



República Federativa do Brasil
Ministério da Indústria, Comércio Exterior
e Serviços
Instituto Nacional da Propriedade Industrial

(11) PI 0410351-3 B1

(22) Data do Depósito: 11/05/2004

(45) Data de Concessão: 03/01/2017



(54) Título: CATETER PARA A DISTRIBUIÇÃO DE UM FLUIDO PARA UMA REGIÃO ANATÔMICA

(51) Int.Cl.: A61M 25/00

(30) Prioridade Unionista: 12/05/2003 US 10/436,457, 12/05/2003 US 10/435,946

(73) Titular(es): KIMBERLY CLARK WORLDWIDE, INC.

(72) Inventor(es): JOSE CASTILLO DENIEGA; ROGER MASSENGALE; KENNETH W. RAKE; JAMES DAL PORTO

"CATETER PARA DISTRIBUIÇÃO DE UM FLUIDO PARA UMA REGIÃO ANATÔMICA"

Área da Invenção

A presente invenção refere-se, de maneira geral, a cateteres e, de maneira particular, a um cateter que distribui uniformemente medicação fluida através de uma seção de infusão do cateter.

Descrição da Técnica Relacionada

Cateteres de infusão para distribuição de medicação de fluido para dentro de sistemas anatômicos, tal como o corpo humano, são bastantes conhecidos na técnica. Esses cateteres, em geral, incluem um tubo flexível inserido em uma determinada região da anatomia. O tubo contém tipicamente um ou mais lumens axiais, em cujo interior o fluido pode fluir.

A extremidade proximal do tubo de cateter é conectada a uma fonte de fluido, a partir da qual fluido é introduzido no tubo de cateter. O fluido flui dentro de um dos lumens sob pressão alimentada na extremidade proximal do tubo. Para cada lúmen, são normalmente previstos um ou mais furos de saída ao longo de uma seção de infusão próxima à extremidade distal do tubo, para que fluido saia do tubo. Tais furos de saída são criados, através de perfuração da parede lateral do tubo oco.

Em certas condições medicas, é vantajoso distribuir medicação de fluido a uma pluralidade de regiões dentro de uma área lesionada. Por exemplo, algumas lesões que necessitam de medicação contra dor podem estar em comunicação com muitas terminações de nervos, ao invés de um único tron-

co de nervos. Um exemplo de uma lesão dessas é uma incisão cirúrgica. Como acima citado, é conhecido fornecer uma pluralidade de furos de saída, através de quais a medicação de fluido abandona o tubo de cateter. Os furos de saída podem ser previstos em várias posições axiais e circunferenciais ao longo do tubo de cateter, a fim de controlar a posição das regiões de distribuição da medicação. Um exemplo de um cateter tendo esta configuração é divulgado na Patente U.S. N° 5.800.407 de Eldor. Além disto, em alguns casos é desejável distribuir tal medicação sob baixa pressão, de modo que o fluido seja distribuído em uma velocidade relativamente baixa. Além disto, em muitos casos é desejável administrar medicação de fluido em uma velocidade substancialmente uniforme ao longo da seção de infusão do cateter, de modo que a medicação seja distribuída por igual sobre a área lesionada.

Infelizmente, uma limitação dos cateteres da técnica anterior com furos múltiplos de saída, tal como o cateter ensinado por Eldor, é que durante a distribuição da medicação de fluido em baixa pressão, o fluido tende a sair somente pelo(s) furo(s) de saída mais próximo(s) à extremidade proximal da seção de infusão do tubo de cateter. Isto ocorre, porque fluidos fluindo através de um tubo saem mais rapidamente através dos furos de saída, oferecendo a menor resistência ao fluxo. Quanto mais longo for o trajeto de fluxo seguido pelo fluido no lúmen, maior será a resistência ao fluxo e a queda de pressão sofrida pelo fluido. Os furos mais proximais oferecem a menor resistência ao fluxo e a menor queda de pressão. Assim, o fluido tende a sair do tubo

de cateter, principalmente através desses furos de saída. Como resultado, a medicação de fluido é distribuída somente a uma pequena região dentro da área lesionada. A tendência do fluido em fluir de modo indesejável somente através dos furos mais proximais de saída depende do tamanho do furo, do número total de furos de saída, e da vazão. Conforme o tamanho do furo ou o número de furos aumentam, aumenta também a possibilidade do fluido sair somente pelos furos mais proximais. Ao contrário, conforme a vazão aumenta, diminui a possibilidade do fluido fazer isto.

A tendência do fluido em sair de modo indesejado somente pelos furos mais proximais do cateter pode, em alguns casos, ser solucionada pelo aumento da vazão ou pressão do fluido, o que faz com que o fluido flua por um número maior dos furos de saída do cateter. Na verdade, se a vazão por pressão for alta o suficiente, o fluido irá fluir através de todos os furos de saída. Porém, algumas vezes é clinicamente desejável distribuir medicação em uma velocidade relativamente baixa, isto é, em uma baixa pressão. Além disto, mesmo naqueles casos em que distribuição de fluido em alta pressão for aceitável ou desejável, cateteres da técnica anterior não fornecem a distribuição de fluido uniforme ao longo da seção de infusão do cateter. Ao invés disto, a vazão através dos furos de saída mais próximos da extremidade proximal da seção de infusão tende a ser maior do que aquela através dos furos de saída mais próximos da extremidade distal. Isto ocorre, porque o fluido passando através dos furos mais proximais sofre uma menor resistência ao fluxo e

uma menor queda de pressão. Ao contrário, o fluido fluindo através dos furos mais distais sofre maior resistência ao fluxo e maior queda de pressão e, por conseguinte, sai em uma vazão menor. Quanto mais distal for o furo, menor será a
5 vazão de saída do fluido. Como resultado, existe uma distribuição desigual de medicação ao longo da área lesionada.

Em outro tipo conhecido de cateter de infusão, diversos lumens são previstos dentro de um tubo de cateter. Para cada lúmen, um furo de saída é previsto, através da
10 perfuração de um furo dentro da parede do tubo. Os furos de saída são previstos em diferentes posições axiais ao longo da seção de infusão do tubo de cateter. Desta maneira, medicação de fluido pode ser distribuída a diversas posições dentro da área lesionada. Embora esta configuração ofereça
15 melhorada distribuição de fluido, ela possui algumas desvantagens. Uma desvantagem é que as vazões de fluido através dos furos de saída não são iguais, visto que os furos de saída mais distais oferecem uma maior resistência ao fluxo pelos mesmos motivos acima discutidos. Outra desvantagem é que
20 o número de lumens e, por conseguinte, o número de furos de saída de fluido, é limitado pelo pequeno diâmetro do tubo de cateter. Como resultado, fluido pode ser distribuído somente a um número muito limitado de posições dentro da área lesionada. Uma outra desvantagem ainda é que as extremidades pro-
25 ximais dos lumens precisam ser fixadas a um coletor complicado, o que aumenta o custo de fabricação do cateter.

Um exemplo de um cateter propiciando uma ministração mais uniforme de medicação de fluido ao longo de uma se-

ção de infusão do cateter é ilustrado pela Patente U.S. Nº 5.425.723 de Wang. Wang divulga um cateter de infusão incluindo um tubo externo, um tubo interno envolto concentricamente dentro do tubo externo, e um lúmen central dentro do tubo interno. O tubo interno possui um diâmetro inferior ao tubo externo, de modo que uma passagem anular seja formada entre eles. O tubo externo possui uma pluralidade de furos de saída igualmente espaçados, definindo a seção de infusão do cateter. Em uso, fluido fluindo dentro do lúmen central passa através dos furos laterais estrategicamente posicionados dentro das paredes laterais do tubo interno. De modo particular, o espaçamento entre furos laterais adjacentes decresce ao longo de um comprimento do tubo interno, para induzir mais fluido a passar através dos furos laterais mais distais. O fluido, então, flui longitudinalmente através da passagem anular, antes de sair pelos furos de saída na parede do tubo externo. Na passagem anular, o fluido pode fluir em uma direção distal ou proximal, dependendo do local do furo de saída mais próximo no tubo externo. Esta configuração é prevista induzir uma vazão de saída mais uniforme de fluido pelo cateter.

Infelizmente, o cateter de Wang é apenas eficaz para distribuição de fluido com pressão relativamente alta. Quando usado para distribuição de fluido com pressão relativamente baixa, o cateter divulgado por Wang não provê distribuição uniforme de fluido. Ao contrário, o fluido tende a sair através dos furos laterais dos tubos interno e externo, que estão mais próximos da extremidade proximal da seção de

infusão do cateter, visto que esses furos oferecem a menor resistência ao fluxo. Mesmo para distribuição de fluido em alta pressão, existem diversas limitações deste projeto. Uma limitação é que o projeto dos tubos concêntricos é relativamente complexo e de difícil fabricação. Ambos os tubos precisam ser flexíveis o suficiente, para permitir a capacidade de manobra através de um sistema anatômico, sendo que a passagem anular precisa ainda permanecer aberta, a fim de que fluido possa fluir uniformemente no seu interior. Outra li-
5 mitação é que a passagem anular pode ser perturbada, se houver uma dobra na seção de infusão do tubo. Uma dobra no cateter pode deformar a passagem anular, ou mesmo fazer com que os tubos interno e externo entrem em contato. Isto pode provocar uma pressão desigual de fluido dentro de uma seção
10 longitudinal da passagem anular, resultando em distribuição não-uniforme de fluido.

Assim, existe a necessidade de um cateter aperfeiçoado de infusão para distribuição de medicação de fluido, de maneira uniforme, ao longo da seção de infusão, com um
20 projeto relativamente simples, de fácil fabricação, que seja eficaz para distribuição de fluido em alta e baixa vazão. Além disto, é reconhecido que uma classe específica de cateteres, tal como o cateter de Wang, pode propiciar distribuição uniforme de fluido, somente em altas vazões ou pressões
25 de fluido. Porém, existe a necessidade de um cateter de infusão pertencente a essa classe, que possua um projeto relativamente simples, de fácil fabricação, e que possa manter distribuição uniforme de fluido, quando dobrado ou de outra

forma fisicamente deformado.

Sumário da Invenção

Por conseguinte, a presente invenção tem por principal objetivo e vantagem superar algumas ou todas estas li-
5 mitações e propiciar um cateter aperfeiçoado para distribuir
medicação de fluido a uma área lesionada de uma região ana-
tômica.

Um cateter é previsto para distribuição uniforme
de medicação de fluido dentro de uma região anatômica. Uma
10 modalidade do cateter é constituída de um tubo alongado e de
uma membrana porosa tubular alongada externa, que envolve um
comprimento do tubo alongado, de forma que um espaço anular
exista entre a membrana tubular e o tubo alongado. A membra-
na tubular é composta de um material altamente poroso, de
15 preferência tendo um diâmetro de poro médio variando entre
cerca de 0,1 micron e cerca de 0,5 micron. Uma modalidade do
cateter possui um diâmetro de poro médio, que é particular-
mente adequado para filtração de bactérias. Uma pluralidade
de furos de saída de fluido é prevista dentro da parte do
20 tubo alongado envolta dentro da membrana tubular. Em opera-
ção, fluido dentro do cateter flui através de todos os furos
de saída para dentro do espaço anular. A membrana tubular
assegura que o fluido seja uniformemente distribuído dentro
da região anatômica.

25 De acordo com uma modalidade da presente invenção,
um cateter é previsto para a distribuição uniforme de fluido
ao longo de uma região anatômica, compreendendo um elemento
tubular alongado feito de uma membrana porosa. A membrana é

dimensionada, para ser inserida através de uma camada subcutânea envolvendo a região anatômica, tal como a pele de uma pessoa. A membrana é configurada, a fim de que um fluido introduzido sob pressão em uma extremidade aberta da membrana tubular flua através das paredes laterais do elemento tubular em uma velocidade substancialmente uniforme ao longo de um comprimento do elemento tubular. A presente invenção ainda fornece um processo para distribuição uniforme de fluido ao longo de uma região anatômica, compreendendo as etapas de inserção do elemento tubular alongado na região anatômica e introdução de um fluido sob pressão em uma extremidade aberta do elemento tubular.

Outra modalidade da presente invenção fornece um cateter e processo para a distribuição uniforme de fluido ao longo de uma região anatômica. O cateter compreende um suporte alongado e uma membrana porosa envolta em torno do suporte. O suporte é configurado, de modo que um ou mais lumens sejam formados entre o suporte e a membrana. De modo alternativo, o suporte pode ser um elemento tubular tendo uma pluralidade de furos no seu interior. O processo compreende as etapas de inserção do cateter acima descrito na região anatômica e introdução de um fluido sob pressão na extremidade proximal de, pelo menos, um dos lumens. De modo vantajoso, o fluido passa através da membrana em uma velocidade substancialmente uniforme para dentro da região anatômica. A presente invenção ainda fornece um processo de fabricação desse cateter, compreendendo as etapas de formação de um suporte alongado e envolvimento de uma membrana porosa

em torno do suporte, a fim de que um ou mais lumens sejam formados entre o suporte e a membrana.

Outra modalidade da presente invenção fornece um cateter e processo para distribuição uniforme de fluido ao longo de uma região anatômica. O cateter compreende um tubo
5 alongado, incluindo uma pluralidade de furos de saída ao longo de seu comprimento, e uma membrana tubular porosa envolta concentricamente dentro do tubo. O tubo e a membrana definem um lúmen. O processo compreende as etapas de inserção do cateter acima citado na região anatômica e introdução
10 de um fluido sob pressão na extremidade proximal do lúmen, a fim de que o fluido passe vantajosamente através da membrana e os furos de saída em uma velocidade substancialmente uniforme para dentro da região anatômica. A presente invenção ainda fornece um processo de fabricação desse cateter, compreendendo as etapas de formação de um tubo alongado, fornecimento de uma pluralidade de furos de saída ao longo de um comprimento do tubo, formação de uma membrana tubular porosa, e envolvimento concêntrico da membrana tubular porosa
15 dentro do tubo, de forma que o tubo e a membrana definam um lúmen.

Uma outra modalidade ainda da presente invenção fornece um dispositivo e processo para a distribuição uniforme de fluido ao longo de uma região anatômica. O dispositivo é vantajosamente simples e de fácil fabricação, compreendendo um cateter alongado tendo uma pluralidade de furos de saída ao longo de seu comprimento. Os furos de saída podem servir como orifício restritor de fluxo. De modo alter-

25

nativo, um orifício restritor de fluxo pode ser previsto em outro local dentro do cateter ou proximal ao cateter. Os furos de saída podem aumentar gradualmente de tamanho ao longo do comprimento do cateter, a fim de que o maior furo de saída fique mais distante do que o menor furo de saída. De modo alternativo, os furos podem ser furados a laser e ser aproximadamente do mesmo tamanho. De modo vantajoso, um fluido fluindo sob pressão dentro do cateter irá fluir através de substancialmente todos os furos de saída em uma velocidade substancialmente igual. O processo compreende as etapas de inserção do cateter na região anatômica e introdução de um fluido sob pressão na extremidade proximal do cateter. O fluido flui através dos furos de saída e penetra na região anatômica, fluindo com vantagem através de substancialmente todos os furos de saída em uma velocidade substancialmente igual. A presente invenção ainda fornece um processo de fabricação deste dispositivo, compreendendo as etapas de formação de um cateter alongado e provisão de uma pluralidade de furos de saída ao longo de um comprimento do cateter, de uma maneira que os furos de saída aumentem gradualmente de tamanho ao longo do comprimento do cateter, a partir da extremidade proximal até a sua extremidade distal.

Uma outra modalidade ainda da presente invenção fornece um cateter e processo para distribuição de medicação de fluido a uma região anatômica. O cateter compreende um tubo, uma mola espiral tubular "exsudante" fixada a uma extremidade distal do tubo, e um batente fechando uma extremidade distal da mola. O tubo e a mola, cada qual define uma

parte de um lúmen central. A mola possui espiras adjacentes em contato entre si, a fim de que o fluido dentro da mola e abaixo de uma pressão de distribuição limite seja impedida de sair do lúmen, fluindo radialmente entre as espiras. A mola possui a propriedade de se esticar, quando a pressão de fluido for superior ou igual à pressão de distribuição limite, permitindo que o fluido seja distribuído a partir do lúmen, fluindo radialmente entre as espiras, isto é, "exsudando" através da mola. De modo alternativo, o fluido pode exsudar através de imperfeições na mola espiral. De modo vantajoso, o fluido é distribuído de maneira substancialmente uniforme ao longo do comprimento e circunferência de uma parte da mola. Em uso, fluido é introduzido em uma extremidade proximal aberta do tubo, permitindo fluir para dentro da mola, e levado a uma pressão superior ou igual à pressão de distribuição limite, a fim de que o fluido exsude através da mola.

Outra modalidade ainda da presente invenção prevê um cateter e processo para distribuição de medicação de fluido a uma região anatômica. O cateter compreende um tubo distalmente fechado e uma mola espiral tubular "exsudante", como acima descrito, envolta dentro do tubo. Uma pluralidade de furos de saída é prevista em paredes laterais ao longo de um comprimento do tubo, definindo uma seção de infusão do tubo. A mola é envolta dentro da seção de infusão, de forma que o lúmen seja definido dentro do tubo e da mola. Em uso, fluido é introduzido em uma extremidade proximal do tubo, permitindo fluir para dentro da mola, e levado a uma pressão

superior ou igual à pressão de distribuição limite da mola, de forma que o fluido seja distribuído a partir do lúmen, através de exsudação pela mola e, a seguir, fluindo através dos furos de saída do tubo.

5 Outra modalidade ainda da presente invenção fornece um cateter compreendendo um tubo alongado e um elemento sólido flexível posicionado dentro do tubo. O tubo possui uma extremidade distal fechada e uma pluralidade de furos de saída em paredes laterais do tubo. Os furos de saída são
10 previstos ao longo de um comprimento do tubo definindo uma seção de infusão do cateter. O tubo é dimensionado para ser inserido em uma região anatômica. O elemento é posicionado dentro do tubo que é dimensionado de forma que um espaço anular seja formado entre o tubo e o elemento. O elemento é
15 formado de um material poroso. De modo vantajoso, o cateter é configurado de forma que um fluido introduzido em uma extremidade proximal do tubo flua através dos furos de saída em uma velocidade substancialmente uniforme ao longo da seção de infusão.

20 Em outra modalidade ainda, a presente invenção provê um cateter compreendendo um tubo alongado tendo uma pluralidade de entalhes de saída em paredes laterais do tubo. Os entalhes são previstos ao longo de um comprimento do tubo definindo uma seção de infusão do cateter. Os entalhes
25 de saída são orientados geralmente em paralelo, com relação ao eixo geométrico longitudinal do tubo. De maneira vantajosa, o tubo é configurado, de forma que um fluido fluindo no seu interior flua substancialmente através de todos os enta-

lhes de saída em uma velocidade substancialmente igual. Em um aspecto opcional, os entalhes aumentam de comprimento a partir das extremidades proximal até a distal da seção de infusão.

5 Em outra modalidade ainda, a presente invenção abrange um cateter para distribuir um fluido a uma região anatômica. O cateter inclui um corpo de cateter tubular alongado definindo um lúmen distalmente fechado. Uma parte do corpo do cateter possui uma pluralidade de aberturas estendendo-se através de uma parede lateral do corpo do cateter, 10 definindo assim uma seção de infusão do cateter. Uma bainha tubular, construída de um material poroso, é posicionada sobre a seção de infusão e se estende pelo menos ao longo de um comprimento da seção de infusão. A bainha tubular e o 15 corpo do cateter são configurados, de forma que o fluido dentro do lúmen precise passar através da bainha tubular para sair do cateter. Um tamanho de poro do material poroso é inferior a cerca de 0,5 micron.

 Outra modalidade ainda da invenção abrange um ca- 20 teter para distribuir um fluido a uma região anatômica. O cateter inclui um corpo de cateter tubular alongado tendo uma parede lateral, em que uma superfície externa da parede lateral define um primeiro diâmetro relativamente uniforme. O corpo do cateter também inclui um lúmen. Uma parte distal 25 do corpo do cateter permite a passagem de fluido de dentro do lúmen para o exterior do corpo do cateter, definindo assim uma seção de infusão do cateter. Uma bainha tubular, construída de um material poroso, possui uma parede lateral,

uma primeira extremidade e uma segunda extremidade. A bainha tubular é posicionada sobre a seção de infusão, a fim de que a seção de infusão fique entre a primeira extremidade e a segunda extremidade. Uma superfície interna da parede lateral da bainha tubular define um segundo diâmetro dimensionado para criar um espaço intersticial entre a bainha tubular e o corpo do cateter. A primeira extremidade e a segunda extremidade da bainha tubular são unidas na superfície externa do corpo do cateter, para selar substancialmente o espaço intersticial.

Em outra modalidade ainda, a presente invenção abrange um cateter para distribuir um fluido a uma região anatômica. O cateter inclui um tubo proximal alongado definindo o lúmen. Um tubo distal alongado, construído a partir de um material bioabsorvível, define um lúmen que se comunica com o lúmen do tubo proximal. Pelo menos uma parte do tubo distal permite comunicação do fluido de dentro do lúmen ao exterior do tubo distal, definindo assim uma seção de infusão do cateter. Uma parte da extremidade proximal do tubo distal e uma parte da extremidade distal do tubo proximal se sobrepõem. A parte da extremidade proximal do tubo distal é unida na parte da extremidade distal do tubo proximal com um adesivo biocompatível, para criar uma junção substancialmente à prova de fluido entre elas. Um comprimento de uma parte sobreposta do tubo proximal e do tubo distal é de pelo menos cerca de 0,05 cm (0,02 pol.) e, de preferência, de cerca de 0,05 cm (0,03 pol.).

Outra modalidade ainda da presente invenção abran-

ge um cateter para distribuir um fluido a uma região anatômica, compreendendo um tubo proximal alongado definindo um lúmen. Um tubo distal alongado possui uma extremidade fechada e é construído de um material bioabsorvível. O tubo distal define um lúmen que se comunica com o lúmen do tubo proximal. Pelo menos uma parte do tubo distal define uma parede lateral porosa, permitindo a passagem de fluido dentro do lúmen através da parte do tubo distal.

Um outro aspecto da presente invenção abrange um processo para distribuição de um fluido ao longo de uma região anatômica de um paciente. O processo inclui a inserção de um elemento tubular alongado em uma incisão do paciente, em que o elemento tubular possui uma parte proximal fixada a uma parte distal em uma junção. A parte distal compreende um material bioabsorvível. Pelo menos uma parte de uma parede lateral da parte distal define uma membrana porosa adaptada para permitir a passagem de fluido dentro do elemento tubular, através da parede lateral. O processo ainda inclui o posicionamento do elemento tubular, de forma que a junção fique dentro do paciente, fechando a incisão e introduzindo fluido em uma extremidade proximal aberta do elemento tubular.

Para fins de sintetização da invenção e das vantagens alcançadas em relação à técnica anterior, certos objetivos e vantagens da invenção foram aqui acima descritos. Obviamente, deve ficar claro que não necessariamente todos esses objetivos ou vantagens podem ser alcançados, de acordo com qualquer modalidade específica da invenção. Assim, por

exemplo, as pessoas versadas na técnica irão reconhecer que a invenção pode ser concretizada ou realizada de uma maneira que alcance ou otimize uma vantagem ou grupo de vantagens, conforme aqui ensinados, sem alcançar necessariamente outros
5 objetivos ou vantagens, conforme possam ser aqui ensinados ou sugeridos.

Todas estas modalidades pretendem estar dentro do escopo da invenção aqui divulgada. Estas e outras modalidades da presente invenção tornar-se-ão rapidamente evidentes
10 para as pessoas versadas na técnica, a partir da descrição detalhada a seguir das modalidades preferidas fazendo referência às figuras anexas, a invenção não sendo limitada a qualquer (quaisquer) modalidade(s) preferida(s) específica(s) divulgada(s).

15 Breve Descrição dos Desenhos

A Fig. 1 é uma vista lateral esquemática de um cateter tendo características e vantagens, de acordo com uma primeira modalidade da presente invenção.

20 A Fig. 2 é uma vista em corte do cateter da fig. 1, tomada ao longo da linha 2-2 da fig. 1.

A Fig. 3 é uma vista em corte do cateter da fig. 1, tomada ao longo da linha 3-3 da fig. 1.

25 A Fig. 4 é uma vista em perspectiva da parte extrema e da travessa de suporte do cateter da fig. 1, ilustrando uma seção transversal tomada ao longo da linha 4-4 da fig. 1.

A Fig. 5 é uma vista lateral de um cateter tendo características e vantagens, de acordo com uma segunda moda-

lidade da presente invenção.

A Fig. 6 é uma vista de seção transversal da seção de infusão do cateter da fig. 5, tomada ao longo da linha 6-65 da fig. 5.

5 A Fig. 7 é uma vista de seção transversal de um cateter tendo características e vantagens, de acordo com uma terceira modalidade da presente invenção.

A Fig. 8 é uma vista lateral de um cateter tendo características e vantagens, de acordo com uma quarta moda-
10 lidade da presente invenção.

A Fig. 9 é uma vista lateral de um cateter tendo características e vantagens, de acordo com uma quinta modalidade da presente invenção.

A Fig. 10A é uma vista de seção transversal do ca-
15 teter da fig. 9, ilustrando um estado não-esticado da mola.

A Fig. 10B é uma vista de seção transversal do ca-
teter da fig. 9, ilustrando um estado esticado da mola.

A Fig. 11 é uma vista de seção transversal de um
20 cateter tendo características e vantagens, de acordo com uma sexta modalidade da presente invenção.

A Fig. 12 é uma vista lateral de um cateter tendo características e vantagens, de acordo com a sexta modalidade da presente invenção.

A Fig. 13 é uma vista de seção transversal longi-
25 tudinal de um cateter tendo características e vantagens, de acordo com uma sétima modalidade da presente invenção.

As Figs. 14-16 são vistas de seção transversal longitudinal de cateteres similares àquele da fig 3, ilus-

trando conexões alternativas entre o elemento poroso interno e o tubo.

A Fig. 17 é uma vista de seção transversal de um cateter, de acordo com as fig. 13-16, em que o elemento poroso interno é concêntrico ao tubo externo.

A Fig. 18 é uma vista de seção transversal de um cateter, de acordo com as fig. 13-16, em que o elemento poroso interno não é concêntrico ao tubo externo.

A Fig. 19 é uma ilustração esquemática de um cateter da presente invenção, usado em conjunto com o filtro eliminador de ar.

A Fig. 20 é uma vista lateral de um cateter tendo características e vantagens, de acordo com uma oitava modalidade da presente invenção.

A Fig. 21 é uma vista lateral de um cateter tendo características e vantagens, de acordo com uma nona modalidade da presente invenção.

A Fig. 22 é uma ilustração esquemática do uso de um cateter da presente invenção para tratamento de um coágulo sanguíneo.

A Fig. 23 é uma vista de elevação lateral de um cateter tendo características e vantagens, de acordo com uma décima modalidade da presente invenção, que inclui uma membrana porosa tubular ou bainha.

A Fig. 23A é uma vista de seção transversal do cateter da fig. 23, tomada ao longo da linha 23A-23A.

A Fig. 24 é uma vista de seção transversal do cateter da fig. 23, tomada ao longo da linha 24-24.

A Fig. 25 é uma vista lateral esquemática de um cateter tendo características e vantagens, de acordo com uma décima-primeira modalidade da presente invenção, em que pelo menos uma parte do cateter é construída de um material bio-
5 absorvível.

A Fig. 26 é uma vista lateral ampliada de uma junção entre uma seção não-porosa e uma seção bioabsorvível do cateter da fig. 25.

A Fig. 26A é uma vista de seção transversal da
10 junção da fig. 26, tomada ao longo da linha 26A-26A.

A Fig. 27 é uma vista lateral ampliada da extremidade distal do cateter da fig. 25.

Descrição Detalhada da Modalidade Preferida

As Figs. 1-4 ilustram um cateter de infusão 20, de
15 acordo com uma modalidade da presente invenção. O cateter 20 de preferência inclui um suporte flexível 22 (figs 2-4), uma membrana não-porosa 24, e uma membrana porosa 26. As membranas 24 e 26 são envoltas em torno do suporte 22, para formar uma pluralidade de lumens axiais entre as superfícies inter-
20 nas das membranas 24 e 26 e a superfície do suporte 22, conforme abaixo descrito em mais detalhes. A membrana não-porosa 24 define uma seção de não-infusão 28 do cateter 20, e de preferência cobre o suporte 22 a partir de sua extremidade proximal até um ponto 30, mostrado na fig. 1. Da mesma
25 forma, a membrana porosa 26 define uma seção de infusão 32 do cateter 20, e de preferência cobre o suporte 22 desde o ponto 30 até a extremidade distal do suporte 22. De modo alternativo, o cateter 20 pode ser configurado sem uma membra-

na não-porosa 24. Nesta configuração, a membrana porosa 26 cobre todo o comprimento do suporte 22, a fim de que todo o comprimento do suporte 22 corresponda à seção de infusão do cateter 20. A seção de infusão pode ter qualquer comprimento
5 desejado. A extremidade proximal do cateter 20 pode ser conectada a um suprimento de fluido 34 contendo um fluido 36, tal como uma medicação líquida. A extremidade distal do cateter 20 pode incluir uma tampa 48 (fig. 4) definindo o ponto extremo dos lumens axiais dentro do cateter 20.

10 Em uso, o cateter 20 é inserido em um sistema anatômico, tal como um corpo humano, para distribuir medicação de fluido diretamente a uma área lesionada dentro do sistema anatômico. De modo particular, o cateter 20 é projetado para distribuir medicação ao longo de um segmento geralmente li-
15 near da área lesionada, correspondendo à seção de infusão 32 do cateter 20. Assim, o cateter é de preferência inserido, de modo que a seção de infusão 32 fique posicionada dentro da área lesionada. Através do uso de processos bastante conhecidos, um médico ou enfermeira pode inserir o cateter 20
20 com o auxílio de um fio guia axial 46, posicionado dentro de um lúmen de fio guia axial 44 do cateter. Após o cateter ser posicionado, conforme desejado, o fio guia 46 é simplesmente extraído pela extremidade proximal do cateter 20. De modo alternativo, o cateter 20 pode ser dotado sem um fio guia ou
25 um lúmen de fio guia.

As Fig. 2 e 3 ilustram uma configuração preferida do suporte 22. A superfície do suporte 22 inclui interrupções, tal como uma pluralidade de nervuras 40, conforme mos-

trado nas figuras. As interrupções são configuradas, a fim de que, quando as membranas 24 e 26 forem envoltas em torno do suporte 22, as membranas formem uma parte das paredes de uma pluralidade de lumens axiais 38, em cujo interior o fluido 36 pode fluir. Em uma configuração preferida, uma pluralidade de nervuras 40 se estende radialmente a partir de uma parte central axial comum 42 do suporte 22. As nervuras 40 também se estendem longitudinalmente ao longo de um comprimento do suporte 22 e, de preferência, ao longo de todo seu comprimento. Na seção de não-infusão 28, mostrada na fig. 2, a membrana não-porosa 24 é, de preferência, estretamente envolta em torno das bordas externas das nervuras 40. Como resultado, os lumens axiais 38 são formados entre a superfície interna da membrana não-porosa 24 e a superfície externa do suporte 22. Da mesma forma, na seção de infusão 32 mostrada na fig. 3, a membrana porosa 26 é de preferência esticadamente envolta em torno das bordas externas das nervuras 40, a fim de que os lumens axiais 38 sejam formados entre a superfície interna da membrana porosa 26 e a superfície externa do suporte 22.

Em uma modalidade alternativa do cateter 20, a membrana porosa 26 pode ser envolta em torno de todo o comprimento do cateter 20, substituindo assim a membrana não-porosa 24. Nessa modalidade, todo o comprimento do suporte 22 corresponde à seção de infusão 32. De acordo com outra modalidade alternativa, o suporte 22 pode se estender somente dentro da seção de infusão 32, e um tubo pode ser previsto estendendo-se do suprimento de fluido 34 até a extremida-

de proximal do suporte 22. Nessa modalidade, o tubo substitui a membrana não-porosa 24 e a parte do suporte 22 estendendo-se dentro da seção de não-infusão 28 da modalidade preferida. Em outras palavras, o tubo define a seção de não-
5 infusão 28.

Na configuração preferida, o número de nervuras 40 se iguala ao número de lumens axiais 38. Embora cinco nervuras 40 e lumens axiais 38 sejam mostrados nas figs. 2 e 3, qualquer número adequado de nervuras 40 e lumens axiais 38
10 pode ser previsto, dando devida consideração às metas da provisão de uma pluralidade de lumens dentro do cateter 20, mantendo a flexibilidade e, se desejado, mantendo a independência de fluido dos números. Aqui, os termos "dependência de fluido", "separação de fluido", e semelhantes, quando u-
15 sados para descrever uma pluralidade de lumens axiais, simplesmente significam que os lumens não se comunicam de maneira fluida entre si. As membranas 24 e 26 são, de preferência, colocadas ao longo das bordas externas das nervuras 40, utilizando qualquer cola adequada, tal como epóxi ou co-
20 la de qualidade medicinal. Isto impede o deslizamento das membranas 24 e 26, o que pode ocorrer quando o cateter é inserido ou removido da anatomia. De preferência, as membranas são coladas ao longo de todo o comprimento das bordas externas de cada uma das nervuras 40. De modo alternativo, a mem-
25 brana pode ser envolta em torno do suporte e não fixada ao suporte por uma substância distinta. A membrana e o suporte também podem ser fixados entre si por outros meios conhecidos pelas pessoas versadas na técnica. Isto mantém a inde-

pendência fluida dos lumens axiais 38. Se desejado, um lúmen de fio guia axial 44 pode ser previsto dentro da parte central axial 42 do suporte 22. O lúmen de fio guia 44 é adaptado para receber um fio guia 46, que pode ser usado para
5 auxiliar na inserção do cateter 20 na anatomia, como acima descrito, e como será facilmente entendido pelas pessoas versadas na técnica.

Como mostrado na fig. 4, o cateter 20 de preferência inclui uma parte extrema ou tampa 48 presa na extremidade
10 de distal do suporte 22. A parte extrema 48 pode ser formada de modo inteiriço com o suporte 22, ou pode ser unida de modo adesivo ao mesmo. De preferência, a extremidade proximal da parte extrema 48 é circular e possui um diâmetro, a fim de que a superfície externa da extremidade proximal da parte
15 extrema 48 fique alinhada com as bordas externas das nervuras 40 do suporte 22, como mostrado. A membrana porosa 26 é envolta em torno da extremidade proximal da parte extrema 48. A membrana 26 é, de preferência, colada na parte extrema 48, a fim de que o fluido 36 dentro dos lumens 38 seja impedido de sair do cateter 20 sem passar pelas paredes da mem-
20 brana 26. A parte extrema 48 bloqueia o fluxo de fluido axial através da extremidade distal do cateter 20. Porém, a parte extrema 48 pode ser idealmente formada através de um material poroso, para permitir uma certa distribuição axial
25 de fluido pela extremidade distal do cateter 20, se desejado. A extremidade distal da parte extrema 48 é de preferência abaulada, conforme mostrado, para permitir que o cateter 20 seja inserido mais facilmente em uma região anatômica.

O suporte 22 pode ser formado a partir de uma variedade de materiais, dando devida consideração às metas de flexibilidade, leveza, resistência, maciez, e não reatividade a sistemas anatómicos, isto é, segurança. Materiais adequados para o suporte 22 incluem náilon, poliamida, Teflon, e outros materiais conhecidos pelas pessoas versadas na técnica. A suporte 22 é, de preferência, um material de esponja ou espuma, ou uma fibra oca. A membrana 26 pode ser formada a partir de uma variedade de materiais adequados, dando devida consideração às metas de ser flexível e não reativo a sistemas anatómicos. A membrana 26, de preferência, possui uma porosidade resultando substancialmente na distribuição uniforme de fluido ao longo da área superficial da seção de infusão 32 do cateter 20, e possui um tamanho de poro médio pequeno o suficiente para limitar o fluxo de bactérias através das paredes da membrana. Alguns materiais adequados para a membrana 26 são polietileno, polissulfona, polietersulfona, polipropileno, difluoreto de polivinilideno, policarbonato, náilon, ou polietileno de alta densidade. Esses materiais são vantajosamente biocompatíveis. A membrana porosa 26 pode remover por filtração bactérias indesejáveis da medicação de fluido, quando ela passa pela membrana 26. Sabe-se que as menores bactérias não podem passar por um poro inferior a 0,23 micron. Assim, o tamanho de poro médio, ou diâmetro de poro, da membrana porosa 26 pode ser inferior a 0,26 micron, para impedir que bactérias atravessem a membrana 26. O tamanho de poro médio, ou diâmetro de poro, da membrana 26 se situa, de preferência, na faixa de cerca de 0,1

a 1,2 microns, mais preferivelmente ainda na faixa de cerca de 0,3 a 1 microns, e de preferência máxima de cerca de 0,8 microns.

Conforme acima mencionado, a extremidade proximal do cateter 20 pode ser conectada a um suprimento de fluido 34. O cateter 20 pode ser configurado, de forma que cada lúmen axial 38 seja independente em termos de fluido. Em outras palavras, os lumens 38 não se comunicam entre si em termos de fluido. O cateter 20 pode ser conectado a um único suprimento de fluido 34, de forma que o fluido 36 flua no interior de cada um dos lumens 38. De modo alternativo, o cateter 20 pode ser conectado a uma pluralidade de suprimentos de fluido distintos, de forma que diversos fluidos distintos possam fluir separadamente dentro dos lumens 38. De acordo com esta configuração, cada lúmen 38 pode ser conectado a um suprimento de fluido distinto, a fim de que o número total de fluidos distintos que possa ser distribuído à anatomia, seja igual ao número de lumens 38. De modo alternativo, os lumens de fluido não precisam ser independentes em termos de fluido. Por exemplo, a membrana 26 pode não ser fixada ao suporte 22 ao longo de todo o comprimento do suporte 22, permitindo assim que o fluido 36 migre entre os lumens 38.

Em operação, o cateter 20 distribui fluido diretamente para a área da anatomia que é adjacente à seção de infusão 32. O fluido 36 proveniente da fonte de fluido 34 é introduzido nos lumens axiais 38, na extremidade proximal do cateter 20. O fluido 36 flui inicialmente através da seção

de não-infusão 28. Quando o fluido 36 atinge inicialmente a seção de infusão 32, ele embebe a membrana porosa 26. Quando mais fluido 36 penetra na seção de infusão 32, ele se difunde longitudinalmente dentro das paredes da membrana 26, até
5 que toda a membrana 26 e seção de infusão 32 fiquem saturadas com fluido. Neste ponto, o fluido 36 começa a passar através da membrana 26, saindo assim do cateter 20 e penetrando na anatomia. Além disto, o fluido 36 passa com vantagens através de toda a área superficial da membrana porosa
10 26 em uma velocidade substancialmente uniforme, devido às características da membrana 26. Assim, o fluido é distribuído em uma velocidade substancialmente igual ao longo de um segmento geralmente linear da área lesionada da anatomia. Além disto, esta vantagem é obtida para distribuição de
15 fluido em baixa e alta pressão.

As Figs. 5 re 6 ilustram um cateter 50, de acordo com uma modalidade alternativa da presente invenção. De acordo com essa modalidade, o cateter 50 inclui um tubo externo alongado 52 e uma membrana porosa tubular alongada 54.
20 A membrana tubular 54 é, de preferência, concêntrica envolta dentro do tubo externo 52. De preferência, o tubo 52 envolve apertadamente e suporta a membrana tubular 54, de forma que um encaixe relativamente apertado seja alcançado entre as dimensões internas do tubo 52 e as dimensões externas da membrana 54. Uma pluralidade de furos de saída de
25 fluido 56 é prevista dentro do tubo 52, de preferência ao longo de toda a sua circunferência. A parte do tubo 52 que inclui os furos de saída 56, define a seção de infusão do

cateter 50. A membrana tubular 54 precisa ser somente prevista ao longo do comprimento da seção de infusão, mas pode ser mais longa. De maneira opcional, furos de saída axiais podem ser previstos dentro da ponta distal 58 do tubo 52. Além disto, um fio guia e/ou lúmen de fio guia pode ser previsto para auxiliar na inserção do cateter 50 na anatomia, conforme será reconhecido pelas pessoas versadas na técnica.

O tubo 52 pode ser formado por qualquer um de uma variedade de materiais apropriados, tais como náilon, polimida, Teflon e outros materiais conhecidos pelas pessoas versadas na técnica, dando devida consideração às metas e não-reatividade aos sistemas anatômicos, flexibilidade, leveza, resistência, maciez, e segurança. Em uma configuração preferida, o tubo 52 é de preferência um tubo de cateter de calibre 20, tendo respectivos diâmetros internos e externo de 0,04826 cm (0,019 pol.) e 0,07874 cm (0,031 pol.). Os furos de saída 56 do tubo 52 são, de preferência, de cerca de 0,0381 cm (0,015 pol.) de diâmetro, e previstos em posições axiais igualmente espaçadas ao longo do tubo 52. Os furos 56 são, de preferência, dispostos, de modo que cada furo seja anguladamente deslocado em cerca de 120° com relação ao eixo geométrico longitudinal do tubo 52, a partir da posição angular no furo anterior. A separação axial entre furos de saída 56 adjacentes se situa, de preferência, na faixa de cerca de 0,3175 a 0,635 cm (0,125 a 0,25 pol.), e mais preferivelmente em cerca de 7,62 cm (3/16 pol.). Além disto, a seção de infusão pode ter qualquer comprimento desejável. Esta configuração resulta numa distribuição integral e uniforme

de fluido ao longo de um segmento geralmente linear da área lesionada. É evidente que os furos de saída 56 podem ser previstos em qualquer um de uma variedade de arranjos alternativos.

5 A membrana tubular porosa 54 é, de preferência, um material de esponja ou espuma, ou uma fibra oca. A membrana tubular 54 pode ter um tamanho de poro médio, ou diâmetro de poro, inferior a 0,23 micrón para filtrar bactérias. O diâmetro do poro se situa, de preferência, na faixa de cerca de
10 0,1 a 1,2 micrón, mas preferivelmente na faixa de cerca de 0,3 a 1 micrón e, de preferência máxima, em cerca de 0,8 micrón. A membrana tubular 54 pode ser formada por qualquer um de uma variedade de materiais adequados, dando devida consideração às metas de não-reatividade a sistemas anatómicos,
15 manutenção da flexibilidade, adequação às limitações de tamanho do tubo 52, e tendo uma porosidade resultando na distribuição substancialmente uniforme de fluido através de todos os furos de saída 56 no tubo 52 Alguns materiais adequados para a membrana 54 são polietileno, polissulfona, polietersulfona, polipropileno, difluoreto de polivinilideno,
20 policarbonato, náilon, ou polietileno de alta densidade. Diâmetros interno e externo preferíveis da membrana tubular 54 são respectivamente de 0,0254 cm (0,010 pol.) e 0,04572 cm (0,018 pol.). No caso de um fio guia 46 ser previsto, o fio
25 guia pode ser um fio de aço inoxidável de cerca de 0,0127 cm (0,005 pol.) de diâmetro. O tubo 52 pode ser fixado na membrana 54 por epóxi ou outro meio conhecido pelas pessoas versadas na técnica. De modo alternativo, a membrana 54 pode

se fixar ao tubo 52 com um encaixe apertado e não usar outros materiais para fixar a membrana 54 no tubo 52.

Em operação, o cateter 50 distribui fluido para a região de um sistema anatômico adjacente à seção de infusão do cateter 50. Quando o fluido flui para dentro da seção de infusão, ele embebe inicialmente a membrana tubular porosa 54. Conforme mais fluido penetra na seção de infusão, o fluido se difunde longitudinalmente dentro das paredes da membrana tubular 54. Após a membrana 54 e o espaço tubular no seu interior ficarem saturados, o fluido passa através da membrana 54 e sai do cateter 50, fluindo através dos furos de saída 56 do tubo 52. Além disto, o fluido passa com vantagem pela membrana de maneira substancialmente uniforme ao longo da área superficial da membrana 54, resultando em um fluxo substancialmente uniforme através de substancialmente todos os furos de saída 56. Assim, o fluido é distribuído em uma velocidade substancialmente igual ao longo da área lesionada da anatomia. Além disto, esta vantagem é obtida para a distribuição de fluido em baixa e alta pressão.

A Fig. 7 ilustra um cateter 70, de acordo com outra modalidade da presente invenção. O cateter 70 inclui um tubo 72 tendo uma pluralidade de furos de saída 76 em paredes laterais do tubo, e uma membrana tubular porosa 74 envolvendo concentricamente o tubo 72. O cateter 70 opera de uma maneira similar ao cateter 50, acima descrito com relação às figs. 5 e 6. Em uso, a medicação de fluido passa através dos furos de saída 76 e, a seguir, começa a embeber a membrana porosa 74. O fluido se difunde longitudinalmente

dentro das paredes da membrana, até que a membrana fique saturada. A seguir, o fluido sai pelas paredes da membrana e penetra na anatomia. De maneira vantajosa, o fluido é distribuído para a anatomia em uma velocidade substancialmente uniforme ao longo da área superficial da membrana 74. Como nas modalidades anteriores, essa vantagem é obtida para distribuição de fluxos em baixa e alta pressão.

A Fig. 8 ilustra um cateter 60, de acordo com outra modalidade da presente invenção. O cateter 60 é mais bem empregado para distribuição de fluido com vazão relativamente alta a uma região dentro de um sistema anatômico. O cateter 60 inclui um tubo 62 tendo uma pluralidade de furos de saída 64 de tamanho crescente. De modo particular, os furos de saída mais distais são maiores em diâmetro, do que os furos de saída mais proximais. A posição dos furos de saída 64 no tubo 62 define o comprimento da seção de infusão do cateter 60. A seção de infusão pode ter qualquer comprimento desejado. A extremidade proximal do cateter 60 é conectada a um suprimento de fluido, e um fio guia e/ou lúmen de fio guia pode ser também previsto para auxiliar na inserção do cateter 60 na anatomia.

Conforme acima discutido, para distribuição de fluido em alta ou baixa pressão, furos de saída mais próximos à extremidade distal de um tubo de cateter, em geral, possuem elevada resistência ao fluxo, em comparação com furos de saída mais próximos à extremidade proximal do tubo. Além disto, o fluido fluindo através dos furos mais distais experimenta uma maior queda de pressão. Por conseguinte, e-

xiste geralmente uma maior vazão de fluido através dos furos mais proximais, resultando em distribuição não-uniforme de fluido. Ao contrário, o cateter 60 fornece, com vantagem, uma distribuição substancialmente uniforme de fluido através

5 de substancialmente todos os furos de saída 64, sob condições de vazão relativamente alta. Isto ocorre porque o maior tamanho dos furos mais distais compensa a sua elevada resistência ao fluxo e queda de pressão. Em outras palavras, visto que os furos mais distais são maiores do que os furos

10 mais proximais, uma maior vazão existe através dos furos mais distais, do que ocorreria se eles fossem do mesmo tamanho que os furos mais proximais. De maneira vantajosa, os furos 64 são previstos em um tamanho gradualmente crescente, o que resulta em distribuição substancialmente uniforme de

15 fluido. Além disto, os furos de saída 64 podem ser dimensionados, de forma que eles se combinem para formar um orifício restritor de fluxo, conforme abaixo descrito com relação à modalidade da fig. 12.

Em comparação com os cateteres da técnica anterior,

20 or, o cateter 60 é vantajosamente simples e de fácil fabricação. Tudo que é necessário é perfurar uma pluralidade de furos de saída 64 no tubo 62. Além disto, o cateter 60 pode suportar uma maior flexão dos que os cateteres da técnica anterior, enquanto que mantendo a condição operacional. Em

25 contraste com os cateteres da técnica anterior, tal como o cateter de Wang, se o tubo 62 for um pouco dobrado, ele ainda distribuirá fluido de modo relativamente uniforme. Isto ocorre, porque o tubo 62 possui um único lúmen ou uma seção

transversal relativamente grande. Quando o tubo 62 é um pouco dobrado, é menos provável que o fluido fluindo dentro do lúmen sofra bloqueios e uma conseqüente variação de pressão, o que pode levar a uma distribuição não-uniforme de fluido.

5 O tubo 62 do cateter 60 pode ser formado por qualquer um de uma ampla variedade de materiais, dando devida consideração às metas de não-reatividade a sistemas anatômicos, flexibilidade, leveza, resistência, maciez, e segurança. Materiais adequados incluem náilon, poliimida, Teflon, e
10 outros materiais conhecidos pelas pessoas versadas na técnica. A seção de infusão pode ter qualquer comprimento desejado, mas é, de preferência, de cerca de 1,27 a 50,8 cm (0,5 a 20 pol.), e mais preferivelmente de cerca de 25,4 cm (10 pol.). O diâmetro dos furos de saída 64, de preferência, varia de cerca de 0,000508 cm (0,0002 pol.) na extremidade
15 proximal da seção de infusão a cerca de 0,0254 cm (0,01 pol.) na sua extremidade distal. O maior furo de saída 64, isto é, mais distal, é de preferência de cerca de 0,635 cm (0,25 pol.), a partir da extremidade distal do tubo 62. Na
20 configuração preferida, a separação axial entre furos adjacentes 64 se situa na faixa de cerca de 0,3175 a 0,635 cm (0,125 a 0,25 pol.) e, de preferência, de cerca de 7,62 cm (3/16 pol.). De maneira opcional, os furos 64 podem ser previstos, a fim de que os furos adjacentes sejam anguladamente
25 deslocados em cerca de 120°, como na modalidade da fig. 5. É obvio que se um número excessivo de furos de saída 64 for previsto, o tubo 62 pode ficar indesejavelmente enfraquecido.

As Figs 9, 10A, e 10B ilustram um cateter 80, de

acordo com outra modalidade da presente invenção. O cateter 80 compreende um tubo 82, uma mola espiral tubular "exsudante" 84, e um batente 84. A extremidade proximal da mola 84 é fixada na extremidade distal do tubo 82, de forma que o tubo e a mola, cada um deles, defina uma parte de um lúmen central. Um batente 86, de preferência de formato abaulado, é fixado e fecha a extremidade distal na mola 84. A parte da mola 84, que é distal ao tubo 82, compreende a seção de infusão do cateter 80. Em um estado não esticado, mostrado na fig. 10A, a mola 84 possui espiras adjacentes em contato entre si, a fim de que o fluido dentro da mola e abaixo de uma pressão de distribuição limite seja impedido de sair do lúmen, fluindo radialmente entre as espiras. A mola 84 possui a propriedade de se esticar longitudinalmente, como mostrado na fig. 10B, quando a pressão de fluido for superior ou igual à pressão de distribuição limite da mola, permitindo assim que o fluido seja distribuído pelo lúmen por "exsudação", isto é, vazando radialmente para fora entre as espiras. De modo alternativo, a mola pode se esticar radialmente sem alongar, para permitir que fluido seja exsudado através das espiras da mola. Além disto, a mola pode se esticar nas direções longitudinal e radial para permitir a exsudação, conforme será entendido pelas pessoas versadas na técnica. De maneira vantajosa, o fluido entre as espiras da mola é distribuído de modo substancialmente uniforme ao longo do comprimento e circunferência da parte da mola que é distal ao tubo 82, isto é, a seção de infusão. O cateter 80 pode ser usado para distribuição de fluido em alta ou baixa vazão.

Em uso, o cateter 80 é inserido em uma região anatômica, de forma que a mola 84 fique em uma região, onde se deseja que medicação de fluido seja distribuída. A mola está inicialmente em um estado não esticado, como mostrado na

5 fig. 10A. O fluido é introduzido em uma extremidade proximal do tubo 82 do cateter 80, e flui para dentro e através da mola 84, até que ele atinja o batente 86. Conforme fluido é continuamente introduzido na extremidade proximal do tubo

10 la 84 estiver cheia de fluido, a pressão de fluido aumenta mais rapidamente. O fluido transmite uma força dirigida radialmente para fora sobre as espiras da mola. Conforme a pressão se forma, a força para fora se torna maior. Após a pressão de fluido atingir a pressão de distribuição limite,

15 a força para fora faz com que as espiras da mola se separem ligeiramente, assim que a mola se estica longitudinalmente, como mostrado na fig. 10B. De modo alternativo, as espiras podem se separar radialmente, como acima discutido. A seguir, o fluido flui através das espiras separadas, para ser

20 distribuído pelo cateter 80. Além disto, a distribuição é vantajosamente uniforme ao longo da seção de infusão do cateter 80. Conforme fluido é continuamente introduzido no tubo 82, a mola 84 permanece esticada para distribuir continuamente fluido para a região desejada dentro da anatomia. Se

25 a introdução de fluido cessar temporariamente, a pressão de fluido dentro da mola 84 pode cair abaixo da pressão de distribuição limite. Caso isto ocorra, a mola será comprimida, a fim de que as espiras fiquem uma vez mais adjacentes e o

fluido não seja mais distribuído.

Diversos tipos de mola irão preencher as finalidades desta invenção. Tipos adequados de mola são 316L ou 402L, que podem ser prontamente adquiridos. Em uma configuração preferida, a mola 84 possui cerca de 200 espiras por polegada ao longo de seu comprimento. Nesta configuração, a mola pode suportar com vantagem um alto índice de flexão sem vaziar fluido de seu interior, e somente uma forte flexão faça com que as espiras adjacentes se separem. Assim, a mola 84 pode ser dobrada de maneira considerável dentro de uma região anatômica, sem fazer com que fluido vaze e, assim, seja distribuído somente para uma região dentro da anatomia. A mola 84 pode ter qualquer comprimento desejado, para definir o comprimento da seção de infusão no cateter 80. A mola pode ser formada de uma variedade de materiais, dando devida consideração às metas da resistência, flexibilidade,, e segurança. Um material preferido é aço inoxidável. Na configuração preferida, os diâmetros interno e externo da mola são, respectivamente, de cerca de 0,05 cm (0,02 pol.) e 0,05 cm (0,03 pol.), e o arame da mola possui um diâmetro de cerca de 0,0127 cm (0,005 pol.). A extremidade proximal da mola 84 é, de preferência, concentricamente envolta dentro extremidade distal do tubo 82. A mola pode ser colada na parede interna do tubo 82 usando, por exemplo, um adesivo U.V., um material de cerâmica, ou outro material de colagem. De modo alternativo, a mola pode ser soldada dentro do tubo 82, ou ser equipada com um tampão proximal e encaixada apertadamente no tubo 82.

O tubo 82 e batente 86 podem ser formados de qualquer um de uma variedade de materiais, dando devida consideração às metas de flexibilidade, leveza, resistência, maciez, e segurança. Materiais adequados incluem náilon, polii-
5 mida, Teflon, e outros materiais conhecidos pelas pessoas versadas na técnica.

A Figs 11 ilustra um cateter 90, de acordo com outra modalidade da presente invenção. O cateter 90 compreende um tubo distalmente fechado 92 e uma mola espiral tubular
10 "exsudante" 94 envolta concentricamente dentro do tubo 92, de forma que um lúmen seja definido dentro do tubo e a mola. Uma pluralidade de furos de saída 96 é prevista ao longo de um comprimento do tubo 92, na sua parede lateral. O comprimento do tubo 92, incluindo tais furos de saída 96, define
15 uma seção de infusão do cateter 90. Os furos de saída 96 são, de preferência, previstos ao longo das paredes da seção de infusão. A seção de infusão pode ter qualquer comprimento desejado. Na configuração preferida, o espaçamento axial entre furos adjacentes 96 se situa na faixa de cerca de 0,3175
20 a 0,635 cm (0,125 a 0,25 pol.), e mais preferivelmente em cerca de 7,62 cm (3/16 pol.). Os furos adjacentes 96 são, de preferência, afastados de forma angulada em cerca de 120°. A mola 94 é, de preferência, envolta dentro da seção de infusão do cateter e configurada de modo igual à mola 84 da mo-
25 dalidade das figs. 9, 10A e 10B. A mola 94 é, de preferência, mais longa do que a parte de infusão e posicionada, de forma que todos os furos de saída 96 fiquem adjacentes à mola 94. Nessa configuração, o fluido é impedido de sair do

lúmen sem fluir entre as espiras da mola. Um batente é, de preferência, fixado ao tubo para fechar a sua extremidade distal. De modo alternativo, o tubo 92 pode ser formado com uma extremidade distal fechada. O cateter 90 pode ser usado
5 para distribuição de fluido em alta ou baixa vazão.

Em uso, o cateter 90 é inserido em uma região anatômica, de forma que a seção de infusão fique em uma região, na qual deseja-se que a medicação de fluido seja distribuída. O fluido é introduzido em uma extremidade proximal do
10 tubo 92 do cateter 90 e flui através da mola 94, até que ele atinja a extremidade distal fechada do tubo 92. Conforme fluido é continuamente introduzido na extremidade proximal do tubo 92, o fluido se acumula dentro da mola 94. Eventualmente, a mola 94 fica cheia de fluido, a pressão de fluido
15 aumenta, e o fluido é exsudado através da espiras de mola, conforme acima descrito com relação à modalidade das figs. 9, 10A e 10B. Além disso, o fluido flui através das espiras de mola de modo substancialmente uniforme ao longo do comprimento e circunferência da mola 94. A seguir, o fluido sai
20 do tubo 92, fluindo pelos furos de saída 96 da seção de infusão. Os furos de saída são, de preferência, iguais em tamanho, assim que o fluido flui em uma velocidade substancialmente igual através dos furos de saída, resultando com vantagens em uma distribuição de fluido geralmente uniforme
25 ao longo de uma região desejada da anatomia. Conforme fluido é continuamente introduzido no cateter 90, a mola 94 permanece esticada para distribuir continuamente fluido pelo cateter. Se a introdução de fluido cessar temporariamente, a

pressão de fluido dentro da mola 94 pode cair abaixo da pressão de distribuição limite. Caso isto ocorra, a mola pode se comprimir, a fim de que as espiras fiquem uma vez mais adjacentes entre si e o fluido não seja mais distribuído.

5 Na configuração preferida, a mola 94 e tubo 92 estão em contato ao longo de todo comprimento da mola, de forma que a exsudação de fluido através da mola é forçada a fluir através dos furos 96 da seção de infusão. De preferência, uma extremidade da mola 94 é fixada nas paredes internas do tubo 92, permitindo que a outra extremidade da mola seja deslocada, quando a mola se estique. A mola pode ser colada ao tubo 92, por exemplo, com um adesivo U.V., material de cerâmica, ou outros materiais de colagem. De modo alternativo, uma extremidade da mola pode ser soldada sobre as
10 paredes internas do tubo 92, permitindo que a outra extremidade da mola seja deslocada, quando a mola se estique. A mola pode ser colada ao tubo 92, por exemplo, com um adesivo U.V., material de cerâmica, ou outros materiais de colagem. De modo alternativo, uma extremidade da mola pode ser soldada sobre as
15 paredes internas do tubo 92. O tubo 92 pode ser constituído de qualquer material adequado. As paredes internas do tubo 92 são, de preferência, lisas, a fim de que a mola possa se esticar e comprimir mais livremente.

 A Fig. 12 ilustra um cateter 100, de acordo com
20 outra modalidade da presente invenção. O cateter 100 compreende um tubo distalmente fechado 102 tendo uma pluralidade de furos de saída 104 nas paredes laterais do tubo 102. A parte do tubo 102 tendo furos de saída 104 define uma seção de infusão do cateter 100. Os furos de saída 104 são dimensionados para ter uma área de abertura combinada, que é menor que a área de qualquer outro orifício ou seção transversal restritora de fluxo do cateter. Assim, os furos de saída
25 104 são o restritor de fluxo do cateter 100. Em uso, o cate-

ter distribuí vantajosamente fluido através de substancialmente todos os furos de saída 104. Um fluido introduzido em uma extremidade proximal do tubo 102 flui através do tubo, até que ele atinja a sua extremidade distal fechada. Neste ponto, o fluido se acumula dentro da parte de infusão do cateter. O fluido é substancialmente impedido de fluir através dos furos 104, devido a seu pequeno tamanho. Eventualmente, a parte de infusão do cateter fica cheia de fluido. Conforme fluido é continuamente introduzido na extremidade proximal do tubo 102, a pressão de fluido começa a se desenvolver. Em um certo ponto, a pressão se torna alta o suficiente para forçar o fluido através dos furos de saída 104. Além disto, o fluido flui substancialmente através de todos os furos de saída 104.

15 Nesta configuração preferida, os furos de saída 104 são todos iguais em tamanho, a fim de que o fluido seja distribuído em uma velocidade substancialmente igual através de substancialmente todos os furos. Os furos 104 são, de preferência, perfurados a laser para alcançar um diâmetro muito pequeno de fluido. Um diâmetro preferido dos furos de saída 104 é de cerca de 0,000508 cm (0,0002 pol.), ou de cerca 5 microns. Numerosos furos de saída 104 podem ser previstos dentro do tubo 102. Os furos são previstos, de forma vantajosa, ao longo da circunferência da parte de infusão do cateter 100, para distribuir o fluido com mais uniformidade ao longo de uma região anatômica. Um espaçamento axial preferido entre furos adjacentes 104 se situa na faixa de cerca de 0,3175 a 0,635 cm (0,125 a 0,25 pol.), e mais preferível-

mente em cerca de 7,62 cm (3/16 pol.). O cateter 100 pode ser usado para distribuição de fluido em alta ou baixa vazão. O tubo 102 pode ser constituído de qualquer um de uma variedade de materiais conhecidos pelas pessoas versadas na
5 técnica e previamente discutido.

A Fig. 13 ilustra um cateter 200, de acordo com outra modalidade da presente invenção. O cateter 200 inclui um tubo distalmente fechado 202 tendo uma pluralidade de furos de saída 204 no seu interior ao longo de uma seção de
10 infusão do cateter, como nas modalidades acima descritas. Os furos 204 são, de preferência, previstos ao longo da circunferência do tubo 202. Envolto dentro do tubo 202 existe um elemento alongado 206 formado de um material poroso. De preferência, o elemento 206 é geralmente de formato cilíndrico
15 e sólido. De preferência, o elemento 206 é posicionado dentro tubo 204, de forma que um espaço anular 208 seja formado entre a superfície externa do elemento 206 e a superfície interna do tubo 202. De preferência, o elemento 206 se estende a partir da extremidade distal 210 do tubo 202 para
20 trás até um ponto proximal da seção de infusão do cateter. De modo alternativo, o elemento 206 pode se estender somente ao longo de uma parte da seção de infusão. O elemento 206 é, de preferência, geralmente concêntrico ao tubo 202, mas modelos não-concêntricos alcançarão as vantagens da invenção.
25 De preferência, o elemento 206 é fabricado de um material flexível para auxiliar na introdução do cateter 200 no corpo de um paciente.

Em operação, medicação de fluido fluindo no tubo

202 satura o elemento poroso 206 e flui para dentro da região anular 208. Após o elemento 206 ficar saturado, o fluido no elemento 206 flui para dentro da região 208 e para fora do cateter 200 através dos furos de saída 204. De maneira
5 vantajosa, visto que a pressão de fluido é uniforme ao longo da região anular 208, o fluido flui de modo substancialmente uniforme através de todos os furos 204. Existem diversas vantagens da região anular 208. Uma vantagem é que ela tende a otimizar a uniformidade de fluxo através dos furos de saída 204. Além disto, o elemento 206 pode ser constituído de
10 um material poroso que tende a se expandir, quando saturado com líquido. Neste caso, o elemento 206, de preferência, se expande para dentro da região anular 208 sem exercer pressão sobre o tubo 202. Isto limita a possibilidade de regiões de
15 alta pressão na superfície interna do tubo 202, o que pode causar um fluxo não-uniforme de saída da medicação dentro da área lesionada. De modo alternativo, o elemento 206 pode se expandir e entrar em contato com o tubo 202, e ainda atingir as metas da presente invenção.

20 O elemento 206 é formado de um material poroso tendo um tamanho de poro médio, de preferência, na faixa de 0,1-50 microns, e mais preferivelmente de cerca de 0,45 microns. A largura radial W da região anular 208 se situa, de preferência, na faixa de 0 a cerca de 0,005 micron, e mais
25 preferivelmente de cerca de 0,003 micron. O elemento 206 pode ser constituído de qualquer um de uma variedade de materiais, dando devida consideração às metas de porosidade, flexibilidade, resistência, e durabilidade. Um material pre-

ferido é o Mentek.

O elemento 206 pode ser preso dentro do tubo 202, pelo uso de um adesivo. Em uma modalidade, como mostrado na fig. 13, o adesivo é aplicado na extremidade distal do elemento 206 para formar uma união 212 com a superfície interna da extremidade distal do tubo 202. De preferência, adesivo é aplicado na, ou próximo à, extremidade proximal da seção de infusão do cateter 200. De modo adicional, o adesivo pode ser aplicado na circunferência do elemento 206 em qualquer uma de suas posições longitudinais, formando uma união anular com a superfície interna do tubo 202. Por exemplo, na modalidade da fig. 13, uma união anular 214 é prevista proximalmente à seção de infusão do cateter 200. Outras configurações são possíveis. Por exemplo, a fig. 14 mostra uma modalidade onde o adesivo é aplicado na extremidade distal do elemento 206 para formar uma união 216, e ainda geralmente no centro da seção de infusão para formar uma união anular 218. A fig. 15 mostra uma modalidade, onde o adesivo é aplicado somente na extremidade distal do elemento 206 para formar uma união 220. A fig. 16 mostra uma modalidade, onde o adesivo é aplicado somente no centro da seção de infusão para formar uma união anular 222. As pessoas versadas na técnica irão perceber a partir dos presentes ensinamentos, que o adesivo pode ser aplicado em qualquer uma de uma variedade de configurações. Assim, por exemplo, adesivo na extremidade distal do cateter (isto é, 212, 216 e 220 nas respectivas figs. 13, 14 e 15) não é necessário.

Na melhor modalidade atual da invenção, de prefe-

rência, duas uniões são incorporadas, uma no furo mais proximal e uma no furo mais distal do cateter. Cada união é formada com um adesivo, como abaixo descrito.

A união anular 214 pode ser formada por derramamento do adesivo em forma líquida através de um dos furos de saída 204, quando o elemento 206 estiver no tubo 202. O adesivo, tendo uma viscosidade geralmente alta, tende a fluir em torno da circunferência do elemento 206, ao invés de ir para dentro do corpo do elemento. Assim, o adesivo forma uma união anular com o tubo 202, conforme será percebido pelas pessoas versadas na técnica. Além disto, o adesivo tampa o furo de saída 204, através do qual ele é derramado. Qualquer um de uma variedade de tipos de adesivos será aceitável, um adesivo preferido sendo Loctite.

Como acima mencionado, o elemento 206 é, de preferência, concêntrico ao tubo 202. A fig. 17 mostra uma seção transversal de um cateter 200, onde o elemento 206 é concêntricamente envolto dentro do tubo 202. De modo alternativo, o elemento 206 pode ser posicionado adjacente ao tubo 202, como mostrado na fig. 18. A configuração da fig. 18 pode ser de fabricação mais fácil do que a da fig. 17, visto que o 206 não precisa ser centrado dentro do tubo 202.

As pessoas versadas nas técnicas irão perceber através dos ensinamentos atuais que o elemento 206 pode ser de qualquer comprimento desejado, e pode se estender ao longo de qualquer comprimento desejado da seção de infusão do cateter 200. Por exemplo, o elemento 206 não precisa se estender até a extremidade distal do tubo 202. Além disto, a

extremidade proximal do elemento 206 pode ser distal ou proximal à extremidade proximal da seção de infusão.

Quando qualquer um dos cateteres das modalidades acima for usado, o cateter pode ter inicialmente ar no interior do tubo de cateter. Por exemplo, o cateter 200 mostrado na fig. 13 pode ter ar no interior do material poroso do elemento 206. A introdução de medicação líquida no cateter força o ar a fluir para fora dos furos de saída. Porém, isto pode levar diversas horas. Se o cateter for inserido em um paciente, enquanto ar se encontrar no seu interior, e medicação líquida for introduzida no cateter, a área lesionada do paciente pode receber pouca ou nenhuma medicação, até que ar seja expelido do tubo de cateter. Assim, prefere-se conduzir a medicação líquida através do cateter, antes de inserir o cateter em um paciente, para assegurar que o ar seja expelido do cateter antes do uso. Além disto, com referência à fig. 19, um filtro de ar 224, como conhecido na técnica, pode ser inserido no tubo de cateter proximal à seção de infusão 226 do cateter 200. O filtro 224 impede a entrada de ar indesejável na seção de infusão 226 do cateter 200.

As Figs 20 e 21 ilustram tubos de cateter tendo entalhes ou furos de saída alongados. Esses tubos de cateter podem ser usados, no lugar dos tubos de cateter, acima mostrados e descritos. A fig. 20 mostra um tubo 230 tendo entalhes ou furos de saída 232 que são alongados na direção longitudinal do tubo 230. Os entalhes 232 são, de preferência, previstos ao longo da circunferência do tubo 230, ao longo da seção de infusão do cateter. Em comparação com os furos

de saída menores, os entalhes alongados 232 tendem a aumentar a vazão de fluidos saindo do cateter, através da redução da resistência ao fluxo experimentada pelo fluido. De preferência, os entalhes 232 podem ser longitudinalmente orientados sobre o corpo do cateter, a fim de não comprometer a integridade estrutural do cateter 200, conforme será facilmente percebido pelas pessoas versadas na técnica.

A Fig. 21 mostra um tubo 234 tendo entalhes ou furos de saída 236, cujos comprimentos aumentam ao longo do comprimento do tubo na direção distal. Na modalidade ilustrada, os entalhes mais próximos da extremidade proximal da seção de infusão do tubo 234 são mais curtos de comprimento do que os entalhes mais próximos da extremidade distal da seção de infusão. Como na modalidade da fig. 8, o tubo de cateter 234 propicia com vantagem uma distribuição substancialmente uniforme de fluido ao longo de substancialmente todos os entalhes de saída 236, sob condições relativamente altas de vazão. Isto ocorre, porque o maior tamanho dos entalhes mais distais compensa a sua elevada resistência ao fluxo e à queda de pressão. Em outras palavras, visto que os entalhes mais distais são maiores do que os entalhes mais proximais, existe uma maior vazão através dos entalhes mais distais, do que ocorreria se eles fossem do mesmo tamanho que os entalhes mais proximais. De modo vantajoso, os entalhes 236 são previstos em um comprimento gradualmente crescente, o que resulta em distribuição substancialmente uniforme de fluido. Além disto, os entalhes alongados resultam em vazões geralmente maiores de saída, como na modalidade da

fig. 20.

Com relação a todas as modalidades de cateteres acima, um lúmen de fio guia independente pode ser previsto dentro ou adjacente ao(s) lúmen(s) divulgado(s), conforme
5 será percebido pelas pessoas versadas na técnica.

Os cateteres da presente invenção podem ser usados em várias aplicações médicas. Com referência à fig. 22, em uma aplicação exemplificante, o cateter 20 (o algarismo de referência 20 é usado para identificar o cateter, mas qual-
10 quer um dos cateteres acima descritos pode ser usado) é inserido em um coágulo sanguíneo 240, dentro de uma veia ou artéria 242. De preferência, a seção de infusão do cateter se situa dentro do coágulo sanguíneo 240. Medicação líquida é, de preferência, introduzida na extremidade proximal do
15 tubo de cateter. De maneira vantajosa, a medicação sai do cateter 20, de preferência, em uma velocidade substancialmente uniforme ao longo da seção de infusão para dissolver o coágulo 240.

As Figs 23 e 24 ilustram outra modalidade preferida de um cateter 250. Como mostrado na fig. 23, de preferência, o cateter 250 é composto de um corpo de cateter alongado, ou tubo 254, e de uma membrana porosa tubular alongada, ou bainha tubular 252. O tubo alongado 254 possui um lúmen central 268 que está em comunicação fluida com um suprimento
20 de fluido, de preferência, similar ao suprimento de fluido 34 da fig. 1.

De preferência, a membrana tubular 252 cobre um comprimento 255 do tubo alongado 254 e está posicionada a

uma distância 253 proximal de uma extremidade distal 262 do tubo alongado 254. Em uma modalidade, o comprimento 255 é de cerca de 6,096 cm (2,40 pol.), e a distância 253 é de cerca de 0,254 cm (0,10 pol.). Em outra modalidade, o comprimento
5 255 é de cerca de 6,35 cm (2,50 pol.). Em outra modalidade ainda, o comprimento 255 é de cerca de 12,7 cm (5,00 pol.). Em outras modalidades, o comprimento 255 e a distância 253 podem ser variados, de forma que o cateter 250 se adapte geralmente à anatomia específica contemplada.

10 Como mostrado na fig. 23A, a membrana porosa 252 envolve desejavelmente uma parte do tubo alongado 254, a fim de que um espaço intersticial anular 270 seja criado entre a superfície externa do tubo 254 e uma superfície interna da membrana tubular 252. Em uma modalidade preferida, o tubo
15 254 é substancialmente concêntrico à membrana tubular 252. Em um arranjo preferido, o espaço 270 possui uma dimensão radial inferior a cerca de 0,01778 cm (0,007 pol.). Em outro arranjo, o espaço 270 pode ter uma dimensão radial entre cerca de 0,00508 e 0,01778 cm (0,002 e 0,007 pol.). Porém,
20 em alguns arranjos, o espaço 270 pode ser mínimo, ou a superfície interna da membrana tubular 252 pode entrar em contato com a superfície externa do tubo 254.

Uma pluralidade de furos de saída de fluido 266 é prevista dentro da parte do tubo 254 envolta pela membrana
25 tubular 252. De preferência, os furos de saída 266 são posicionados ao longo de toda a circunferência da parte envolta do tubo 254. A parte do tubo 254, que inclui os furos de saída 266, define uma seção de infusão do cateter 250. De ma-

neira desejável, a membrana tubular 252 é somente prevista ao longo do comprimento 255 da seção de infusão. Porém, em um arranjo alternativo, a membrana tubular pode ser mais longa do que a seção de infusão. Além disto, em outras modalidades, um fio guia e/ou lúmen de fio guia pode ser previsto para auxiliar na inserção do cateter 250 na anatomia, conforme será percebido pelas pessoas versadas na técnica.

O tubo 254 pode ser constituído de qualquer um de uma variedade de materiais adequados, tais como náilon, poliimida, ptfe e outros materiais conhecidos pelas pessoas versadas na técnica, dando devida consideração às metas de não-reatividade a sistemas anatômicos, flexibilidade, leveza, resistência, maciez, e, segurança. Em uma configuração preferida, o tubo 254 é, de preferência, um tubo de cateter de calibre 20, tendo diâmetros internos e externos de cerca de 0,04826 cm (0,019 pol.) e cerca de 0,07874 cm (0,031 pol.), respectivamente.

Os furos de saída 266 do tubo 254 são, de preferência, de cerca de 0,0381 cm (0,015 pol.) de diâmetro e previstos em posições axiais igualmente espaçadas ao longo da seção de infusão do tubo 254. Os furos 266 são, de preferência, dispostos, a fim de que cada furo seja anguladamente deslocado em cerca de 120° com relação ao eixo geométrico longitudinal do tubo 254, a partir da posição angulada do furo anterior. A separação axial entre furos de saída adjacentes 266 se situa, de preferência, na faixa de cerca de 0,3175 a 0,635 cm (0,125 a 0,25 pol.), e mais preferivelmente em cerca de 7,62 cm (3/16 pol.). É obvio que os furos de

saída 266 podem ser previstos em qualquer uma de uma variedade de arranjos alternativos. Além disto, a seção de infusão do tubo 254 pode ter qualquer comprimento desejável. Porém, de preferência, a seção de infusão permanece envolta no interior da membrana tubular 252, como acima descrito. A modalidade ilustrada nas figs. 23 e 24 prevê uma distribuição uniforme e completa de fluido ao longo de um segmento geralmente linear da área lesionada.

A membrana tubular 252, de preferência, é composta de um material altamente poroso. Em outra modalidade, a membrana tubular 252 pode ser constituída de um material de esponja ou espuma, ou de uma fibra oca. A membrana tubular 252 pode ter um tamanho de poro médio, ou diâmetro de poro, inferior a cerca de 0,23 micrón para filtrar bactérias. O diâmetro do poro, de preferência, se situa, na faixa de cerca de 0,1 micrón a cerca de 0,5 micrón, e mais preferivelmente na faixa de cerca de 0,2 a 0,45 micrón. A membrana tubular 252 pode ser formada por qualquer um de uma variedade de materiais adequados, dando devida consideração às metas de não-reatividade a sistemas anatômicos, manutenção da flexibilidade, adequação às limitações de tamanho da membrana tubular 252, e tendo uma porosidade resultando na distribuição substancialmente uniforme de fluido através de todos os poros na membrana tubular 252. Alguns materiais adequados para a membrana 252 são polietileno, polissulfona, polietersulfona, polipropileno, difluoreto de polivinilideno, policarbonato, náilon, polietileno de alta densidade ou politetrafluoroetileno. De preferência, a membrana tubular 252 é um

tubo de calibre 19, tendo diâmetros interno e externo de cerca de 0,09652 cm (0,038 pol.) e de cerca de 0,10668 cm a 0,1143 cm (0,042 pol. a 0,045 pol.), respectivamente.

Como mostrado na fig. 24, de preferência, a membrana tubular 252 é fixada ao tubo 254 por segmentos tubulares distais e proximais, ou colares 264, 265. De preferência, os segmentos tubulares 264, 265 compreendem tubos de contração que são fixados ao tubo 254 e às extremidades da membrana tubular 252. Os tubos 264, 265 podem também utilizar um adesivo, tal como Loctite, epóxi ou outro meio conhecido pelas pessoas versadas na técnica para auxiliar na fixação da membrana tubular 252 ao tubo 254. De modo alternativo, outros processos adequados podem ser usados para fixar a membrana 252 ao tubo 254. Por exemplo, a membrana 252 pode ser fixada ao tubo 254 por colagem térmica ou química, sem o uso dos segmentos tubulares 264, 265.

Em operação, o cateter 250 distribui fluido para a região de um sistema anatômico geralmente adjacente à membrana tubular 252 do cateter 150. Conforme o fluido flui através do lúmen central 268 para dentro da seção de infusão, ele flui inicialmente através dos furos de saída 266 e para dentro do espaço 270. O fluido no espaço 270, a seguir, embebe o interior da membrana tubular porosa 252. Após as paredes da membrana tubular 252 ficarem saturadas, o fluido passa através da membrana tubular 252 e sai do cateter 250. Além disto, o fluido passa vantajosamente através da membrana de maneira substancialmente uniforme ao longo da área superficial da membrana tubular 252, resultando em uma saída

substancialmente uniforme de fluido ao longo do comprimento
255 da membrana tubular 252. Assim, o fluido é distribuído
em uma velocidade substancialmente igual ao longo da área
lesionada da anatomia. Além disto, esta vantagem é obtida
5 para distribuição de fluido em baixa e alta pressão.

As Figs. 25-27 ilustram outra modalidade de um ca-
teter de infusão, indicado geralmente pelo algarismo de re-
ferência 272. De preferência, o cateter 272 compreende uma
seção tubular não-porosa, ou tubo 282, que é conectado a uma
10 seção tubular porosa distal, bioabsorvível 280. A seção tu-
bular porosa 280 possui um lúmen interno 281, e o tubo não-
poroso 282 possui um lúmen interno 283. O tubo não-poroso
282 define uma seção de não-infusão 274 do cateter 272 e, de
preferência, se estende a partir de um suprimento de fluido
15 282 até uma junção, ou junta 278, como mostrado na fig. 25.
Da mesma forma, a seção tubular porosa 280 define uma seção
de infusão 276 do cateter 272 e, de preferência, se estende
a partir da junção 278 até uma extremidade distal 284. De
preferência, a extremidade distal 284 é definida por uma
20 ponta 284a, que define uma extremidade distal do lúmen 281
dentro da seção tubular porosa 280.

Como mostrado nas figs. 26-26A,, de preferência, a
junção 278 é composta de uma extremidade distal 285 do tubo
282 sendo inserida em uma extremidade proximal 287 do lúmen
25 281 dentro da seção tubular 280. De preferência, um tipo de
adesivo clínico adequado é aplicado entre as superfícies so-
brepostas do tubo 282 e da seção tubular 280, para manter os
tubos 280, 282 unidos. Contempla-se que o adesivo é da vari-

idade biocompatível, tal como "cola" clínica, que é usada para o fechamento de lesões. Como mostrado na fig. 26A, a extremidade proximal 287 da seção tubular 280 se sobrepõe à extremidade distal 285 em uma distância 286. A distância 5 286, de preferência, é de pelo menos cerca de 0,0508 cm (0,02 pol.). Mais preferivelmente, a distância 286 é de pelo menos cerca de 0,0762 cm (0,03 pol.), embora em outras modalidades a distância 286 possa ser variada para alcançar um nível desejável de resistência de junção. As distâncias de 10 sobreposição acima descritas são preferidas, pois elas são capazes de propiciar uma junção segura entre o tubo 282 e a seção tubular 280. Porém, de preferência, a distância de sobreposição não excede a cerca de 0,635 cm (0,25 pol.), a fim de que a seção de sobreposição não iniba a flexibilidade 15 global do cateter 272.

O tubo 282 pode ser constituído de qualquer um de uma variedade de materiais biocompatíveis apropriados, tais como náilon, poliimida, ptfe e outros materiais conhecidos pelas pessoas versadas na técnica, dando devida consideração 20 às metas de não-reatividade a sistemas anatômicos, flexibilidade, leveza, resistência, maciez, e, segurança. Em uma modalidade preferida, o tubo 282 é constituído de um tubo de cateter de calibre 20, tendo de preferência um diâmetro externo não superior a cerca de 0,0889 cm (0,035 pol.).

25 De preferência, a seção tubular 280 possui um diâmetro externo de cerca de 0,10668 cm (0,042 pol.), e possui um diâmetro interno dimensionado, de forma que a extremidade distal 285 do tubo 282 se encaixe apertadamente dentro da

extremidade proximal 287 do lúmen 281, como mostrado na fig. 26A. Em uma modalidade preferida, a seção tubular 280 é constituída de um material altamente poroso tendo um tamanho de poro médio, ou diâmetro de poro, inferior a cerca de 0,23 5 micron para filtrar bactérias. De maneira preferível, o diâmetro do poro se situa na faixa de cerca de 0,1 micron a cerca de 0,5 micron e, ainda mais preferível, o diâmetro de poro se situa na faixa de cerca de 0,2 a 0,45 micron.

Conforme aqui usado, o material poroso, ou membra- 10 na porosa, se refere desejavelmente a um material ou elemento que é configurado para permitir a passagem de uma substância pelo seu interior com pelo menos uma pequena parcela de resistência na área, pela qual a substância passa. Um material ou membrana porosa, de preferência, é constituído de 15 um material que possui uma propriedade inerente, ou é manipulado para alcançar ou melhorar uma propriedade, que permita a passagem de um líquido pelo seu interior em uma rota tortuosa, ou não-linear, para reduzir a velocidade de passagem da substância pelo material. De modo alternativo, o ma- 20 terial ou elemento poroso pode reduzir a taxa de difusão de uma substância, tendo um diâmetro de poro com tamanho próximo o suficiente a um tamanho de uma única molécula da substância, ou de um grupamento unitário de moléculas, para inibir a passagem de um grande número de moléculas, ou grupos 25 de moléculas, por qualquer poro em um determinado momento. De modo característico, um material ou membrana porosa alcançará a sua regulagem desejada do fluxo de uma substância, como resultado das micro-passagens pelo material em si, e

não como resultado de passagens distintas criadas através do material ou membrana por processos manipuladores, tal como perfuração a laser, por exemplo. A distinção entre um material ou membrana porosa, como tal, e um elemento tendo uma pluralidade de furos manualmente criados através deste será prontamente apreciada pelas pessoas versadas na técnica.

Em outra modalidade, a seção tubular 280 pode ser constituída de um material não-poroso composto de uma pluralidade de furos de saída, como aqui discutido. Deve ser observado que esses furos de saída podem ser empregados na seção tubular 280, de acordo com qualquer uma das modalidades acima discutidas. Além disto, a seção tubular 280 pode ter qualquer comprimento desejável. Em uma modalidade, a seção tubular 280 possui um comprimento de cerca de 12,7 cm (5 pol.), e a seção tubular 280 e o tubo não-poroso 282 possuem um comprimento combinado de cerca de 50,8 cm (20 pol.). Deverá ser apreciado que esta configuração da seção tubular 280 propicia distribuição uniforme de fluido ao longo do comprimento da seção tubular 280 e, assim, é particularmente útil para distribuição de fluidos, tais como medicações, a um comprimento de áreas lesionadas, tais como incisões e semelhantes.

O material constituindo a seção tubular 280, além de ser poroso, é desejavelmente bioabsorvível, como acima mencionado de modo resumido. Em uma modalidade, o material constituindo a seção tubular 280 é dissolvível dentro do corpo do paciente durante um período de tempo variando entre cerca de 5 dias a cerca de 7 dias após a inserção. Durante

esse período de tempo, o corpo do paciente processa o material bioabsorvível, de forma que a resistência da junção 278 seja reduzida. Este enfraquecimento da junção 278 facilita a separação do tubo não-poroso 282 da seção tubular 280, e a
5 subsequente remoção do tubo 282 da região lesionada, sem perturbar a colocação da parte restante (a parte não-absorvida) da seção tubular porosa 280 dentro da lesão.

O cateter 272 é particularmente adequado para uso em conjunto com um sistema de tratamento da dor ou intravenoso (isto é, uma bomba de infusão). Em operação, um médico
10 ou outro profissional de medicina posiciona o cateter 272 dentro de uma região lesionada no corpo de um paciente. A seção tubular 280 é inserida na região lesionada até o ponto em que, de preferência, toda a seção tubular 280 e uma parte
15 da extremidade distal 285 do tubo 282 fiquem envoltas dentro do corpo do paciente. De preferência, entre cerca de 0,254 cm e 1,016 cm (0,1 e 0,4 pol.) da extremidade distal do tubo não-bioabsorvível 282 é envolta no interior do paciente. Mais preferivelmente ainda, entre cerca de 0,254 e 1,27 cm
20 (0,1 e 0,5 pol.) da extremidade distal do tubo não-bioabsorvível 282 é envolta no interior do paciente. A seção tubular 280 pode ser suturada ao tecido vizinho dentro da lesão, para fixar o cateter 272 em posição. Isto facilita o posicionamento de cateter 272 precisamente dentro da região
25 lesionada. De preferência, quaisquer suturas usadas para fixar o cateter 272 em posição são também constituídas de um material bioabsorvível. Como resultado, a seção tubular 280 e as suturas serão absorvidas pelo corpo.

Após o cateter 272 ser adequadamente fixado ao paciente, uma extremidade proximal do tubo 282 pode ser conectada a um sistema intravenoso ou a outro arranjo de suprimento de fluido. O cateter 272 distribui, com vantagem, 5 fluido ou outra medicação ao paciente durante o período de 5-7 dias, ou mais, dependendo da natureza da região lesionada específica em questão. Durante este tempo, a seção tubular 280 é absorvida pelo corpo do paciente. Após a seção tubular 280 ser absorvida o suficiente, e a junção 278 ser enfraquecida, o tubo não-poroso 282 é extraído da região lesi- 10 onada. Devido ao fato da junção 278 ser enfraquecida, a extração no tubo 282 separa a extremidade distal 285 do tubo 282, da extremidade proximal 287 da seção tubular 280. Assim, quando o tubo 282 é removido, a seção tubular 280 permanece dentro da região lesionada e é absorvida pelo corpo 15 do paciente. Deverá ser apreciado que a permanência da seção tubular 280 dentro da região lesionada reduz com vantagens a parcela de trauma transmitida ao tecido vizinho, que seria de outro modo causada pelo uso e remoção de um cateter convencional ou sistema de tratamento da dor. 20

Conforme será facilmente percebido pelas pessoas versadas na técnica, qualquer uma das modalidades de cateter aqui descritas pode ser usada em uma variedade de aplicações, incluindo, mas não limitado a, blocos de nervos peri- 25 féricos, infusões intratecais, infusões epidurais, infusões intravasculares, infusões intra-arteriais e infusões intra-articulares, bem como no tratamento da dor na região lesionada.

Além disto, qualquer um dos cateteres aqui divulgados pode ser inteiriço com uma linha de fluido emanando de uma bomba de infusão, em oposição a ser um cateter independente, projetado para ser conectado ou preso a uma bomba de
5 infusão.

Embora esta invenção tenha sido divulgada no contexto de certos exemplos e modalidades preferidas, deverá ser percebido pelas pessoas versadas na técnica que a presente invenção se estende além das modalidades especifica-
10 mente divulgadas ou a outras modalidades e/ou usos alternativos da invenção e modificações óbvias e seus equivalentes. Assim, pretende-se que o escopo da presente invenção aqui divulgada não seja limitado pelas modalidades específicas divulgadas, acima descritas, mas seja determinado somente
15 por uma leitura justa das reivindicações a seguir.

REIVINDICAÇÕES

1. Cateter (250) para distribuição de um fluido para uma região anatômica, compreendendo:

um corpo de cateter tubular alongado (254) defini-
5 nindo um lúmen (268), uma extremidade distal do dito lúmen (268) estando fechada, uma parte do dito corpo de cateter (254) possuindo uma pluralidade de aberturas (266) se estendendo através de uma parede lateral do dito corpo de cateter definindo uma seção de infusão do dito cateter (250);

10 uma bainha tubular (252) tendo uma primeira extremidade e uma segunda extremidade e construída a partir de um material poroso, a dita bainha tubular (252) sendo posicionada sobre a dita seção de infusão e se estendendo pelo menos um comprimento da dita seção de infusão, em que o espaço
15 intersticial (270) é definido entre uma superfície externa do dito corpo de cateter (254) e uma superfície interna da dita bainha tubular (252), a dita bainha tubular (252) e o dito corpo de cateter (254) sendo configurados de modo que o fluido flui pelo lúmen (268) para dentro da seção de infu-
20 são, ele inicialmente flui pelas aberturas (266) e para dentro do espaço (270), onde o fluido no espaço (270) embebe a bainha porosa tubular (252) e, uma vez que as paredes da bainha tubular (252) são saturadas, o fluido passa pela bainha tubular (252) e sai do cateter (250) de modo que o fluido
25 dentro do dito lúmen (268) deve passar através da dita bainha tubular (252) para sair do dito cateter (250);

onde um tamanho do poro do dito material poroso é menor que 0,5 micron; e

CARACTERIZADO por dito espaço (270) possuir uma dimensão radial inferior a 0,01778 cm.

2. Cateter, de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADO** pelo fato de que a dita segunda extremidade da dita bainha tubular (252) é unida ao dito corpo de cateter (254) a uma distância (253) a partir de uma extremidade distal do dito cateter (250).

3. Cateter, de acordo com a reivindicação 2, **CARACTERIZADO** pelo fato de que a dita distância (253) é de 0,254 cm.

4. Cateter, de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADO** pelo fato de que a dita bainha tubular possui um diâmetro externo menor que ou igual a 0,114 cm.

5. Cateter, de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADO** pelo fato de que a dita bainha tubular (252) possui um comprimento entre 5,08 cm e 7,62 cm.

6. Cateter, de acordo com a reivindicação 5, **CARACTERIZADO** pelo fato de que o dito comprimento da dita bainha tubular (252) é de 6,09 cm.

7. Cateter, de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADO** pelo fato de que a dita primeira extremidade e a dita segunda extremidade da dita bainha tubular (252) são termicamente unidas a uma superfície externa do dito corpo de cateter (254).

8. Cateter, de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADO** pelo fato de que a dita primeira extremidade e a dita segunda extremidade da dita bainha tubular (254) são quimicamente unidas a uma superfície externa do dito corpo

de cateter (254).

9. Cateter, de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADO** pelo fato de que cada uma dentre a dita primeira extremidade e a dita segunda extremidade da dita bainha tubular (254) são unidas a uma superfície externa do dito corpo de cateter (254) por um elemento de tubo de contração.

10. Cateter, de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADO** pelo fato de que o dito material poroso compreende um material de fibra oco.

11. Cateter, de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADO** pelo fato de que o material poroso é um dentre polietileno, polissulfona, polieterssulfona, polipropileno, difluoreto de polivinilideno, policarbonato, náilon, polietileno de alta densidade ou politetrafluoroetileno.

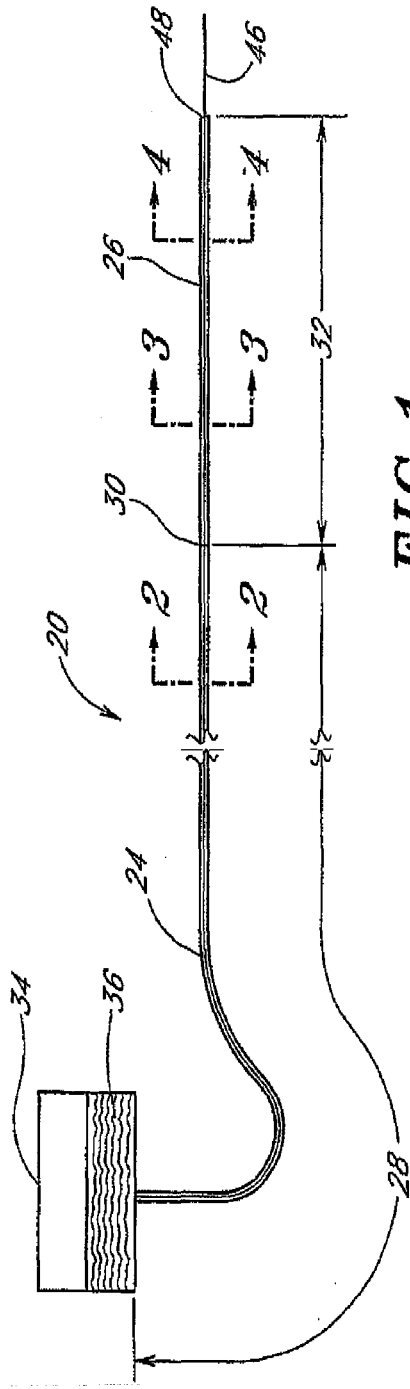


FIG. 1

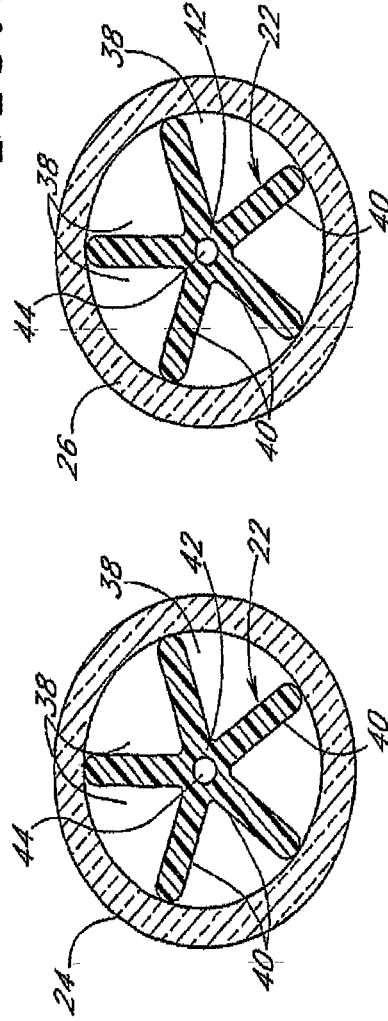


FIG. 2

FIG. 3

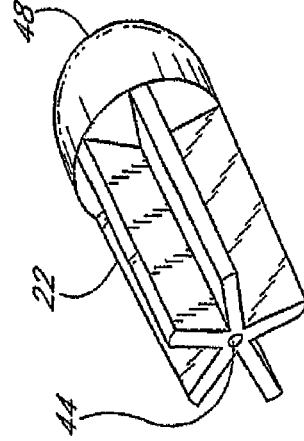


FIG. 4

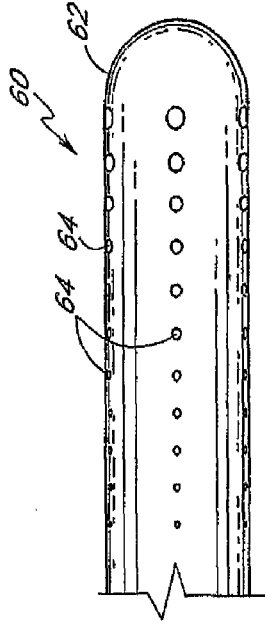


FIG. 8



FIG. 5

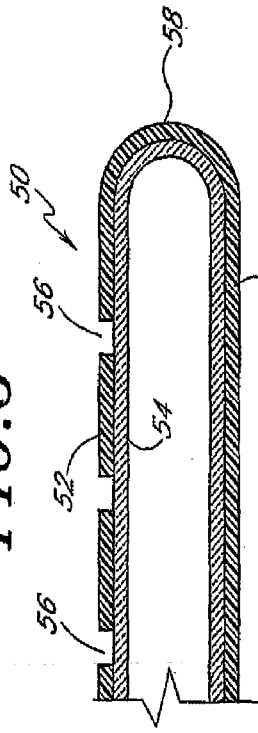


FIG. 6

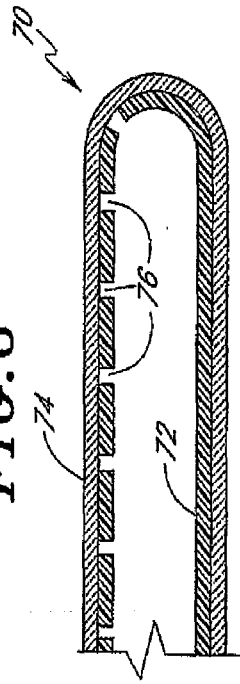


FIG. 7

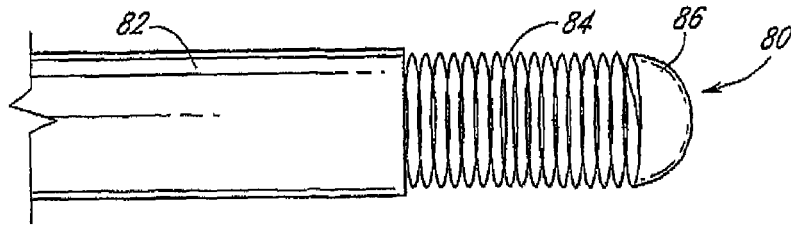


FIG. 9

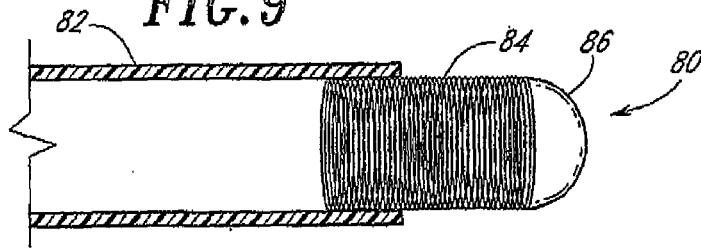


FIG. 10A

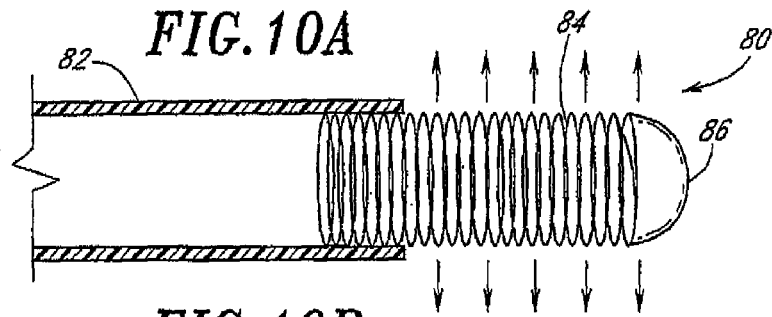


FIG. 10B

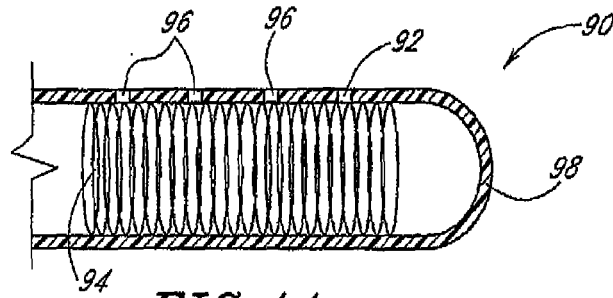


FIG. 11

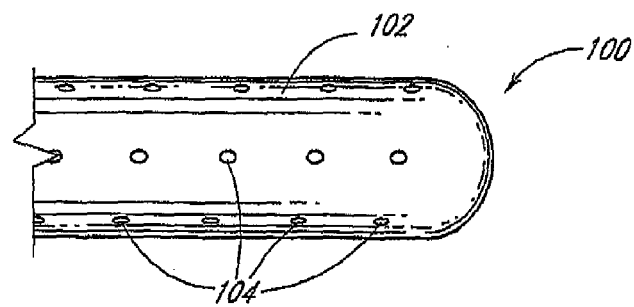
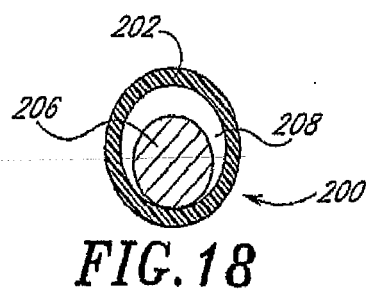
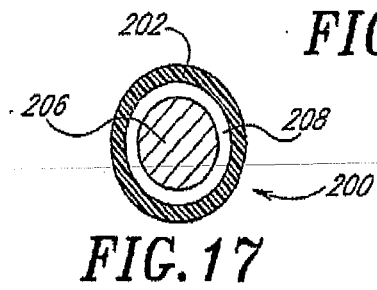
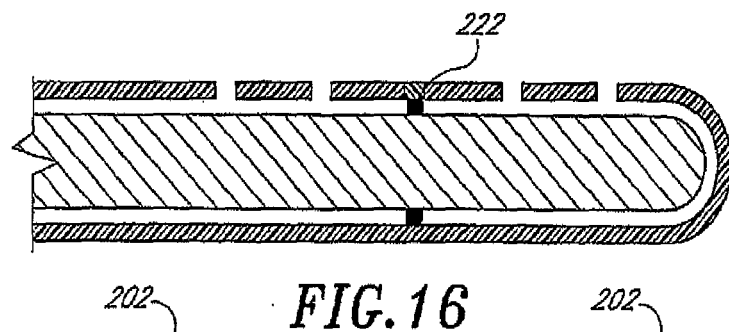
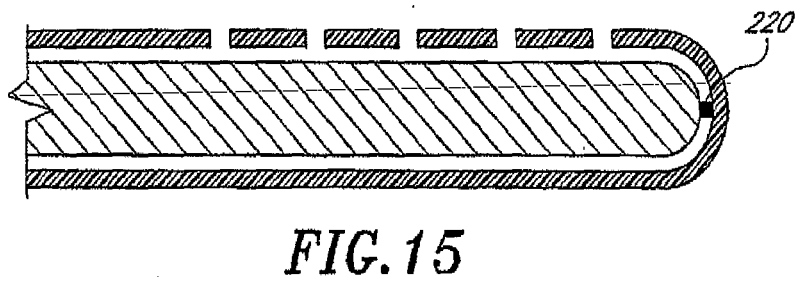
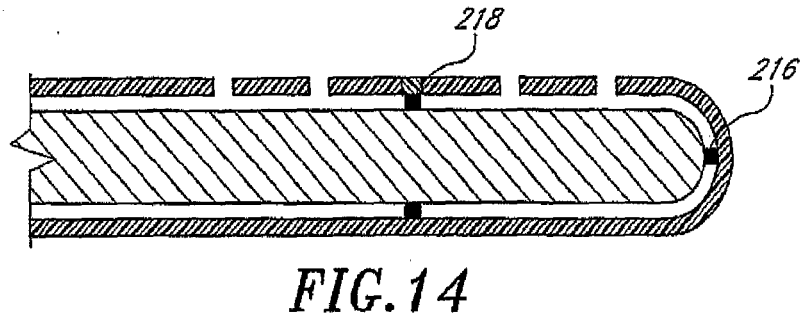
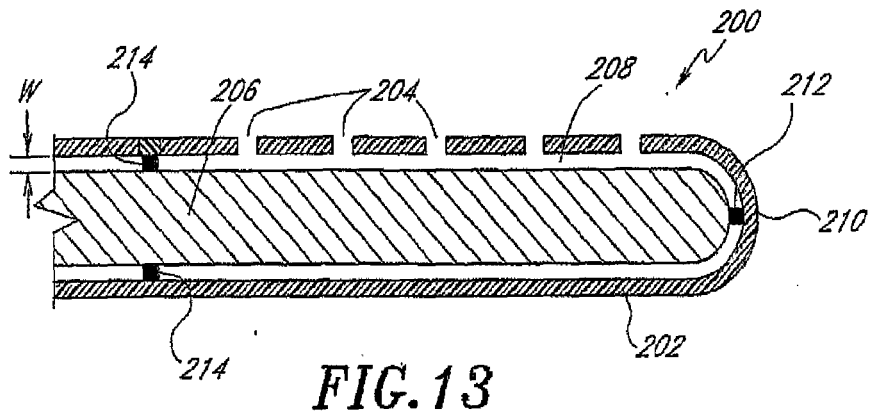


FIG. 12



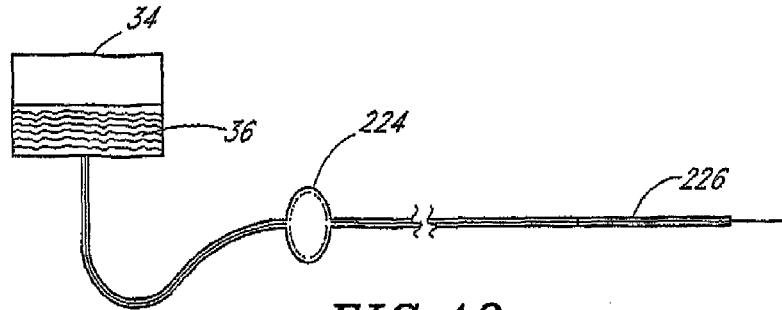


FIG. 19

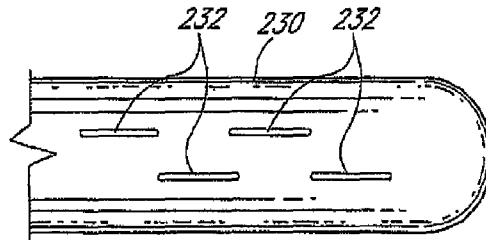


FIG. 20

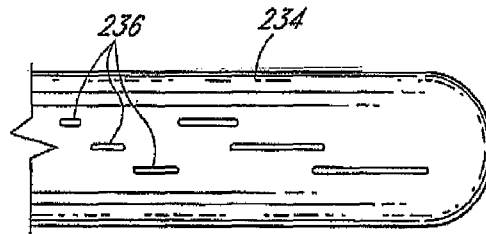


FIG. 21

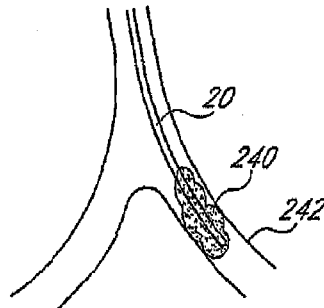


FIG. 22

FIG. 23

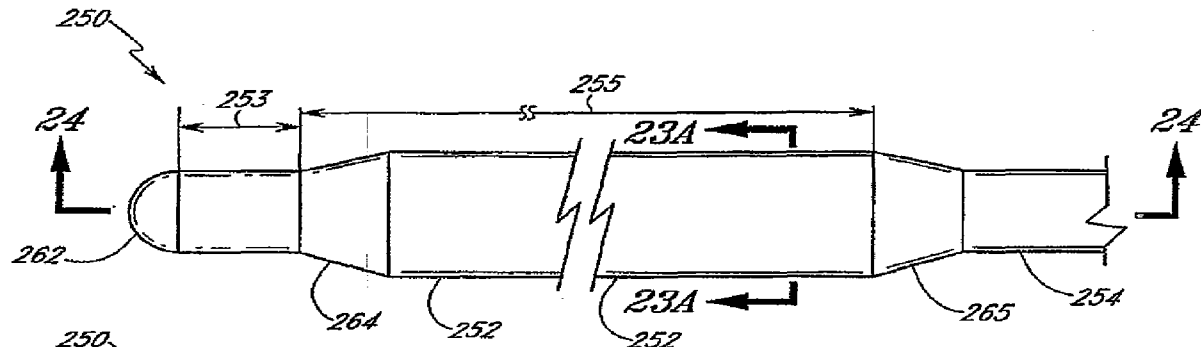


FIG. 24

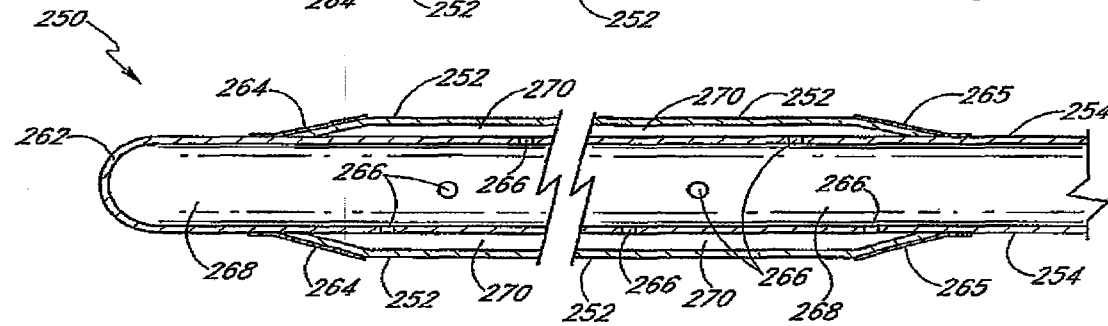
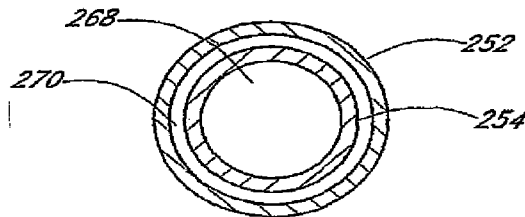


FIG. 23A



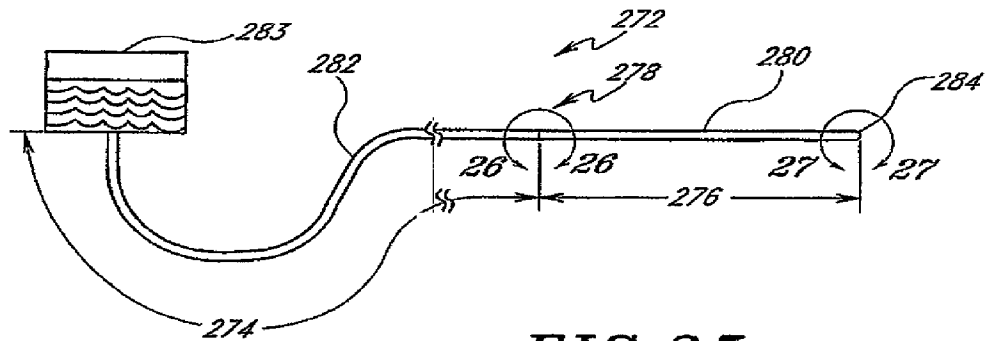


FIG. 25

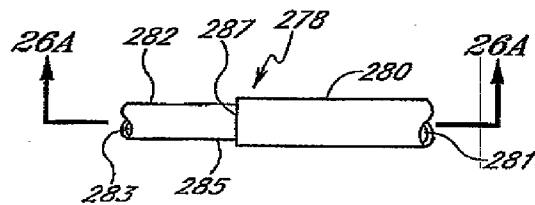


FIG. 26

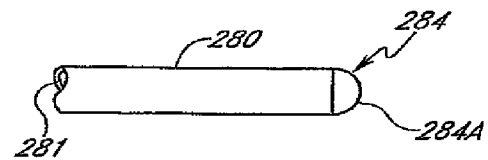


FIG. 27

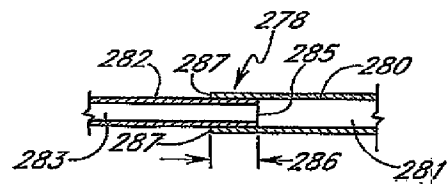


FIG. 26A