

ЗМІСТ

ЗАГАЛЬНІ ПРОБЛЕМИ ХІРУРГІЇ

- Шкарбан В. П., Савицький А. О.**
Результати хірургічного лікування протокової аденокарциноми
головки підшлункової залози з ураженням магістральних судин
та залученням судинних країв резекції 3-11
- Сморжевський В. Й., Симонов О. М.**
Застосування сальникового клаптя та його поєднання з NHS-PEG
для профілактики ускладнень після панкреатодуоденектомії 12-19
- Шапринський В. О., Кривецький В. Ф., Шапринський Є. В., Мітюк Б. О.,
Воровський О. О., Сулейманова В. Г., Верба М. А.**
Особливості перебігу гнійного медіастиніту у хворих із коморбідним
вторинним імунodefіцитом 20-24
- Жеков І. І.**
Особливості передопераційного стану пацієнтів з аневризмами аорти
і ураженням коронарних артерій 25-31
- Атаманюк О. Ю., Скрипко В. Д., Ризюк М. Д.**
Кількісні параметри венозного рефлюксу у пацієнтів із хронічними
захворюваннями вен нижніх кінцівок 32-36
- Кустрьо В. І., Лангазо О. В.**
Формування рукавної колостоми з пристроєм для відведення
кишкового вмісту 37-40
- Шевчук І. М., Новицький О. В., Кузенко Р. Т., Шаповал А. Л.,
Сніжко С. С., Сверстюк А. С.**
Місцеве лікування операційних ран у хворих із гострим парапроктитом 41-45
- Saidova F. Kh., Shahsuvorov O. M., Huseynov R. H., Alakbarova Sh. I.,
Mailova A. A., Muradov N. F., Aliyeva N. Z.**
Long-term results of hemithyroidectomy for nodular and unilateral
multinodular euthyroid goiters 46-49
- Анкін М. Л., Завертиленко Я. С., Барілович М. М., Ладика В. О.**
П'ятирічний досвід ендопротезування кульшового суглоба у пацієнтів
із наслідками перенесених переломів кульшової западини 50-54
- Криворучко І. А., Андреєщев С. А., Книгін М. В.**
Оновлені рекомендації Товариства з хірургічних інфекцій
щодо лікування внутрішньочеревної інфекції 2024 року 55-60
- Чуклін С. М., Чуклін С. С.**
Оновлені рекомендації щодо гострого панкреатиту 2025 року:
дизайн допомоги майбутнього. Частина 1 61-80

ОГЛЯДИ ЛІТЕРАТУРИ

- Никоненко О. С., Танський В. Г.**
Механічна підтримка кровообігу у пацієнтів із термінальною стадією
серцевої недостатності: показання до застосування та сучасні можливості 81-85
- Ляховський В. І., Дудченко М. О., Кравців М. І., Ляховська Т. Ю., Люлька О. М.**
Причини виникнення, діагностика та лікування травм селезінки 86-90
- Бондаренко Я. Д., Котовщиків М. С., Доценко В. В., Кулик Д. Є.**
Застосування сучасних пов'язок нового покоління у педіатричній практиці 91-98
- Kostovska I., Kostovski O.**
Contrasting molecular pathways in colorectal carcinogenesis:
insights from the cancer stem cell paradigm 99-104

КЛІНІЧНІ СПОСТЕРЕЖЕННЯ

- Лазоришинець В. В., Вітовський Р. М., Уніцька О. М., Вітовський А. Р.,
Санду С., Филичук В. В.**
Діагностика та хірургічне лікування уламкових поранень серця
та діафрагми з міграцією до правого шлуночка в умовах війни 105-111

ОГЛЯДИ ЛІТЕРАТУРИ

Український журнал клінічної хірургії. 2025 Листопад/Грудень; 92(6):81-85
DOI: 10.26779/2786-832X.2025.6.81

Механічна підтримка кровообігу у пацієнтів із термінальною стадією серцевої недостатності: показання до застосування та сучасні можливості

О. С. Никоненко¹, В. Г. Танський²

¹Запорізький державний медико-фармацевтичний університет,

²Ковельське міськрайонне територіальне медичне об'єднання

Трансплантація серця (ТС) визнана фахівцями "золотим стандартом" у лікуванні термінальної стадії хронічної серцевої недостатності (СН), резистентної до медикаментозної терапії. Однак кількість виконуваних операцій лімітується дефіцитом донорських органів [1]. Згідно з даними Міжнародного товариства трансплантації серця і легенів (International Society for Heart and Lung Transplantation – ISHLT) у 2017 році у світі було зареєстровано 4196 ТС, із них більше ніж половину було виконано у США. При цьому для всіх ТС між 1982 і 2012 роками показник річної виживаності пацієнтів становив 81%, п'ятирічної – 69%, а середній показник виживаності – 11 років. На кожен серцевий трансплантат у США з листа очікування претендувало по 5 – 10 хворих, а сотні тисяч хворих із термінальною стадією хронічної СН не змогли стати кандидатами на ТС через наявну у них супутню патологію, похилий вік, релігійні переконання [2].

Недавній аналіз клінічних спостережень, пов'язаних з виконаною ТС (понад 9 тисяч пацієнтів), показав, що предикторами більшої тривалості життя пацієнтів, яким пересадили серце, були: молодий вік (менше 55 років), біла раса, молодий вік донора і нетривала ішемія донорського серця [3]. У той же час наявність у реципієнта метаболічних порушень, високого індексу маси тіла, ниркової недостатності, артеріальної гіпертензії або тривалої штучної вентиляції легенів перед операцією і після неї істотно знижувала показник віддаленої виживаності [4]. Не варто забувати й про те, що ТС пов'язана з необхідністю імуносупресивної терапії, яка, незважаючи на постійне вдосконалення, може спричинити розвиток побічних ефектів, що негативно впливають на якість життя реципієнта [5].

В останнє десятиліття у світовій медичній практиці розвинених країн для лікування термінальної стадії хронічної СН стали широко використовувати методи тривалої механічної підтримки кровообігу (МПК), засновані на імплантації насосів пульсуючого (НПП) та неппульсуючого (ННП) потоків [6]. До найбільших переваг МПК відносять те, що пацієнти можуть уникнути напруженої медикаментозної пероральної або парентеральної інотропної терапії впродовж перебування у листі очікування донор-

ського серця. Також у разі застосування МПК зникає ризик відторгнення трансплантата та розвитку ускладнень посттрансплантаційної терапії, а за наявності протипоказань до ТС цей метод виступає фактично єдиним шансом для продовження життя пацієнта.

Системи МПК для лікування пацієнтів із термінальною стадією хронічної СН стали використовувати протягом останніх 30 років. У першому поколінні цих систем застосовувалися досить громіздкі штучні шлуночки серця – НПП, що обмежувало можливість їх імплантації пацієнтам із площею поверхні тіла менше 1,5 м². Крім того, перші штучні шлуночки серця були досить складні, мали нетривалий ресурс роботи (до 2 років) і низьку надійність. Проте з 1989 по 1992 рік системи МПК стали використовувати як проміжний етап підготовки до ТС, що підвищувало показник виживаності пацієнтів, яким пересадили серце, до 65%. У 1994 році Американське управління санітарного нагляду за якістю харчових продуктів та медикаментів (Food and Drug Administration – FDA) вперше дозволило застосування НПП з електромеханічним приводом HeartMate XVE (Thoratec Corporation, Pleasanton, CA) для клінічного використання як «міст» для двохетапної ТС [7].

Результати успішного використання систем МПК першого покоління стимулювали розробку другого покоління цих систем, заснованих на створенні ННП, які за своїми характеристиками значно перевершували НПП [8]. Зокрема, вони були значно меншими за габаритами та вагою, надійнішими та мали більший ресурс роботи (до 5 років), оскільки їх було обладнано лише однією рухомою деталлю (ротором). Це обумовлювало менше енергоспоживання, що в цілому сприяло поліпшенню якості життя пацієнтів.

Відмінною особливістю насосів другого покоління є ротор, який встановлений у підшипниках, імерсованих у кров. Серед цих насосів поряд із HeartAssist (MicroMed Cardiovascular, Х'юстон, Техас), Jarvik 2000 FlowMaker (Jarvik Heart, Inc., Нью-Йорк, Нью-Йорк) [9] слід назвати найбільш широко застосовуваний в останні роки у клініках США, країн ЄС і Японії осьовий насос HeartMate II (Thoratec Corporation, Плезантон, Каліфорнія) [10], який

управління FDA допустило до клінічного використання у 2008 році як «міст» для двохетапної ТС, а у 2010 році – для імплантації на постійній основі. Застосування насосів другого покоління значно збільшило показники виживаності пацієнтів (до 80% у перший рік і до 70% у другий рік) і, як наслідок, якість їх життя [11, 12].

З метою подальшого збільшення ресурсу роботи систем МПК було розроблено ННП третього покоління, у яких ротор під дією магнітних і гідродинамічних сил перебуває у підвищеному стані. До цих систем перш за все відносяться осьовий насос Incor (Berlin Heart AEG) [13] і відцентровий насос HeartWare HVAD (HeartWare, Inc., Маямі-Лейкс, штат Флорида) [14]. Після дворічних випробувань у Європі останній почали активно впроваджувати у клінічну практику США. Дослідження з використанням шкали INTERMACS (Interagency Registry for Mechanically Assisted Circulatory Support) [15], проведені в період з 2006 по грудень 2014 року, виявили тенденцію до переходу від застосування НПП до застосування ННП: до 2009 року частота застосування НПП знизилася до 10%, а до кінця 2014 року – до 2%. За цей період у США у клінічній практиці було застосовано понад 15 000 ННП, а в останні 5 років щорічно застосовується понад 2000 ННП. Це пояснюється тим, що пацієнти з ННП мають значно кращі показники виживаності протягом першого і другого років після імплантації, ніж пацієнти з НПП. При цьому значно зріс показник виживаності пацієнтів у перший рік після імплантації – до 85%, що можна порівняти з показником виживаності в перший рік після ТС, і значно зменшилася кількість ускладнень, пов'язаних із застосуванням цих пристроїв і медикаментозної терапії [16].

Виходячи з математичних та фізичних моделей роботи серцевого м'яза, побудованих на підставі законів Паскаля, Бернуллі і Франка – Старлінга, поліпшення можна досягти двома шляхами, дотримуючись при цьому умов збереження або збільшення коронарного кровоплину:

зниження опору викиду, тобто зменшення як переднавантаження, так і постнавантаження – контрпульсація;

надмірне розтягування шлуночків (більше ніж у 2,2 разу від вихідної довжини саркомера – вихід за плато кривої Франка – Старлінга) вже не супроводжується збільшенням сили скорочення.

У минулому розвиток методів МПК пов'язували з початком ери штучного кровообігу для збереження життя пацієнта під час виконання операцій на відкритому серці в 1953 році. У 1957 році починають застосовувати вено-артеріальну перфузію з оксигенацією крові (C. Dennis). У 1961 році S. Mouloupos запропонував внутрішньоаортальну балонну контрпульсацію (ВАБК). У 1964 році Національний інститут серця США, нині – Національний інститут серця, легень і крові (The National Heart, Lung and Blood Institute – NHLBI) відкрив першу програму штучного серця і став активно брати участь у розвитку систем МПК.

Вже у 1969 році кардіохірургом Дентоном Кулі була виконана перша імплантація сконструйованого Домінго Ліоттою штучного серця людині (Cooley – Liotta – Artificial

Heart). У 1975 році NHLBI вперше досліджено імплантовані пристрої лівошлуночкового обходу (ЛШО), а через три роки виконана перша імплантація пристроєм ЛШО (Left Ventricular Assist Device – LVAD) як «міст» до ТС. У 1981 році вдруге імплантовано штучне серце Jarvik 7 людині, а в 1986 році – HeartMate, пневматичний LVAD як «міст» до ТС. У 1988 році починають використовувати Nemorump.

Уже в 1991 році перший пацієнт був виписаний із лікувального закладу з електричним портативним автономним пристроєм LVAD. У 2000 році почали використовувати Jarvik 2000 – мініатюрний аксіальний LVAD, у 2001 році виконана імплантація штучного серця [17 – 20].

Розвиток різноманітних методів допоміжного кровообігу дедалі більше асоціюють з необхідністю надання допомоги пацієнтам із вираженою СН. Як правило, такі пацієнти мають симптоматику у спокої або за мінімального навантаження, що істотно погіршує якість їх життя. Зазвичай використовують об'єктивні показники функціонального обмеження: пікове споживання кисню 14 мл/кг/хв і менше (або менше 50% від очікуваного) і 6-хвилинний тест ходьби на відстань менше 300 м. У багатьох пацієнтів розвивається серцева кахексія, виникає потреба повторних госпіталізацій для більш інтенсивного ведення і внутрішньовенної інотропної підтримки [21].

Хірургічне лікування хронічної СН включає методи стандартної кардіохірургії, допоміжного кровообігу (штучні шлуночки/штучне серце) і ТС як «золотий стандарт». На сьогодні МПК перед ТС застосовують більше ніж у 50% реципієнтів, які очікують донорського серця.

Системи допоміжного кровообігу використовують у таких цілях:

«міст» до ТС (bridge to transplantation – BTT) у пацієнтів, включених у лист очікування, з вираженими гемодинамічними порушеннями, через які вони не можуть очікувати ТС без МПК;

«міст» до включення в лист очікування ТС (bridge to candidacy – BTC) для пацієнтів із поліорганною недостатністю або високою легеневою гіпертензією, що не дозволяє включити їх у лист очікування;

імплантація насосів на постійній основі (destination therapy – DT) для пацієнтів із СН, рефрактерною до медикаментозного лікування, які мають протипоказання до ТС або її обмеження, а саме вік старше 65 – 70 років (50% пацієнтів дискваліфікують з листа очікування через вік), поліорганна недостатність, ниркова дисфункція, висока легенева гіпертензія, високий індекс маси тіла, опортуністичні інфекції, реакція відторгнення трансплантованого серця, захворювання судин трансплантованого серця;

«міст» до одужання (bridge to recovery – BTR) для пацієнтів із потенційно зворотною кардіоміопатією, але з вираженими гемодинамічними порушеннями, через які вони не можуть вижити без МПК;

«міст» до прийняття рішення (bridge to decision – BTD), це поняття введено у 2010 році щодо пацієнтів із серце-

вою та/або поліорганною недостатністю, вираженими гемодинамічними порушеннями, але рішення про необхідність трансплантації наразі не може бути прийнято; «міст до мосту» (bridge to bridge – BTB).

З урахуванням удосконалення систем допоміжного кровообігу останніми роками за даними шкали INTERMACS, розробленої у 2005 року для обліку й аналізу характеристик пацієнтів із системами МПК для лікування хронічної СН, змінилася сама стратегія використання цих систем.

Варіанти використання систем МПК у лікуванні хронічної СН:

лівошлуночковий обхід (Left ventricle assist device – LVAD);

правошлуночковий обхід (Right ventricle assist device – RVAD);

бівентрикулярний обхід (Biventricle assist device – BiVAD);

штучне серце (Total artificial heart – TAH).

Системи МПК використовують у трьох категорій пацієнтів [21]. До першої категорії належать пацієнти, яких після виконання операції на відкритому серці неможливо відключити від апарату штучного кровообігу (2 – 8% пацієнтів). Тривалість такої підтримки становить від декількох днів до декількох тижнів.

До другої категорії належать пацієнти з гострим ураженням серцевого м'яза (інфаркт міокарда, гострий міокардит тощо). Їм для подолання періоду критичної СН необхідна тимчасова гемодинамічна підтримка. Імовірність відновлення нормальної діяльності серця через певний період часу в поєднанні з інтенсивною медикаментозною терапією досить висока [21].

До третьої категорії належать пацієнти з хронічними тяжкими формами СН. Для цих пацієнтів передбачені різні підходи до визначення стратегії використання МПК:

двохетапна ТС;

зворотне ремоделювання серця з відновленням;

імплантація насосів на постійній основі (DT) пацієнтам, яким через певні причини ТС не рекомендовано (вік, наявність супутніх захворювань, яким передувало хірургічне лікування, тощо).

Надалі ідея застосування ННП почала розвиватися за рахунок використання відцентрових насосів, які забезпечують безконтактне обертання імелера без матеріального зносу за рахунок ефекту магнітної левітації. Тому вони можуть використовуватись найбільш тривало, що має значну перевагу в клініці. Враховуючи інший фізичний принцип роботи насосів цього типу, об'ємний кровоплин 5 – 7 л/хв досягається за рахунок меншої швидкості обертання імелера (2500 – 3500 об/хв), завдяки чому знижується травма крові. Крім того, ці насоси споживають значно менше енергії (6 – 8 Вт), що дозволяє значно збільшити тривалість автономної роботи систем (до 12 год) без додаткової підзарядки батареї. Технічна характеристика насосів третього покоління DuraHeart I і II, HeartWare, VentrAssist, HeartMate III: тривале використання, інтракорпоральне розташування.

Отже, серед переваг систем допоміжного кровообігу третьої генерації можна відзначити такі:

магнітна і/або гідродинамічна левітація виключає тертя, знос, тим самим зменшується ризик гемолізу, збільшується тривалість експлуатації;

значно менші габарити і вага (85 – 150 г), можна використовувати у дітей;

менші тривалість імплантації, інвазивність, складність процедури;

коротший період відновлення;

не обмежують фізичну активність пацієнтів.

У світі систему Syncardia (CardioWest C–70) використано у понад 1100 пацієнтів із середньою тривалістю 184 дні. Показник виживаності хворих до ТС становив 83%. Однак габарити пристрою не дозволяють використовувати його у пацієнтів з площею поверхні тіла менше 1,7 м² [22 – 24].

В іншому пристрої BiVAD – AbioCor (ABIOMED Inc, Денверс, Массачусетс) насос працює за електрогідравлічним принципом. Поліуретанові шлуночки генерують ударний об'єм 60 мл з продуктивністю 8 л/хв. Підключається безпосередньо до передсердь, аорти і легеневої артерії. Клінічне застосування пристрою розпочато в липні 2001 року [24 – 27].

Тривалу МПК застосовують у хворих, що перебувають у листі очікування, стан яких погіршується і яким не може бути виконана ТС через відсутність відповідного донорського органа. У цих хворих МПК – єдиний засіб продовження життя.

Спектр використовуваних засобів МПК для двоетапної ТС досить широкий – починаючи від імплантації TAH, BiVAD, LVAD і закінчуючи підключенням системи ЕКМО. Тривалість застосування цих технологій залежить від обраного методу МПК. Зокрема, LVAD за допомогою імплантованих або паракорпоральних насосів передбачає тривале підключення (від місяця до декількох років). Перевага таких систем полягає у можливості для пацієнта залишити клініку і підтримувати активний спосіб життя. Як недолік відмічають відносно високу вартість апаратів. Відповідно екстракорпоральні системи або пристрої ЛШО і систему ЕКМО підключають короткочасно (від декількох діб до одного місяця), і такі пацієнти до ТС перебувають у реанімаційному відділенні. Перевагою цих систем є їх низька вартість. Частота імплантації штучного серця сягнула показника приблизно 100 на рік, що становить 3 – 4% від частоти використання систем LVAD із тривалим підключенням [28].

Імплантація осьового насоса Heartmate III в останні роки набула широкого застосування у клініках США і Європи на проміжному етапі підготовки до ТС [29, 30]. Ці насоси мають ряд переваг над ННП, і головне – вони малогабаритні і легкі, а тому зручніші для імплантації і експлантації, безшумні, мають великий ресурс, адже передбачають тільки одну рухому деталь – ротор. Щодо взаємодії з серцем вважається, що ННП ефективніше розвантажують лівий шлуночок, ніж ННП. Але, оскільки практично всі ННП (імплантуються і паракорпоральні) працюють в несин-

хронному автоматичному режимі повного заповнення і спорожнення (full/empty), перевага розвантаження лівого шлуночка обмежена. У зв'язку з використанням для LVAD Heartmate III перед групою Harefield Hospital поставило нове завдання визначення впливу неппульсуючого потоку на ефективність відновлення міокарда.

Отже, в останнє десятиліття імплантуються системи LVAD із тривалим підключенням, які стали провідним методом МПК у пацієнтів із термінальною стадією СН, що дозволяє їм дожити до ТС (bridge to transplantation). За даними реєстру ISHLT у 2022 році більш як 55% ТС виконано у реципієнтів з передтрансплантаційною МПК методом імплантації LVAD із тривалим підключенням.

Висновки

Розвиток систем допоміжного кровообігу (Ventricular Assist Device – VAD) мав величезний прогрес за останні 30 років, і на сьогодні системи третього покоління LVAD вважають найбільш ефективним «мостом» до ТС, адже вони розвантажують пошкоджені шлуночки серця, зменшуючи їх розміри, об'єм і масу; забезпечують ефективну циркуляторну підтримку; зберігають і покращують функціонування органів і систем; запобігають розвитку ускладнень хронічної СН; підвищують показники виживаності пацієнтів, значно покращують якість їх життя, функціональний статус у порівнянні з медикаментозною терапією.

Фінансування. Зовнішні джерела фінансування і підтримки не використовувалися. Гонорари або інші компенсації не виплачувалися.

Внесок авторів. Обидва автори зробили однаковий внесок у цю роботу.

Конфлікт інтересів. Автори, які взяли участь у цьому дослідженні, заявили, що не мають конфлікту інтересів щодо цього рукопису.

Згода на публікацію. Обидва автори прочитали і схвалили остаточний варіант рукопису та дали згоду на його публікацію.

References

1. Jorde UP, Saeed O, Koehl D, Morris AA, Wood KL, Meyer DM, et al. The Society of Thoracic Surgeons Intermacs 2023 Annual Report: Focus on Magnetically Levitated Devices. *Ann Thorac Surg.* 2024 Jan;117(1):33-44. doi: 10.1016/j.athoracsur.2023.11.004. Epub 2023 Nov 8. PMID: 37944655.
2. Bourque K, Cotter C, Dague C, Harjes D, Dur O, Duhamel J, et al. Design Rationale and Preclinical Evaluation of the HeartMate 3 Left Ventricular Assist System for Hemocompatibility. *ASAIO J.* 2016 Jul-Aug;62(4):375-83. doi: 10.1097/MAT.0000000000000388. PMID: 27195742.
3. Mehra MR, Uriel N, Naka Y, Cleveland JC Jr, Yuzefpolskaya M, Salerno CT, et al. A Fully Magnetically Levitated Left Ventricular Assist Device - Final Report. *N Engl J Med.* 2019 Apr 25;380(17):1618-27. doi: 10.1056/NEJMoa1900486. Epub 2019 Mar 17. PMID: 30883052.
4. Malick A, Ning Y, Kurlansky PA, Melehy A, Yuzefpolskaya M, Colombo PC, et al. Development of De Novo Aortic Insufficiency in Patients With HeartMate 3. *Ann Thorac Surg.* 2022 Aug;114(2):450-6. doi: 10.1016/j.athoracsur.2021.08.074. Epub 2021 Oct 6. PMID: 34624263.
5. Romero Dorta E, Meyn R, Müller M, Hoermandinger C, Schoenrath F, Falk V, et al. Potential benefits of aortic valve opening in patients with left ventricular assist devices. *Artif Organs.* 2025 Mar;49(3):441-50. doi: 10.1111/aor.14891. Epub 2024 Oct 25. PMID: 39450776.
6. Ayre PJ, Lovell NH, Woodard JC. Non-invasive flow estimation in an implantable rotary blood pump: a study considering non-pulsatile and pulsatile flows. *Physiol Meas.* 2003 Feb;24(1):179-89. doi: 10.1088/0967-3334/24/1/313. PMID: 12636195.
7. Bertram CD. Measurement for implantable rotary blood pumps. *Physiol Meas.* 2005 Aug;26(4):R99-117. doi: 10.1088/0967-3334/26/4/R01. Epub 2005 Apr 4. PMID: 15886429.
8. Naiyanetr P, Moscato F, Vollkron M, Zimpfer D, Wieselthaler G, Schima H. Continuous assessment of cardiac function during rotary blood pump support: a contractility index derived from pump flow. *J Heart Lung Transplant.* 2010 Jan;29(1):37-44. doi: 10.1016/j.healun.2009.05.032. Epub 2009 Sep 26. PMID: 19782591.
9. Moscato F, Granegger M, Naiyanetr P, Wieselthaler G, Schima H. Evaluation of left ventricular relaxation in rotary blood pump recipients using the pump flow waveform: a simulation study. *Artif Organs.* 2012 May;36(5):470-8. doi: 10.1111/j.1525-1594.2011.01392.x. Epub 2011 Dec 16. PMID: 22171892.
10. Granegger M, Schima H, Zimpfer D, Moscato F. Assessment of aortic valve opening during rotary blood pump support using pump signals. *Artif Organs.* 2014 Apr;38(4):290-7. doi: 10.1111/aor.12167. Epub 2013 Sep 19. PMID: 24102321.
11. Granegger M, Masetti M, Laohasurayodhin R, Schloeglhofer T, Zimpfer D, Schima H, et al. Continuous Monitoring of Aortic Valve Opening in Rotary Blood Pump Patients. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2016 Jun;63(6):1201-7. doi: 10.1109/TBME.2015.2489188. Epub 2015 Oct 9. PMID: 26461795.
12. Hayward C, Lim CP, Schima H, Macdonald P, Moscato F, Muthiah K, et al. Pump Speed Waveform Analysis to Detect Aortic Valve Opening in Patients on Ventricular Assist Device Support. *Artif Organs.* 2015 Aug;39(8):704-9. doi: 10.1111/aor.12570. PMID: 26234450.
13. Clifford R, Robson D, Gross C, Moscato F, Schima H, Jansz P, et al. Beat-to-beat detection of aortic valve opening in HeartWare left ventricular assist device patients. *Artif Organs.* 2019 May;43(5):458-66. doi: 10.1111/aor.13381. Epub 2018 Dec 9. PMID: 30375659.
14. Moscato F, Granegger M, Edelmayr M, Zimpfer D, Schima H. Continuous monitoring of cardiac rhythms in left ventricular assist device patients. *Artif Organs.* 2014 Mar;38(3):191-8. doi: 10.1111/aor.12141. Epub 2013 Aug 1. PMID: 23902542.
15. Maw M, Gross C, Schlöglhofer T, Dimitrov K, Zimpfer D, Moscato F, et al. Development of Suction detection algorithms for a left ventricular assist device from patient data. *Biomed. Signal.* 2021 Aug;69:102910. doi: 10.1016/j.bspc.2021.102910.
16. Belkin MN, Kagan V, Labuhn C, Pinney SP, Grinstein J. Physiology and Clinical Utility of HeartMate Pump Parameters. *J Card Fail.* 2022 May;28(5):845-62. doi: 10.1016/j.cardfail.2021.11.016. Epub 2021 Dec 31. PMID: 34980564; PMCID: PMC9106934.
17. Albert CL, Estep JD. How to Optimize Patient Selection and Device Performance of the Newest Generation Left Ventricular Assist Devices. *Curr Treat Options Cardiovasc Med.* 2019 Aug 7;21(9):48. doi: 10.1007/s11936-019-0748-x. PMID: 31388835.
18. Adamopoulos S, Bonios M, Ben Gal T, Gustafsson F, Abdelhamid M, Adamo M, et al. Right heart failure with left ventricular assist devices: Preoperative, perioperative and postoperative management strategies. A clinical consensus statement of the Heart Failure Association (HFA) of the ESC. *Eur J Heart Fail.* 2024 Nov;26(11):2304-22. doi: 10.1002/ejhf.3323. Epub 2024 Jun 10. PMID: 38853659.
19. Schlöglhofer T, Gross C, Abart T, Schaefer AK, Marko C, Röhrich M, et al. HeartMate 3 Snoopy: Noninvasive cardiovascular diagnosis of patients with fully magnetically levitated blood pumps during echocardiographic speed ramp tests and Valsalva maneuvers. *J Heart Lung Trans-*

- plant. 2024 Feb;43(2):251-60. doi: 10.1016/j.healun.2023.09.011. Epub 2023 Sep 26. PMID: 37769887.
20. Consolo F, Pieri M, Pazzanese V, Scandroglio AM, Pappalardo F. Longitudinal analysis of pump parameters over long-term support with the HeartMate 3 left ventricular assist device. *J Cardiovasc Med (Hagerstown)*. 2023 Oct 1;24(10):771-5. doi: 10.2459/JCM.0000000000001522. Epub 2023 Jun 30. PMID: 37409664.
21. Uriel N, Morrison KA, Garan AR, Kato TS, Yuzefpolskaya M, Latif F, et al. Development of a novel echocardiography ramp test for speed optimization and diagnosis of device thrombosis in continuous-flow left ventricular assist devices: the Columbia ramp study. *J Am Coll Cardiol*. 2012 Oct 30;60(18):1764-75. doi: 10.1016/j.jacc.2012.07.052. Epub 2012 Oct 3. PMID: 23040584; PMCID: PMC3545519.
22. Bender M, Escher A, Messner B, Rohrich M, Fischer MB, Hametner C, et al. An Atraumatic Mock Loop for Realistic Hemocompatibility Assessment of Blood Pumps. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2024 May;71(5):1651-62. doi: 10.1109/TBME.2023.3346206. Epub 2024 Apr 22. PMID: 38133971.
23. Colacino FM, Moscato F, Piedimonte F, Danieli G, Nicosia S, Arabia M. A modified elastance model to control mock ventricles in real-time: numerical and experimental validation. *ASAIO J*. 2008 Nov-Dec;54(6):563-73. doi: 10.1097/MAT.0b013e31818a5c93. PMID: 19033767.
24. Gupta S, Woldendorp K, Muthiah K, Robson D, Prichard R, Macdonald PS, et al. Normalisation of haemodynamics in patients with end-stage heart failure with continuous-flow left ventricular assist device therapy. *Heart Lung Circ*. 2014 Oct;23(10):963-9. doi: 10.1016/j.hlc.2014.04.259. Epub 2014 Jun 3. PMID: 24973864.
25. Errill EW. Rheology of blood. *Physiol Rev*. 1969 Oct;49(4):863-88. doi: 10.1152/physrev.1969.49.4.863. PMID: 4898603.
26. Késmárky G, Kenyeres P, Rábai M, Tóth K. Plasma viscosity: a forgotten variable. *Clin Hemorheol Microcirc*. 2008;39(1-4):243-6. PMID: 18503132.
27. Uriel N, Burkhoff D, Rich JD, Drakos SG, Teuteberg JJ, Imamura T, et al. Impact of Hemodynamic Ramp Test-Guided HVAD Speed and Medication Adjustments on Clinical Outcomes. *Circ Heart Fail*. 2019 Apr;12(4):e006067. doi: 10.1161/CIRCHEARTFAILURE.119.006067. PMID: 30946600.
28. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*. 1986 Feb 8;1(8476):307-10. PMID: 2868172.
29. Reyes C, Voskoboynikov N, Chorpennig K, LaRose JA, Brown MC, Nunez NJ, et al. Accuracy of the HVAD Pump Flow Estimation Algorithm. *ASAIO J*. 2016 Jan-Feb;62(1):15-9. doi: 10.1097/MAT.0000000000000295. PMID: 26479467.
30. Stephens AF, Mapley M, Wu EL, Fraser JF, Steinseifer U, Bartnikowski N, et al. HeartWare HVAD Flow Estimator Accuracy for Left and Right Ventricular Support. *ASAIO J*. 2021 Apr 1;67(4):416-22. doi: 10.1097/MAT.0000000000001247. PMID: 33769996.

Надійшла 10.09.2025