

DOI [https://doi.org/10.15589/znp2020.2\(480\).5](https://doi.org/10.15589/znp2020.2(480).5)
УДК 621.384.3:615.462-036

TECHNOLOGICAL FEATURES OF WELDING INFRARED EMISSIONS OF INFUSION MEDICAL SYSTEMS ON THE STYRENE COPOLYMERS SEBS

ТЕХНОЛОГІЧНІ ОСОБЛИВОСТІ ЗВАРЮВАННЯ ІНФРАЧЕРВОНИМ ВИПРОМІНЮВАННЯМ ЕЛЕМЕНТІВ ІНФУЗІЙНИХ МЕДИЧНИХ СИСТЕМ НА ОСНОВІ СТИРОЛЬНИХ КОПОЛІМЕРІВ СЕБС

Victoria V. Talanyuk

vika-toritalanuk@ukr.net

ORCID: 0000-0001-6302-0306

Andriy O. Shadrin

shdrin60@gmail.com

ORCID: 0000-0002-2777-0852

Mykola G. Korab

korab_nikolay@ukr.net

ORCID: 0000-0001-8030-1468

Maksym V. Iurzhenko

4ewip@ukr.net

ORCID: 0000-0002-5535-731X

В. В. Таланюк,

інженер у 80-му відділі

А. О. Шадрін,

канд. техн. наук

М. Г. Кораб,

канд. техн. наук

М. В. Юрженко,

докт. техн. наук

*E. O. Paton Electric Welding Institute of the National Academy of Sciences of Ukraine, Kyiv
Інститут електрозварювання імені Є. О. Патона Національної академії наук України, м. Київ*

Abstract. Thermoplastic elastomers (TPE) are materials that have elastic properties, which are similar to rubber, but able to melt and have all the characteristic properties of thermoplastics. Several types of thermoplastic elastomers are determined by chemical composition: polyamide, polyether, polyurethane and styrene copolymers. Together with copolymers, block copolymers are also widely used, for which the presence of various polymers in their macromolecules is characteristic. Such polymers, for example, include styrene-ethylene-butylene-styrene block copolymer (SEBS), a new biocompatible polymeric material that is widely used in a variety of industries, for example, construction, automotive and instrumentation, etc. SEBS refers to styrene block copolymers of the second generation, the products of which have high physical and mechanical properties, and its biocompatibility also allows it to be used in the medical field. The main characteristics and analysis of advantages of the TPE based on SEBS compared with traditional polymeric materials for certain industries are presented in this work.

SEBS is a structural thermoplastic polymeric material, which has properties similar to synthetic rubbers, elastic or rigid, depending on its chemical structure, is sufficiently heat-resistant, resistant to various environments, including ozone, ultraviolet radiation and other atmospheres. It has no pronounced taste and odor, can contact with a variety of food and biological tissues. SEBS is relatively difficult to process when melted, so it is sometimes mixed with block copolymers that enhance its processing ability and formation of products.

The unique combination of thermophysical, chemical, dielectric properties, recyclability has led to the widespread use of SEBS as a structural material and component of various compounds in many industries:

- automotive – elastic cabin parts, mats, mud guards, saws, pedal coatings, seals;
- household and office equipment – flexible and heat-resistant parts, bicycle seats, elastic parts of mobile phones, cases of remote controls, elements of computer keyboards and mice, flexible parts of pens, cases of toys, toothbrushes, elements of bathing accessories – underwater suits, fins, mask;
- tool making – hand and power tool handles, knife handles, construction tools – brushes, trowels, etc;
- production of footwear – soles and other elastic details of household, sports and special footwear;
- electrical engineering – flexible connectors, wire insulation, etc;
- plumbing – seals, corrugated flexible hoses, etc.;
- medical industry – flexible and rigid containers, medical tubes, infusion and transfusion systems, elements of laboratory equipment. In the medical field SEBS is actively used as a substitute for traditional polymeric materials, which have been used during many years and have many disadvantages.

Key words: thermoplastic elastomers; SEBS; structure; properties; application.

Анотація. Термопластичні еластомери (ТПЕ) – це матеріали, що мають пружні властивості, які подібні до гуми, однак здатні до плавлення, та яким притаманні всі характерні властивості термопластів. За хімічним складом розрізняють декілька видів термопластичних еластомерів: поліамідні, поліетерові, поліуретанові та стиренові кополімери. Разом із кополімерами широко застосовуються також блок-кополімери, для яких характерна наявність у структурі їхніх макромолекул ланок різних полімерів. До таких полімерів, наприклад, належить стирол-етилен-бутилен-стирол блок-кополімер (СЕБС) – новий біосумісний полімерний матеріал, який знаходить широке застосування в різноманітних галузях промисловості, наприклад, у будівництві, автомобіле- та приладобудування тощо. Стирол-етилен-бутилен-стирол блок-кополімер належить до стирольних блок-кополімерів другого покоління, вироби з яких мають високі фізико-механічні властивості, а його біосумісність також дозволяє використовувати його в медичній галузі. У роботі наведені основні характеристики та проведено аналіз переваг термопластичних еластомерів на прикладі стирол-етилен-бутилен-стирол блок-кополімеру в порівнянні із традиційними для окремих галузей промисловості полімерними матеріалами.

Стирол-етилен-бутилен-стирол блок-кополімер – це конструкційний термопластичний полімерний матеріал, який за властивостями подібний до синтетичних каучуків, еластичний або жорсткий залежно від хімічної будови, досить термостійкий, стійкий до впливу різноманітного середовища, зокрема й озону, ультрафіолетового випромінювання й інших атмосферних явищ. Він не має вираженого смаку та запаху, може контактувати з різноманітними харчовими продуктами та біологічними тканинами. Уважається, що стирол-етилен-бутилен-стирол блок-кополімер відносно важко піддається переробці під час розплавлення, тому його іноді змішують із блок-кополімерами, які підвищують його здатність до переробки та формування виробів.

Унікальне поєднання теплофізичних, хімічних, діелектричних властивостей, здатність до повторної переробки зумовили широке використання стирол-етилен-бутилен-стирол блок-кополімеру як конструкційного матеріалу та компонента різних компаундів у багатьох галузях промисловості:

- в автомобілебудуванні – еластичні деталі салону, килимки, пильники, покриття для педалей, ущільнювачі;
- у побутовій і оргтехніці – гнучкі та теплостійкі деталі, сидіння для велосипедів, еластичні деталі мобільних телефонів, корпуси пультів дистанційного керування, елементи комп'ютерних клавіатур та мишок, гнучкі деталі авторучок, корпуси дитячих іграшок, зубних щіток, елементи аксесуарів для купання – підводних костюмів, ласт, масок;
- у виробництві інструментів – рукоятки для ручних і електроінструментів, рукоятки ножів, елементи будівельних інструментів – пензлів, кельм тощо;
- у виробництві взуття – підшви й інші еластичні деталі побутового, спортивного та спеціального взуття;
- у електротехніці – гнучкі роз'єми, ізоляція дротів тощо;
- у сантехніці – ущільнення, гофровані гнучкі шланги тощо;
- у медичній промисловості – гнучкі та жорсткі ємності, медичні трубки, інфузійні та трансфузійні системи, елементи лабораторного обладнання. Насамперед у медичній галузі стирол-етилен-бутилен-стирол блок-кополімер активно застосовується як заміна традиційних полімерних матеріалів, які багато років використовуються та мають багато недоліків.

Ключові слова: термопластичні еластомери; СЕБС; структура; властивості; застосування.

ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ

У роботі основним завданням було розробити технологію зварювання медичних виробів із стирол-етилен-бутилен-стирол блок-кополімеру (далі – СЕБС), зокрема корпусу каплеутворювача одноразової медичної системи з полімерною голкою. Зварні з'єднання повинні забезпечувати герметичність та нормовану механічну міцність корпусу без змін його зовнішнього вигляду, розмірів та геометричних форм.

АНАЛІЗ ОСТАННІХ ДОСЛІДЖЕНЬ І ПУБЛІКАЦІЙ

Термопластичні еластомери (далі – ТПЕ) – це матеріали, що мають пружні властивості, подібні до гуми, однак здатні до плавлення та мають усі характерні властивості термопластів. ТПЕ можуть являти собою суміші термопластичного матеріалу й еластомеру, але частіше їх синтезують як блок-кополімери,

макромолекулярні ланцюги яких складаються з почергово з'єднаних блоків мономерів різних полімерів.

Разом із СБС також широко застосовуються блок-кополімери із включенням до структури макромолекул інших мономерних ланок.

Конструкційний матеріал СЕБС – це термопластичний полімер, але за властивостями подібний до синтетичних каучуків, еластичний та м'який, досить термостійкий, стійкий до впливу різноманітного середовища, зокрема й озону, ультрафіолетового випромінювання й інших атмосферних явищ. Уважається, що СЕБС відносно важко піддається переробці під час розплавлення, тому його іноді змішують із СБС та іншими полімерами. Залежно від умов полімеризації СЕБС, подібно до поліетилену, може мати розгалужену або лінійну структуру, що впливає на густину матеріалу.

Унікальне поєднання теплофізичних, хімічних, діелектричних властивостей, здатність до повторної переробки зумовили широке використання СЕБС як конструкційного матеріалу та компонента різних композитів у багатьох галузях промисловості.

СЕБС – новий біосумісний матеріал для виробів медичної промисловості. До матеріалів, що застосовуються в медичній галузі, зазвичай висуваються підвищені вимоги за такими показниками, як еластичність, міцність, стійкість до хімічних середовищ, сумісність із кров'ю та біологічними тканинами. Традиційні матеріали, що використовуються в медицині, – латекс, ПВХ, силікон, мають суттєві недоліки та потребують заміни. Одними з найбільш масових медичних виробів, у яких застосовується з'єднання полімерних деталей, є системи переливання крові або медичних препаратів.



Рис. 1. Медична інфузійна система для введення розчинів ліків

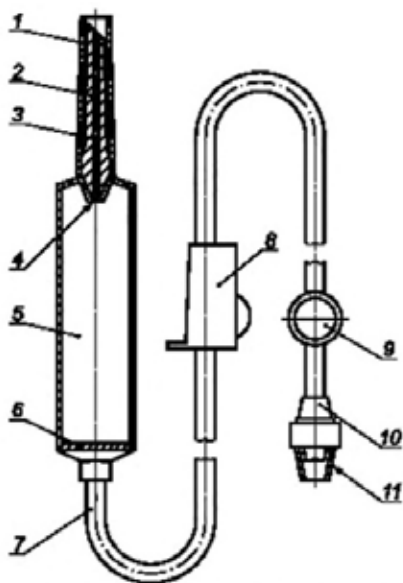


Рис. 2. Конструкція типової інфузійної системи для подачі ліків

Трансфузійна й інфузійна медичні системи мають аналогічну конструкцію [4] та різняться тільки деякими комплектуючими елементами. Типові конструктивні елементи інфузійної системи наведені на рис. 2.

Головна складова частина системи – крапельна камера (5), що відповідає за рівномірне крапельне постачання медичного розчину. У робочому стані камера повинна розташовуватись у вертикальному положенні, як показано на рисунку. У верхній частині камери розташовано краплеутворюючий елемент (4), що являє собою отвір точно визначеного діаметра в поперечній перегородці. Зовні, на верхній частині камери, розташована голка (2) для проколювання емності з ліками, канал для проходження рідини (3) та захисний ковпачок голки (1). У більшості сучасних медичних систем голку не розташовують безпосередньо на крапельній камері, а дещо віддаляють її через прозору трубку, як показано на рис. 1. У нижній частині, усередині камери, розташовано мембранний фільтр для рідини (6). Зовні, унизу камери, розташовано розтруб для приєднання медичної трубки (7). Довжина трубки залежить від функціонального призначення медичної системи, трубка проходить крізь пластиковий ролик з затискачем (8), який дозволяє регулювати потік рідини крізь систему. Із протилежного боку трубки розташовано ін'єкційний вузол (9), який дозволяє, у разі необхідності, вводити в систему додаткові ін'єкції ліків за допомогою шприца. Нарешті, на кінці трубки розташована головка (10) зі спеціальним конусом «Луер», призначеним для приєднання сталевих медичних голок та катетерів. Конус закривається захисним ковпачком (11).

Основними пластифікаторами, що застосовують у виробництві ПВХ, є складні етери, що отримують із фталевого ангідриду (фталати). Пластифікований ПВХ має у складі 20–40% фталатів, а в деяких виробках і більше. Використовують декілька видів фталатів, що позначаються, як: DBP, DIDP, DINP, DOP, DENP. Частка останнього – ди-2-етилгексилфталату – становить понад 50% усього світового споживання пластифікаторів, оскільки він найдешевший [4].

У 1970-х рр. з'явилися перші відомості про шкідливий вплив DENP на здоров'я людини. Багато подальших клінічних досліджень довели токсичну дію DENP та інших фталатів на печінку, нирки, нервову та репродуктивну системи людини. Після тривалих дискусій у Сполучених Штатах Америки та країнах Європейського Союзу використання медичних виробів із ПВХ, що містить DENP, було заборонено. Альтернативою, як зазначалось вище, стало використання біосумісних термопластичних еластомерів, зокрема СЕБС. В Україні продукцію DENP-free виготовляє фармацевтична корпорація «Юрія-Фарм» – вітчизняний лідер серед виробників інфузійних медичних систем та інноваційних інструментів для доставки ліків [5].



Рис. 3. Варіант конструкції краплеутворюючої камери для одноразової медичної системи

ВІДОКРЕМЛЕННЯ НЕ ВИРІШЕНИХ РАНІШЕ ЧАСТИН ЗАГАЛЬНОЇ ПРОБЛЕМИ

Варто зауважити, що заміна ПВХ на СЕБС цілком не вирішує проблему потенційної токсичності медичних інфузійних систем. Уже зазначалось, що з'єднання елементів корпусу краплеутворюючої камери й усі з'єднання медичних трубок повинні забезпечувати герметичність і витримувати нормовані механічні навантаження. Камера конструктивно складається із двох частин: власне корпусу з фільтром у нижній частині та кришки камери з каплеутворювачем. З'єднання корпусу та кришки може виконуватись через невеликий фланець, або через розтрубний вузол (рис. 3). Медичні трубки з натягом насуваються на штуцери, розташовані у верхній та нижній частинах камери. Здебільшого всі ці з'єднання зміцнюються за допомогою клею.

СЕБС, як і поліетилен (далі – ПЕ) та поліпропілен (далі – ПП), є полімером із низькою поверхневою енергією та вважається матеріалом, що погано піддається склеюванню. Тому для з'єднання цього матеріалу використовують двокомпонентні полімерні клеї на основі метилакрилату (метиловий етер акрилової кислоти). Це легкозаймиста речовина легше води, з різким запахом, класифікується як малонебезпечна речовина, але в разі вдихання у великих концентраціях справляє наркотичну дію та спричиняє отруєння. У медичних системах залишки метилакрилату наявні в мінімальних дозах, але для максимального захисту пацієнтів варто клейові з'єднання виробів із СЕБС замінити на зварні.

МЕТА ДОСЛІДЖЕННЯ

Мета даної роботи полягає в розробці технології зварювання медичних виробів із СЕБС, зокрема корпусу каплеутворювача одноразової медичної системи з полімерною голкою (рис. 4). Зварні з'єднання повинні забезпечувати герметичність та нормовану механічну міцність корпусу без змін його зовнішнього вигляду, розмірів та геометричних форм.



Рис. 4. Зібрана краплеутворююча камера із полімерною голкою, виготовлена із жорсткого СЕБС

МЕТОДИ, ОБ'ЄКТ ТА ПРЕДМЕТ ДОСЛІДЖЕННЯ

Об'єктом дослідження є корпус краплеутворюючої камери, що складається із двох частин, виготовлених із СЕБС: видовженого полімерного стакану у формі конуса з мінімальним нахилом та фланця – кришки, де зібрані основні елементи камери. На фланці розташовані полімерна голка, власне краплеутворювач у вигляді внутрішньої трубки – крапельниці з отвором каліброваного діаметра, боковий отвір із посадочним місцем для встановлення системи подавання зовнішнього повітря з фільтром. Полімерна голка конструктивно виконана невід'ємною від фланця та формується разом із ним литтям під тиском.



Рис. 5. Складові частини корпусу краплеутворюючої камери

Посадкове місце з'єднання фланця та стакану виконано у вигляді подвійного розтрубного вузла (рис. 5, ліворуч). Внутрішній видовжений циліндр фланця контактує із внутрішньою поверхнею стакану, забезпечує поздовжню осьову центрівку зібраного корпусу. Зовнішній циліндр фланця має невелику довжину та контактує з вузькою кільцевою ділянкою на зовнішній поверхні стакану. Він забезпечує герметичність з'єднання та його додаткову механічну міцність.

ОСНОВНИЙ МАТЕРІАЛ

Отже, під час складання корпусу каплеутворювача стакан із невеликим натягом вставляється в кільцевий паз із внутрішнім розтрубом, що розташований

на фланці. Перед складанням стакан занурюється на невелику розраховану глибину у рідкий полімерний клей – розчинник. Кільцевий паз на фланці не змащується, оскільки це неможливо без пошкодження клеєм зовнішньої поверхні корпусу. Після складання у пазу фланця утворюється кільцеве клейове з'єднання складного профілю. Завдяки великій площині та наявності декількох поверхонь контакту таке з'єднання забезпечує необхідні герметичність та міцність. Необхідно замінити це клейове з'єднання зварним без втрати зовнішнього вигляду та міцності.

Для розтрубного з'єднання тіл обертання логічно було б застосувати зварювання нагрітим інструментом в розтруб. Однак, зважаючи на невеликі розміри корпусу (зовнішній діаметр стакана – 15 мм, товщина стінки – 1 мм) та складну форму кільцевого пазу на фланці, застосування розтрубного зварювання буде технологічно складне. Було вирішено застосувати метод непрямого нагріву, який не потребує безпосереднього контакту нагрівача з поверхнею деталей – метод зварювання із прогрівом інфрачервоного випромінювання [6; 7].

За обраною технологічною схемою дві частини корпусу складаються без застосування клею, кільцеве місце контакту деталей прогривається зовні інфрачервоним нагрівачем. Циліндричні поверхні, що контактують, частково розплавляються, після охолодження утворюють зварний шов.

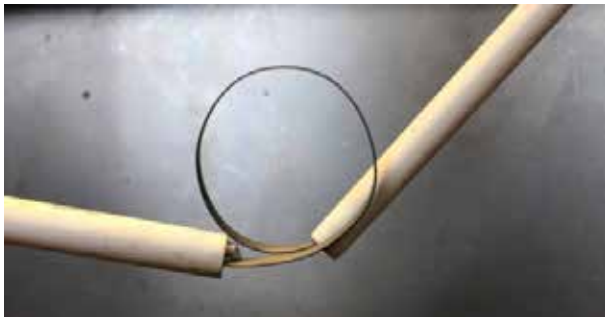


Рис. 6. Кільцевий безконтактний нагрівальний інструмент для інфрачервоного нагріву

Для реалізації запропонованої технологічної схеми зварювання було розроблено кільцевий безконтактний нагрівальний інструмент (рис. 6) у вигляді одного обороту ніхромової полоси шириною 3 мм, що розігрівався проходженням змінного електричного струму. Поздовжні ділянки полоси нагрівача були заправлені в керамічні трубки, які фіксувались спеціальними кронштейнами й утримували круглу форму робочої поверхні. На виході з керамічних трубок ніхромові провідники електричними проводами приєднувались до регульованого джерела живлення змінного струму, що забезпечувало нагрівання робочої поверхні кільця до необхідної температури. Зміною положення керамічних трубок можна було в деяких межах регулювати діаметр кільцевого

нагрівача. Експериментально було встановлено, що за величини електричної напруги живлення в 7 вольт ніхромові стрічки нагріваються до температури червоного каління – максимальної температури, за якої метал ще зберігає свою жорсткість. Тому сталу величину напруги живлення (7 В) підтримували в усіх експериментальних зварюваннях.

Кільце інфрачервоного нагрівального інструменту може мати відхилення від ідеальної форми кола, крім того кільце з металеві стрічки не суцільне, а має знизу розривну частину. Отже, інтенсивність інфрачервоного випромінювання в різних точках орбіти кільцевого нагрівача буде різнитись. За нерухомого положення всередині нагрівача кільцевого стику корпусу каплеутворювача його прогрів буде нерівномірним.

Технологічна схема зварювання кільцевого стику інфрачервоним нагрівальним інструментом виглядала так:

- елементи корпусу краплеутворювача збирали в розтрубний паз;
- зібраний корпус центрували за циліндричною поверхнею фланця та затискали в патроні обертального інструменту;
- встановлювали кільцевий нагрівальний інструмент у поперечній площині стику, вивіряли центрівку нагрівача та стику щодо поздовжньої осі, фіксували нагрівач для запобігання зміщенням у процесі зварювання;
- вмикали живлення кільцевого нагрівача і водночас починали обертання деталей корпусу, що зварювався. Безконтактно прогривали стик деталей протягом визначеного часу;
- вимикали живлення нагрівача та давали стику охолотитись протягом 1 хвилини.

Під час експериментів зі зварювання інфрачервоним випромінюванням змінювали діаметр кільцевого нагрівача і, відповідно, зазор між металевією стрічкою нагрівача-випромінювача та зовнішньою поверхнею деталей. Провели серію зварювань для пошуку оптимальних режимів прогрівання кільцевого стику. Для різних параметрів процесу оцінювали глибину проплавлення полімерного матеріалу деталей та стан їхньої зовнішньої поверхні. Швидкість обертання в 1 об/сек. лишали незмінною в усіх експериментах.

Критерієм якості прогрівання вважали глибину проплавлення деталей з'єднання. Було встановлено діапазон допустимих параметрів прогрівання, що забезпечували повне проплавлення зовнішніх поверхонь контакту деталей у кільцевому стику:

- режим тривалого прогрівання (рис. 7): зазор між нагрівачем і деталями – 5 мм, час зварювання – 18 секунд;
- режим швидкого прогрівання (рис. 8): зазор між нагрівачем і деталями – 2 мм, час зварювання – 5 секунд.

Найбільш придатними були визнані режими тривалого прогрівання за зазору до нагрівача в 4–5 мм та тривалості процесу 16–18 секунд.

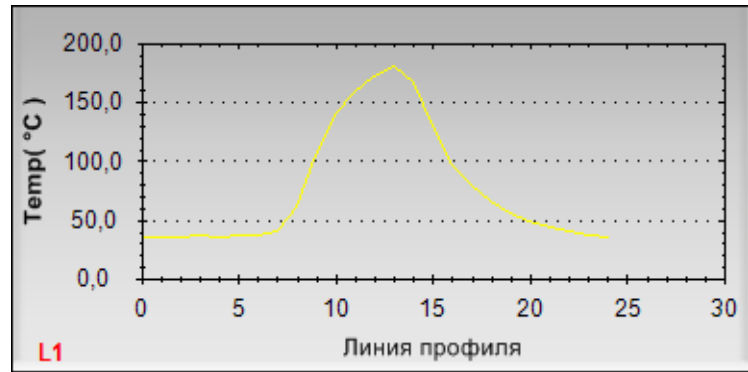


Рис. 7. Режим тривалого прогрівання кільцевого зварного з'єднання та спектр розподілу температури по ньому

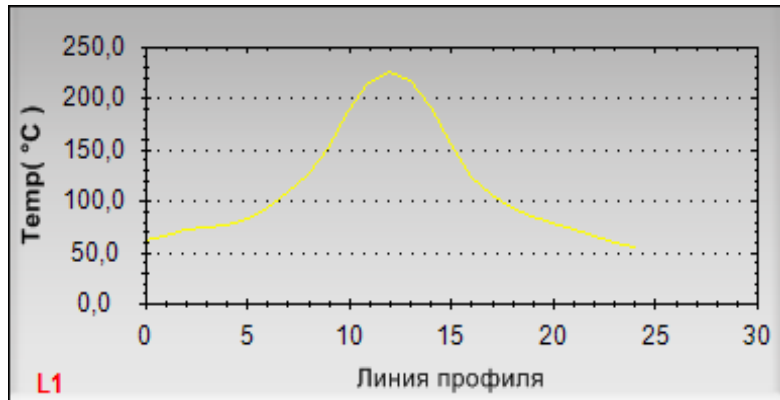
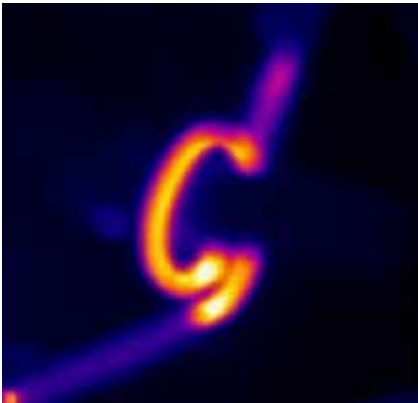


Рис. 8. Режим швидкого прогрівання кільцевого зварного з'єднання та спектр розподілу температури по ньому

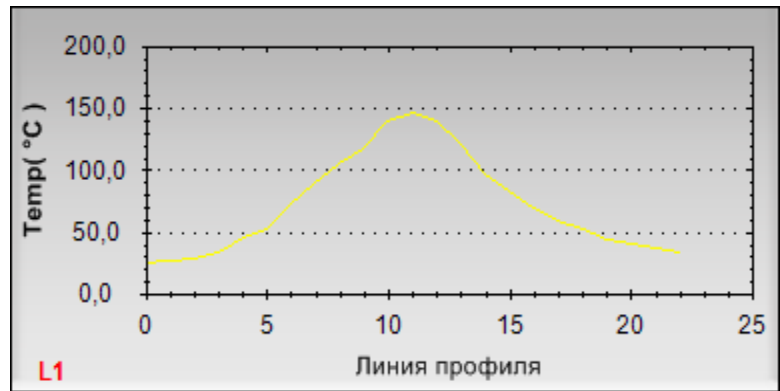
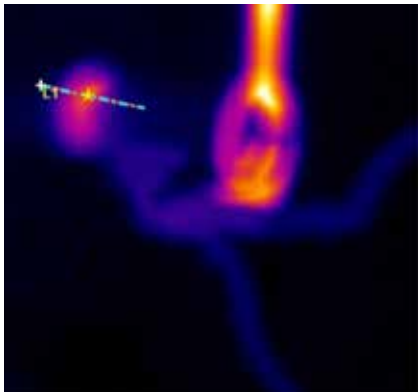


Рис. 9. Охолодження зварного з'єднання після видалення інфрачервоного нагрівача та спектр розподілу температури по ньому

У цьому випадку температура інфрачервоного випромінювання трохи зменшена, отже, знижується вірогідність деформацій і пошкодження зовнішньої поверхні деталей (рис. 9). Після охолодження формується рівномірний кільцевий зварний шов між поверхнями стакану і фланця корпусу (рис. 10).

Згідно з результатами проведених випробувань, корпуси каплеутворювача разом із виготовленими зварними з'єднаннями витримували нормативні механічні навантаження – поздовжнє осьове навантаження в 15 Н (усереднені результати механічних випробувань на розтяг – 115 Н) та герметичність за внутрішнього тиску у 20 кПа.



Рис. 10. Поперечний переріз кільцевого зварного з'єднання

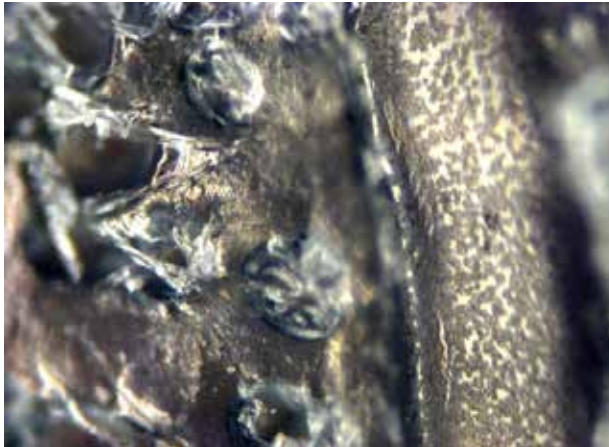


Рис. 11. Структура поверхні контакту між частинами корпусу каплеутворювача, оптичне збільшення $\times 100$

Полімерний матеріал СЕБС, з якого виготовлені деталі корпусу, є термопластичним еластомером, що в конденсованому стані утворює просторову структуру, подібну до сітчастої шитої. Тому в разі збільшення на поверхні зварних швів СЕБС ми не бачимо структурних елементів, характерних для традиційних аморфних та кристалічних матеріалів. На рис. 11 видно чітку тонку лінію розмежування, що демонструє перехід від основного матеріалу до зварного шва.

ОБГОВОРЕННЯ ОТРИМАНИХ РЕЗУЛЬТАТІВ

Отже, метод безконтактного зварювання інфрачервоним випромінюванням дозволяє отримувати кільцеві зварні шви корпусу каплеутворювача медичної інфузійної системи, виготовленої із СЕБС, які відповідають нормативним вимогам щодо герметичності та механічної міцності.

Проблему нерівномірного прогріву було вирішено застосуванням у процесі зварювання обертання деталей, що з'єднуються, навколо поздовжньої осі. У процесі прогріву деталі обертались із невеликою швидкістю за допомогою привода від електроінструменту.

ВИСНОВКИ

Отже, урахувавши значну кількість екологічних проблем, що супроводжуються використанням звичайних полімерів, доцільно замінити їх на біосумісні. Адже їхні властивості, як було зазначено раніше, не мають значних відмінностей. Відповідно до наведених у роботі основних характеристик та проведених аналізів переваг ТПЕ на прикладі СЕБС у порівнянні із традиційними для окремих галузей промисловості полімерними матеріалами отримуємо, що біосумісні матеріали мають менше негативного впливу на людину і природу загалом. Тому виробництво різноманітних виробів із цих матеріалів має більше переваг.

REFERENCES

- [1] Jacquell, N., Lo, C.-W. (2008) Isolation and purification of bacterial poly (3-hydroxy alkanates) *Biochemical Engineering Journal*. 39 (1), 15–27. DOI: 10.1016/j.bej.2007.11.029
- [2] Jiang X., Ramsay J. A., Ramsay B.A. Acetone extraction of mcl-PHA from *Pseudomonas putida* KT2440. *Journal of Microbiological Methods*, 67, 212–219 (2006). DOI: 10.1016/j.mimet.2006.03.015.
- [3] Yu J., Chen L.X.L. Cost-effective recovery and purification of polyhydroxyalkanoates by selective dissolution of cell mass. *Biotechnology Progress*, 22, 547–553 (2006). DOI: 10.1021/bp050362g.
- [4] Amanat N. Welding methods for joining thermoplastic polymers for the hermetic enclosure of medical devices [Text] / N. Amanat, N.L. James, D.R. McKenzie// *Medical Engineering and physics*, 2010. Vol 32, pp. 600–699. DOI: 10.1021/ie9707432.
- [5] Maximilian Brosda, Phong Nguyen, Alexander Olowinsky, Arnold Gillner. Laserwelding of biopolymers. *Procedia CIRP* Volume 74, 2018, Pages 548–552. <https://doi.org/10.1016/j.procir.2018.08.116>.
- [6] Hanuma Reddy Tiyyagura, Tamilse Ivan Mohan, Snehashis Pal, Mantravadi Krishna Mohan. 9 – Surface modification of Magnesium and its alloy as orthopedic biomaterials with biopolymers. *Fundamental Biomaterials: Metals Woodhead Publishing Series in Biomaterials*. 2018, Pages 197–210 <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-102205-4.00009-X>.
- [7] M. Iurzenko, A. Shestopal, V. Gokhfeid, M. Korab, Yu. Vasilijev, A. Shadrin, V. Demchenko, K. Gusakova. *Dictionary-handbook on welding and glueing of plastics*, 2018. 368.

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

- [1] Jacquell N., Lo C.-W. Isolation and purification of bacterial poly (3-hydroxy alkanates). *Biochemical Engineering Journal*. 2008. № 39 (1). P. 15–27. DOI: 10.1016/j.bej.2007.11.029.
- [2] Jiang X., Ramsay J.A., Ramsay B.A. Acetone extraction of mcl-PHA from *Pseudomonas putida* KT2440. *Journal of Microbiological Methods*. 2006. № 67. P. 212–219. DOI: 10.1016/j.mimet.2006.03.015.
- [3] Yu J., Chen L.X.L. Cost-effective recovery and purification of polyhydroxyalkanoates by selective dissolution of cell mass. *Biotechnology Progress*. 2006. № 22. P. 547–553. DOI: 10.1021/bp050362g.
- [4] Amanat N., James N.L., McKenzie D.R. Welding methods for joining thermoplastic polymers for the hermetic enclosure of medical devices. *Medical Engineering and physics*. 2010. Vol 32. P. 600–699. DOI: 10.1021/ie9707432.

- [5] Laserwelding of biopolymers / M. B [6] 9 – Surface modification of Magnesium and its alloy as orthopedic biomaterials with biopolymers / Hanuma Reddy Tiyyagura et al. *Fundamental Biomaterials : Metals Woodhead Publishing Series in Biomaterials*. 2018. P. 197–210. DOI: 10.1016/B978-0-08-102205-4.00009-X.
- [6] 9 – Surface modification of Magnesium and its alloy as orthopedic biomaterials with biopolymers / Hanuma Reddy Tiyyagura et al. *Fundamental Biomaterials : Metals Woodhead Publishing Series in Biomaterials*. 2018. P. 197–210. DOI: 10.1016/B978-0-08-102205-4.00009-X.
- [7] Словник-довідник зі зварювання та склеювання пластмас / М.В. Юрженко та ін. 2018. 368 с.

© В. В. Таланюк, А. О. Шадрін, М. Г. Кораб, М. В. Юрженко

Дата надходження статті до редакції: 21.04.2020

Дата затвердження статті до друку: 10.07.2020