

Корисна модель належить до конструкції хірургічних пристроїв для оклюзії тканинних порожнистих структур, наприклад на ніжці, таких як апендикс, жовчний міхур або придатки серця або кровоносних судин. Більш конкретно, ця корисна модель стосується конструкції металевого каркаса медичної кліпси для оклюзії вушка лівого передсердя.

Тут і далі:

терміном "каркас" позначають металевий каркас клавішного затискача медичної кліпси для ізоляції передсердь, апендиксів тощо;

терміном "кліпса" - імплант пристрою для ізоляції пересердь (ПП), призначений для перетискання або інакше оклюзії вушка лівого передсердя (ВЛП) задля ізоляції його від кровотоку протягом всіх змін у тканині, викликаних ішемією серця. Силовою основою кліпси є металевий каркас клавішного затискача, поверхня якого вкрита біологічно нейтральним полімером, а зверху обшита тканиною, виготовленою із синтетичних біологічно інертних ниток;

терміном "інвазивна процедура" - медичну процедуру, пов'язану з проникненням через природні зовнішні бар'єри організму (шкіра, слизові оболонки тощо). Найскладнішою інвазивною процедурою є хірургічна операція;

терміном "абляція" - видалення частини біологічної тканини, зазвичай хірургічним шляхом, або видалення біологічної структури або її функцій повністю або частково;

терміном "апендектомія" - хірургічне втручання, яке виконується з метою видалення з тіла людини патологічно зміненого апендикса;

терміном "лігування" (в англійській літературі найчастіше зазначають терміном "ligation") - медичне визначення, що означає перев'язку, процедуру накладання на кровоносні судини лігатури;

терміном "оклюзія" (в англійській літературі найчастіше зазначають терміном "occlusion") - прикус, закупорку, порушення прохідності порожнистого органу;

терміном "торакоскопія" - хірургічний метод візуального огляду (ендоскопічної візуалізації) грудної порожнини за допомогою трубки для проведення огляду (торакоскопа), а також для введення ліків, катетерів, проведення хірургічних операцій;

терміном "тромбоемболія" (інакше "тромбемболія") - гостру закупорку (емболію) кровоносної судини часткою повністю не сформованого тромба або неправильно сформованого тромба, який відірвався від місця свого утворення (на стінці серця, судини) та потрапив до циркулюючої крові; в результаті тромбоемболії кровотік у судині переривається, виникає ішемія тканини у басейні судини, що часто завершується ішемічним інфарктом;

терміном "субксіфодальний доступ" (в англійській літературі зазначають терміном "subxiphoid approach") - точку введення голки, катетера, маніпулятора тощо;

терміном "проксимальний" - ближній, розташований ближче;

терміном "епікардіально" (в англійській літературі зазначають терміном "epicardial") - те, що розташовано на поверхні серця, або маніпуляції, які проводять на його поверхні;

терміном "ішемія" - нестачу кисню і глюкози, необхідних для клітинного метаболізму, внаслідок зниження кровопостачання чи повного його припинення у тканинах;

терміном "медичний інструмент" - комплекс пристрою для ізоляції пересердь, до складу якого входять "інструмент доставки" (для встановлення-прикріплення кліпси до основи ВЛП) та "кліпса", попередньо встановлена виробником в інструмент доставки;

терміном "інструмент доставки" - засіб утримання кліпси, введення її у отвір для оперативного доступу і розміщення на ВЛП; медичний інструмент, необхідний для малоінвазивної кардіологічної операції з ізоляції ВЛП від кровотоку, складова частина ПП, конструкція та функції якої залежать від конструкції і властивостей "кліпси" (другої складової ПП), яку цей інструмент призначений "доставляти" до ВЛП.

В сучасному світі одними з найпоширеніших типів хвороб є хвороби серця. Окрім медикаментозних засобів для лікування хвороб серця у випадках важкого ураження судин навколо серця, клапанів серця або деформації його частин для виправлення цих проблем застосовують хірургічні операції. Метою сучасної хірургії, і не тільки кардіологічної, є зниження інвазивності. Під час проведення малоінвазивної операції розтин на тілі пацієнта для забезпечення оперативного доступу має незначні розміри, в результаті пацієнт втрачає менше крові, скоріше одужує, швидше встає в післяопераційний період, може самостійно себе обслуговувати, швидше може стати до роботи, зокрема нести службу із значними фізичними навантаженнями. Малоінвазивні кардіологічні операції певного типу можна проводити без зупинки серця пацієнта.

Щоб краще усвідомлювати проблеми, які має вирішувати кліпса, бажано розуміти деякі медичні засади.

Вушко лівого передсердя є потенційно важливою структурою, що функціонує як ендокринний орган. Тому ампутація вушок небажана, оскільки може вплинути на функцію нирок і на гомеостаз загалом.

Миготлива аритмія (фібриляція передсердь, ФП) - поширене порушення серцевого ритму, коли через невпорядковане скорочення м'язових волокон передсердь у серці можуть утворюватися тромби.

Головна небезпека цієї хвороби - значне зростання ризику інсульту.

Вушко лівого передсердя (ВЛП) є джерелом утворення тромбу і може сприяти розвитку інсульту у пацієнтів з фібриляцією передсердь. За умови нормального ритму серця ВЛП ритмічно скорочується, виштовхуючи кров зі своєї порожнини, ризик утворення тромбів при цьому відсутній. ФП є найпоширенішою серцевою аритмією, наявність якої збільшує ризик інсульту, що зростає з віком. В сучасних умовах це порушення є медичною проблемою і для призовників та мобілізованих.

Для профілактики та запобігання інсульту найпоширенішим методом лікування є антикоагулянтна терапія варфарином, яка знижує ризик кардіоемболічного інсульту у пацієнтів з ФП. Але така терапія разом з перевагами має недоліки, наприклад, ризики великої кровотечі (за статистикою у 2,3 % пацієнтів на рік) і внутрішньочерепного крововиливу (за статистикою у 0,9 % пацієнтів на рік) [1].

Альтернативними способами профілактики тромбоемболічних ускладнень під час фібриляції передсердь є хірургічні методи ізоляції ВЛП від кровотоку.

Малоінвазивна абляція шляхом створення бар'єру завдяки встановленню і прикріпленню кліпси до основи ВЛП забезпечує ізоляцію ВЛП від кровотоку та зупиняє передачу тканинами нерегулярних електричних сигналів, які викликають миготливу аритмію. Така малоінвазивна операція усуває необхідність застосування кроворозріджуючої терапії, зокрема у військовослужбовців, для яких застосування кроворозріджуючих засобів (антикоагулянтів) є особливо небезпечним у разі отримання поранень, оскільки може призвести до значних крововтрат, іноді не сумісних з життям.

Всі імпланти, включаючи і кліпсу для ВЛП, виготовляють з біосумісних матеріалів.

Для хірургічного лікування ВЛП у світі найбільш широко використовують комплекти медичного інструмента AtriClip Left Atrial Appendage Exclusion System [2], які мають пристрої, що епікардіально накладають на основу вушка лівого передсердя під час малоінвазивних операцій на серці. Внаслідок вказаних операцій ВЛП ізолюють від лівого передсердя (ЛП) серця. Така ізоляція виключає кровоток та електричний зв'язок крові між ЛП та ВЛП і призводить до електричної ізоляції ВЛП від решти серця. Система ізоляції AtriClip LAA - це комплект медичного інструмента, до складу якого входять інструмент доставки для встановлення кліпси до основи ВЛП та кліпса, попередньо встановлена виробником в інструмент доставки [3-8]. Після завершення кардіологічної операції кліпса залишається на основі ВЛП в серці, а інструмент доставки системи AtriClip LAA виймають з порожнини оперативного втручання і після завершення операції утилізують, оскільки його виконують одноразовим, не придатним для стерилізації і повторного використання.

Кліпси пристрою ізоляції передсердь фірми AtriCure, які перетискають ВЛП, створюючи оклюзію, в своїй основі мають металеві каркаси із біологічно сумісних матеріалів: титан, нітинол - титановий сплав, а також нержавіюча сталь. Конструкції каркаса кліпси фірми AtriCure, як одного з провідних виробників таких пристроїв, з двома затискними клавішами зазнали змін в трьох поколіннях.

Кліпса пристрою для ізоляції передсердь першого покоління має два сплюснені стрижні, виготовлені з нержавіючої сталі та покриті сплеченими поліефірними трикотажними полотнами (фіг. 1 [9]), один з яких гнучкий, а інший - жорсткий (фіг. 3, А-В; фіг. 4, [10]).

Одна із планок є гнучкою, а інша - жорстка. Під час досліджень функціонування кліпси конструкції першого покоління ПІП було підтверджено дійсність концепції пристрою для ізоляції передсердь.

Кліпса ПІП фірми AtriCure другого покоління, що складається з двох вигнутих паралельних і жорстких титанових трубок і двох нітинолових пружин з трикотажним обплетенням поліефірною тканиною, містить модифікації для запобігання пошкодженню навколишніх тканин [11]. Металеві матеріали типу нержавіючої сталі, титану та деяких його сплавів, не мають пружності, достатню для виготовлення пружини, тому пружини виготовляють із нітинолу - унікального сплаву титану і нікелю, що має потрібну пружність. Кліпси конструкції ПІП другого покоління демонструють надійну та безпечну ізоляцію ВЛП (фіг.1 [11]). Але в конструкції кліпси із вигнутими трубками були виявлені дві потенційні проблеми. По-перше, зусилля в кожній точці на вигнутих трубках розподіляються нерівномірно. Особливо таке може бути у випадку товстого ВЛП, коли ПІП із вигнутими трубками широко відкривається. По-друге, вигнуті трубки ПІП другого покоління розроблені таким чином, щоб вигнута форма мала відповідати формі основи ВЛП. Потенційно форма вигнутих трубок могла створювати невелику ямку ближче до закритого отвору ВЛП, закупореного ПІП.

У подальшому форма ПІП другого покоління була модифікована до третього покоління для покращення якості оклюзії ВЛП [3].

Каркас кліпси ПІП третього покоління має дві паралельні клавіші, виконані у вигляді прямих, жорстких титанових трубок, поєднаних з двома пружними нітиноловими пружинами, розташованими під кутом 90 градусів на обох кінцях трубок (фіг. 1 [12]), довжина кліпси 35 мм). Щоб забезпечити повну оклюзію ВЛП, тобто щоб кожен сегмент ВЛП між протилежними клавішами мав рівномірно розподілене навантаження, коли ПІП затискатиме ВЛП, вигнуті титанові трубки ПІП в конструкції каркаса кліпси другого покоління були замінені прямими трубками ПІП каркаса кліпси третього покоління. Жорсткі титанові трубки були покриті уретановим еластомером, а весь каркас кліпси був покритий плетеною поліестеровою оболонкою, яка сприяє швидкому вrostанню фіброзної тканини. Для роботи із ВЛП був застосований інструмент доставки [3], аналогічний інструменту попереднього,

другого покоління. Каркас такої кліпси був вибраний за найближчий аналог.

Каркас медичної кліпси ПІП третього покоління, що є затискачем у системі ізоляції AtriClip LAA, виготовлений із двох однакових за конструкцією пружин з тонкого металевго дроту та двох однакових за конструкцією клавiш у вигляді трубок з біосумісного матеріалу: нітинолу або титану. Вибрані матеріали не створюють небезпеки після введення виробів з них у людський організм. Фіксація кінців кожної з пружин на кінцях клавiш виконана механічним способом, переважно керненням або обтисканням.

Перевагою прямих трубок кліпси є те, що ВЛП ізолюють, тобто закривають ближче до лівого передсердя порівняно з тим, як це було в ПІП із зігнутими трубками кліпси другого покоління. До того ж ПІП за необхідності може бути переміщений, якщо кліпса була встановлена на неоптимальному місці. Також важливим є те, що ПІП третього покоління адаптований для менш інвазивної кардіохірургії. ПІП з такою кліпсою можна застосовувати на серці, яке б'ється, через невеликий торакоскопiчний розріз або через субксіфоїдальний доступ, якщо інструмент доставки розроблений для мінімально інвазивної хірургії.

Імплант AtriClip LAA Exclusion System забезпечує постійне зусилля стискання, яке підтримує ізоляцію ВЛП протягом всіх змін у тканині, викликаних ішемією серця. При цьому кліпса створює мінімальні складки тканини при її оптимальному розташуванні вздовж довгої осі гирла ВЛП, а також відсутні ріжучі, проколюючі та травматичні компресії, що в комплексі суттєво знижує ризики розриву тканин та кровотечі. Пристрої AtriClip виготовляють з різними системами доставки, оптимізованими для супутніх відкритих процедур, а також для малоінвазивної хірургії.

Але подальші аналіз та розгляд конструкції металевго каркаса вищеописаної медичної кліпси-імпланта AtriClip LAA Exclusion System показав, що можливості її вдосконалення не вичерпані. Так, наявність порожнин у виготовлених з титанових трубок клавiшах потенційно може стати джерелом інфекції або місцем утворення тромбів. А спосіб закріплення кінців пружин у отворах на торцях кожної з клавiш може призвести до деформації цих кінців або навіть їх руйнуванню, або до деформації всієї конструкції, особливо в умовах організму, коли конструкція буде постійно рухатись в такт скорочень серця разом з ВЛП.

В основу корисної моделі поставлено задачу подальшого удосконалення металевго каркаса клавiшного затискача медичної кліпси шляхом внесення конструктивних змін, в результаті яких конструкція каркаса клавiшного затискача стане більш технологічною, більш безпечною з точки зору усунення можливості внесення через нього інфекції та/або ефективного перекриття входу у ВЛП.

Поставлена задача вирішується тим, що у металевому каркасі клавiшного затискача медичної кліпси, який складається з двох однакових за конструкцією клавiш та двох однакових за конструкцією пружин, що своїми кінцями зафіксовані на кінцях обох клавiш і таким способом з'єднують обидві клавiші між собою, згідно з корисною моделлю, клавiші і пружини виготовлені із нітинолового дроту суцільного профілю перерізу, причому діаметр перерізу клавiш d_1 більший діаметра перерізу пружин d_2 , і на обох кінцях прямих циліндричних клавiш виконані отвори діаметром, рівним діаметру перерізу пружин d_2 , осі цих отворів паралельні між собою та перпендикулярні осі клавiш, обидві пружини виконані вигнутими, мають U-подібний контур, в якому U-подібний контур має вписане в нього коло з радіусом R , довжина a прямих кінців пружин рівна довжині дотичної до вписаного кола від торця кінця пружини до місця її дотику до вписаного кола, між торцями кінців пружин наявна відстань b , довжина клавiш L визначається під час медичної процедури залежно від результатів безпосереднього вимірювання довжини вухка лівого передсердя пацієнта, обидва кінці кожної пружини вставлені в отвори на кінцях клавiш і зафіксовані на виході із цих отворів шляхом утворення зварної точки.

Заміна титанових трубок, з яких виготовлені клавiші у найближчому аналогу, на прутки нітинолового дроту, з яких виготовлені клавiші заявленого каркаса пристрою, створює оптимальні умови для імпланта. У найближчому аналогу внутрішній діаметр клавiш металевго каркаса хоча і є незначним, але під час виготовлення клавiші всередину можуть потрапити часточки сміття, не всі з яких будуть видалені звідти в ході підготовки до поєднання клавiш і пружин у каркас. Така порожнина із неконтрольованим вмістом і станом середовища під час контакту із внутрішнім середовищем організму людини потенційно може викликати небажані наслідки застосування кліпси. Використання суцільного нітинолового дроту для виготовлення клавiш вирішує описану проблему. Також виготовлення клавiш каркаса з нітинолового дроту дозволяє створювати інший тип з'єднання клавiш та пружин, що знижує імовірність руйнування кінців клавiш.

Суть корисної моделі пояснюється далі її детальним описом з посиланнями на додані креслення, де зображені на:

фіг. 1 - загальний вигляд складових елементів металевго каркаса із нітинолового дроту суцільного профілю перерізу;

фіг. 2 - загальний вигляд металевго каркаса із клавiшами суцільного профілю перерізу;

фіг. 3 - переріз клавiш каркаса суцільного профілю в місці фіксації кінців пружини і клавiші;

фіг. 4 - металевий каркас клавiшного затискача медичної кліпси з кінцями пружин, зафіксованими в отворах клавiш зварними точками;

фіг. 5 - схема розтягнення каркаса:

А - нормально затиснутий металевий каркас клавішного затискача медичної кліпси;

Б - металевий каркас клавішного затискача медичної кліпси, розтиснутий для затискання ВЛП.

Запропонована конструкція каркаса клавішного затискача медичної кліпси, який складений (див. фіг. 1) із двох клавіш 1 та двох пружин 2, з'єднаних і зафіксованих між собою у металевий каркас.

Клавіші 1 виготовлені прямими стрижнями із прутків нітинолового дроту діаметром d_1 , причому зазвичай вибирають дріт діаметром 1,6-2,4 мм [2]. З обох кінців кожної клавіші біля торців виконані наскрізні отвори 3 діаметром d_2 , який дорівнює величині діаметра нітинолового дроту, з якого виготовлені обидві пружини 2. Зазвичай для виготовлення пружини вибирають дріт з діаметром 0,5-0,8 мм [2]. Довжина L пари клавіш 1 може бути різною і вона може бути вибрана із ряду розмірів, наприклад, починаючи з 25 мм і завершуючи 55 мм з кроком, зазвичай у 5 мм [2]. Остаточний вибір каркаса з потрібною довжиною L клавіш відбувається на підставі результатів вимірювання, наприклад, під час медичної процедури залежно від результатів безпосереднього вимірювання довжини ВЛП.

Пружини 2 виготовлені U-подібної форми із нітинолового дроту діаметром d_2 . U-подібну форму та пружні властивості пружини 2 набувають в процесі механічного деформування нітинолового дроту до зазначеного вище контуру із подальшим його термічним обробленням. Термообробка остаточно фіксує задану пружинам 2 форму, а саме U-подібний контур з радіусом R кола, вписаного в цей U-подібний контур, з прямими кінцями пружин 2. Довжина a прямих кінців пружин, рівна довжині дотичної до вписаного кола радіусом R від торця 4 прямого кінця пружини 2 до місця її дотику до вписаного кола радіусом R .

Металевий каркас клавішного затискача медичної кліпси утворений з'єднанням та фіксацією між собою в нерознімну конструкцію двох клавіш 1 і двох пружин 2 (див. фіг. 2). Зазор між циліндричними поверхнями клавіш 1 у вихідному стані, коли вони не розведені, дорівнює величині s і цей розмір заздалегідь визначають, виходячи із даних медичних досліджень. Розмір величини s між нерозведеними клавішами називають нормальним і, відповідно, величину s називають нормальною.

Під час складання металевих каркасів кліпси на прямі кінці пружин 2 насаджують отвори 3, виконані попарно на кінцях клавіш 1, до рівня, за якого торці 4 дійдуть до циліндричної поверхні клавіш 1, протилежної циліндричній поверхні клавіш, від якої починають введення пружин, досягнувши кожного з місць 5 (див. фіг. 3). При цьому нормальний зазор s між клавішами 1 є незмінним по всій довжині клавіш.

Процес фіксації каркаса, складеного із клавіш 1 і пружин 2, передбачає зварювання 6 (див. фіг. 4) в місцях 5 виходу торців 4 кінців пружин 2 із отворів 3 клавіш 1 (див. фіг. 3). Результатом процесу фіксації каркаса є утворення зварних точок 7 із дозованим підведенням енергії зварювання 6 в усіх чотирьох місцях 5. При цьому нормальний зазор s між клавішами 1 має залишатися незмінним.

Зусилля затискання апендиксу (ВЛП) визначають такі параметри контуру пружин 2 металевих каркасів клавішного затискача медичної кліпси:

- діаметр d_2 нітинолового дроту, з якого виготовлені пружини 2;
- радіус R кола, вписаного в U-подібний контур пружин 2;
- довжина a прямих кінців 4 пружин 2.

Нормальний зазор s між клавішами 1 залежить від контуру пружин 2, зокрема від величини відстані b між торцями прямих кінців 4 пружин 2, а також від діаметра d_1 клавіш 1.

Для використання кліпси проводять ряд підготовчих заходів. Так, клавіші 1 можуть бути вкриті полімером, наприклад уретановим еластомером, для більш м'якого впливу на живі тканини ВЛП. Весь каркас зазвичай обплітають поліестеровою оболонкою, що остаточно оформлює кліпсу і сприяє швидкому вrostанню фіброзної тканини після розміщення кліпси на ВЛП. Після обплітання каркаса медичну кліпсу встановлюють в інструмент доставки і проводять стерилізацію медичного інструмента. Після стерилізації медичний інструмент готовий до використання.

Перед операцією або під час її проведення проводять заміри розмірів перемички між кровоносною судиною та вушком лівого передсердя, вибирають відповідний медичний інструмент, вводять його і встановлюють у потрібному місці. Кліпсу відкріплюють від інструмента доставки медичного інструмента і виводять інструмент доставки з зони операції.

За умови прикладання розтискних зусиль металевий каркас клавішного затискача медичної кліпси розтискається до зазору s_1 між клавішами 1 (див. фіг. 5). Через пружну деформацію кліпси радіус кола, вписаного в U-подібний контур, може збільшуватись від R до R_1 (див. фіг. 5). Розтискання каркаса передбачено інструментом доставки під час медичної операції перед установленням медичної кліпси на місце її закріплення на апендиксу (ВЛП). Після установлення медичної кліпси на ВЛП каркас стискається і повертається до нормального зазору s , а інструмент, який доставив медичну кліпсу на місце її закріплення, звільняється від неї та видаляється з місця медичної операції.

Запропоновану конструкцію металевих каркасів клавішного затискача медичної кліпси доцільно використовувати не лише із міркувань створення оптимальних умов для імплантата, оскільки зникають порожнини із неконтрольованим змістом і станом середовища, потенційно контактуючого із внутрішнім організмом людини. Цю конструкцію каркаса доцільно використовувати з метою суттєвої економії

витрат на матеріали, оскільки прутки з нітинолового дроту для клавіш менш вартісні порівняно із титановими трубками, використовуваними для клавіш затискачів, описаних у найближчому аналогу.

Одночасно зменшуються витрати на виготовлення пружин, які мають більш простий контур порівняно із пружинами для каркасів, описаних у найближчому аналогу. До того ж спрощені процеси складання клавіш з пружинами та подальшої фіксації цих з'єднань зварними точками.

Конструктивне вдосконалення, зокрема, дає можливість серійно виготовляти такі кліпси для використання в малоінвазивній кардіохірургії.

Джерела інформації:

1. Chesebro, J. H., Wiebers, D. O., Holland, A. E., Bardsley, W. T., Litin, S. C., Meissner, I., Zerbe, D. M., Flaker, G. C., Webel, R., Nolte, B., Stevenson, P., Byer, J., Wright, W., Anderson, D. C., Asinger, R. W., Newburg, S. M., Bundlie, S. R., Farmer, C. C., & McBride, R. (1996). Bleeding during antithrombotic therapy in patients with atrial fibrillation. *Archives of internal medicine*, 156(4), 409-416. URL: <https://doi.org/10.1001/archinte.156.4.409>. (дата звернення: 19.10.2025).

2. AtriCure, Inc, Cincinnati, Ohio, США, <https://www.atricure.com/about-atricure>.

3. Патент США US 20240130735 A1 (публ. 25.04.2024). URL: <https://www.patentguru.com/search?q=US20240130735A1>. (дата звернення: 19.10.2025).

4. Патент США US 20230338043 A1 (публ. 26.10.2023). URL: <https://www.patentguru.com/search?q=US20230338043A1>. (дата звернення: 19.10.2025).

5. Патент США US 20120323256 A1 (публ. 20.12.2012). URL: <https://www.patentguru.com/search?q=US20120323256A1>. (дата звернення: 19.10.2025).

6. Патент США US 11883035 B2 (публ. 23.01.2024). URL: <https://www.patentguru.com/search?q=US11883035B2>. (дата звернення: 19.10.2025).

7. Патент США US 11883037 B2 (публ. 23.01.2024). URL: <https://www.patentguru.com/search?q=US11883037B2>. (дата звернення: 19.10.2025).

8. Патент США US 10182824 B2 (публ. 15.01.2019). URL: <https://www.patentguru.com/search?q=US10182824B2>. (дата звернення: 19.10.2025).

9. Kamohara, K., Fukamachi, K., Ootaki, Y., Akiyama, M., Zaher, F., Kopcak, M. W., Jr, Dessoff, R., Popović, Z. B., Daimon, M., Cosgrove, D. M., & Gillinov, A. M. (2005). A novel device for left atrial appendage exclusion. *The Journal of thoracic and cardiovascular surgery*, 130(6), 1639-1644. URL: <https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2005.08.019>. (дата звернення: 19.10.2025).

10. Патент КНР CN 203074795 U (публ. 24.07.2013). URL: <https://www.patentguru.com/search?q=CN203074795U>. (дата звернення: 19.10.2025).

11. Kamohara, K., Fukamachi, K., Ootaki, Y., Akiyama, M., Cingoz, F., Ootaki, C., Vince, D. G., Popović, Z. B., Kopcak, M. W., Jr, Dessoff, R., Liu, J., & Gillinov, A. M. (2006). Evaluation of a novel device for left atrial appendage exclusion: the second-generation atrial exclusion device. *The Journal of thoracic and cardiovascular surgery*, 132(2), 340–346. URL: <https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2006.04.021>. (дата звернення: 19.10.2025).

12. Fumoto, H., Gillinov, A. M., Ootaki, Y., Akiyama, M., Saeed, D., Horai, T., Ootaki, C., Vince, D. G., Popović, Z. B., Dessoff, R., Massiello, A., Catanese, J., & Fukamachi, K. (2008). A novel device for left atrial appendage exclusion: the third-generation atrial exclusion device. *The Journal of thoracic and cardiovascular surgery*, 136(4), 1019-1027. URL: <https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2008.06.002>. (дата звернення: 19.10.2025).

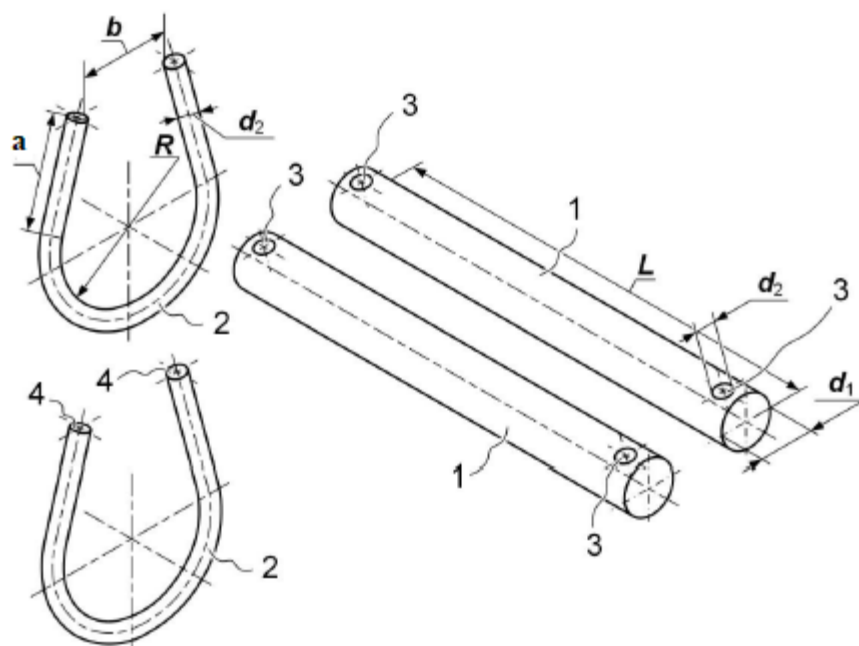
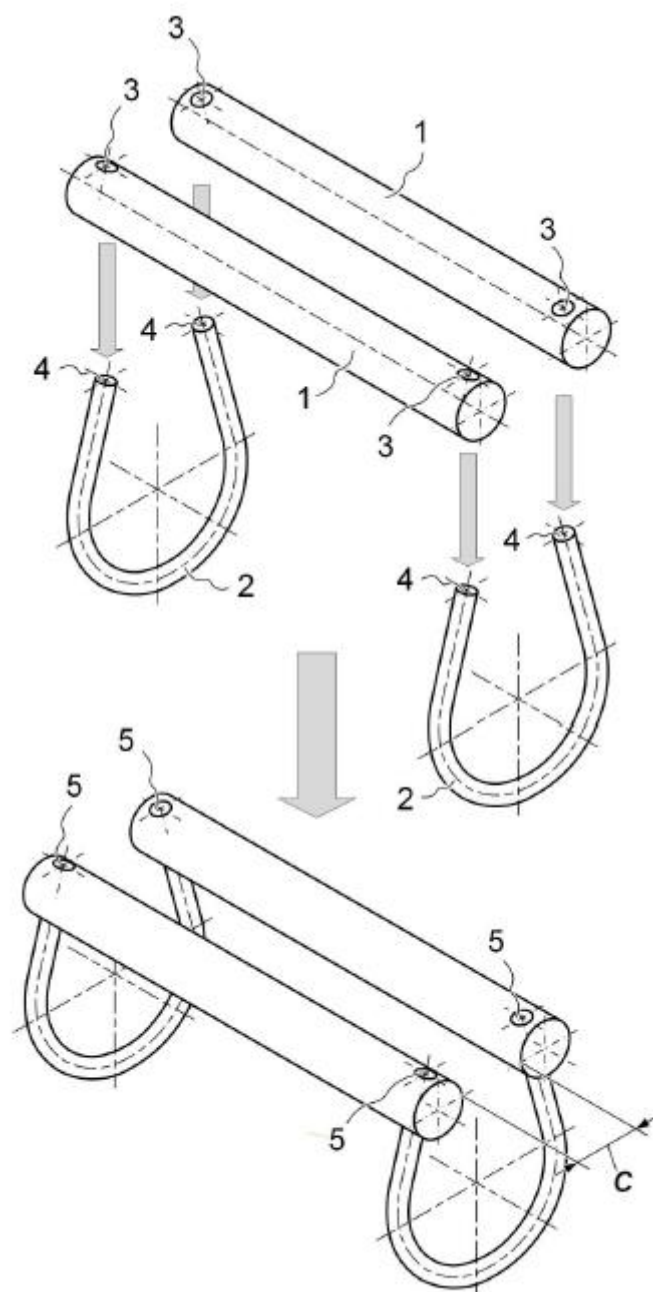


Fig. 1



Φir. 2

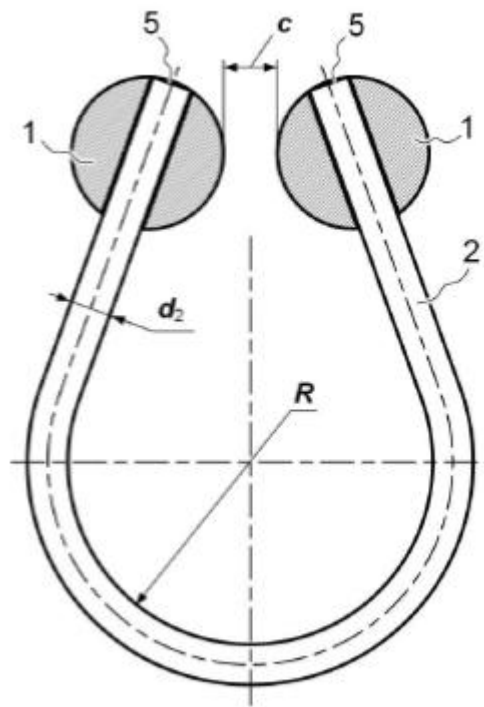


Fig. 3

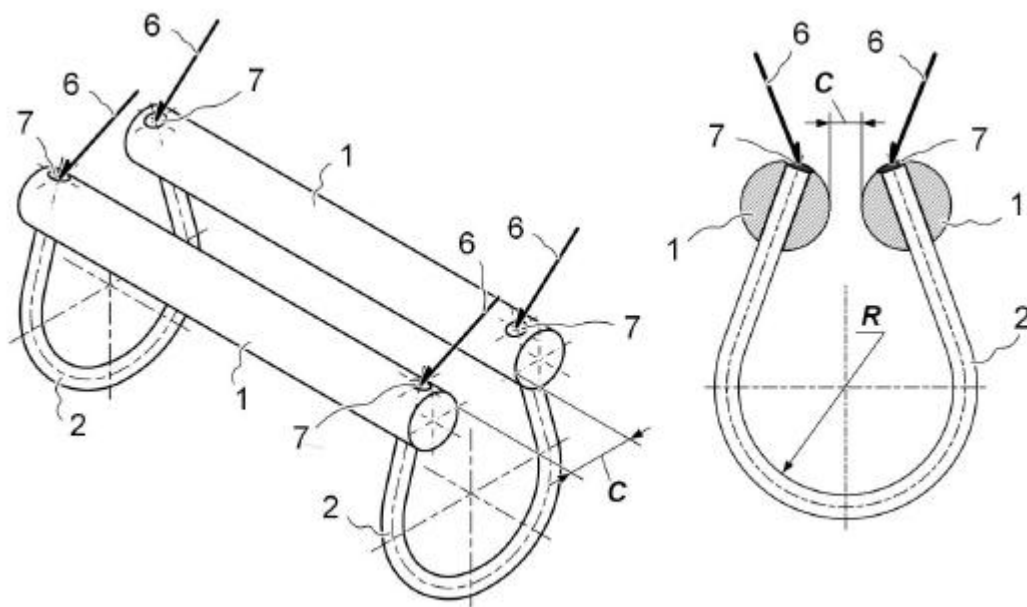
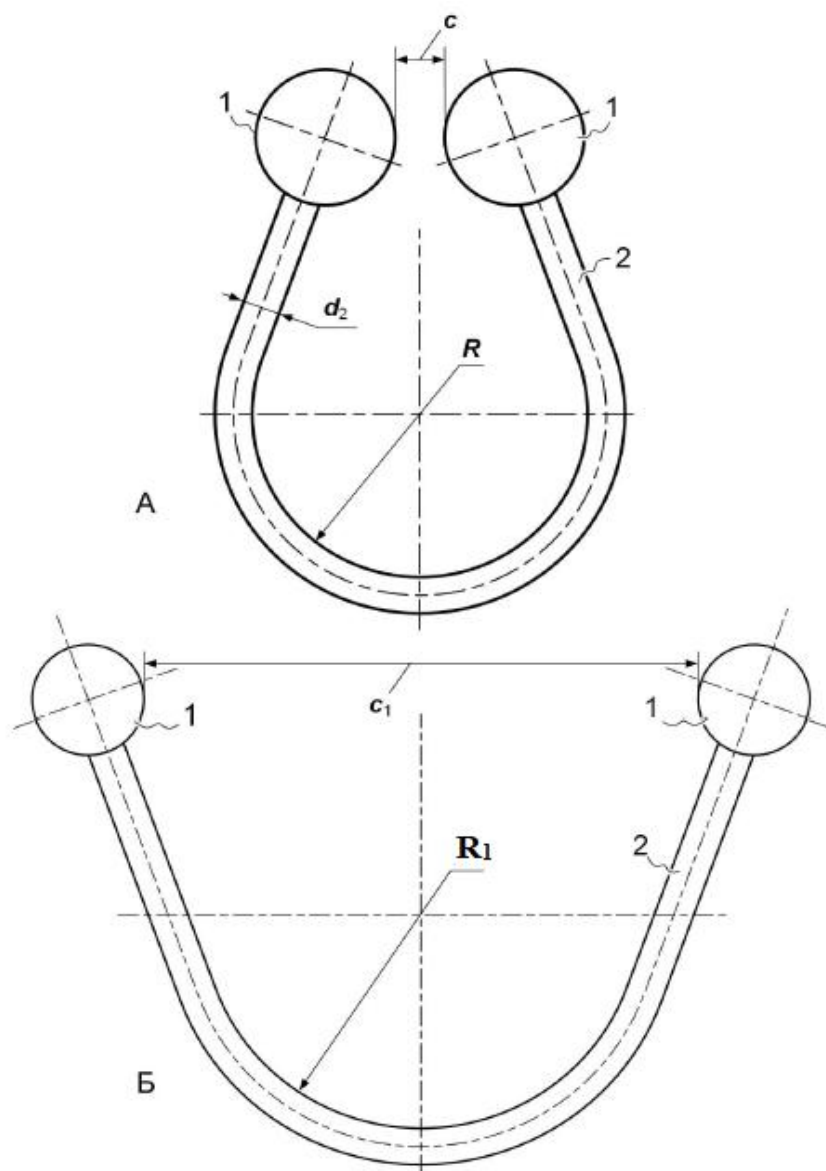


Fig. 4



Фиг. 5