メッシュ型人工気管の力学特性[†]

野田澤 俊 介^{*} 中 村 達 雄^{**}
清 水 慶 彦^{**} 瀧 川 敏 算^{***}

Mechanical Properties of Mesh-Type Artificial Tracheas

by

Shunsuke NOTAZAWA^{*}, Tatsuo NAKAMURA^{**},
Yasuhiko SHIMIZU^{**} and Toshikazu TAKIGAWA^{***}

Many studies have been made to develop artificial tracheas with good biocompatibility and mechanical performance. We have designed a new type of mesh-type artificial tracheas. The basic frame of the specimens was composed of a mesh cylinder and stent attached to the outside of the cylinder. We have demonstrated from the mechanical tests that artificial tracheas with ring-type stents are stiffer than those with spiral-type stents. Artificial tracheas with arc-shaped shaped stents are half as stiff as artificial tracheas with whole ring stents. We have compared the mechanical properties of mesh-type artificial tracheas with nylon ring stents and those of canine tracheas, and have found the proper number of rings per unit length for the mesh-type artificial tracheas.

Key words : Artificial trachea, Canine trachea, Compression test, Mechanical property

1 緒 言

気管は気管軟骨によって形状を保持している。気管の骨格は気管の円周に沿って存在する軟骨切片の連なりで形成されており、吸気の際には気管の過度の狭窄を、呼気の際には気管の過度の膨張を防ぐ役割を果たしている。気管中の軟骨のない部分は主に平滑筋からなっており、気管膜様部と呼ばれている。

疾患や外傷で気管が損傷を受けたとき、人工物を用いて気管を再建しようとする試みは以前から行われてきた。1960年代後半にはシリコンチューブを用いた人工気管が考案された。¹⁾シリコンは化学的に安定で柔軟な素材であるという点で臨床的に有用であった。^{2)~4)}しかしながら、シリコンチューブの人工気管では内腔に線毛が再生しないため、内腔に痰などの異物が溜まり狭窄を起こしてしまうという問題点があった。最近、新しいタイプのメッシュ型人工気管が開発された。^{5)~7)}このメッシュ型人工気管は円筒状のメッシュにステントをらせん状に巻きつけることによって内腔を保持している。また、気密性を向上させるとともに結合組織・粘膜組織の進入を促すため、メッシュの両面をコラーゲンで被覆してある。この人工気管は、埋入後は生体組織に害を与えることなく体内に留まり、内腔には線毛を持つ粘膜が再生することが確認されている。

これまで生体の気管の力学特性に関する研究は数多くなされてきた。^{8)~19)}人工気管の力学特性は実用化の上で大変重要な要素であったが、上述のメッシュ型人工気管の物性についての実験・解析はほとんど行われていなかった。

た。^{20), 21)}メッシュ型人工気管は内外から受ける力に耐えるかたさを必要とするため、人工気管の形状を保持する役割を担うステントの変形特性を明らかにすることは非常に重要となる。本研究ではステントの材質、断面形状、巻き方などが異なるメッシュ型人工気管を作製し、側面圧縮試験を行った。各試料の力と相対たわみ量の関係を比較することによってステントがメッシュ型人工気管の力学特性に及ぼす影響を調べた。イヌの気管についても圧縮特性を調べ、メッシュ型人工気管と比較検討を行った。

2 実 験

2・1 試料

ポリプロピレン (PP) 製の Marlex[®]メッシュの円筒に、ナイロン (NY) (直径; 0.70mm) をらせん状に巻きつけた人工気管試料 (NY-s) と NY 糸のリングを連ねた人工気管試料 (NY-r) を作製した。NY-r については単位長さ当たりのリング数が異なる 3 種類の試料 (NY-ra, NY-rb, NY-rc) を作製した。NY-rc の写真を Fig. 1. に示す。PP 糸 (直径; 0.80mm) のリングを連ねた試料 (PP-r) も作製した。円筒状のメッシュに PP の板から切り出した長方形の切片 (断面の厚さ 1.0mm, 幅 3.0mm) をリング状に巻きつけた試料 (PP-R) と、生体の気管の形に倣って、円周の約 4 分の 3 にわたって PP の切片を巻きつけた試料 (PP-A) も作製した。ステントに PP を用いた試料はステントを円筒状のメッシュの外側に溶着した後、6-0 プロリン縫合糸 (直径; 0.070 ~ 0.099mm) を用いて補強した。ステントに NY を用いた試料はステントをメッ

[†] 原稿受理 平成 16 年 3 月 16 日 Received Mar. 16, 2004

^{*} 京都大学大学院工学研究科 〒285-8510 京都市西京区京都大学桂, Dept. of Mat. Chem., Kyoto Univ., Nishikyto-ku, Kyoto, 615-8510

^{**} 京都大学再生医科学研究科 〒606-8507 京都市左京区聖護院川原町, Inst. for Frontier Medical Sci., Kyoto Univ., Sakyo-ku, Kyoto, 606-8507

^{***} 正 会 員 京都大学大学院工学研究科 〒285-8510 京都市西京区京都大学桂, Dept. of Mat. Chem., Kyoto Univ., Nishikyto-ku, Kyoto, 615-8510

Fig. 1. Photograph of an artificial trachea of NY-rc. For notation, see text.

シュに接着剤で固定した後、6-0 プロリン縫合糸で補強した。人工気管試料のコード名、ステントに用いた材料、ステントの巻き方、ステントの単位長さ当たりのリング数を Table I に示した。

比較のためにイヌの気管も実験に用いた。この気管試料はビーグル犬（メス、10kg）から得られたものである。実験は気管摘出後 24 時間以内に行った。

2・2 側面圧縮試験

引張試験機（RTM250, オリエンテック）を用い、室温、空気中で 5mm/min の Cross-head speed で圧縮試験を行った。圧縮試験の模式図を Fig. 2 に示す。人工気管とイヌの気管それぞれについて力と相対たわみ量の関係を調べた。PP-A とイヌの気管では、ステントあるいは気管軟骨のない面が圧縮面と垂直になるような角度で圧縮した。この場合、試料の形状を円筒と仮定して解析を行った。

1 つのリングの側面に圧縮荷重をかけた場合の荷重と荷重方向の相対たわみ量（ひずみ； ϵ ）は式 (1) を満たすことが知られている。²²⁾

$$f \cong \frac{32\pi EI}{(\pi^2 - 8)d_0^2} \epsilon \quad (1)$$

ここで、 f は圧縮荷重、 d_0 は初期の試料の外径、 E はヤング率、 I はステントの軸方向に垂直な断面の断面 2 次モーメント、 ϵ はひずみ ($\epsilon = (d_0 - d)/d_0$) である。ただし、 d は変形下での試料の外径である。断面 2 次モーメント I は断面形状が円の場合（半径； r ）、 $I = \pi r^4/4$ 、長方形（曲げの中立軸と平行な辺の長さ、 a ；曲げの中立軸と垂直な辺の長さ、 b ）の場合、 $I = ab^3/12$ となることが知ら

Table I. Sample codes of artificial tracheas.

Code	Material for stent	Form of stent	Number of rings per unit length (mm)
NY-ra	Nylon thread	Ring	0.094
NY-rb			0.16
NY-rc			0.25
NY-s	Nylon thread	Spiral	
PP-r	Polypropyrene thread	Ring	
PP-R	Polypropyrene strip	Ring	
PP-A	Polypropyrene strip	Arc

Fig. 2. Schematic representation for the compression test. f is the force, l is the length of specimen, d is the outer diameter of specimen and d_0 is the initial value of d .

れている。人工気管試料および気管試料の外径は試料によって異なるため以下の式を用いて外径の補正を行った。

$$f_c = f \left(\frac{d_0}{d_{0,c}} \right)^2 \quad (2)$$

ここで、 f_c は外径の差を補正した後の圧縮荷重、 $d_{0,c}$ は補正後の外径である。

3 結果と考察

Fig. 3 にリングの数密度が異なる NY ステントの試料について側面圧縮試験を行った結果を示す。縦軸はリング 1 個あたりに換算した力 (f_{cn}) である。 $\varepsilon > 0.3$ の領域ではリングの数密度が最も小さい NY-ra の曲線が他の 2 本の曲線から外れているが、 $\varepsilon < 0.3$ の領域では 3 本の $f_{cn} - \varepsilon$ 曲線はほぼ一致している。微小変形領域においてメッシュ型人工気管のかたさはリング状のステントの数に比例して増加するといえる。

Fig. 4 に NY ステントのリングを連ねた試料 (NY-r) と、NY ステントをらせん状に巻きつけた試料 (NY-s) の力-ひずみ曲線を示す。これらの試料のステント間距離は共に 4mm である。らせん状のステントとリングを連ねたステントの変形特性を比較するため、 f_c を試料長 (l)

で除した換算力 ($f_c l^{-1}$) を縦軸にとっている。全ひずみ領域において NY-r は NY-s より大きな力を示している。らせん状のステントは円周方向に対して一定の角度で巻かれているため、らせん形状をリングと仮定したときにその外径は円周よりも大きくなる。外径の大きなリングは外径の小さなリングに比べて変形に必要な力が小さいため、 $f_c l^{-1} - \varepsilon$ 曲線では NY-s の方が NY-r よりも低いレベルを示したと考えられる。

Fig. 5 は PP の板から切り出した板状の切片をリングにして連ねた試料 (PP-R) と PP の切片を円周の 4 分の 3 にわたって巻きつけた試料 (PP-A) の力-ひずみ曲線の比較を行ったものである。縦軸は切片 1 個あたりに換算した力 (f_{cn}) である。全てのひずみ領域にわたって PP-R は PP-A の約 2 倍の力を示している。圧縮に対して PP-R は両側面にあるステントで形状を保持しているのに対して、PP-A は片側のステントのみで形状を保持している。このため PP-A は PP-R の約半分の大きさの力しか示していないと考えられる。

Fig. 6 に NY ステントのリングを連ねた試料 (NY-r) と PP ステントのリングを連ねた試料 (PP-r) について側面

Fig. 3. Plots of force per ring vs. strain for NY-r artificial tracheas.

Fig. 5. Plots of force per ring vs. strain for PP-R and PP-A artificial tracheas.

Fig. 4. Plots of force per length vs. strain for NY-r and NY-s artificial tracheas.

Fig. 6. Plots of force per ring reduced by Young's modulus and second moment of area vs. strain for NY-r and PP-r tracheas.

圧縮試験を行った結果を示す。ステントに用いた糸の材質と断面形状が異なるため、縦軸にはリング1個当たりにかかる力を糸の曲げ剛性（ヤング率と断面2次モーメントの積）で割った値 ($f_{cn} (EI)^{-1}$) を用いている。微小ひずみ領域においては2本の曲線はほぼ一致したが、ひずみが大きくなるに従ってNY-rの方が大きな力を示した。これはステントに用いた糸の一軸変形に対する応力-ひずみ挙動の違いに起因するものと考えられる。NYの糸とPPの糸の引張試験の結果をFig. 7に示す。縦軸は応力 (σ) である。ヤング率はNYの糸 ($2.1 \times 10^9 \text{Pa}$) の方がPPの糸 ($3.0 \times 10^9 \text{Pa}$) よりも小さな値を示したが、PPは $\varepsilon = 0.05$ 付近で降伏挙動を示し、それより大きなひずみ領域ではNYの糸の方がPPの糸よりも大きな応力を示す。

Fig. 8 はPPの糸をステントとして用いた試料 (PP-r) とPPの板から切り出した板状切片をステントとして用いた試料 (PP-R) の圧縮特性を比較したものである。縦軸はFig. 6と同様にリング1個当たりにかかる力をステントに用いた材料の曲げ剛性で割った値を用いている。PP-r とPP-R の $f_{cn} (EI)^{-1} - \varepsilon$ 曲線には、 $\varepsilon < 0.1$ の領域にお

Fig. 7. Plots of stress vs. strain for NY thread and PP thread.

Fig. 8. Plots of force per ring reduced by Young's modulus second moment of area and vs. strain for PP-r and PP-R tracheas.

いて線形関係 (式 (1)) が成立している。2本の曲線は $\varepsilon < 0.25$ の領域ではよく一致している。このことは同じ材質でできたステントであれば断面形状や弾性率がある程度異なっても比較的大きなひずみまで $f_{cn} (EI)^{-1} - \varepsilon$ 曲線が同じ形状をとることを示している。

Fig. 9 にイヌの気管の圧縮試験の結果を示す。比較のためリングの数密度が異なるNY-rと円周の4分の3に板状切片を巻きつけたPP-Aのデータも合わせて示す。縦軸は単位長さあたりに換算した力である。イヌの気管の $f_c l^{-1} - \varepsilon$ 曲線はNY-raとNY-rbの2本の曲線の間にある。メッシュ型人工気管にNY-rステントを用いたとき、リングの数密度を 0.1mm^{-1} 程度にすれば生体の気管に近い圧縮特性を持つ人工気管を作製することができるであろう。PP-Aとイヌの気管の $f_c l^{-1} - \varepsilon$ 曲線を比較するとPP-Aの方がイヌの気管よりもはるかに大きな力を示している。PP-Aステントを用いた人工気管は柔軟性に乏しく、実用には適していないといえる。

4 結 言

ステントの異なるメッシュ型人工気管を作製しその圧縮特性を調べることによって、ステントの材質、断面形状、巻き方などが人工気管の力学特性に及ぼす影響を調べた。リングの数密度が異なるメッシュ型人工気管はリングの数に比例してかたくなることがわかった。リングを連ねた人工気管はステントをらせん状に巻いた人工気管の圧縮に比べて単位長さ当たりの力が大きな値を示した。円周の4分の3にわたって板状切片を貼り付けた人工気管は板状切片をリング状に貼り付けた人工気管の約半分のかたさしか示さなかった。材質と断面形状の異なるステントの変形特性の比較から、リングを連ねたメッシュ型人工気管の圧縮特性が微小ひずみ領域においてリングの側面にかけた圧縮荷重と荷重方向の相対たわみ量の関係を表した基本的な式に従うことを示した。生体の気管とメッシュ型人工気管の圧縮特性を比較し、本研究でステントに用いたナイロンリングの数密度を調節することによって生体の気管の圧縮特性に近いメッシュ型人工気管の作製が可能であることを示した。

Fig. 9. Plots of force per length vs. strain for canine trachea and artificial tracheas.

参 考 文 献

- 1) W. W. Montgomery, Arch Otolaryngol, **82**, 320 (1965).
- 2) J. F. Dumon, Chest, **97**, 348 (1990).
- 3) K. Ito, Y. Fujimoto, T. Obara, H. Yanagisawa and T. Ohyama, Surg. Today, **22**, 78 (1992).
- 4) K. Wassermann, H. E. Eckel, O. Michel and R. P. Muller., J. Thorac. Cardiovasc. Surg., **112**, 859 (1996).
- 5) N. Okumura, T. Nakamura, T. Natsume, K. Tomihata, Y. Ikeda and Y. Shimizu, J. Thorac. Cardiovasc. Surg., **108**, 337 (1994).
- 6) M. Teramachi, N. Okumura, T. Nakamura, T. Kiyotani, Y. Takimoto, S. Matsuda, Y. Ikeda and Y. Shimizu, J. Thorac. Cardiovasc. Surg., **113**, 701 (1997).
- 7) M. Teramachi, T. Nakamura, Y. Yamamoto, T. Kiyotani, Y. Takimoto and Y. Shimizu, Ann. Thorac. Surg., **64**, 965 (1997).
- 8) J. K. Rains, J. L. Bert, C. R. Roberts and P. D. Paré, J. Appl. Physiol., **72**, 219 (1992).
- 9) C. R. Roberts, J. K. Rains, P. D. Paré D. C. Walker, B. Wiggs and J. L. Bert, J. Biomech., **31**, 81 (1998).
- 10) C. R. Roberts and P. D. Paré, Am. J. Physiol., **261**, L92 (1991).
- 11) R. K. Lambert, E. M. Baile, R. Moreno, J. Bert and P. D. Paré, J. Appl. Physiol., **70**, 1152 (1991).
- 12) K. Ishida, P. D. Pare, T. Blogg and R. R. Schellenberg, J. Appl. Physiol., **69**, 1003 (1990).
- 13) R. B. Penn, M. R. Wolfson and T. H. Shaffer, Pediatr. Res., **26**, 429 (1989).
- 14) D. Begis, C. Delpuech, P. L. Tallec, L. Loth, M. Thiriet and M. Vidrascu, J. Appl. Physiol., **64**, 1359 (1988).
- 15) D. Yager, J. P. butler, J. Bastacky, E. Israel, G. Smith and J. M. Drazen, J. Appl. Physiol., **66**, 2873 (1989).
- 16) B. R. Wiggs, C. A. Hrousis, J. M. Drazen and R. D. Kamm, J. Appl. Physiol., **83**, 1814 (1997).
- 17) L. Wang, R. Tepper, J. L. Bert, K. L. Pinder, P. D. Pare and M. Okazawa, J. Appl. Physiol., **88**, 1014 (2000).
- 18) F. R. shadonofsky, T. M. Officer, A. M. Boriek and J. R. Rodarte, J. Appl. Physiol., **90**, 1258 (2001).
- 19) Y. C. Fung, "Biomechanics-Mechanical Properties of Living Tissue", p.400 (1981) Springer-Verg.
- 20) B. Gustin, C. G'Sell, B. Cochelin, P. Wourms and M. P. Ferry, Biomaterials, **17**, 1219 (1996).
- 21) S. Kawaguchi, T. Nakamura, Y. Shimizu, T. Masuda, T. Takigawa, Y. Liu, H. Ueda, T. Sekine and K. Matsumoto, Biomaterials, **22**, 3085 (2001).
- 22) R. J. Roac, W. C. Young, "Formulas for stress and strain. 5thed.", p.220 (1975) McGraw-Hill Kogakusha.