

原

著

Marlex Mesh および改良型 Neville 人工気管 を用いた人工気管の実験的研究

新潟大学医学部第二外科教室（主任：江口昭治教授）

吉 谷 克 雄

Experimental Study of Tracheal Replacement Using a
Porous Prosthesis (Marlex Mesh) or a Non-Porous
Prosthesis (Modified Neville's Prosthesis)

Katsuo YOSHIYA

*Second Department of Surgery,
Niigata University School of Medicine
(Director: Prof. Shoji EGUCHI)*

Experimental cervical tracheal replacement using Marlex mesh or modified Neville's prosthesis was performed in 29 mongrel dogs. Animals were divided into five groups. In group 1, 7 dogs received tracheal prostheses composed of Marlex polyethylene mesh, previously made air-tight with autologous fibrocollagen tissue. In group 2, 10 dogs received tracheal prostheses made of Marlex polyethylene mesh with Marlex polypropylene mesh inside, previously made air-tight with autologous fibrocollagen tissue. In group 3, 2 dogs received Modified Neville's prostheses wrapped circumferentially with Marlex polypropylene mesh. In group 4, 6 dogs received modified Neville's prostheses wrapped circumferentially with sewing ring made of Marlex polypropylene mesh with autologous fibrocollagen tissue. In group 5, 4 dogs received modified Neville's prostheses with sewing ring made of Marlex polypropylene mesh and fibrin glue.

In group 1, stenosis of the lumen occurred in a large number of animals due to overgrowth of granulation tissue at the anastomotic site. In contrast, in group 2, formation of granulation tissue at the anastomotic site was delayed, and partial epithelization of the inner surface was obtained in five of the ten dogs. However, only one case was successful,

Reprint requests to: Katsuo YOSHIYA,
Second Department of Surgery,
Niigata University School of Medicine,
Niigata City, 951, JAPAN.

別刷請求先：〒951 新潟市旭町通1番町
新潟大学医学部第二外科教室

吉 谷 克 雄

with the animal which surviving 49 months after replacement, and obtaining complete epithelization and no stenosis.

In groups 3, 4, and 5, the complication of prosthetic migration was prevented, but infection and formation of granulation tissue often occurred at the anastomotic site. The results indicate that neovascular organization of the porous-type prosthesis at the time of tracheal replacement was important to avoid the formation of granulation tissue, and to induce epithelization. The non-porous prosthesis (modified Neville's prosthesis) did not prevent the formation of granulation tissue at the anastomotic site. Further investigation is necessary to prove the usefulness of new materials for this procedure is necessary.

Key words: tracheal prosthesis, porous prosthesis (Marlex mesh), non-porous prosthesis (modified Neville's prosthesis)
人工気管, 有孔性人工気管 (マーレックスメッシュ), 無孔性人工気管 (改良型 Neville 人工気管)

はじめに

気管切除後の再建方法としては、直接吻合が可能であれば端々吻合を行うことが最も望ましい。しかし、その再建範囲には限界があり喉頭授動、肺靱帯の切離、肺門部の剝離など種々の授動術を加えても、安全に直接吻合を行える気管の切除範囲は、気管全長の約1/2の8気管軟骨輪で、約5cmとされている¹⁾。しかし、それ以上の範囲の気管切除が必要な場合は、代用気管による再建が必要であるが、現在、長期にわたり安全で確実に使用できる代用気管は存在しない。従来、代用気管として①生体材料による代用気管、②シリコンチューブなど無孔性の管腔型の人工気管、③Marlex meshなどのメッシュタイプの人工気管について検討されてきた。今回、人工気管として、porous type (Marlex mesh) と non-porous type (Neville 人工気管) について実験的研究を行い、それらの問題点・改良点について検討した。

対象と方法

1. 実験動物および麻酔方法

体重 8.5～17.0 Kg (平均 12.0 Kg) の雑種成犬29頭を用いた。Pentobarbital sodium 25 mg/Kg 静注後、気管内挿管し、アイカ R-60 人工呼吸器にて調節呼吸を行った。

2. 実験方法

a. 実験1 (heavy Marlex mesh 群, 7頭)

polyethylene monofilament mesh (heavy Marlex mesh) にて長さ約5cmの人工気管(短径約12mm・長径約16mm)を作成し、外径12mmのステンレス

製の支柱を内挿し、雑種成犬の臀部筋肉内に約4週間(24～44日)植え込んで、meshの間に結合組織を増殖させ、気密性をえたものを採取し、直ちに雑種成犬7頭の頸部気管に移植した。0～6気管輪を切除し、吻合法はNo. 1～5までは、自己気管断端を人工気管内に挿入し、3-0 ポリエステル糸にて結節縫合、No. 6, 7 は3-0 ポリプロピレン糸にて連続縫合した。No. 7 は気管を翻転して端々吻合した。

b. 実験2 (heavy Marlex mesh+fine Marlex mesh 群, 10頭)

Marlex polyethylene mesh (heavy Marlex mesh) に Marlex polypropylene mesh (fine Marlex mesh) を内張りした長さ約5cmの人工気管(短径約12mm・長径約16mm)を作製し、ステンレス製の支柱を内挿し、雑種成犬の臀部筋肉内に植え込み(26日から110日: 平均38日)、自家組織で被覆された人工気管を雑種成犬10頭の頸部気管に移植した。No. 9, 10を除く8頭は、犬気管断端を人工気管内に挿入し、No. 8, 11～14, 16, 17 は3-0 ポリエステル糸による結節縫合を行い、No. 15 は3-0 絹糸による結節縫合を行った。No. 9, 10 は犬気管と人工気管を端々に3-0 ポリエステル糸による結節縫合を行った。

c. 実験3 (Neville 人工気管+fine Marlex mesh 被覆群, 2頭)

Neville 人工気管の欠点である逸脱を防ぐため、周囲を Marlex polypropylene mesh でおおった Neville 人工気管(長さ50mm, 外径16mm)を4-0 ポリグリコール酸糸の結節縫合で雑種成犬2頭の頸部気管に移植した(Fig. 1)。

- d. 実験4 (Neville 人工気管+fine Marlex mesh
被覆+自家組織被覆 Marlex mesh リング群,
6頭)

逸脱を起こしやすい Neville 人工気管の sewing ring
の欠点を補うために、予め臀部筋肉内に埋め込み、自家
組織で被覆された Marlex polypropylene mesh のリ
ングを、先端を切除した Neville 人工気管の sewing ring
に縫着した。これを雑種成犬6頭の頸部気管に3-0ポリ
プロピレン糸の結節縫合で気管と吻合した (Fig. 2)。

- e. 実験5 (Neville 人工気管+fine Marlex mesh
リング+フィブリン糊群, 4頭)

予め体内に植え込む手間を省くため、Marlex polypro
pylene mesh のリングを Neville 人工気管の sewing
ring に縫着し、このリングを雑種成犬4頭の頸部気管
に3-0ポリプロピレン糸の結節縫合で吻合し、mesh か

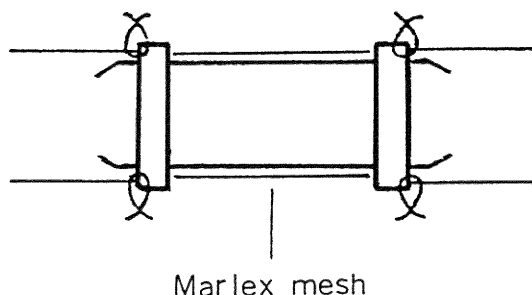
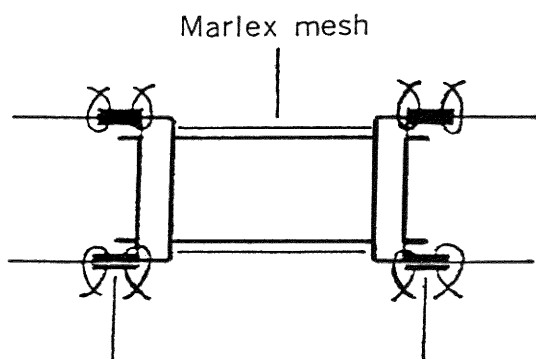
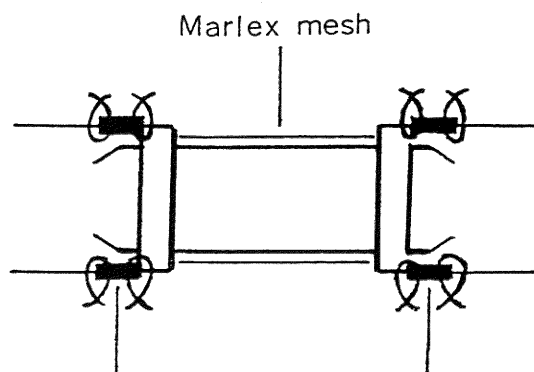


Fig. 1 Schematic diagram of the implantation
of Modified Neville's prosthesis wrapped
circumferentially with Marlex polypro
pylene mesh



Marlex polypropylene mesh ring with
autologous fibrocollagen tissue.

Fig. 2 Schematic diagram of Modified Neville's
prosthesis



Marlex polypropylene sewing ring

Fig. 3a Modified Neville's prosthesis

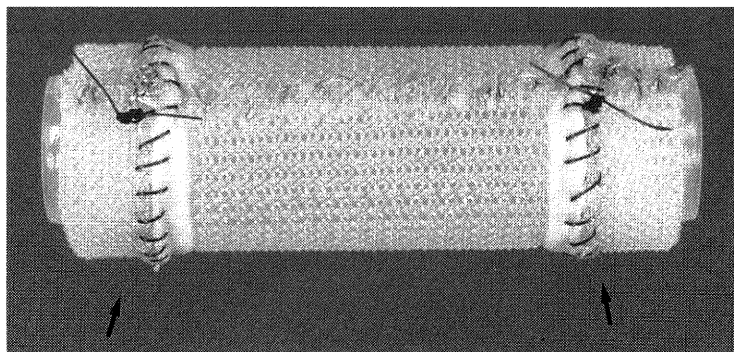


Fig. 3b Modified Neville's prosthesis Marlex polypropylene sewing
ring

らの漏れを防ぐために吻合部にフィブリン糊を塗布した (Fig. 3a, b).

各実験とも術後は5日間以上抗生物質を筋注 (SM 1 g/日, PCG 30~60万単位/日) または経口 (CEX 250 mg/日) 投与した. 移植後1カ月毎に内視鏡的に観察し, 高度気管狭窄例や感染発生例は犠牲死させ検討した.

結 果

a. 実験1 (heavy Marlex Mesh 群) (Table 1)

臀部筋肉内に約4週間植え込んだ後に採取した Marlex

mesh は, 自家組織で被覆され, 内面は平滑であり (Fig. 4a: 移植当日死亡した No. 1 より), 組織学的には結合組織が増生し, Marlex mesh を覆っていた (Fig. 4b). 他の6例について, 感染や縫合不全がみられたものは1例のみであった. 全例に移植後1カ月から5カ月で人工気管内面の一部および吻合部の肉芽増生による狭窄がみられた. 人工気管内面の上皮化も不十分で, 上皮化が一部でもみられたものは3例のみであった. No. 2, 4, 7 は各々3カ月, 5カ月, 1カ月で吻合部狭窄が生じ, 各々7カ月, 5カ月, 1カ月に犠牲死させたが Marlex mesh

Table 1 Marlex polyethylene mesh previously made air-tight with autologous fibrocollagen tissue

No.	resected ring	results	complications			epithelization
			infection	suture insufficiency	stenosis	
1.	2	operative death	(-)	(-)	(-)	(-)
2.	6	7M. sacrificed	(-)	(-)	(+)	(-)
3.	3	16M. sacrificed	(-)	(-)	(+)	partially (+)
4.	0	5M. sacrificed	(+)	(+)	(+)	(-)
5.	2	3M. sacrificed	(-)	(-)	(+)	partially (+)
6.	2	1M. died	(-)	(-)	(+)	partially (+)
7.	0	1M. sacrificed	(-)	(-)	(+)	(-)

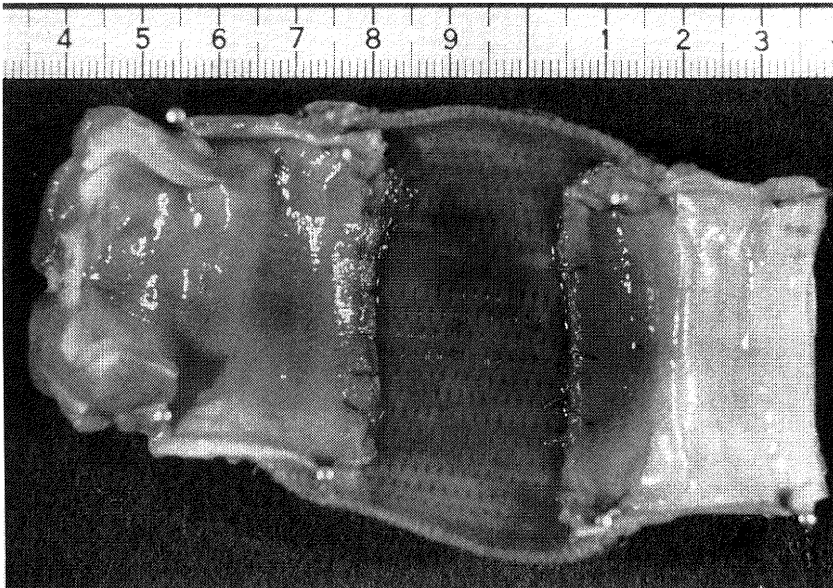


Fig. 4a Photograph that shows the inner surface of an opened specimen obtained from the dog No. 1

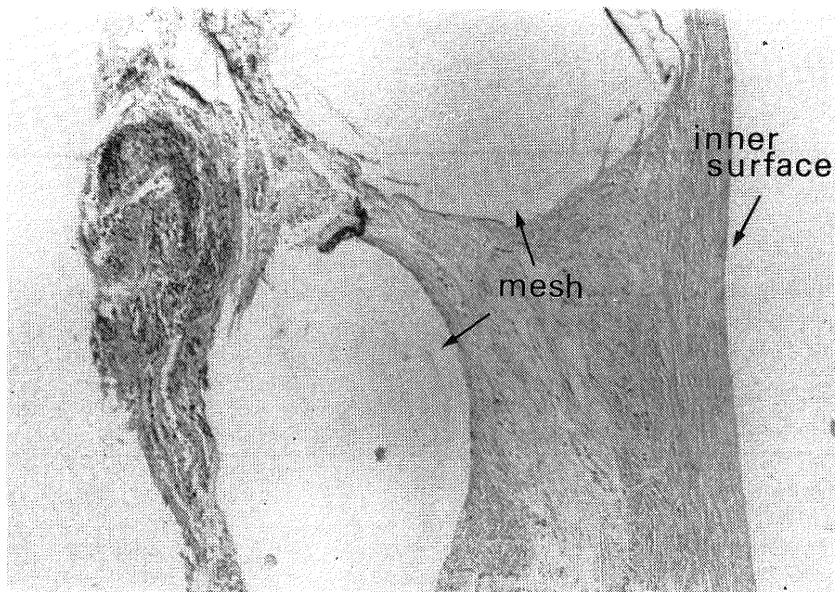


Fig. 4b Photomicrograph of a section obtained from the inner surface of the prosthesis ; specimen was obtained from the same animal as shown in **Fig. 4a**



Fig. 5 Photograph that shows the inner surface of an opened specimen from the dog No. 5 sacrificed 3 months after reconstruction

は結合織で全く覆われておらず、容易にはげる脆弱な肉芽が付着しており、いずれも病的肉芽による吻合狭窄をきたしていた。No. 5, 6 は1カ月で狭窄をきたしており、No. 5 は3カ月目に犠牲死させたが Marlex mesh は不完全ながら結合織で被覆され、これらの吻合部の肉芽形成はみられなかったが、Marlex mesh の内面に病的肉芽組織の付着による狭窄がみられた (Fig. 5)。No. 3 は3カ月目に限局性の肉芽形成を認めたが、9カ月目の気管支鏡所見で、2カ所の限局性の肉芽形成がみられた。

b. 実験2 (heavy Marlex mesh+fine Marlex mesh 群) (Table 2)

10例とも感染や縫合不全は認められなかった。7例に吻合部より始まる肉芽増生による狭窄が認められた。人工気管内面の上皮化は6例にみられ、うち1例は全面にわたりほぼ完全な上皮化がみられた。No. 12, 16 は気管支鏡検査の後死亡した。No. 14 は肺炎で死亡した。ほかの7例中1例は3年9カ月の観察中気管の狭窄を認めなかった。6例は3カ月から4年2カ月の間に、狭窄のため犠牲死させた。3カ月とも最も早く狭窄した No. 11 は頭側・尾側の吻合部に全周性の強度な狭窄がみられた (Fig. 6)。これは吻合時に、犬気管を人工気管に内挿する際、膜様部が短縮され内腔に突出するなど吻合方法の問題も否定できない。この例は mesh の筋肉内植え込み期間が110日におよぶ長期例であるが、全長にわたり組織の被覆と mesh の露出が散在していた。

犬気管と人工気管がほぼ同じ径で、犬気管を内挿せず、端々吻合となった例が2例 (No. 9, 10) あった。No. 9

は移植後6カ月頃より両側の吻合部に全周性の狭窄が出現し、徐々に人工気管の狭窄も生じ、1年4カ月後、犠牲死させた。吻合部より1cm までは、上皮化された組織がおおっていたが、両側吻合部に著明な肉芽が増生し、全周性の狭窄となっていた。No. 10 は移植後4カ月頃から、頭側吻合部に3カ所、尾側吻合部に1カ所、小さな肉芽が出現したが、狭窄はなく、人工気管の内壁は平滑であった。しかし、6カ月後頃より、人工気管の内側の発赤と mesh の部分的な露出が出現し、頭側吻合部の小肉芽の数が増加し、頭側吻合部全周に肉芽による狭窄を生じ、4年2カ月で尾側吻合部が強度の狭窄となった。

以上より実験1と実験2の結果を比較すると、狭窄により犠牲死させた6例の、狭窄発生時期は、実験2では3～12カ月 (平均6.2カ月) で、実験1のNo. 2～7の1～5カ月 (平均2.5カ月) とくらべ、肉芽増生の遅れがみられた。また、剖検例でも、実験1 No. 2～7の人工気管の内側にくらべ人工気管内側は組織で被覆されやすくなっていた。わずか1例ではあるが No. 13 は3年9カ月で犠牲死するまでは、全経過で吻合部及び人工気管内側の狭窄はなく、肉芽形成も認められなかった (Fig. 7a, b, c)。また、端々吻合した2例は共に徐々にではあったが、吻合部から始まる肉芽による狭窄が生じた。

c. 実験3 (Neville 人工気管+fine Marlex mesh 被覆群) (Table 3)

逸脱を防ぐため Neville 人工気管の周囲を Marlex polypropylene mesh で覆った2例では、2例とも人

Table 2 Marlex polyethylene mesh+Marlex polypropylene mesh previously made air-tight with autologous fibrocollagen tissue

No.	resected ring	results	complications			epithelization
			infection	suture insufficiency	stenosis	
8.	2	11M. sacrificed	(-)	(-)	(+)	partially (+)
9.	3	16M. sacrificed	(-)	(-)	(+)	partially (+)
10.	2	50M. sacrificed	(-)	(-)	(+)	partially (+)
11.	2	3M. sacrificed	(-)	(-)	(+)	(-)
12.	2	27D. died	(-)	(-)	(-)	partially (+)
13.	2	45M. sacrificed	(-)	(-)	(-)	completely (+)
14.	2	4M. died (pneumonia)	(-)	(-)	(-)	partially (+)
15.	2	16M. sacrificed	(-)	(-)	(+)	(-)
16.	2	6M. died	(-)	(-)	(+)	(-)
17.	2	14M. sacrificed	(-)	(-)	(+)	(-)

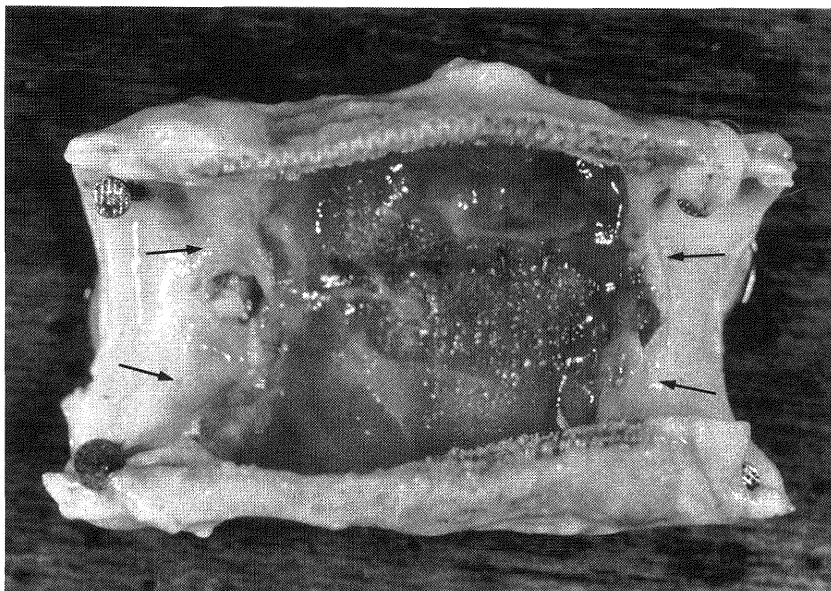


Fig. 6 Photograph that shows the inner surface of an open specimen obtained from the dog No. 11 sacrificed 3 months after reconstruction. Stenosis has occurred at the anastomotic site.

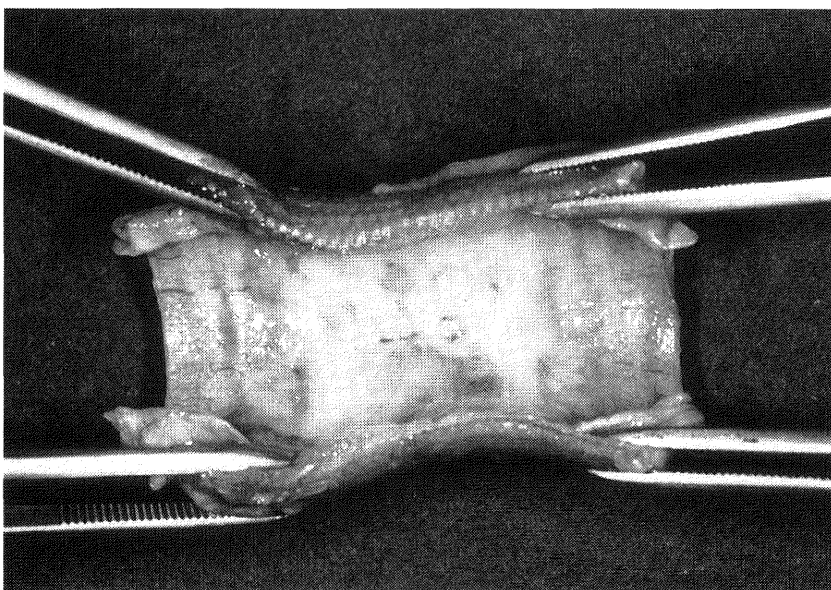
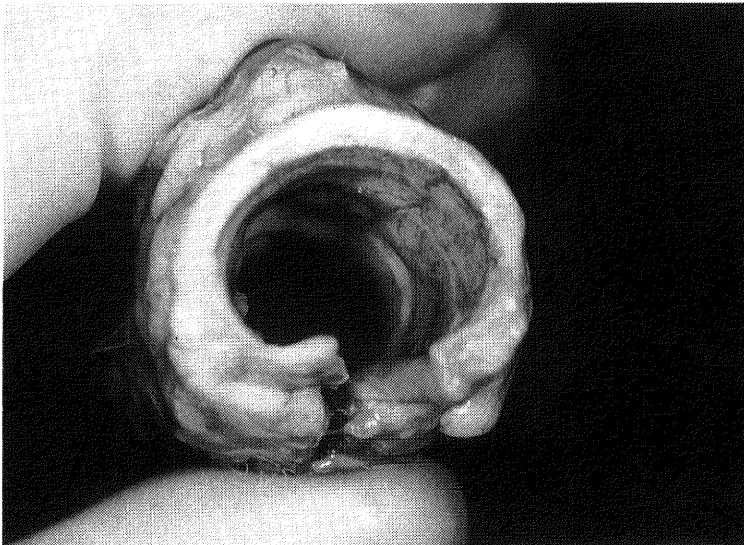


Fig. 7a Photograph that shows the inner surface of an opened specimen obtained from the dog No. 13 sacrificed 45 months after reconstruction. Stenosis has not occurred in any part of the prosthesis.



Figs 7b A cross section of the specimen obtained from the dog No. 13. There is no stenosis in any area.

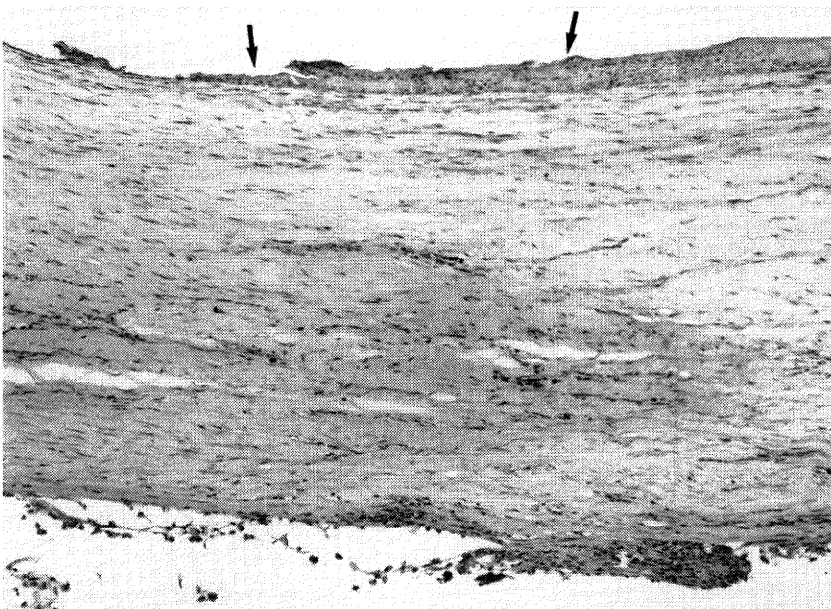


Fig. 7c Photomicrograph of a longitudinal section taken from the inner surface of the prosthesis from the dog No. 13 sacrificed at 45 months.

Table 3 Modified Neville's prosthesis wrapped circumferentially with Marlex polypropylene mesh

No.	resected ring	results	complications		
			infection	suture insufficiency	stenosis
18.	6	18M. sacrificed	(-)	(migration)	(-)
19.	7	2M. died	(+)	(migration)	(-)

Table 4 Modified Neville's prosthesis+Marlex polypropylene mesh with autologous fibrocollagen tissue

No.	resected ring	results	complications		
			infection	suture insufficiency	stenosis
20.	4	19M. sacrificed	(+)	(-)	(+)
21.	4	7D. sacrificed	(+)	(+)	(-)
22.	6	6M. sacrificed	(+)	(-)	(+)
23.	6	6M. sacrificed	(-)	(-)	(+)
24.	6	9M. died	(-)	(-)	(+)
25.	6	5M. sacrificed	(-)	(-)	(+)

Table 5 Modified Neville's prosthesis Marlex polypropylene mesh sewing ring+fibrin glue

No.	resected ring	results	complications		
			infection	suture insufficiency	stenosis
26.	6	20M. sacrificed	(+)	(-)	(+)
27.	6	5M. sacrificed	(+)	(-)	(+)
28.	7	36M. sacrificed	(+)	(-)	(-)
29.	6	11M. sacrificed	(-)	(-)	(+)

工気管の逸脱がみられ、1例は感染も合併した。Marlex polypropylene mesh で覆うことによっても、逸脱は防ぎきれず、Neville 人工気管の sewing ring に欠点があると考えられた。

d. 実験 4 (Neville 人工気管+fine Marlex mesh 被覆+自家組織被覆 Marlex mesh ring 群) (Table 4)

6例とも、人工気管の逸脱はみられなかったが、3例に創感染、5例に吻合部の肉芽形成がみられた (Fig. 8)。

e. 実験 5 (Neville 人工気管+fine Marlex mesh リング+フィブリン糊) (Table 5)

4例中、創感染と狭窄が生じたものが各3例、人工気管の周囲に膿瘍を形成して、皮膚瘻となったものが2例あった。この実験でも Neville 人工気管の欠点を改善

できなかった (Fig. 9)。

考 察

気管は単に内腔に線毛上皮を持つ円筒状構造ではなく、内腔の保持と伸展性をもつための気管軟骨部と軟骨間靱帯、さらに内圧の緩衝と分泌物の排泄の働きをする膜様部からなる半円筒状構造をなしている。また常に外気の出入りがある汚染領域であり、呼吸による持続運動と咳嗽による強い張力がかかるという特殊な環境にあり、気管を代用物で置き換える場合種々な問題がある。

気管再建方法として直接吻合の範囲を越えた場合の気管再建のための代用気管の研究は様々な材料を用いて報告されている。代用気管として必要な条件としては、1) 気密性があること、2) 柔軟性を兼ね備えた適度な支持

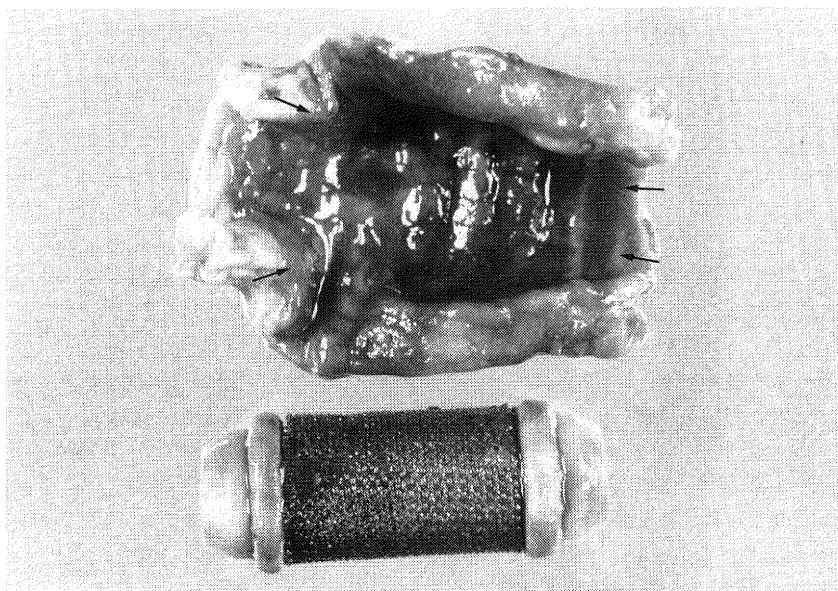


Fig. 8 photograph that shows the inner surface of an opened specimen and modified Neville's prosthesis obtained from the dog No. 20 sacrificed 19 months after reconstruction. Stenosis has occurred at the anastomotic site.

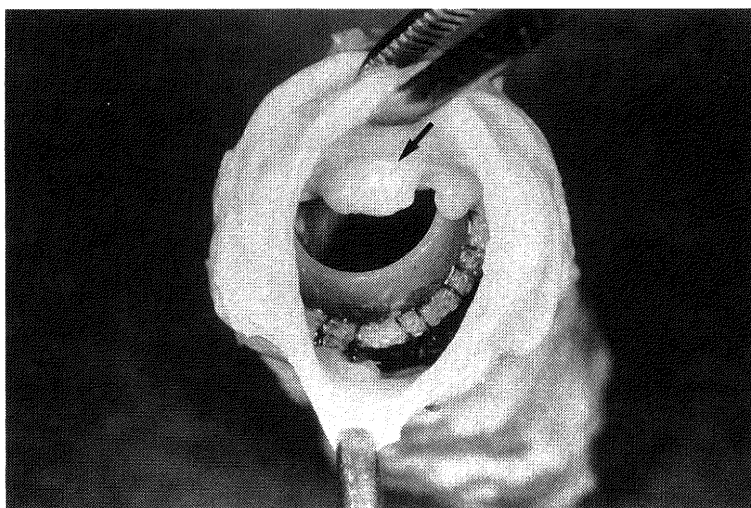


Fig. 9 A cross section of the specimen obtained from the dog No. 26 sacrificed 20 months after reconstruction. There is severe stenosis at the oral side.

力を持つこと、3) 生体組織との親和性があること、4) 感染のおこりにくいこと、5) 発癌性のないこと、6) 内腔が線毛上皮で被われることなどが考えられる。これらのすべての条件を満足する物性をもつ人工材料は、現在のところ存在せず、人工気管の材料として生体材料を除けば、(1) mesh 式の porous type と (2) tube 式の non-porous type に大別される。porous type の人工気管は組織親和性があり、内腔の上皮再生が期待できるが、気密性がなく、内腔保持力が弱い。non-porous type の人工気管は空気漏れがなく内腔保持力はあるが、内腔の上皮再生は期待できず、異物としての拒絶反応が続くため縫合部の肉芽形成と縫合不全が避けられないという欠点がある。これらのどちらを選択すべきかは現在のところ結論は出ていない²⁾。

porous type の人工気管は mesh 網目に組織を侵入させ、その内腔が気管上皮で被覆再生されることにより生体組織との一体化を期待している。1950年代のタンタルム³⁾ やステンレス製⁴⁾ の金属メッシュによる気管再建に始まり、1960年代にはポリエチレン製の heavy Marlex mesh による報告がなされた。メッシュは本来気密性がないため、組織がメッシュの間に入り生着するまでの気漏の予防として自己心膜⁵⁾⁶⁾、フィブリン膜、筋膜、ヒト硬膜などを用いる工夫がなされた。heavy Marlex mesh は内腔保持力には優れていたが、内腔への肉芽形成、硬度過剰による大血管損傷など周囲臓器損傷の欠点が指摘された⁷⁾。一方、Peason ら⁸⁾ は、heavy Marlex mesh graft による犬の頸部気管への置換実験で、mesh の網目を凝血塊で塞ぎ、ポリエチレン製のメッシュのみで十分な内腔の保持が得られ、置換後3カ月でグラフト内面の上皮化が見られたと報告している。

実験1では、Polyethylene monofilament mesh (heavy Marlex mesh) にて約5cmの人工気管を作成し、ステンレス製の支柱を内挿して約4週間(24~44日)臀部筋肉内に埋め込んで自己の繊維性肉芽組織によりメッシュの網目を被覆させ気密性を得たものを取り出して、あらためて頸部気管に移植した。移植当日死亡したNo.1の人工気管の観察から、移植時にはMarlex meshは組織学的には自己結合織により被覆され内面は平滑であったが、移植後は全例Marlex meshの内面に限局性の肉芽形成が出現し、過剰肉芽による吻合部狭窄をきたした。自己の筋肉内に埋没した無菌的な状態と異なり常に外界と接している頸部気管においては、異物であるグラフトの汚染は避けられず、さらに常に呼吸や咳嗽により動きを伴っている部位では、迅速な上皮化がなされな

ければ生着は困難であると考えられた。heavy Marlex meshの網目より侵入した肉芽組織による過剰肉芽の発生はmeshのpore sizeによる影響も考えられる。meshのpore sizeについて、清水ら⁹⁾は犬頸部気管の窓状置換後の治癒状態の観察で260 μ のものが最もよい治癒状態を示し、それ以下では排除されるものがみられ、それ以上では肉芽形成や潰瘍形成のみられるものがあり、pore sizeが約1,100 μ のheavy Marlex meshでは肉芽形成や潰瘍形成がみられ、pore sizeが約300 μ のfine Marlex meshが良好な治癒がみられたと報告した。

実験2では、Marlex polyethylene mesh (heavy Marlex mesh) に創傷治癒にとって良好な報告のあるMarlex polypropylene mesh (fine Marlex mesh) を内張りした人工気管を作成し、実験1と同様にステンレス製の支柱を内挿し臀部筋肉内に植え込み、自家組織で被覆させたものを用いた。実験1にくらべ過剰肉芽増生の遅延による狭窄発生の遅れと上皮化の促進がみられた。meshの植え込み期間や吻合方法による差について、No.9、10の2例は気管を内挿せず、人工気管と気管を端々吻合した例であるが、いずれも吻合部より始まる小肉芽が徐々に大きくなり狭窄を示した。端々吻合では吻合部における喀痰の停滞や機械的刺激によって過剰肉芽が生じやすいと考えられた。気管を内挿した例でも肉芽の増生部位は吻合部に多くみられるが、吻合部に全く肉芽増生をみない例もあり吻合法については、自己気管内挿法がよいと思われた。又、人工気管の筋肉内の植え込み期間による移植後の経過に特に差を認めなかった。

林¹⁰⁾は広背筋とMarlex meshによる代用気管の実験において、広背筋で巻いて皮下に埋め込んだfine Marlex meshは4週間で、ほぼ完全にmeshは器質化され、組織学的にもpore間隙に径50~60 μ mの豊富な毛細血管を認め、この有茎広背筋弁とfine Marlex meshによる気管再建時すでにmeshが器質化されており、さらに有茎筋弁により血行が保たれていた点で、上皮被覆に有利であったと述べている。われわれの実験でも、筋肉内に植え込み後の移植時点ではmeshの器質化とpore間の血行があったと考えられるが、一旦摘出し移植したことにより血行の途絶がおこり、所々にmeshの露出がみられてきて、さらに常に動きのある頸部気管での局所の刺激も加わり肉芽増生から狭窄をきたしたと思われる。唯一No.13だけが3年9月に犠牲死させるまで狭窄および過剰肉芽がみられなかった。

気管内面の線毛上皮の役割は喀痰の除去にあたり重要であることは言うまでもない。人工気管においても、そ

の内面が再生上皮、とくに線毛上皮により再被覆されることが望ましい条件の1つである。この点を考慮し組織親和性のある Marlex mesh をもちいた実験でも確実に生体に適合し線毛上皮でおきかわる結果を得ることは出来なかった。

奥村ら¹¹⁾は、内腔支持のため Polypropylene 製のステントを用い、組織親和性の向上と気密性を付加する目的でコラーゲンを複合化した Marlex mesh による気管の管状置換の際、人工気管内腔への喀痰付着を防ぎ、局所感染を予防する目的でシリコンチューブを一時的に内挿した実験で、材料の感染は著減し、縫合不全もなく全例で長期生存が得られ、宿主気管との一体化がみられたが、内腔の狭窄傾向と上皮化が不十分であったと報告している。また、血流のある生体組織で被覆することで、感染防御と上皮化の促進を促す方法として、有茎大網¹²⁾、有茎広背筋、有茎腹直筋弁などでの被覆が有効であるとの報告も多く、材質の検討と共に今後の工夫が必要と思われる。

non-porous type の管腔型人工気管を用いた研究は1948年 Daniel のバイタリウム¹⁴⁾ (コバルト合金)、ガラス、ステンレススチールチューブなどの犬の気管の管状置換実験から始まる。一時臨床で良好な報告もされた Neville type の人工気管は non-porous type のシリコンチューブにダクロン製の縫合輪をとりつけたもので、内腔支持力があり、気密性に優れている。Neville は straight type の人工気管による再建を40例 (気管内挿管後の狭窄29例、悪性疾患11例)、bifurcated type の人工気管による再建を悪性疾患の14例に行ったと報告した¹⁵⁾。Neville 自身の成績は極めて良好であるが、松原ら¹⁶⁾の Neville 人工気管の使用例や、さらに犬で行った実験成績などから、Neville 人工気管の問題点はシリコンゴム製のため周囲組織との親和性がないこと、そのため人工気管の吻合部での離開や局所感染がおこり、さらに人工気管の逸脱がおこることが判明した。

Neville 人工気管の逸脱の欠点を補うために、周囲を Marlex polypropylene mesh で覆った実験3では、2例とも人工気管の逸脱がみられ、単に mesh で覆うだけでは不十分であった。さらに sewing ring に改良を加えることが必要と考え、自家組織で被覆された Marlex polypropylene mesh の ring を sewing ring に縫着し、組織適合性を高めることを目的とした実験4では逸脱の欠点は克服されたが、吻合部の感染と肉芽形成が高率に発生した。予め体内に植え込む手間を省くため mesh を Neville 人工気管の sewing ring に縫着し、頸部気

管への移植時にフィブリン糊を使用した実験5では、吻合部の感染による膿瘍と肉芽による狭窄例があり、組織親和性に乏しいことが判明したが、人工気管の進展性の欠如もその一因と考えられた。池田ら¹⁷⁾も Neville 人工気管の周囲結合織との組織親和性を高めるため、Neville 人工気管の周囲に Marlex mesh を巻き逸脱の防止が可能であることを示したが、硬いシリコンゴム製のため気管軟骨の cutting による吻合部の離開が克服されなかった。さらに、伸展性のある porous type の人工気管として桂型人工気管を開発し、種々の実験を行ったが、吻合部の離開が未解決であると述べている。松原ら¹⁸⁾は、さらに改良した桂型人工気管に有茎大網被覆を行い感染の防止を計ったが、なお離開は避けられず、今後は気道粘膜の連続性を期待しうる porous type か、吸収性材料を応用した人工気管の開発が必要であろうとしている。

一方、人工気管の内腔の上皮再生は必ずしも必要ないとの報告もある。安部ら¹⁹⁾は、コラーゲンコーティングしたシリコンチューブとその外套管としてシリコンメッシュを付加したダブルルーメン構造の人工気管の実験で最長1年3カ月の生存例を得、上皮再生を期待しない、あるいは組織置換性を目的としない人工気管でも、その気管としての役割は一応果しえらるとしている。小鯖ら²⁰⁾も、シリコン製人工気管の実験で、人工気管の内腔面を平滑にすることにより喀痰の咯出が容易になり、吻合部において人工気管と気管が親和性を有しておれば、局所感染は防止できることから、線毛上皮の再生は必ずしも必要ないとしている。宗岡ら²¹⁾は、常在菌の存在する気管内で優れた生体親和性を発揮する素材を使用した管腔型の人工気管の実験を行った。すなわち、両側にアバタイトコーティングしたチタン中空管を装着したシリコン製の人工気管にての雑種成犬4頭の頸部気管の置換で、最高665日までの観察を行った。人工気管の中枢側、および末梢側に肉芽形成や気道狭窄は全くなかったことから、線毛上皮の被覆が絶対的な条件であるか否か疑問であるとしている。このように、縫合部に組織親和性の優れた物質を用いることにより non-porous type の人工気管でも、代用気管として期待できるという報告もみられ、今後、porous type および non-porous type の両方において、よりよい生体適合性をもつ材料による検討が必要と思われる。今回の Marlex mesh および Neville 改良型についての検討では、わずか1例のみであったが fine marlex mesh を内張りした群で、合併症なく内腔の上皮化を認めた3年9月におよぶ長期例が得られた。

結 論

マーレックスメッシュおよび Neville 人工気管の改良型人工気管を用いて、雑種成犬頸部気管再建の実験的研究を行い、以下の結果を得た。

1. 自己筋肉内に植え込み自家組織で被覆させた heavy Marlex mesh による人工気管は、内腔保持力、気密性は十分であったが、吻合部の肉芽狭窄や人工気管の内側でのメッシュの露出が目立った。

2. fine Marlex mesh の内張りにより、吻合部の肉芽増生が遅れるようになったが、内腔の十分な上皮化は得られなかった。わずかに1例において、3年9カ月にわたり狭窄、感染、縫合不全などを伴わず、内腔全体に上皮化を認めた。

3. Neville 人工気管は周囲を Marlex mesh で被い、縫合輪に Marlex mesh ring を縫着することで逸脱の欠点は改善されたが、吻合部の感染や肉芽形成が高率に発生した。

4. porous type の人工気管は縫着直後から局所への十分な血流の供給が早期の上皮化に必要と思われた。

5. non-porous type の人工気管は吻合部においての感染や肉芽による狭窄を防止すべく、より組織親和性の優れた材料で対処する必要がある。

稿を終えるに当り、御指導御校閲を賜った新潟大学医学部第二外科江口昭治教授に深謝すると共に、直接御指導頂いた広野達彦先生（現：国立療養所西新潟中央病院）、小池輝明先生（現：県立がんセンター新潟病院）、実験を手伝って頂いた樋口寿一技官及び教室の諸先生方に感謝致します。

参 考 文 献

- 山口 豊： 気管・気管支形成術の進歩と現況，その問題点，日外会誌，86：651～656，1985。
- 富田正雄，綾部公懿，川原克信，君野孝二： 気管・気管支外科の問題点と安全性の確立，胸部外科，42：712～717，1989。
- Rob, C.G. and Bateman, G.H.: Reconstruction of tracheal and surgical esophagus, preliminary report. Br. J. Surg., 37: 202～205, 1949.
- Bucher, R.M., Burnett, E. and Rosmond, G.P.: Experimental reconstruction of tracheal and bronchial defects with stainless steel wire mesh. J. Thorac. Surg., 21: 572～583, 1951.
- 森 明弘： 気管再建法に関する実験的研究。日胸外会誌，29：74～84，1981。
- Moghissi, K.: Tracheal reconstruction with a prosthesis of Marlex mesh and pericardium. J. Thorac. Cardiovasc. Surg., 69: 499～506, 1975.
- Dealauriens, J., Ginsberg, R.J., Nelems, J.M. and Peason, F.G.: Innominate artery rupture: A mager complication of tracheal surgery. Ann. Thorac. Surg., 20: 671～677, 1975.
- Peason, F.G., Henderson, R.D., Grusi, A.E., Ginsberg, R.J. and Stone, R.M.: The reconstruction of circumferential tracheal defects with a porous prosthesis. J. Thorc. Cardiovasc. Surg., 55: 605～616, 1968.
- 清水慶彦，田村康一，加藤弘文，寺松 孝，日野常稔： Mesh による人工気管における創傷治療に関する検討。人工臓器，12：486～489，1983。
- 林 明宏： 有茎広背筋弁ロールと soft Marlex mesh を組み合わせた代用気管の実験的研究。日胸外会誌，39：144～153，1991。
- 奥村典仁，中村達雄，寺町政美，滝本行延，清谷哲也，筏 義人： 人工気管による気道再建の研究。気管支学，15：772～777，1993。
- 長澤弘明： 大網被覆自家気管による気管再建の実験的研究。日胸外会誌，36：337～347，1988。
- Nelson, R.J., Geldberg, L., White, R.A., Shors, E. and Hirose, M.: Neovascularity of a tracheal prosthesis/tissue complex. J. Thorac. Cardiovasc. Surg., 86: 800～803, 1983.
- Daniel, R.A. Jr.: The regeneration of defects of the trachea and bronchi: an experimental study. J. Thorac. Surg., 17: 335～349, 1948.
- Neville, W.E.: Reconstruction of the trachea and stem bronchi with Neville Prothesis. Int. Surg., 67: 229～234, 1982.
- 松原義人，畠中陸郎，船津武志，池田貞雄： 人工気管による気道再建術。日気食会報，36：144～149，1985。
- 池田貞雄，松原義人，小鯖 覚，八木一之，塙 健，榎堀 徹，住友伸一，二宮和子，畠中陸郎，船津武志，桑原正喜，宮本好博，安田雄司： 人工気管による気道再建の現況と将来。気管支学，8：421～431，1986。
- 松原義人，小鯖 覚，池田貞雄，塙 健，塩田哲

広，石田久雄，小西孝明，光岡明夫，畠中陸郎，船津武志：人工気管の実験および臨床成績．胸部外科，43：368～374，1990．

- 19) 安部隆二，寺松 孝，秋山太一郎：人工気管に関する実験的研究．人工臓器，2：330～336，1973．

- 20) 小鯖 覚，八木一之，桑原正喜，松原義人，畠中陸

郎，二宮和子，船津武志，池田貞雄：人工気管の実験的研究．気管支学，4：307～312，1982．

- 21) 宗岡克樹，辻 隆之，菅 伊知郎，徳野慎一，戸川達男，青木秀希，奥森雅直：セラミック製人工気管の開発．日呼外会誌，6：446～452，1992．

(平成8年12月16日受付)
