

УДК 616-78

ТРАКЦІЙНИЙ ПРИСТРІЙ ДЛЯ ЕНДОВАСКУЛЯРНОЇ ЛАЗЕРНОЇ ОКЛЮЗІЇ ВЕН

Козяр Василь Васильович
kozyarvasilij@gmail.com

Тарасова Лариса Дмитрівна
larisa.tarasova.dmitrievna@gmail.com

Буренко Ярина Анатоліївна
yaryna.brnk@gmail.com

Кафедра біомедичної інженерії

Національний технічний університет України

"Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського"
м. Київ, Україна

Реферат - У статті розглянуто методи та прилади для лікування варикозної хвороби. наведені описи сучасних медичних технологій усунення варикозу вен нижніх кінцівок. За результатами огляду літературних джерел сформульовано медико-технічні вимоги до пристрою тракції лазерного світловоду та розроблено блок-схему такого пристрою. На основі розрахунків створено діючий зразок пристрою, який забезпечує тракцію світловоду діаметром 2 мм із постійною швидкістю 1 мм/с при силі притискування 6 Н. Проведено вимірювання опору, який чинить гемостатичний клапан інтродуцера просуванню світловоду з використанням динамометрів і встановлено, що для ефективної тракції світловоду з постійною швидкістю достатньо, щоб сила притискування пасивного валика перевищувала 0,5 Н. Виконані розрахунки сили тертя, що виникає між світловодом і валиками при різних умовах. Вимірювання сили тяги в залежності від сили притискування світловоду між ведучим і пасивним валиками, а також моменту сили ведучого вала підтвердили вірність теоретичних розрахунків. Таким чином, встановлено, що сили тертя і притискування світловоду між ведучим і притискним валиками, а також сили, які розвиває ведучий вал, достатньо для гарантованої тракції світловоду із заданою швидкістю. Розроблений і досліджений пристрій має перспективу впровадження в практику флебологічних відділень лікувальних закладів, які використовують сучасну технологію ендоваскулярного лазерного опромінювання.

Ключові слова: варикоз, лазер, оклюзія, світловод, тракція.

I. ВСТУП

Варикозна хвороба вен є розповсюдженим захворюванням в усіх країнах світу [1]. За даними Українського симпозиуму з актуальних питань флебології, варикозне розширення вен нижніх кінцівок спостерігається у 15-17% населення країни [2]. Основним методом лікування цих пацієнтів, здебільшого дорослих та похилого віку, є хірургічне втручання. Сучасні флебологічні операції відрізняються зменшеною травматичністю і передбачають ультразвукову візуалізацію судин, особливо перфорантних, та використання ендоваскулярного лазерного опромінювання (ЕВЛО) певної потужності для внутрішньосудинної коагуляції [3]. Для досягнення лікувального ефекту необхідно забезпечити вплив підведеного через спеціальний світловод випромінювання на всю внутрішню поверхню судини, без

проміжків і при цьому перфорація стінки вени не припускається. При ручній тракції світловоду із варикозно розширеної вени суцільна коагуляція ендотеліального шару не гарантується, і перфорація стінки не виключається з-за нерівномірності просування світловоду [4,5]. В результаті, виникає необхідність розробки надійного та простого у використанні пристрою тракції світловоду із постійною швидкістю в діапазоні 0,5-2 мм/с, згідно медичних рекомендацій.

II. МЕТА ДОСЛІДЖЕННЯ

Метою дослідження є підвищення ефективності лазерної ендоваскулярної оклюзії вен та якості комплексного лікування венозної варикозної хвороби. Розробка і дослідження експериментального зразка пристрою для тракції лазерного світловоду з постійною швидкістю при

ендоваскулярній оклюзії сприятиме швидшому відновленню пацієнтів після проведеного втручання і дасть змогу уникнути ряду післяопераційних ускладнень.

III. ЕВОЛЮЦІЯ МЕТОДІВ ЛІКУВАННЯ ВАРИКОЗУ ВЕН

У сучасних умовах життя люди переходять на віддалену роботу, багато годин проводять за комп'ютером у сидячому положенні, знижується рухливість та втрачається пружність і еластичність м'язів. За статистикою, у віці понад 50 років на варикозну хворобу страждає понад 70% населення і більшість із них – жінки. Часто ця хвороба виникає у жінок як наслідок вагітності, у жінок, які тривалий час носять взуття на високих підборах [6].

Основні симптоми захворювання, на які варто звернути увагу [2,7,8]:

- Часті судоми;
- Поява синюшних плям на шкірі;
- Потовщення вен і біль в цих ділянках;
- Тяжкість та біль в ногах;
- Коричнева пігментація шкіри ніг.

Для діагностики захворювань вен застосовують різноманітні варіанти сучасних досліджень.

Ультразвукова доплерографія дозволяє проводити реєстрацію кровотоку у венах і, за його зміною, судити про їх прохідність та стан клапанного апарату. В нормі потік крові у венах має фазний характер, синхронізований з диханням: слабшає або зникає на вдиху та посилюється на видиху.

Для дослідження функції клапанів стегнових вен та остіального клапана застосовують пробу Вальсальва, при якій пацієнт, після глибокого вдиху і затримки видиху, максимально напружується. При цьому, у здоровій вені відбувається змикання стенок клапанів і кровотік припиняється.

Для дослідження функції клапанів підколінної вени та вен гомілки застосовують компресійні проби, при проведенні яких ретроградний кровотік не спостерігається [9].

Для визначення стану поверхневих і глибоких вен, нижньої порожнистої та клубової вен застосовують дуплексне сканування, що дозволяє оцінити прохідність та стан клапанного апарату, в тому числі наявність тромбів, стан венозної стінки, величину просвіту. В нормі вени пружно реагують на дотик датчиком, мають однорідний просвіт, при кольоровому картуванні мають рівномірне забарвлення. При проведенні функціональних проб стулки клапанів замикаються і ретроградний потік відсутній [10].

Рентгеноконтрастна флебографія є «золотим стандартом» у діагностиці тромбозу глибоких вен. Вона дозволяє оцінити прохідність глибоких вен, наявність тромбів у її просвіті та стан клапанного апарату. Однак, флебографія має свої недоліки, до яких відносяться висока вартість, в порівнянні з ультразвуковими дослідженнями, та непереносимість деякими пацієнтами введення контрастної речовини. Після флебографії можуть утворюватися тромби. Необхідність рентгеноконтрастної флебографії може виникнути при підозрі на флотуючі тромби в глибоких венах і при посттромбофлебітичному синдромі для планування різних реконструктивних операцій [11].

Справжня природа варикозного розширення вен ще не до кінця зрозуміла. На сьогодні вважають, що домінуючою причиною захворювання є недостатність клапанів поверхневих та комунікантних вен та пов'язане з цим підвищення венозного тиску у поверхневих венах

З урахуванням чинників, що призводять до виникнення варикозної хвороби, розрізняють дві стадії. При первинному розширенні поверхневих вен глибокі вени функціонують нормально [2].

При другій стадії хвороби спостерігаються ускладнення у вигляді облітерації, функціонування артеріовенозних фістул, що зумовлене уродженою відсутністю або недорозвиненням венозних клапанів (спадковий характер захворювання).

До патолофізіологічних чинників відносяться підвищення тиску у верхній і нижній порожнистих венах, стоншення венозної стінки, зворотна течія крові (рефлюкс) з глибоких вен у поверхневі, розлад метаболічних процесів у клітинах м'язових волокон. Рефлюкс крові спрямований з верхніх відділів великої підшкірної вени до вен гомілки (вертикальний рефлюкс) та з глибоких вен через комунікантні у поверхневі (горизонтальний рефлюкс). Ці чинники призводять до поступового вузлоподібного розширення, звивистості та подовження підшкірних вен. Заключною ланкою в патогенетичному ланцюгу є виникнення целюліту, дерматиту і в результаті – трофічної венозної виразки нижньої третини гомілки [11].

Консервативне лікування показано хворим, які мають загальні протипоказання до оперативного втручання, пацієнтам з порушенням функціонування клапанів глибоких вен або при незначному розширенні вен, а також при відмові від оперативного втручання. Метою консервативного лікування є запобігання подальшому розвитку захворювання. У цих випадках хворим рекомендують бинтування ураженої кінцівки еластичним бинтом або носіння еластичного трикотажу, періодично надавати ногам піднесене положення, виконувати спеціальні вправи для стопи та гомілки (згинання та розгинання в гомілковостопних та колінних суглобах), щоб активізувати м'язово-венозну помпу [12].

Застосування адекватного рівня еластичної компресії зменшує діаметр та внутрішній об'єм вен, артерій та лімфатичних судин, що призводить до прискорення кровотоку, збільшення лімфатичного відтоку і зменшення набряку. Окрім цього, застосування зовнішньої компресії ініціює складні фізіологічні та біохімічні ефекти по відношенню до венозної, артеріальної та лімфатичної систем, сприяє нормалізації обмінних процесів у тканинах.

Традиційно, при варикозному розширенні вен виконується операція флебектомії, метою якої є усунення вено-венозних рефлюксів, що досягається видаленням основних стовбурів великої та малої підшкірних вен і лігуванням неспроможних комунікантних вен. Перед операцією проводять пробу Броді-Троянова-Тренделенбурга, а саму операцію Троянова-Тренделенбурга починають з перетину та лігування основного стовбура великої підшкірної вени біля місця її впадання у стегнову вену та додаткових гілок, які в нею впадають [13].

Видалення великої підшкірної вени (сафенектомія, стріпінг) проводять за методом Бебкока. З цією метою у дистальний відділ пересіченої вени до середини гомілки вводять зонд Грізенді. Через розріз на гомілці оголюють вену, накладають на неї лігатуру, перетинають вену і виводять з неї наконечник зонда. Потягуючи зонд у проксимальному напрямку, видаляють всю ділянку вени. При цьому, всі бічні гілки великої підшкірної вени перетинаються на одному рівні, а вена, що видаляється, збирається у вигляді гармошки під конічним наконечником. Мала підшкірна вена видаляється аналогічним чином. При виражених трофічних змінах шкіри та підшкірної жирової клітковини доцільна субфасціальна перев'язка прободаючих вен за Лінтоном. Операцію виконують згідно з клінічним протоколом. За наявності індурації шкіри та підшкірної клітковини на внутрішній поверхні гомілки слід виконати субфасціальну перев'язку прободаючих вен з розрізу по задній поверхні гомілки (за Фелдером) [2].

Втручання із використанням зонда Грізенді є досить травматичним, супроводжується суттєвим періодом втрати працездатності, ускладненнями, а, іноді, наслідком трапляється інвалідизація пацієнта [14].

Сучасні методи лікування дозволяють проводити процедуру лікування індивідуально, легко, швидко та безболісно. Боротьба із варикозною хворобою є

комплексною і, найчастіше, включає комбінацію консервативного та оперативного лікування. Прикладом одного із консервативних методів лікування є склеротерапія. Цей метод є досить дієвим на початковій стадії захворювання. Суть такого способу лікування полягає в тому, що спеціальна речовина шприцом вводиться у варикозно розширену вену. При цьому відбувається облітерація просвіту судини внаслідок склерозування судинної стінки. Тобто, введена речовина спричиняє склеювання стінок судини, потік крові в такій вені припиняється, з часом вона перетворюється у тонкий тяж і розсмоктується, що потрібно для досягнення косметичного ефекту. Процедура склеротерапії займає до 30 хвилин часу і зовсім безболісна. Хоча в неї є свої переваги, але недоліком цього методу вважають те, що він менш ефективний при лікуванні запущених форм хвороби, а також супроводжується певним періодом асептичного запалення із наступним поступовим зникненням вени через деякий час [12].

Альтернативою був запропонований метод лікування варикозно розширених вен нижніх кінцівок із ендovasкулярним застосуванням лазерного випромінювання певної інтенсивності. Набутий досвід вказує на переваги внутрішньосудинної лазерної оклюзії вен перед іншими методами. Він є менш травматичним, необтяжливим для пацієнтів, більш раціональним та дієвим для профілактики захворювання у майбутньому [15]. Повідомлення про перші застосування лазерів у флебології відносяться до 1981 р. Anderson R.R., Parrish J.A., використовуючи лазер на барвниках з довжиною хвилі 577 нм, викликали пошкодження мікросудин шкіри. В основі технології лежав ефект вибіркового поглинання різними компонентами тканин лазерної енергії певної довжини хвилі, що призводило до їх вибіркового руйнування [5].

В 1998-1999 роках з'явилися перші публікації про клінічне застосування діодного лазера для ЕВЛО варикозно

розширених вен нижніх кінцівок або EVLT (Endovenous laser treatment). В 2001 р. Navarro L. із співавт. опублікували свої узагальнені дані про внутрішньосудинне введення лазерного світловоду для доставки енергії лазерного випромінювання у велику підшкірну вену. Автори використовували діодний лазер з довжиною хвилі 810 нм [16]. В 2002 р. Chang C.J, Chua J.J. опублікували результати застосування Nd:YAG-лазера з довжиною хвилі 1064 нм для ЕВЛО великої підшкірної вени у 149 пацієнтів [17]. Метод ЕВЛО великої підшкірної вени використовується з 2002 р., а в 2005 р. опубліковані результати застосування нової технології при рефлюксі крові по малій підшкірній вені і механізм тромботичної оклюзії після термічного впливу лазерного випромінювання (Proebstle T.M. із співавторами) [18].

Методика виконання ЕВЛО складається із п'яти послідовних кроків:

- Пункція магістральної підшкірної вени, введення інтродуцера і проведення світловоду.
- Позиціонування робочої частини світловоду.
- Створення тумесцентної анестезії.
- Проведення ендovasальної лазерної облітерації.
- Накладання компресійного биндажу.

З часів першого застосування ЕВЛО відмічається тенденція до зростання потужності енергії, яка подається у судину. Перші роботи були виконані із застосуванням 10-15 Вт. Після роботи Proebstle T.M. із співавт., які показали пряму залежність між об'ємом утворених пухирців пари і енергією лазерного випромінювання, з'явилися повідомлення про використання для ЕВЛО лазерів потужністю 30-40 Вт [18].

Не дивлячись на накопичений досвід, технологія ЕВЛО ще далека від своєї досконалості. Пошук спрямований на подальшу стандартизацію її техніки, уточнення показів та протипоказів на основі публікацій віддалених результатів. Також до цих пір відсутній консенсус відносно

оптимальної довжини хвилі лазера, який застосовується для ЕВЛО [19].

Принцип ЕВЛО заснований на впливі енергії лазерного випромінювання на внутрішню поверхню вени. Але, як було встановлено експериментальними і клінічними дослідженнями, максимум поглинання енергії лазера припадає на кров, яка заповнює судину. Під впливом світлового імпульсу в крові утворюються пухирці пари. Завдяки їх безпосередньому контакту зі стінкою вени відбувається пошкодження ендотелію і коагуляція білків в субендотеліальних шарах судини [20,21].

Саме деструкція ендотелію має головне значення для результатів лікування. Якщо зберігаються островки життєздатних ендотеліоцитів, вони можуть стати джерелом регенерації з наступним відновленням кровотоку і розвитком реканалізації.

Для досягнення повної деструкції ендотелію потрібно забезпечити в судині достатню щільність енергії лазерного випромінювання. Термічне пошкодження внутрішніх шарів судини, при цьому, повинно призвести до їх обвуглювання. Чорний колір карбонізованої інтими починає максимально інтенсивно поглинати енергію лазера і ще більше розігріватися. При інтенсивному і тривалому впливі стінка вени може перфоруватися.

Останнє покоління лазерів для ЕВЛО має довжину хвилі 1940 нм. При такій довжині хвилі лазерне випромінювання здебільшого поглинається плазмою крові та венозною стінкою. Безпосередній вплив на венозну стінку призводить до зниження потужності випромінювання, обвуглювання світловоду і нагрівання його випромінюючої поверхні. При цьому, зменшується ймовірність перфорації венозної стінки і больових відчуттів в післяопераційному періоді. Така довжина хвилі підходить для лікування великих венозних стовбурів діаметром більше 10 мм. При застосуванні нових радіальних світловодів збільшується площа лазерного випромінювання і зменшується розігрів кінчика світловоду. Кругова пляма випромінювання зменшує

ризик ускладнень і впливає, в основному, на венозну стінку. Больові відчуття після ЕВЛО такими світловодами мінімальні [22].

Після проведеної ЕВЛО, процеси альтерації, що викликані опіком, продовжують формувати некрози у стінці вени впродовж першого тижня. В цей процес, окрім інтими, можуть залучатися і інші шари венозної стінки. При неналежному тепловому впливі на 4–8 день можуть виникати явища тромбофлебіту з субфебрилітетом, болючістю і гіперемією по ходу вени, яку коагулювали. Ці явища, як правило, не виникають, якщо тепловий вплив був адекватним. В подальшому тромб, який обтурає вену, замщується сполучною тканиною. Через рік після належного виконання ЕВЛО вена набуває вигляду сполучнотканинного шнура [23].

IV. ПОСТАНОВКА ПРОБЛЕМИ

Сучасні флебологічні операції відрізняються зменшеною травматичністю і передбачають ультразвукову візуалізацію судин, особливо, перфорантних, та використання лазерного випромінювання певної потужності для ендovasкулярної коагуляції. Щоб був досягнутий лікувальний ефект, потрібно забезпечити вплив підведеного через спеціальний світловод випромінювання на всю внутрішню поверхню судини, без проміжків і при цьому перфорація стінки вени не припускається. При ручній тракції світловоду із варикозно розширеної вени суцільна коагуляція ендотеліального шару не гарантується, і перфорація стінки не виключається з-за нерівномірності просування світловоду [4,5]. В результаті цього виникає необхідність розробки надійного та простого у використанні пристрою тракції світловоду із постійною швидкістю в діапазоні 0,5-2 мм/с, згідно медичних рекомендацій.

V. МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ

Для розробки тракційного пристрою було проаналізовано сучасні методи ендovasкулярної лазерної оклюзії вен [24], технічні характеристики апаратури, що

використовується [25,26], та фрикційні властивості матеріалів медичного призначення, що застосовуються для передавання руху.

На підставі проведеного аналізу, сформульовано медико-технічні вимоги та проведені розрахунки:

- розмірів ведучого вала (активного ролика);
- сил тертя в робочому вузлі пристрою;
- сили притискання, необхідної для міцного фрикційного зчеплення між світловодом і ведучим валом;
- площі контакту світловоду з ведучим валом.

За результатами попередніх розрахунків обрано покриття робочих поверхонь фрикційного вузла; створений експериментальний зразок пристрою; проведені вимірювання сил і обертового моменту робочого вала з використанням динамометрів.

Проведена експериментальна перевірка функціональності пристрою, яка полягає в транспортуванні із стабільною швидкістю лазерного світловоду, який має діаметр 2 мм і покриття із тефлону (ПТФЕ). При цьому встановлено, що для евакуації введеного через інтродуцер світловоду, потрібно прикладати силу не менше 0,5 Н.

Загальний вигляд пристрою, створеного на основі двигуна ДСД2-П1, представлений на рисунку 1.

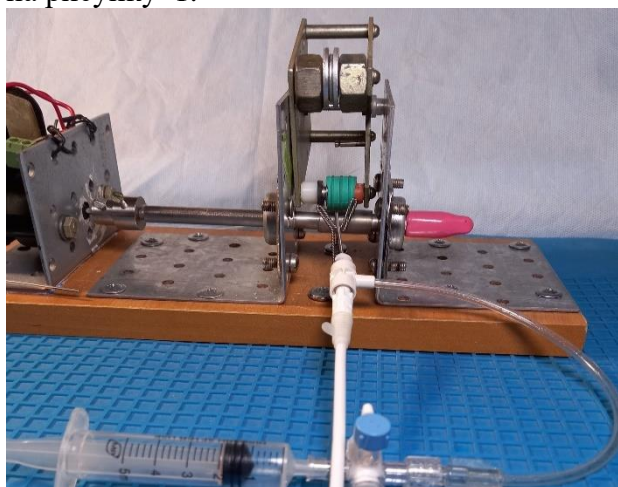


Рисунок 1 – Експериментальний зразок тракційного пристрою

VI. РЕЗУЛЬТАТИ

Швидкість тракції v світловоду залежить від діаметра ведучого вала D . При кутовій швидкості обертання ω діаметр ведучого вала D визначається за формулами:

$$D = \frac{2v}{\omega}; \quad \omega = \frac{2\pi n}{60}, \quad (1)$$

де n – кількість обертів ведучого вала за хвилину.

Результати розрахунків діаметра ведучого вала для заданої швидкості тракції зведені до таблиці 1.

Таблиця 1 – Залежність швидкості тракції від діаметра ведучого вала

№	Швидкість тракції v , мм/с	Діаметр ведучого вала D (мм) при швидкості обертання n :	
		1 об./хв	2 об./хв
1	0,5	9,55	4,77
2	1	19,10	9,55
3	1,5	28,65	14,32
4	2	38,20	19,10

На світловод, в зоні торкання з ведучим валом, діє збіжна система сил, а саме: сила притискання P , реакції шорсткої поверхні F , сила тракції /тяги Q (рис. 2).

Для визначення сили притискання P світловоду до ведучого вала використовувався аналітичний метод проектування сил на осі x (2) і y (3):

$$F \sin \varphi - Q = 0; \quad F \sin \varphi = Q \quad (2)$$

$$F \cos \varphi - P = 0; \quad F \cos \varphi = P \quad (3)$$

Сила тертя T в робочому вузлі дорівнює проєкції реакції шорсткої поверхні F на вісь x . Поділивши рівняння (2) на (3), отримаємо:

$$\operatorname{tg} \varphi = \frac{Q}{P}; \quad \mu = \frac{Q}{P}; \quad P = \frac{Q}{\mu}, \quad (4)$$

де μ – статичний коефіцієнт тертя на поверхні контакту ведучого вала та світловоду.

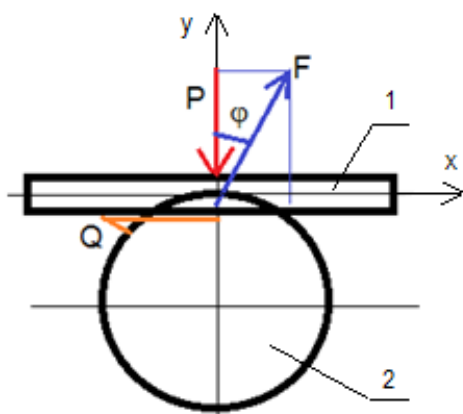


Рисунок 2 – Схема тракційного механізму:
1 – світловод; 2 – ведучий вал

Результати розрахунків сили притискання P за формулою (4), для кожної пари тертя з певним коефіцієнтом тертя μ , при силі тракції $Q = 0,5 \text{ Н}$, зведені до таблиці 2.

Таблиця 2 – Характеристики пар тертя

Матеріали пари тертя		μ	Сила P , Н
Сталь	Сталь	0,80	0,63
Поліетилен	Сталь	0,25	2,00
Полістирол	Сталь	0,30	1,66
		0,35	1,43
Полістирол	Полістирол	0,50	1,00
Тефлон	Тефлон	0,05	10,00
		0,20	2,50
Тефлон	Сталь	0,04	12,50
Гума	Гума	1,15	0,43
Гума	Нержавіюча сталь	0,64	0,78
Гума	Інструментальна сталь	0,86	0,58
Гума силіконова	Поліуретан	0,60-	0,83
		0,70	0,71

При використанні світловоду з покриттям із тефлону, в якості робочої поверхні ведучого вала було обрано силіконову гуму.

Площа контакту світловоду S з еластичним покриттям ведучого вала (рис. 3) розглядається як площа еліпса з пів осями a, b :

$$S = \pi ab, \quad (5)$$

де $a = \frac{\pi r}{2}; \quad b = \sqrt{r(2R - r)}$

Після підстановки a, b формула (5) має вигляд:

$$S = \frac{\pi^2 r}{2} \sqrt{r(2R - r)} \quad (6)$$

При радіусі світловоду 1 мм і радіусі ведучого вала 5 мм площа контакту S дорівнює:

$$S = \frac{\pi^2 \cdot 1}{2} \sqrt{1(2 \cdot 5 - 1)} = 14,8 \approx 15 \text{ мм}^2$$

Момент, який необхідно прикласти до ведучого вала для забезпечення рівномірного руху світловоду, визначається за формулою:

$$M = Q(R - r) = P\mu(R - r), \quad (7)$$

де R – радіус ведучого вала; r – радіус світловоду.

При експериментальній перевірці функціональності пристрою отримано криві (рис. 4), що відображають залежність сили тракції/тяги Q від сили притискання світловоду P .

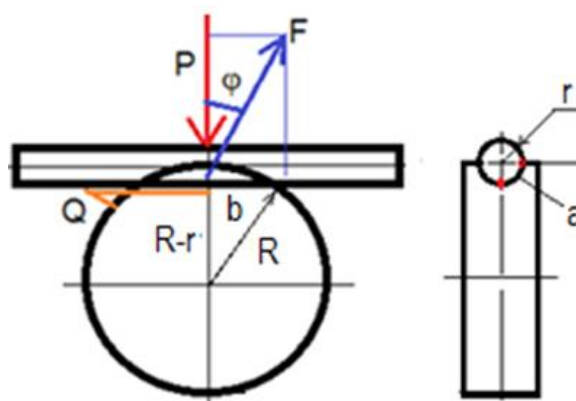


Рисунок 3 – Схема тракційного механізму:
визначення площі контакту

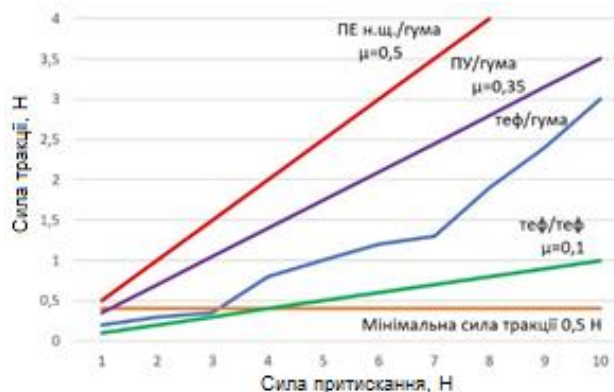


Рисунок 4 – Графік залежності сили тяги Q (синім) від сили притискання світловоду P

VII. ОБГОВОРЕННЯ

Реалізація теоретичних передумов у вигляді експериментального зразка тракційного пристрою дало змогу провести вимірювання реальних характеристик механізму. Встановлено, що робочий вал пристрою діаметром 8 мм розвиває зусилля 12 Н, що відповідає моменту сили біля 0,1 Н·м. При збільшенні сили притискання світловоду до робочого вала, покритому шаром силіконової гуми (загальний діаметр 10,5 мм), вже при значенні цієї сили 4 Н тяга перевищила мінімально потрібну для тракції світловоду із постійною швидкістю (рис. 4). При цьому, виміряна швидкість тракції світловоду становила 1,04 мм/с, що близько до розрахункового значення 1 мм/с і відповідає медичним вимогам виконання ЕВЛО. Звертає на себе увагу те, що отримана в експерименті залежність сили тяги від сили притискання (рис. 4, синій графік) відрізняється від передбаченою теорією лінійної залежності. Такі відхилення від теоретичних уявлень можуть бути пояснені змінами коефіцієнтів тертя контактуючих в робочому вузлі матеріалів при динамічних змінах навантаження.

VIII. ВИСНОВКИ

Сучасне лікування варикозної хвороби вен передбачає проведення ЕВЛО при постійній швидкості евакуації світловоду.

При ручній тракції світловоду лікарем не забезпечується рівномірний вплив лазерного випромінювання на патологічно змінені вени, наслідком чого можуть бути важкі ускладнення. Для запобігання цьому використовують механічні пристрої, здатні забезпечити видалення світловоду із вени з постійною швидкістю в межах 0,5-2,0 мм/с [25].

Створений діючий експериментальний зразок пристрою, який забезпечує тракцію світловоду із швидкістю 1 мм/с, дає змогу визначити зміни сили тяги при різних умовах.

Встановлено, що сили притискання в робочому вузлі 0,5 Н і більше, достатньо для

гарантованого подолання опору гемостатичного клапана інтродуцера.

Перспективним є розробка пристрою, який має функцію перемикачів для тракції світловодів із різною швидкістю.

Фінансування. Дане дослідження не отримувало зовнішнього фінансування.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

Згода на публікацію. Пацієнти участі в дослідженні не приймали.

ORCID ID та внесок авторів

0000-0002-6252-6660 (A, F) Kozyar Vasyl

0000-0002-3997-1635 (D, E, F) Larisa Tarasova

0000-0001-7969-7297 (B, C, D) Jaryna Burenko

A - Концепція роботи та дизайн, B - аналіз даних, C - Відповідальність за статистичний аналіз, D - Написання статті, E - Критичний огляд, F - Остаточне схвалення статті.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Beebe-Dimmer J.L., Pfeifer J.R., Engle J.S., Schottenfeld D.: The epidemiology of chronic venous insufficiency and varicose veins. *Ann. Epidemiol.*, 2005; 15 (3): p. 175–184.
2. Шідловський В.О., Захараш М.П., Полянський І.Ю. та ін. Факультетська хірургія / За ред. В.О.Шідловського, М.П.Захараша. – Тернопіль: Укрмедкнига, 2002. – С. 303–305.
3. Bondarenko V., Bregov A., Gavrysh Y., Barannik O., Shalimov F. Endovenous laser treatment for varicose veins: a prospective cohort study. *International Angiology*. 2019 Dec; 38(6): 455-462.
4. Kane K, Fisher T, Bennett M, et al. The incidence and outcome of endothermal heat-induced thrombosis after endovenous laser ablation. *Ann Vasc Surg* 2014; 28:1744.
5. Anderson R.R., Parrish J.A. Selective photothermolysis: precise microsurgery by selective absorption of pulsed radiation. *Science*. 1983 Apr 29;220(4596):524-537.
6. Davies A. H. The seriousness of chronic venous disease: a review of real-world evidence. *Adv Ther* 2019;36:5–12. DOI:10.1007/s12325-019- 0881-7.
7. Bradbury A., Evans C., Allan P. і співавт.: What are the symptoms of varicose veins? Edinburgh vein study cross sectional population survey. *BMJ*, 1999; 318 (7180): 353–356.
8. Langer R.D., Ho E., Denenberg J.O. і співавт.: Relationships between symptoms and venous disease: the San Diego population study. *Arch. Intern. Med.*, 2005; 165 (12): 1420–1424.
9. Labropoulos N., Tiongson J., Pryor L. і співавт.: Definition of venous reflux in lower-extremity veins. *J. Vasc. Surg.*, 2003; 38 (4): 793–798.
10. Coleridge-Smith P., Labropoulos N., Partsch H. і співавт.: Duplex ultrasound investigation of the veins in chronic

- venous disease of the lower limbs – UIP consensus document. Part I. Basic principles. *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.*, 2006; 31 (1): 83–92
11. National Institute for Health and Care Excellence. Varicose veins: diagnosis and management. Clinical guideline 168. July 2013. www.nice.org.uk/guidance/cg168 (доступ: 21.05.2018)
 12. Schoonover JP, King JT, Gray C, et al. 3 alternatives to standard varicose vein treatment. *J Fam Pract* 2009; 58:522-528.
 13. Gloviczki P., Comerota A.J., Dalsing M.C. і співавт.: The care of patients with varicose veins and associated chronic venous diseases: clinical practice guidelines of the Society for Vascular Surgery and the American Venous Forum. *J. Vasc. Surg.*, 2011; 53 (5 suppl.): 2S–48S.
 14. Kaplan R.M., Criqui M.H., Denenberg J.O. і співавт.: Quality of life in patients with chronic venous disease: San Diego population study. *J. Vasc. Surg.*, 2003; 37 (5): 1047–1053.
 15. Teruya T.H., Ballard J.L.: New approaches for the treatment of varicose veins. *Surg. Clin. North Am.*, 2004; 84 (5): 1397–1417, viii-ix.
 16. Navarro L, Min RJ, Boné C. Endovenous laser: a new minimally invasive method of treatment for varicose veins—preliminary observations using an 810 nm diode laser. *Dermatol Surg.* 2001 Feb;27(2):117-122.
 17. Chang CJ, Chua JJ. Endovenous laser photocoagulation (EVLP) for varicose veins. *Lasers Surg Med.* 2002;31(4):257-562.
 18. Proebstle TM, Mochler T, Gül D, Herdemann S. Endovenous treatment of the great saphenous vein using a 1,320 nm Nd:YAG laser causes fewer side effects than using a 940 nm diode laser. *Dermatol Surg.* 2005 Dec;31(12):1678-1683.
 19. Шевченко Ю. Л., Стойко Ю. М., Мазайшвили К. В. Лазерная хирургия варикозной болезни. — М.: Боргес, 2010. —226 с. ISBN 978-5-9902607-1-9.
 20. Sadick N.S.: Advances in the treatment of varicose veins: ambulatory phlebectomy, foam sclerotherapy, endovascular laser, and radiofrequency closure. *Dermatol. Clin.*, 2005; 23 (3): 443–455, vi-x.
 21. Disselhoff BC, Rem AI, Verdaasdonk RM, et al. Endovenous laser ablation: an experimental study on the mechanism of action. *Phlebology* 2008; 23:69.
 22. Hirokawa M, Kurihara N. Comparison of Bare-Tip and Radial Fiber in Endovenous Laser Ablation with 1470 nm Diode Laser. *Ann Vasc Dis* 2014; 7:239-245.
 23. Wallace T, El-Sheikha J, Nandhra S, et al. Long-term outcomes of endovenous laser ablation and conventional surgery for great saphenous varicose veins. *Br J Surg* 2018; 105:1759-1766.
 24. Garg P.K., Patil V., Natesan B., Tripathi R.K., Soni K.D. Endovenous Laser Ablation for Chronic Venous Insufficiency: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Endovascular Therapy.* 2019 Oct; 26(5): 682-694.
 25. Hirokawa M, Sugano N, et al. A novel endovenous laser treatment of great saphenous vein reflux with a 1320 nm Nd:YAG laser and a pull-back device. 15th World Congress – Union Internationale de Phlébologie, Rio de Janeiro, Brasil, Medimond, Bologna, Italy; 2005.
 26. Mordon SR, et al. Endovenous laser treatment of the great saphenous vein: Measurement of the pullback speed of the fiber by magnetic tracking IRBM (2013), <https://dx.doi.org/10.1016/j.irbm.2012.10.004>

UDC 616-78

TRACTION DEVICE FOR ENDOVASCULAR LASER OCCLUSION OF VIENS

Vasyl Kozyar

kozyarvasilij@gmail.com

Larisa Tarasova

larisa.tarasova.dmitrievna@gmail.com

Yaryna Burenko

yaryna.brnk@gmail.com

Department of Biomedical Engineering
National Technical University of Ukraine
"Ihor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute"
Kyiv, Ukraine

Abstract - The article discusses methods and devices for the treatment of varicose veins. descriptions of modern medical technologies for the elimination of varicose veins of the lower extremities are given. According to the results of the review of literary sources, the medical and technical requirements for the traction device of the laser light guide were formulated and the block diagram of such a device was developed. Based on the calculations, a working sample of the device was created, which provides traction of a light guide with a diameter of 2 mm at a constant speed of 1 mm/s with a clamping force of 6 N. The resistance of the hemostatic valve of the introducer to the advancement of the light guide was measured using dynamometers, and it was established that for effective the traction of the light guide at a constant speed is enough to make the pressing force of the passive roller exceed 0.5 N. Calculations of the friction force that occurs between the light guide and the rollers under different conditions are performed. Measurements of the traction force depending on the force of pressing the light guide between the driving and passive rollers, as well as the moment of the driving shaft force, confirmed the accuracy of the theoretical calculations. Thus, it was established that the force of friction and pressing of the optical fiber between the driving and pressure rollers, as well as the force developed by the driving shaft, is sufficient for guaranteed traction of the optical fiber at a given speed. The developed and researched device has the prospect of implementation in the practice of phlebological departments of medical institutions that use modern technology of endovascular laser irradiation.

Key words: varicose veins, laser, occlusion, light guide, traction