

(11) Número de Publicação: **PT 1644068 E**

(51) Classificação Internacional:
A61M 25/00 (2007.10) **A61L 29/00** (2007.10)

(12) FASCÍCULO DE PATENTE DE INVENÇÃO

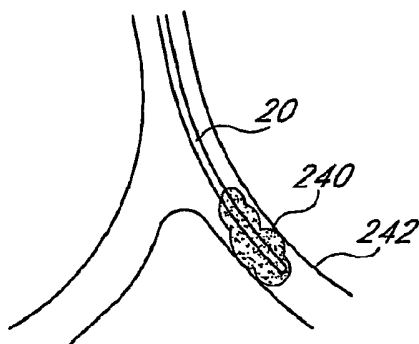
(22) Data de pedido: 2004.05.11	(73) Titular(es): I-FLOW CORPORATION 20202 WINDROW DRIVE LAKE FOREST, CA 92630 US
(30) Prioridade(s): 2003.05.12 US 435946 2003.05.12 US 436457	
(43) Data de publicação do pedido: 2006.04.12	(72) Inventor(es): JOSE CASTILLO DENIEGA US ROGER MASSENGALE US KENNETH W. RAKE US JAMES DAL PORTO US
(45) Data e BPI da concessão: 2008.10.22 225/2008	(74) Mandatário: PEDRO DA SILVA ALVES MOREIRA RUA DO PATROCÍNIO, N.º 94 1399-019 LISBOA PT

(54) Epígrafe: **CATETER PARA DISTRIBUIÇÃO UNIFORME DE MEDICAÇÃO**

(57) Resumo:

RESUMO

"CATETER PARA DISTRIBUIÇÃO UNIFORME DE MEDICAÇÃO"



Proporciona-se um cateter (250, 272) para uma distribuição uniforme de medicação fluida no interior de uma região anatômica. Uma forma de realização do cateter (272) é constituída por um tubo (282) proximal alongado que define um lúmen (283) e um tubo (280) distal alongado tendo uma extremidade (284) fechada. O tubo (280) distal é construído a partir de um material bioabsorvível e define, igualmente, um lúmen (281), que comunica com o lúmen (283) do tubo (282) proximal. Uma outra forma de realização do cateter (250) é constituída por um corpo (254) de cateter tubular alongado que define um lúmen (268). A extremidade (262) distal do lúmen é fechada e uma porção do corpo do cateter (254) inclui uma multiplicidade de aberturas (266), que definem, desse modo, uma secção de infusão do cateter (250). Uma bainha (252) tubular é construída a partir de um material poroso e está posicionada sobre a secção de infusão. A bainha (252) tubular estende-se, pelo menos, numa extensão da secção de infusão. A bainha (252) tubular e o corpo do cateter (254) são configurados de modo a

que o fluido no interior do lúmen (268) deva passar através da bainha (252) tubular para sair do cateter (250).

DESCRIÇÃO

"CATETER PARA DISTRIBUIÇÃO UNIFORME DE MEDICAÇÃO"

Antecedentes da invenção

Campo da Invenção

Esta invenção refere-se, de um modo geral, a cateteres e, em particular, a um cateter que distribui medicação fluida de modo uniforme através de uma secção de infusão do cateter.

Descrição da Técnica Relacionada

Conhecem-se bem da técnica, os cateteres de infusão para distribuição de medicação fluida em sistemas anatómicos, tal como o corpo humano. Tais cateteres incluem, de um modo geral, um tubo oco flexível inserido em alguma região da anatomia. O tubo contém, tipicamente, um ou mais lúmenes axiais, no interior dos quais o fluido se pode escoar. A extremidade proximal do tubo de cateter está ligada a uma fonte de fluido, a partir da qual é introduzido fluido no tubo de cateter. O fluido escoa-se no interior de um dos lúmenes sob pressão fornecida na extremidade proximal do tubo. Cada lúmen está, geralmente, dotado com um ou mais orifícios de saída ao longo de uma secção de infusão próxima da extremidade distal do tubo, para que o fluido saia do tubo. Tais orifícios de saída são criados através de perfuração da parede lateral do tubo oco.

Em certos problemas médicos, é vantajoso distribuir uma medicação fluida a uma multiplicidade de locais no interior de uma área lesionada. Por exemplo, algumas lesões que requerem medicação contra a dor podem estar em comunicação com muitas terminações nervosas, em vez de um único tronco nervoso. Um exemplo de uma tal lesão é uma incisão cirúrgica. Como mencionado anteriormente, é conhecido proporcionar uma multiplicidade de orifícios de saída através dos quais a medicação fluida sai do tubo de cateter. Os orifícios de saída podem ser proporcionados em várias posições axiais e circunferenciais ao longo do tubo de cateter de forma a controlar a posição dos locais de distribuição de medicação. Divulga-se na Patente U.S. Nº 5800407 de Eldor, um exemplo de um cateter tendo esta configuração. Igualmente, é desejável, em alguns casos, distribuir uma tal medicação sob uma pressão baixa, de modo a que o fluido seja distribuído com uma taxa relativamente baixa. Por exemplo, algumas medicações contra a dor devem distribuir-se lentamente para evitar a toxicidade e outros efeitos secundários. Além disso, em muitos casos é desejável distribuir medicação fluida com uma taxa substancialmente uniforme através de toda a secção de infusão do cateter, de modo a que a medicação seja distribuída uniformemente através de toda a área lesionada.

Infelizmente, uma limitação dos cateteres com múltiplos orifícios de saída da técnica anterior, tal como o cateter ensinado por Eldor, é que durante uma distribuição de medicação fluida a baixa pressão, o fluido tende a sair apenas através do(s) orifício(s) de saída mais próximo(s) da extremidade proximal da secção de infusão do tubo de cateter. Isto deve-se aos fluidos que se escoam através de um tubo saírem mais facilmente pelos orifícios de saída que oferecem a menor

resistência ao escoamento. Quanto maior for o caminho de escoamento seguido pelo fluido no lúmen, maior a resistência ao escoamento e a queda de pressão sofrida pelo fluido. Os orifícios mais proximais oferecem a menor resistência ao escoamento e queda de pressão. Assim, o fluido tende a sair do tubo de cateter principalmente através destes orifícios de saída. Como resultado, a medicação fluida é distribuída apenas numa pequena região no interior da área lesionada. A tendência do fluido para um escoamento indesejável apenas através dos orifícios de saída mais proximais, depende da dimensão dos orifícios, do número total de orifícios de saída, e da taxa de escoamento. À medida que a dimensão ou número de orifícios aumenta, o fluido torna-se mais susceptível de sair apenas através dos orifícios mais proximais. Reciprocamente, à medida que a taxa de escoamento aumenta, o fluido torna-se menos susceptível de o fazer.

A tendência do fluido para sair indesejavelmente apenas através dos orifícios mais proximais do cateter, pode, em alguns casos, ser ultrapassada, aumentando a taxa de escoamento ou a pressão do fluido, o que faz com que o fluido se escoe através de mais orifícios de saída do cateter. Na realidade, se a taxa de escoamento ou pressão for suficientemente elevada, o fluido escoará através de todos os orifícios de saída. No entanto, algumas vezes, é medicamente desejável distribuir uma medicação com uma taxa relativamente lenta, *i. e.*, com uma pressão baixa. Igualmente, mesmo naqueles casos em que é aceitável ou desejável a distribuição de fluido com alta pressão, os cateteres da técnica anterior não proporcionam uma distribuição de fluido uniforme ao longo da secção de infusão do cateter. Mais exactamente, a taxa de escoamento através dos orifícios de saída mais próximos da extremidade proximal da secção de infusão,

tende a ser maior que através dos orifícios de saída mais próximos da extremidade distal. Isto acontece porque o fluido que passa através dos orifícios mais proximais sofre uma menor resistência ao escoamento e queda de pressão. Em comparação, o fluido que se escoar através dos orifícios mais distais sofre uma maior resistência ao escoamento e queda de pressão, e sai conseqüentemente, com uma taxa de escoamento menor. Quanto mais distal o orifício, menor a taxa de escoamento de saída do fluido. Como resultado, a distribuição da medicação através de toda a área lesionada é irregular.

Num outro tipo conhecido de cateter de infusão, proporcionam-se vários lúmenes no interior de um tubo de cateter. Para cada lúmen, proporciona-se um orifício de saída através da perfuração de um orifício na parede do tubo. Os orifícios de saída são proporcionados em posições axiais diferentes ao longo da secção de infusão do tubo de cateter. Deste modo, a medicação fluida pode ser distribuída por várias posições no interior da área lesionada. Embora esta configuração ofereça uma distribuição de fluido melhorada, tem algumas desvantagens. Uma desvantagem é que as taxas de escoamento de fluido através dos orifícios de saída não são iguais, uma vez que os orifícios de saída mais distais oferecem uma maior resistência ao escoamento, devido às mesmas razões discutidas anteriormente. Uma outra desvantagem é que o número de lúmenes, e conseqüentemente o número de orifícios de saída de fluido, está limitado pelo pequeno diâmetro do tubo de cateter. Como resultado, o fluido pode ser distribuído apenas a número muito limitado de posições no interior da área lesionada. Ainda uma outra desvantagem é que as extremidades proximais dos lúmenes devem ser fixas a um colector complicado, o que aumenta o custo de fabricação do cateter.

Ilustra-se na Patente U.S. Nº 5425723 de Wang, um exemplo de um cateter que proporciona uma distribuição mais uniforme de medicação fluida através de uma secção de infusão do cateter. Wang divulga um cateter de infusão incluindo um tubo exterior, um tubo interior encerrado concentricamente no interior do tubo exterior e um lúmen central no interior do tubo interior. O tubo interior tem um diâmetro mais pequeno que o tubo exterior, de modo a que se forme um caminho de passagem anular entre os mesmos. O tubo exterior tem uma multiplicidade de orifícios de saída distanciados uniformemente que definem a secção de infusão do cateter. Em utilização, o fluido que se escoar no interior do lúmen central passa através de orifícios laterais posicionados estrategicamente nas paredes laterais do tubo interior. Em particular, o distanciamento entre orifícios laterais adjacentes diminui ao longo de um comprimento do tubo interior, de modo a fazer com que passe mais fluido através dos orifícios laterais mais distais. O fluido escoar-se então, longitudinalmente através do caminho de passagem anular, antes de sair pelos orifícios de saída na parede do tubo exterior. No caminho de passagem anular, o fluido pode escoar-se numa direcção distal ou proximal, dependendo da localização do orifício de saída mais próximo no tubo exterior. Esta configuração é proporcionada de modo a induzir uma taxa de escoamento de saída de fluido mais uniforme a partir do cateter.

Infelizmente, o cateter de Wang é eficaz apenas para uma distribuição de fluido com uma pressão relativamente alta. Quando utilizado para uma distribuição de fluido com uma pressão relativamente baixa, o cateter divulgado por Wang não proporciona uma distribuição uniforme de fluido. Pelo contrário, o fluido tende a sair através dos orifícios laterais dos tubos

interior e exterior que estão mais próximos da extremidade proximal da secção de infusão do cateter, uma vez que estes orifícios oferecem a menor resistência ao escoamento. Mesmo para uma distribuição de fluido com uma pressão alta, esta concepção tem várias limitações desta concepção. Uma limitação é que a concepção de tubos concêntricos é relativamente complexa e difícil de fabricar. Os dois tubos devem ser suficientemente flexíveis para permitirem uma manobrabilidade através de um sistema anatómico, no entanto, o caminho de passagem anular deve permanecer aberto de modo a que o fluido se possa escoar uniformemente pelo mesmo. Uma outra limitação é que o caminho de passagem anular pode ser perturbado, se existir uma dobração na secção de infusão do tubo. Uma dobração no cateter pode deformar o caminho de passagem anular ou fazer mesmo com que os tubos, interior e exterior, entrem em contacto. Isto pode originar uma pressão de fluido irregular numa secção transversal longitudinal do caminho de passagem anular, tendo como resultado uma distribuição de fluido não uniforme.

Assim, existe uma necessidade de um cateter de infusão melhorado para distribuir medicação fluida, uniformemente ao longo da sua secção de infusão, com uma concepção relativamente simples, fácil de fabricar, que seja eficaz para uma distribuição de fluido tanto com uma taxa de escoamento alta como com uma taxa de escoamento baixa. Além disso, reconhece-se que uma classe particular de cateteres, tais como o cateter Wang, pode proporcionar uma distribuição de fluido uniforme apenas com uma alta pressão de fluido ou taxas de escoamento elevadas. No entanto, existe uma necessidade para um cateter de infusão que pertença a esta classe, que possua uma concepção relativamente simples, fácil de fabricar e possa manter uma

distribuição de fluido uniforme mesmo quando dobrado ou deformado fisicamente de uma outra maneira.

O documento U.S. 6537194 B1 descreve um cateter para distribuir fluido até uma região anatômica e tendo uma membrana de hidrogel permeável para controlar a taxa de distribuição de medicamento. O documento U.S. 5458582 descreve um dispositivo de distribuição de anestesia pós-operatório. O documento U.S. 5458570 descreve um cateter absorvível. O documento U.S. 2001/0027599 A1 descreve um sistema de cateter de infusão intraparênquimal para distribuir fármacos a um organismo.

Sumário da Invenção

Deste modo, é um objectivo e uma vantagem principal da presente invenção solucionar algumas ou todas estas limitações, e proporcionar um cateter melhorado para distribuição de medicação fluida até uma área lesionada de uma região anatômica. Os objectivos da presente invenção obtêm-se através das características das reivindicações.

Proporciona-se um cateter para uma distribuição uniforme de medicação fluida no interior de uma região anatômica. Uma forma de realização do cateter é constituída por um tubo alongado e uma membrana porosa tubular alongada exterior que encerra uma extensão do tubo alongado, de modo a que exista um espaço anular entre uma membrana tubular e o tubo alongado. A membrana tubular é constituída por um material altamente poroso, tendo, de um modo preferido, um diâmetro de poro médio que varia entre, aproximadamente, 0,1 micrones e, aproximadamente, 0,5 micrones. Uma forma de realização do cateter tem um diâmetro de poro médio

que está particularmente adaptado para a filtração de bactérias. Proporciona-se uma multiplicidade de orifícios de saída de fluido no interior da porção do tubo alongado encerrada no interior da membrana tubular. Em operação, o fluido no interior do cateter escoar-se através de todos os orifícios de saída para o interior do espaço anular. A membrana tubular garante que o fluido é distribuído uniformemente no interior da região anatômica.

De acordo com uma forma de realização da presente invenção proporciona-se um cateter para a distribuição uniforme de fluido através de uma região anatômica, compreendendo um elemento tubular alongado fabricado numa membrana porosa. A membrana é dimensionada de modo a ser inserida através de uma camada subcutânea que circunda a região anatômica, tal como a pele de uma pessoa. A membrana é configurada de modo a que um fluido introduzido sob pressão no interior de uma extremidade aberta do elemento tubular se escoe através das paredes laterais do elemento tubular com uma taxa substancialmente uniforme ao longo de uma extensão do elemento tubular. A presente invenção proporciona igualmente um método para distribuição de fluido de modo uniforme através de uma região anatômica, compreendendo os passos de inserção do elemento tubular alongado no interior da região anatômica e introdução de um fluido sob pressão numa extremidade aberta do elemento tubular.

Outra forma de realização da presente invenção proporciona um cateter e método para a distribuição uniforme de fluido através 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 a que seja formado um ou mais lúmenes entre o suporte e a membrana. Alternativamente, o

suporte pode ser um elemento tubular tendo uma multiplicidade de orifícios no mesmo. O método compreende os passos de inserção do cateter descrito anteriormente no interior da região anatômica e introdução de um fluido sob pressão no interior da extremidade proximal de, pelo menos, um dos lúmenes. De modo vantajoso, o fluido passa através da membrana com uma taxa substancialmente uniforme para o interior da região anatômica. A presente invenção proporciona ainda um método de fabricação deste cateter, compreendendo os passos de formação de um suporte alongado e envolvimento de uma membrana porosa em torno do suporte de modo a que seja formado um ou mais lúmenes entre o suporte e a membrana.

Outra forma de realização da presente invenção proporciona um cateter e método para a distribuição uniforme de fluido através de uma região anatômica. O cateter compreende um tubo alongado incluindo uma multiplicidade de orifícios de saída ao longo de uma extensão do mesmo e uma membrana porosa tubular encerrada de modo concêntrico no interior do tubo. O tubo e a membrana definem um lúmen. O método compreende os passos de inserção do cateter mencionado anteriormente no interior de uma região anatômica e introdução de um fluido sob pressão no interior da extremidade proximal do lúmen, de modo a que o fluido passe vantajosamente através da membrana e dos orifícios de saída com uma taxa substancialmente uniforme para o interior da região anatômica. A presente invenção proporciona ainda um método de fabricação deste cateter, compreendendo os passos de formação de um tubo alongado, provisão de uma multiplicidade de orifícios de saída ao longo de uma extensão do tubo, formação de uma membrana porosa tubular e encerramento de modo concêntrico da membrana porosa tubular no interior do tubo, de modo a que o tubo e a membrana definam um lúmen.

Ainda uma outra forma de realização da presente invenção proporciona um dispositivo e método para a distribuição uniforme de fluido através de uma região anatômica. O dispositivo é vantajosamente simples e fácil de fabricar, compreendendo um cateter alongado tendo uma multiplicidade de orifícios de saída ao longo de uma extensão do mesmo. Os orifícios de saída podem servir como orifício de restrição de escoamento. Alternativamente, pode proporcionar-se um orifício de restrição de escoamento em qualquer parte no interior do cateter ou próximo do cateter. Os orifícios de saída podem aumentar gradualmente de dimensão ao longo do comprimento do cateter, de modo a que o maior orifício de saída esteja mais distal que o menor orifício de saída. Alternativamente, os orifícios podem ser furados com laser e ter aproximadamente, a mesma dimensão. Vantajosamente, um fluido que se escoar sob pressão no interior do cateter, escoar-se-á substancialmente através de todos os orifícios de saída com uma taxa substancialmente igual. O método compreende os passos de inserção do cateter no interior da região anatômica e introdução de um fluido sob pressão no interior da extremidade proximal do cateter. O fluido escoar através dos orifícios de saída e entra na região anatômica, escoando-se de modo vantajoso, substancialmente, através de todos os orifícios de saída com uma taxa substancialmente igual. A presente invenção proporciona ainda um método de fabricação deste dispositivo, compreendendo os passos de formação de um cateter alongado e provisão de uma multiplicidade de orifícios de saída ao longo de uma extensão do cateter, de modo a que os orifícios de saída aumentem gradualmente de dimensão ao longo do comprimento do cateter desde a extremidade proximal até à extremidade distal do mesmo.

Ainda uma outra forma de realização da presente invenção proporciona um cateter e método para distribuição de medicação fluida até uma região anatômica. O cateter compreende um tubo, uma mola helicoidal tubular "gotejante" fixa a uma extremidade distal do tubo, e um tampão que fecha uma extremidade distal da mola. O tubo e a mola definem cada um, uma porção de um lúmen central. A mola tem espiras adjacentes em contacto umas com as outras, de modo a que o fluido no interior da mola e abaixo de uma pressão de distribuição limite seja impedido de sair do lúmen escoando radialmente entre as espiras. A mola tem a propriedade de se distender quando a pressão do fluido é maior que ou igual à pressão de distribuição limite, que permite que o fluido seja distribuído a partir do lúmen, escoando radialmente entre as espiras, *i. e.*, "gotejando" através da mola. Alternativamente, o fluido pode gotejar através de imperfeições no enrolamento da mola. Vantajosamente, o fluido é distribuído substancialmente de modo uniforme através de todo o comprimento e circunferência de uma porção da mola. Em utilização, o fluido é introduzido no interior de uma extremidade proximal aberta do tubo, é permitido escoar para o interior da mola, e é trazido até uma pressão maior que ou igual à pressão de distribuição limite, de modo a que o fluido goteje através da mola.

Ainda uma outra forma de realização da presente invenção proporciona um cateter e método para distribuição de medicação fluida até uma região anatômica. O cateter compreende um tubo fechado distalmente e uma mola helicoidal tubular "gotejante", como descrito anteriormente, encerrada no interior do tubo. Está provida uma multiplicidade de orifícios de saída nas paredes laterais ao longo de um comprimento do tubo, que definem uma secção de infusão do tubo. A mola está encerrada no interior da secção de infusão, de modo a que se defina um lúmen no interior

do tubo e da mola. Em utilização, o fluido é introduzido no interior de uma extremidade proximal do tubo, é permitido escoar para o interior da mola, e é trazido até uma pressão maior que ou igual à pressão de distribuição limite da mola, de modo a que o fluido seja distribuído a partir do lúmen gotejando através da mola e escoando em seguida através dos orifícios de saída do tubo.

Ainda uma outra forma de realização da presente invenção proporciona um cateter que compreende um tubo alongado e um elemento flexível sólido posicionado no interior do tubo. O tubo tem uma extremidade distal fechada e uma multiplicidade de orifícios de saída nas paredes laterais do tubo. Os orifícios de saída estão providos ao longo de um comprimento do tubo que define uma secção de infusão do cateter. O tubo está dimensionado para ser inserido no interior de uma região anatómica. O elemento é posicionado no interior do tubo e é dimensionado de modo a que se forme um espaço anular entre o tubo e o elemento. O elemento é formado por um material poroso. Vantajosamente, o cateter é configurado de modo a que um fluido introduzido no interior de uma extremidade proximal do tubo escoe através dos orifícios de saída, com uma taxa substancialmente uniforme através de toda a secção de infusão.

Ainda numa outra forma de realização, a presente invenção proporciona um cateter que compreende um tubo alongado que possui uma multiplicidade de ranhuras de saída nas paredes laterais do tubo. As ranhuras estão providas ao longo de um comprimento do tubo que define uma secção de infusão do cateter. As ranhuras de saída estão orientadas de um modo geral paralelas ao eixo longitudinal do tubo. Vantajosamente, o tubo está configurado de modo a que um fluido que escoa no interior do

mesmo escoo substancialmente através de todas as ranhuras de saída com uma taxa substancialmente igual. Num aspecto opcional, as ranhuras aumentam de comprimento desde a extremidade proximal até à distal da secção de infusão.

Ainda numa outra forma de realização, a presente invenção envolve um cateter para distribuição de um fluido numa região anatómica. O cateter inclui um corpo de cateter tubular alongado que define um lúmen fechado distalmente. Uma porção do corpo de cateter tem uma multiplicidade de aberturas que se estendem através de uma parede lateral do corpo de cateter, definindo assim uma secção de infusão do cateter. Uma bainha tubular, construída a partir de um material poroso, está posicionada sobre a secção de infusão e estende-se pelo menos num comprimento da secção de infusão. A bainha tubular e o corpo de cateter estão configurados de modo a que o fluido no interior do lúmen deva passar através da bainha tubular até sair do cateter. Uma dimensão de poro do material poroso é menor que, aproximadamente, 0,5 micrómetros (mícrones).

Ainda uma outra forma de realização da invenção envolve um cateter para distribuição de um fluido até uma região anatómica. O cateter inclui um corpo de cateter tubular alongado que possui uma parede lateral, em que uma superfície exterior da parede lateral define um primeiro diâmetro relativamente uniforme. O corpo de cateter inclui igualmente um lúmen. Uma porção distal do corpo de cateter permite que o fluido passe desde o interior do lúmen para o exterior do corpo de cateter, definindo assim uma secção de infusão do cateter. Uma bainha tubular, construída a partir de um material poroso, tem uma parede lateral, uma primeira extremidade e uma segunda extremidade. A bainha tubular está posicionada sobre a secção de infusão, de modo a que a

secção de infusão esteja entre a primeira extremidade e a segunda extremidade. Uma superfície interior da parede lateral da bainha tubular define um segundo diâmetro dimensionado de modo a criar um espaço intersticial entre a bainha tubular e o corpo do cateter. A primeira extremidade e a segunda extremidade da bainha tubular estão ligadas à superfície exterior do corpo de cateter, de modo a vedar substancialmente o espaço intersticial.

Ainda numa outra forma de realização, a presente invenção envolve um cateter para distribuição de um fluido numa região anatómica. O cateter inclui um tubo proximal alongado que define um lúmen. Um tubo distal alongado, construído a partir de um material bioabsorvível, define um lúmen que comunica com o lúmen do tubo proximal. Pelo menos uma porção do tubo distal permite a comunicação do fluido a partir do interior do lúmen para o exterior do tubo distal, definindo assim uma secção de infusão do cateter. Uma porção de extremidade proximal do tubo distal e uma porção de extremidade distal do tubo proximal, sobrepõe-se uma à outra. A porção de extremidade proximal do tubo distal está ligada à porção de extremidade distal do tubo proximal com um adesivo biocompatível de modo a criar uma junta substancialmente estanque a fluidos entre as mesmas. Um comprimento de uma porção de sobreposição do tubo proximal e do tubo distal é pelo menos de aproximadamente 508 micrómetros (0,02 polegadas) e, de um modo mais preferido, aproximadamente 762 micrómetros (0,03 polegadas).

Ainda uma outra forma de realização da presente invenção envolve um cateter para distribuição de um fluido numa região anatómica, que compreende um tubo proximal alongado que define um lúmen. Um tubo distal alongado tem uma extremidade fechada e

é construído a partir de um material bioabsorvível. O tubo distal define um lúmen, que comunica com o lúmen do tubo proximal. Pelo menos uma porção do tubo distal define uma parede lateral porosa que permite que o fluido no interior do lúmen passe através da porção do tubo distal.

Um outro aspecto da presente invenção envolve um método para distribuição de um fluido através de toda uma região anatómica de um doente. O método inclui a inserção de um elemento tubular alongado no interior de uma incisão do doente, em que o elemento tubular tem uma porção proximal fixa à porção distal de uma junta. A porção distal compreende um material bioabsorvível. Pelo menos uma porção de uma parede lateral da porção distal define uma membrana porosa adaptada para permitir que o fluido no interior do elemento tubular passe através da parede lateral. O método inclui ainda o posicionamento do elemento tubular de modo a que a junta esteja no interior do doente, o fecho da incisão e a introdução de fluido no interior de uma extremidade proximal aberta do elemento tubular.

Com o propósito de resumir a invenção e as vantagens obtidas sobre a técnica anterior, descreveram-se anteriormente neste documento, objectos e vantagens da invenção. Evidentemente, deve entender-se que necessariamente nem todos os objectos e vantagens podem ser obtidos de acordo com qualquer forma de realização particular da invenção. Assim, por exemplo, os especialistas da técnica reconhecerão que a invenção pode ser incorporada ou realizada de um modo que obtenha ou optimize uma vantagem ou grupo de vantagens, como ensinado neste documento, sem obter necessariamente outros objectos ou vantagens, como pode ser ensinado ou sugerido neste documento.

Todas estas formas de realização destinam-se a estarem dentro do âmbito da invenção divulgado neste documento. Estas e outras formas de realização da presente invenção tornar-se-ão rapidamente evidentes para os especialistas da técnica, a partir da descrição pormenorizada que se segue das formas de realização preferidas, que fazem referência às figuras anexas, não estando a invenção limitada a qualquer(qualsquer) forma(s) de realização preferida(s) particular(es) divulgada(s).

Breve Descrição dos Desenhos

A FIGURA 1 é uma vista lateral esquemática de um cateter que possui características e vantagens de acordo com um primeiro exemplo, que não cai dentro do âmbito da presente invenção.

A FIGURA 2 é uma vista em corte do cateter da FIGURA 1, tirada ao longo da linha 2-2 da FIGURA 1.

A FIGURA 3 é uma vista em corte do cateter da FIGURA 1, tirada ao longo da linha 3-3 da FIGURA 1.

A FIGURA 4 é uma vista em perspectiva da porção de extremidade e viga de suporte do cateter da FIGURA 1, que ilustra uma secção transversal tirada ao longo da linha 4-4 da FIGURA 1.

A FIGURA 5 é uma vista lateral de um cateter que possui características e vantagens de acordo com um segundo exemplo, que não cai dentro do âmbito da presente invenção.

A FIGURA 6 é uma vista em secção transversal da secção de infusão do cateter da FIGURA 5, tirada ao longo da linha 6-6 da FIGURA 5.

A FIGURA 7 é uma vista em secção transversal de um cateter que possui características e vantagens de acordo com um terceiro exemplo, que não cai dentro do âmbito da presente invenção.

A FIGURA 8 é uma vista lateral de um cateter que possui características e vantagens de acordo com um quarto exemplo, que não cai dentro do âmbito da presente invenção.

A FIGURA 9 é uma vista lateral de um cateter que possui características e vantagens de acordo com um quinto exemplo, que não cai dentro do âmbito da presente invenção.

A FIGURA 10A é uma vista em secção transversal do cateter da FIGURA 9, que ilustra um estado não distendido da mola.

A FIGURA 10B é uma vista em secção transversal do cateter da FIGURA 9, que ilustra um estado distendido da mola.

A FIGURA 11 é uma vista em secção transversal de um cateter que possui características e vantagens de acordo com um sexto exemplo, que não cai dentro do âmbito da presente invenção.

A FIGURA 12 é uma vista lateral de um cateter que possui características e vantagens de acordo com o sexto exemplo, que não cai dentro do âmbito da presente invenção.

A FIGURA 13 é uma vista em secção transversal longitudinal de um cateter que possui características e vantagens de acordo

com um sétimo exemplo, que não cai dentro do âmbito da presente invenção.

As FIGURAS 14-16 são vistas em secção transversal longitudinal de cateteres similares àquele da FIGURA 13, que ilustram fixações alternativas entre o elemento poroso interno e o tubo.

FIGURA 17 é uma vista em secção transversal, transversal, de um cateter de acordo com as FIGURAS 13-16, em que o elemento poroso interno é concêntrico com o tubo exterior.

A FIGURA 18 é uma vista em secção transversal, transversal, de um cateter de acordo com as FIGURAS 13-16, em que o elemento poroso interior não está concêntrico com o tubo exterior.

A FIGURA 19 é uma ilustração esquemática de um cateter utilizado em conjunto com um filtro de eliminação de ar.

A FIGURA 20 é uma vista lateral de um cateter que possui características e vantagens de acordo com um oitavo exemplo, que não cai dentro do âmbito da presente invenção.

A FIGURA 21 é uma vista lateral de um cateter que possui características e vantagens de acordo com um nono exemplo, que não cai dentro do âmbito da presente invenção.

A FIGURA 22 é uma ilustração esquemática da utilização de um cateter para tratamento de um coágulo de sangue.

A FIGURA 23 é uma vista em alçado lateral de um cateter que possui características e vantagens de acordo com um décimo

exemplo, que não cai dentro do âmbito da presente invenção, que inclui uma membrana porosa tubular, ou bainha.

A FIGURA 23A é uma vista em secção transversal do cateter da FIGURA 23, tirada ao longo da linha 23A-23A.

A FIGURA 24 é uma vista em secção transversal do cateter da FIGURA 23, tirada ao longo da linha 24-24.

A FIGURA 25 é uma vista lateral esquemática de um cateter que possui características e vantagens de acordo com uma primeira forma de realização da presente invenção, em que pelo menos uma porção do cateter é construída a partir de um material bioabsorvível.

A FIGURA 26 é uma vista lateral ampliada de uma união entre uma secção não porosa e uma secção bioabsorvível do cateter da FIGURA 25.

A FIGURA 26A é uma vista em secção transversal da união da FIGURA 26, tirada ao longo da linha 26A-26A.

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

Descrição Pormenorizada da Forma de Realização Preferida

As FIGURAS 1-4 ilustram um cateter 20 de infusão de acordo com um exemplo. O cateter 20 inclui, de um modo preferido, um suporte 22 flexível (FIGURAS 2-4), uma membrana 24 não porosa e uma membrana 26 porosa. As membranas 24 e 26 estão envoltas em

torno do suporte 22 de modo a formar uma multiplicidade de lúmenes axiais entre as superfícies interiores das membranas 24 e 26 e a superfície do suporte 22, como descrito com maior pormenor abaixo. A membrana 24 não porosa define uma secção 28 de não infusão do cateter 20 e cobre, de um modo preferido, o suporte 22 desde a extremidade proximal do mesmo até um ponto 30, mostrado na FIGURA 1. De modo similar, a membrana 26 porosa define uma secção 32 de infusão do cateter 20 e cobre, de um modo preferido, o suporte 22 desde o ponto 30 até à extremidade distal do suporte 22. Alternativamente, o cateter 20 pode ser configurado sem uma membrana 24 não porosa. Nesta configuração, a membrana 26 porosa cobre o comprimento total do suporte 22, de modo a que o comprimento total do suporte 22 corresponda à secção de infusão do cateter 20. A secção de infusão pode ter qualquer comprimento desejado. A extremidade proximal do cateter 20 pode estar ligada a um fornecimento 34 de fluido contendo um fluido 36, tal como uma medicação líquida. A extremidade distal do cateter 20 pode incluir uma tampa 48 (FIGURA 4) que define o ponto limite dos lúmenes axiais no interior do cateter 20.

Em utilização, o cateter 20 é inserido no interior de um sistema anatómico, tal como um corpo humano, para distribuir medicação fluida directamente a uma área lesionada no interior do sistema anatómico. Em particular, o cateter 20 é concebido para distribuir medicação através de um segmento geralmente linear da área lesionada, correspondente à secção 32 de infusão do cateter 20. Assim, o cateter é inserido, de um modo preferido, de modo a que a secção 32 de infusão esteja posicionada no interior da área lesionada. Através da utilização de métodos bem conhecidos, um médico ou uma enfermeira pode inserir o cateter 20 com o auxílio de um fio metálico 46 de guiamento axial posicionado no interior de um lúmen 44 de fio

metálico de guiamento axial do cateter. Logo que o cateter esteja posicionado como desejado, o fio metálico 46 de guiamento é simplesmente puxado, recuando para fora através da extremidade proximal do cateter 20. Alternativamente, o cateter 20 pode ser provido sem um fio metálico de guiamento ou lúmen de fio metálico de guiamento.

As FIGURAS 2 e 3 ilustram uma configuração preferida do suporte 22. A superfície do suporte 22 inclui interrupções, tal como uma multiplicidade de nervuras 40, como mostrado nas figuras. As interrupções estão configuradas de modo a que, quando as membranas 24 e 26 estão envoltas em torno do suporte 22, as membranas formem uma porção das paredes de uma multiplicidade de lúmenes 38 axiais no interior dos quais pode escoar o fluido 36. Numa configuração preferida, uma multiplicidade de nervuras 40 estende-se igualmente de modo radial a partir de uma porção 42 central axial comum do suporte 22. As nervuras 40 estendem-se, igualmente de modo longitudinal, ao longo de um comprimento do suporte 22, e de um modo preferido, ao longo do comprimento total do mesmo. Na secção 28 de não infusão, mostrada na FIGURA 2, a membrana 24 não porosa está, de um modo preferido, envolta de modo justo em torno das margens exteriores das nervuras 40. Como um resultado, os lúmenes 38 axiais formam-se entre a superfície interior da membrana 24 não porosa e da superfície exterior do suporte 22. De um modo similar, na secção 32 de infusão, mostrada na FIGURA 3, a membrana 26 porosa está, de um modo preferido, envolta de modo justo em torno das margens exteriores das nervuras 40, de modo a que os lúmenes 38 axiais se formem entre a superfície interior da membrana 26 porosa e a superfície exterior do suporte 22.

Numa forma de realização alternativa do cateter 20, a membrana 26 porosa pode ser envolta em torno do comprimento total do suporte 20, substituindo assim a membrana 24 não porosa. Nesta forma de realização, o comprimento total do suporte 22 corresponde à secção 32 de infusão. De acordo com uma outra forma de realização alternativa, o suporte 22 pode estender-se apenas no interior da secção 32 de infusão, e pode proporcionar-se um tubo que se estende a partir do fornecimento 34 de fluido até à extremidade proximal do suporte 22. Nesta forma de realização, o tubo substitui a membrana 24 não porosa e a porção do suporte 22 que se estende no interior da secção 28 de não infusão da forma de realização preferida. Por outras palavras, o tubo define a secção 28 de não infusão.

Na configuração preferida, o número de nervuras 40 é igual ao número de lúmenes 38 axiais. Embora se mostrem nas FIGURAS 2 e 3, cinco nervuras 40 e lúmenes 38 axiais, pode proporcionar-se qualquer número adequado de nervuras 40 e de lúmenes 38, dando-se a devida importância aos objectivos de provisão de uma multiplicidade de lúmenes no interior do cateter 20, manutenção da flexibilidade, e, se desejado, manutenção da independência de fluidos dos lúmenes. Neste caso, os termos “independência de fluidos”, “separação de fluidos” e outros similares, quando utilizados para descrever uma multiplicidade de lúmenes axiais, significam simplesmente que os lúmenes não comunicam em termos de fluidos, uns com os outros. As membranas 24 e 26 são, de um modo preferido, coladas ao longo das margens exteriores das nervuras 40, utilizando qualquer cola adequada, tal como uma cola de qualidade médica ou epóxico. Isto impede que as membranas 24 e 26 deslizem, o que pode ocorrer quando o cateter é inserido ou removido a partir da anatomia. De um modo mais preferido, as membranas são coladas ao longo do comprimento

total das margens exteriores de cada uma das nervuras 40. Alternativamente, a membrana pode ser envolta em torno do suporte e não estar fixa ao suporte por uma substância diferente. A membrana e o suporte podem ser fixos, igualmente, um ao outro, através de quaisquer outros meios conhecidos dos especialistas da técnica. Isto mantém a independência de fluidos dos lúmenes 38. Se desejado, pode prover-se um lúmen 44 de fio metálico de guiamento axial no interior da porção 42 central axial do suporte 22. O lúmen 44 de fio metálico de guiamento está adaptado para receber um fio metálico 46 de guiamento que pode ser utilizado para auxiliar a inserção do cateter 20 no interior da anatomia, como descrito anteriormente e como será facilmente entendido pelos especialistas da técnica.

Como mostrado na FIGURA 4, o cateter 20 inclui, de um modo preferido, uma porção de extremidade ou tampa 48 fixa na extremidade distal do suporte 22. A porção 48 de extremidade pode ser formada integralmente com o suporte 22 ou pode ser ligada de modo adesivo ao mesmo. De um modo preferido, a extremidade proximal da porção 48 de extremidade é circular e possui um diâmetro de modo a que a superfície exterior da extremidade proximal da porção 48 de extremidade esteja alinhada com as margens exteriores das nervuras 40 do suporte 22, como mostrado. A membrana 26 porosa está envolta em torno da extremidade proximal da porção 48 de extremidade. A membrana 26 está, de um modo preferido, colada à porção 48 de extremidade, de modo a que o fluido 36 no interior dos lúmenes 38 seja impedido de sair do cateter 20 sem passar através das paredes da membrana 26. A porção 48 de extremidade bloqueia o escoamento de fluido axial através da extremidade distal do cateter 20. No entanto, a porção 48 de extremidade pode ser formada, de modo opcional, a partir de um material poroso para permitir alguma

distribuição axial de fluido a partir da extremidade distal do cateter 20, se desejado. A extremidade distal da porção 48 de extremidade é, de um modo preferido, configurada em cúpula, como mostrado, para permitir que o cateter 20 seja inserido mais facilmente no interior de uma região anatómica.

O suporte 22 pode ser formado a partir de uma variedade de materiais, dando-se a devida importância aos objectivos de flexibilidade, peso leve, resistência, alisamento, e não reactividade a sistemas anatómicos, i. e., segurança. Os materiais adequados para o suporte 22 incluem nylon, poliamida, Teflon e outros materiais conhecidos dos especialistas da técnica. A membrana 26 porosa é, de um modo preferido, um material de tipo esponja ou de tipo espuma, ou uma fibra oca. A membrana 26 pode ser formada a partir de uma variedade de materiais adequados, dando-se a devida importância aos objectivos de ser flexível e não reactiva a sistemas anatómicos. A membrana 26 tem, de um modo preferido, uma porosidade que resulta na distribuição substancialmente uniforme de fluido ao longo da área superficial da secção 32 de infusão do cateter 20, e tem uma dimensão de poro média suficientemente pequena para limitar o escoamento de bactérias através das paredes da membrana. Alguns materiais adequados para a membrana 26 são polietileno, polisulfona, poliétersulfona, polipropileno, difluoreto de poli(vinilideno), policarbonato, nylon ou polietileno de alta densidade. Estes materiais são vantajosamente biocompatíveis. A membrana 26 porosa pode filtrar bactérias indesejadas da medicação fluida à medida que ela passa através da membrana 26. É conhecido que as bactérias mais pequenas não podem passar através de um poro menor que 0,23 micrómetros (mícrones). Assim, a dimensão de poro média, ou diâmetro de poro, da membrana 26 porosa deve ser menor que

0,23 micrómetros (micrones) para impedir as bactérias de atravessarem a membrana 26. A dimensão de poro média, ou diâmetro de poro, da membrana 26 está, de um modo preferido, dentro do intervalo de, aproximadamente, 0,1 a 1,2 micrómetros (micrones), de um modo mais preferido dentro do intervalo de aproximadamente 0,3 a 1 micrómetros (micrones), e de um modo mesmo mais preferido é de aproximadamente 0,8 micrómetros (micrones).

Como mencionado anteriormente, a extremidade proximal do cateter 20 pode estar ligada ao fornecimento 34 de fluido. O cateter 20 pode ser configurado de modo a que cada lúmen 38 axial seja independentemente em termos de fluido. Por outras palavras, os lúmenes 38 não comunicarão em termos de fluido uns com os outros. O cateter 20 pode estar ligado a um único fornecimento 34 de fluido, de modo a que o fluido 36 escoe no interior de cada um dos lúmenes 38. Alternativamente, o cateter 20 pode estar ligado a uma multiplicidade de fornecimentos de fluido separados, de modo a que os vários fluidos diferentes possam escoar separadamente no interior dos lúmenes 38. De acordo com esta configuração, cada lúmen 38 pode estar ligado a um fornecimento de fluido separado, de modo a que o número total de fluidos diferentes que pode ser distribuído até à anatomia, seja igual ao número de lúmenes 38. Alternativamente, os lúmenes de fluido não necessitam de ser independentes em termos de fluidos. Por exemplo, a membrana 26 pode não estar fixa ao suporte 22 ao longo do comprimento total do suporte 22, permitindo assim que o fluido 36 migre entre os lúmenes 38.

Em operação, o cateter 20 distribui fluido directamente até à área da anatomia que está adjacente à secção 32 de infusão. O fluido 36 da fonte 34 de fluido é introduzido no interior de

lúmenes 38 axiais na extremidade proximal do cateter 20. O fluido 36 escoia inicialmente através da secção 28 de não infusão. Quando o fluido 36 alcança primeiro a secção 32 de infusão, ele impregna-se na membrana 26 porosa. À medida que mais fluido 36 entra na secção 32 de infusão, ele difunde-se longitudinalmente no interior das paredes da membrana 26 até que a membrana 26 total e a secção 32 de infusão estejam saturadas com fluido. Neste momento, o fluido 36 começa a passar através da membrana 26, saindo assim do cateter 20 e entrando na anatomia. Além disso, o fluido 36 passa vantajosamente através da área superficial total da membrana 26 porosa com uma taxa substancialmente uniforme, devido às características da membrana 26. Assim, o fluido é distribuído com uma taxa substancialmente igual através de todo um segmento geralmente linear da área lesionada da anatomia. Além disso, esta vantagem obtém-se para uma distribuição de fluido com pressão quer baixa como alta.

As FIGURAS 5 e 6 ilustram um cateter 50 de acordo com um exemplo alternativo. De acordo com este exemplo, o cateter 50 inclui um tubo 52 exterior alongado e uma membrana 54 porosa tubular alongada interior. A membrana 54 tubular está, de um modo preferido, encerrada concentricamente no interior do tubo 52 exterior. De um modo mais preferido, o tubo 52 circunda e suporta de modo justo a membrana 54 tubular, de modo a que se obtenha uma adaptação relativamente justa entre as dimensões interiores do tubo 52 e as dimensões exteriores da membrana 54. Está provida uma multiplicidade de orifícios 56 de saída de fluido no interior do tubo 52, de um modo preferido, através de toda a circunferência completa do mesmo. A porção do tubo 52 que inclui os orifícios 56 de saída define a secção de infusão do cateter 50. A membrana 54 tubular precisa apenas de ser provida ao longo do comprimento da secção de infusão, mas pode ser

maior. Opcionalmente, podem prover-se orifícios de saída axiais no interior da ponta 58 distal do tubo 52. Igualmente, pode estar provido um fio metálico de guiamento e/ou um lúmen de fio metálico de guiamento para auxiliar na inserção do cateter 50 no interior da anatomia, como será entendido pelos especialistas da técnica.

O tubo 52 pode ser formado em qualquer material de uma variedade de materiais adequados, tal como nylon, poliimida, Teflon e outros materiais conhecidos dos especialistas da técnica, dando-se a devida importância aos objectivos de não reactividade a sistemas anatómicos, flexibilidade, peso leve, resistência, alisamento e segurança. Numa configuração preferida, o tubo 52 é, de um modo preferido, um tubo de cateter de calibre 20, que possui diâmetros, interior e exterior, de 0,019 polegadas e 0,031 polegadas, respectivamente. Os orifícios 56 de saída do tubo 52 são, de um modo preferido, aproximadamente de 0,015 polegadas de diâmetro e estão providos em posições axiais distanciadas de modo igual ao longo do tubo 52. Os orifícios 56 estão dispostos, de um modo preferido, de modo a que todos os orifícios estejam colocados angularmente cerca de 120° em relação ao eixo longitudinal do tubo 52, a partir da localização angular do orifício precedente. A separação axial entre orifícios 56 de saída adjacentes está, de um modo preferido, dentro do intervalo de, aproximadamente, 3175 a 6350 micrómetros (0,125 a 0,25 polegadas) e de um modo mais preferido de aproximadamente 4762,5 micrómetros (3/16 de polegada). Igualmente, a secção de infusão pode ter qualquer comprimento desejável. Esta configuração resulta numa distribuição uniforme completa de fluido através de todo um segmento geralmente linear da área lesionada. Evidentemente, os

orifícios 56 de saída podem estar providos em qualquer arranjo de uma variedade de arranjos alternativos.

A membrana 54 porosa tubular é, de um modo preferido, um material de tipo esponja ou de tipo espuma, ou uma fibra oca. A membrana 54 tubular pode ter uma dimensão de poro média, ou diâmetro de poro, menor que 0,23 micrómetros (micrones) para filtrar bactérias. O diâmetro de poro está de um modo preferido dentro do intervalo de aproximadamente 0,1 a 1,2 micrómetros (micrones), de um modo mais preferido dentro do intervalo de aproximadamente 0,3 a 1 micrómetros (micrones) e de um modo mesmo mais preferido de aproximadamente 0,8 micrómetros (micrones). A membrana 54 tubular pode ser formada a partir de qualquer material de uma variedade de materiais adequados, dando-se a devida importância aos objectivos de não reactividade a sistemas anatómicos, manutenção da flexibilidade, adaptação dentro dos constrangimentos de dimensão do tubo 52, e com uma porosidade que resulta numa distribuição substancialmente uniforme de fluido através de todos os orifícios 56 de saída no tubo 52. Alguns materiais adequados para a membrana 54 são polietileno, polisulfona, poliétersulfona, polipropileno, difluoreto de poli(vinilideno), policarbonato, nylon, ou polietileno de alta densidade. Os diâmetros, interior e exterior, preferíveis, da membrana 54 tubular são de 254 micrómetros e 457,2 micrómetros (0,010 polegadas e 0,018 polegadas) respectivamente. No caso de estar provido um fio metálico 46 de guiamento, o fio metálico de guiamento pode ser um fio metálico de aço inoxidável de, aproximadamente, 127 micrómetros (0,005 polegadas) de diâmetro. O tubo 52 pode estar fixo à membrana 54 através de epóxido ou de outros meios conhecidos dos especialistas da técnica. Alternativamente, a membrana 54 pode contactar o tubo 52 com um ajuste de montagem

forçada e pode não utilizar outros materiais para fixar a membrana 54 no interior do tubo 52.

Em operação, o cateter 50 distribui fluido até à região de um sistema anatómico adjacente à secção de infusão do cateter 50. À medida que o fluido escoar para o interior da secção de infusão, ele impregna-se inicialmente no interior da membrana 54 porosa tubular. À medida que entra mais fluido na secção de infusão, o fluido difunde-se longitudinalmente no interior das paredes do elemento 54 tubular. Logo que a membrana 54 e o espaço tubular no interior da mesma estejam saturados, o fluido passa através da membrana 54 e sai do cateter 50, escoando através dos orifícios 56 de saída do tubo 52. Além disso, o fluido passa vantajosamente através da membrana, substancialmente de modo uniforme através de toda a área superficial da membrana 54, resultando num escoamento, substancialmente, uniforme através de substancialmente todos os orifícios 56 de saída. Assim, o fluido é distribuído com uma taxa substancialmente igual através de toda a área lesionada da anatomia. Além disso, esta vantagem obtém-se para uma distribuição de fluido com pressão quer baixa como alta.

A FIGURA 7 ilustra um cateter 70 de acordo com outro exemplo. O cateter 70 inclui um tubo 72 que possui uma multiplicidade de orifícios 76 de saída nas paredes laterais do tubo, e uma membrana 74 porosa tubular que encerra concentricamente o tubo 72. O cateter 70 funciona de um modo similar ao cateter 50 descrito anteriormente em ligação com as Figs. 5 e 6. Em utilização, a medicação fluida passa através dos orifícios 76 de saída e começa, depois, a impregnar-se no interior da membrana 74 porosa. O fluido difunde-se longitudinalmente no interior das paredes da membrana até que a

membrana esteja saturada. Em seguida, o fluido deixa as paredes da membrana e entra na anatomia. Vantajosamente, o fluido é distribuído até à anatomia com uma taxa substancialmente uniforme através da área superficial da membrana 74. Como nas formas de realização precedentes, esta vantagem obtém-se para uma distribuição de fluido com pressão tanto baixa como alta.

A Figura 8 ilustra um cateter 60 de acordo com outro exemplo. O cateter 60 está melhor adaptado para uma distribuição de fluido com taxa de escoamento relativamente alta até uma região no interior de um sistema anatómico. O cateter 60 inclui um tubo 62 tendo uma multiplicidade de orifícios 64 de saída de dimensão crescente. Em particular, os orifícios de saída mais distais têm um diâmetro maior que os orifícios de saída mais proximais. A posição dos orifícios 64 de saída no tubo 62 define o comprimento da secção de infusão do cateter 60. A secção de infusão pode ter qualquer comprimento desejado. A extremidade proximal do cateter 60 está ligada a um fornecimento de fluido e pode proporcionar-se, igualmente, um fio metálico guia e/ou um lúmen de fio metálico guia para auxiliar na inserção do cateter 60 no interior da anatomia.

Como discutido anteriormente, para uma distribuição de fluido com pressão alta ou baixa, os orifícios de saída mais próximos da extremidade distal de um tubo de cateter possuem geralmente uma resistência ao escoamento maior, quando comparados com os orifícios de saída mais próximos da extremidade proximal do tubo. Igualmente, o fluido que escoar através dos orifícios mais distais sofre uma maior queda de pressão. Consequentemente, existe geralmente uma maior taxa de escoamento de fluido através dos orifícios mais proximais, que resulta numa distribuição de fluido não uniforme. Pelo

contrário, o cateter 60 proporciona vantajosamente uma distribuição de fluido substancialmente uniforme através de substancialmente todos os orifícios 64 de saída, sob condições de taxa de escoamento relativamente altas. Isto deve-se à maior dimensão dos orifícios mais distais, compensar o seu aumento de resistência ao escoamento e queda de pressão. Por outras palavras, dado os orifícios mais distais serem maiores que os orifícios mais proximais, existe uma taxa de escoamento maior através dos orifícios mais distais do que existiria se eles fossem da mesma dimensão que os orifícios mais proximais. Vantajosamente, os orifícios 64 estão providos com uma dimensão gradualmente crescente que resulta numa distribuição de fluido substancialmente uniforme. Além disso, os orifícios 64 de saída podem ser dimensionados de modo a que eles se combinem de maneira a formarem um orifício de restrição de escoamento, como descrito abaixo em ligação com a forma de realização da FIGURA 12.

Quando comparado com os cateteres da técnica anterior, o cateter 60 é vantajosamente simples e fácil de fabricar. Tudo o que se requer é furar uma multiplicidade de orifícios 64 de saída no tubo 62. Além disso, o cateter 60 pode suportar uma maior dobragem que os cateteres da técnica anterior, mantendo ao mesmo tempo a capacidade de funcionamento. Em comparação com os cateteres da técnica anterior, tal como o cateter Wang, se o tubo 62 for ligeiramente dobrado, ele distribuirá ainda fluido de modo relativamente uniforme. Isto deve-se ao tubo 62 ter um único lúmen com uma secção transversal relativamente grande. Quando o tubo 62 é ligeiramente dobrado, o fluido que escoar no interior do lúmen tem menos probabilidade de sofrer um bloqueio e uma variação de pressão consequente, que possa conduzir a uma distribuição de fluido não uniforme.

O tubo 62 do cateter 60 pode ser formado a partir de qualquer material de uma ampla variedade de materiais, dando-se a devida importância aos objectivos de não reactividade a sistemas anatómicos, flexibilidade, peso leve, resistência, alisamento, e segurança. Os materiais adequados incluem nylon, poliimida, Teflon, e outros materiais conhecidos dos especialistas da técnica. A secção de infusão pode ter qualquer comprimento desejado mas é, de um modo preferido, de aproximadamente 12,7 a 508 milímetros (0,5 a 20 polegadas) de comprimento, e de um modo mais preferido de aproximadamente 254 milímetros (10 polegadas) de comprimento. O diâmetro dos orifícios 64 de saída varia, de um modo preferido, desde aproximadamente 5,08 micrómetros (0,0002 polegadas) na extremidade proximal da secção de infusão até aproximadamente 254 micrómetros (0,01 polegadas) na extremidade distal do mesmo. O orifício 64 de saída maior, i. e., mais distal, está de um modo preferido a aproximadamente 6350 micrómetros (0,25 polegadas) da extremidade distal do tubo 62. Na configuração preferida, a separação axial entre orifícios 64 adjacentes está dentro do intervalo de aproximadamente 3175 a 6350 micrómetros (0,125 a 0,25 polegadas), e de um modo mais preferido de aproximadamente 4762,5 micrómetros (3/16 de polegada). Opcionalmente, os orifícios 64 podem ser providos de modo a que os orifícios adjacentes estejam colocados angularmente de cerca de 120° como na forma de realização da FIGURA 5. Evidentemente, se se proporcionarem demasiados orifícios 64 de saída, o tubo 62 pode ser enfraquecido de modo indesejável.

As FIGURAS 9, 10A, e 10B ilustram um cateter 80 de acordo com um outro exemplo. O cateter 80 compreende um tubo 82, uma mola 84 helicoidal tubular "gotejante" e um tampão 86. A

extremidade proximal da mola 84 está fixa à extremidade distal do tubo 82, de modo a que o tubo e a mola definam cada um, uma porção de um lúmen central. Um tampão 86, de um modo preferido, configurado em cúpula, está fixo e fecha a extremidade distal da mola 84. A porção da mola 84 que é distal do tubo 82 compreende a secção de infusão do cateter 80. Num estado não distendido, mostrado na FIGURA 10A, a mola 84 tem as espiras adjacentes em contacto umas com as outras, de modo a que o fluido no interior da mola e abaixo de uma pressão de distribuição limite, seja impedido de sair do lúmen, escoando radialmente entre as espiras. A mola 84 tem a propriedade de se distender longitudinalmente, como mostrado na FIGURA 10B, quando a pressão do fluido é maior que ou igual à pressão de distribuição limite da mola, permitindo assim que o fluido seja distribuído a partir do lúmen através de "gotejamento", i. e., vazando radialmente para fora entre as espiras. Alternativamente, a mola pode distender-se radialmente sem se alongar de modo a permitir que o fluido goteje através das espiras da mola. Além disso, a mola pode distender-se quer longitudinal como radialmente para permitir o gotejamento, como será entendido pelos especialistas da técnica. Vantajosamente, o fluido entre as espiras da mola é distribuído substancialmente de modo uniforme através de todo o comprimento e circunferência da porção da mola que está distal do tubo 82, i. e., a secção de infusão. O cateter 80 pode ser utilizado para uma distribuição de fluido com taxa de escoamento quer baixa como alta.

Em utilização, o cateter 80 é inserido no interior de uma região anatómica de modo a que a mola 84 esteja numa região para a qual se deseja distribuir a medicação fluida. A mola está inicialmente num estado não distendido, como mostrado na FIGURA 10A. O fluido é introduzido no interior de uma

extremidade proximal do tubo 82 do cateter 80 e escoar para o interior e através da mola 84 até atingir o tampão 86. À medida que o fluido é introduzido continuamente no interior da extremidade proximal do tubo 82, o fluido acumula-se no interior da mola 84. Quando a mola 84 está cheia com fluido, a pressão do fluido aumenta mais rapidamente. O fluido confere uma força dirigida radialmente para o exterior sobre as espiras da mola. À medida que a pressão aumenta, a força para o exterior torna-se maior. Logo que a pressão do fluido aumenta até à pressão de distribuição limite, a força para o exterior faz com que as espiras da mola se separem ligeiramente de modo a que a mola se distenda longitudinalmente, como representado na FIGURA 10B. Alternativamente, as espiras podem separar-se radialmente, como discutido anteriormente. O fluido escoar em seguida através das espiras separadas de modo a ser distribuído a partir do cateter 80. Além disso, a distribuição é vantajosamente uniforme através de toda a secção de infusão do cateter 80. À medida que o fluido é introduzido continuamente no interior do tubo 82, a mola 84 permanece distendida de modo a distribuir continuamente o fluido até à região desejada no interior da anatomia. Se a introdução de fluido cessar temporariamente, a pressão de fluido no interior da mola 84 pode cair abaixo da pressão de distribuição limite. Se assim for, a mola comprimirá, de modo a que as espiras estejam de novo adjacentes e o fluido já não seja distribuído.

Vários tipos de molas alcançarão os propósitos desta invenção. Os tipos de molas adequados são o 316L ou 402L, que podem ser adquiridos rapidamente. Numa configuração preferida, a mola 84 tem aproximadamente 200 espiras por polegada ao longo do seu comprimento. Nesta configuração, a mola pode suportar vantajosamente um grau elevado de dobragem sem vazar fluido do

interior da mesma, e somente uma forte dobragem fará com que as espiras adjacentes se separem. Deste modo, a mola 84 pode ser flectida consideravelmente no interior de uma região anatómica sem fazer com que o fluido vazze, e seja assim distribuído apenas numa região no interior da anatomia. A mola 84 pode ter qualquer comprimento desejado para definir o comprimento da secção de infusão do cateter 80. A mola pode ser formada a partir de uma variedade de materiais, dando-se a devida importância aos objectivos de resistência, flexibilidade, e segurança. Um material preferido é o aço inoxidável. Na configuração preferida, os diâmetros interior e exterior da mola são de aproximadamente 508 micrómetros e 762 micrómetros (0,02 polegadas e 0,03 polegadas) respectivamente, e o fio metálico da mola tem um diâmetro de, aproximadamente, 127 micrómetros (0,005 polegadas). A extremidade proximal da mola 84 está, de um modo preferido, encerrada concentricamente no interior da extremidade distal do tubo 82. A mola pode ser colada à parede interior do tubo 82 utilizando, por exemplo, um adesivo U.V., um material de encapsulamento, ou outros materiais de ligação. Alternativamente, a mola pode ser soldada no interior do tubo 82 ou ser adaptada com um bujão proximal e tamponada de modo justo no interior do tubo 82.

O tubo 82 e tampão 86 podem ser formados a partir de qualquer material de uma variedade de materiais, dando-se a devida importância aos objectivos de flexibilidade, peso leve, resistência, alisamento, e segurança. Os materiais adequados incluem nylon, poliimida, Teflon e outros materiais conhecidos dos especialistas da técnica.

A FIGURA 11 ilustra um cateter 90 de acordo com um outro exemplo. O cateter 90 compreende um tubo 92 fechado distalmente

e uma mola 94 helicoidal tubular “gotejante”, encerrada concentricamente no interior do tubo 92, de modo a que seja definido um lúmen no interior do tubo e da mola. Está provida uma multiplicidade de orifícios 96 de saída ao longo de um comprimento do tubo 92, na parede lateral do mesmo. O comprimento do tubo 92 incluindo tais orifícios 96 de saída, define uma secção de infusão do cateter 90. Os orifícios 96 de saída estão providos, de um modo preferido, através de todas as paredes da secção de infusão. A secção de infusão pode ter qualquer comprimento desejado. Na configuração preferida, o distanciamento axial entre orifícios 96 adjacentes está dentro do intervalo de, aproximadamente, 0,125 a 0,25 polegadas e, de um modo mais preferido de aproximadamente 3/16 de polegada. Os orifícios 96 adjacentes estão, de um modo preferido, distanciados angularmente de cerca de 120°. A mola 94 está, de um modo preferido, encerrada no interior da secção de infusão do cateter e está configurada de modo similar à mola 84 do exemplo das FIGURAS 9, 10A, e 10B. A mola 94 é, de um modo preferido, mais comprida que a porção de infusão e está posicionada de modo a que todos os orifícios 96 de saída estejam adjacentes à mola 94. Nesta configuração, o fluido é impedido de sair do lúmen sem escoar entre as espiras da mola. Está fixo um tampão, de um modo preferido, ao tubo para fechar a extremidade distal do mesmo. Alternativamente, o tubo 92 pode ser formado com uma extremidade distal fechada. O cateter 90 pode ser utilizado para uma distribuição de fluido com taxa de escoamento baixa ou alta.

Em utilização, o cateter 90 é inserido no interior de uma região anatômica, de modo a que a secção de infusão esteja numa região para a qual se deseja distribuir a medicação fluida. O fluido é introduzido numa extremidade proximal do tubo 92 do cateter 90 e escoar através da mola 94 até atingir a extremidade

distal fechada do tubo 92. À medida que o fluido é introduzido continuamente no interior da extremidade proximal do tubo 92, o fluido acumula-se no interior da mola 94. Eventualmente, a mola 94 fica cheia com fluido, a pressão do fluido aumenta e o fluido goteja através das espiras da mola, como descrito anteriormente em ligação com o exemplo das FIGURAS 9, 10A e 10B. Além disso, o fluido escoar através das espiras da mola substancialmente de modo uniforme através de todo o comprimento e circunferência da mola 94. O fluido sai em seguida do tubo 92, escoando através dos orifícios 96 de saída da secção de infusão. Os orifícios de saída são, de um modo preferido, de dimensão igual, de modo a que o fluido escoe com uma taxa substancialmente igual através dos orifícios de saída, resultando vantajosamente numa distribuição geralmente uniforme de fluido através de toda uma região desejada da anatomia. À medida que o fluido é introduzido continuamente no cateter 90, a mola 94 permanece distendida de maneira a distribuir fluido de modo contínuo a partir do cateter. Se a introdução de fluido cessar temporariamente, a pressão do fluido no interior da mola 94 pode cair abaixo da pressão de distribuição limite. Se assim for, a mola pode comprimir de modo a que as espiras estejam de novo adjacentes, e o fluido já não é distribuído.

Na configuração preferida, a mola 94 e o tubo 92 estão em contacto ao longo do comprimento total da mola, de modo a que o fluido que goteja através da mola seja forçado a escoar através dos orifícios 96 da secção de infusão. De um modo preferido, uma extremidade da mola 94 está fixa às paredes interiores do tubo 92, permitindo que a outra extremidade da mola se desloque à medida que a mola se distende. A mola pode ser colada ao tubo 92 com, por exemplo, um adesivo U.V., material de encapsulamento, ou outros materiais de ligação. Alternativamente, uma

extremidade da mola pode ser soldada sobre as paredes interiores do tubo 92. O tubo 92 pode ser formado a partir de qualquer material adequado. As paredes interiores do tubo 92 são, de um modo preferido, lisas de modo a que a mola possa distender e comprimir de modo mais livre.

A FIGURA 12 ilustra um cateter 100 de acordo com um outro exemplo. O cateter 100 compreende um tubo 102 fechado distalmente que possui uma multiplicidade de orifícios 104 de saída nas paredes laterais do tubo 102. A porção do tubo 102 que possui orifícios 104 de saída define uma secção de infusão do cateter 100. Os orifícios 104 de saída estão dimensionados de modo a terem uma área combinada de abertura que é menor que a área de qualquer outra secção transversal de restrição de escoamento ou orifício do cateter. Assim, os orifícios 104 de saída são o dispositivo de estrangulamento do escoamento do cateter 100. Em utilização, o cateter distribui fluido vantajosamente através de, substancialmente, todos os orifícios 104 de saída. Um fluido introduzido no interior de uma extremidade proximal do tubo 102 escoar através do tubo até atingir a extremidade distal fechada do mesmo. Neste momento, o fluido acumula-se no interior da porção de infusão do cateter. O fluido é impedido substancialmente de escoar através dos orifícios 104, devido à sua pequena dimensão. Eventualmente, a porção de infusão do cateter fica cheia com fluido. À medida que fluido é introduzido continuamente no interior da extremidade proximal do tubo 102, a pressão do fluido começa a aumentar. Num dado momento a pressão torna-se suficientemente alta para forçar o fluido através dos orifícios 104 de saída. Além disso, o fluido escoar através de substancialmente todos os orifícios 104 de saída.

Nesta configuração preferida, os orifícios 104 de saída têm todos, tamanho igual, de modo a que o fluido seja distribuído com uma taxa substancialmente igual através de substancialmente todos os orifícios. Os orifícios 104 são, de um modo preferido, furados a laser de modo a obter um diâmetro de orifício muito pequeno. Um diâmetro preferido dos orifícios 104 de saída é de, aproximadamente, 5,08 micrómetros (0,0002 polegadas) ou, aproximadamente, 5 micrómetros (mícrones). Podem prover-se numerosos orifícios 104 de saída no interior do tubo 102. Os orifícios estão providos vantajosamente através de toda a circunferência da porção de infusão do cateter 100, para distribuir mais uniformemente o fluido através de toda uma região anatômica. Um distanciamento axial preferido entre orifícios 104 adjacentes está dentro do intervalo de aproximadamente 3175 micrómetros a 6350 micrómetros (0,125 a 0,25 polegadas) e, de um modo mais preferido, aproximadamente, 4762,5 micrómetros (3/16 de polegada). O cateter 100 pode ser utilizado para uma distribuição de fluido com taxa de escoamento alta ou baixa. O tubo 102 pode ser formado a partir de qualquer variedade de materiais conhecidos dos especialistas da técnica e discutidos previamente.

A FIGURA 13 ilustra um cateter 200 de acordo com um outro exemplo. O cateter 200 inclui um tubo 202 fechado distalmente que possui uma multiplicidade de orifícios 204 de saída no mesmo, ao longo de uma secção de infusão do cateter, como nas formas de realização descritas anteriormente. Os orifícios 204 estão providos, de um modo desejável, através de toda a circunferência do tubo 202. Um elemento 206 alongado formado num material poroso está encerrado no interior do tubo 202. De um modo preferido, o elemento 206 é de configuração geralmente cilíndrica e é sólido. De um modo preferido, o elemento 206 está

posicionado no interior do tubo 204 de modo a que um espaço 208 anular seja formado entre a superfície exterior do elemento 206 e a superfície interior do tubo 202. De um modo preferido, o elemento 206 estende-se desde a extremidade 210 distal do tubo 202, para trás até um ponto proximal da secção de infusão do cateter. Alternativamente, o elemento 206 pode estender-se ao longo de apenas uma porção da secção de infusão. O elemento 206 é, de um modo preferido, geralmente concêntrico com o tubo 202, mas as concepções não concêntricas obterão as vantagens da invenção. De um modo preferido, o elemento 206 é fabricado num material flexível para permitir a colocação do cateter 200 no corpo de um doente.

Em operação, a medicação fluida que se escoar no tubo 202 satura o elemento 206 poroso e escoar-se para o interior da região 208 anular. Logo que o elemento 206 esteja saturado, o fluido no interior do elemento 206 escoar para o interior da região 208, e para fora do cateter 200 através dos orifícios 204 de saída. Vantajosamente, dado que a pressão do fluido é uniforme através de toda a região 208 anular, o fluido escoar substancialmente de modo uniforme através de todos os orifícios 204. Existem várias vantagens da região 208 anular. Uma vantagem é que ela tende a otimizar a uniformidade do escoamento através dos orifícios 204 de saída. Igualmente, o elemento 206 pode ser formado a partir de um material poroso que tende a expandir-se quando saturado com líquido. Se assim for, o elemento 206 expande-se, de um modo preferido, para o interior da região 208 anular sem se pressionar contra o tubo 202. Isto limita a possibilidade de existirem regiões de pressão alta na superfície interior do tubo 202, que podem provocar um escoamento de saída irregular da medicação no interior do local lesionado. Alternativamente, o elemento 206 pode expandir-se e entrar em

contacto com o tubo 202, e realizar ainda os objectivos da presente invenção.

O elemento 206 é formado num material poroso que possui uma dimensão de poro média, de um modo preferido, dentro do intervalo de 1-50 micrómetros (mícrones) e, de um modo mais preferido de, aproximadamente, 0,45 micrómetros (mícrones). A largura W radial da região 208 anular está, de um modo preferido, dentro do intervalo de 0 a aproximadamente 0,005 micrómetros (mícrones) e, de um modo mais preferido de, aproximadamente, 0,003 micrómetros (mícrones). O elemento 206 pode ser formado em qualquer material de uma variedade de materiais, dando-se a devida importância aos objectivos de porosidade, flexibilidade, resistência, e durabilidade. Um material preferido é o Mentek.

O elemento 206 pode ser fixo no interior do tubo 202 através da utilização de um adesivo. Numa forma de realização, como mostrado na FIGURA 13, o adesivo é aplicado na extremidade distal do elemento 206, de modo a formar uma ligação 212 com a superfície interior da extremidade distal do tubo 202. De um modo preferido, o adesivo é aplicado na, ou perto da, extremidade proximal da secção de infusão do cateter 200. Adicionalmente, o adesivo pode ser aplicado na circunferência do elemento 206 em qualquer posição longitudinal do mesmo, formando uma ligação configurada em anel com a superfície interior do tubo 202. Por exemplo, na forma de realização da FIGURA 13, está provida uma ligação 214 configurada em anel mesmo proximal à secção de infusão do cateter 200. São possíveis outras configurações. Por exemplo, a FIGURA 14 mostra uma forma de realização na qual o adesivo é aplicado na extremidade distal do elemento 206, de modo a formar uma ligação 216 e, igualmente, de

um modo geral no centro da secção de infusão de maneira a formar uma ligação 218 configurada em anel. A FIGURA 15 mostra uma forma de realização na qual o adesivo é aplicado apenas na extremidade distal do elemento 206 de modo a formar uma ligação 220. A FIGURA 16 mostra uma forma de realização na qual o adesivo é aplicado apenas no centro da secção de infusão de modo a formar uma ligação 222 configurada em anel. Os especialistas da técnica entenderão a partir dos ensinamentos deste documento, que o adesivo pode ser aplicado com qualquer configuração de uma variedade de configurações. Assim, por exemplo, não se requer adesivo na extremidade distal do cateter (*i. e.*, 212, 216 e 220 nas FIGURAS 13, 14 e 15, respectivamente).

No actual melhor modo da invenção, de um modo preferido, incorporam-se duas ligações - uma no orifício mais proximal e uma no orifício mais distal do cateter. Cada ligação é formada com um adesivo, como descrito abaixo.

A ligação 214 configurada em anel pode ser formada vazando o adesivo na forma líquida através de um dos orifícios 204 de saída, quando o elemento 206 está no interior do tubo 202. O adesivo, que possui de um modo geral uma viscosidade elevada, tende a escoar em torno da circunferência do elemento 206, em vez de para o interior do corpo do elemento. O adesivo forma, assim, uma ligação configurada em anel com o tubo 202, como será entendido pelos especialistas da técnica. Igualmente, o adesivo tapa o orifício 204 de saída através do qual ele é vazado. Será aceitável qualquer adesivo de uma variedade de tipos diferentes de adesivos, sendo um adesivo preferido a Loctite.

Como mencionado anteriormente, o elemento 206 está, de um modo preferido, concêntrico com o tubo 202. A FIGURA 17 mostra

uma secção transversal de um cateter 200, no qual o elemento 206 está encerrado concentricamente no interior do tubo 202. Alternativamente, o elemento 206 pode ser posicionado adjacente ao tubo 202, como mostrado na FIGURA 18. A configuração da FIGURA 18 parece ser mais fácil de fabricar que aquela da FIGURA 17, uma vez que o elemento 206 não tem de ser centrado no interior do tubo 202.

Os especialistas da técnica entenderão a partir dos ensinamentos deste documento, que o elemento 206 pode ser de qualquer comprimento desejado e se pode estender ao longo de qualquer comprimento desejado da secção de infusão do cateter 200. Por exemplo, o elemento 206 não tem de se estender até à extremidade distal do tubo 202. Além disso, a extremidade proximal do elemento 206 pode estar quer distal, como proximal, da extremidade proximal da secção de infusão.

Quando é utilizado qualquer um dos cateteres dos exemplos anteriores, o cateter pode ter inicialmente ar no interior do tubo de cateter. Por exemplo, o cateter 200 mostrado na FIGURA 13, pode ter ar no interior do material poroso do elemento 206. A introdução de medicação líquida no interior do cateter força o ar a escoar para fora pelos orifícios de saída. No entanto, isto pode levar várias horas. Se o cateter for inserido no interior de um doente enquanto o ar estiver no interior, e a medicação líquida for introduzida no interior do cateter, o local lesionado do doente pode receber pouca ou nenhuma medicação até que o ar seja expelido do tubo do cateter. Assim, é preferido correr a medicação líquida através do cateter antes de inserção do cateter no interior de um doente, para garantir que o ar é expelido do cateter antes de utilização. Além disso, com referência à FIGURA 19, pode inserir-se um

filtro 224 de ar, como conhecido da técnica, no interior da tubagem de cateter proximal da secção 226 de infusão do cateter 200. O filtro 224 impede o ar indesejável de entrar na secção 226 de infusão do cateter 200.

As FIGURAS 20 e 21 ilustram tubos de cateter que têm orifícios ou ranhuras de saída alongados. Estes tubos de cateter podem utilizar-se em vez dos tubos de cateter mostrados e descritos anteriormente. A FIGURA 20 mostra um tubo 230 que possui orifícios ou ranhuras 232 de saída que são alongados na direcção longitudinal do tubo 230. As ranhuras 232 são, de um modo preferido, providas através de toda a circunferência do tubo 230, ao longo da secção de infusão do cateter. Em comparação com os orifícios de saída menores, as ranhuras 232 alongadas tendem a aumentar a taxa de escoamento de fluido que sai do cateter, reduzindo a resistência de escoamento sofrida pelo fluido. De um modo preferido, as ranhuras 232 podem estar orientadas longitudinalmente no corpo do cateter, de modo a não comprometer a integridade estrutural do cateter 200, como será entendido facilmente pelos especialistas da técnica.

A FIGURA 21 mostra um tubo 234 que possui orifícios ou ranhuras 236 de saída cujos comprimentos aumentam ao longo do comprimento do tubo na direcção distal. Na forma de realização ilustrada, as ranhuras mais próximas da extremidade proximal da secção de infusão do tubo 234 são menores em comprimento que as ranhuras mais próximas da extremidade distal da secção de infusão. Como no exemplo da FIGURA 8, o tubo 234 de cateter proporciona vantajosamente uma distribuição de fluido substancialmente uniforme através de substancialmente todas as ranhuras 236 de saída, sob condições de taxa de escoamento relativamente alta. Isto deve-se à maior dimensão das ranhuras

mais distais compensar a sua maior resistência ao escoamento e queda de pressão. Por outras palavras, uma vez que as ranhuras mais distantes são maiores que as ranhuras mais proximais, existe uma taxa de escoamento maior através das ranhuras mais distais do que existiria se elas fossem da mesma dimensão que as ranhuras mais proximais. Vantajosamente, as ranhuras 236 estão providas com um comprimento gradualmente crescente, o que resulta numa distribuição de fluido substancialmente uniforme. Além disso, as ranhuras alongadas resultam em taxas de escoamento de saída geralmente maiores, como no exemplo da FIGURA 20.

Com relação a todos os exemplos anteriores de cateteres, pode prover-se um lúmen de fio metálico de guiamento independente no interior ou adjacente ao(s) lúmen(s) divulgado(s), como será entendido pelos especialistas da técnica.

Os cateteres da presente invenção podem utilizar-se em várias aplicações médicas. Com referência à FIGURA 22, numa aplicação de exemplo, um cateter 20 (o número 20 de referência utiliza-se para identificar o cateter, mas pode utilizar-se qualquer um dos cateteres descritos anteriormente) é inserido no interior de um coágulo 240 de sangue no interior de uma veia ou artéria 242. De um modo preferido, a secção de infusão do cateter está no interior do coágulo 240 de sangue. A medicação líquida é introduzida, de um modo preferido, na extremidade proximal do tubo do cateter. Vantajosamente, a medicação sai do cateter 20, de um modo preferido, com uma taxa substancialmente uniforme através de toda a secção de infusão de modo a dissolver o coágulo 240.

As FIGURAS 23 e 24 ilustram um outro exemplo preferido de um cateter 250. Como mostrado na FIGURA 23, de um modo preferido, o cateter 250 é constituído por um corpo de cateter alongado, ou tubo 254, e uma membrana porosa tubular alongada exterior, ou bainha 252 tubular. O tubo 254 alongado tem um lúmen 268 central, que está em comunicação de fluido com um fornecimento de fluido, de um modo preferido, similar ao fornecimento 34 de fluido da FIGURA 1.

De um modo preferido, a membrana 252 tubular cobre um comprimento 255 do tubo 254 alongado e está posicionada a uma distância 253 proximal de uma extremidade 262 distal do tubo 254 alongado. Numa forma de realização, o comprimento 255 é de aproximadamente 60,96 milímetros (2,40 polegadas) e a distância 253 é de, aproximadamente, 2,54 milímetros (0,10 polegadas). Numa outra forma de realização, o comprimento 255 é de, aproximadamente, 63,5 milímetros (2,50 polegadas). Ainda numa outra forma de realização, o comprimento 255 é de, aproximadamente, 127 milímetros (5,00 polegadas). Em outras formas de realização, o comprimento 255 e a distância 253 podem ser variadas, de modo a que o cateter 250 se conforme geralmente à anatomia particular considerada.

Como mostrado na FIGURA 23A, de um modo desejável, a membrana 252 tubular encerra uma porção do tubo 254 alongado, de modo a que seja criado um espaço 270 intersticial anular entre uma superfície exterior do tubo 254 e uma superfície interior da membrana 252 tubular. Numa forma de realização preferida, o tubo 254 é substancialmente concêntrico com a membrana 252 tubular. Num arranjo preferido, o espaço 270 tem uma dimensão radial de menos de, aproximadamente, 177,8 micrómetros (0,007 polegadas). Num outro arranjo, o espaço 270 pode ter uma dimensão radial

entre, aproximadamente, 50,8 e 177,8 micrómetros (0,002 e 0,007 polegadas). No entanto, em alguns arranjos, o espaço 270 pode ser mínimo, ou a superfície interior da membrana 252 tubular pode estar em contacto com a outra superfície do tubo 254.

Pode proporcionar-se uma multiplicidade de orifícios 266 de saída de fluido no interior da porção do tubo 254, encerrada no interior da membrana 252 tubular. De um modo preferido, os orifícios 266 de saída estão posicionados através de toda a circunferência completa da porção encerrada do tubo 254. A porção do tubo 254 que inclui os orifícios 266 de saída define uma secção de infusão do cateter 250. Desejavelmente, a membrana 252 tubular está provida apenas ao longo do comprimento 255 da secção de infusão. No entanto, num arranjo alternativo, a membrana tubular pode ser maior que a secção de infusão. Igualmente, em outras formas de realização, pode prover-se um fio metálico de guiamento e/ou lúmen de fio metálico de guiamento para auxiliar na inserção do cateter 250 no interior da anatomia, como será entendido pelos especialistas da técnica.

O tubo 254 pode ser formado a partir de qualquer material de uma variedade de materiais adequados, tal como nylon, poliimida, PTFE, e outros materiais conhecidos dos especialistas da técnica, dando-se a devida importância aos objectivos de não reactividade a sistemas anatómicos, flexibilidade, peso leve, resistência, alisamento e segurança. Numa configuração preferida, o tubo 254 é, de um modo preferido, um tubo de cateter de calibre 20, que possui diâmetros, interior e exterior de, aproximadamente, 482,6 micrómetros (0,019 polegadas) e, aproximadamente, 787,4 micrómetros (0,031 polegadas), respectivamente.

Os orifícios 266 de saída do tubo 254 são, de um modo preferido, de, aproximadamente, 0,015 polegadas de diâmetro e estão providos em posições axiais distanciadas de modo igual ao longo da secção de infusão do tubo 254. Os orifícios 266 são dispostos, de um modo preferido, de modo a que qualquer orifício esteja deslocado angularmente cerca de 120 graus em relação ao eixo longitudinal do tubo 254, a partir da localização angular do orifício precedente. A separação axial entre orifícios 266 de saída adjacentes está, de um modo preferido, dentro do intervalo de, aproximadamente, 3175 a 6350 micrómetros (0,125 a 0,25 polegadas), e de um modo mais preferido de, aproximadamente, 4762,5 micrómetros (3/16 de polegada). Evidentemente, os orifícios 266 de saída podem ser providos em qualquer arranjo de uma variedade de arranjos alternativos. Além disso, a secção de infusão do tubo 254 pode ter qualquer comprimento desejável. No entanto, de um modo preferido, a secção de infusão permanece encerrada no interior da membrana 252 tubular, como discutido anteriormente. A forma de realização ilustrada nas FIGURAS 23 e 24, proporciona uma distribuição uniforme completa de fluido através de todo um segmento geralmente linear para a área lesionada.

A membrana 252 tubular é constituída, de um modo preferido, por um material altamente poroso. Numa outra forma de realização, a membrana 252 tubular pode ser feita de um material de tipo esponja ou de tipo espuma, ou numa fibra oca. A membrana 252 tubular pode ter uma dimensão de poro média, ou diâmetro de poro, de menos de, aproximadamente, 0,23 micrómetros (mícrones) de modo a filtrar bactérias. O diâmetro de poro está, de um modo preferido, dentro do intervalo de, aproximadamente, 0,1 micrómetros (mícrones) a, aproximadamente, 0,5 micrómetros

(micrones) e, de um modo mais preferido dentro do intervalo de aproximadamente 0,2 a 0,45 micrómetros (micrones). A membrana 252 tubular pode ser formada a partir de qualquer material de uma variedade de materiais adequados, dando-se a devida importância aos objectivos de não reactividade a sistemas anatómicos, manutenção da flexibilidade, adaptação dentro dos constrangimentos de dimensão da membrana 252 tubular, e com uma porosidade que resulta na distribuição substancialmente uniforme de fluido através de todos os poros na membrana 252 tubular. Alguns materiais adequados para a membrana 252 são o polietileno, polisulfona, poliétersulfona, polipropileno, difluoreto de poli(vinilideno), policarbonato, nylon, polietileno de alta densidade ou politetrafluoroetileno. De um modo preferido, a membrana 252 tubular é um tubo de calibre 19, que possui diâmetros, interior e exterior de, aproximadamente, 965,2 micrómetros (0,038 polegadas) e, aproximadamente, 1066,8 micrómetros a 1143 micrómetros (0,042 polegadas a 0,045 polegadas), respectivamente.

Como mostrado na FIGURA 24, de um modo preferido, a membrana 252 tubular é fixa ao tubo 254 por segmentos tubulares distal e proximal, ou colares 264, 265. De um modo preferido, os segmentos 264, 265 tubulares compreendem tubos de retracção que estão fixos ao tubo 254 e às extremidades da membrana 252 tubular. Os tubos 264, 265 podem utilizar igualmente um adesivo, tal como Loctite, epóxico ou outros meios conhecidos dos especialistas da técnica, para promover a fixação da membrana 252 tubular ao tubo 254. Alternativamente, podem utilizar-se outros métodos adequados para fixar a membrana 252 ao tubo 254. Por exemplo, a membrana 252 pode ser fixa ao tubo 254 através de ligação térmica ou química, sem a utilização dos segmentos 264, 265 tubulares.

Em operação, o cateter 250 distribui fluido à região de um sistema anatómico geralmente adjacente à membrana 252 tubular do cateter 250. À medida que o fluido se escoar através do lúmen 268 central para o interior da secção de infusão, ele escoar-se inicialmente através dos orifícios 266 de saída e para o interior do espaço 270. O fluido no espaço 270 impregna-se, em seguida, no interior da membrana 252 porosa tubular. Logo que as paredes da membrana 252 tubular estejam saturadas, o fluido passa através da membrana 252 tubular e sai do cateter 250. Além disso, o fluido passa vantajosamente através da membrana de um modo substancialmente uniforme através de toda a área superficial da membrana 252 tubular, resultando numa saída de fluido substancialmente uniforme ao longo do comprimento 255 da membrana 252 tubular. Deste modo, o fluido é distribuído com uma taxa substancialmente igual através de toda a área lesionada da anatomia. Além disso, esta vantagem obtém-se para uma distribuição de fluido com pressão quer baixa quer alta.

As FIGURAS 25-27 ilustram outra forma de realização de um cateter de infusão, referido de um modo geral pelo número 272 de referência. De um modo preferido, o cateter 272 compreende uma secção tubular não porosa, ou tubo 282, que está ligada a uma secção 280 tubular porosa bioabsorvível distal. A secção 280 tubular porosa tem um lúmen 281 interior e o tubo 282 não poroso tem um lúmen 283 interior. O tubo 282 não poroso define uma secção 274 de não infusão do cateter 272 e, de um modo preferido, estende-se desde um fornecimento 283 de fluido até uma união, ou junta 278, como mostrado na FIGURA 25. De modo similar, a secção 280 tubular porosa define uma secção 276 de infusão do cateter 272 e estende-se, de um modo preferido, desde a união 278 até uma extremidade 284 distal. De um modo

preferido, a extremidade 284 distal é definida por uma ponta 284a, que define uma extremidade distal do lúmen 281 no interior da secção 280 tubular porosa.

Como mostrado nas FIGURAS 26-26A, de um modo preferido, a união 278 é constituída por uma extremidade 285 distal do tubo 282 que é inserida numa extremidade 287 proximal do lúmen 281 no interior da secção 280 tubular. De um modo preferido, aplica-se um tipo adequado de adesivo médico entre as superfícies sobrepostas do tubo 282 e da secção 280 tubular, para manter os tubos 280, 282 em conjunto. Está contemplado que o adesivo é da variedade biocompatível, tal como a "cola" médica que é utilizada para fechar lesões. Como mostrado, na FIGURA 26A, a extremidade 287 proximal da secção 280 tubular sobrepõe a extremidade 285 distal de uma distância 286. A distância 286 é, de um modo preferido, de, pelo menos, aproximadamente, 508 micrómetros (0,02 polegadas). De um modo mais preferido, a distância 286 é de, pelo menos, aproximadamente, 762 micrómetros (0,03 polegadas), embora em outras formas de realização a distância 286 possa ser variada de modo a obter um nível desejado de resistência de junta. As distâncias de sobreposição descritas anteriormente são preferidas, devido elas serem capazes de proporcionar uma junta fixa entre o tubo 282 e a secção 280 tubular. De um modo preferido, no entanto, a distância de sobreposição não excede, aproximadamente, 6,35 milímetros (0,25 polegadas), de modo a que a secção sobreposta não iniba a flexibilidade global do cateter 272.

O tubo 282 pode ser formado a partir de qualquer material de uma variedade de materiais biocompatíveis adequados, tal como nylon, poliimida, PTFE e outros materiais conhecidos dos especialistas da técnica, dando-se a devida importância aos

objectivos de não reactividade a sistemas anatómicos, flexibilidade, peso leve, resistência, alisamento, e segurança. Numa forma de realização preferida, o tubo 282 é constituído por um tubo de cateter de calibre 20, que possui, de um modo preferido, um diâmetro exterior não superior a aproximadamente 889 micrómetros (0,035 polegadas).

De um modo preferido, a secção 280 tubular tem um diâmetro exterior de, aproximadamente, 0,042 polegadas e tem um diâmetro interior dimensionado de modo a que a extremidade 285 distal do tubo 282 se adapte estritamente no interior da extremidade 287 proximal do lúmen 281, como mostrado na FIGURA 26A. Numa forma de realização preferida, a secção 280 tubular é constituída por um material altamente poroso que possui uma dimensão de poro média, ou diâmetro de poro, menor que, aproximadamente, 0,23 micrómetros (mícrones) para filtrar bactérias. De um modo mais preferido, o diâmetro de poro está dentro do intervalo de aproximadamente 0,1 micrómetros (mícrones) até, aproximadamente, 0,5 micrómetros (mícrones) e, de um modo ainda mais preferido, o diâmetro do poro está dentro do intervalo de aproximadamente 0,2 a 0,45 micrómetros (mícrones).

Como utilizado neste documento, um material poroso, ou membrana porosa, refere-se de modo desejável a um material ou elemento que está configurado para permitir que uma substância passe através do mesmo, com pelo menos uma pequena quantidade de resistência na área através da qual a substância passa. Um material ou membrana porosa, de um modo preferido, é constituído por um material que tem uma propriedade inerente, ou é manipulado de modo a obter ou intensificar uma propriedade, que permite que um líquido passe através do mesmo num percurso sinuoso, ou não linear, de modo a diminuir a taxa de passagem da

substância através do material. Alternativamente, o material ou elemento poroso pode diminuir a taxa de difusão de uma substância, tendo um diâmetro de poro suficientemente próximo em dimensão da dimensão de uma única molécula da substância, ou de um grupo unitário de moléculas, de modo a inibir a passagem de um grande número de moléculas, ou grupos de moléculas, através de qualquer um dos poros num dado momento. Tipicamente, um material ou membrana porosa conseguirá a sua regulação de escoamento desejada de uma substância como um resultado de micro-passagens através do próprio material e não como resultado de passagens distintas criadas através do material ou membrana por processos que exigem manipulação tal como furação por laser, por exemplo. A diferença entre um material ou membrana porosa, como tal, e um elemento que possui uma multiplicidade de orifícios criados manualmente através do mesmo, será facilmente evidente para qualquer especialista da técnica.

Numa outra forma de realização, a secção 280 tubular pode ser constituída por um material não poroso provido com uma multiplicidade de orifícios de saída, como discutido neste documento. Deve salientar-se que estes orifícios de saída podem ser empregues na secção 280 tubular, de acordo com qualquer uma das formas de realização discutidas anteriormente. Além disso, a secção 280 tubular pode ter qualquer comprimento desejado. Numa forma de realização, a secção 280 tubular tem um comprimento de aproximadamente 5 polegadas e a secção 280 tubular e o tubo 282 não poroso têm um comprimento combinado de, aproximadamente, 20 polegadas. Deve salientar-se que esta configuração da secção 280 tubular proporciona uma distribuição uniforme de fluido ao longo do comprimento da secção 280 tubular e, assim, é particularmente útil para distribuir fluidos, tal como

medicações até uma quantidade de áreas lesionadas, tal como incisões e outras similares.

O material que constitui a secção 280 tubular, além de ser poroso, é desejavelmente bioabsorvível, como mencionado com brevidade anteriormente. Numa forma de realização, o material que constitui a secção 280 tubular é dissolúvel no interior do corpo do doente durante um período de tempo que varia entre aproximadamente 5 dias a aproximadamente 7 dias depois da inserção. Durante este período de tempo, o corpo do doente processa o material bioabsorvível, de modo a que a resistência da união 278 seja diminuída. Este enfraquecimento da união 278 facilita o destaque do tubo 282 não poroso da secção 280 tubular e a remoção subsequente do tubo 282 do local lesionado sem perturbar o posicionamento da porção remanescente (porção não absorvida) da secção 280 tubular porosa no interior da lesão.

O cateter 272 é particularmente adequado para utilizar em conjunção com um sistema de gestão da dor ou intravenoso (*i. e.*, uma bomba de infusão). Em operação, um médico ou um outro clínico posiciona o cateter 272 no interior de um local lesionado num corpo de um doente. A secção 280 tubular é inserida no interior do local lesionado, numa tal extensão que, de um modo preferido, a totalidade da secção 280 tubular e uma porção da extremidade 285 distal do tubo 282 estão encerradas no interior do corpo do doente. De um modo preferido, encerra-se no interior do doente entre aproximadamente 2,54 e 10,16 milímetros (0,1 e 0,4 polegadas) da extremidade distal do tubo 282 não bioabsorvível. De um modo mais preferido, encerra-se no interior do doente entre, aproximadamente, 2,54 e 12,7 milímetros (0,1 e 0,5 polegadas) da extremidade distal do tubo 282 não bioabsorvível. A secção 280 tubular pode ser suturada ao tecido

circundante no interior da lesão para “fixar” o cateter 272 em posição. Isto facilita o posicionamento do cateter 272 precisamente no interior do local lesionado. De um modo preferido, quaisquer suturas utilizadas para fixar o cateter 272 em posição são construídas, igualmente, num material bioabsorvível. Como um resultado, quer a secção 280 tubular como as suturas serão, absorvidas pelo corpo.

Logo que o cateter 272 esteja fixo adequadamente ao doente, pode ligar-se uma extremidade proximal do tubo 282 a um sistema intravenoso ou outro arranjo de fornecimento de fluido. O cateter 272 distribui vantajosamente fluido ou outra medicação ao doente no decorrer de 5-7 dias, ou mais, dependendo da natureza do local lesionado particular, em questão. Durante este tempo, a secção 280 tubular é absorvida pelo corpo do doente. Logo que a secção 280 tubular seja suficientemente absorvida, e a união 278 seja enfraquecida, o tubo 282 não poroso é puxado do local lesionado. Devido à união 278 ser enfraquecida, a tracção do tubo 282 destaca a extremidade 285 distal do tubo 282 da extremidade 287 proximal da secção 280 tubular. Assim, quando o tubo 282 é removido, a secção 280 tubular permanece no interior do local lesionado e é absorvida pelo corpo do doente. Salientar-se-á que ao deixar a secção 280 tubular no interior do local lesionado reduz-se vantajosamente a quantidade de trauma conferida ao tecido circundante, que poderia de outro modo ser causado através da utilização e remoção de um cateter convencional ou sistema de gestão de dor.

Como será facilmente entendido pelos especialistas da técnica, pode utilizar-se qualquer uma das formas de realização de cateter descritas neste documento numa variedade de aplicações que incluem, mas não estão limitadas a, bloqueio de

nervos periféricos, infusões intratecal, infusões epidurais, infusões intravasculares, infusões intra-arteriais e infusões intra-articulares, bem como em gestão de dor de locais lesionados.

Além disso, qualquer um dos cateteres divulgados neste documento pode ser integral com a linha de fluido que provém de uma bomba de infusão, em vez de ser um cateter independente concebido para ser ligado ou fixo a uma bomba de infusão.

Embora esta invenção tenha sido divulgada no contexto de certas formas de realização e exemplos preferidos, será entendido pelos especialistas da técnica que a presente invenção se estende para além das formas de realização especificamente divulgadas, a outras formas de realização alternativas e/ou utilizações da invenção e modificações óbvias e equivalentes da mesma. Assim, pretende-se que o âmbito da presente invenção divulgado neste documento não deva estar limitado pelas formas de realização divulgadas particulares descritas anteriormente, mas deva ser determinado apenas por uma leitura séria das reivindicações que se seguem.

Lisboa, 4 de Novembro de 2008

REIVINDICAÇÕES

1. Cateter (272) para distribuir um fluido até uma região anatômica, compreendendo:

um tubo (282) proximal alongado que define um lúmen (283);

um tubo (280) distal alongado construído a partir de um material bioabsorvível, definindo o referido tubo (280) distal um lúmen (281) que comunica com o referido lúmen (283) do referido tubo (282) proximal, permitindo, pelo menos, uma porção do referido tubo (280) distal a comunicação do referido fluido desde o interior do referido lúmen (281) até ao exterior do referido tubo (280) distal, definindo assim uma secção de infusão do referido cateter (272);

em que uma porção de extremidade proximal do referido tubo (280) distal e uma porção de extremidade distal do referido tubo (282) proximal se sobrepõem, estando a referida porção de extremidade proximal do referido tubo (280) distal ligada à referida porção de extremidade distal do referido tubo (282) proximal com um adesivo biocompatível, de modo a criar uma junta (278) substancialmente estanque a fluidos entre as mesmas, tendo uma extensão de uma porção de sobreposição do referido tubo (282) proximal e do referido tubo (280) distal, pelo menos, aproximadamente, 508 micrómetros (0,02 polegadas).

2. Cateter da Reivindicação 1, em que a referida porção de sobreposição tem, pelo menos, aproximadamente 762 micrómetros (0,03 polegadas).
3. Cateter da Reivindicação 1, em que uma ponta (284a) fecha uma extremidade (284) distal do referido lúmen (281) do referido tubo (280) distal.
4. Cateter da Reivindicação 1, em que o referido material bioabsorvível está configurado para se dissolver suficientemente dentro de 5 a 7 dias depois de ser colocado no interior de um doente, de modo a que o referido tubo (282) proximal seja removível tir do referido tubo (280) distal.
5. Cateter da Reivindicação 1, em que a referida secção de infusão do referido cateter (272) compreende uma multiplicidade de orifícios distintos que se estendem através de uma parede lateral do referido tubo (280) distal.
6. Cateter da Reivindicação 1, em que o referido tubo (282) proximal tem um diâmetro exterior de, aproximadamente, 889 micrómetros (0,035 polegadas) e o referido tubo (280) distal tem um diâmetro exterior de, aproximadamente, 1066,8 micrómetros (0,042 polegadas).
7. Cateter (272) para distribuir um fluido até uma região anatómica, compreendendo:

um tubo (282) proximal alongado que define um lúmen (283);

um tubo (280) distal alongado tendo uma extremidade (284) fechada, sendo o referido tubo (280) distal construído a partir de um material bioabsorvível e definindo um lúmen (281) que comunica com o referido lúmen (283) do referido tubo (282) proximal;

em que, pelo menos, uma porção do referido tubo (280) distal define uma parede lateral porosa que permite que o fluido no interior do referido lúmen (283) passe através da referida porção do referido tubo (280) distal.

8. Cateter da Reivindicação 7, em que uma totalidade do referido tubo (280) distal define uma parede lateral porosa.
9. Cateter da Reivindicação 7, em que o referido tubo (282) proximal tem um diâmetro exterior de, aproximadamente, 889 micrómetros (0,035 polegadas) e o referido tubo (280) distal tem um diâmetro exterior de, aproximadamente, 1066,8 micrómetros (0,042 polegadas).
10. Cateter da Reivindicação 7, em que a referida parede lateral porosa tem um diâmetro de poro entre aproximadamente 0,1 micrómetros (mícrones) e 0,5 micrómetros (mícrones).
11. Cateter da Reivindicação 7, compreendendo ainda um suporte (22) no interior do referido tubo distal, sendo o referido suporte (22) construído a partir de um material bioabsorvível e estando configurado de modo a dividir o

referido lúmen (281) do referido tubo (280) distal numa multiplicidade de lúmenes.

12. Cateter da Reivindicação 11, em que o referido suporte (22) se estende, de um modo geral, por um comprimento total do referido tubo (280) distal.

Lisboa, 4 de Novembro de 2008

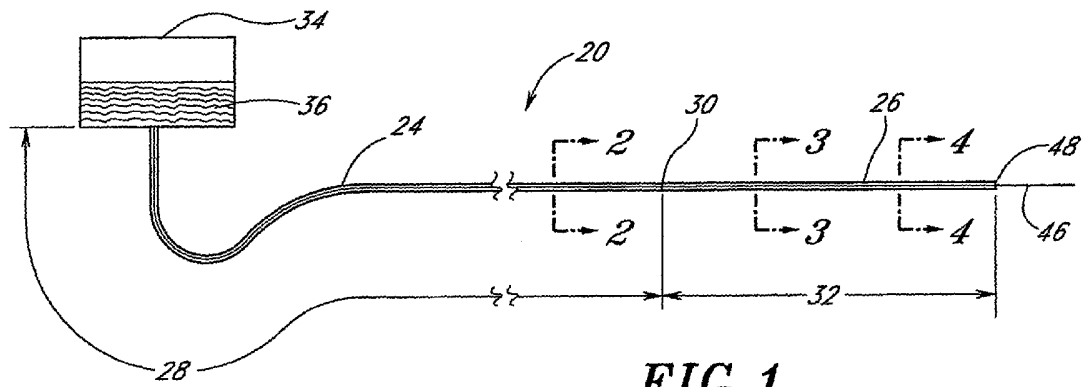


FIG. 1

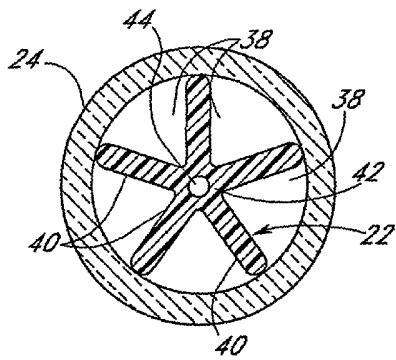


FIG. 2

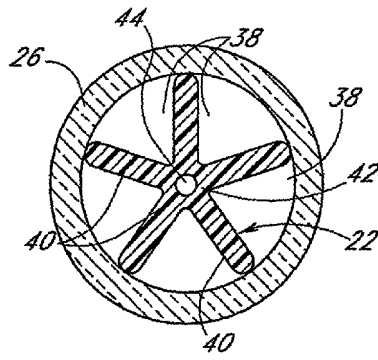


FIG. 3

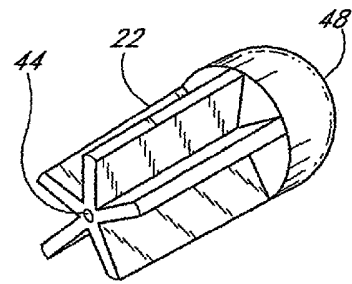


FIG. 4

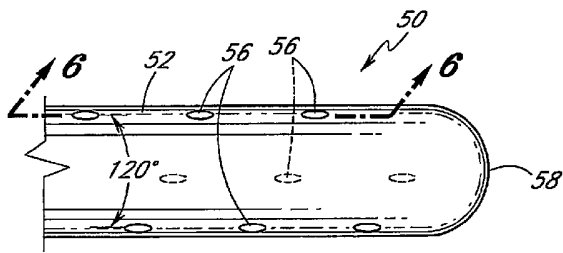


FIG. 5

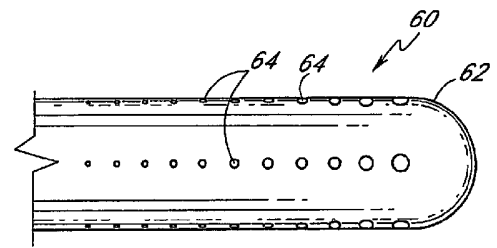


FIG. 8

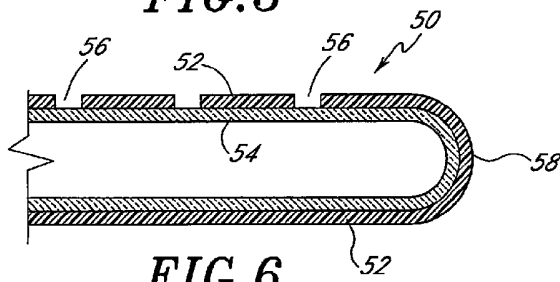


FIG. 6

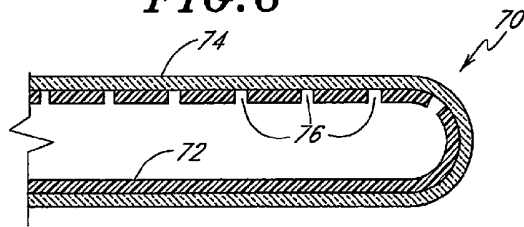


FIG. 7

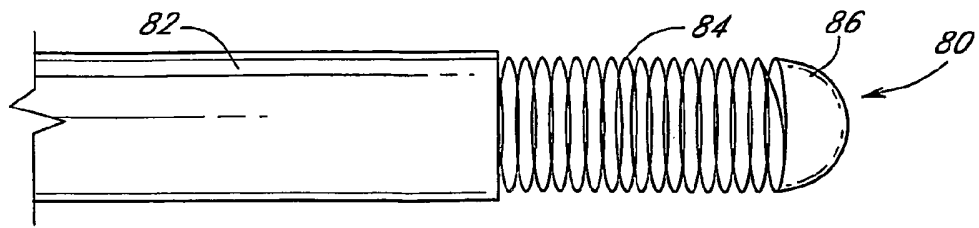


FIG. 9

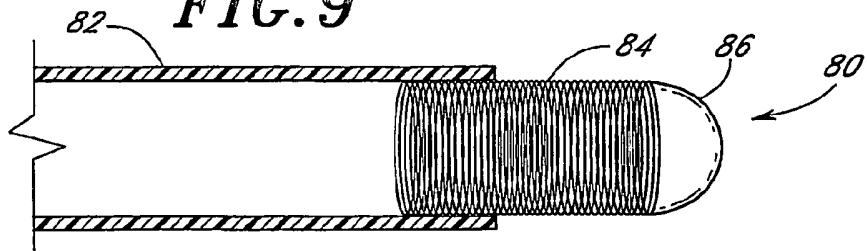


FIG. 10A

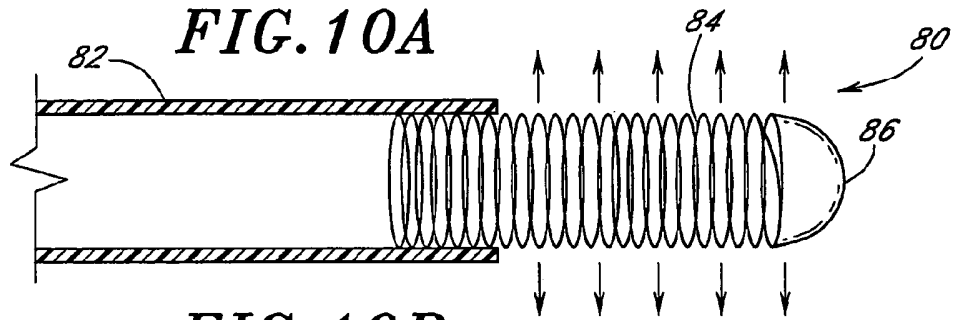


FIG. 10B

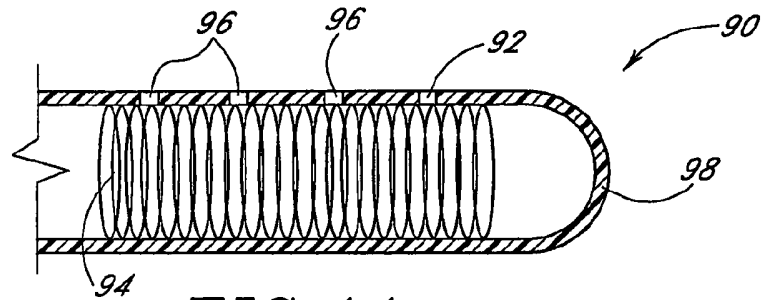


FIG. 11

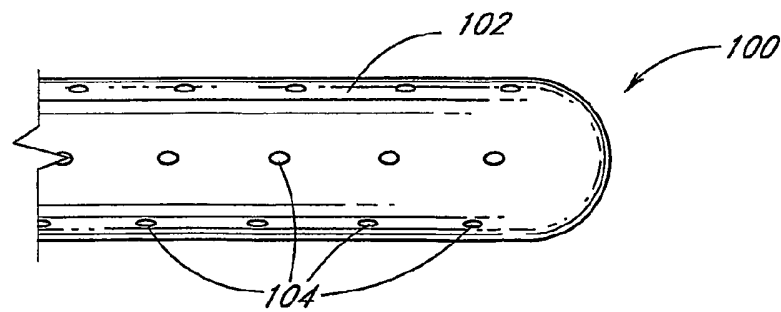
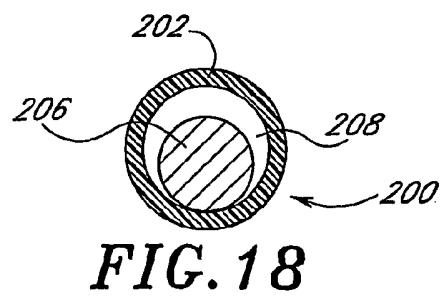
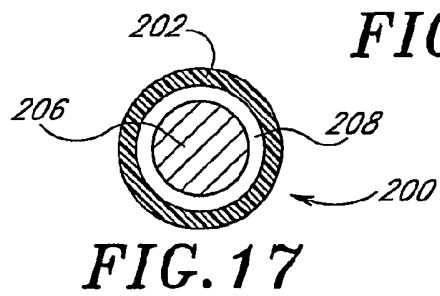
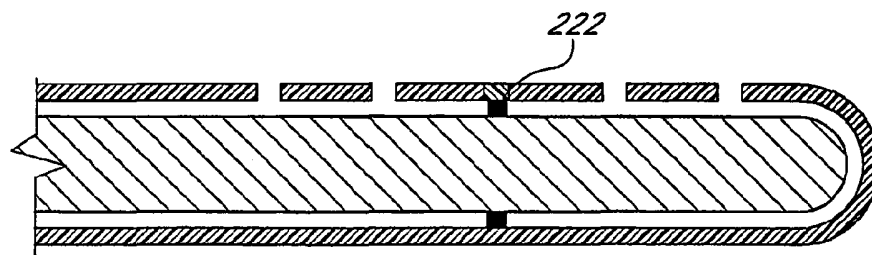
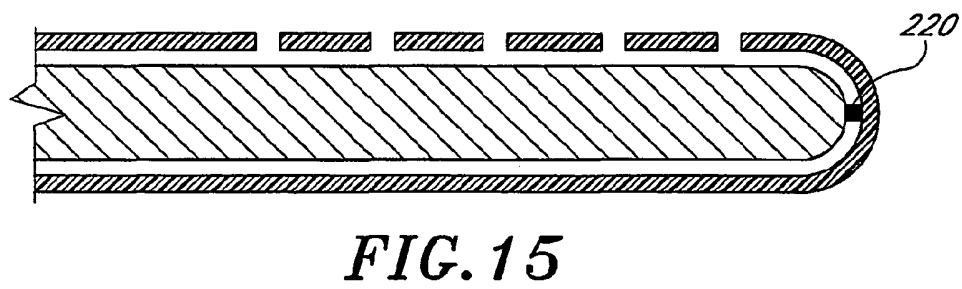
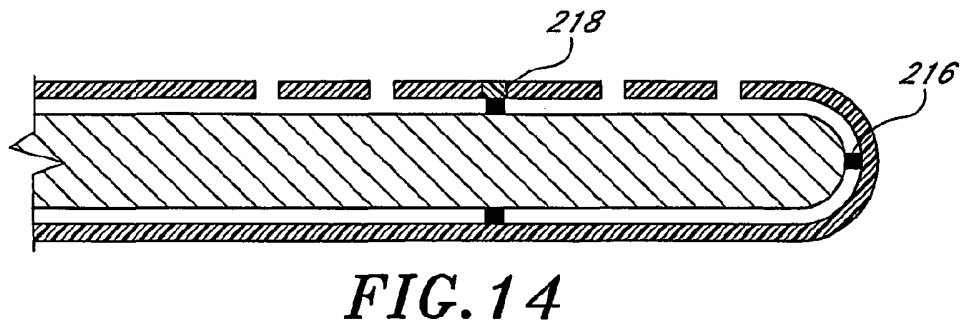
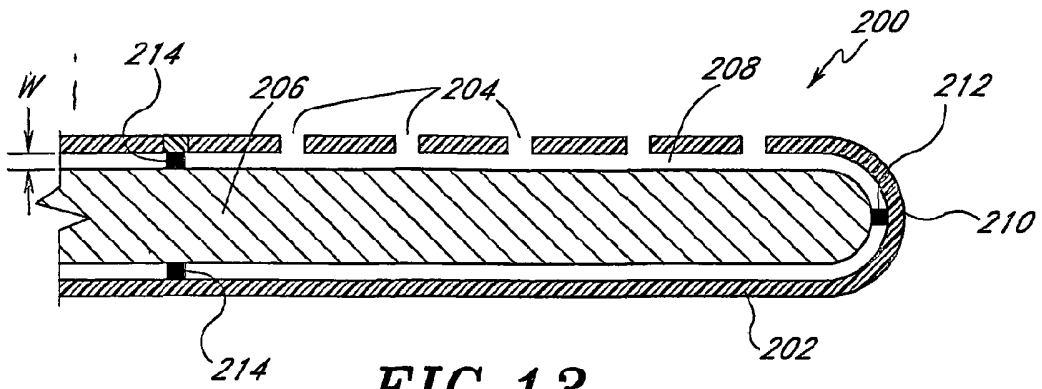


FIG. 12



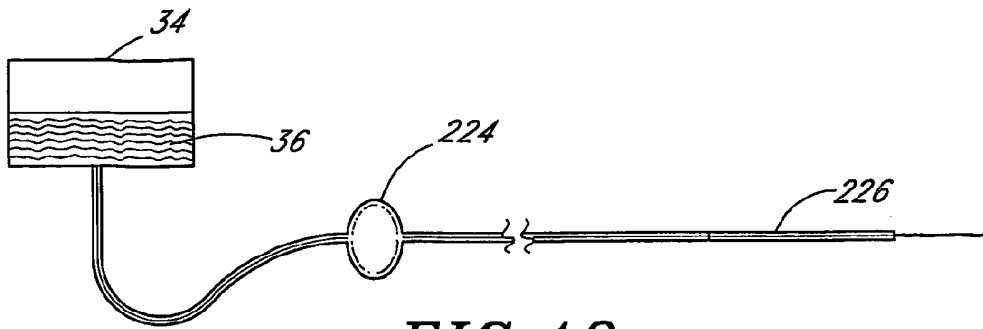


FIG. 19

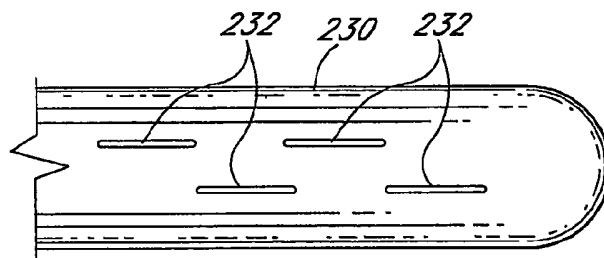


FIG. 20

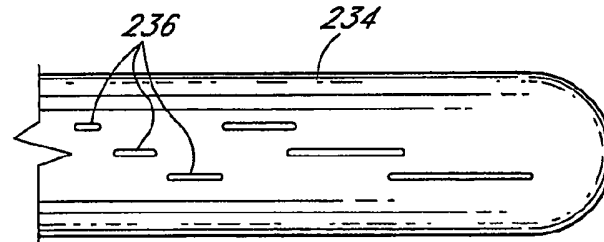


FIG. 21

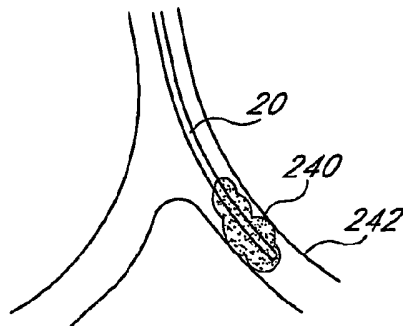


FIG. 22

FIG. 23

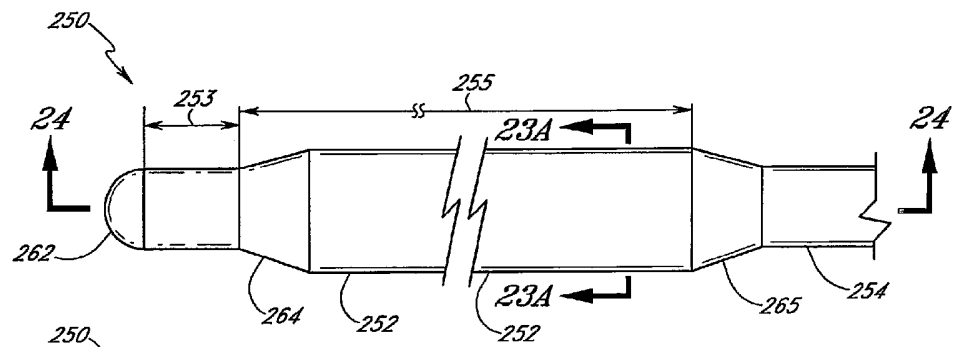


FIG. 24

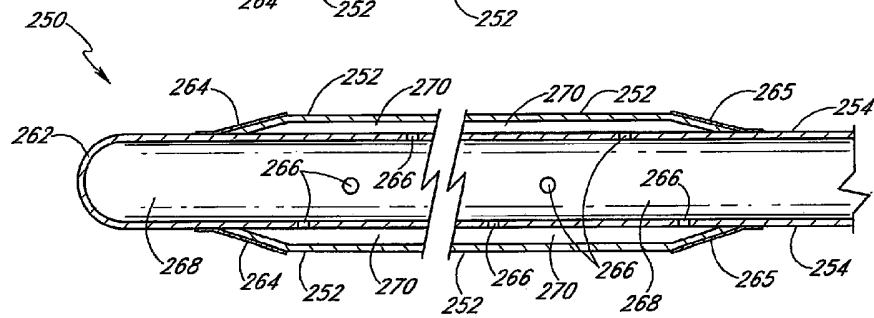
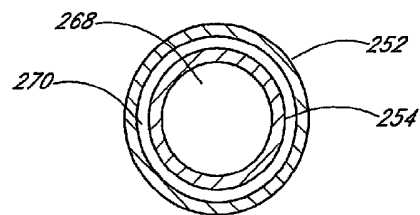


FIG. 23A



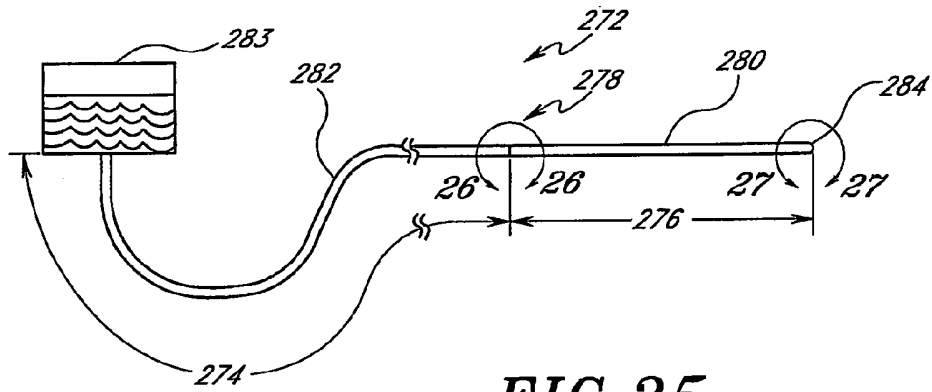


FIG. 25

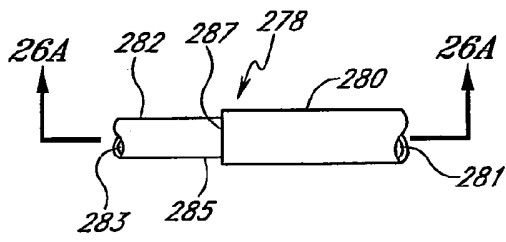


FIG. 26

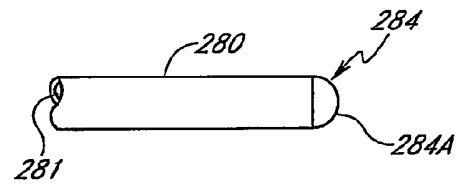


FIG. 27

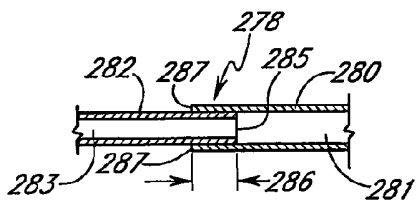


FIG. 26A