

Винахід відноситься до медицини, а саме до медичної техніки, і може бути використаний в усіх розділах хірургії, де виконується гемостаз судин під час проведення хірургічних втручань.

Найбільш близьким до технічного рішення, що заявляється, є пінцет, що складається з двох браншів, робочі кінці яких мають ширину 1,5-2мм, та мають ізолююче покриття тільки в середині та біля міста з'єднання браншів. Робочі кінці браншів позбавлені ізолюючого матеріалу [1, 2].

Недоліком є обмеженість можливостей цієї коагуляції судин діаметром до 2мм, проходження струму збоку від браншів, що призводить до перегрівання оточуючих тканин. Використання інструмента з невеликою площею контакту та гострі краї браншів призводять до перетинання стінки судини. Цьому також сприяє закипання крові поміж браншів при проходженні струму.

В основу винаходу поставлено задачу розробки пристрою для виконання біполярної електрокоагуляції судин малого та середнього діаметру, в якому за рахунок наявності на браншах ізолюючого матеріалу і проведення діатермічного струму крізь площі робочих кінців браншів, які не покриті ізолюючим матеріалом, чим досягається уникнення пошкодження оточуючих тканин під час електрокоагуляції.

Поставлена задача вирішується тим, що, згідно винаходу, робочі кінці браншів мають ширину 3,8-4,0мм, а самі бранші покриті ізолюючим матеріалом на всіх поверхнях, крім площин діаметром 2мм, розташованих на внутрішніх поверхнях робочих кінців кожної бранші, через які проходить діатермічний струм під час електрокоагуляції.

На фігурі 1 представлений пристрій для виконання біполярної електрокоагуляції судин малого та середнього діаметру, де:

- 1 - пінцет;
- 2 - бранші, покриті ізолюючим матеріалом;
- 3 - площини на внутрішніх поверхнях браншів, вільні від ізолюючого матеріалу.

Пристрій являє собою пінцет 1, який складається з двох браншів 2, що покриті ізолюючим матеріалом, робочі кінці яких мають ширину 3,8-4,0мм, а на внутрішній поверхні кожної бранші розташована площина 3, діаметром 2мм, вільна від ізолюючого матеріалу.

Пристрій діє наступним чином. Під час коагуляції за допомогою пінцета виконують захват та стискання з помірним зусиллям судини на протязі, тобто проксимальніше місця кровотечі. При цьому на бранші 2 пінцету подається діатермічний струм, який проходить крізь площини 3, та стінки судини, що знаходиться поміж браншів пінцета. Це призводить до коагуляції стінок судини та утворення коагуляційного струпу, який забезпечує надійний гемостаз.

В порівнянні з прототипом запропонований пристрій дозволяє досягти стійкого та надійного гемостазу, а також уникнути пошкодження оточуючих тканин під час електрокоагуляції. Широкі бранші забезпечують витіснення з судини крові на достатньому протязі її, що виключає можливість закипання крові під час коагуляції, а це, в свою чергу, до утворення стійкого, добре фіксованого коагуляційного струпу.

Література:

1. Грубнік В.В., Косован В.М., Горячий В.В. Порівнювальна оцінка застосування різних методів гемостазу при проведенні ендоскопічних втручань на щитоподібній залозі // Український журнал малоінвазивної та ендоскопічної хірургії, 2001, №3. -С.29.

2. Грубнік В.В., Горячий В.В., Косован В.М. Використання відеоендоскопічних технологій при втручаннях на щитоподібній залозі // Клінічна ендокринологія та ендокринна хірургія, 2002, №1. -С.79-81.

