

原 著

PAC (pulmonary artery catheter) の
物理的な特性と使いやすさとの関係鈴木利保* 杵淵嘉夫* 竹山和秀*
山崎陽之介* 山本道雄*

要 旨

8社、10種類のスワングアンツカテーテルを対象に、線膨張率、ヤング率 (E) および曲げの剛性 (EI) を測定し、カテーテルの使いやすさ、留置したときの安定性との関係を検討した。カテーテルは断面構造によって、(1)円形のルーメンが肉厚な外套に埋め込まれた構造 (Spectramed, B. Braun, Goodtec), (2)肉薄の外套内を十字ないしX字形の隔壁で分割したルーメンを持つ構造 (Edwards, Terumo, USVP) に分けることができる。前者の線膨張率は後者に比べて1.5~数倍低く、温度変化に対して安定である。ルーメンの非対称構造に由来する硬さの方向依存性を曲げの剛性変化率を用いて表すと、前者は1.1~1.2、後者は1.3~1.5となり、前者は方向による曲げむらが小さく、操作性と安定性に優れる。カテーテルを材質によって、(1)ポリウレタン (B. Braun, Goodtec), (2)ポリ塩化ビニールに分類すると、前者のヤング率は後者に比べて1.4~1.7倍大きい。しかし、この差は使用上で認識されることはなく、材質の特性に応じて使い分けるべきである。

はじめに

心拍出量や酸素飽和度の測定や薬液注入目的で、異なったタイプの PAC (pulmonary artery catheter) を使用すると操作性や留置した際の先端の先進の程度、導出した圧波形に微妙な差異があることに気付く。PAC の材質、長さ、太さ、ルーメンの構造、バルーンの形状等の差異がこれ

らに関与していることは明らかなので、8社10種類の PAC の硬さを比較し操作性との関連を検討した。

1. 方 法

10種の PAC の規格を表1に示す。カテーテルの太さは Abbott p7110 が 7.5 Fr, Terumo S6111 が 6 Fr である他は 7 Fr で、有効長は総て 110 cm である。材質は Goodtec T-147, B. Braun 407 がポリウレタン (PU) である他はポリ塩化ビニール (PVC) である。図1に PAC の断面を示す。1は Terumo S7111, S6111 の断面を示す。外套が肉薄で各ルーメンはX字形の薄い隔壁で分割されている。2は Edwards 93A-131-7F を示す。外套は1と同じで、各ルーメンは十字形の薄い隔壁で分割されている。3は Spectramed SP5107M を示す。B. Braun 407, 407-1, Goodtec T-147, Arrow AH-05100 もこのタイプに属し、円形のルーメンが肉厚な外套に埋め込まれた構造を有している。4は Abbott p7110 を示し、5つのルーメンを持ち、酸素飽和度測定用の光ファイバーが封入されている。USVP TD407H は2と3の混合型で、十字形の隔壁を持つがルーメンの形状はコーナー部分が埋められてやや円に近い。

(1) 長さの温度変化 (線膨張率)

湯浴槽に生食を満たし、25°C から 37°C まで温度変化させたときの PAC の長さ (L) の変化分 (ΔL) をスチールスケール (分解能 0.5 mm, 伸和) およびノギス (分解能 0.1 mm, 三豊) で測定する。

線膨張率 α を

*東海大学医学部麻酔科

表 1

	材質	ルーメン 数	形状	太さ Fr	長さ cm	α	E		EI (25°C)			EI (37°C)		
							25°C	37°C	A	B	A/B	A	B	A/B
Spectramed sp 5107m	pvc	4	3	7	110	5.1	119	110	75	65	1.15	64	58	1.1
BBraun 407-1	pvc	4	3	7	110	2.5	136	122	78	65	1.2	65	52	1.25
BBraun 407	pu	4	3	7	110	5.1	221	203	136	124	1.1	118	108	1.09
Goodtec t-147	pu	4	3	7	110	7.2	239	216	137	127	1.08	131	121	1.08
Arrow ah-05150-hc	pvc	4	3	7	110	21.0	140	120	70	58	1.21	58	49	1.18
Edwards 93a-131-7f	pvc	4	2	7	110	28.1	140	110	65	46	1.5	49	33	1.48
Terumo s7111	pvc	4	1	7	110	10.8	143	110	69	49	1.41	56	38	1.47
Terumo s6111	pvc	4	1	6	110	15.5	166	118	39	26	1.5	29	20	1.45
USVP td407h-e	pvc	4	2	7	110	17.2	148	120	77	58	1.33	59	43	1.37
Abbott p7110-eh	pvc	5	4	7.5	110	15.5	198	165	39	29	1.34	33	25	1.32

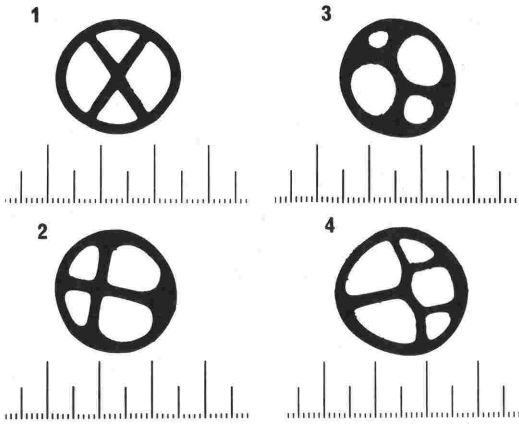


図 1

$$\alpha = \Delta L / L / \Delta T$$

と定義する¹⁾。ΔT は温度変化である。線膨張率 α の単位は °C⁻¹ となり、結果は線膨張率に換算して評価する。

(2) 硬さ(長さ方向)と温度変化(ヤング率)

引張試験機 (SV3, 今田) を用い、PAC に 500 g まで負荷 (F) をかけたときの長さ (L) の変化分 (ΔL) を測定する。温度は 25°C と 37°C とした。

材質の硬さを表わすヤング率 E を

$$\Delta L / L = (1/E) (F/S),$$

$$E = (F/S) / (\Delta L / L)$$

と定義する¹⁾。S は PAC の断面積を表わす。ヤング率の単位は N/m² とし、結果はヤング率に換算して評価する。

(3) 硬さ(断面方向)と温度変化(曲げの剛性)

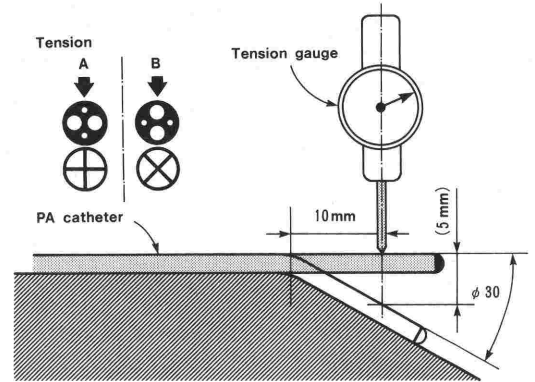


図 2

図 2 に示す方法で PAC を水平から 30 度曲げたときの荷重の大きさをテンションゲージ (分離能 1g, アイコー) で測定する。温度は 25°C と 37°C とした。PAC は図 1 に示すようにルーメンの配置が対称ではないので、先端圧ルーメンの中央部方向と 90 度ないし 45 度回転した隔壁方向もしくは側壁ルーメン方向について測定する。

支点から距離 L の点に荷重 F をかけたときの PAC の撓み量 y は次の式で表される¹⁻⁴⁾。

$$y = F \cdot L^3 / (3 \cdot EI), \quad EI = F \cdot L^3 / (3 \cdot y)$$

ここで EI は曲げの剛性と呼ばれ、断面構造に由来する曲げのモーメント I と材料の弾性を表すヤング率 E の積で表される。EI が大きいほど、撓みにくく、堅いと表現される。単位は N・m² となる。結果は EI に換算して評価する。

2. 結 果

各試験結果を表1に示す。ルーメンの形状は図1の1～4に対応する。曲げの剛性 EI は隔壁方向もしくは側壁ルーメン方向の値を A, 先端圧ルーメンの中央部方向の値を B としてある。A/B は両者の比を示し、曲げの方向依存性を表わす。

(1) 線膨張率

表に示すように、Arrow を除いた図1の3に属する4種の PAC (Spectramed, B. Braun, Goodtec) の線膨張率は1と2に属する他の4種の PAC (Edwards, Terumo, USVP) の線膨張率より低く、温度変化に対して伸びにくい。断面の構造に由来する結果と考えられる。また、両群とも PAC 間のばらつきが大きい。材料としてのポリ塩化ビニールとポリウレタンの線膨張率はそれぞれ $7\sim 25 (\times 10^{-5} \text{C}^{-1})$ 、および $10\sim 20 (\times 10^{-5} \text{C}^{-1})$ とされており¹⁰⁾、材料の特性が反映していると思われる。

Arrow と Edwards の線膨張率は他の PAC より大きい。材料の線膨張率のばらつきか、ヘパリンコーティングを含めた成形工程の影響と思われる。

(2) ヤング率と温度変化

表に示すように、ポリウレタンを用いた PAC (B. Braun, Goodtec) のヤング率はポリ塩化ビニールを用いた他の PAC より1.5倍程度大きく、引っ張りに対して硬い。ポリウレタンの材料上の特性を反映していると考えられる。光ファイバが封入されている5ルーメンの PAC (Abbott) のヤング率は他の PAC に比べてやや大きい。複合材料であることや複雑な構造であることによると思われる。材料の違いを除外すると PAC 間のヤング率の差は認められない。温度の上昇によって全ての PAC のヤング率は低下した(柔らかくなった)。

(3) 曲げの剛性と温度変化

EI 値は断面構造と材質に依存する。前項同様、材質がポリウレタン (B. Braun, Goodtec) の EI 値はポリ塩化ビニールを用いた他の PAC より大きい。また、その差は2～4倍程度となり、前項(2)のヤング率の差より大きくなっている。EI 値には断面構造の要素が影響するからである。また、

図1の3に属する4種の PAC の EI 値は1または2に属する他の3種の PAC よりも大きい。前者は曲げに対する抵抗が大きいといえる。Arrow の EI 値は両群の中間にある。また、荷重方向による EI 値の変化率は前者が1.1～1.2程度、後者が1.3～1.5程度となり、前者は後者より曲げの方向に対する抵抗むらが少ない。断面構造上の材料の実質分布がより均一であるためと考えられる。Arrow は1.2程度で、構造上も前者に属する。これらの傾向は温度変化によっても変わらず、全ての PAC の EI 値は温度の上昇によって低下した。

3. 考 察

物理的なデータを用いて PAC の使いやすさを表現することは難しい。慣れや好みといった主観的な要素を無視できないからである。しかしながら、挿入の際の操作性や留置した際のカテ先の安定性や抗血栓性についてはカテーテルの硬さや伸びやすさ、あるいは材質によってある程度までは表現することができる。

長さ方向への伸びやすさを表す線膨張率は PAC を留置したときの安定性に関与する量と考えられる。日常の臨床では、留置中のカテーテルが先進する現象をしばしば経験する。数 cm におよぶ移動も観測され²⁾、このためのいくつかの合併症も報告されている³⁻⁶⁾。カテーテルの先進は、主として留置中の撓み量の変化によると推測される。撓み量の変化は血流と拍動による影響が最も大きいと思われ、先進はある程度までは不可避と考えている。もし、PAC が血管に沿って安定に留置されたとすると、長さ方向の伸びは撓み量を増すか、カテーテルを先進させるはずである。撓み量が増加した場合も、血流や拍動によって元に復元するとき、先端方向に長さを伸ばし、結果として先端が先進するはずである。この意味で、先進の主たる原因ではないが線膨張率の小さい方がより安定であると言えよう²⁾。実測した PAC の線膨張率は $2.5\sim 28.1 (\times 10^{-5} \text{C}^{-1})$ の範囲に広くばらついているが、円型のルーメンを持つ PAC の線膨張率は扇型のルーメンを持つ PAC の1/4～1/2程度の大きさであり、より留置に適しているといえる。

一般的に、硬い PAC は柔らかい PAC に比べて、挿入しやすい、トルク(回転)コントロール

が容易である, 弁の動きを感じやすい, 先端が先進しにくい, 損傷を起こしやすい, 不整脈を起こしやすい等とされている. 実測した PAC のヤング率は $119\sim 240$ ($\times 10^{-6} \text{N/m}^2$) の範囲に分布しており, この程度の範囲が PAC の硬さとして広く受け入れられていると考えるべきであろう. 硬い PAC の操作性を重視するなら材質としてポリウレタン製を選択すればよい. 表に示したように, ポリウレタンを用いた PAC はポリ塩化ビニールに比べてヤング率が $1.4\sim 1.7$ 倍大きい. この傾向は硬膜外カテーテルが中心静脈カテーテルの硬さに関する報告⁷⁻⁹⁾ や製品規格¹⁰⁾ とも合致する. 我々の経験では, 両者の間に不整脈発生の頻度差は無く, ポリウレタンの硬さは許容できる範囲であると考えている. また, ポリウレタンは抗血栓性に優れた PAC 材料とされており^{11,12)}, 留置する場合には有利な条件となる.

PAC の使いやすさは曲げ荷重の方向依存性によっても影響される. 多ルーメンの場合, ルーメンの配置によって曲げやすい方向とそうでない方向が生まれるからである. 構造を考慮した曲げやすさは曲げの剛性 EI で表わし, その方向依存性は2つの方向の EI の比で表せばよい. 対象とした PAC は光ファイバを持つ5ルーメンの PAC を除いて, 断面構造によって2つのタイプに分けることができる. 円型のルーメンを持つ5種 (Spectramed, B. Braun, Goodtec, Arrow) と扇型ルーメンを持つ4種 (Edwards, Terumo, USVP) の PAC である. 2つのタイプを図3のように簡略化し, それぞれモーメント I を計算すると以下のとおりである (I の計算法については付録を参照). 前者の円型のルーメンモデルにおいて, 側壁ルーメン方向と先端圧ルーメンの中央部方向とのモーメントをそれぞれ I_A, I_B とすると

$$I_A = 4.1 \times 10^{-2} D^4, I_B = 3.7 \times 10^{-2} D^4$$

となる. D は PAC の外径である. 両者の比は $I_A/I_B = 1.1$ である. このタイプの PAC は方向によって1.1倍程度の曲げ抵抗の差があるとしてよい. 次に, 扇型のルーメンモデルにおいて, 隔壁方向と先端圧ルーメンの中央部方向とのモーメントをそれぞれ I_A, I_B とすると

$$I_A = 2.7 \times 10^{-2} D^4, I_B = 1.7 \times 10^{-2} D^4$$

となる. 両者の比は $I_A/I_B = 1.6$ である. つまり, このタイプの PAC は方向によって1.6倍程度の曲げ抵抗の差がある. 前節(2)と(3)の結果からそれぞれのモーメントを求めると, 前者は $I_A/I_B = 1.09\sim 1.2$, 後者は $I_A/I_B = 1.3\sim 1.6$ となり, 計算値を概ね合致している. つまり円型のルーメンを持つ PAC は扇型のルーメンを持つ PAC に比べて, 曲げ荷重に対する方向依存性が小さいことを示しており, どの方向にも均一に曲がりやすい. これは, 円型のルーメンを持つ PAC が挿入時の操作性や血流への乗り具合, 留置した場合の安定性に優ることを示している.

また, 先端圧ルーメンの断面積を図1から求めると, 円型のルーメンの場合が $0.59\sim 0.62 \text{mm}^2$, 扇型のルーメンの場合は $0.77\sim 0.80 \text{mm}^2$ となり, およそ後者が1.3倍程度大きい. しかしながら, 圧導出のための周波数特性は断面積の小さい前者のタイプが $1.3\sim 1.5$ 程度優れており¹³⁾, 周波数特性からみた有効断面積はむしろ前者のタイプが大きい. 扇型のルーメンは3つのコーナーの部分が死腔化し, 有効に機能しないためである. この点でも円型のルーメン構造が優れているといえよう. 同じ観点から, 図1の4に示した5ルーメンの構造も薦められない. やはり, 円型のルーメンを均一に配置しながら多ルーメン化を図るべきである.

文 献

- 1) 吉識雅夫, 金沢 武: 材料力学. 養賢堂, 1979.
- 2) 鈴木利保, 杵淵嘉夫, 三浦正明, 他: Swan-Ganz カテーテルの挿入の長さおよび留置したカテーテル先端の移動. 循環制御 11: 485-488, 1990.
- 3) Chun, G. M. H., Ellestad, M. H.: Perforation of the pulmonaly artery by a Swan-Ganz catheter. N Engl J Med 284:1041-1042, 1971.
- 4) Golden, M. S., Pinder, T., Anderson, W. T. et al.: Fetal pulmonaly hemorrhage complicating use of a flow-directed balloon-tipped catheter in a pa-

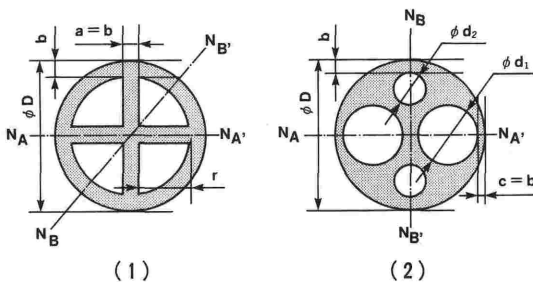


図 3

- tient receiving anticoagulant therapy. Am J cardi-
diol 32:865-867, 1973.
- 5) Foote, G. A., Schabel, S. I., Hodges, M.: Pulmonary complications of the flow-directed balloon-tipped catheter. N Engl J Med 290: 927-931, 1974.
 - 6) Barash, P. G., Nardi, D., Hammond, G. et al.: Catheter-induced pulmonary artery perforation. J Thorac Cardiovasc Surg 82:5-12, 1981.
 - 7) Stenqvist, O., Curelaru, I., Linder, L. E. et al.: Stiffness of central venous catheters. Acta Anaesthesiol Scand 27:153-157, 1983.
 - 8) Cervera, M., Dolz, M., Herraez, J. V. et al.: Evaluation of the elastic behavior of central venous PVC, polyurethane and silicone catheters. Phys Med Biol 34:177-183, 1989.
 - 9) 小林則之: 7種類の硬膜外カテーテルの比較検討. 麻酔 39: 335-341, 1990.
 - 10) 山口章三郎編: JIS プラスチック材料選択のポイント. 日本規格協会, 1987.
 - 11) 高分子学会編: 高分子材料便覧. コロナ社, 1973.
 - 12) 今西幸男: 医用高分子材料. 共立出版, 1986.
 - 13) 杵淵嘉夫, 鈴木利保, 竹山和秀, 他: PAC (pulmonary artery catheter) の周波数特性の限界. 循環制御 13: 89-95, 1992.

付 録

モーメント I の計算式

1. 扇型ルーメンを持つカテーテル

図 3(1)において, 隔壁方向から荷重を加えたときの, モーメントを I_A とすると,

$$I_A = I_D - 4I_1$$

$$I_D = 0.0491D^4 - I_1 = 0.055r^4 + 0.785r^2$$

$$(0.424r + 0.5b)^2$$

である. D は外円の直径, r は扇型の半径を表わし, b は隔壁の厚さである. 実測値から $b=1/12D$, $r=3/8D$ とおくと, $I_A=0.0269D^4$ となる.

同様に, ルーメン中央部方向から荷重を加えたときのモーメントを I_B とすると,

$$I_B = I_D - 2(I_2 + I_3)$$

$$I_2 = \{0.196r^4 + 0.285r^2(0.413r + 0.707b)\}^2$$

$$+ \{0.25r^4 + 0.5r^2(0.471r + 0.707b)\}^2$$

$$I_3 = 0.0713r^4$$

である. $b=1/12D$, $r=3/8D$ を代入すると, $I_B=0.0171D^4$ となる. したがって, $I_A/I_B=1.57$ である.

2. 円型ルーメンを持つカテーテル

図 3(2)において, 側壁ルーメンから荷重を加えたときの, モーメントを I_A とすると,

$$I_A = I_D - 2(I_1 + I_2)$$

$$I_1 = 0.0491d_2^4 + 0.785d_2^2\{0.5D - (b + 0.5d_2)\}^2$$

$$I_2 = 0.0491d_1^4$$

である. D は外円の直径, d_1 と d_2 はそれぞれ先端圧ルーメンと側壁ルーメン直径を表わし, b はルーメンと外円までの厚さである. 実測値から $b=1/10D$, $d_1=0.39D$, $d_2=0.2D$ とおくと, $I_A=0.410D^4$ となる.

同様に, 先端圧ルーメンの中央部方向から荷重を加えたときのモーメントを I_B とすると,

$$I_B = I_D - 2(I_3 + I_4)$$

$$I_3 = 0.0491d_2^4 + 0.785d_1^2\{0.5D - (b + 0.5d_1)\}^2$$

$$I_4 = 0.0491d_2^4$$

である. $b=1/10D$, $d_1=0.39D$, $d_2=0.2D$ を代入すると, $I_B=0.0366D^4$ となる. したがって, $I_A/I_B=1.12$ である.

なお, 計算式の詳細な誘導過程は省略した. また, 計算に便利なように円周率 π を含む項は総て数値を代入してある.

Physical properties of PACs (pulmonary artery catheters) and their relation to ease of use

Toshiyasu Suzuki, Yoshio Kinefuchi, Kazuhide Takeyama
Yonosuke Yamasaki and Michio Yamamoto

Department of Anesthesiology, School of Medicine, TOKAI University

Ten models of Swan-Ganz catheters from 8 manufacturers were measured for thermal expansion coefficient, Young's modulus and bending stiffness to study their relations to the ease of use and to the stability on indwelling. The catheters were divided into 2 groups by cross section structure: (1) circular lumen enveloped in a thick sheath (Spectramed, B. Braun, Goodtec), and (2) lumen partitioned with cross-shaped or X-letter shaped thin walls in a thin sheath (Edwards, Terumo, USVP). The former proved to have 1.5 to several times lower thermal expansion coefficients than the latter, being stable to changes in temperature. When the uneven stiffness on bending due to

asymmetrical structure of lumina is expressed as the ratio of bending stiffness measured at two different directions, the former were found to have a ratio of 1.1-1.2, and the latter, 1.3-1.5; the former proved to be more even in stiffness with the direction of bending, being more advantageous in manipulation and stability. When the tested catheters were classified by material to (1) polyurethane, and (2) polyvinyl chloride, the former were found to have 1.4-1.7 times greater Young's moduli than the latter. This difference is never recognized in their clinical use, so that the catheters should be used appropriately, depending on their material characteristics.