



(11) *Número de Publicação:* PT 927059 E

(51) *Classificação Internacional:* (Ed. 6)
A61M027/00 A

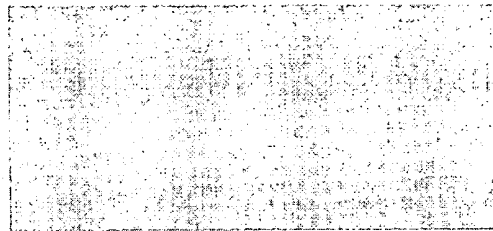
(12) *FASCÍCULO DE PATENTE DE INVENÇÃO*

(22) <i>Data de depósito:</i> 1997.09.17	(73) <i>Titular(es):</i> SINU SHUNT A/S NAVERLAND 2 2600 GLOSTRUP DK
(30) <i>Prioridade:</i> 1996.09.18 DK 102296	
(43) <i>Data de publicação do pedido:</i> 1999.07.07	(72) <i>Inventor(es):</i> SVEND ERIK BORGESEN DK
(45) <i>Data e BPI da concessão:</i> 2000.12.20	(74) <i>Mandatário(s):</i> ANTÓNIO JOÃO COIMBRA DA CUNHA FERREIRA RUA DAS FLORES 74 4/AND. 1294 LISBOA PT

(54) *Epígrafe:* DISPOSITIVO PARA O TRATAMENTO DA HIDROCEFALIA

(57) *Resumo:*

DISPOSITIVO PARA O TRATAMENTO DA HIDROCEFALIA





DESCRIÇÃO

“Dispositivo para o tratamento da hidrocefalia”

O presente invento refere-se a um sistema de derivação do líquido cefalorraquidiano para derivar o líquido cefalorraquidiano dos ventrículos cerebrais para o seio longitudinal.

Antecedentes gerais

O líquido cefalorraquidiano forma-se no sistema ventricular qualquer que seja a pressão intracraniana (PIC). A taxa de formação é constante, com valores de 0,3 a 0,4 ml/min. (Børgesen e Gjerris 1987). A hidrocefalia, isto é, um aumento patológico do líquido cefalorraquidiano alojado dentro do crânio, surge quando o escoamento do líquido cefalorraquidiano é obstruído, levando a um aumento da pressão intracraniana e da quantidade de líquido cefalorraquidiano alojado dentro do crânio. A obstrução pode estar localizada no aqueduto ou no IV ventrículo ou nos locais normais de reabsorção no plexo aracnoidal em ligação com o seio longitudinal. Pato-anatomicamente, as hidrocefalias são comunicantes ou não comunicantes, conforme existe ou não uma passagem entre o sistema ventricular e o seio longitudinal. A hidrocefalia comunicante, que é causada geralmente por uma obstrução localizada no plexo aracnoidal devida, por exemplo, a fibroses formadas em resposta à dispersão de sangue no licor, é a forma mais comum de hidrocefalia.

O tratamento da hidrocefalia pretende diminuir a pressão intracraniana até aos valores fisiológicos normais e portanto diminuir também a quantidade de líquido cefalorraquidiano para os valores fisiológicos normais. Isto é obtido retirando líquido cefalorraquidiano (LCR) do sistema ventricular para outro local de reabsorção, ladeando a obstrução patológica por meio da utilização de uma derivação do LCR. Segundo se verificou, os locais mais apropriados para onde derivar o LCR são a aurícula direita do coração e a cavidade peritoneal. Foram desenhadas válvulas para impedir o escoamento retrógrado no sistema de drenagem, o que poderia ocorrer devido a diferenças de pressão entre a cavidade intracraniana e o local de reabsorção, por exemplo, em relação à pressão torácica e/ou abdominal ocasionada, por exemplo, por espirros ou defecação.

Até aos últimos 6 anos, as derivações de LCR têm sido baseadas no princípio de manter uma PIC constante qualquer que seja o caudal do LCR. As derivações do LCR têm sido construídas de modo a interromper o escoamento do LCR quando a diferença de pressão entre a entrada e a saída da derivação do LCR fica reduzida a um nível predeterminado,



denominado a pressão de abertura da derivação. Isto foi necessário para manter uma PIC de base devido à utilização de locais de reabsorção não fisiológicos situados fora da cavidade intracraniana. Um exemplo desta derivação de PIC está representado no documento US 4904236, o qual é um dispositivo de controlo do escoamento do líquido para controlar o escoamento de líquido desde uma região do corpo a ser drenada até outra região.

Experiências clínicas demonstraram que este princípio da derivação não é uma solução ideal. Súbitas subidas da PIC devidas, por exemplo, a mudanças de posição, exercícios físicos, ou ondas patológicas de pressão resultam numa drenagem excessiva do LCR. Isto, denominado hiperdrenagem, dá lugar a uma PIC abaixo do normal durante períodos de tempo mais ou menos longos. Diversos relatórios na literatura (Aschoff *et al.*, 1995) referem problemas devidos a esta hiperdrenagem e, especialmente, o estreitamento acentuado dos ventrículos foi apontado como sendo o principal factor que provoca o mau funcionamento do dispositivo de derivação implantado. O motivo é as paredes ventriculares poderem colapsar em torno do dispositivo de derivação ventricular do LCR e partículas (células, resíduos) poderem introduzir-se no dispositivo de derivação.

Isto levou à apresentação de múltiplos modelos de drenos para serem utilizados na cavidade ventricular. Um efeito destes diferentes modelos de dreno sobre as taxas de complicação das derivações não foi comprovado.

Nos anos recentes foram apresentados modelos de derivações do LCR que visam regular o caudal do LCR, veja-se, por exemplo, o documento US 4781673 que descreve um sistema de derivação do ventrículo cerebral com meios de comutação do caudal.

Um mecanismo alternativo de regulação do escoamento da derivação Orbis Sigma resulta no encerramento parcial da derivação para aumentos da diferença de pressão acima dos 10 mm Hg e na reabertura da derivação quando a pressão diferencial excede, por exemplo, os 35 mm Hg. Demonstrou-se que este tipo de derivação também leva a uma redução da taxa de complicação do sistema. Outro sistema de derivação, a válvula Pudenz Delta, também impede o escoamento excessivo do LCR com níveis mais elevados de pressão. O documento US 4605395 é um exemplo de um dispositivo de derivação que compreende uma válvula de filtro hidráulico não linear que fecha se ocorrem grandes mudanças no caudal.



Ainda, os anteriores sistemas de derivação do LCR drenam o LCR para um local de reabsorção que está longe de ser normal e para um local onde a diferença de pressão sobre a derivação pode diferir sensivelmente das gamas normais de pressão fisiológica.

Relatórios ocasionais na literatura descrevem a utilização de derivações ventrículo superior seio longitudinal para o tratamento da hidrocefalia (Hash *et al.*, 1979 e Wen, 1981). No artigo de Hash *et al.* conclui-se que a técnica descrita na qual é usada uma válvula de uma via de pressão baixa-baixa ou extra-baixa pode ser apropriada para pacientes com hidrocefalia de alta pressão, e de valor particular para pacientes muito doentes ou debilitados por causa da rapidez com que pode ser realizada sob anestesia local ao passo que a sua utilização na hidrocefalia normal ou de baixa pressão ainda tem de ser avaliada. Este artigo é seguido de um comentário do editor que diz existir uma multidão de questões críticas restantes. Um dos problemas não considerados neste estudo é a sobredrenagem devida ao facto da válvula não restringir o escoamento.

Wen *et al.*, 1981, relatam o tratamento de cinquenta e duas crianças com hidrocefalia com derivações ventrículo superior seio longitudinal usando um tubo Pudenz modificado. Neste tubo são previstas fendas que proporcionam uma pressão de abertura de cerca de 6 mm Hg. Não podem ser tiradas conclusões claras deste relatório com a excepção da derivação para o seio longitudinal não ter complicações graves.

O documento EP 066 685 descreve um dreno que compreende um feixe de um ou mais microtubulos tendo cada um cerca de 0,44 mm de diâmetro, para controlar a hidrocefalia e que compreende uma pluralidade de elementos microtubulares flexíveis para conduzirem o líquido cefalorraquidiano desde o ventrículo cerebral até áreas escolhidas do corpo humano, por exemplo, o espaço subaracnóide. Essencialmente, esta patente refere-se a um sistema de drenagem que visa evitar a obstrução devida ao entupimento do sistema e não regulador do escoamento.

Sumário do invento

O dispositivo do invento para o tratamento da hidrocefalia leva o LCR desde os ventrículos até ao seio longitudinal por baixo da sutura sagital. O presente invento portanto proporciona um sistema de derivação do LCR que trata a hidrocefalia ladeando a obstrução patológica, mas desvia o LCR do seu local normal de reabsorção e a diferença de pressão no sistema de derivação do LCR é semelhante às diferenças fisiológicas de pressão entre os ventrículos e o local de reabsorção, regulando portanto o escoamento do LCR de modo a

permanecer dentro da gama normal de valores, e evitando complicações devidas à hiperdrenagem. Quando apropriado, o presente invento também se refere a um método para tratar a hidrocefalia utilizando o sistema de derivação do líquido cefalorraquidiano de acordo com o invento.

Legendas para as figuras

A Fig. 1 mostra uma derivação do líquido cefalorraquidiano de acordo com o invento que compreende uma antecâmara (2), um regulador do escoamento (3) e uma válvula de retenção (8) ligados em série.

A Fig. 2 é uma vista lateral de uma derivação do líquido cefalorraquidiano de acordo com uma concretização preferida na qual o meio regulador (3) do escoamento está dividido em duas partes ficando a válvula de retenção entre as mesmas.

A Fig. 3 é uma vista por cima da mesma derivação do líquido cefalorraquidiano.

A Fig. 4 mostra três cortes transversais A, B, C da válvula de retenção com a esfera da válvula de retenção.

A Fig. 5 mostra a derivação do líquido cefalorraquidiano com uma antecâmara (2), uma válvula de retenção unidireccional e um tubo regulador do escoamento (3), vista por cima.

A Fig. 6 mostra a derivação do líquido cefalorraquidiano numa vista lateral.

A Fig. 7 mostra a derivação do líquido cefalorraquidiano numa vista tridimensional.

A Fig. 8 é um corte de frente através do seio longitudinal superior (15).

A Fig. 9 é um corte longitudinal através do seio longitudinal (15).

A Fig. 10 mostra a influência do comprimento sobre o raio dada uma resistência ao escoamento, em (10)A, de 8 mm Hg/ml/min, em (10)B, de 10 mm Hg/ml/min, e em (10)C de 12 mm Hg/ml/min. Nestes exemplos particulares a depressão diferencial é de 4 mm Hg e a viscosidade é de 0,0072 din*seg/cm².



Legendas para as figuras do regulador de escoamento e mecanismo de válvula

1. Tubo de ligação para o dreno ventricular.
2. Antecâmara, cúpula comprimível e perfurável.
3. Tubos reguladores do escoamento, dimensionados para uma resistência constante ao escoamento; podem estar divididos em duas partes por um mecanismo de válvula.
4. Esfera, polietileno, peso de massa igual ao do líquido cefalorraquidiano.
5. Estrias que controlam o movimento da esfera, distância entre as arestas igual ao diâmetro da esfera. A esfera é empurrada para montante quando o escoamento é invertido e impede o escoamento quando empurrada contra a saída do tubo.
6. Estrias que controlam o movimento da esfera, na extremidade distal (a jusante) da válvula. As estrias estreitam para um diâmetro menor que o da esfera, impedindo a válvula de fechar a entrada da segunda parte do regulador do escoamento quando o escoamento é dos ventrículos para o seio longitudinal.
7. Tubo de ligação para o dreno do seio longitudinal.
- 7'. Rebordo do tubo de ligação.
8. Válvula de retenção.
9. Direcção do escoamento.
10. Dura mater.
11. O crânio.
12. Corpo principal da derivação.
13. Catéter ventricular.
14. Ventrículo.
15. Seio longitudinal.

Descrição detalhada do invento

Em condições normais, O LCR é produzido no plexo corioidal nos ventrículos. Escoa-se através dos ventrículos, aqueduto e cisternas basais sobre a superfície cerebral para as vilosidades aracnoidais, de onde o LCR é absorvido para dentro do seio longitudinal.

A partir de medições em 333 pacientes (Børgesen e Gjerris, 1987) e 52 pessoas normais (Albeck, Børgesen *et al.* (em apreciação para publicação)) foi possível estabelecer a relação entre a taxa de produção (TL) do LCR, a pressão intracraniana (PIC), a pressão no seio longitudinal (P_{ss}) e a resistência ao escoamento do LCR (R_{out}):

$$PIC = TL + R_{out} + P_{ss}$$



A relação entre a pressão intracraniana e a taxa de formação é linear e a taxa de produção era, segundo se verificou, de 0,3 ml/min (Børgesen e Gjerris, 1989).

O conhecimento detalhado da dinâmica do LCR, obtido nos Laboratórios do Departamento de Neurocirurgia, Rigshospitalet, Copenhague, Dinamarca, proporcionou os dados necessários que tornaram possível definir um sistema de derivação do LCR que imita a drenagem fisiológica normal do LCR. Contudo, até ao presente invento, não foi proposto ou considerado utilizar este conhecimento para desenhar um sistema de derivação do líquido cefalorraquidiano como o que é descrito no seguimento.

O presente invento refere-se a um sistema de derivação do líquido cefalorraquidiano que compreende meios de catéter (13) do ventrículo cerebral para inserção no ventrículo cerebral (14) de modo a drenar o líquido cefalorraquidiano do referido ventrículo cerebral; meios de catéter do seio longitudinal para inserção no seio longitudinal (15) afim de fornecer o referido líquido cefalorraquidiano ao seio longitudinal; meios de corpo principal (12) da derivação ligados, numa sua extremidade, aos referidos meios de catéter (13) do ventrículo cerebral e, na sua outra extremidade, aos referidos meios de catéter do seio longitudinal para proporcionarem uma comunicação fluida entre os referidos meios de catéter do ventrículo cerebral e os referidos meios de catéter do seio longitudinal; e meios de constrição (3) da passagem tubular de escoamento definida dentro do referido corpo principal da derivação e que liga fluidamente os referidos meios de catéter do ventrículo cerebral com os referidos meios de catéter do seio longitudinal, definindo os referidos meios de constrição da passagem tubular de escoamento uma resistência total do sistema ao escoamento de 8-12 mm Hg/ml/min. Preferivelmente, a resistência ao escoamento é de cerca de 10 mm Hg/ml/min.

Essencialmente, os meios de constrição (3) da passagem tubular de escoamento para ligar fluidamente o ventrículo cerebral e o seio longitudinal podiam, por si próprios, actuarem como meios de catéter do ventrículo cerebral e meios de catéter do seio longitudinal tornando assim a construção muito simples, sendo o único factor limitador o facto de que o dispositivo ter de definir uma resistência ao escoamento de 8-12 mm Hg/ml/min.

Opcionalmente, o sistema de derivação do líquido cefalorraquidiano compreende ainda meios de válvula de retenção (2) dispostos dentro do referido corpo principal da derivação, para impedir o referido líquido cefalorraquidiano de refluir do referido catéter do seio longitudinal para o referido catéter do ventrículo cerebral.



Desenhando a derivação de modo a exercer uma resistência essencialmente constante ao escoamento no nível normal e utilizando o seio longitudinal como local de reabsorção, a drenagem do LCR é regulada pelas diferenças normais de pressão entre os locais de produção e de reabsorção. Aumentos excessivos da pressão intracraniana são também acompanhados por aumentos no seio longitudinal, e o escoamento do LCR através da derivação é impedido por uma resistência dentro da gama normal. A hiperdrenagem é portanto impedida totalmente.

A inovação é portanto utilizar os níveis recentemente definidos da resistência normal ao escoamento do LCR e criar na derivação uma resistência ao escoamento do LCR semelhante à resistência normal. Usando o seio longitudinal como local de recepção, os aumentos fisiológicos da pressão intracraniana não aumentarão a pressão diferencial sobre a derivação. As alterações da pressão diferencial relacionadas com a postura, como se verificam nas derivações que levam o LCR para a aurícula direita do coração ou para a cavidade peritoneal, são completamente evitadas. A sobredrenagem, que é o motivo mais frequente da falha de derivação nas derivações convencionais, também é assim evitada.

Incluindo uma válvula de retenção, tal como uma válvula de esfera na derivação evitar-se-á qualquer refluxo de sangue a partir do seio longitudinal na derivação (ou para os ventrículos). A válvula de retenção é construída de tal modo que essencialmente não oferece resistência ao escoamento do LCR através da derivação, e não há essencialmente nenhum limiar de pressão a ser vencido para a pressão intracraniana. A válvula de retenção que impede o escoamento retrógrado do sangue a partir do seio longitudinal pode, por exemplo, ser construída como uma esfera de silicone (4) com o mesmo peso que o LCR, a qual é colocada numa câmara onde a entrada proximal a montante pode ser obturada pela esfera e onde a extremidade distal, a jusante, é mantida aberta pelas estrias (6) em torno do orifício.

De acordo com uma concretização preferida a válvula de retenção compreende quatro estrias de guia (5) e quatro estrias de guia e espera (6) na câmara da válvula de retenção. As estrias (5, 6) prolongam-se paralelamente à direcção de escoamento do líquido. As estrias de guia (5) prolongam-se desde o lado de entrada da câmara da válvula de retenção até aproximadamente ao meio da câmara da válvula de retenção onde começam as estrias de guia e espera (6), que se prolongam para o lado de saída da câmara. As estrias (6) servem para impedir que a esfera (4) da válvula de retenção atinja a abertura de saída da câmara da válvula de retenção. A colocação radial das estrias (5, 6) pode ser reconhecida directamente a partir da Fig. 4.

A utilização do seio longitudinal como recepção permanente do LCR acarreta o risco de trombose prejudicial do seio longitudinal. Anteriormente foi empregada a colocação de um dreno permanente no seio longitudinal em tentativas para tratar a hidrocefalia. Um sistema de derivação de regulação da pressão foi ligado a um dreno inserido no seio longitudinal. Os resultados foram relatados em dois documentos, incluindo no total 70 pacientes (Hash *et al.* 1979; Wen, 1982). A trombose do seio não foi verificada em qualquer dos casos relatados. A hidrocefalia podia ser tratada por este método mas por causa da utilização de um tipo de derivação com pressão de abertura predefinida incorporada, as derivações só eram eficazes nos casos com uma pressão intracraniana muito elevada.

O escoamento de sangue no seio longitudinal foi medido em estudos de MRI. O escoamento muito grande da ordem de mais de 400 ml/minuto prejudica provavelmente a formação do trombo em torno do dreno ou no seio. Como parte do presente projecto, o efeito de colocar um dreno no seio longitudinal foi analisado numa investigação com animais. Em 5 cães foi colocado um catéter de borracha de silicone no seio e observou-se durante mais de 3 semanas. O exame do dreno, das paredes do seio e do próprio seio não mostrou, macroscopicamente ou no exame histológico, qualquer sinal de trombose ou de proliferação endotelial sobre o dreno ou no seio.

Numa concretização preferida do sistema de derivação do líquido cefalorraquidiano, o raio interno (R) dos meios de constrição da passagem tubular de escoamento é inferior a cerca de 0,20 mm e a parte de constrição do escoamento dos meios de constrição da passagem tubular de escoamento tem um comprimento (L) que é calculado de acordo com a lei de Hagen-Poiseulle tendo em consideração o objectivo de proporcionar uma resistência ao escoamento do LCR através da derivação que seja semelhante à resistência normal, isto é, 8-12 mm Hg/ml/min., tal como cerca de 10 mm Hg/ml/min. Em concretizações particularmente preferidas, o raio interno (R) dos meios de constrição da passagem tubular de escoamento é, por exemplo, de cerca de 0,10 mm, cerca de 0,11 mm, cerca de 0,12 mm, cerca de 0,13 mm, cerca de 0,14 mm, cerca de 0,15 mm, cerca de 0,16 mm, cerca de 0,17 mm, cerca de 0,18 mm ou cerca de 0,19 mm e o comprimento (L) é calculado de acordo.

Como exemplo, o comprimento (L) pode ser calculado como segue:

$$L = ((PIC - P_{ss}) * \pi * R^4 / 8 * F * V$$

Lei de Hagen-Poiseulle

em que PIC é a pressão intracraniana, P_{ss} é a pressão no seio longitudinal, F é o caudal do líquido cefalorraquidiano. Se $PIC - P_{ss}$ se determina ser 4 mm Hg, R é determinado para ser



0,15 mm, F é determinado para ser 0,3 ml/min e V é determinado para ser 0,0072 dyn*s/cm², então para um Rout entre 8 e 12 mm Hg/ml/min, o comprimento é calculado para ficar entre 1,77 cm e 2,65 cm. De uma maneira semelhante, podem ser calculadas as dimensões de vários meios de constrição da passagem tubular de escoamento. É evidente que várias combinações de dimensões como mostra a Fig. 10 estão dentro do âmbito do invento.

Nos laboratórios do Instituto Tecnológico Dinamarquês (DTI) o dimensionamento foi ensaiado no banco de ensaios. Os resultados dos ensaios correspondem aos resultados calculados para várias dimensões. Isto significa que é possível construir um sistema de derivação que tem a mesma resistência ao escoamento de LCR que as passagens "naturais", normais do LCR possuem. Deve-se notar que embora a fórmula anterior possa ser usada como um guia, os resultados de investigações práticas demonstraram que a relação entre a resistência ao escoamento de saída (Rout) do LCR e o comprimento dos meios de constrição da passagem tubular de escoamento não é completamente linear. Para finalidades práticas, porém, a lei de Hagen-Poiseulle pode ser usada para calcular as dimensões apropriadas dos meios de constrição da passagem tubular de escoamento.

Em geral, os meios de constrição da passagem tubular de escoamento terão um comprimento da ordem de 3,5 mm a 83,8 mm, preferivelmente dentro da gama de 17,7 mm a 26,5 mm, tal como 22,1 mm, quer em si próprio quer definido dentro do referido corpo principal da derivação. Este comprimento pode estar dividido em dois ou mais segmentos individuais se for considerado adequado, como mostram as Figs. 2 e 3.

Melhor modo de concretizar o invento

Numa concretização presentemente preferida, a derivação é constituída por um catéter do ventrículo (13), um corpo (Figs. 1 a 6) que contém o dispositivo de resistência, e uma válvula de esfera (18) sem qualquer resistência inerente quando comparada com a resistência nos meios de constrição na passagem de escoamento e um dreno destinado a ser introduzido no seio longitudinal.

A derivação é colocada subcutaneamente no cimo do crânio, atrás da sutura coronária do lado direito (ou esquerdo) da sutura sagital. Através de um furo de broca é inserido um catéter no ventrículo direito (ou esquerdo) e ligado ao corpo da derivação. Um pequeno furo de broca (2-3 mm) é aberto directamente sobre o seio longitudinal, passando na linha média por baixo da sutura sagital facilmente identificável. Um dreno com um diâmetro externo

igual ao do furo de broca é introduzido no seio longitudinal e ligado à extremidade "distal" da derivação. As Figs. 8 e 9 mostram os princípios da colocação do dispositivo de derivação.

Os drenos ventriculares apropriados são bem conhecidos na arte e podem, por exemplo, ser um dreno simples de borracha de silicone com 3 mm de diâmetro externo. Podem ser preferidos os drenos de produção normalizada.

Numa concretização presentemente preferida, o corpo principal da derivação é feito de um material apropriado tal como borracha de silicone e tem preferivelmente uma antecâmara com uma cúpula perfurável. Na extremidade proximal ("o topo"), a cúpula termina numa ponta onde o dreno ventricular pode ser ligado e fixado. Na extremidade distal da cúpula está situada a entrada para o regulador do escoamento.

A antecâmara tem geralmente um fundo achatado constituído por borracha de silicone dura. A cúpula é feita de borracha de silicone mole, perfurável e auto-obturável. O dreno ventricular é ligado ao ligador de entrada que é dotado com um rebordo. O comprimento do ligador é geralmente de 5 mm. O dreno é fixado da maneira habitual, por exemplo, por meio de uma ligadura. A antecâmara está fixada no túbulo que contém os meios de constrição da passagem tubular de escoamento.

Os meios de constrição da passagem tubular de escoamento são dimensionados de acordo com a lei de Hagen-Poiseulle para uma resistência ao escoamento de cerca de 8-12 mm Hg/ml/min, tal como 10 mm Hg/ml/min. Numa concretização presentemente preferida, os meios de constrição da passagem tubular de escoamento têm um comprimento de cerca de 22,1 mm que pode ser dividido em duas partes (ver Figs. 2 e 3) e o raio interno da parte de constrição do escoamento do dispositivo é de 0,15 mm. Os meios de constrição da passagem tubular de escoamento são sensivelmente rectos e as paredes são sensivelmente lisas. O material dos meios de constrição da passagem tubular de escoamento pode ser borracha de silicone dura ou polietileno HD (por exemplo, polipropileno esterilizado a gás), policarbonato, polissulfona, polistireno ou PVC. Alternativamente, o tubo pode ser de titânio.

Os meios de válvula consistem numa câmara dentro da qual o tubo de regulação do escoamento termina num bojo (Figs. 1-3 e 5-7). Uma esfera feita de um material com o mesmo peso que o LCR está colocada na câmara. Exemplos de tal material são polietileno, polissulfona, polistireno e vidro com ar dentro. A extremidade distal da câmara leva ao pequeno túbulo onde o dreno para o seio longitudinal vai ser ligado. Numa concretização,



três estrias impedem a esfera de interromper o escoamento na direcção do seio longitudinal. As Figs. 2-4 mostram uma concretização alternativa na qual a caixa é circular ou oval e desenhada de modo que a esfera só é suportada por duas estrias ao mesmo tempo, tendo as referidas estrias contornos agudos afim de evitar a “colagem”.

Alternativamente, a válvula de retenção pode estar situada na extremidade de entrada do tubo de regulação do escoamento. Como exemplo, os meios de válvula podem consistir na referida esfera contida numa câmara que termina na extremidade de entrada do tubo em estrias agudas. A abertura dentro da antecâmara pode ser circular, as arestas no orifício rígidas e o diâmetro do orifício mais pequeno que o da esfera (Figs. 5-7).

O mecanismo de válvula pode ser construído com um lado posterior achatado (ver Fig.2). A saída do primeiro tubo de regulação do escoamento pode ser dotada com lábios moles ou ter uma cavidade que corresponda à periferia da esfera.

Alternativamente, os meios de válvula de retenção podem ter elementos de válvula rígidos de guia, por exemplo, com a formas de anéis, ou elementos de válvula flexíveis, por exemplo, lâminas com a forma linguetas.

O dreno do seio longitudinal pode ser feito, por exemplo, de tubo de titânio ou tubo de borracha de silicone. Os 5 mm distais do tubo terão geralmente um diâmetro externo de 2 mm e um diâmetro interno de 1,5 mm. A parte do dreno que passa através do crânio tem geralmente um diâmetro externo de 3 mm e um diâmetro interno de 1,5 mm. A parte do dreno com o maior diâmetro pode ser encurtada para corresponder à distância desde o corpo da derivação até ao furo sobre o seio longitudinal.

Noutro modelo do dreno, é usado um tubo de titânio com um diâmetro interior de 1,5 mm e um comprimento de 20 mm. O tubo está ligado a um tubo de borracha de silicone com diâmetro exterior/interior de 3/1,5 mm e 60 mm de comprimento. O tubo de titânio é inserido facilmente através de um furo de broca de 2 mm através do osso que cobre o seio longitudinal. Um estilete no tubo permite ao tubo inserido ser inclinado ligeiramente para levar o tubo de borracha de silicone a seguir a superfície do crânio até ao corpo da derivação.

Referências

- Documento EP 066 685
- Documento US 4605395
- Documento US 4781673
- Documento US 4904236
- Aschoff A, Kremer P, Benesch C, Fruh K, Klank A, Kunze S, "Overdrainage and shunt technology. A critical comparison of programmable, hydrostatic and variable-resistance valves and flow-reducing devices", *Child's Nerv. Syst.* 1995; 11: 193-202
- Børgesen SE, Gjerris F, "The predictive value of conductance to outflow of CSF in normal hydrocephalus", *Brain* 1982; 105: 65-86.
- Børgesen SE, Gjerris F, "The relationships between intracranial pressure, ventricular size and resistance to CSF outflow", *J. Neurosurg.* 1987; 67: 535-39
- Børgesen SE, Gjerris F, Schmidt J, "Measurement of resistance to CSF outflow by subarachnoid perfusion" in Gjerris F, Børgesen SE, Sørensen PS, eds., *Outflow of cerebrospinal fluid*, Copenhagen: Munksgaard, 1989, pp. 121-29
- Børgesen SE, Gjerris F, Fedders O, et al.: "Measurement of resistance to outflow. Clinical experiences in 333 patients" in Hoff I, Betz AL (eds): *Intracranial pressure VII*, Berlin, Springer Verlag: 353-355, 1987.
- Drake JM, Sainte-Rose C, *The Shunt Book*, pp. 146, Blackwell Science 1995.
- Hash CJ, Shenkin HA, Crowder LE, "Ventricle to sagittal sinus shunt for hydrocephalus", *Neurosurgery* 1979; 4: 394-400
- Wen HL, "Ventriculo-superior sagittal sinus shunt for hydrocephalus", *Surg. Neurol.* 1981; 17: 432-434.

Lisboa, 19. FEV. 2001

Por SVEND ERIK BORGESSEN

- O AGENTE OFICIAL -

O ADILINTO



ENG.º ANTÓNIO JOÃO DA CUNHA FERREIRA Ag. Of. Pr. Ind. Rua das Flores, 74 - 4.º 1200 LISBOA
--

REIVINDICAÇÕES

1. Sistema de derivação do líquido cefalorraquidiano que compreende:

meios de catéter do ventrículo cerebral (13) para inserção no ventrículo cerebral (14) para drenar o líquido cefalorraquidiano do referido ventrículo cerebral;

meios de catéter do seio longitudinal para inserção no seio longitudinal (15), para fornecer o referido líquido cefalorraquidiano para dentro do seio longitudinal; e

meios de corpo principal (12) da derivação ligados, numa das suas extremidades, aos referidos meios de catéter do ventrículo cerebral e, na outra extremidade, aos referidos meios de catéter do seio longitudinal para proporcionar comunicação fluida entre os referidos meios de catéter do ventrículo cerebral e os referidos meios de catéter do seio longitudinal, caracterizado por

meios (3) de constrição da passagem tubular de escoamento definidos dentro do referido corpo principal da derivação que definem uma resistência ao escoamento de 8-12 mm Hg/ml/min.

2. Sistema de derivação do líquido cefalorraquidiano de acordo com a reivindicação 1, no qual a resistência ao escoamento é de cerca de 10 mm Hg/ml/min.

3. Sistema de derivação do líquido cefalorraquidiano de acordo com as reivindicações 1 ou 2, que tem meios (8) de válvula de retenção dispostos dentro do referido corpo principal da derivação para impedirem o referido líquido cefalorraquidiano de refluir a partir do referido catéter do seio longitudinal para o referido catéter do ventrículo cerebral.

4. Sistema de derivação do líquido cefalorraquidiano de acordo com qualquer das reivindicações 1-4, no qual o raio interno (R) dos meios de constrição da passagem tubular de escoamento tem cerca de 0,20 mm ou menos.

Lisboa, 19. FEV. 2001

Por SVEND ERIK BORGESSEN

- O AGENTE OFICIAL -

O ADJUNTO



ENG.º ANTÓNIO JOÃO
DA CUNHA FERREIRA
Ag. Of. Pr. Ind.
Rua das Flores, 74 - 4.º

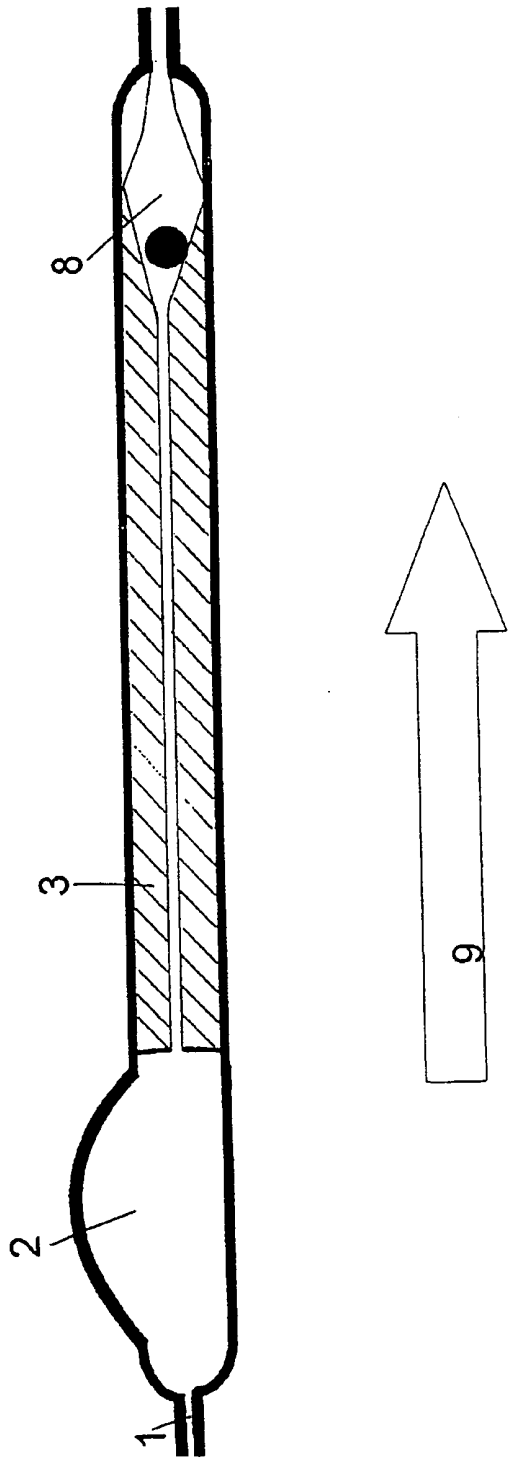


Fig. 1

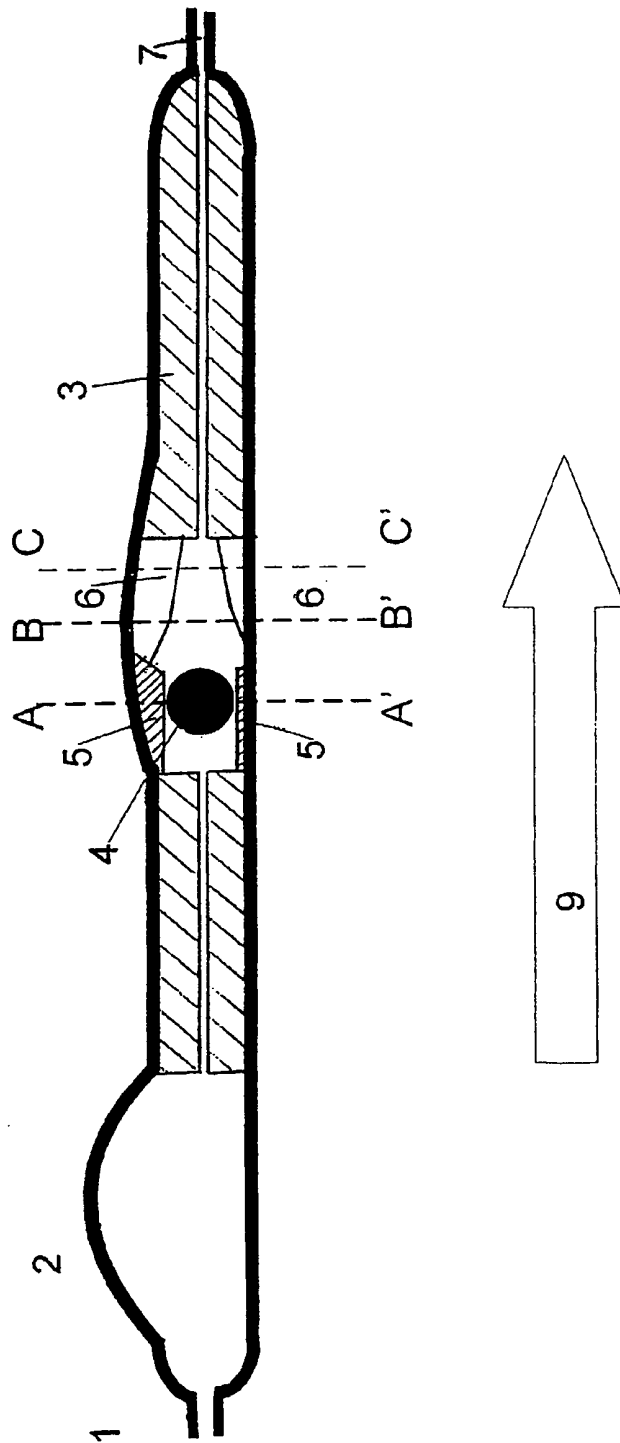


Fig. 2

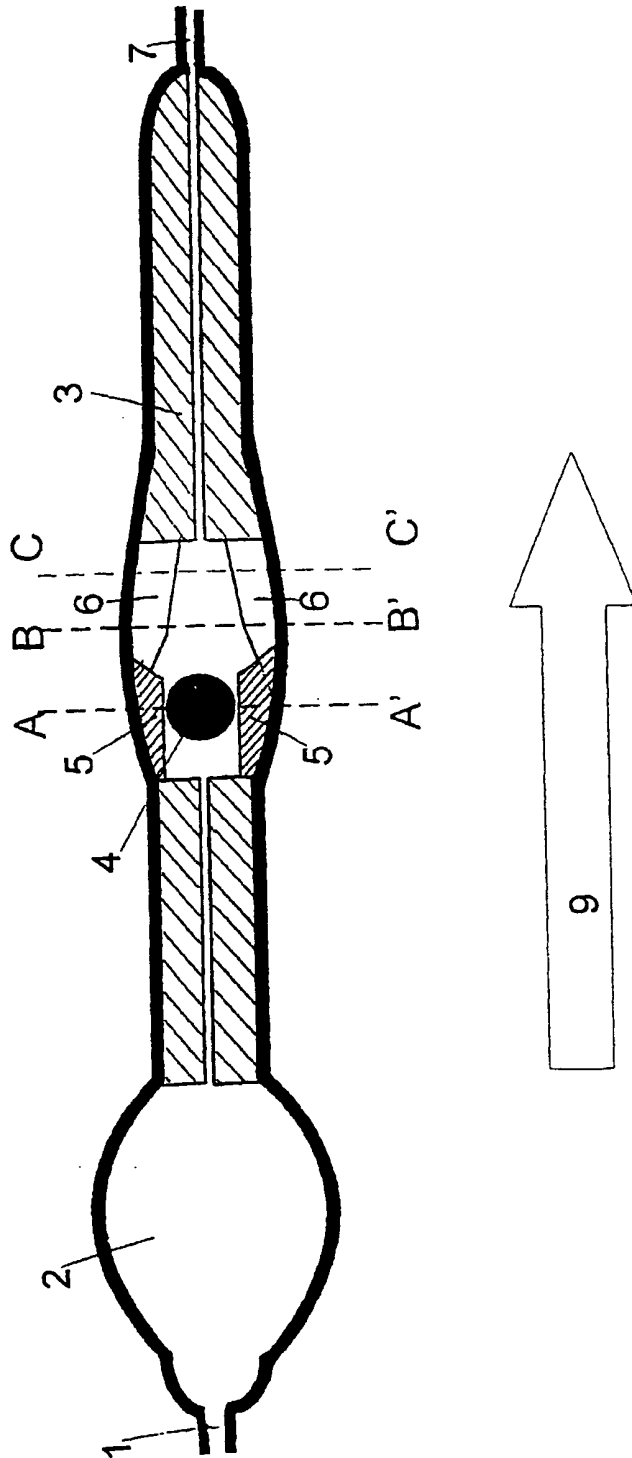


Fig. 3

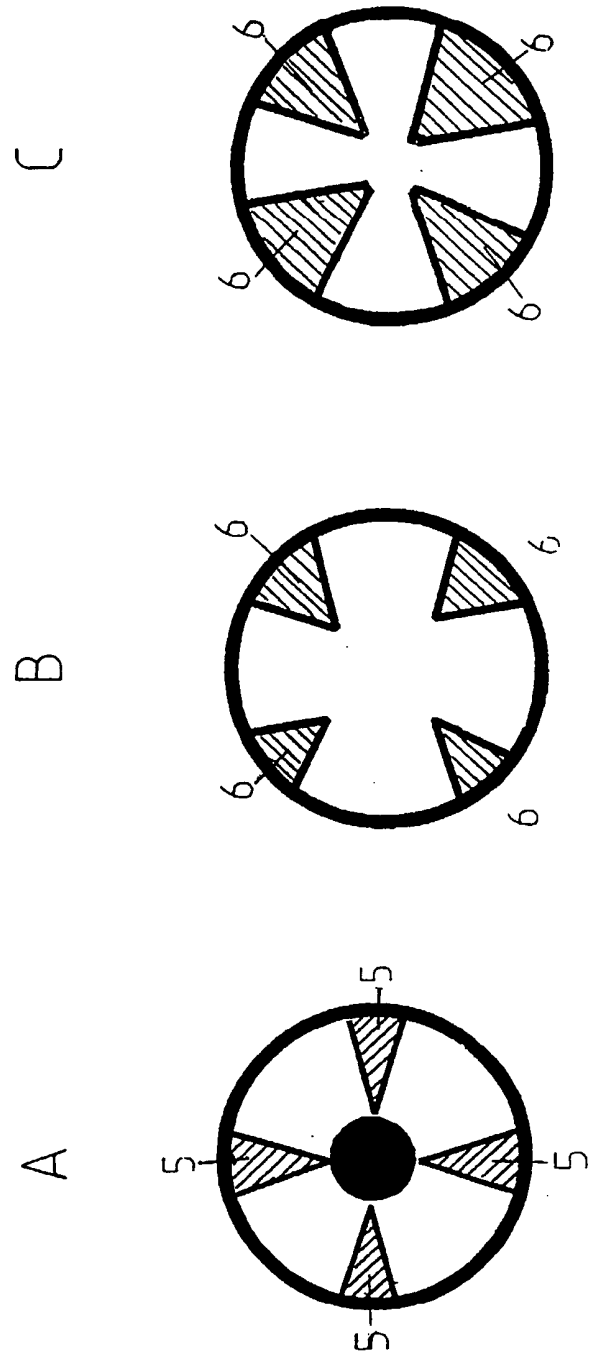


Fig. 4

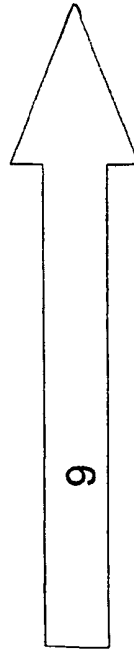
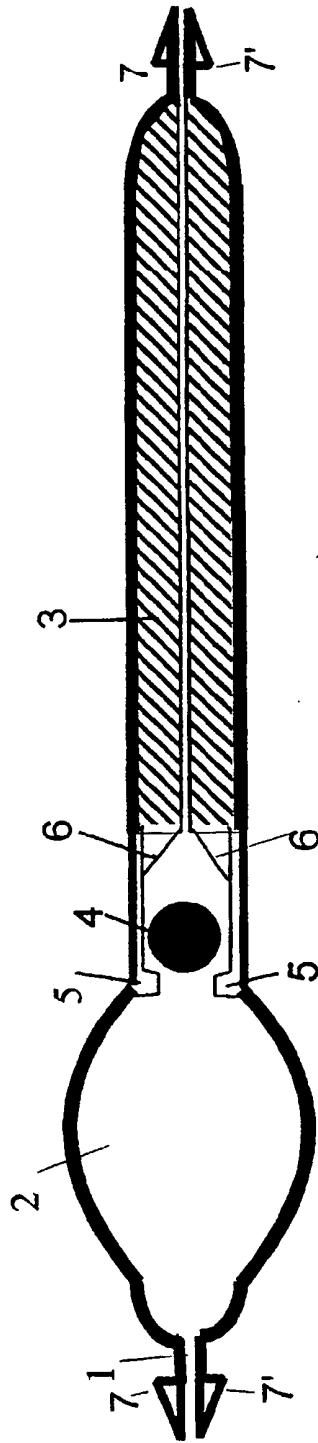


Fig. 5

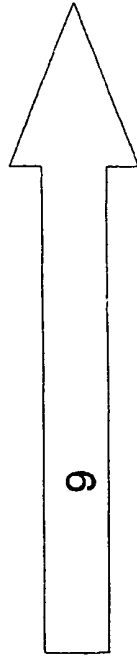
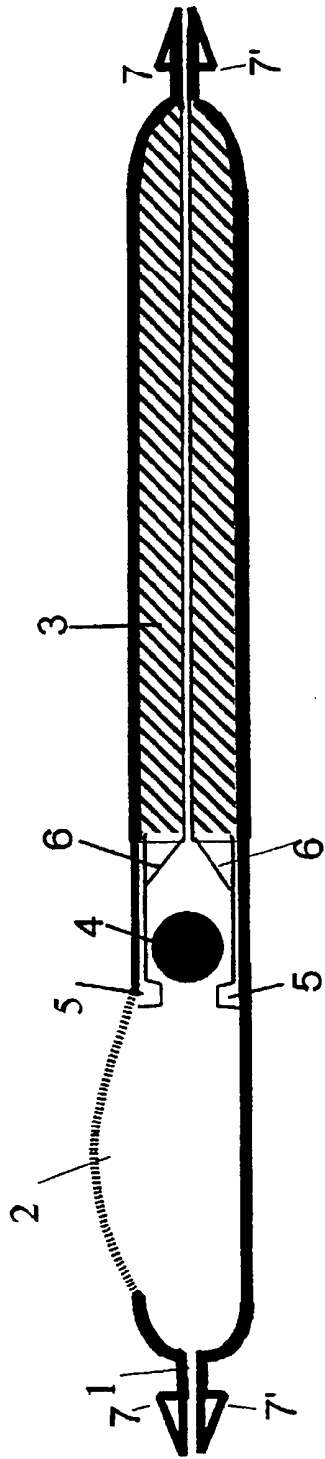


Fig. 6

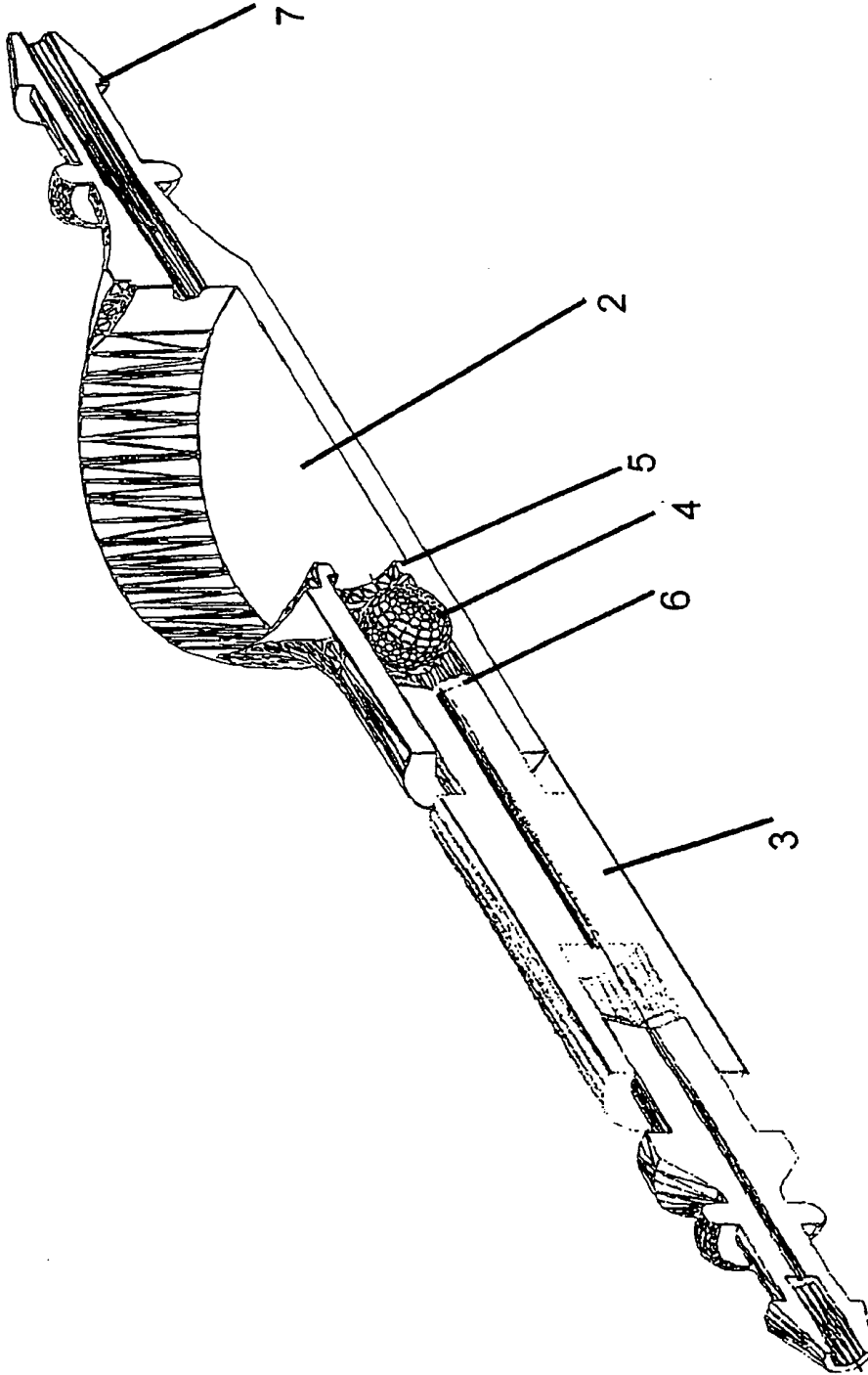


Fig. 7

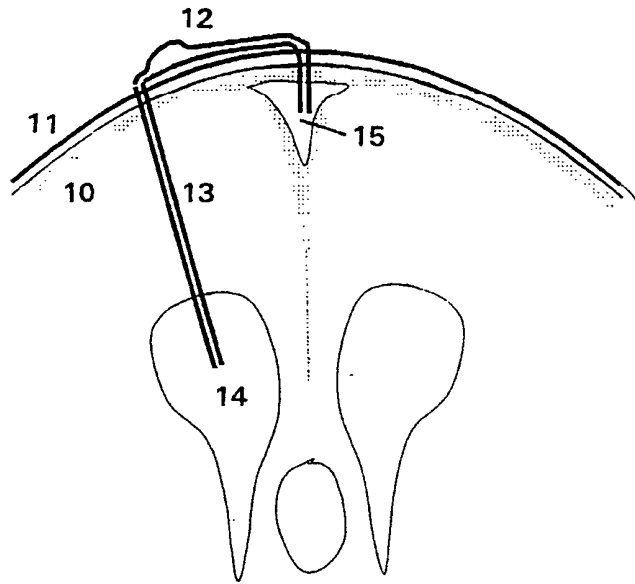


Fig. 8

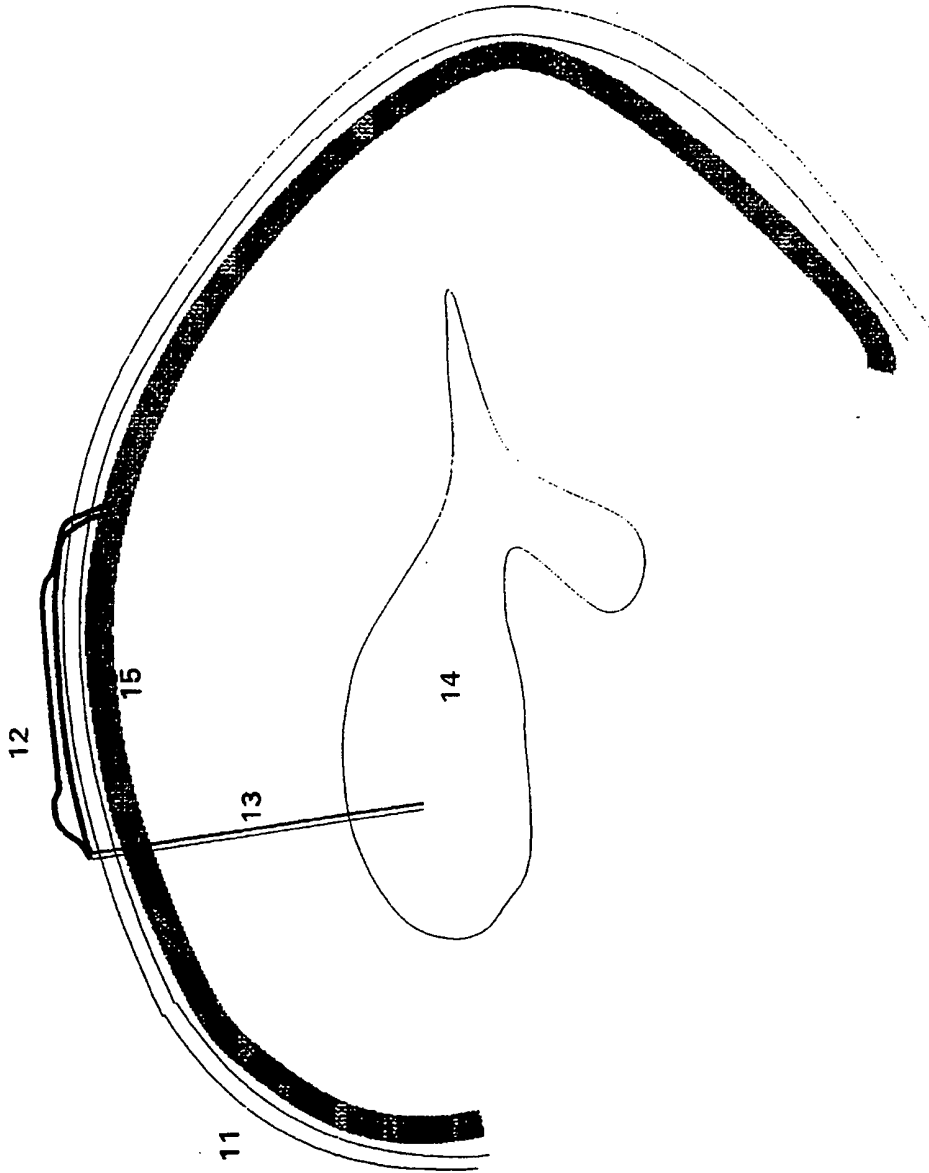


Fig. 9

RELAÇÃO COMPRIMENTO / RAIOS

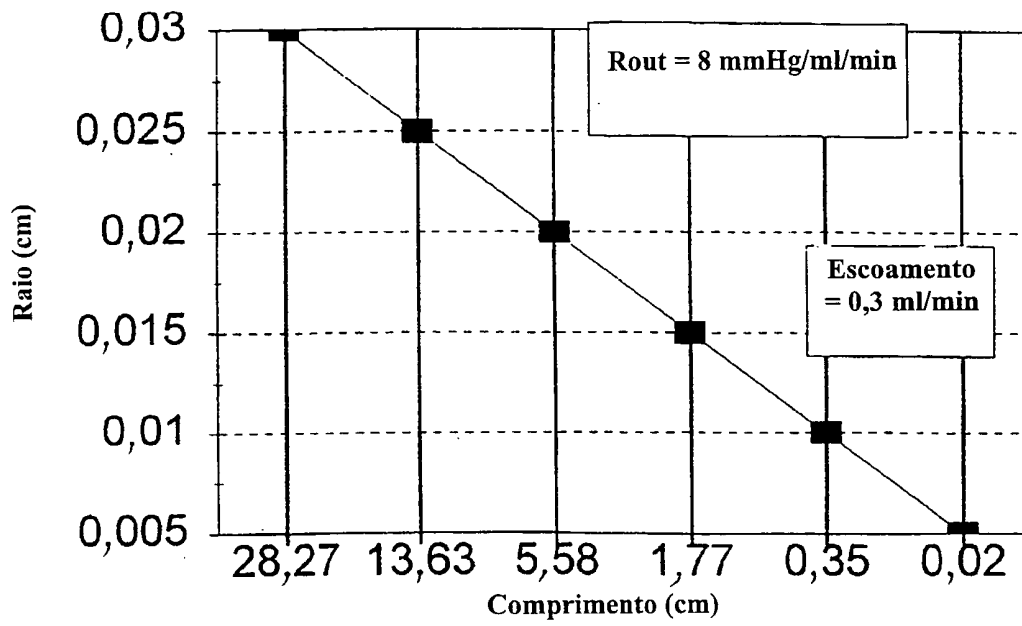


Fig. 10 A

RELAÇÃO COMPRIMENTO / RAIÃO

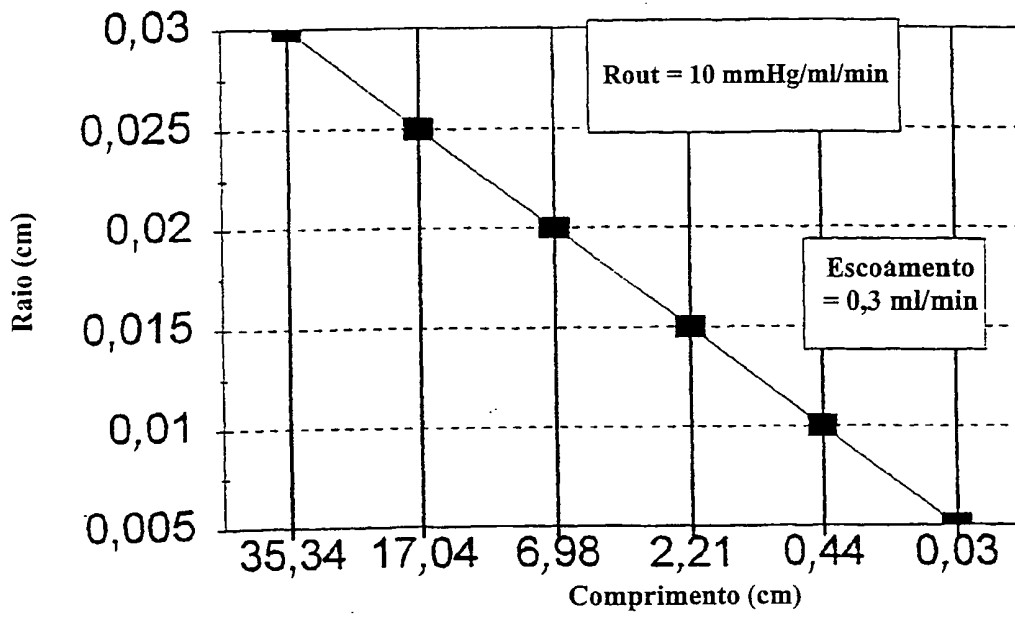


Fig. 10B

RELAÇÃO COMPRIMENTO / RAIOS

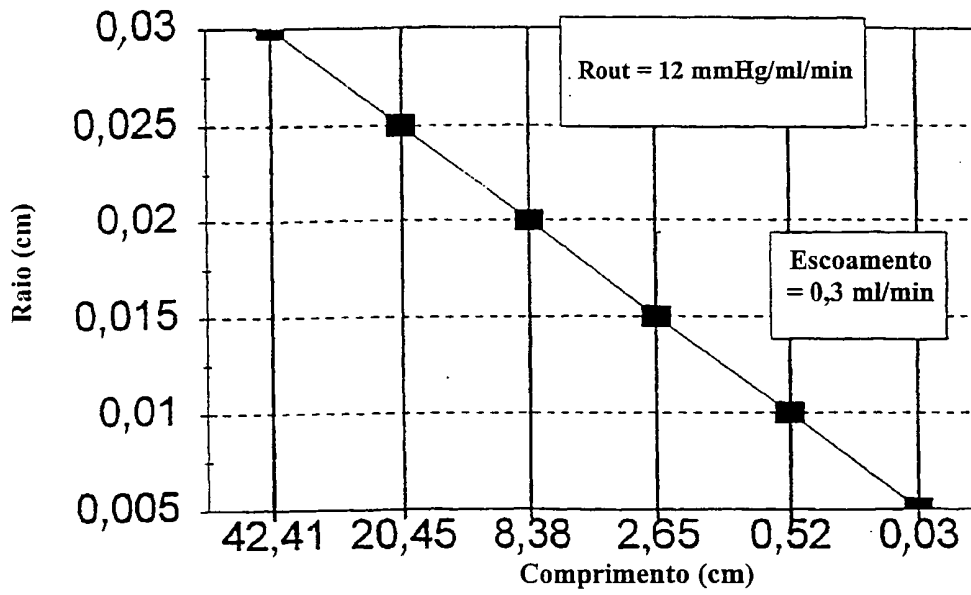


Fig. 10C