УДК 621.9.048

Степура О.М., ст. викладач
oleksandrstepura@gmail.com
Кондрашев П.В., канд. техн. наук, доцент
Національний технічний університет України «КПІ ім. Ігоря Сікорського», kondrashev@ukr.net

ОПТИМІЗАЦІЯ ПРОЦЕСУ ЛАЗЕРНОГО РІЗАННЯ МЕДИЧНОГО ЕНДОПРОТЕЗА

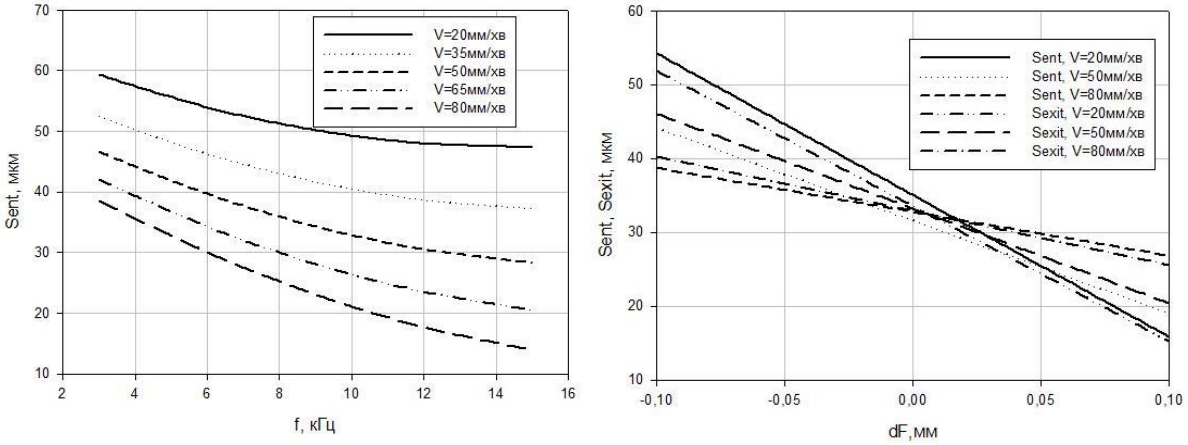
Організм людини з віком стикається з багатьма небезпечними хворобами серед них атеросклероз, захворювання серцево-судинної системи, тромбофлебіт та інших важливих органів та систем життєдіяльності організму. Як свідчать дослідження вчених медичної галузі це викликано негативними наслідками дії холестерину. 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 ендопротезу (стенту). Важливою характеристикою ендопротезу є його візерунок саме він надає йому комплекс необхідних властивостей серед яких гнучкість, жорсткість, адаптивність та ін. [1].

В даній роботі були застосовані методи математичної статистики. В якості функцій відгуків було обрано ширину різу на поверхні (вхід), ширину різу на внутрішній частині ендопротезу (вихід). Для кожної функції відгуку були побудовані квадратичні моделі процесу з використанням поліному (1) другого порядку [2].

$$y = b_0 + \sum_{i=1}^{i=k} b_i x_i + \sum_{i \le j}^{i=k} b_{ij} x_i x_j + \sum_{ii=1}^{i=k} b_{ii} x_i^2 , \qquad (1)$$

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

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



а) б)

Рис. 1 – Залежності ширини різу на вході S_{ent} від частоти слідування імпульсів f для різної швидкості обробки (а) та ширини різу вході та виході S_{ent}, S_{exit} від величини розфокусування (б): а)-фокусна відстань F=30 мм, величина розфокусування ΔF=-0,1 мм, тиск робочого газу $P_Г$=1,01*10^5 Па; б)-фокусна відстань F=50 мм, частота слідування імпульсів f 15 кГц, тиск робочого газу $P_Г$=3,04*10^5 Па

Аналізуючи графічну залежність (рис. 1, а) слід відзначити що зменшення ширини різу відбувається при збільшенні частоти слідування імпульсів це пояснюється в першу чергу властивостями лазерів на АІГ з модульованою добротністю, це відбувається при зменшенні потужності окремого імпульсу та відповідно збільшенні його тривалості при збільшенні частоти модуляції. В той же час зменшення ширини різу спостерігається також при збільшенні швидкості обробки, внаслідок зменшення енергії сфокусованого лазерного променя. Також було встановлено що змінюючи величину розфокусування оптичної системи можна керувати формою лазерного різу про що свідчить графічна залежність на рис. 1, б.

Також встановлено що при величині розфокусування оптичної системи приблизно 0,02 мм вдається отримати різ з мінімальною неперпендикулярністю стінок візерунка медичного ендопротезу. Також було визначено мінімально можливу ширину різу в досліджуваному факторному просторі яка дорівнює 14 мкм при максимальній швидкості обробки 80 мм/хв, фокусній відстані 30 мм, тиску робочого газу $1{,}01*10^5$ Па. При дослідженні мікрошліфів в усіх точках експерименту зона термічного впливу по границях різу має звичайний вигляд ЗТВ аустенітної сталі після лазерної обробки (рис. 2). Слід відзначити, що зміну розмірів ЗТВ не було встановлено при зміні відстані між осями лазерного різу (змінювалась при проведенні експериментів в діапазоні від 1 до 0,12 мм. Порівнюючи результати лазерної обробки медичних ендопротезів сфокусованим лазерним променем з модульованою добротністю (рис. 2) та стентів лазерів на оптичному волокні [3] слід зазначити що в першому випадку ЗТВ є меншими оскільки при обробці заготовки превалює механізм випаровування матеріалу із зони дії сфокусованого лазерного випромінювання в той час коли використовується для подібної обробки лазер на оптичному волокні діє механізм звичайного газо-лазерного різання (з отриманням рідкої фази та з частковим її випаровуванням і відповідно видуванням рідкої фази за допомогою робочого газу).

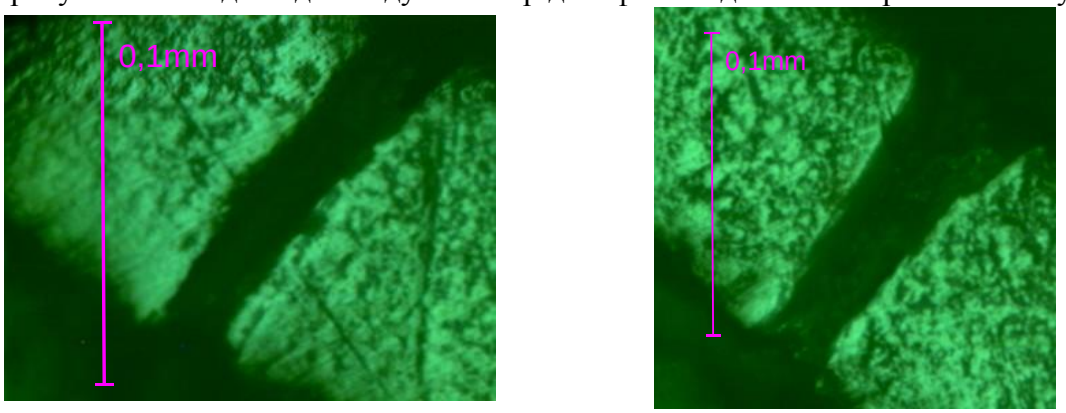


Рис. 2 – Мікроаналіз структури поверхні лазерного різу
трубчастої заготовки зі сталі 316L

Список посилань

1. Dohyung L. Suggestion of Potential Stent Design Parameters to Reduce Restenosis Risk driven by Foreshortening or Dogboning due to Non-uniform Balloon-Stent Expansion / Dohyung Lim, Seung-Kwan Cho, Won-Pil Park, A. Kristensson, JAi-Young Ko, S. T. S.Al-Hassani, Han-Sung Kim //Annals of Biomedical Engineering. – 2008. – Vol. 36. – July (No. 7). – p. 1118–1129.

2. Новик Ф.С. Оптимизация процессов технологии металлов методами планирования экспериментов / Ф.С. Новик, Я.Б. Арсов. – М.: Наука, 1980. – 304 с.

3. Gary K.L. An Investigation into the Role of Melt Ejection in Repeatability of Entrance and Exit Hole Diameters in Laser Percussion Drilling /K.L. Gary Ng and Lin. Li //“Proceedings of International Congress “ICALEO’2001”, Oct. 15-18, 2001, Jacksonville, FL, USA. [Електронний ресурс] -2001. LIA.