

Моделювання процесу газо-лазерного різання тонкостінної трубчастої заготовки

О.М. Степура¹ • П.В. Кондрашев¹

Received: 10 January 2024 / Revised: 29 March 2024 / Accepted: 28 May 2024

Анотація. Основна мета цих наукових досліджень, які відображені в цій роботі спрямовані на пошук шляхів підвищення якісних показників при реалізації лазерної обробки трубчастих тонкостінних заготовок.

Аналіз літературних джерел показав, що більшість наукових досліджень спрямовані на удосконалення процесу комбінованого газо-лазерного різання відносно товстих металевих пластин. В порівнянні із цим, процес взаємодії сфокусованого лазерного променя та потоку стислого газу із тонкостінними трубчастими заготовками є більш складним. Оскільки необхідно враховувати вплив лазерного випромінювання на нижню частину трубчастої заготовки а також вплив тиску газу який може спотворювати геометричну конфігурацію медичного ендопротезу.

Після ґрунтовного аналізу апріорної інформації було розроблено стратегію теоретичних досліджень з наступною перевіркою адекватності шляхом отримання експериментальних зразків медичних ендопротезів. А саме за допомогою пакету програмного забезпечення Fluent 6.2 було проведено моделювання процесу розповсюдження струменя допоміжного газу на виході із кінцевого сопла та його взаємодія із трубчастою тонкостінною заготовкою.

Розроблена методика моделювання процесу розповсюдження струменя допоміжного газу на виході із кінцевого сопла. Яка дозволила визначити граничні значення розподілення тиску допоміжного газу вздовж осі сопла при яких відбуваються деформаційні процеси та спотворення геометричної конфігурації медичного ендопротезу.

Згідно результатів проведеного моделювання процесу взаємодії допоміжного газу з циліндричною тонкостінною заготовкою, була виготовлена дослідна партія заготовок медичних ендопротезів діаметром 1,6 та 4 мм з найпростішою “лінійною” конструкцією візерунка та різною довжиною нитки та кроком по колу, рівному 0,16 мм. Медичні ендопротези широко застосовуються у медицині для лікування таких небезпечних захворювань як тромбофлебіт.

Ключові слова: лазерне різання, медичний ендопротез, сопло, допоміжний газ, візерунок.

Вступ

В даний час з урахуванням стрімкого розвитку науково-технічного прогресу, лазерна технологія є домінуючою насамперед для технологічного процесу різання матеріалів. Це обумовлено рядом переваг в першу чергу універсальністю інструмента (лазерного променя), не має жодних обмежень до матеріалів які застосовуються для виготовлення виробів, зокрема до їх фізико-механічних властивостей. В той же час при лазерному різанні тонкостінних трубчастих заготовок (наприклад медичних ендопротезів) є суттєві відмін-

ності від звичайного лазерного різання виробів з листових матеріалів. В першу чергу це пов'язано з тим, що сфокусований лазерний промінь при проникненні в середину заготовки здійснює додатковий нагрів. Слід відзначити що нагрів відбувається не тільки частини заготовки що лежить напроти місця фокусування променя (рис. 1 а) але і частини заготовки що прилягає до зони різання.

Це явище відбувається за рахунок віддзеркалення лазерного променя від внутрішньої частини трубчастої заготовки (рис. 1 а).

Слід відзначити наступне що зайвий нагрів заготовки призводить до структурних змін у матеріалі а також продукти ерозії які осідають на стінках трубчастої заготовки приварюються, це в свою чергу призводить до зміни шорсткості внутрішньої поверхні. Враховуючи невеликі розміри медичних ендопротезів (типова тов-

✉ П.В. Кондрашев
kondrashev@ukr.net

¹ КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ, Україна

щина перекриття візерунка становить 0,1 мм, діаметр 1,5–6 мм) вказані вище негативні явища будуть тільки збільшуватись. Для локалізації вказаних явищ зазвичай використовують встановлення в середину заготовки додаткових захисних елементів [1], які здатні блокувати потрапляння лазерного випромінювання на нижню частину заготовки але ця схема стає менш ефективною при зменшенні діаметра трубчастої заготовки. В цьому випадку є ризик приварювання захисного елемента до поверхні стента, що в свою чергу викликає радіальне биття під час лазерної обробки трубчастої заготовки і як наслідок деформацію та не усунувний брак ендопротезу.

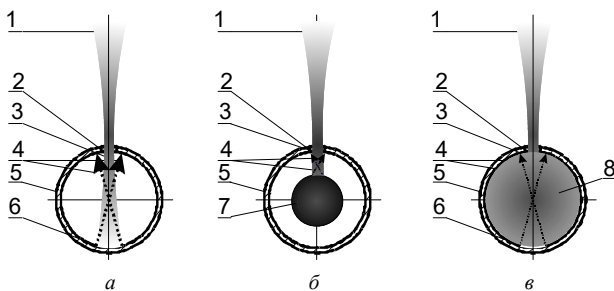


Рис. 1. Схема лазерного різання тонкостінних трубчастих заготовок: 1 – сфокусований лазерний промінь, 2 – зона різання, 3 – лазерне випромінювання, яке пройшло зону різання наскрізь, 4 – відзеркалене випромінювання, 5 – заготовка, 6 – зона нагріву, 7 – допоміжний елемент, 8 – рідина

Підвищення якості різі можна досягнути використовуючи комбіновану газо-лазерну різку [2]. При реалізації цієї схеми розплави виносяться за допомогою струменю допоміжного технологічного газу із заданим тиском на виході із газо-лазерного різачка. Але в більшості випадків частина розплавленого металу пристає до нижньої поверхні різі. Збільшення тиску захисного газу гіпотетично може призвести до зниження грату на нижній поверхні різі, але при практичній реалізації слід відзначити що стабільного звукового або надзвукового струменю газу на виході з сопла досягти достатньо важко, це обумовлено формуванням ударних хвиль [2], які утворюються при величині тиску вище $2 \cdot 10^5$ Па (для одноатомних газів).

В той же час [2] стабілізувати газовий потік або зробити його більш однорідним з метою підвищення якості лазерного різі можна досягти спеціальними конструкціями сопел наприклад конічні, кільцеві або сопла Лавалю [2]. Вони дають змогу запобігти утворенню ударних хвиль на виході з сопла та забезпечити сталий потік робочого газу.

Підсумовуючі аналіз апріорної інформації дослідників можна зробити висновок що основні дослідження спрямовані на застосування комбінованої газо-лазерної різки відносно товстих металевих пластин. В порівнянні із цим, процес взаємодії сфокусованого лазерного

променя та потоку стислого газу із тонкостінними трубчастими заготовками є більш складним. Оскільки необхідно враховувати вплив лазерного випромінювання на нижню частину трубчастої заготовки а також вплив тиску газу який може спотворювати геометричну конфігурацію медичного ендопротезу.

Мета і задачі дослідження

Дослідити взаємодію допоміжного газу із трубчастою тонкостінною заготовкою шляхом моделювання процесу розповсюдження струменя газу на виході із конічного сопла.

Отримати граничні значення розподілу тиску газу вздовж осі сопла при яких відбуваються деформаційні процеси та спотворення геометричної конфігурації медичного ендопротезу, а також дослідити його взаємодію із тонкостінною трубчастою заготовкою.

Матеріали та методи дослідження

Для більшого розуміння газодинамічних процесів які відбуваються під час лазерної обробки медичних ендопротезів було проведено моделювання процесу розповсюдження струменя допоміжного газу на виході із конічного сопла та його взаємодія із трубчастою заготовкою за допомогою програмного пакету Fluent 6.2, який використовує в якості математичного апарату стандартну k - ϵ модель Лаундера-Сполдинга (1), яка добре зарекомендувала себе для моделювання рідких фаз з невеликими градієнтами турбулентних пульсацій, має достатню економічність та високу точність.

$$V_f' = \Gamma \sqrt{\frac{2k}{3}}, \quad L_e = \frac{C_\mu^{\frac{3}{4}} k^{\frac{3}{2}}}{\epsilon}, \quad \tau_e = \frac{L_e}{\sqrt{\frac{2k}{3}}}; \quad (1)$$

де k – скалярний коефіцієнт енергії турбулентного потоку; ϵ – скалярний коефіцієнт розсіювання потоку;

C_μ – постійна турбулентності; $C_\mu^{\frac{3}{4}}$ – фактор обраний для здійснення зв'язку між шкалою довжини та довжиною вихору; Γ – випадкова величина, яка обирається для того щоб виявити випадковість турбулентного потоку. Для отримання розподілу тиску газу вздовж осі сопла, а також дослідження взаємодії із внутрішньою поверхнею заготовки були прийняті граничні умови моделювання а саме: значення тиску на вході сопла $7 \cdot 10^5$ та $9 \cdot 10^5$ Па та відстань розміщення заготовки від вихідного діаметра сопла 1,5 мм. Конічна форма сопла (рис. 2) була обрана з урахуванням рідкої фази з невеликими градієнтами турбулентності на відміну від сопла Вітошинського для якого характерні велика турбулентність та витрата рідкої фази [3], [4].

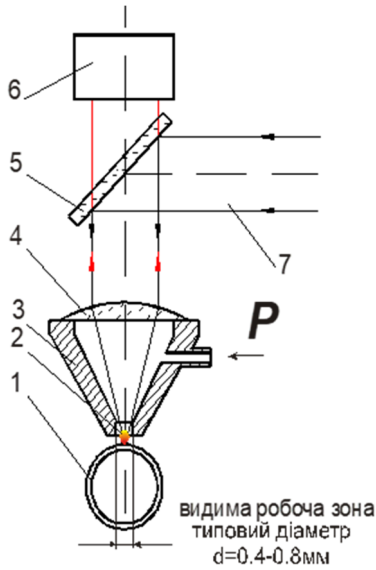


Рис. 2. Схема процесу лазерного різання тонкостінної трубчастої заготовки з використанням конічного сопла: 1 – заготовка, 2 – плазмова хмара, 3 – конічне сопло для подачі робочого газу, 4 – об’єктив, що фокусує, 5 – поворотне дзеркало, 6 – телевізійна камера, 7 – лазерне випромінювання

Розглянемо докладніше етапи алгоритму на прикладі одної з можливих конструкцій медичного ендопротезу [5]. Створюється вихідна геометрія стента у вигляді плоскої розгортки його зовнішньої поверхні (рис. 3). Де ліва половина вздовж горизонтальної осі Z та 1/6 частина вздовж окружної координати. Тобто геометрія цього стента має одну площу симетрії вздовж осі Z та циклічне повторення (циклічну симетрію) вздовж окружної координати. Саме тому можна генерувати скінченно-елементну модель частини стента, потім у разі необхідності шляхом копіювання з одночасним обертанням або віддзеркалюванням можна добудувати інші частини скінченно-елементної моделі стента. Ця розгортка (рис. 4) містить наступні геометричні елементи, зокрема дуги окружностей, похилі прямі, що є дотичними до тих дуг, прямі які розташовані вздовж та перпендикулярно циліндричній твірній. Але якщо цю плоску розгортку зробити циліндричною поверхнею, то всі лінії, окрім останніх двох типів можуть бути тільки як сплайнові криві.

Також слід відзначити, що частини, які позначені на рис. 3 як 1 та 2 дуже схожі, але мають різну довжину. Що стосується частини 3 то вона має вертикальну вісь симетрії, тому доцільно на початку створити

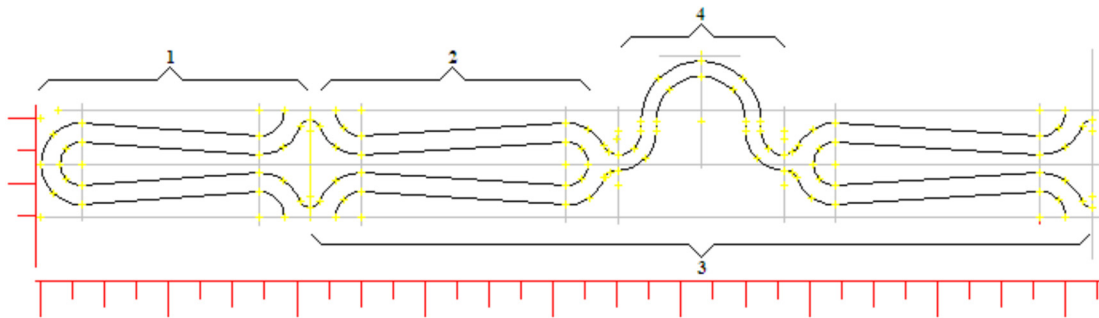


Рис. 3. Вихідна геометрія стента у вигляді плоскої розгортки зовнішньої поверхні стента

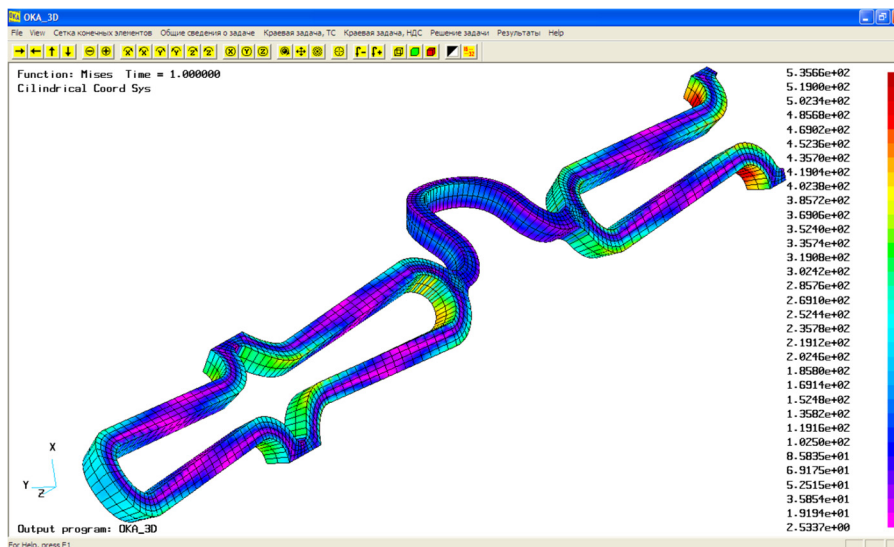


Рис. 4. Скінченно-елементна сітка типу Hex ParaSolid для 1/12 частини стента та результати розрахунків (напруження по Мізесу). Пружний стан. Програма OKA_3D

ліву частину 3 а потім віддзеркалити зображення. Окрім частини 4 геометрія має горизонтальну вісь симетрії що також можна використати як початкові граничні умови для побудови моделі стента.

Алгоритм створення геометричної моделі стента має наступні етапи:

- створення зовнішньої циліндричної моделі поверхні (0,5 довжини стента);
- створення кривих, які на рис. 3 мають вигляд вертикальних та горизонтальних прямих. Причому горизонтальні-основі точок на поверхні медичного ендопротезу а вертикальні – як частини дуг окружностей;
- створення сплайнових кривих, що мають вигляд дуг окружностей. Вони створюються як лінії перетину конічних поверхонь з зовнішньою циліндричною поверхнею стента. Причому конічні поверхні мають вершини на осі стента, висоту яка дорівнює радіусу стента та радіус основи який дорівнює радіусу окружностей;
- створення сплайнових кривих, які з'єднують похилі криві (рис. 3). Спочатку на кривих вимірюються координати Z точок, в яких відбувається з'єднання ліній. На сплайнових кривих наближених до кіл створюються відповідні точки які в свою чергу з'єднуються похилими кривими, але на початку прямими лініями. Останній крок цього етапу це проектування цих прямих на циліндричну поверхню (там вони власне трансформуються в сплайнові криві);
- видалення непотрібних частин ліній та кривих, допоміжних точок; копіювання з віддзеркалюванням, остаточне оформлення контурів 1/12 частини зовнішньої поверхні медичного ендопротезу, на основі яких буде згенеровано скінченно-елементна геометрична модель стента;
- створення додаткових ліній, що розділяють геометричну конфігурацію стента на окремі частини (оскільки внаслідок складності геометрії створити в

автоматичному режимі скінченно-елементну сітку для всього стента звичайно не вдається, то потрібно розділяти геометричний профіль стента на окремі більш прості елементи);

– створення геометричних поверхонь для окремих частин стента, на основі ліній, які створюють замкнені контури цих частин.

Отже для проведення розрахунків потрібно:

- задати граничні умови 1-го роду: а) створити список пар вузлів циклічної симетрії; б) заборонити переміщення вузлів, які знаходяться на поверхні поздовжньої симетрії стента, у напрямку, перпендикулярному до цієї поверхні, тобто у напрямку осі Z ;
- задати граничні умови 2-го роду: тиску на зовнішню та внутрішню поверхні стента;
- задати характеристики матеріалу;
- призначити тип крайової задачі, яка буде розв'язуватися;
- дати команду на проведення розрахунку;
- переглянути результати, зберегти потрібні зображення та дані.

На рис. 4 як приклад, наведено зображення еквівалентних напружень (по Мізесу) від дії внутрішнього та зовнішнього тиску. Моделювався пружний стан. Розрахунок проведено програмою ОКА_3D. Також, на рис. 5 наведено загальні переміщення стенту при тиску в балоні 8 МПа та розподіл напружень по Мізесу для конструкції стента.

При створенні замкненого простору моделі ендопротеза, за допомогою пакетів багатомірного креслення з'являється можливість їх розгортки з метою створення плоского їх креслення та перетворення їх у загально розповсюджений файл обміну кресленнями (файли з розширенням *.DXF), які в подальшому опрацьовуються системою керування комплексом. Так на рис. 6, 7 зображено фрагменти контурів стентів, розрахунки яких наведені на рис. 4, 5.

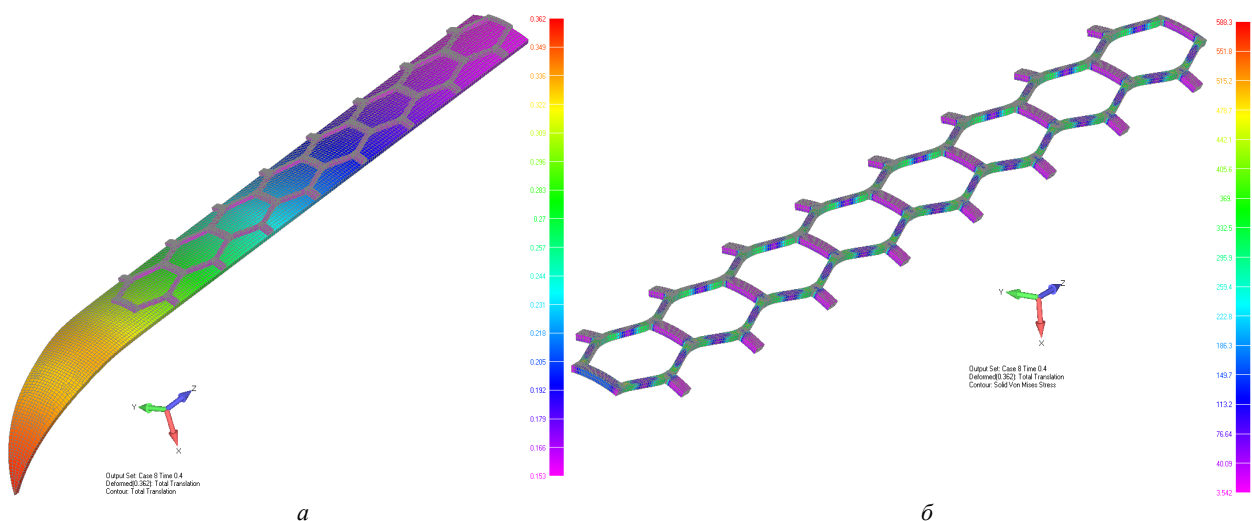


Рис. 5. Поводження стенту при тиску в балоні 8 МПа: а) загальні переміщення стенту, б) напруження по Мізесу

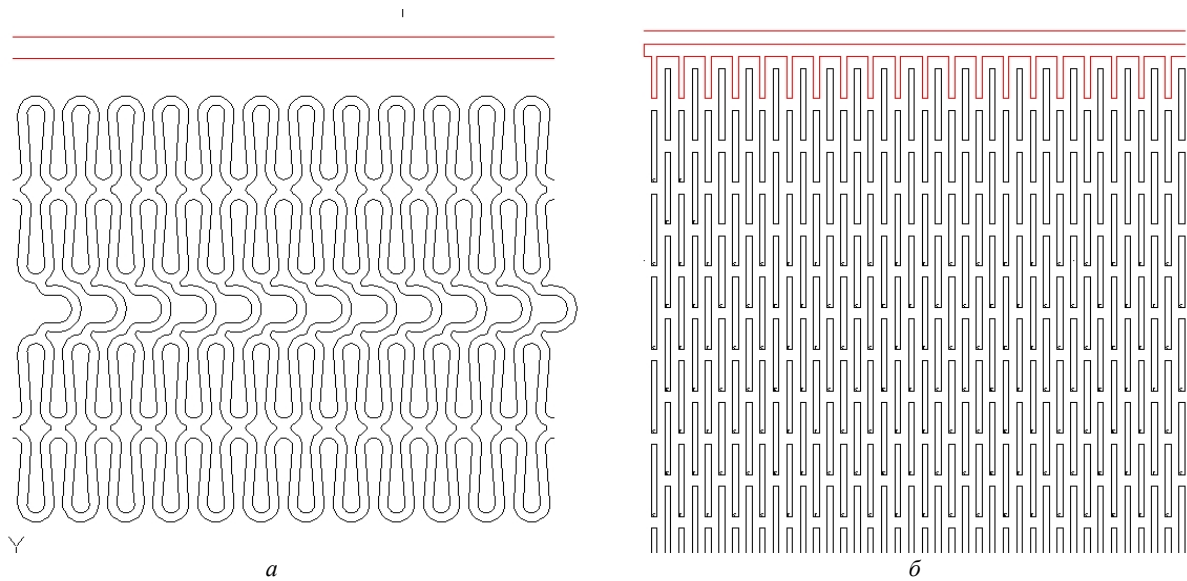


Рис. 6. Контури фрагментів стентів з випаданням врізаних фрагментів: *а)* розгортка стента зі складною геометрією, *б)* розгортка стента з лінійною геометрією

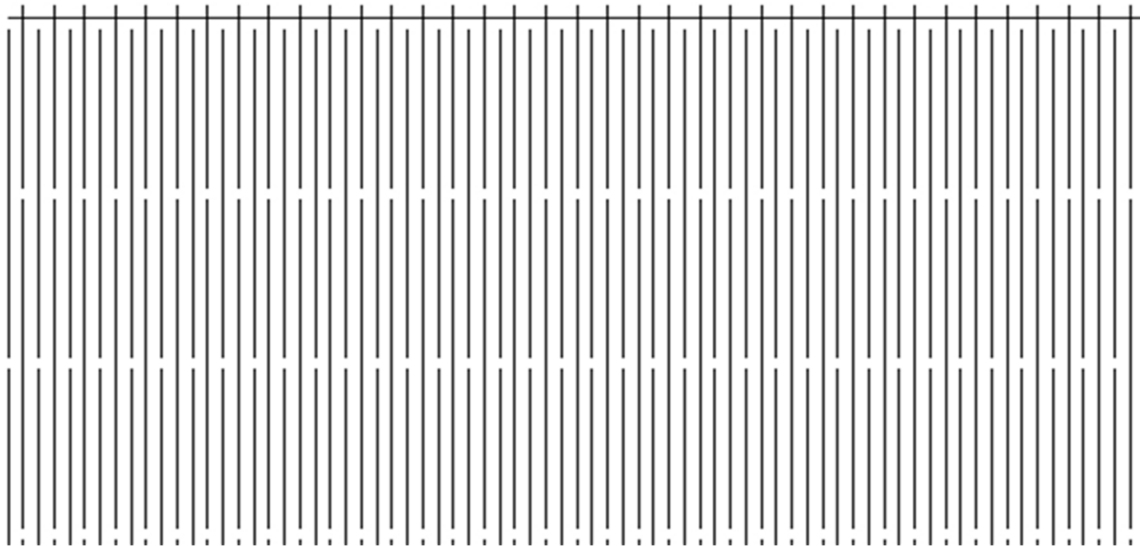


Рис. 7. Фрагмент контуру медичного ендопротезу з утворенням лінійних ниток

Результати дослідження

Результати розрахунків показали, що на виході із сопла формуються ударні хвилі різної конфігурації (рис. 3). Причому слід відзначити з підвищенням значення тиску газу на вході в сопло тим більше амплітуда значень динамічного тиску та числа Маха (рис. 8, 9).

Формування ударних хвиль (дисків Маха) може мати негативний ефект на якісні показники процесу лазерної різки тонкостінної трубчастої заготовки. Якщо враховувати взаємодію температурного впливу сфокусованого лазерного випромінювання та допоміжного

газу, струмінь стислого газу може значно відхилитися від своєї осі. Це в свою чергу може призвести до деформації трубчастої заготовки.

Враховуючи що мікrorозміри медичного ендопротезу (типова товщина стінки складає 0,1 мм) поверхня різки (в залежності від режиму лазерної обробки) має декілька зон з різною шорсткістю поверхні [6], що відповідає звичайному газолазерному різанню. В наслідок великого тиску робочого газу в зоні дії сфокусованого лазерного випромінювання можливе протікання деформаційних (рис. 10) процесів поверхні тонкостінної трубчастої заготовки [6], [7]. Це одразу відбивається на якісних показниках стенту.

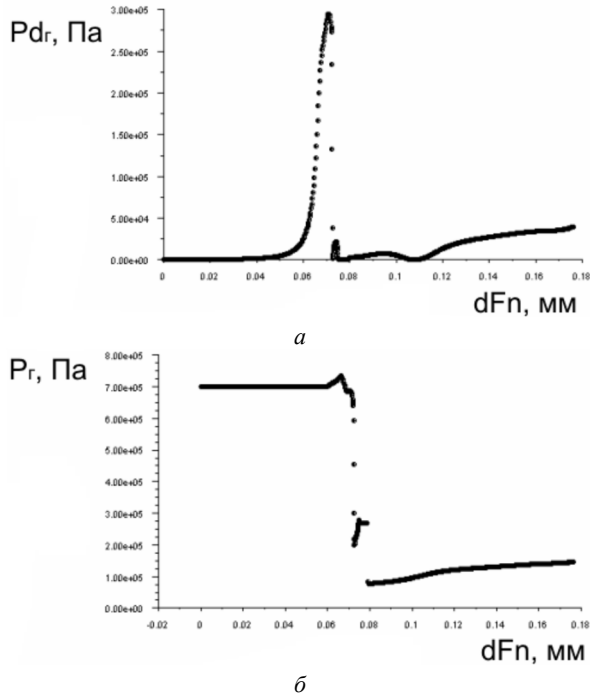


Рис. 8. Коливання тиску вздовж осі симетрії сопла (тиск на вході $5 \cdot 10^5$ Па, довжина сопла 0,072 м): а) залежність динамічного тиску Pd_r робочого газу від відстані від зрізу сопла dFn ; б) залежність тиску P_r робочого газу від відстані від зрізу сопла dFn

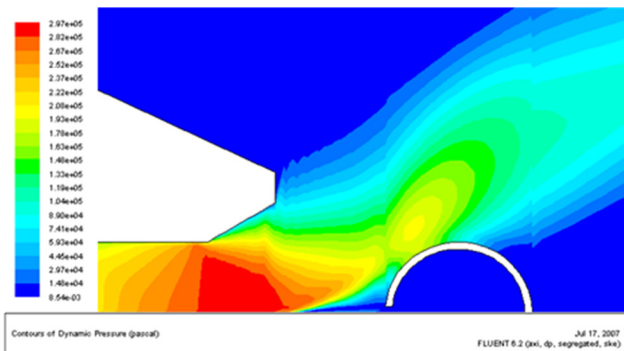


Рис. 9. Контури швидкості потоку газу та його динамічний тиск на вході із сопла (тиск на вході $5 \cdot 10^5$ Па) при контакті з поверхнею тонкостінної трубчастої заготовки

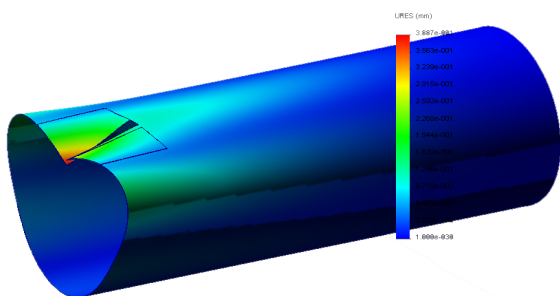


Рис. 10. Деформація тонкостінної трубчастої заготовки під час процесу газо-лазерного різання (діаметр 4 мм, товщина стінки 0,1 мм, тиск робочого газу $5 \cdot 10^5$ Па)

На підставі проведених теоретичних розрахунків процесу моделювання розповсюдження струменя газу на виході із кінцевого сопла були встановлені граничні значення тиску допоміжного газу при яких відбуваються деформаційні процеси медичного ендопротезу а також спотворення його геометричної конфігурації. Згідно результатів проведеного моделювання процесу взаємодії допоміжного газу з циліндричною тонкостінною заготовкою, була виготовлена дослідна партія заготовок ендопротезів діаметром 1,6 та 4 мм з найпростішою “лінійною” конструкцією візерунка та різною довжиною нитки та кроком по колу, рівному 0,16 мм. На трубчастій заготовці діаметром 4 мм по довжині кола розміщувалось 74 різів товщиною 20 мкм та на заготовці, діаметром 1,6 мм розміщувалось 30 різів відповідно. Так, на рис. 11 зображено зразки медичних ендопротезів діаметром 2–4 мм та довжиною 12–40 мм.



Рис. 11. Зразки медичних ендопротезів різної геометрії

В подальшому (після ультразвукового очищення) отримані зразки встановлювались на експериментальний стенд на якому відбувається розкриття стенту. Попередньо визначали можливість “розгортання” попередньо згорнутої трубки до її робочого діаметру. В усіх випадках, не дивлячись на відсутність електрохімічного полірування заготовок ендопротезів і, відповідно, наявності на них концентраторів напружень, в процесі моделювання розгортання ендопротезу, встановленого на макет приладу доставки не відбувалося їх розривання. Вказане свідчить про працездатність майбутніх, створених (по розробленій технології) стентів. Так, на рис. 12 наведено зразок розгорнутого ендопротеза до діаметра 12 мм (попередній діаметр – 4 мм).



Рис. 12. Розгорнуті стенти (діаметр 12 мм, до розгортання діаметр – 4 мм, ширина перекриття 0,1 мм)

Висновки

Досліджено взаємодію допоміжного газу із трубою тонкостінною заготовкою шляхом моделювання процесу розповсюдження струменя газу на виході із конічного сопла.

Отримано граничні значення розподілення тиску газу вздовж осі сопла при яких відбуваються деформа-

ційні процеси та спотворення геометричної конфігурації медичного ендопротезу.

Згідно результатів проведеного моделювання процесу взаємодії допоміжного газу з циліндричною тонкостінною заготовкою, була виготовлена дослідна партія заготовок медичних ендопротезів діаметром 1,6 та 4 мм з найпростішою “лінійною” конструкцією візерунка та різною довжиною нитки та кроком по колу, рівному 0,16 мм.

References

- [1] R. Zhuk et al., “Study of the Assist Gas Flow during Laser Cutting of Tube Workpieces and its Applications in Medicine,” in *Proc. of International Conferences 5th LANE 2007*, Sept. 25–28, Erlangen, Germany, 2007.
- [2] U. Reisgen et al., “Shielding gas influences on laser weldability of tailored blanks of advanced automotive steels,” *Applied Surface Science*, Vol. 257(5), pp. 1401–1406, 2010, doi: 10.1016/j.apsusc.2010.08.042.
- [3] V. G. Gorobets, Yu. O. Bogdan, V. I. Trokhaniak, E. O. Antypov and M. Yu. Masiuk, “Doslidzhennia aerodynamichnykh kharakterystyk potoku na robochii diliantsi rozimknoi aerodynamichnoi trubky dozvukovykh shvydkosti,” *Energetyka i avtomatyka*, No. 4. pp. 37–47, 2018.
- [4] O. O. Drachuk and I. V. Korobko, “Gas volume and flow-rate measuring complex”, *Mech. Adv. Technol.*, vol. 84, no. 3(84), pp. 61–68, Dec. 2018, doi: 10.20535/2521-1943.2018.84.143848.
- [5] K. M. Rudakov, M. I. Aniakin, V. S. Kovalenko and Yu. S. Koba, “On creating a finite element model of an endoprosthesis,” *News of Ukrainian Academy of Sciences*, No.4 (34). pp. 4–8, 2007.
V. Kovalenko et al., “Some results of studying laser micromachining at medical stents manufacturing,” *International Journal of Nanomanufacturing (IJNM)*, Vol. 6, No. 1–4, pp. 253–263, 2010, doi: 10.1504/IJNM.2010.034788
- [6] V. Kovalenko, M. Aniakin and R. Zhuk, “Research of laser stent processing technology,” *Technological systems*, No. 46/2. pp. 36–46, 2009. Available: <http://technological-systems.com/index.php/Home/article/view/500>.

Modeling of the process of gas-laser cutting of a thin-walled tubular workpiece

O. Stepura¹ • P. Kondrashev²

¹ Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute, Kyiv, Ukraine

Abstract. The main goal of these scientific studies, which are reflected in this work, is aimed at finding ways to improve quality indicators in the implementation of laser processing of tubular thin-walled blanks.

The analysis of literary sources showed that the majority of scientific research is aimed at improving the process of combined gas-laser cutting of relatively thick metal plates. Compared to this, the process of interaction of a focused laser beam and a flow of compressed gas with thin-walled tubular blanks is more complicated. Because it is necessary to take into account the effect of laser radiation on the lower part of the tubular workpiece, as well as the effect of gas pressure, which can distort the geometric configuration of the medical endoprosthesis.

After a thorough analysis of a priori information, a strategy of theoretical research was developed, followed by an adequacy check by obtaining experimental samples of medical endoprostheses. Namely, with the help of the Fluent 6.2 software package, the process of the propagation of the auxiliary gas jet at the outlet of the conical nozzle and its interaction with the tubular thin-walled workpiece was simulated.

A method of modeling the process of spreading the jet of auxiliary gas at the outlet of the conical nozzle has been developed.

Which made it possible to determine the limit values of the auxiliary gas pressure distribution along the axis of the nozzle at which deformation processes and distortion of the geometric configuration of the medical endoprosthesis occur.

According to the results of the modeling of the process of the interaction of the auxiliary gas with a cylindrical thin-walled blank, an experimental batch of blanks for medical endoprostheses with a diameter of 1.6 and 4 mm with the simplest “linear” design of the pattern and different thread lengths and a circle step equal to 0.16 mm was produced. Medical endoprostheses are widely used in medicine for the treatment of such dangerous diseases as thrombophlebitis.

Keywords: laser cutting, medical endoprosthesis, nozzle, auxiliary gas, pattern.