



УКРАЇНА

(19) **UA**

(11) **112308**

(13) **U**

(51) МПК

**A61B 18/20** (2006.01)

**G09B 23/28** (2006.01)

ДЕРЖАВНА СЛУЖБА  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІ  
УКРАЇНИ

**(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ**

(21) Номер заявки: **u 2016 06437**

(22) Дата подання заявки: **13.06.2016**

(24) Дата, з якої є чинними  
права на корисну  
модель: **12.12.2016**

(46) Публікація відомостей  
про видачу патенту: **12.12.2016, Бюл.№ 23**

(72) Винахідник(и):

**Гоцинський Володимир Броніславович**  
**(UA),**

**Кохан Роман Степанович (UA)**

(73) Власник(и):

**ДЕРЖАВНИЙ ВИЩИЙ НАВЧАЛЬНИЙ**  
**ЗАКЛАД "ТЕРНОПІЛЬСЬКИЙ**  
**ДЕРЖАВНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ**  
**ІМЕНІ І.Я. ГОРБАЧЕВСЬКОГО" МОЗ**  
**УКРАЇНИ,**

вул. Майдан Волі, 1, м. Тернопіль, 46001  
(UA)

**(54) СПОСІБ МАТЕМАТИЧНОГО МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСУ ЕНДОВЕНОЗНОЇ ЛАЗЕРНОЇ КОАГУЛЯЦІЇ У ЛІКУВАННІ ВАРИКОЗНОЇ ХВОРОБИ**

(57) Реферат:

Спосіб математичного моделювання процесу ендовенозної лазерної коагуляції у лікуванні варикозної хвороби, у якому перед виконанням лазерної коагуляції варикозно-змінених вен, за спеціальними математичними формулами, вираховують такі величини, як потужність лазерного випромінювання та швидкість зворотної тракції світловода в залежності від діаметру вени на різних рівнях кінцівки. Для зручної інтерпретації результатів обчислення цих показників побудовано графічні залежності.

**UA 112308 U**



Корисна модель належить до медицини, зокрема хірургії і може бути використана для попередження рецидиву та ранніх і пізніх ускладнень після виконання ендовенозної лазерної коагуляції вен (ЕВЛК).

На сьогодні ЕВЛК є пріоритетним напрямком у хірургічному лікуванні варикозної хвороби нижніх кінцівок (ВХНК). Це пояснюється малотравматичністю, косметичним ефектом та скороченням терміну відновлення працездатності. Однак, як показує аналіз літературних джерел, ЕВЛК має цілий ряд притаманній цій методиці, специфічних ускладнень (флебіти, гематоми по ходу коагульованої вени, екхимози або гіперпігментація шкіри, больовий синдром різної інтенсивності, реканалізація коагульованої вени), а також рецидив ВХНК. Вище перераховані ускладнення ЕВЛК впливають на її ефективність та перебіг післяопераційного періоду. На думку багатьох авторів результати після виконання ЕВЛК безпосередньо залежать від щільності енергетичного випромінювання, швидкості руху лазерного світловоду, режиму ендовенозної лазерної облітерації та діаметру вени, що опромінюється лазером з середини [1, 5, 6]. При цьому, серія дослідів, що були проведені в умовах *in vitro* і *ex vivo* показала, що вплив лазерної коагуляції реалізується через пряму дію лазерного випромінювання, через вплив крові, яка випарюється та впливу розігрітої вище 1000 °С робочої частини лазера. Із них, основним компонентом є пряма дія лазерного випромінювання на стінку вени. Отримана теплова енергія через стінку вени поступово передається у зовнішнє середовище (підшкірну клітковину) [6]. При цьому внутрішньо судинна температура залежить від кількості поданої у зону дії енергії. Рівномірність пошкодження венозної стінки залежить від рівномірності витягування світловода і не залежить від режиму випромінювання (імпульсний або безперервний). Безконтактна перфорація венозної стінки неможлива. Основним параметром, що впливає на ступінь пошкодження венозної стінки і можливість карбонізації, є кількість енергії, що подається в процесі лазерної облітерації у просвіті судини (лінійна щільність енергії). Збільшення лінійної щільності енергії приводить до карбонізації поза залежності від режиму випромінювання, типу емісії, довжини хвилі [2].

Враховуючи вище наведене, актуальним є вираховування необхідної щільності лазерного випромінювання та швидкості зворотної тракції світловоду в кожному конкретному випадку.

Відомий спосіб лікування варикозної хвороби шляхом облітерації варикозно трансформованої вени за допомогою ЕВЛК із визначенням швидкості зворотної тракції світловоду за формулою:

$$V_i = 3 \frac{6}{d_i}, \text{ де } V_i - \text{швидкість зворотної тракції, } d_i - \text{діаметр гілки вени. [4].}$$

Недоліком цього способу є закладення у формулу обмеженої кількості параметрів, що не дозволяє з більш високою точністю вирахувати швидкість тракції світловода, щільність його випромінювання, а значить зменшити кількість ускладнень, що пов'язані із термічною дією лазера на оточуючі тканини, а також уникнути неповної облітерації просвіту вени через недостатню щільність випромінювання на внутрішній її поверхні.

Задачею корисної моделі є розробка такого способу лікування варикозної хвороби, в якому був би застосовані математичні розрахунки зміни розподілення енергії на одиницю площі внутрішньої поверхні вени та зміни швидкості руху світловода в залежності від величини діаметра варикозно розширеного стовбура або його гілки. Це дасть можливість забезпечити зменшення кількості ранніх та пізніх післяопераційних ускладнень.

Поставлена задача вирішується тим, що в способі лікування варикозної хвороби, який включає те, що для облітерації варикозно розширених стовбурів великої і малої підшкірних вен вводять світловод для ендовенозної лазерної коагуляції шляхом через шкірної пункції їх через канюлю або венесекцію. Швидкість зворотної тракції світловода та потужність визначається за допомогою математичного моделювання, при діаметрі судини до 15 мм в горизонтальному положенні хворого і застосуванні водопоглинаючого лазера, з довжиною хвилі 1470 нм. Перед операцією за допомогою ультразвукового дослідження визначають величину діаметру вени на її окремих ділянках і дискретно змінюють швидкість зворотної тракції світловода за попередніми розрахунками за допомогою наступних формул.

Так, процес нагрівання можна описати рівнянням теплового балансу

$$W = cm(T_1 - T_0) + HS(T_1 - T_0), \quad (1)$$

де  $W$  - потужність лазерного випромінювача, усереднена за 1 с при імпульсному впливі;

$c$  - теплоємність крові;

$m$  - маса крові, що нагрівається за 1 с;

$H$  - коефіцієнт теплообміну;

$S$  - площа поверхні внутрішньої стінки судини, що опромінюється за 1 с;

$T_0$  і  $T_1$  - відповідно, температура нормальної тканини ( $36,6^\circ\text{C}$ ) та температура, до якої треба нагріти кров і стінку вени.

Розрахуємо вказані вище величини.

Маса крові, що нагрівається за 1 с, визначається залежністю

$$m = \rho v \frac{\pi(d^2 - d_0^2)}{4}, \quad (2)$$

де  $\rho$  - густина крові;

$v$  - швидкість переміщення опромінювача;

$d$  - діаметр вени;

$d_0$  - діаметр світловода;

3,14 - коефіцієнт - пі (число  $\pi$ ).

Поверхня, що опромінюється за 1 с, визначається виразом

$$S = \pi d v. \quad (3)$$

Підставивши вирази (2) і (3) у вираз (1), отримуємо вираз для потужності випромінювання у розгорнутому вигляді

$$W = \pi v (T_1 - T_0) \left[ \frac{c_p (d^2 - d_0^2)}{4} + H d \right]. \quad (4)$$

Із виразу (4) визначаємо швидкість тракції світловода в залежності від різних параметрів - конструкції опромінювача, діаметра вени, необхідної температури нагріву, способу охолодження судини зовнішнім середовищем

$$v = \frac{W}{\pi (T_1 - T_0) \left[ \frac{c_p (d^2 - d_0^2)}{4} + H d \right]}. \quad (5)$$

Аналіз формули (5) показує, що швидкість тракції пропорційна потужності лазерного опромінювача, обернено пропорційна різниці температур та обернено залежить від діаметра вени. Для зручної інтерпретації результатів побудовано графічні залежності (див. графічні зображення), що визначаються формулою (5), які можуть бути застосовані на практиці у процесі лікування хворих на варикозну хворобу нижніх кінцівок за допомогою лазерної коагуляції. Для

прикладу обрані наступні дані  $W = 15$  Вт,  $\rho = 1000$  кг/м<sup>3</sup>,  $c = 4200$  Дж/кг К,  $T_0 = 37^\circ\text{C}$ ,  $T_1 = 80^\circ\text{C}$ ,  $H = 2000$  Вт/м<sup>2</sup> К,  $d_0 = 1$  мм (для прикладу 2).

Графіки демонструють рекомендовану швидкість тракції для випадку ідеального не теплопровідного тіла, для реального теплопровідного тіла та порівняння із відомими з літературних джерел [3, 4].

Формула (5) в певній мірі підтверджує відомі результати, проте заперечує рекомендації про сталу енергію випромінювання, що розподіляється на довжину чи площу поверхні вени, тому що до виразу (5) входять додатки з різними показниками ступеня для діаметра вени і не можуть бути зведені до однієї розмірності.

Приклад 1. Хворому до операції проводять ультразвукове дослідження вен. Пацієнтів обстежували у другій половині дня у горизонтальному положенні, маркуючи варикозно-розширені вени на шкірі і величини діаметрів на їх окремих ділянках. Використовуючи розроблену математичну модель доопераційному етапі швидкість та потужність лазера на окремих сегментах замарковують на нозі.

Втручання здійснювали під спинномозковою анестезією згідно з протоколом, поданим Л.М. Чернухою співавт., який включав: кросектомію; хірургічну обробку притоків великої і малої підшкірних вен із використанням мінідоступів; ендовазальну лазерну коагуляцію стовбурів підшкірних вен; пересічення і перев'язування перфорантних вен, використовуючи діодний лазерний апарат "Ліка-хірург" з водопоглинаючої хвилі 1470 нм. Шляхом черезшкірної пункції їх через канюлею чи шляхом венесекції, через яку вводять світловід ендовенозної лазерної коагуляції, при зворотній автоматичній програмній тракції якого зі швидкістю і потужністю визначеними шляхом математичного моделювання, при діаметрі судини до 16 мм в горизонтальному положенні хворого водопоглинаючим лазером з довжиною хвилі 1470 нм. Для зручності на доопераційному етапі швидкість та потужність лазера на окремих сегментах замарковують на нозі.

Перед лазерною абляцією по ходу попередньо замаркованої вени здійснювали інфільтрацію розчином Кляйна. Перед введенням рідини ми опускали головний відділ операційного столу для спадання вен і кращого контакту венозної стінки зі світловодом.

Паравазальну інфільтрацію ми використовували з метою захисту навколишніх тканин при коагуляції, а також для спадання вени навколо світловода для кращого контакту з венозною стінкою. Залежно від конституціональних особливостей пацієнта і ширини просвіту підшкірної вени ми використовували від 50 до 500 мл розчину. Завершальною частиною цього етапу операції був УЗ контроль положення світловода в області співустя після введення рідини.

Наступним етапом операції була безпосередньо коагуляція підшкірної вени на лазерному хірургічному апараті "Ліка-хірург". При видаленні світловода слід дотримуватися обережності, щоб не призвести опіку шкіри в області пункції вени. Для цього безпосередньо в момент вилучення світловода необхідно припинити коагуляцію.

Приклад 2. Хворий К., 36 років поступив у відділення судинної хірургії зі скаргами на варикозно-розширені вени на правій нижній кінцівці, біль, набряки правої нижньої кінцівки, що посилюються до вечора.

Вважає себе хворим близько 6 років, коли вперше відзначив появу варикозних розширених вен на правій нижній кінцівці. За медичною допомогою не звертався, лікувався самостійно. Приймав флеботропні препарати, зокрема - детралекс, носив компресійний трикотаж. За останні 2 роки відмітив прогресування захворювання, з'явилися набряки, болі в правої нижньої кінцівки.

При огляді хворого, його загальний стан відносно задовільний. Діагноз підтверджено на підставі загально-клінічних даних та даних УЗД венозної системи кінцівки, на якому зафіксовано поширений вертикальний рефлюксу сафенофemorального гирлі та по великій підшкірній вені правої нижньої кінцівки.

Діаметр ВПВ на рівні в/з стегна склав (d1) 15 мм, с/з стегна (d2) 13 мм, н/з (d3) 10 мм, в/з (d4) гомілки 8 мм, середній третині (d5) 6 мм, нижній третині гомілки (d6) 3 мм.

Визначали також горизонтальний рефлюкс через перфорантні вени на гомілці. При огляді по внутрішній поверхні стегна і гомілки візуалізувались варикозно розширені вени в басейні ВПВ на правої нижньої кінцівки, ретикулярні вени в області внутрішньої поверхні н / з гомілки. Виконана операція - комбінована флебектомія (ендовенозна лазерна коагуляція вен, катетерна склеротерапія та надфасціальна перев'язка перфорантних вен на гомілці).

Притоки облітерували шляхом лазерного випромінювання шляхом використання автоматичного програмного трактора, зі швидкістю і потужністю на окремих сегментах визначеними напередодні шляхом математичного обчислення. Так швидкість зворотної тракції світловода у для даного випадку у верхній третині стегна становила (V1) 1,2 мм/с, середній третині (V2) - 1,38 мм/с, нижній третині (V3) - 1,8 мм/с, на гомілці відповідно в верхній третині (V4) - 2,25 мм/с, середній третині (V5) - 3 мм/с, нижній (V6) - 6 мм/с.

Розподіл енергії у верхній третині стегна становила (E1) 244,9 Дж/см, середній третині (E2) - 212,2 Дж/см, нижній третині (E3) - 163,2 Дж/см, на гомілці відповідно в верхній третині (E4) - 130,6 Дж/см, середній третині (E5) - 97,9 Дж/см, нижній (E6) - 48,9 Дж/см. За запропонованим способом проліковано 40 хворих, ускладнень не спостерігали.

Джерела інформації:

1. Беляев А.Н. Особенности повреждения венозной стенки при эндовазальной электрокоагуляции большой подкожной вены / А.Н. Беляев, А. А. Алагулов // Флебология. - 2013. - 7(1). - С. 36-41.

2. Илюхин Е.А. Обоснование режимов применения эндоваскулярных методов в хирургическом лечении варикозной болезни: автореф. дис. на соискание ученой степени канд. мед. наук: спец. - 14.01.17 "Хирургия" /Е.А. Илюхин. - Санкт-Петербург, 2014. - 20 с.

3. Летуновский Е.А. Комбинированное хирургическое лечение варикозной болезни нижних конечностей с использованием лазерной коагуляции: автореф.дис. на соискание ученой степени канд. мед. наук: спец. - 14.00.44" Сердечно-сосудистая хирургия; 14.00.19 лучевая диагностика, лучевая терапия" - Москва, 2009. - 23 с.

4. Патент на корисну модель 37670, МПК А61В 17/00. Спосіб лікування варикозної хвороби /Дрюк М.Ф., Чекулаева І.А., Дзевицький Д.І. Заявник: Інститут хірургії та трансплантології АМН України. - № заявки U200896393 від 14.05.2008; опубл. 10.12.2008, бюл. № 23.

5. Шайдаков Е.В. Оптимальные режимы эндовенозной лазерной облитерации с длиной волны 970, 1470 и 1560 нм: ретроспективное продольное когортное многоцентровое исследование / Е.В. Шайдаков, В.Л. Булатов Е.А. Илюхин // Флебология. - 2013. - № 7(1) - С. 22-29.

6. Шевченко Ю.Л. Выбор оптимальных параметров излучения 1470 нм для эндовенозной лазерной облитерации / Ю.Л. Шевченко. Ю.М. Стойко К.В. Мазайшвили //Флебология. - 2013. - № 4. - С. 18-24.

5

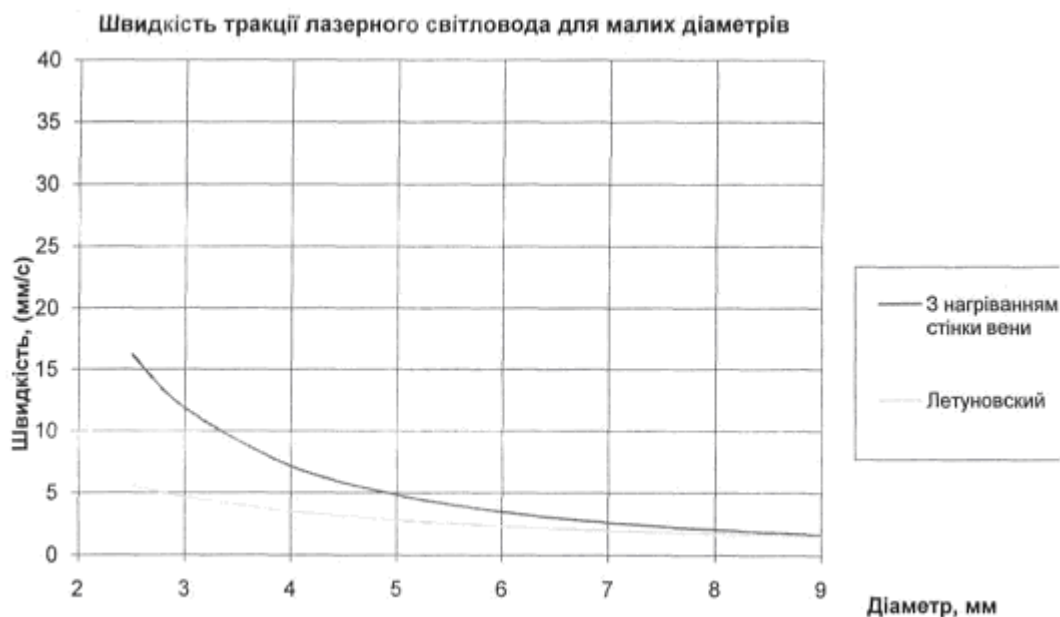
# ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

Спосіб математичного моделювання процесу ендовенозної лазерної коагуляції у лікуванні варикозної хвороби, який **відрізняється** тим, що перед виконанням лазерної коагуляції варикозно-змінених вен, за спеціальними математичними формулами:

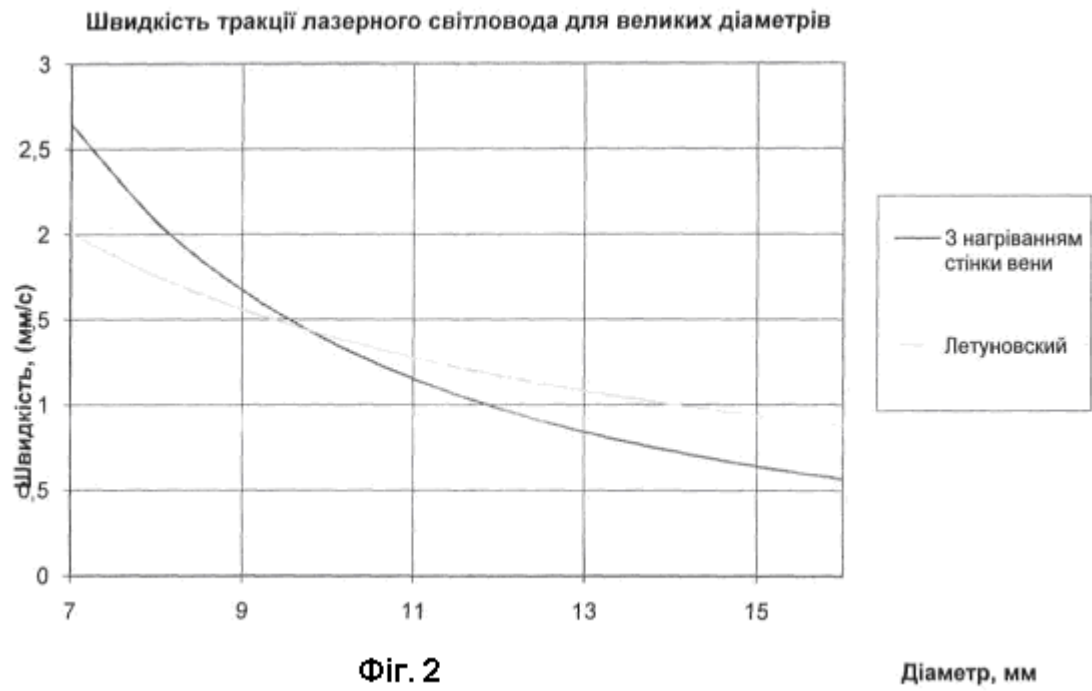
$$10 \quad W = \pi v (T_1 - T_0) \left[ \frac{c\rho(d^2 - d_0^2)}{4} + Hd \right], v = \frac{W}{\pi(T_1 - T_0) \left[ \frac{c\rho(d^2 - d_0^2)}{4} + Hd \right]},$$

(де  $W$  - потужність лазерного випромінювача, усереднена за 1 с при імпульсному впливі,  $\rho$  - густина крові;  $v$  - швидкість переміщення опромінювача,  $d$  - діаметр вени,  $d_0$  - діаметр світловода, 3,14 - коефіцієнт - пі (число  $\pi$ );  $T_1 - T_0$  - температура нормальної тканини (36,6) та температура, до якої треба нагріти кров і стінку вени,  $C$  - теплоємність крові,  $H$  - коефіцієнт теплообміну), вираховують такі величини, як потужність лазерного випромінювання та швидкість зворотної тракції світловода в залежності від діаметру вени на різних рівнях кінцівки, і для зручної інтерпретації результатів обчислення цих показників будують графічні залежності, що визначаються вище зазначеними формулами.

15



Фіг. 1



Комп'ютерна верстка Г. Паяльніков

Державна служба інтелектуальної власності України, вул. Урицького, 45, м. Київ, МСП, 03680, Україна

ДП "Український інститут промислової власності", вул. Глазунова, 1, м. Київ – 42, 01601