

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4883433号
(P4883433)

(45) 発行日 平成24年2月22日(2012.2.22)

(24) 登録日 平成23年12月16日(2011.12.16)

(51) Int.Cl.

A 6 1 M 25/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 M 25/00 4 1 O H
A 6 1 M 25/00 4 1 O B

請求項の数 2 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2000-180528 (P2000-180528)
 (22) 出願日 平成12年5月15日 (2000.5.15)
 (65) 公開番号 特開2001-37868 (P2001-37868A)
 (43) 公開日 平成13年2月13日 (2001.2.13)
 審査請求日 平成18年5月11日 (2006.5.11)
 (31) 優先権主張番号 特願平11-171473
 (32) 優先日 平成11年5月16日 (1999.5.16)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 599083776
 株式会社ワイエス・メディカル
 埼玉県川越市大字寺尾226番地5
 (72) 発明者 吉野 洋右
 埼玉県川越市大字寺尾225番地
 (72) 発明者 木村 正紀
 茨城県猿島郡総和町大字東牛ヶ谷1144
 平河ヒューテック株式会社 内
 (72) 発明者 竹沢 貴志
 茨城県猿島郡総和町大字東牛ヶ谷1144
 平河ヒューテック株式会社 内

審査官 福井 悟

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】バルーンカテーテルおよびその製造方法並びにカテーテルチューブへのバルーンの装着方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

カテーテルチューブの挿入先端近くに、1つの、または互いに上記カテーテルチューブの軸方向に隔てられた複数のバルーンを備えたバルーンカテーテルのバルーン取り付け方法であって、

上記カテーテルチューブの外径に実質的に等しい内径を持つ軸方向両端部分と、上記軸方向両端部分の外径よりも実質的に大きい外径を持つ中間部分とを有する、異型円筒状の上記バルーンを用意する段階と、

上記バルーンを上記カテーテルチューブの所定位置に位置決めして固着することができる上記カテーテルチューブを用意する段階と、

用意された上記バルーンを、上記カテーテルチューブの所定位置の外周に、上記カテーテルチューブを覆うように配置する段階と、

上記バルーンを上記カテーテルチューブの軸方向に延伸させた状態で、上記バルーンの軸方向の両端を上記カテーテルチューブの上記所定位置を覆うように固着する段階、

から成ることを特徴とするバルーンカテーテルのバルーン取り付け方法。

【請求項 2】

請求項 1 に記載のバルーンカテーテルのバルーン取り付け方法において、

上記バルーンを上記カテーテルチューブの軸方向に延伸させた状態で、上記バルーンの軸方向の両端を上記カテーテルチューブの上記所定位置を覆うように固着する段階における

、上記バルーンの上記カテーテルチューブへの固着が、上記バルーンの軸方向両端部分と

中間部分とがほぼ一様の円筒形状になるまで、上記バルーンを上記カテーテルチューブの軸方向に延伸させた状態で行われることを特徴とするバルーンカテーテルのバルーン取り付け方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【技術分野】

本発明はバルーンカテーテルおよびその製造方法に関する。本発明で意図するバルーンカテーテルは血管内に挿入されて留置され、バルーンを膨張させることにより血流を阻止する医療用器具である。

【0002】

10

【背景技術】

最近、ガンなどの患部臓器への動脈流並びに該臓器からの静脈流をバルーンカテーテルを用いて閉塞し、該臓器の動脈および静脈血流を全身循環系から遮断し、このように患部臓器をアイソレートした状態で動脈から高濃度の抗ガン剤を当該臓器に注入し、かつ静脈（あるいは門脈）から流れ出た抗ガン剤を体外に排出し、このような高濃度の抗ガン剤の注入、吸引・回収のサイクルを長時間行うような治療法が実現され、実際の治療現場で画期的な成果を上げている。通常これは抗ガン剤灌流システムと呼ばれており、抗ガン剤が心臓を通じて全身に循環することはないため、高濃度の抗ガン剤を被ガン部に長時間暴露でき、抗ガン剤の注入、吸引をシステムティックに行うことが可能になる。

【0003】

20

しかしながら、このシステムにおいては、例えば大腿動脈から直接患部臓器の動脈部までカテーテルを挿入する必要があるため、カテーテルの非膨張状態のバルーン部が動脈血管壁を損傷する可能性がある。通常、静脈血管内壁に比較し動脈血管内壁は損傷に弱いと言われている。またカテーテルチューブの径が大きくなればそれをいっそう助長することになる。すなわち、従来のバルーンカテーテルでは、そのバルーン膨張時の確実な閉塞性を主眼としているところから、非膨張時のバルーンが固く、特に局部動脈までカテーテルを挿入する過程で、バルーン部により血管内壁が往々損傷を受ける事態が生じている。また、従来使用されているシリコン系や、ポリウレタン系の合成ゴム材料では、膨張後の復元作用が弱く、カテーテルを抜く際に血管に損傷を生じさせてしまう。ラテックス系の材料は大きな膨張率を得ることができず、しかも往々血液との接触から血栓を生じさせる恐れがある。このような血栓の発生は、血管内壁に損傷を受けた場合にも発生する。

【0004】

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

従って、特にこのような抗がん剤灌流システムで用いるのに好ましいバルーンカテーテル、即ちカテーテルを所定の血管位置まで挿入位置決めする間に、閉塞状態のバルーン部が血管内壁を損傷しないような材料で形成され、しかも膨張時に確実な閉塞性を得ることができるバルーンカテーテルを提供することが本発明の課題である。しかも小径のカテーテルチューブにバルーンを装着した時に大きな閉塞容積を持つようとする事も発明の目的である。更に、本発明によれば、そのようなバルーンカテーテルを製造する製造方法が提供される。

【0005】

40

【課題を解決するための手段】

上記課題を達成するため、本発明は、血管内に挿入され、膨張時に該血管の血流を閉塞するバルーンを有するバルーンカテーテルにおいて、該バルーンの材料として非膨張時、血管閉塞時並びにカテーテルの引き抜きの際に特に軟質であり、スチレン系SBS、SIS、SEBS、SEPS熱可塑性エラストマー材料のうちから選択されたことを特徴とするバルーンカテーテルを提供する。好適実施例において、上記材料の引っ張り破断伸度は800%からほぼ1000%であり、血液との接触による血栓を生じさせない材料から選ばれる。

50

【0006】

従来、バルーンカテーテルのバルーン素材として応用されるエラストマー材料としては、典型的に、ゴム系ではラテックス、シリコン樹脂、プラスチック系としては、ポリオレフィン系、ポリエステル系、ポリウレタン系、ポリアミド系、スチレン系等が用いられている。また、特に血管閉塞用の軟質バルーンの材料としては、弾性のあるラテックス、シリコーン樹脂、ポリウレタン樹脂が一般的に使用されている。

【0007】

これらのバルーン材料は固有の最大伸び率（引っ張り破断伸度）の力学特性を有しており、以下に代表的なバルーン材料を掲げるが、S B 系での伸びの範囲は約 400 から 1000 %、S E B S 系では約 500 から 1000 %、天然ゴムでは約 300 から 900 %、シリコンゴムでは約 230 から 900 %、オレフィン系では 300 から 600 %、塩ビ系では 400 から 500 %、ポリウレタン系では 300 から 800 %、ポリエステル系では 380 から 420 %、ポリアミド系では 200 から 400 % の伸びの範囲を有している。従って、一般の軟質材料の伸び特性としては、1000 %がほぼ上限に近い値となっている。

10

【0008】

次は、典型的な弾性バルーン材料のラテックス、S E B S 、シリコンゴムの膨張特性を説明するものであり、この例ではバルーンとして収縮時内径 6 mm、肉厚 0.5 mm のものが作成されて使用された。バルーンにはその膨張用として水が注入された。ラテックスでは 700 % の伸び、75 ml の注入容量でそれらを限界値として破損し、S E B S では約 830 % の伸びで約 130 ml の注入容量でそれらを限界値として破損し、シリコンでは 700 % の伸びで約 120 ml の注入容量でそれらを限界値として破損した。このことから明らかなように、バルーンの伸びの限界値はそれぞれの素材の伸びの限界値とほぼ一致している。

20

【0009】

本発明は高柔軟性、高弾性を持ち、高拡張径のバルーンカテーテルを提供するものである。特にカテーテルを血管内に挿入して、そのカテーテルに装着したバルーンを血管内の所定部位に位置決めして留置する際のバルーンの移動時に、非膨張バルーンが血管を損傷してはならず、このためバルーンは高柔軟性であることが所望される。また、治療終了後に、バルーンを膨張解除してカテーテルを人体から引き抜く必要があり、その際にバルーンはほぼ非膨張時の状態まで復帰させる必要があり、このためバルーンは高弾性であることが所望される。更にカテーテル径はそれが血管内を容易に移動され得るように血管内壁径に関して可及的に小であることが望まれる。このためこのような小径のカテーテルに装着されるバルーンは高拡張性を備え、膨張時に確実に血流を閉止できなくてはならない。更にまた、付加的な条件としてはバルーンの材質がそれに接触する血液に血栓を生じさせるようなものであってはならない。血栓はまたバルーンによる血管内壁の損傷によっても生じる可能性がある。

30

【0010】

一般にバルーンは熱可塑性材料を溶融 賦形 冷却という物理変化で成形する。図 7 (1) ~ (4) はそれぞれバルーンを押出成形、金型での溶融成形、射出成形、溶液による浸漬成形の高分子の伸び模型を示している。図中の記号は高分子鎖の持つ伸び率をバネの断面モデルとして模式的に表現したものである。

40

(1) は押出成形の場合である。押出方向に材料が配向した状態で流れ、固化するために、長さ方向に分子鎖が伸びる。このため、図に示すようにほぼ長さ方向のバネの伸張方向の伸び率が抑制される。

(2) は溶融させた材料を金型で成形するため、全体的に均質化した分子構造となり、一般的に方向性がなく、均等な伸びを得ることができる。

(3) の射出成形で製造したバルーンは溶融した材料がキャビティを通して金型に入るため、流れに添った高分子鎖の偏りが生じ、伸びに高度な方向性が表れる。この図に示すように、各方向のバネは伸張状態を呈しており、この方向の伸び率は抑制される。

50

(4) の溶液による浸漬成形はポリマーを溶剤に溶かし、金型表面に被覆し溶剤を取り除くため、更に均質な伸び特性が得られる。

【0011】

【発明を実施するための最良の形態】

図8には本発明により高拡張性を得たバルーンを得る一実施例が示されている。この実施例によれば所望のチューブ外径サイズに設計したカテーテルに以下に詳細に述べるようにバルーンを長さ方向に延伸した状態で装着する。その際に、最初にカテーテルバルーンの製品完成時の構造を決め、次いでバルーンの取り付け時の延伸比を決定する。 L_2 を延伸前バルーン長、 L_1 を延伸後バルーン長、 d_1 を延伸前バルーン内径、 d_2 を延伸前バルーン外径、 d_3 を延伸後バルーン内径、 d_4 を延伸後バルーン外径とすると、延伸比

は L_2 / L_1 で表され、延伸前バルーン内径 d_1 は延伸比の逆数の平方根と延伸後のバルーン内径 d_3 の積として、また延伸前バルーン外径 d_2 は延伸比の逆数の平方根と延伸後のバルーン外径 d_4 の積として表され得る。以上は、バルクバルーン（延伸前のバルーン）の設計式を与える。これはバルーンの設計において、最初にカテーテルのサイズ（カテーテルチューブの外径）が考慮される必要があることを考えれば、極めて効果的である。

【0012】

図9(1)はバルーンを延伸なくカテーテルチューブに装着する通常の取り付け方法を示す。6フレンチのカテーテルチューブ（外径2mm）にバルーン外径2.8mm、バルーン内径2mm、従って肉厚0.4mmの20mm長のSEBS系バルーンが取り付けられた実施例である。図9(2)は同一材料のバルクバルーンを延伸倍率が200%、すなわちバルーンの元の長さを除き2倍の長さ $L_1 = 60\text{ mm}$ に延伸する場合のバルーン装着の例である。このようなバルクバルーンの設計にあっては、最初にバルーンを装着すべきカテーテルチューブの外径を決定する必要がある。この値はバルーン延伸後の内径 d_3 に実質的に等しくなることができる。次いで、バルーン取付長を設定する。この例において、その長 L_2 は20mmである。このため、延伸比 $= L_2 / L_1$ は1/3になる。従つて、前記設計式を適用して、この例の場合において、延伸前バルーン内径 d_1 は、3.46mmの計算値となる。延伸前バルーン外径は、延伸後にバルーンの肉厚が非延伸時に等しい0.4mmになるものとしあつその外径が2.8mmとなるものと設定すれば、4.85mmの計算値を得ることができる。

【0013】

図10はこのようにして設計して得たSEBS系のバルクバルーンを延伸倍率0（非延伸すなわち20mm）、30（26mmに延伸）、100（40mmに延伸）、200（60mmに延伸）、300（80mmに延伸）、350（90mmに延伸）、400（100mmに延伸）、500（120mmに延伸）%の場合に応じて前記の例のカテーテルチューブ（6フレンチ）に装着して膨張時最大径（mm）およびバルーン伸び率（%）を実測した表である。

【0014】

図11は本発明によるバルーンがなぜこのような高拡張性の特性を呈するかの1つの可能な理論的解明を与える図を示す。図11で上の図は延伸前のバルクバルーンの高分子鎖構造の模式図であり、鎖状の記号は高分子の断面の模式図として引張バネを示したものである。延伸することにより長さ方向の高分子鎖は図6の下の図のように伸びるが径方向つまり放射方向については伸びが加わらず、延伸後でもバルクバルーンの径方向の伸び特性は維持されていると考えられる。このため、バルクバルーンの径を、それが装着されるべきカテーテルチューブの径に関してより大きく作成し、これを延伸して取り付けると、バルクバルーンの本来の広張径付近まで拡径が可能となる。

【0015】

以上のものは SEBS系のバルーン素材であるが、本発明は他の素材についてもそれを適用可能である。図12は一例としてシリコン樹脂およびラテックスバルーンについて、それぞれ延伸倍率0、100、300、500%での伸び特性の実測値を示す。

10

20

30

40

50

【0016】

図13は上で述べたバルクバルーンをカテーテルチューブへ装着することを容易にするためのバルクバルーン成形例を示す。図で上の延伸前バルクバルーンは傾斜部S1およびS2を備えており、これら傾斜部はバルーンを延伸してカテーテル(図示せず)に装着後にカテーテルチューブと実質的に密着し、カテーテルへのバルーンの接着部を形成する。

【0017】

また、本発明によれば、主に柔軟性および血栓の観点からスチレン系SBS、SIS、SEBS、SEPS熱可塑性エラストマー材料のうちから選択された材料の溶融液あるいは溶液に所定径の金型を複数回浸漬することによって上記バルーンを形成することを特徴とするバルーンカテーテルの製造方法が提供される。

10

【0018】

図1は本発明によるバルーンカテーテルのバルーンを製造する第1の実施例を示す。図で10は治具12により支持されている複数の例えばステンレス製の金型である。金型10は図2にも示すように、バルーン形成部14を有している。12は図示しない上昇・下降メカニズムに結合されており、複数の金型10を同時に上昇または下降させる。金型の下降位置において、そのバルーン形成部14は溶融液槽16内のバルーン材料溶融液18に浸漬される。溶融液槽16は上コンパートメント20および下コンパートメント22からなるハウジング24の下コンパートメント22に収容されている。26および28はそれぞれ上および下コンパートメントに例えば窒素等のガスを供給するチューブあるいはパイプを示す。このガスは上コンパートメント20においては上昇された金型のバルーン形成部のバルーン材料を冷却し、下コンパートメント22においては溶融液槽16内のバルーン材料溶融液18の酸化防止として働く。

20

【0019】

バルーン材料溶融液は次に述べるバルーン材料が150度から250度の間の選択された温度で溶融されている。このバルーン材料は熱可塑性エラストマー材料、特にスチレン系の熱可塑性エラストマーの中で、スチレン・ブタジエン・スチレン(SBS)、スチレン・ポリイソプレン・スチレン(SIS)、スチレン・ポリエチレン/ポリブチレン・スチレン(SEBS)、スチレン・ポリエチレン/プロピレン・スチレン(SEPS)構造を有するスチレン系熱可塑性エラストマー材料から選択される。更に、これらの材料のうち引っ張り破断伸度がほぼ800%からほぼ1000%のものが選ばれる。

30

【0020】

これら材料は種々市販されている。特に、アロン化成のSBS系およびSEBS系の「エラストマーAR」、日本合成ゴムのSBS系の「JSR TR」、日本合成ゴムのSIS系の「JSR SIS」、クラレのSIS系の「ハイブラー」、シェルのSEBS系の「Kraton G」、三菱油化のSEBS系の「ラバロン」、クラレのSEPS系の「セプトン」は本発明のカテーテルのバルーンの上記要件を満足すると共に、この材料で製造したバルーンは血管内で血液との接触による血栓を生じさせない。

【0021】

また、上記材料で製造したバルーンはそれ自体極めて柔らかく、非膨張時に、特に細い動脈でのカテーテルの進行時に血管内壁を損傷させることは殆どない。

40

【0022】

図1において、金型10のバルーン形成部分14は材料溶融液18に所定時間だけ浸漬され、その後引き上げられて乾燥され、再度浸漬されて乾燥され、このサイクルが所定数反復される。このような過程を経て、例えば、カテーテル外径5および8フレンチ(FC)(それぞれ1.6mm、2.7mm)のバルーンでは、厚みがそれぞれ、約0.1mm、約0.14mm、また12フレンチ(3.9mm)カテーテルでは0.31mm厚のバルーンが形成され、これは抗がん剤灌流システムの血流閉塞用のカテーテルのバルーンとして特に好ましいと判明された。

【0023】

50

図2は金型10のバルーン形成部14の拡大図である。複数回の浸漬、乾燥のサイクルの結果、バルーン形成部の表面に形成された長尺のバルーン材料は位置30で切断され、それぞれ抜き外されて、1つの金型10から複数のバルーン部が得られる。図2において、形成されたバルーン部はカテーテルと結合される両端部に比べて中央部の径がやや大きい形状をなしている。これは大きな膨張径に対処するように配慮したもので、膨張径に拘らなければ、バルーン形成部14の外形は円筒状であってもよい。

【0024】

図3はバルーン製造装置の第2の実施例を示す。図1の実施例と同様にそれぞれバルーン形成部14を備えた複数の金型10が支持装置即ち治具12により上昇および下降可能に支持されている。その下降位置において、バルーン形成部14は上記のスチレン系熱可塑性エラストマー材料をシンナー系、トリオール系、トルエン系あるいはベンゼン系等の有機溶剤で溶かした溶液槽32の溶液36内に浸漬し、所定時間の後に上昇位置まで引き上げて例えば熱風38により乾燥させ、再度浸漬、乾燥のサイクルを行う。このようなサイクルを繰り返して例えば、上記の厚みのバルーン部が得られるようにする。10

【0025】

図4はこのようにして製造されたバルーン40を先端付近に有するカテーテル42を例えれば大腿動脈から大動脈41を介して肝動脈43内の所定位置まで挿入し、その後血流閉塞のためバルーンを膨張させた状態を示している。バルーン40はその両端部44, 46でカテーテル(カテーテルチューブ)42の外周に固着され、膨張時に膨張空洞48が形成される。この目的のため、カテーテルの内部をカテーテルに沿って延びる膨張流体通路(図示せず)の膨張流体開口50が設けられている。上記材料で形成され、上記フレンチ数のカテーテルに固着された上記厚みのバルーンはほぼ1.5倍のカテーテル外径長まで膨張可能である。従って、ほぼ数倍程度の膨張外径長で用いる限りほぼ現状通りに縮小可能である。20

【0026】

通常、カテーテルを血管内に挿入する場合、シース(外筒)と内筒と必要に応じてガイドワイヤよりなるカテーテルイントロデューサが血管に挿入され、その後血管内の所定位置まで挿入されたら内筒が引き抜かれカテーテルがシース内に挿入され、ガイドワイヤの案内の下に血管内の目的部に向かって挿入される。図5はカテーテル42をシース50の挿入部52から挿入する状態を示す。挿入部52は図6にも示すようにシースの内部に空気が入らないように通常ゴム質のシール膜部材54が取り付けられている。シール膜部材54には裂け目56が予め設けられており、その中心58からカテーテル先端を通すことでシール状態を維持したままカテーテルをシース内部に挿入できるようになっている。このような構成の下では従来のバルーンカテーテルは支障なく使用することができる。しかしながら、本発明のカテーテルではそのバルーン40が血管内壁を損傷させないように軟質で薄い材料が使用されているため、カテーテルのバルーン部がシール膜部材を通過する際にバルーン40そのものが損傷を受ける可能性がある。それを防止するために、本発明においては、図5に示されるように、カテーテルのバルーン保護チューブ60によって覆われている。図に示されるこの状態でカテーテルをシース内に挿入し、バルーン部がシール膜部材を通過後に保護チューブ60はカテーテルの後方の邪魔にならない位置まで軸方向に移動されるか、あるいはバルーンの後方のカテーテル(チューブ)部分で膜部材54によるシールが維持される状態まで移動された後に取り外される。この後者の目的のため、保護チューブ60にはチューブの長さ方向に沿って延び、切り裂きを容易にする切れ目62を摘んで2つに切り裂くための部分64とが設けられている。この保護チューブの要件としては、シース内部の気密性を保持することとカテーテルに関して軸方向に後方に移動させる際にチューブそれ自体によってバルーン40に損傷を与えないことである。3040

【0027】

気密性に関して、チューブ60の先端は図のようにバルーンのカテーテル結合部と気密状態で密接させる。保護チューブをカテーテルに関して後方に軸方向に移動させ、カテーテルのバルーン部の後方位置でカテーテルと膜部材54とのシール係合が得られるまでに50

チューブ 60 内部の気密性を維持する必要があり、このため例えばチューブ後部にシール膜部材 54 と同様の部材（図示せず）を設けるようにしてもよい。

【0028】

チューブをカテーテルに関して後方に移動させる際のチューブによるバルーンへの損傷の問題については、チューブ 60 の先端部の形状を図のように僅かにテープ状に絞りかつ先端開口部の大きさを選定しその開口端内面を滑らかにすることによって解決できる。この構成はシール膜部材への機密状態での挿入を容易にする。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明に係わるバルーンカテーテルのバルーンの製造装置の第 1 の実施例の概略構成図である。10

【図 2】 図 1 の装置で使用する金型のバルーン形成部の部分側面図である。

【図 3】 本発明に係わるバルーンカテーテルのバルーンの製造装置の第 2 の実施例の概略構成図である。

【図 4】 本発明に係わるバルーンカテーテルを肝動脈に挿入し、そのバルーンを血流閉塞のために膨張させた状態を示す図である。

【図 5】 本発明のバルーンカテーテルと共に用いられるバルーン保護チューブをシースおよびバルーンカテーテルとの関連で示す概略図である。

【図 6】 本発明のバルーンカテーテルが挿入されるシースの挿入端を示す正面図である。。

【図 7】 (1) から (4) は本発明の理解を示すために使用するバルーンの押出成形、20
金型での溶融成形、射出成形、および溶液による浸漬の高分子の伸び模型を示す。

【図 8】 本発明の高拡張径を備えたバルを得る一実施例を示す。

【図 9】 (1) および (2) はそれぞれバルーンをカテーテルへ取り付ける際の従来の取り付け方法および本発明の取り付け方法を示す。

【図 10】 本発明の原理に従った S E B S 系のバルクバルーンの延伸倍率の表である。

【図 11】 本発明の原理の理論的解明の 1 つを与えるモデルを示す図である。

【図 12】 本発明の原理が S E B S 系以外の材料にも適用できる実測値の表である。

【図 13】 本発明のバルクバルーンの延伸前の基本的構成を示す説明図である。

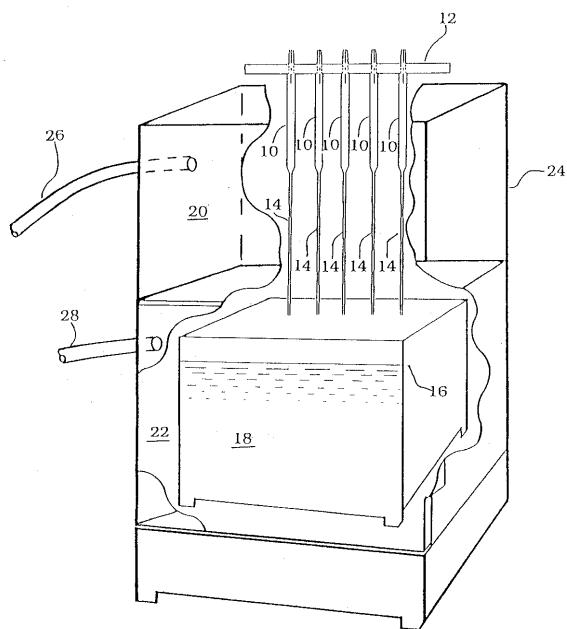
【符号の説明】

40 バルーン30

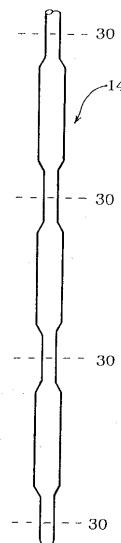
42 カテーテル

60 バルーン保護チューブ

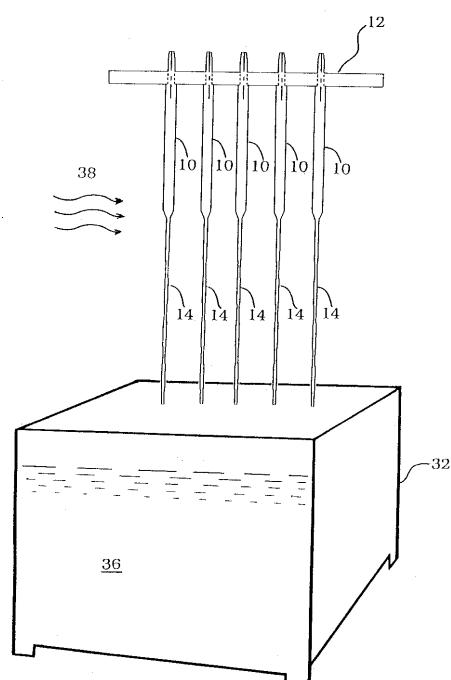
【図1】



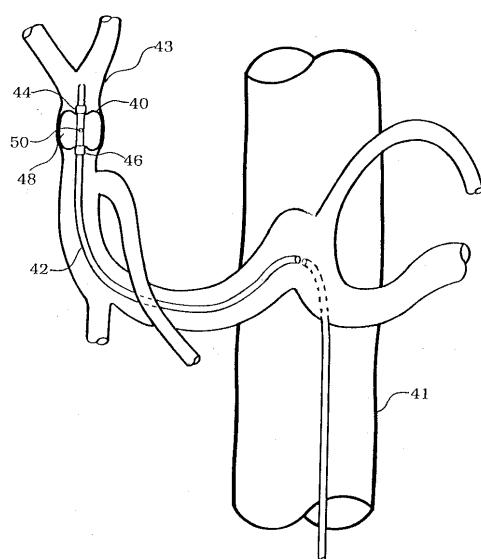
【図2】



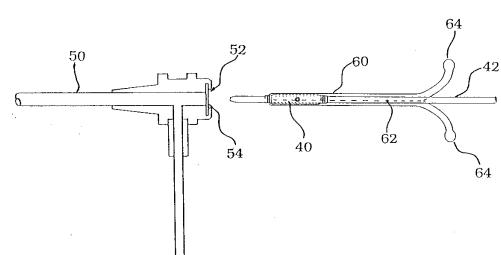
【図3】



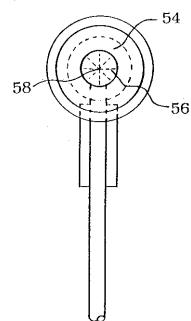
【図4】



【図5】

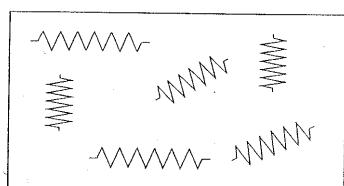


【図 6】



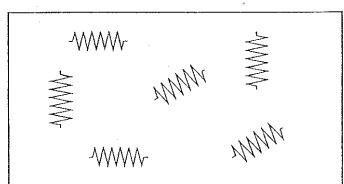
【図 7 (1)】

押出成形



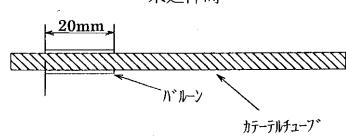
【図 7 (2)】

金型での溶融成形

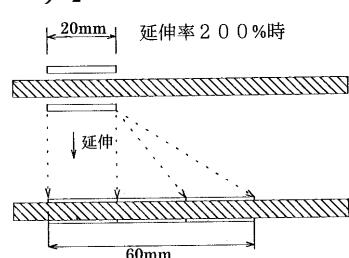


【図 9 (1)】

未延伸時



【図 9 (2)】

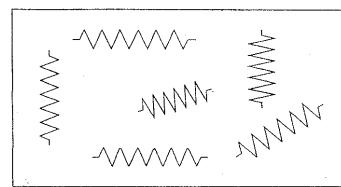


【図 10】

延伸率 %	0	30	100	200	300	350	400	500
バルーン外径 mm	2.80	3.20	4.00	4.85	5.60	5.95	6.25	6.85
バルーン内径 mm	2.00	2.30	2.85	3.45	4.00	4.25	4.50	4.90
肉厚 mm	0.40	0.45	0.58	0.70	0.80	0.85	0.88	0.98
SEBS バルーンの拡張時最大径 mm	26	30	37	45	52	56	58	64
バルーン伸び率 (%)	834	971	1221	1507	1757	1900	1971	2185

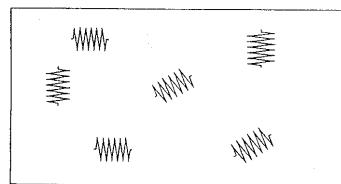
【図 7 (3)】

射出成形

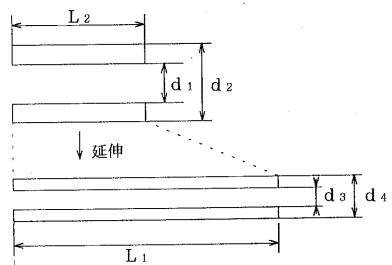


【図 7 (4)】

溶液によるディップ成形



【図 8】

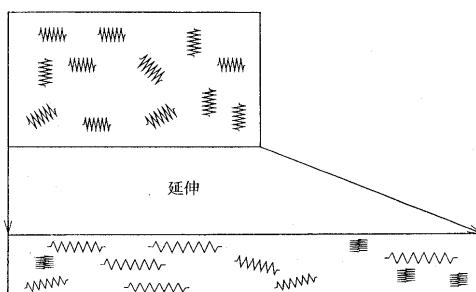


【図 12】

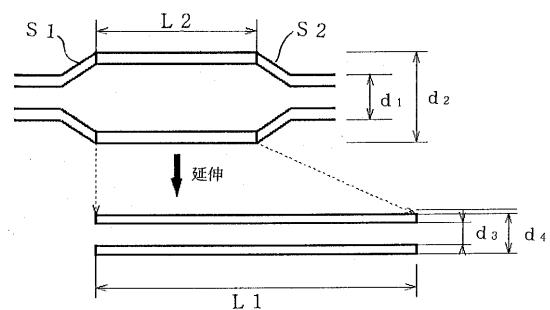
シリコン、ラテックスバルーンの構造と製品化後の拡張径

延伸率	0	100	300	500
バルーン外径 mm	2.80	4.00	5.60	6.85
バルーン内径 mm	2.00	2.85	4.00	4.90
肉厚 mm	0.40	0.58	0.80	0.98
シリコンバルーンの拡張時最大径 mm	22	32	44	54
シリコンバルーン伸び率 %	689	1043	1471	1829
ラテックスバルーンの拡張時最大径 mm	19	28	40	50
シリコンバルーン伸び率 %	579	900	1328	1686

【図 11】



【図 1 3】



フロントページの続き

(56)参考文献 実公平 01 - 019962 (JP, Y2)
特開平 10 - 015055 (JP, A)
特開平 07 - 096530 (JP, A)
特開昭 53 - 069488 (JP, A)
特開平 05 - 305146 (JP, A)
特開平 05 - 168694 (JP, A)
実開昭 53 - 135485 (JP, U)
実公昭 49 - 006849 (JP, Y1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61L 15/00~33/00

A61M 23/00~37/00