

## 大血管術後長期遠隔期におけるグラフト変性：人工血管を中心に

荻野 均 松田 均 湊谷 謙司 佐々木啓明 田中 裕史 伊庭 裕  
佐藤 俊輔 小川 達也 入谷 敦 齊藤 正博 荒金 茂樹

**要 旨：**大血管手術後遠隔期の人工血管変性について概説する。テフロン製とポリエステル製があり、後者は平織りとメリヤス編みに二分される。移植後拡張に差を認め、胸部に平織り、腹部にメリヤス編み、肺動脈から静脈系、末梢血管に抗血栓性に優れるテフロン製が選択される。初期のポリエステル製、とくにメリヤス編みのなかで遠隔期破裂の報告が散見される。テフロン製の抗感染性が動物実験で報告されているが、臨床面でのエビデンスはない。

(J Jpn Coll Angiol, 2011, 51: 47-52)

**Key words:** prosthetic vascular graft, knitted Dacron, woven Dacron, ePTFE

### 序 言

人工血管の変性、とくに大血管手術に用いられる人工血管の変性について概説する。現在汎用されている人工血管としてポリエステル(Dacron)製とテフロン(expanded polytetrafluoroethylene; ePTFE)製がある。Dacron 製は編み方により、さらにメリヤス編み(knitted)と平織り(woven)に二分される。これら人工血管の間には、人工血管自体の特性のほかに、移植後の拡張性、血栓形成性などにおいて差を認め、使用される部位も異なる。なかでも問題となるのが、移植後遠隔期の拡張性とそれに伴う破裂の発生である。これらに関して自験例の報告と文献の考察を加え概説する。

### 人工血管(代用血管)の条件

① 生体適合性、② 耐久性、③ 抗感染性、④ 滅菌のしやすさ、⑤ 豊富なサイズ、⑥ 移植の容易さ、⑦ 血液漏出の少なさ、⑧ 抗血栓性、⑨ 弾力性、⑩ 低価格、⑪ 製造のしやすさ、などが理想的な代用血管としての人工血管の持つべき必要条件とされる<sup>1)</sup>。

### 人工血管の分類

人工血管は大きく同種血管(ホモグラフト)を中心とした生体材料人工血管と合成高分子材料人工血管の二つに分けられる<sup>1)</sup>。前者はわが国では一般的に使用されておらず、本項では臨床で広く用いられている後者の特性について言及する。後者は生体適合性や耐久性に優れたポリエステル(Dacron)製とテフロン(ePTFE)製に分けられる。Dacron 製は繊維を織って(編んで)できた「textile graft」であり、布の織り方によりメリヤス編み(knitted)と平織り(woven)に分類される。そのままの使用では血液の漏出が問題となるが、1980 年半ばに開発されたウシタンパクによる sealing(coating)技術により、血液の漏出の問題はほぼ解決されている。一方、ePTFE は樹脂を加工してできた「non-textile graft」であり、血液漏出の問題はないが、液体成分の漏出から漿液腫(seroma)の発生が時に問題となる。

### 人工血管の移植後合併症

人工血管の移植後合併症として、拡張、破裂、血栓形成、吻合部仮性瘤形成、人工血管感染、末梢側塞栓、周囲臓器への浸食作用(eroding into adjacent hollow viscera)などがある<sup>1)</sup>。

**Table 1** Reports on post-implant dilatation

Year	Author	Location	Material	Pt No	Follow (M)	Dilatation
1990	Nunn	AAA	K-Dacron	32	175	54–77%
1995	Berman	TAA AAA	K-Dacron (KDV)	106	12	23%
1995	Berman	TAA AAA	Dacron. ePTFE	178	43	KD 49%, WD 29%, ePFE 21%
1996	Nunn	AAA	K-Dacron (HM)	80	21	54%
1996	Goossens	TAA	K-Dacron (GS)	18	1	16%
1996	Utoh	AAA	K-Dacron (GS)	10	31	19–28%
1998	Utoh	AAA	K (GS)-, W (HW)-Dacron	30	1	KD 29%, WD 18%
1999	Mattens	TAA	K (GS)-, W (GW)-Dacron	25	24	KD 31%, WD 7%
2001	Alonso	AAA	K-Dacron (HM)	30	12	20%
2001	Bogaerta	TAA	K-Dacron (GS)	8	54	56 (20–82)%
2007	Bodian	TAA	W-Dacron	547	18	20% (< 1%/yr)
2009	Schroeder	AAA ASO	W-Dacron, ePTFE	303	60	WD 25%, ePTFE 13%

K: knitted, ePTFE: expanded polytetrafluoroethylene, KDV: knitted double velour, HM: Hemashield microvel®, HW: Hemashield woven®, GS: Gelseal®, GW: Gelweave®, W: woven, KD: knitted Dacron, WD: woven Dacron

**Table 2** Our experience of post-implant dilatation with knitted Dacron graft (Gelseal®) in use for thoracic aortic surgery

Site	Early dilatation (%)	Late dilatation (%)	Interval (Y)
Ascending	130 ± 1	139 ± 5	3.1 ± 0.8
Arch	129 ± 7	137 ± 5	5.5 ± 2.3
Descending	131 ± 5	139 ± 3	6.0 ± 3.2
Total	130 ± 7	138 ± 5	5.4 ± 2.4

Graft size	Early dilatation (%)	Late dilatation (%)	Interval (Y)
20 mm	131 ± 8	138 ± 4	6.1 ± 3.9
22 mm	129 ± 1	137 ± 3	3.6 ± 0.8
24 mm	130 ± 8	138 ± 5	3.9 ± 2.5

Interval (Y)	Early dilatation (%)	Late dilatation (%)	Interval (Y)
< 8 yrs	130 ± 7	137 ± 5	4.0 ± 1.1
≥ 8 yrs	128 ± 6	139 ± 3	8.8 ± 0.5

### 1) 移植後拡張(瘤化)

諸家の報告によれば **Table 1** に示すごとく、移植後拡張率は Dacron 製人工血管において woven で 16~29%、knitted で 7~82%、ePTFE 製で 13~21% とされており、knitted Dacron 人工血管でより大きな拡張率を認める<sup>2-5)</sup>。自験例において knitted Dacron 製人工血管である Gelseal® を用いた臨床例の経過観察において、術後早期で 30%、晩期(遠隔期)で 40% の拡張率を認めた(**Table 2**)。しかしながら、とくに最近の人工血管においては、この移植後拡張が直接的に破裂につながったという報告

はなく、自験例においてもその経験はない。ただ、胸部大動脈手術の際にエレファントグラフトとして knitted Dacron 人工血管を使用した場合に、次の二期目の手術において同人工血管より多くの出血を認めた報告はある。また、拡張に伴い周囲組織への圧迫も発生する可能性があり、胸部大動脈手術において肺出血(咯血)に発展したり、胸骨正中切開下の再手術において問題とならう。とくに、knitted Dacron 人工血管では人工血管の繊維間に周囲組織が進入しやすく、その結果、移植後の癒着も強固となって再手術の際に難渋することは自験例で

Table 3 Reports on post-implant rupture

Year	Author	Pts	Site	Material	Interval (M)
1958	Ohara	1	Abdominal Ao	Nylon	12
1967	Martin	1	Abdominal Ao	Teflon	54
1971	Hayward	1	Iliac	Woven Teflon	105
1972	Orringer	1	AxA-FA	Ultralight knitted Dacron	24
1975	Perry	1	Ao-Iliac	Wesolowski weavenit	18
1976	Wren	1	Iliofemoral	Unknown	24
1977	Blumengerg	1	Ao-Iliac	Meadoxx weavenit	40
1978	Wesolowski	2	Ao-FA	Welt knitted Dacron	60
1978	May	1	Femoropopliteal	Warp knitted Dacron velour	18
1978	Edwards	1	Ao	Thin-walled knitted Dacron	120
1978	Tutassaura	1	Femoropopliteal	Edwards knitted	42
1978	Yashar	1	Abdominal Ao	Knitted Dacron	64
1981	Berger	4	Abdominal Ao	Meadox Weavenit	66-96
1985	Tripestad	4	Ao-biFA 1 Axillo-bifemoral 3	Cooley double-velour knitted graft	4-6
1986	Nakajima	1	Femoro-femoral	Cooley double-velour knitted graft	8
1997	Wilson	2	Aorto-femoral 2	Cooley double-velour knitted graft	5, 6
1999	Watanabe	1	Aorto-bifemoral	Cooley double-velour knitted graft	14
2005	Kawata	1	Extra-anatomic bypass (Asc-Desc Ao)	Cooley double-velour knitted graft	19
2006	Kawamura	2	Desc Ao (1982), Root (1988)	Cooley double-velour knitted graft	23, 17

Ao: aorta, AxA: axillary artery, FA: femoral artery, Asc: ascending, Desc: descending

経験している。このような状況も含め、胸部大動脈には拡張性の少ない woven Dacron 人工血管が、腹部大動脈から末梢血管にはむしろ柔軟性とハンドリングに優れた knitted Dacron 人工血管が、肺動脈から静脈系および末梢血管には抗血栓性に優れた ePTFE が選択される傾向にある。

## 2) 血栓形成

人工血管内が完全に新生内皮で覆われることは難しく、人工血管内に常に血栓が形成される可能性がある。大血管に用いる大口径人工血管では流速も速く血栓形成が大きな問題となることはなく、したがって、術後の抗凝固療法や抗血小板療法は必要ない。ePTFE 製人工血管は、Dacron 製人工血管に比べ抗血栓性に優れるとされ、主に肺動脈から静脈系および末梢血管に用いられる。

## 3) 吻合部仮性瘤

吻合部仮性瘤は人工血管の種類というよりも、大動脈壁自体の脆弱性に起因することが多い。したがって、脆弱な大動脈への吻合にはテフロンフェルトなどの補強が一般的に用いられている。ただ、テフロンフェルトを補強に用いても、人工血管とテフロンフェルトは強固に縫

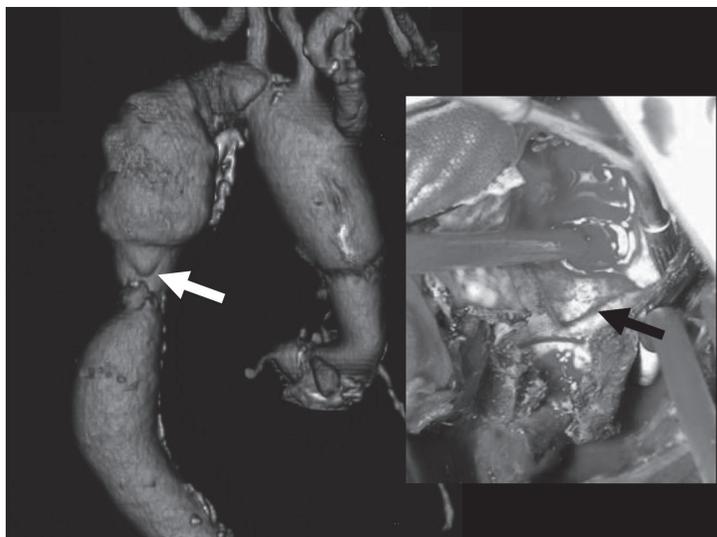
合(結合)されたままであるが、テフロンフェルト直下の動脈壁の糸切れで仮性瘤が発生することが稀にあり、術後も定期的に画像を追跡観察することが重要である。

## 4) 人工血管感染

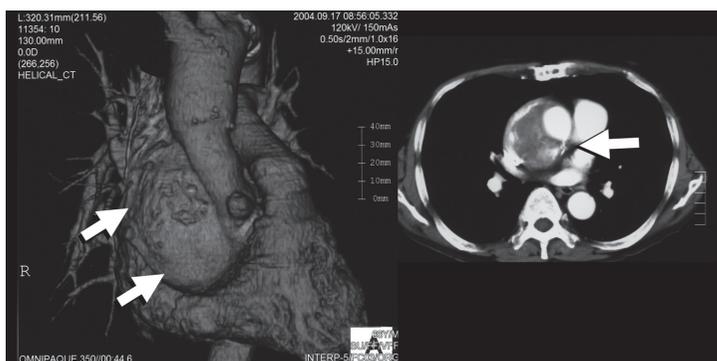
人工血管の抗感染性の乏しさは従来と変わっていない。移植されても血管の内腔は完全に内皮細胞で被覆されず組織と一体化することはない。したがって、移植後遠隔期においても、血栓形成から細菌増殖の温床となり人工血管感染へとつながる。Dacron 人工血管と比べ、ePTFE 人工血管の抗感染性が動物実験で報告されているが<sup>6)</sup>、臨床面でのエビデンスとしては不明である。最近では、silver-coating graft や抗生剤浸漬人工血管の感染瘤に対する有効性が報告されている<sup>7)</sup>。

## 人工血管破裂

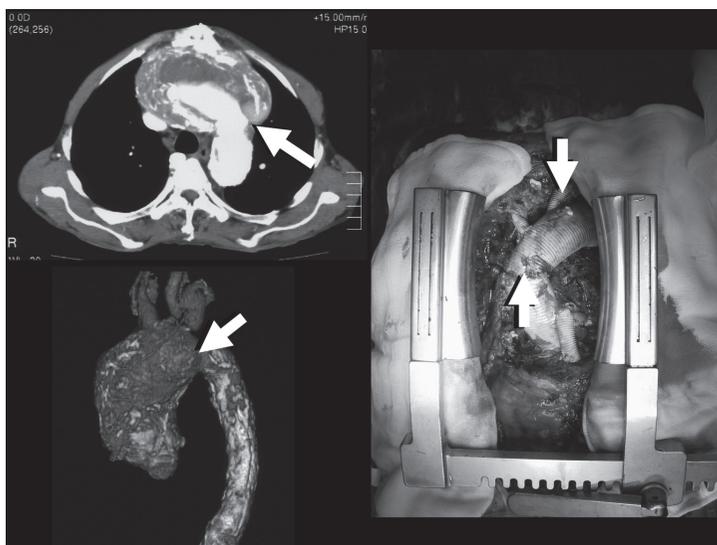
1980年代までの初期の knitted Dacron 人工血管を中心に遠隔期の破裂の報告が散見され(Table 3)<sup>8,9)</sup>、著者らも同様の破裂例を経験した(Fig. 1~3)。報告によれば、目印の guide line や製造過程での remeshing line に一致して破裂を認めている<sup>10)</sup>。ともに、1990年以前の人工血管



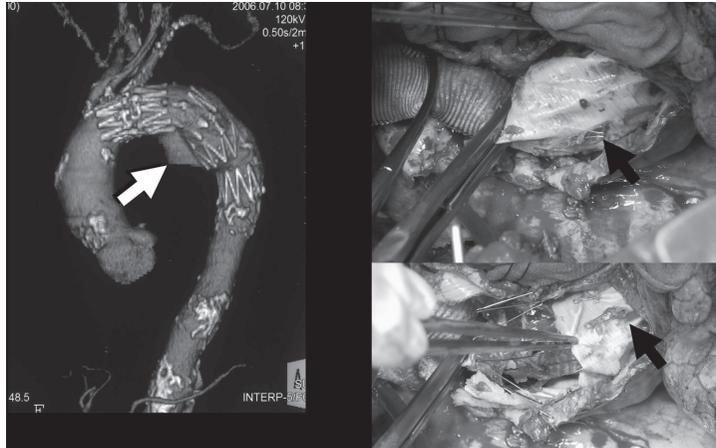
**Figure 1** A case of graft rupture in 2006 after descending aortic replacement using a Cooley woven double velour graft in 1982 (left: preop CT, right: intraoperative finding).



**Figure 2** A case of graft rupture in 2005 after aortic root replacement using a Cooley woven double velour graft in 1988.



**Figure 3** A case of graft rupture in 2007 after aortic arch replacement using a Cooley woven double velour graft in 1986 (left: preop CT, right: intraoperative finding).



**Figure 4** A case of graft rupture in 2006 after TEVAR using a Z-stent in 2003 (left: preop CT, right: intraoperative finding).

で、破裂部に一致して特殊な繊維が使われていたためであり、現在使用されている人工血管では発生しえない事象といえる。しかしながら、1990年以前の人工血管が使用された症例で生存例も多く、十分注意して経過観察する必要がある。一方、最近、急激にその使用が広まりつつあるステントグラフトに関して、シース内に挿入するため従来のグラフトと比べ肉薄であり、当初よりステント補強部を中心に人工血管の耐久性が疑問視されていた。実際に他施設の自作のものでステント接合部を中心に破損例を経験している(**Fig. 4**)。最近のもので、とくに商業ベースのものはステントの材質や形状が改良され長期間の耐久性が期待できるが、以前のもを使用した症例においては今後も注意深い経過観察が必要と考える。

## 結 語

人工血管を使用した場合、移植後拡張、破裂、人工血管感染などが長期遠隔期においても発生する可能性があり、これらを念頭においた注意深い定期的な観察が必要と考える。

## 文 献

- 1) Kempczinski RF: Vascular conduits: An overview. Rutherford Vascular Surgery, Section VI Chap 33. Philadelphia, 2000, 527–618.
- 2) Utoh J, Goto H, Obayashi H et al: Dilatation of gelatin-sealed

knitted Dacron prosthesis. J Cardiovasc Surg (Torino), 1996, **37**: 343–344.

- 3) Mattens E, Engels P, Hamerlijnc R et al: Gelseal versus Gelweave dacron prosthetic grafts in the descending thoracic aorta: a two-year computed tomography scan follow-up study. Cardiovasc Surg, 1999, **7**: 432–435.
- 4) Utoh J, Goto H, Hirata T et al: Dilatation of sealed Dacron vascular prostheses: a comparison of Gelseal and Hemashield. J Cardiovasc Surg (Torino), 1998, **39**: 179–180.
- 5) Schroeder TV, Eldrup N, Just S et al: Dilatation of aortic grafts over time: what to expect and when to be concerned. Semin Vasc Surg, 2009, **22**: 119–124.
- 6) Stewart AH, Evers PS, Earnshaw JJ: Prevention of infection in peripheral arterial reconstruction: a systematic review and meta-analysis. J Vasc Surg, 2007, **46**: 148–155.
- 7) Goëau-Brissonnière OA, Fabre D, Leflon-Guibout V et al: Comparison of the resistance to infection of rifampin-bonded gelatin-sealed and silver/collagen-coated polyester prostheses. J Vasc Surg, 2002, **35**: 1260–1263.
- 8) Wilson SE, Krug R, Mueller G et al: Late disruption of Dacron aortic grafts. Ann Vasc Surg, 1997, **11**: 383–386.
- 9) Chakfe N, Riepe G, Dieval F et al: Longitudinal ruptures of polyester knitted vascular prostheses. J Vasc Surg, 2001, **33**: 1015–1021.
- 10) Dieval F, Chakfé N, Wang L et al; European Group for Research into Vascular Grafts: Mechanisms of rupture of knitted polyester vascular prostheses: an in vitro analysis of virgin prosthese. Eur J Vasc Endovasc Surg, 2003, **26**: 429–436.

## Long-term Degeneration of Prosthetic Vascular Graft after Aortic Surgery

Hitoshi Ogino, Hitoshi Matsuda, Kenji Minatoya, Hiroaki Sasaki, Hiroshi Tanaka, Yutaka Iba, Shunsuke Sato,  
Tatsuya Ogawa, Atsushi Iritani, Masahiro Saito, and Shigeki Arakane

National Cerebral and Cardiovascular Surgery, Cardiovascular Surgery, Osaka, Japan

**Key words:** prosthetic vascular graft, knitted Dacron, woven Dacron, ePTFE

We review the long-term degeneration of a prosthetic vascular graft after aortic surgery. The materials of currently used prosthetic vascular grafts are expanded polytetrafluoroethylene and Dacron, the latter of which is divided into woven Dacron and knitted Dacron grafts. Because of some differences in post-implant dilatation and thrombogenicity, woven Dacron grafts are used mainly for thoracic aortic lesions, while knitted Dacron grafts are used for abdominal aortic or peripheral arterial lesions. Expanded polytetrafluoroethylene grafts having better anti-thrombogenicity are employed for peripheral or venous lesions. Reportedly, spontaneous ruptures rarely occurred in the previous Dacron series, predominantly before 1990. Animal experiments demonstrated that expanded polytetrafluoroethylene prosthesis might be more resistant to bacteremic infection than Dacron graft; however, there has not been any clinical evidence for this.

(J Jpn Coll Angiol, 2011, **51**: 47–52)