



УКРАЇНА

(19) UA (11) 74552 (13) C2
(51) МПК (2006)
A61M 25/00

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИ

ДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ

ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА ВІНАХІД

(54) КАТЕТЕР ДЛЯ РІВНОМІРНОЇ ДОСТАВКИ МЕДИКАМЕНТУ (ВАРІАНТИ)

1

(21) 2002010625

(22) 19.07.2000

(24) 16.01.2006

(86) PCT/US00/19746, 19.07.2000

(31) 09/363,228

(32) 19.07.1999

(33) US

(46) 16.01.2006, Бюл. № 1, 2006 р.

(72) Денієга Хосе Кастільо, US, Мессенгейл Роджер, US, Рейк Кеннес В., US

(73) УАН-ФЛОУ КОРПОРЕЙШН, US

(56) EP 0804936, 05.11.1997

US 5066278, 19.11.1991

WO 92/00113, 09.01.1992

UA 19336, 25.12.1997

(57) 1. Катетер для рівномірної доставки рідини по анатомічній області, що містить: подовжену трубку, що має закритий дистальний кінець і множину вихідних отворів у бічних стінках трубки, причому вихідні отвори утворені уздовж трубки таким чином, що визначають інфузійну частину катетера, при цьому трубка виконана з можливістю встановлення в анатомічну область; і подовжений елемент, який розміщений усередині трубки з можливістю формування кільцеподібного простору між трубкою і ним самим, при цьому елемент сформований з пористого матеріалу, а катетер виконаний з можливістю введення рідини в проксимальний кінець трубки таким чином, щоб рідина текла через вихідні отвори практично з однаковою швидкістю по всій інфузійній частині.

2. Катетер за п.1, який відрізняється тим, що елемент концентрично розташований відносно трубки.

3. Катетер за п.1, який відрізняється тим, що елемент в одному напрямку розташований відносно трубки.

4. Катетер за п.1, який відрізняється тим, що елемент прикріплений до трубки кільцеподібним зв'язком, поблизу проксимального кінця інфузійної частини.

5. Катетер за п.1, який відрізняється тим, що елемент прикріплений до трубки кільцеподібним зв'язком, що розташований приблизно посередині між проксимальним і дистальним кінцями інфузійної частини.

2

6. Катетер за п.1, який відрізняється тим, що елемент сполучений із трубкою біля свого дистального кінця.

7. Катетер за п.1, який відрізняється тим, що пористий матеріал має середній розмір пори в діапазоні від 0,1 до 50 мікрон.

8. Катетер за п.1, який відрізняється тим, що кільцеподібний простір має радіальну ширину в межах діапазону від 0 до 0,005 мікрона.

9. Катетер за п.1, який відрізняється тим, що в трубці розташований повітряний фільтр на шляху потоку.

10. Катетер для рівномірної доставки рідини по анатомічній області, що містить подовжену трубку з множиною вихідних щілин у бічних стінках, причому щілини утворені по довжині трубки, що визначає інфузійну частину катетера, при цьому щілини орієнтовані в цілому паралельно подовжній осі трубки, при цьому трубка виконана з можливістю розподілу рідини таким чином, щоб рідина, що тече у ній, текла практично через усі вихідні щілини і приблизно з однаковою швидкістю.

11. Катетер за п.10, який відрізняється тим, що щілини мають довжину, що збільшується від проксимального до дистального кінця інфузійної частини.

12. Катетер для рівномірної доставки рідини по анатомічній області, що містить подовжений трубоподібний елемент, виконаний з пористої мембрани, основу, що визначає щонайменше один просвіт для проходження рідини, причому елемент виконаний з можливістю вставлення в анатомічну область, а мембрана виконана таким чином, щоб рідина, яка введена під тиском у відкритий кінець трубоподібного елемента, текла через його бічні стінки по всій довжині приблизно з однаковою швидкістю.

13. Катетер за п.12, який відрізняється тим, що пориста мембрана сформована з одного із матеріалів з групи, що складається з поліетилену, полісульфону, поліефірсульфону, поліпропілену, полівінілідендифториду, полікарбонату, нейлону або поліетилену високої щільності.

14. Катетер за п.12, який відрізняється тим, що мембрана має середній діаметр пори менше ніж 0,23 мікрона.

15. Катетер для рівномірної доставки рідини по анатомічній області, що містить подовжену основу,

(13) C2

(11) 74552

(19) UA

непористу мембрану, яка обгорнута навколо частини основи проксимально відносно частини основи, навколо якої обгорнута пориста мембрана, причому основа виконана з можливістю формування щонайменше одного просвіту між собою і мембранами.

16. Катетер за п.15, який **відрізняється** тим, що пориста мембрана виконана з можливістю пропускання рідини, усередині просвіту, через її частину, з приблизно однаковою швидкістю по площі поверхні частини мембрани.

17. Катетер за п.15, який **відрізняється** тим, що поверхня основи містить розриви, причому коли пориста мембрана обгорнута навколо основи, мембрана формує частину стінки просвіту.

18. Катетер за п.17, який **відрізняється** тим, що розриви містять множину ребер, що проходять радіально з осрової центральної частини основи, причому ребра також проходять подовжно уздовж основи, а пориста мембрана обгорнута навколо зовнішніх країв ребер.

19. Катетер за п.15, який **відрізняється** тим, що непориста мембрана формує частину стінки просвіту.

20. Катетер за п.15, який **відрізняється** тим, що перший просвіт відокремлюється від другого просвіту з можливістю незалежного розділення двох різних рідин через перший та відповідно другий просвіт, поки перша і друга рідини залишаються усередині катетера.

21. Катетер за п.20, який **відрізняється** тим, що просвіти сформовані таким чином, що проходження двох рідин через будь-який із просвітів будуть незалежними (розділеними) одне від одного, поки перша і друга рідини залишаються усередині катетера.

22. Катетер за п.15, який **відрізняється** тим, що основа і пориста мембрана є практично гнучкими.

23. Катетер за п.18, який **відрізняється** тим, що осьова центральна частина містить осьовий просвіт для направляючого дроту, який виконаний з можливістю приймати з ковзанням направляючий дріт.

24. Катетер за п.18, який **відрізняється** тим, що пориста мембрана прикріплена до зовнішніх країв ребер.

25. Катетер за п.15, який **відрізняється** тим, що пориста мембрана має пору, середній діаметр якої складає менше ніж 0,23 мікрона.

26. Катетер для рівномірної доставки рідини по анатомічній області, що містить подовжену трубку, що включає в себе множину вихідних отворів по своїй довжині і трубкаподібну пористу мембрану, концентрично встановлену всередині трубки, при цьому трубка і мембрана визначають просвіт.

27. Катетер за п.26, який **відрізняється** тим, що трубкаподібна мембрана виконана таким чином, щоб рідина, що тече через просвіт, проходила через стінки трубкаподібної мембрани приблизно з однаковою швидкістю по всій площі її поверхні.

28. Катетер за п.26, який **відрізняється** тим, що просвіт виконаний таким чином, щоб рідина, що тече через просвіт, проходила через стінки трубкаподібної мембрани і виходила із трубки, витікаючи практично через усі вихідні отвори приблизно з однаковою швидкістю.

29. Катетер за п.26, який **відрізняється** тим, що трубка щільно прилягає до трубкаподібної мембрани.

30. Катетер за п.26, який **відрізняється** тим, що трубка і трубкаподібна мембрана є практично гнучкими.

31. Катетер за п.26, який **відрізняється** тим, що вихідні отвори утворені по окружності трубки.

32. Катетер за п.26, який **відрізняється** тим, що трубкаподібна мембрана має пори, середній діаметр яких складає менше ніж 0,23 мікрона.

Даний винахід відноситься до катетерів і, зокрема, до катетера, що доставляє рідкий медикамент рівномірно по інфузійній частині катетера.

Інфузійні катетери для доставки рідких медикаментів у такі анатомічні системи, як тіло людини, загальновідомі з рівня техніки. Такі катетери в загальному випадку містять гнучку порожню трубку, вставлену в деяку частину організму. Трубка звичайно містить один або декілька осьових просвітів, усередині яких може текти рідина. Проксимальний кінець катетерної трубки з'єднаний із джерелом рідини, із якого рідина вводиться в катетерну трубку. Рідина тече усередині одного з просвітів під тиском, подаваним на проксимальному кінці трубки. Для кожного просвіту звичайно забезпечується один або декілька вихідних отворів у інфузійній частині поруч із дистальним кінцем трубки для виходу рідини з трубки. Такі вихідні отвори створюються шляхом проколювання бічної стінки порожньої трубки.

У деяких медичних ситуаціях переважно дос-

тавляти рідкий медикамент у множину місць у пораненій ділянці. Наприклад, деякі рани, що вимагають безпечних медикamentів, можуть зачіпати множину нервових закінчень, а не один нервовий стовбур. Одним із прикладів такої рани є хірургічний розріз. Як зазначено вище, відомо забезпечення множини вихідних отворів, через які рідкі медикаменти виходять із катетерної трубки. Вихідні отвори можуть забезпечуватися в різних осьових положеннях і положеннях по окружності катетерної трубки для того, щоб управляти місцем розташування місць доставки медикаменту. Приклад катетера, що має таку конфігурацію, розкритий [у патенті США №5800407], виданому на ім'я Eldor. Також у деяких випадках бажано доставляти такий медикамент при низькому тискові, щоб рідина доставлялася з відносно невеликою швидкістю. Наприклад, деякі безпечні медикamentи повинні доставлятися повільно для того, щоб уникнути токсичності й інших побічних ефектів. Більш того, у багатьох випадках бажано розподіляти рід-

кий медикамент практично з постійною швидкістю через інфузійну частину катетера, щоб медикамент рівномірно розподілявся по пораненій ділянці.

На жаль, обмеженість відомих в існуючому рівні техніки катетерів із декількома вихідними отворами, таких, як катетер, описаний у патенті Eldor, полягає в тому, що під час доставки при низькому тисковій рідкого медикаменту рідина прагне виходити тільки через вихідний отвір (отвори), найближче до проксимального кінця інфузійної частини катетерної трубки. Це відбувається тому, що рідина, що тече по трубці, легше виходить через вихідні отвори, для яких опір потокові мінімальний. Чим довший шлях потоку, що проходить рідина в просвіті, тим вище опір потокові і падіння тиску, що зазнає рідина. Найбільш проксимальні (найближчі) отвори дають найменший опір потокові і падіння тиску. Тому рідина прагне виходити з катетерної трубки насамперед через ці вихідні отвори. У результаті рідкий медикамент доставляється тільки на невелику ділянку в межах пораненої ділянки. Прагнення рідини небажаним способом текти тільки через найбільш проксимальні вихідні отвори залежить від розміру отвору, загальної кількості вихідних отворів і швидкості потоку. При збільшенні розміру або кількості отворів рідина з більшою імовірністю виходить тільки через найбільш проксимальні отвори. Навпаки, при збільшенні швидкості потоку рідина робить це з меншою імовірністю.

Прагнення рідини небажаним чином виходити тільки через найбільш проксимальні отвори катетера може в деяких випадках долатися шляхом збільшення швидкості потоку або тиску рідини, що змушує рідину текти через більшу кількість отворів катетера. Зрозуміло, якщо швидкість потоку або тиск досить високі, рідина буде текти через усі вихідні отвори. Однак іноді з медичної точки зору бажано доставляти медикамент із відносно низькою швидкістю, тобто при низькому тискові. Крім того, навіть у тих випадках, коли доставка при високому тисковій прийнятна або бажана, відомі з існуючого рівня техніки катетери не забезпечують рівномірної доставки рідини в інфузійній частині катетера. Замість цього швидкість потоку через вихідні отвори, розташовані ближче до проксимального кінця інфузійної частини, прагне бути більшою, ніж швидкість потоку через вихідні отвори, розташовані ближче до дистального кінця. Це відбувається тому, що рідина, що проходить через більш проксимальні отвори, зазнає меншого опору потокові і падіння тиску. Навпроти, рідина, що тече через більш дистальні отвори, зазнає більшого опору потокові і падіння тиску, і, отже, виходить із меншою швидкістю потоку. Чим більш дистальним (віддаленим) є отвір, тим нижче швидкість вихідного потоку рідини. У результаті існує нерівномірний розподіл медикаменту на пораненій ділянці. У ще одному відомому типі інфузійного катетера забезпечується декілька просвітів у катетерній трубці. Для кожного просвіту забезпечується один вихідний отвір шляхом проколювання отвору в стінці трубки. Ці вихідні отвори забезпечуються в різних осьових положеннях на інфузійній частині катетерної трубки. Таким способом рідкий медикамент

може бути доставлений у декілька місць у межах ділянки поранення. Хоча така конфігурація дає поліпшений розподіл рідини, вона має деякі недоліки. Один із недоліків полягає в тому, що швидкості потоків рідини через вихідні отвори неоднакові, оскільки більш дистальні вихідні отвори мають великий опір потокові з причин, що обговорювалися вище. Ще один недолік полягає в тому, що кількість просвітів, а, отже, кількість вихідних отворів рідини, обмежена малим діаметром катетерної трубки. У результаті рідина може доставлятися тільки в дуже обмежену кількість місць у межах ділянки поранення. Ще одним недоліком є те, що проксимальні кінці просвітів повинні бути прикріплені до складного колектора, що збільшує вартість виробництва катетера.

Приклад катетера, що забезпечує більш рівномірний розподіл рідкого медикаменту в інфузійній частині катетера, проілюстрований [патентом США №5425723], виданим на ім'я Wang. Патент Wang розкриває інфузійний катетер, що містить зовнішню трубку, внутрішню трубку, концентричне поміщену усередині зовнішньої трубки, і центральний просвіт усередині внутрішньої трубки. Внутрішня трубка має менший діаметр, ніж зовнішня трубка, так що між ними формується кільцевий прохід. Зовнішня трубка має множину рівномірно віддалених один від одного вихідних отворів, що визначають інфузійну частину катетера. При використанні катетера рідина, що тече у центральному просвіті, проходить через стратегічно розташовані бічні отвори в бічних стінках внутрішньої трубки. Зокрема, відстань між суміжними бічними отворами зменшується уздовж подовжньої осі внутрішньої трубки, примушуючи більшу кількість рідини проходити через більш дистальні бічні отвори. Потім рідина тече подовжньо по кільцевому проходу до виходу через вихідні отвори в стінці зовнішньої трубки. У кільцевому проході рідина може текти в дистальному або проксимальному напрямках, у залежності від положення найближчого вихідного отвору в зовнішній трубці. Дана конфігурація забезпечується для одержання більш рівномірної швидкості вихідного потоку рідини з катетера.

На жаль, катетер за патентом Wang ефективний тільки для доставки рідини при відносно високому тискові. При використанні для доставки рідини при відносно низькому тисковій катетер, розкритий у патенті Wang, не забезпечує рівномірного розподілу рідини. Замість цього рідина прагне виходити через ті бічні отвори внутрішньої і зовнішньої трубок, що знаходяться ближче усього до проксимального кінця інфузійної частини катетера, оскільки ці отвори пропонують найменший опір потокові. Навіть для доставки рідини при високому тисковій ця конструкція має декілька серйозних обмежень. Одним з обмежень є те, що конструкція з концентричними трубками відносно складна і важка у виробництві. Обидві трубки повинні бути досить гнучкими, щоб дозволити маневрування в анатомічній системі, при цьому кільцевий прохід повинний залишатися відкритим, щоб по ньому рівномірно могла текти рідина. Ще одне обмеження полягає в тому, що кільцевий прохід може порушуватися, якщо існує вигин у інфузійній частині

трубки. Вигин катетера може деформувати кільцевий прохід або навіть викликати стикання внутрішньої і зовнішньої трубок. Це може стати причиною нерівномірного тиску рідини в поперечному перетині кільцевого проходу, що приводить до нерівномірної доставки рідини.

Завдання винаходу є модернізація катетера для можливості ефективно і рівномірно доставляти рідкий медикамент до ділянки поранення анатомічної області, як при високій швидкості потоку, так і при низькій швидкості потоку – з відносно простою та легкою у виготовленні та ви користуванні конструкцією, здатною підтримувати рівномірну доставку рідини, будучи зігнутого або механічно деформованого.

Завдання вирішується тим, що катетер для рівномірної доставки рідини в межах анатомічної області, що містить згідно з винаходом подовжений трубковий елемент, виконаний із пористої мембрани. Мембрана виконана такою, щоб вона вставлялася через підшкірний шар, що оточує анатомічну область, такий, як шкіра людини. Мембрана виконана так, щоб рідина, уведена під тиском у відкритий кінець трубкового елемента, текла через бічні стінки трубкового елемента практично з постійною швидкістю по всій довжині трубкового елемента.

Інший варіант виконання дійсного винаходу забезпечує катетер, що містить подовжену основу і пористу мембрану, обгорнену навколо основи. Основа виконана так, щоб формувалися один або декілька просвітів між основою і мембраною. Альтернативно основа може бути трубковим елементом, що містить множину виконаних у ньому отворів. Спосіб містить кроки уставлення вищепри описаного катетера в анатомічну область і введення рідини під тиском у проксимальний кінець щонайменше одного з просвітів. Переважно рідина проходить через мембрану в анатомічну область практично з постійною швидкістю.

Ще один варіант виконання дійсного винаходу забезпечує катетер містить подовжену трубку, що містить множину вихідних отворів по своїй довжині, і трубкоподібну пористу мембрану, концентрично розташовану усередині трубки. Трубка і мембрана визначають просвіт. Спосіб містить кроки уставлення вищепри описаного катетера в анатомічну область і введення рідини під тиском у проксимальний кінець просвіту так, щоб рідина переважно проходила через мембрану і вихідні отвори практично з постійною швидкістю в анатомічну область.

Інший варіант виконання дійсного винаходу забезпечує пристрій для рівномірної доставки рідини в межах анатомічної області. Пристрій переважно є простим і легким у виробництві і містить подовжений катетер, що має множину вихідних отворів по своїй довжині. Вихідні отвори можуть служити отворами що обмежують потік. Отвір, що обмежує альтернативно потік, забезпечується в іншому місці, усередині катетера або проксимально по відношенню до катетера. Вихідні отвори можуть поступово збільшуватися за розміром по довжині катетера, щоб найбільший вихідний отвір був розташований найбільш дистально по відношенню до отвору найменшого розміру. Альтерна-

тивно, отвори можуть бути просвердлені лазером і мати приблизно однаковий розмір. Рідина, що тече під тиском у катетері, буде текти практично через усі вихідні отвори практично з однаковою швидкістю. Спосіб містить кроки уставлення вищепри описаного катетера в анатомічну область і введення рідини під тиском у проксимальний кінець катетера. Рідина тече через вихідні отвори, переважно протікаючи практично через усі вихідні отвори практично з однаковою швидкістю.

Ще один варіант виконання дійсного винаходу забезпечує катетер, що містить подовжену трубку і твердий гнучкий елемент, поміщений у трубку. Трубка має закритий дистальний кінець і множину вихідних отворів у бічних стінках трубки. Вихідні отвори забезпечуються уздовж трубки, визначаючи інфузійну частину трубки. Трубка має такий розмір, щоб вставлятися в анатомічну область. Елемент укладається в трубку і має такий розмір, щоб між трубкою й елементом формувалася кільцевий простір. Елемент виконується з пористого матеріалу. Переважно катетер виконаний так, щоб рідина, введена в проксимальний кінець трубки, текла через вихідні отвори практично з постійною швидкістю в інфузійній частині. У ще одному варіанті виконання катетер містить подовжену трубку, що має множину вихідних прорізів у бічних стінках трубки. Прорізи забезпечуються уздовж трубки, визначаючи інфузійну частину катетера. У цілому вихідні прорізи орієнтовані паралельно подовжній осі трубки. Переважно трубка виконана так, щоб рідина, що тече у ній, текла практично через усі вихідні прорізи практично з однаковою швидкістю, причому прорізи збільшуються по довжині від проксимального до дистального кінця інфузійної частини.

Відмітимо, що заявлений винахід має переваги, що досягаються в порівнянні з існуючим рівнем техніки.

Варто розуміти, що не обов'язково всі такі об'єкти або переваги можуть бути досягнуті відповідно до якого-небудь одного окремого варіанту виконання винаходу. Таким чином, наприклад, фахівці зрозуміють, що винахід може бути виконаний або реалізований способом, що досягає однієї переваги або групи переваг або оптимізує їх, як описується тут, не обов'язково досягаючи інших цілей або переваг, що можуть описуватися або передбачатися тут.

Всі ці виконання знаходяться в межах описаного тут об'єму винаходу. Ці та інші виконання дійсного винаходу стануть очевидні фахівцям із наступного докладного опису кращих варіантів виконання, що має посилання на креслення, що додаються, причому винахід не обмежується яким-небудь окремим розкритим кращим варіантом виконання.

Фіг.1 є умовним видом збоку катетера, що має характеристики і переваги відповідно до одного з варіантів виконання дійсного винаходу.

Фіг.2 є видом у розрізі катетера за Фіг.1, розріз по лінії 2-2 Фіг.1.

Фіг.3 є видом у розрізі катетера за Фіг.1, розріз по лінії 3-3 Фіг.1.

Фіг.4 є видом у перспективі кінцевої частини і підтримуючого штиря катетера за Фіг.1, що ілюст-

рує перетин по лінії 4-4 Фіг.1.

Фіг.5 є видом збоку катетера, що має характеристики і переваги відповідно до одного з варіантів виконання дійсного винаходу.

Фіг.6 є видом у розрізі інфузійної частини катетера за Фіг.5, розріз по лінії 6-6 Фіг.5.

Фіг.7 є видом у поперечному розрізі катетера, що має характеристики і переваги відповідно до одного з варіантів виконання дійсного винаходу.

Фіг.8 є видом збоку катетера, що має характеристики і переваги відповідно до одного з варіантів виконання дійсного винаходу.

Фіг.12 є видом збоку катетера, що має характеристики і переваги відповідно до одного з варіантів виконання дійсного винаходу.

Фіг.13 є видом у подовжньому розрізі катетера, що має характеристики і переваги відповідно до одного з варіантів виконання дійсного винаходу.

Фіг.14-16 є видами в подовжньому розрізі катетерів, подібних до катетера за Фіг.13, що ілюструють альтернативні способи прикріплення внутрішнього пористого елемента і трубки.

Фіг.17 є видом у поперечному перетині катетера відповідно до Фіг.ПІ 6, у якому внутрішній пористий елемент розташований концентрично по відношенню до зовнішньої трубки.

Фіг.18 є видом у поперечному перетині катетера відповідно до Фіг.ПІ 6, у якому внутрішній пористий елемент розташований неконцентрично по відношенню до зовнішньої трубки.

Фіг.19 є схематичною ілюстрацією катетера за дійсним винаходом, використовуваного разом з фільтром, що видаляє повітря.

Фіг.20 є видом збоку катетера, що має характеристики і переваги відповідно до одного з варіантів виконання дійсного винаходу.

Фіг.21 є видом збоку катетера, що має характеристики і переваги відповідно до одного з варіантів виконання дійсного винаходу.

Фіг.22 є схематичною ілюстрацією використання катетера за дійсним винаходом для лікування кров'яного згустку.

Фіг.1-4 ілюструють інфузійний катетер 20 відповідно до одного варіанту виконання дійсного винаходу. Катетер 20 переважно містить гнучку основу 22 (Фіг.2-4), непористу мембрану 24 і пористу мембрану 26. Мембрани 24 і 26 обгорнені навколо основи 22, створюючи множину осевих просвітів між внутрішніми поверхнями мембран 24 і 26 і поверхнею основи 22, як більш докладно описано нижче. Непориста мембрана 24 визначає неінфузійну частину 28 катетера 20 і переважно покриває основу 22 від його проксимального кінця до точки 30, показаної на Фіг.1. Подібним же способом пориста мембрана 26 визначає інфузійну частину 32 катетера 20 і переважно покриває основу 22 від точки 30 до дистального кінця основи 22. Альтернативно, катетер 20 може бути виконаний без непористої мембрани 24. У такій конфігурації пориста мембрана покриває основу 22 по всій довжині, так що вся довжина основи 22 відповідає інфузійній частині катетера 20. Інфузійна частина може мати будь-яку бажану довжину. Проксимальний кінець катетера 20 може з'єднуватися із системою 34 подачі рідини, що містить рідину 36, таку, як рідкий медикамент. Дистальний

кінець катетера 20 може містити кришку 48 (Фіг.4), що визначає кінцеву точку осевих просвітів усередині катетера 20.

При використанні катетер 20 вставляється в таку анатомічну систему, як тіло людини, для доставки рідкого медикаменту безпосередньо до ділянки поранення в анатомічній системі. Зокрема, катетер 20 виконаний для доставки медикаменту в загальному випадку в лінійний сегмент ділянки поранення, що відповідає інфузійній частині 32 катетера 20. Таким чином, катетер переважно вставляється так, щоб інфузійна частина 32 розташовувалася усередині ділянки поранення. За допомогою добре відомих способів лікар або медсестра можуть устатувати катетер 20 за допомогою осевого направляючого дроту 46, розташованого усередині осевого просвіту 44 для направляючого дроту катетера. Як тільки катетер розміщений бажаним способом, направляючий дріт 46 просто витягається через проксимальний кінець катетера 20. Альтернативно катетер 20 може не мати направляючого дроту або просвіту для направляючого дроту.

Фіг.2 і 3 ілюструють кращу конфігурацію основи 22. Поверхня основи 22 містить такі перешкоди, як множина ребер 40, як показано на даних кресленнях. Перешкоди виконані так, що коли мембрани 24 і 26 обертаються навколо основи 22, ці мембрани формують частину стінок множини осевих просвітів 38, усередині яких може текти рідина 36. У кращій конфігурації множина ребер 40 радіально виходить із загальної осевої центральної частини 42 основи 22. Ребра 40 також проходять подовжньо по довжині основи 22 і переважно по всій його довжині. У неінфузійній частині 28, показаній на Фіг.2, непориста мембрана 24 переважно щільно обгортається навколо зовнішніх країв ребер 40. У результаті між внутрішньою поверхнею непористої мембрани 24 і зовнішньою поверхнею основи 22 формуються осеві просвіти 38. Подібним же чином у інфузійній частині 32, показаній на Фіг.3, пориста мембрана 26 переважно щільно обгортається навколо зовнішніх країв ребер 40 так, щоб між внутрішньою поверхнею пористої мембрани 26 і зовнішньою поверхнею основи 22 формувалися осеві просвіти 38.

У альтернативному виконанні катетера 20 пориста мембрана 26 може бути обгорнена навколо основи 22 по всій довжині, замінюючи, таким чином, непористу мембрану 24. У даному виконанні вся довжина основи 22 відповідає інфузійній частині 32. Відповідно до ще одного альтернативного варіанту виконання основа 22 може проходити тільки в інфузійній частині 32, і може забезпечуватися трубка, що проходить від системи 34 подачі рідини до проксимального кінця основи 22. У даному виконанні трубка замінює непористу мембрану 24 і частину основи 22, що проходить у неінфузійній частині 28 кращого виконання. Іншими словами, трубка визначає неінфузійну частину 28.

У кращій конфігурації кількість ребер 40 дорівнює кількості просвітів 38. Хоча на Фіг.2 і 3 показані п'ять ребер 40 і осевих просвітів 38, може забезпечуватися будь-яка підходяща кількість ребер 40 і просвітів 38, виходячи з цілей забезпечення множини просвітів усередині катетера 20, підтримання

гнучкості і, якщо бажано, підтримання незалежності рідини в просвітах. У даному описі терміни "незалежність рідини", "поділ рідини" і подібні, при використанні для опису множини осьових просвітів, означають просто те, що просвіти не мають рідинного сполучення один з одним. Мембрани 24 і 26 переважно приклеюються уздовж зовнішніх країв ребер 40 за допомогою підходящого клею, такого, як медичний клей або епоксидна смола. Це запобігає зрушуванню мембран 24 і 26, що може відбутися при уставлянні катетера в анатомічну систему або вилученні з неї. Більш переважно мембрани приклеюються по всій довжині зовнішнього краю кожного з ребер 40. Альтернативно, мембрана може бути обгорнена навколо основи і не прикріплюватися до основи за допомогою іншої речовини. Мембрана і основа можуть бути прикріплені друг до друга за допомогою іншого засобу, відомого фахівцям. Це підтримує незалежність рідини просвітів 38. Якщо бажано, може забезпечуватися просвіт 44 для осьового направляючого дроту усередині осьової центральної частини 42 основи 22. Просвіт 44 для направляючого дроту адаптований для прийому направляючого дроту 46, що може використовуватися, щоб допомогти при уставлянні катетера 20 в анатомічну систему, як описано вище і зрозуміло для фахівців.

Як показано на Фіг.4, катетер 20 переважно містить у собі кінцеву частину або кришку 48, закріплену на дистальному кінці основи 22. Кінцева частина 48 може виконуватися разом з основою 22, або приклеюється до неї. Переважно проксимальний кінець кінцевої частини 48 має круглу форму і має такий діаметр, щоб зовнішня поверхня проксимального кінця кінцевої частини 48 сполучалася з зовнішніми краями ребер 40 основи 22, як показано. Пориста мембрана 26 обертається навколо проксимального кінця кінцевої частини 48. Мембрана 26 переважно приклеюється до кінцевої частини 48 так, щоб запобігався вихід рідини 36 у просвітах 38 із катетера 20 без проходження через стінки мембрани 26. Кінцева частина 48 блокує осьовий потік рідини через дистальний кінець катетера 20. Однак кінцева частина 48 може опціонально формуватися з пористого матеріалу, забезпечуючи деякий осьовий розподіл рідини з дистального кінця катетера 20, якщо це бажано. Дистальний кінець кінцевої частини 48 переважно має куполоподібну форму, як показано, дозволяючи катетеру 20 більш легко вставлятися в анатомічну область.

Основа 22 може формуватися з різноманітних матеріалів, у залежності від необхідної гнучкості, легкості, міцності, гладкості й інертності по відношенню до анатомічних систем, тобто безпеки. До придатних для основи 22 матеріалів відносяться нейлон, поліамід, тефлон та інші матеріали, відомі фахівцям. Пориста мембрана 26 переважно є губкоподібним або піноподібним матеріалом або порожнистим волокном. Мембрана 26 може формуватися з різних підходящих матеріалів, у залежності від необхідної гнучкості й інертності по відношенню до анатомічних систем. Мембрана 26 переважно має пористість, що приводить до практично рівномірного розподілу рідини по поверхні інфузійної частини 32 катетера 20, а середній розмір пори

досить малий, щоб обмежити потік бактерій через стінки мембрани. До придатних для мембрани 26 матеріалів відносяться поліетилен, полісульфон, поліефірсульфон, поліпропілен, полівініліден дифторид, полікарбонат, нейлон або поліетилен високої щільності. Ці матеріали мають перевагу біосумісності. Пориста мембрана 26 може відфільтровувати небажані бактерії з рідкого медикаменту, коли він проходить через мембрану 26. Відомо, що найдрібніші бактерії не можуть пройти через пори, що менше 0,23 мікрон. Таким чином, середній розмір пори, або діаметр пори, пористої мембрани 26 може бути менше 0,23 мікрон для запобігання проходженню бактерій крізь мембрану 26. Середній розмір пори, або діаметр пори, пористої мембрани 26 переважно знаходиться в діапазоні приблизно від 0,1 до 1,2 мікрон, більш переважно в діапазоні приблизно від 0,3 до 1 мікрона, і ще більш переважно приблизно 0,8 мікрон.

Як відзначено вище, проксимальний кінець катетера 20 може бути з'єднаний із системою 34 подачі рідини. Катетер 20 може бути виконаний так, що кожний осьовий просвіт 38 рідинно незалежний. Іншими словами, просвіти 38 не будуть рідинно сполучатися один з одним. Катетер 20 може з'єднуватися з одною системою 34 подачі рідини, щоб рідина 36 текла в кожному з просвітів 38. Альтернативно катетер 20 може бути з'єднаний із множиною окремих систем подачі рідини, щоб декілька окремих рідин могли роздільно текти в просвітах 38. Відповідно до даної конфігурації кожний просвіт 38 може з'єднуватися з окремою системою подачі рідини, так що загальна кількість різних рідин, що можуть доставлятися в анатомічну систему, дорівнює кількості просвітів 38. Альтернативно рідинні просвіти не обов'язково є рідинно незалежними. Наприклад, мембрана 26 може не прикріплюватися до основи 22 по всій довжині основи 22, дозволяючи, таким чином, рідині 36 мігрувати між просвітами 38.

Під час роботи катетер 20 доставляє рідину безпосередньо до ділянки анатомічної системи, суміжної з інфузійною частиною 32. Рідина 36 із джерела 34 рідини вводиться в осьові просвіти 38 із проксимального кінця катетера 20. Рідина 36 спочатку тече по неінфузійній частині 28. Коли рідина 36 досягає інфузійної частини 32, вона проходить пористу мембрану 26. При збільшенні кількості рідини 36 у інфузійній частині 32, вона подовжно дифундує в стінках мембрани 26 доти, поки вся мембрана 26 і інфузійна частина 32 не наситяться рідиною. У цей момент рідина 36 починає проходити через мембрану 26, тим самим виходячи з катетера 20 і входячи в тіло. Більш того, рідина 36 переважно проходить через усю площу поверхні пористої мембрани 26 практично з постійною швидкістю за рахунок характеристик мембрани 26. Таким чином, рідина доставляється практично з рівною швидкістю в загальному випадку по лінійному сегменту ділянки поранення анатомічної системи. Більш того, ця перевага досягається при доставці рідини як при низькому, так і при високому тиску.

Фіг.5 і 6 ілюструють катетер 50 відповідно до альтернативного варіанту виконання дійсного винаходу. Відповідно до даного варіанту виконання

катетер 50 містить подовжену зовнішню трубку 52 і внутрішню подовжену трубкоподібну пористу мембрану 54. Трубноподібна мембрана 54 переважно концентрично розміщена усередині зовнішньої трубки 52. Більш переважно трубка 52 щільно оточує і підтримує трубкоподібну мембрану 54 так, щоб досягався відносно точний збіг внутрішнього розміру трубки 52 і зовнішнього розміру мембрани 54. Множина вихідних отворів 56 для рідини забезпечується в трубці 52, переважно по всій окружності трубки. Частина трубки 52, що містить вихідні отвори 56, визначає інфузійну частину катетера 50. Трубноподібну мембрану 54 необхідно постачати тільки уздовж інфузійної частини, але мембрана може бути і довше. Опціонально можуть забезпечуватися осьові вихідні отвори в дистальному кінці 58 трубки 52. Також може забезпечуватися направляючий дріт і (або) просвіт для направляючого дроту, щоб допомагати при устанавлянні катетера 50 у тіло, як буде зрозуміло фахівцям.

Трубка 52 може формуватися з будь-якого з множини підходящих матеріалів, таких як нейлон, поліамід, тефлон та інші матеріали, відомі фахівцям, у залежності від цілей інертності по відношенню до анатомічних систем, гнучкості, легкості, міцності, гладкості і безпеки. У кращій конфігурації трубка 52 переважно є катетерною трубкою 20 із розмірами, коли внутрішній і зовнішній діаметри рівні 0,019 дюйма і 0,031 дюйма, відповідно. Вихідні отвори 56 трубки 52 мають діаметр приблизно 0,015 дюйма і забезпечуються в рівновіддалених по осі положеннях уздовж трубки 52. Отвори 56 переважно згруповані так, що кожний отвір зміщений під кутом приблизно 120 градусів по відношенню до подовжньої осі трубки 52 у порівнянні з положенням попереднього отвору. Осьова відстань між суміжними вихідними отворами 56 переважно знаходиться в діапазоні від 0,125 до 0,2 дюйма, а більш переважно дорівнює приблизно 3/16 дюйма. Інфузійна частина може також мати будь-яку бажану довжину. Дана конфігурація приводить до суцільної рівномірної доставки рідини в загальному випадку по лінійному сегменту ділянки поранення. Зрозуміло, вихідні отвори 56 можуть забезпечуватися в будь-якому із множини альтернативних місць розташування.

Трубноподібна пориста мембрана 54 переважно є губкоподібним або піноподібним матеріалом або порожнистим волокном. Трубноподібна мембрана 54 може мати середній розмір пори, або діаметр пори, менший, чим 0,23 мікрона, щоб фільтрувати бактерії. Переважно діаметр пори знаходиться в діапазоні приблизно від 0,1 до 1,2 мікрон, більш переважно в діапазоні приблизно від 0,3 до 1 мікрона, і навіть ще більш переважно складає приблизно 0,8 мікрона. Трубноподібна мембрана 54 може формуватися з будь-якого з множини підходящих матеріалів, у залежності від цілей інертності по відношенню до анатомічних систем, підтримки гнучкості, відповідності габаритним обмеженням, що накладається трубкою 52, і мати пористість, що приводить до практично рівномірного розподілу рідини через усі вихідні отвори 56 трубки 52. Деякими з підходящих матеріалів для мембрани 54 є поліетилен, полісульфон, полі-

ефірсульфон, поліпропілен, полівініліден діфторид, полікарбонат, нейлон або поліетилен високої щільності. Переважно внутрішній і зовнішній діаметри трубкоподібної мембрани 54 складають 0,010 дюйма і 0,018 дюйма, відповідно. У випадку, коли забезпечується направляючий дріт 46, цей направляючий дріт може бути дротом із нержавіючої сталі діаметром приблизно 0,005 дюйма. Трубка 52 може прикріплюватися до мембрани 54 епоксидною смолою або іншими засобами, відомими фахівцям. Альтернативно, мембрана 54 може контактувати з трубкою 52 шляхом щільного входження без використання інших матеріалів для закріплення мембрани 54 у трубці 52.

Під час роботи катетер 50 доставляє рідину в ділянку анатомічної системи, суміжну із інфузійною частиною катетера 50. Коли рідина тече в інфузійну частину, вона спочатку усмоктується в трубкоподібну пористу мембрану 54. При збільшенні кількості рідини, що надходить у інфузійну частину, рідина дифундує подовжньо в стінках трубкового елемента 54. Коли мембрана 54 і трубковий простір усередині неї насичені, рідина проходить через мембрану 54 і виходить із катетера 50, витікаючи через вихідні отвори 56 трубки 52. Більш того, рідина переважно проходить через мембрану практично рівномірно по всій площі поверхні мембрани 54, що приводить до практично однакового потоку практично через усі вихідні отвори 56. Таким чином, рідина доставляється практично з постійною швидкістю по пораненій ділянці анатомічної системи. Більш того, ця перевага досягається як для доставки при низькому тискові, так і для доставки при високому тискові.

Фіг.7 ілюструє катетер 70 відповідно до ще одного варіанту виконання дійсного винаходу. Катетер 70 містить у собі трубку 72, що має множину вихідних отворів 76 у бічних стінках трубки, і трубкоподібну пористу мембрану 74, що концентрично охоплює трубку 72. Катетер 70 діє подібно катетеру 50, описаному вище в зв'язку з Фіг.5 і 6. Під час роботи рідкий медикамент проходить через вихідні отвори 76, а потім починає усмоктуватися в пористу мембрану 74. Рідина подовжньо дифундує в стінках мембрани доти, поки мембрана не насититься. Після цього рідина покидає стінки мембрани і потрапляє в тіло. Переважно рідина розподіляється в тіло практично з однаковою швидкістю по всій площі поверхні мембрани 74. Як і в попередніх варіантах виконання, ця перевага досягається як для доставки при низькому тискові, так і для доставки при високому тискові.

Фіг.8 ілюструє катетер 60 відповідно до ще одного варіанту виконання дійсного винаходу. Катетер 60 більш придатний для доставки з відносно високою швидкістю в ділянку в межах анатомічної системи. Катетер 60 містить трубку 62, що має множину вихідних отворів 64 розміру, що збільшується. Зокрема, більш дистальні вихідні отвори мають більший діаметр, ніж більш проксимальні вихідні отвори. Положення вихідних отворів 64 на трубці 62 визначає довжину інфузійної частини катетера 60. Інфузійна частина може мати будь-яку бажану довжину. Проксимальний кінець катетера 60 з'єднаний із системою подачі рідини, і може також передбачатися направляючий дріт і (або)

просвіт для направляючого дроту, щоб допомагати вставлянню катетера 60 в анатомічну систему.

Як обговорювалося вище, для доставки рідини з високим або низьким тиском, вихідні отвори, розташовані ближче до дистального кінця катетерної трубки, звичайно мають більший опір потокові в порівнянні з вихідними отворами, розташованими ближче до проксимального кінця трубки. Також рідина, що тече через більш дистальні отвори, зазнає більшого падіння тиску. Відповідно, рідина, що тече через більш проксимальні отвори, має в цілому більшу швидкість потоку, що приводить до нерівномірної доставки рідини. Навпроти, катетер 60 переважно забезпечує практично рівномірну доставку рідини практично через усі вихідні отвори 64 за умови відносно високої швидкості потоку. Це відбувається за рахунок того, що більший розмір більш дистальних отворів компенсує їхній збільшений опір потокові і падіння тиску. Іншими словами, оскільки більш дистальні отвори більші ніж більш проксимальні отвори, швидкість потоку через більш дистальні отвори більша, ніж якби вони були такого ж розміру, що і більш проксимальні отвори. Отвори 64 переважно забезпечуються розміром, що поступово збільшується, що приводить до практично рівномірної доставки рідини. Додатково отвори 64 можуть мати такий розмір, щоб вони комбінувалися, формуючи отвір, що обмежує потік, як описано в зв'язку з варіантом виконання за Фіг.12.

У порівнянні з відомими з рівня техніки катетерами, катетер 60 переважно простий і легкий у виготовленні. Усе, що потрібно - це просвердлити множину вихідних отворів 64 у трубці 62. Більш того, катетер 60 може піддаватися більшому вигину, ніж відомі з рівня техніки катетери, зберігаючи працездатність. На противагу відомим із рівня техніки катетерам, таким, як катетер за патентом Wang, якщо трубка 62 трохи зігнута, вона все рівно буде відносно рівномірно доставляти рідину. Це відбувається тому, що трубка 62 має один просвіт із відносно великою площею поперечного перетину. Якщо трубка 62 трохи вигнута, рідина, що тече усередині просвіту, із меншою імовірністю буде заблокована і буде зазнавати зміни тиску, що може привести до нерівномірного розподілу рідини.

Трубка 62 катетера 60 може виконуватися з будь-якого із широкого множини матеріалів, у залежності від цілей інертності по відношенню до анатомічних систем, гнучкості, легкості, міцності, гладкості і безпеки. До підхожих матеріалів відносяться нейлон, поліамід, тефлон та інші матеріали, відомі фахівцям. Інфузійна частина може мати будь-яку бажану довжину, але переважно її довжина складає приблизно від 0,5 до 20 дюймів, а більш переважно приблизно 10 дюймів. Діаметр вихідних отворів 64 переважно знаходиться в діапазоні від приблизно 0,0002 дюймів на проксимальному кінці інфузійної частини до приблизно 0,01 дюйма на її дистальному кінці. Найбільший, тобто найбільш дистальний отвір 64 переважно знаходиться на відстані приблизно 0,25 дюйма від дистального кінця трубки 62. У кращій конфігурації осьова відстань між суміжними отворами 64 знаходиться в діапазоні приблизно від 0,125 до 0,25 дюйма, а більш переважно приблизно 3/16 дюйма. Опціона-

льно отвори 64 можуть забезпечуватися так, щоб суміжні отвори були зміщені під кутом приблизно 120 градусів, як у виконанні за Фіг.5. Зрозуміло, якщо передбачається занадто багато вихідних отворів 64, трубка 62 може бути небажано ослаблена.

Фіг.12 ілюструє катетер 100 відповідно до ще одного варіанту виконання дійсного винаходу. Катетер 100 містить дистально закриту трубку 102, що має множину вихідних отворів 104 у бічних стінках трубки 102. Частина трубки 102, що містить вихідні отвори 104, визначає інфузійну частину катетера 100. Вихідні отвори 104 мають такий розмір, щоб сумарний розмір отворів був меншим, ніж площа будь-якого іншого поперечного перетину, що обмежує потік, або отвори катетера. Таким чином, вихідні отвори 104 є обмежником потоку катетера 100. При використанні катетер переважно розподіляє рідину практично через усі вихідні отвори 104. Рідина, введена в проксимальний кінець трубки 102, тече по трубці доти, поки не досягне її закритого дистального кінця. У цей момент рідина накопичується в інфузійній частині катетера. Практично відвертається плин рідини через отвори 104 за рахунок їхнього малого розміру. Нарешті інфузійна частина катетера наповнюється рідиною. Оскільки рідина безперервно вводиться в проксимальний кінець трубки 102, тиск рідини починає зростати. У визначений момент тиск стає досить високим для того, щоб змусити рідину текти через вихідні отвори 104. Більш того, рідина тече практично через усі вихідні отвори 104.

У даній кращій конфігурації усі вихідні отвори 104 мають однаковий розмір, так що рідина розподіляється практично з рівною швидкістю практично через всі отвори. Отвори 104 переважно просвердлюються лазером, щоб забезпечити дуже маленький діаметр отвору. Кращий діаметр вихідних отворів 104 складає приблизно 0,0002 дюйма, або приблизно 5 мікрон. Численні вихідні отвори 104 можуть бути забезпечені в трубці 102. Отвори переважно забезпечуються по окружності інфузійної частини катетера 100 для більш рівномірної доставки рідини по анатомічній ділянці. Краща осьова відстань між суміжними отворами 104 знаходиться в діапазоні приблизно від 0,125 до 0,25 дюйма, а більш переважно приблизно 3/16 дюйма. Катетер 100 може використовуватися для доставки рідини з високим або з низьким тиском. Трубка 102 може виконуватися з будь-якого з множини матеріалів, відомих фахівцям, що обговорювались раніше.

Фіг.13 ілюструє катетер 200 відповідно до ще одного варіанту виконання дійсного винаходу. Катетер 200 містить дистально закриту трубку 202, що має множину вихідних отворів 204, зроблених у ній уздовж інфузійної частини катетера, як і у вищеописаних варіантах виконання. Отвори 204 бажано забезпечуються по окружності трубки 202. Усередині трубки 202 розташовується подовжений елемент 206, сформований із пористого матеріалу. Переважно елемент 206 має у цілому циліндричну форму, і є твердим. Переважно елемент 206 розташовується в трубці 202 так, щоб формувався кільцевий простір 208 між зовнішньою поверхнею елементу 206 і внутрішньою поверхнею трубки 202. Переважно елемент 206 проходить від диста-

льного кінця 210 трубки 202 назад до проксимальної точки інфузійної частини катетера. Альтернативно елемент 206 може проходити уздовж тільки частини інфузійної частини. Елемент 206 переважно є в цілому концентричним по відношенню до трубки 202, але і неконцентричні конструкції будуть досягати переваг винаходу. Переважно елемент 206 робиться з гнучкого матеріалу, щоб допомогти розміщенню катетера 200 у тілі пацієнта.

При використанні рідкий медикамент, що тече у трубці 202, насичує пористий елемент 206 і тече в кільцеву ділянку 208. Коли елемент 206 насичений, рідина в елементі 206 тече в ділянку 208 і виходить із катетера 200 через вихідні отвори 204. Оскільки тиск рідини однаковий в межах кільцевої області 208, рідина переважно тече практично рівномірно через всі отвори 204. Існує декілька переваг кільцевої області 208. Одна з переваг полягає в тому, що вона прагне оптимізувати рівномірність потоку через вихідні отвори 204. Також елемент 206 може бути виконаний із пористого матеріалу, що розширюється при насиченні рідиною. Якщо це так, то елемент 206 переважно розширюється в кільцеву область 208, не надавляючи на трубку 202. Це обмежує можливість утворення ділянок високого тиску на внутрішній поверхні трубки 202, що можуть викликати нерівномірний вихідний потік медикаменту в місці поранення. Альтернативно елемент 206 може розширюватися і вступати в контакт із трубкою 202, і все рівно досягати цілі дійсного винаходу.

Елемент 206 формується з пористого матеріалу, що має середній розмір пори переважно в діапазоні від 0,1 до 50 мікрон, і більш переважно приблизно 0,45 мікрон. Радіальна ширина W кільцевої області 208 переважно знаходиться в діапазоні від 0 до приблизно 0,005 мікрон, а більш переважно приблизно 0,003 мікрон. Елемент 206 може виконуватися з будь-якого з множини матеріалів, у залежності від цілей пористості, гнучкості, міцності і зносостійкості. Кращим матеріалом є Mentek.

Елемент 206 може бути закріплений усередині трубки 202 за допомогою адгезиву. У одному варіанті виконання, як показано на Фіг.13, адгезив наноситься на дистальний кінець елементу 206, створюючи зв'язок із внутрішньою поверхнею дистального кінця трубки 202. Переважно адгезив наноситься на проксимальному кінці інфузійної частини катетера 200 або поруч із ним. Додатково адгезив може наноситися по окружності елементу 206 у будь-якому подовжньому положенні, формуючи кільцеподібний зв'язок із внутрішньою поверхнею трубки 202. Наприклад, у виконанні за Фіг.13 забезпечується кільцеподібний зв'язок 214 проксимальніше інфузійної частини катетера 200. Можливі інші конфігурації. Наприклад, Фіг.14 показує варіант виконання, у якому адгезив наноситься на дистальний кінець елементу 206, формуючи зв'язок 216, а також у цілому в центрі інфузійної частини, формуючи кільцеподібний зв'язок 218. Фіг.15 показує варіант виконання, у якому адгезив наноситься тільки на дистальний кінець елементу 206, формуючи елемент 220. Фіг.16 показує варіант виконання, у якому адгезив наноситься тільки на центр інфузійної частини, формуючи кільцепо-

дібний зв'язок 222. Фахівці зрозуміють із даного тут опису, що адгезив може бути нанесений у будь-якому із множини варіантів виконання. Таким чином, наприклад, адгезив на дистальному кінці катетера (тобто 212, 216 і 220 на Фіг.13, 14 і 15 відповідно) не обов'язковий.

У найкращому в дійсний момент варіанті виконання винаходу містяться переважно два зв'язки - один біля найбільш проксимального отвору й один біля найбільш дистального отвору катетера. Кожний зв'язок формується за допомогою адгезиву, як описується нижче.

Кільцеподібний зв'язок 214 може бути сформований шляхом уливання адгезиву в рідкому вигляді через один з вихідних отворів 204, коли елемент 206 знаходиться в трубці 202. Адгезив, що звичайно має велику в'язкість, прагне текти по окружності елементу 206, а не усередину елементу. Таким чином, адгезив формує кільцеподібний зв'язок із трубкою 202, як буде зрозуміло фахівцям. Адгезив також закупорює вихідний отвір 204, через який він налитий. Прийнятним буде будь-який із множини різних типів адгезивів, кращим адгезивом є Loctite.

Як відзначалося вище, елемент 206 переважно розташовується концентрично з трубкою 202. Фіг.17 показує поперечний розріз катетера 200, у якому елемент 206 концентрично поміщений у трубку 202. Альтернативно елемент 206 може розміщуватися суміжно з трубкою 202, як показано на Фіг.18. Конфігурація за Фіг.18 може бути простішою у виготовленні, ніж конфігурація за Фіг.17, оскільки не треба центрувати елемент 206 у трубці 202.

Фахівці зрозуміють із даного тут опису, що елемент 206 може мати будь-яку бажану довжину і може проходити будь-яку відстань у інфузійній частині катетера 200. Наприклад, елемент 206 не обов'язково проходить до дистального кінця трубки 202. Додатково, проксимальний кінець елементу 206 може розташовуватися або дистально, або проксимально по відношенню до проксимального кінця інфузійної частини.

При використанні будь-яких катетерів за вищеописаними варіантами виконання, катетер може спочатку містити повітря в катетерній трубці. Наприклад, катетер 200, показаний на Фіг.13, може містити повітря усередині пористого матеріалу елементу 206. Уведення рідкого медикаменту в катетер змушує повітря випливати через вихідні отвори. Однак це може зайняти декілька годин. Якщо катетер уставлений у пацієнта з повітрям усередині, і в катетер подається рідкий медикамент, місце поранення пацієнта може одержати мало медикаменту або взагалі не одержати медикаменту доти, поки повітря не вийде з катетерної трубки. Таким чином, переважно прогнати рідкий медикамент через катетер до уставлення катетера в пацієнта, щоб гарантувати, що все повітря вийшло із катетера до початку використання. Далі, за Фіг.19, у трубку катетера може бути уставлений повітряний фільтр 224, відомий із рівня техніки, проксимально по відношенню до інфузійної частини 226 катетера 200. Цей фільтр 224 запобігає проникненню небажаного повітря в інфузійну частину 226 катетера 220.

Фіг.20 і 21 ілюструють катетерні трубки, що містять подовжені вихідні отвори або щілини. Ці катетерні трубки можуть використовуватися замість катетерних трубок, показаних і описаних вище. Фіг.20 показує трубку 230, що має вихідні отвори або щілини 232, що подовжені в подовжньому напрямку трубки 230. Щілини 232 переважно забезпечуються по окружності трубки 230 у інфузійній частині катетера. У порівнянні з меншими вихідними отворами подовжені щілини 232 прагнуть збільшити швидкість потоку рідини, що виходить із катетера, шляхом зменшення опору потокові, що його зазнає рідина. Переважно щілини 232 можуть бути орієнтовані подовжньо на корпусі катетера, щоб не погіршувати структурну цілісність катетера 200, що зрозуміло для фахівців.

Фіг.21 показує трубку 234, що містить вихідні отвори або щілини 236, довжина яких збільшується по довжині трубки у дистальному напрямку. У проілюстрованому варіанті виконання щілини, розташовані ближче до проксимального кінця інфузійної частини трубки 234, коротші, ніж щілини, розташовані ближче до дистального кінця інфузійної частини. Як і у виконанні за Фіг.8, катетерна трубка 234 переважно забезпечує практично рівномірну доставку рідини практично через усі вихідні щілини 236, за умови відносно високої швидкості потоку. Це відбувається за рахунок того, що більший розмір більш дистальних щілин компенсує їхній збільшений опір потокові і падіння тиску. Іншими словами, оскільки більш дистальні щілини більші, ніж більш проксимальні щілини, через більш дистальні щілини потік йде з більшою швидкістю, ніж якби вони були б того ж розміру, що і більш проксимальні щілини. Довжина щілин 236 переважно поступово збільшується, що приводить до практично рівномірної доставки рідини. Далі, подовжені щілини приводять у загальному випадку до великих швидкостей вихідного потоку, як у виконанні за Фіг.20.

В усіх вищеописаних варіантах виконання катетерів може забезпечуватися незалежний просвіт

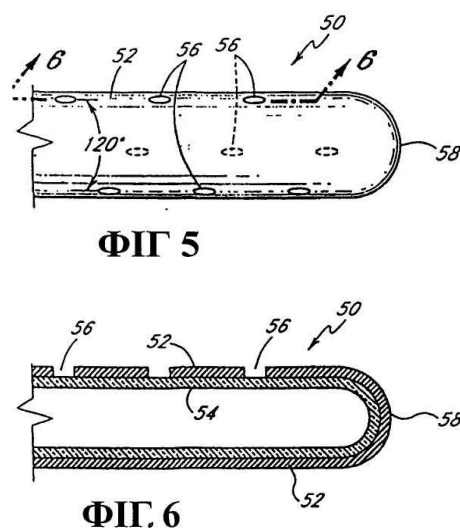
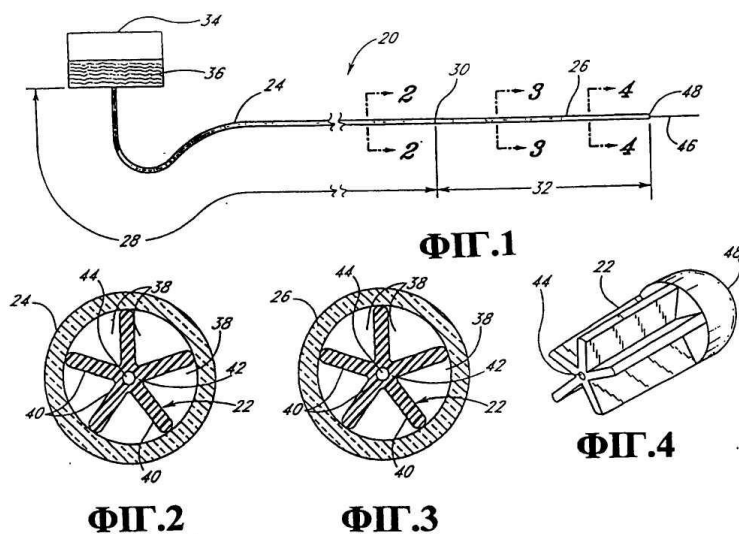
для направляючого дроту усередині або суміжно з описаними просвітами, як буде зрозуміло фахівцям.

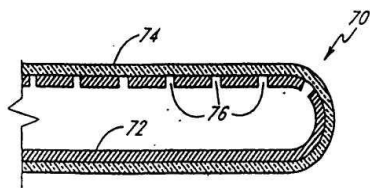
Катетери за дійсним винаходом можуть використовуватися в різних медичних додатках. За Фіг.22 в одному із зразкових застосувань катетер 20 (позначення 20 використовується для ідентифікації катетера, але може бути використаний будь-який із вищеописаних катетерів) вставляється в кров'яний згусток 240 усередині вени або артерії 242. Переважно інфузійна частина катетера розташовується в межах згустку 240 крові. Рідкий медикамент переважно вводиться в проксимальний кінець катетерної трубки. Медикамент переважно виходить із катетера 20 з однаковою швидкістю по всій інфузійній частині, розчиняючи згусток 240.

Як легко зрозуміють фахівці, будь-який з описаних тут варіантів виконання катетера може бути використаний у різних додатках, у тому числі, не в порядку обмеження, для блокування периферичних нервів, внутрішньооболонкових інфузій, епідуральних інфузій, внутрішньосудинних інфузій, внутрішньоартеріальних інфузій і внутрішньосуглобових інфузій, а також при знеболюванні пораненої ділянки.

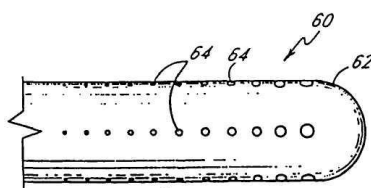
До того ж, будь-які розкриті тут катетери можуть сполучатися з рідинною лінією, що йде від інфузійного насоса, на протилежному незалежному катетеру, сконструйованому для з'єднання або прикріплення до інфузійного насосу.

Хоча винахід був розкритий у контексті визначених кращих варіантів виконання і прикладів, фахівцям буде зрозуміло, що дійсний винахід виходить за рамки специфічних розкритих варіантів виконання або інших альтернативних варіантів виконання і (або) використання винаходу і його очевидних модифікацій і еквівалентів. Таким чином, об'єм дійсного винаходу, описаного тут, не повинний обмежуватися вищеописаними варіантами виконання, а повинний визначатися тільки наступною формулою винаходу.

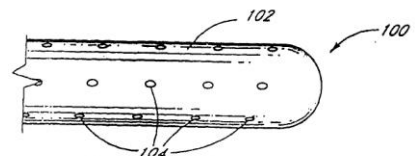




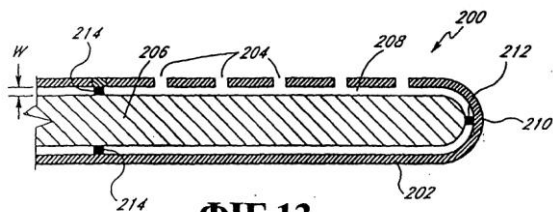
ФІГ. 7



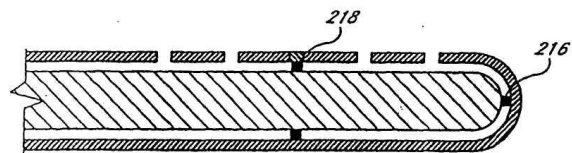
ФІГ. 8



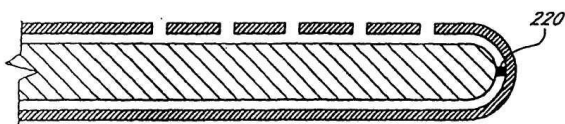
ФІГ. 12



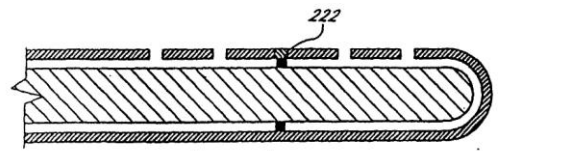
ФІГ. 13



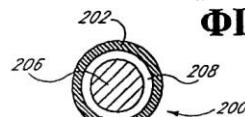
ФІГ. 14



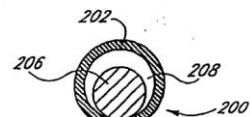
ФІГ. 15



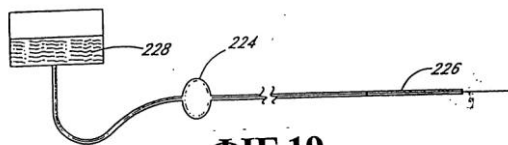
ФІГ. 16



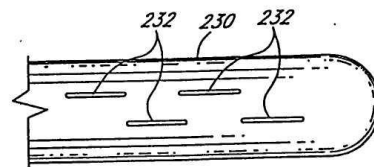
ФІГ. 17



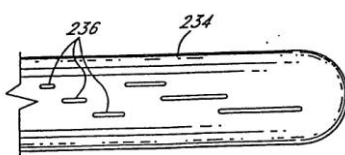
ФІГ. 18



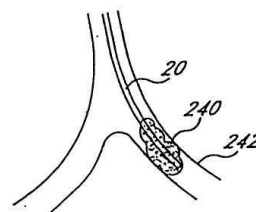
ФІГ. 19



ФІГ. 20



ФІГ. 21



ФІГ. 22