розроблено експериментальне устаткування (рис. 2).



*Рис. 2. Експериментальне устаткування для лазерної обробки медичних ендопротезів:
1 – випромінювач; 2-4* – кратна телескопічна система з поворотним дзеркалом та системою відеоконтролю; 3 – фокуруючий вузол із системою коаксимальної подачі робочого газу; 4 – робочий стіл з шпиндельним вузлом та сервісним устаткуванням*

До складу експериментального обладнання входить технологічний лазер на алюмоітрієвому гранаті (АІГ) потужністю 29 Вт, робочий стіл зі спеціальним сервісним устаткуванням, який включає в себе сервоприводи лінійного та обертального переміщення заготовки, системи захисту заготовки від деформації у вигляді люнетів, система фокусування з фокусною відстанню 30-100 мм, конструкція якої передбачає коаксимальну подачу робочого газу. Як робочий газ було використане стисле повітря, кисень, азот та ін. Як експериментальні зразки використовувались заготовки трубчастої форми з нержавіючої сталі 316L діаметром 1,8-5 мм і товщиною стінки 0,1 мм. Враховуючи багатогранність протікання фізичних процесів при реалізації технології лазерного різання безпосередньо для виготовлення геометрично складних візерунків в трубчастих тонкостінних заготовках, а також присутності процесів мікрорізання було використано методи математичної статистики [9]. Що дозволило адекватно оцінити вплив кожного технологічного фактору на процес лазерної обробки медичних ендопротезів. Опираючись на результати проведених раніше експериментів з відсіювання, було встановлено, що на продуктивність та якість лазерного різання стентів чинять суттєвий вплив такі технологічні фактори [10-12]:

- V_x – швидкість переміщення деталі (X_1);
- F – фокусна відстань об'єктива (X_2);

- γ – частота проходження імпульсів (X_3);
- ΔF – розмір розфокусування фокусувальної оптики (X_4);
- P_T – тиск робочого газу (X_5).

Результати проведених досліджень. Як функції відгуків було обрано ширину різку на поверхні (вхід), ширину різку на внутрішній частині ендопротеза (вихід). Активна стратегія проведення експериментальних досліджень була реалізована за допомогою симетричного композиційного плану другого порядку типу B_k , який має добрі статистичні характеристики [9]. Для кожної функції відгуку були побудовані квадратичні моделі процесу з використанням полінома (1) другого порядку [9].

$$y = b_0 + \sum_{i=1}^{i=k} b_i x_i + \sum_{i \leq j}^{i=k} b_{ij} x_i x_j + \sum_{ii=1}^{i=k} b_{ii} x_i^2, \tag{1}$$

де k – кількість технологічних факторів;
 b_0, b_i, b_{ij}, b_{ii} – коефіцієнти полінома;
 i, j – індекси.

Трансформування технологічних факторів впливу на процес лазерного різання трубочастих тонкостінних заготовок з натурального масштабу X_i до кодованого здійснювалося за допомогою залежностей (2).

$$X_i = X_{i0} + \Delta X_i x_i, \tag{2}$$

де X_{i0} – центр експерименту i -го технологічного фактору впливу в натуральному масштабі;
 X_i – i -ий технологічний фактор впливу в натуральному масштабі;
 ΔX_i – інтервал варіювання для i -го фактору впливу;
 x_i – i -ий фактор впливу.

Коефіцієнти полінома b_0, b_i, b_{ij}, b_{ii} – моделі (1) розраховувалися за допомогою спеціалізованого програмного забезпечення з використанням математичного апарату лінійної алгебри [9], залежність (3).

$$B = (X^T X)^{-1} (X^T Y), \tag{3}$$

Гіпотеза стосовно адекватності отриманих математичних моделей ширини різку на поверхні (вхід), на внутрішній частині ендопротезу (вихід), проводилася за критерієм Фішера F [9]. Достовірність результатів експерименту за даним критерієм відповідає 5%-й похибці (4).

$$F_{розр.} \leq F_{табл.}, \tag{4}$$

де $F_{розр.}$ – розрахункове значення критерію Фішера [9];
 $F_{табл.}$ – табличне значення критерію Фішера [9].

Після проведення серії відсіюючих експериментів як було зазначено вище були визначені найбільш вагомі з погляду технологічного впливу на процес лазерного різання фактори та границі факторного простору (табл. 1).

Таблиця 1 – Рівні варіювання технологічних факторів

Рівні варіювання технологічних факторів	Незалежні змінні				
	x_1	x_2	x_3	x_4	x_5
Розмірність	мм/хв	мм	кГц	мм	Атм.
Основний рівень	50	40	9	0	2
Інтервал варіювання	30	10	6	0,1	1
Верхній рівень	80	50	15	0,1	3
Нижній рівень	20	30	3	-0,1	1

Після розрахунку коефіцієнтів поліному залежність (1) були отримані математичні моделі функцій відгуків ширини різків на вході та виході візерунків стента. Графічна інтерпретація математичних моделей функцій відгуків наведена на рис. 3.

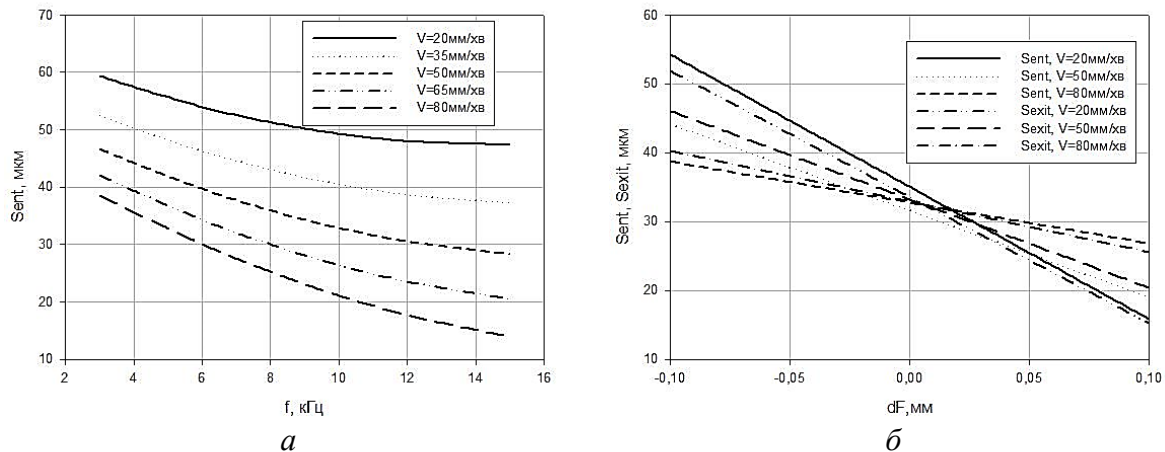


Рис. 3. Залежності ширини різку на вході S_{ent} від частоти слідування імпульсів f для різної швидкості обробки (а) та ширини різку вході та виході S_{ent} , S_{exit} від величини розфокусування (б):

а – фокусна відстань $F=30$ мм, величина розфокусування $\Delta F=-0,1$ мм, тиск робочого газу $P_r=1,01 \cdot 10^5$ Па; б – фокусна відстань $F=50$ мм, частота слідування імпульсів f 15 кГц, тиск робочого газу $P_r=3,04 \cdot 10^5$ Па

Аналізуючи графічну залежність (рис. 3, а), слід відзначити, що зменшення ширини різку відбувається у разі збільшення частоти слідування імпульсів це пояснюється передусім властивостями лазерів на АІГ з модульованою добротністю, це відбувається у разі зменшення потужності окремого імпульсу та відповідно збільшенні його тривалості при збільшенні частоти модуляції. Водночас зменшення ширини різку спостерігається також у разі збільшення швидкості обробки, внаслідок зменшення енергії сфокусованого лазерного променя. Також було встановлено, що змінюючи величину розфокусування оптичної системи, можна керувати формою лазерного різку, про що свідчить графічна залежність на рис. 3, б.

Також встановлено що при величині розфокусування оптичної системи приблизно 0,02 мм вдається отримати різ з мінімальною неперпендикулярністю стінок візерунка медичного ендопротеза. Також було визначено мінімально можливу ширину різку в досліджуваному факторному просторі яка дорівнює 14 мкм при максимальній швидкості обробки 80 мм/хв, фокусній відстані 30 мм, тиску робочого газу $1,01 \cdot 10^5$ Па. При дослідженні мікрошліфів в усіх точках експерименту зона термічного впливу по границях різку має звичайний вигляд ЗТВ аустенітної сталі після лазерної обробки (рис. 4). Слід відзначити, що зміну розмірів ЗТВ не було встановлено при зміні відстані між осями лазерного різку (змінювалась при проведенні експериментів у діапазоні від 1 до 0,12 мм. Порівнюючи результати лазерної обробки медичних ендопротезів сфокусованим лазерним променем з модульованою добротністю (рис. 4) та стентів лазерів на оптичному волокні [13] слід зазначити що в першому випадку ЗТВ є меншими, оскільки при обробці заготовки превалює механізм випаровування матеріалу із зони дії сфокусованого лазерного випромінювання, у той час коли використовується для подібної обробки лазер на оптичному волокні діє механізм звичайного газолазерного різання (з отриманням рідкої фази та з частковим її випаровуванням і відповідно видуданням рідкої фази за допомогою робочого газу).

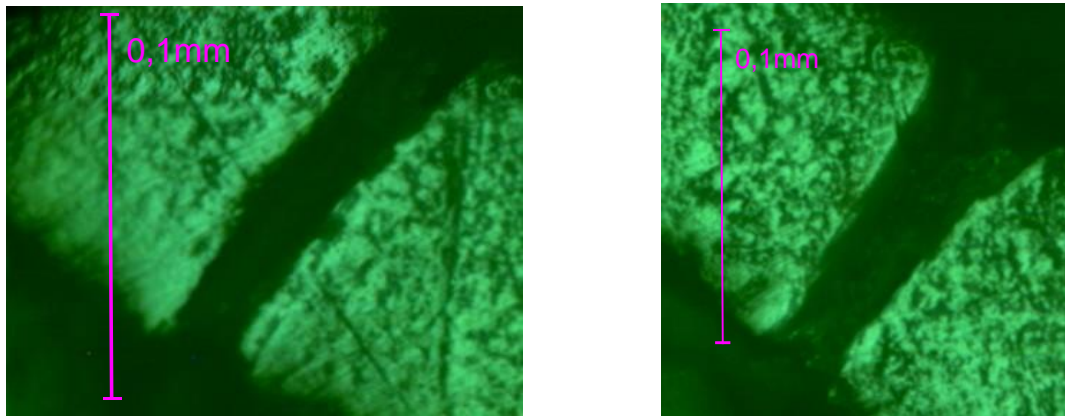


Рис. 4. Мікроаналіз структури поверхні лазерного різку трубчастої заготовки зі сталі 316L

Висновки. У результаті проведених досліджень було встановлено можливість використання запропонованої схеми обробки тонкостінних трубчастих заготовок імпульсним лазерним випромінюванням частота слідування імпульсів до 15 кГц, швидкістю лінійного різання 20-80 мм/хв.

Були отримані математичні моделі функцій відгуків ширини лазерного різку на вході та виході стента, які в подальшому можуть бути використані як визначення оптимальних параметрів режиму обробки, спрямованих на підтримку постійного рівня якості майбутніх виробів.

Підтверджена адекватність отриманих математичних моделей процесу лазерного різання трубчастих заготовок з тонколистового матеріалу і можливість використання їх при реалізації технології виготовлення медичних ендопротезів.

Список використаних джерел

1. Suggestion of Potential Stent Design Parameters to Reduce Restenosis Risk driven by Foreshortening or Dogboning due to Non-uniform Balloon-Stent Expansion / D. Lim, S.-K. Cho, W.-P. Park, A. Kristensson, J.-Y. Ko, S. T. S. Al-Hassani, H.-S. Kim // *Annals of Biomedical Engineering*. – 2008. – Vol. 36, № 7. – Pp. 1118-1129.
2. Про створення скінченно-елементної моделі ендопротеза / К. М. Рудаков, М. І. Анякін, В. С. Коваленко, Ю. С. Коба // *Вісті Академії інженерних наук України*. – 2007. – № 4 (34). – С. 4-8.
3. MetriCath A new intracoronary measurement catheter compared to intravascular ultrasound and quantitative coronary angiography in a stented porcine coronary model // *Catheterization and Cardiovascular Interventions*. – 2002. – Vol. 57, № 9. – Pp. 2-9.
4. Coronary artery stents: identification and evaluation / J. Butany, K. Carmichael, S. W. Leong, M. J. Collins // *Clin Pathol*. – 2005. – № 58. – P. 795-804. doi:10.1136/jcp.2004.024174
5. Numerical Modeling of the Medical Stents, in a / K. Rudakov, I. Gaydukevich, I. Vahdatinya, M. Anyakin // *Proceeding of 4 International Conference on Laser Technology in Welding and Materials Processing (May 2009 Katsiveli, Ukraine)*. – Pp. 15-17.
6. Walke, W. Numerical analysis of three-layer vessel stent made from Cr-Ni-Mo steel and tantalumInt / W. Walke, Z. Paszenda, J. Jurkiewicz // *Computational Materials Science and Surface Engineering: in 2 v.* – 2007 – Vol. 1. № 1. – Pp. 137-140.
7. Stent Materials and Manufacturin: Requirements and Possibilities / A. Schuessler, M. Strobel, R. Steegmueller, M. Piper // *Opportunities in a Proceedings of the ASM Materials & Processes for Medical Devices (8-10 Sept. 2003 Anaheim, CA)*. – 2003 – P. 75-77.
8. Blackman, G. Small but beautifully formed / G. Blackman // *Laser systems Europe*. – 2015. – Is. 28, Autumn. – Pp. 16-18.
9. Новик, Ф. С. Оптимизация процессов технологии металлов методами планирования экспериментов / Ф. С. Новик, Я. Б. Арсов. – Москва : Наука, 1980. – 304 с.

10. Research on laser micromachining at medical stents manufacturing [Electronic resource] / V. Kovalenko, J. Meijer, J. Yao [at al.] // Proceedings of 16th International Symposium for Electromachining (ISEM-XVI). – Shanghai : People’s Republic of China. ISEM, 2010. – Access mode: https://www.researchgate.net/publication/289552669_Research_on_laser_micromachining_at_medical_stents_manufacturing.

11. Some results of studying laser micromachining at medical stents manufacturing» / V. Kovalenko, M. Anyakin, R. Zhuk, [at al.] // International Journal of Nanomanufacturing (IJNM). – 2010. – Vol. 6, № 1-4. – Pp. 253-263.

12. Дослідження технології лазерної обробки стентів / В. Коваленко, М. Анякін, Р. Жук // Технологічні системи. – 2009. – № 46/2. – С. 36-46.

13. Gary, K. L. An Investigation into the Role of Melt Ejection in Repeatability of Entrance and Exit Hole Diameters in Laser Percussion Drilling [Electronic resource] / K. L. Gary Ng, Lin Li // Proceedings of International Congress “ICALEO’2001” (Oct. 15-18, 2001, Jacksonville, FL, USA). – Access mode: <https://pubs.aip.org/liacp/proceedings-abstract/ICALEO/2001/296/1075104>.

References

1. Dohyung Lim, Seung-Kwan Cho, Won-Pil Park, A. Kristensson, JAI-Young Ko, S. T. S. Al-Hassani, Han-Sung Kim. (2008). Suggestion of Potential Stent Design Parameters to Reduce Restenosis Risk driven by Foreshortening or Dogboning due to Non-uniform Balloon-Stent Expansion. *Annals of Biomedical Engineering*, 36(7), 1118–1129.

2. Rudakov, K.M. Anyakin, M.I., Kovalenko, V.S., Koba, Yu.S. (2007). Pro stvorennia skinchennoelementnoi modeli endoproteza [About the creation of a finite-element model of an endoprosthesis]. *News of the Academy of Engineering Sciences of Ukraine – University of the Academy of Engineering Sciences of Ukraine*, 4(34), 4-8.

3. van der Giessen, W. J., et al. (2002). MetriCath A new intracoronary measurement catheter compared to intravascular ultrasound and quantitative coronary angiography in a stented porcine coronary model. *Catheterization and Cardiovascular Interventions*, 57, 2–9.

4. Butany, J., Carmichael, K., Leong, S. W., Collins, M. J. (2005). Coronary artery stents: identification and evaluation. *Clin Pathol*, 58, 795-804. doi:10.1136/jcp.2004.024174.

5. Rudakov, K., Gaydukevich, I., Vahdatinya, I., Anyakin, M. (2009). Numerical Modeling of the Medical Stents. *Proceeding of 4 International Conference on Laser Technology in Welding and Materials Processing* (May 2009 Katsiveli, Ukraine) (pp. 15-17).

6. Walke, W., Paszenda, Z., Jurkiewicz, J. (2007). Numerical analysis of three-layer vessel stent made from Cr-Ni-Mo steel and tantalum. *Computational Materials Science and Surface Engineering*, 1(1), 137-140.

7. Schuessler, A., Strobel, M., Steegmueler, R., Piper, M. (2003). Stent Materials and Manufacturing: Requirements and Possibilities. Opportunities in a Proceedings of the ASM Materials & Processes for Medical Devices (8-10 Sept. 2003 Anaheim. CA). P. 75-77.

8. Blackman, G. (2015). Small but beautifully formed. *Laser systems Europe*, 28, 16-18.

9. Novik, F.S., Arsov, Ya. (1980). *Optymyzatsiia protsessov tekhnologii metallov metodamy planyrovaniia eksperymentov [Optimization of metal technology processes using experimental design methods]*. Nauka.

10. Kovalenko, V. S., at al. (2008). Research on laser micromachining at medical stents manufacturing». *Proceedings of 16th International Symposium for Electromachining* (ISEM-XVI). Shanghai. People’s Republic of China. ISEM.

11. Kovalenko, V., Aniakin, M., Zhuk, R. (2010). Some results of studying laser micromachining at medical stents manufacturing». *International Journal of Nanomanufacturing (IJNM)*, 6(1-4), 253–263.

12. Kovalenko, V., Aniakin, M., Zhuk, R. (2009). Doslidzhennia tekhnologii lazernoi obrobky stentiv [Study of technology of laser treatment of stents]. *Tekhnologichni systemy – Technological systems*, 46/2, 36-46.

13. Gary, K.L., Lin, Li. (2001). An Investigation into the Role of Melt Ejection in Repeatability of Entrance and Exit Hole Diameters in Laser Percussion Drilling. “Proceedings of International Congress “ICALEO’2001”, Oct. 15-18, 2001, Jacksonville, FL, USA.

Отримано 21.03.2024

Oleksandr Stepura¹, Pavlo Kondrashev²

¹senior teacher of the department of laser technology and physical and technical technologies
National Technical University of Ukraine "Ihor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute" (Kyiv, Ukraine)
E-mail: oleksandrstepura@gmail.com **ORCID:** <https://orcid.org/0000-0003-1915-9057> **ResearcherID:** [M-6873-2018](https://orcid.org/0000-0003-1915-9057)

²PhD in Technical Sciences,
Associate Professor of the Department of Laser Technology and Physical and Technical Technologies
National Technical University of Ukraine "Ihor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute" (Kyiv, Ukraine)
E-mail: kondrashev@ukr.net **ORCID:** <https://orcid.org/0000-0002-7428-710X> **ResearcherID:** [AAK-5011-2020](https://orcid.org/0000-0002-7428-710X)

**MODELING AND OPTIMIZATION OF THE LASER CUTTING PROCESS
OF A MEDICAL ENDOPROSTHESIS (STENT)**

When designing technological processes, developers always face tasks aimed at increasing the efficiency of the laser cutting process of tubular blanks, as well as improving technological equipment. The main efforts are aimed at improving the quality indicators, in particular the roughness of the cut surface, as well as the elastic characteristics of medical endoprostheses.

The analysis of scientists' research on laser processing of medical endoprostheses made it possible to determine the main priority directions of scientific research, namely the search for ways to improve experimental equipment and optimal control parameters of the technological process of laser processing of tubular thin-walled blanks.

The purpose of this is to increase the elastic characteristics of the medical endoprosthesis, in particular its flexibility due to the reduction of the width of the cut, as well as the optimization of the technological process of laser cutting of the tubular thin-walled blank.

On the basis of a priori information, methods and approaches were developed to improve technological equipment in order to increase the productivity and quality of manufacturing medical endoprostheses. Namely, a complex approach was developed to increase the elastic characteristics of the stent by reducing the width of the laser cut. In particular, the methods of mathematical statistics were used for the effective analysis of technological factors affecting the process of laser treatment of medical endoprostheses. Namely, mathematical models of the process of laser cutting of thin-walled tubular blanks were obtained.

In this work, the optimal configuration of the experimental prototype of experimental equipment for the manufacture of medical endoprostheses (stents) was developed. Also, a technique was developed and optimization of the control parameters of the process of laser cutting of tubular blanks was carried out. The results of experimental studies showed the possibility of reducing the width of the laser cut, which made it possible to improve the elastic characteristics of the medical endoprosthesis.

Keywords: laser cutting; medical endoprosthesis; laser; pattern.

Table: 1. **Fig.:** 4. **References:** 13.