

## 大動脈瘤の低侵襲治療を目的とした 血管内挿型人工血管の実験的研究

川口 聡 石丸 新

**要 旨** : 血管内挿型人工血管 (ステントグラフト) による大動脈瘤治療において, 臨床よりフィードバックされた問題点を実験的研究により検証した. 物理学的特性の検討として, 水圧ガラス管内でのステントグラフト開放時の移動, ステント拡張力の測定, およびグラフト密着性を検討した. またイヌの大動脈にステントグラフトを内挿し, その組織像を観察した. ステントグラフトは水圧により中枢側ステントの完全拡張までの間に最大の移動を認めた. ステントの最大拡張力は  $187.4 \text{ kgf} / \text{m}^2$  で, ステント径と拡張力間に負の相関関係を認めた. グラフトの密着性はその皺により径が大きいものほど悪く, ガラス管径の 21% 増のグラフト径から内腔面積の有意な減少を認めた. イヌに対するステントグラフト内挿後のグラフト開存性は良好であり, 血管組織像では露出したステントの接触部で弾性板の破壊, 内膜肥厚を認めたが, グラフトで被覆されたステントの接触部では損傷の程度は軽度であった.

中枢側ステントの完全拡張までは, 血流による移動がおりやすく注意を要する. ステントの拡張力は最大でも収縮期血圧の  $1/10$  程度で, 血管壁への影響は軽度と考えられる. 密着性はグラフト径が血管径に近いほど良好で, 血管径の 21% 増し以上の径から密着性低下が指摘されるが, 他の要因を考慮すれば血管径の 10 ~ 20% 増のグラフトを選択すべきである. また, 組織学的にステントによる致命的な血管壁の損傷は認められず, グラフトの被覆が損傷をより減少させた.

今回の検討は今後の機器開発や手技向上に役立つものと思われ, 本治療の安全性が示唆された. (日血外会誌 9 : 551-559, 2000)

索引用語 : 大動脈瘤, 血管内治療, 血管内挿型人工血管, ステント, ステントグラフト

### はじめに

大動脈瘤に対する血管内挿型人工血管 (ステントグラフト) を用いた治療は, 開胸開腹を必要としない経

血管の手術で, 侵襲の低い画期的な治療法として注目を浴びている. ステントグラフトの基本構造は, 骨格に自己拡張型あるいはバルーン拡張型金属ステントを用い, これを人工血管で被覆したものであり, ロングシースを用いて血管内に留置することができる. 本法は 1969 年に Dotter がコイルスプリングを用いた実験を行って以来<sup>1)</sup>, いくつかの実験的検討を経て 1990 年代に入り, ようやくその臨床経験が報告され<sup>2,3)</sup>, 本邦でもその有用性が示唆されている<sup>4-6)</sup>. 本治療は,

東京医科大学第 2 外科 (Tel : 03-3342-6111)

〒160-0023 新宿区西新宿 6-7-1

受付 : 2000 年 4 月 27 日

受理 : 2000 年 7 月 25 日

経カテーテル的にステントグラフトを運搬し、病変部を含んだ血管内に固定留置し治療を完了する。これにより動脈瘤内への血流を遮断し瘤内を血栓化せしめ、瘤内圧を減じることでその治療目的を果たす。われわれも1995年より本治療法の研究開発を開始し、ステントグラフト自体はもちろんのこと、その周辺機器の改良を繰り返し行ってきた<sup>7-10)</sup>。しかし、より優れた機器を開発するためには、臨床経験で得られた個々の問題点を基礎的研究によって検証することが必要不可欠である。本研究では、ステントグラフトの基本型であるステンレス鋼製ジグザグステントとポリエステル製人工血管から構成されたシステムについて、物理学的特性および拡張固定時における血管密着性、またステントグラフト内挿後における動脈の組織学的変化を実験的に検討し、いくつかの知見を得たので報告する。

## 方 法

### 1. 物理学的検討

#### 1) ステントグラフトの拡張と血流の影響

内腔径28mmのガラス管を用いて大動脈瘤モデルを作成し、これにローラーポンプ（Sarns 7000 MDXポンプ、テルモ社、東京）を組み込んだ回路を直結して、生体に近似した水流（拍動流）を再現した（Fig. 1）。水流条件を成人男子の正常分時心拍出量である4 l/minとして強制的にガラス管モデル内に送水し、モデル末梢に装着したゴム管の締めつけを調節することにより、水圧を最高120mmHg、最低80mmHgとなるように回路を作成した。ステントグラフトは最大拡張径40mm、長さ25mmのGianturco Z stent<sup>®</sup>（クック社、ブルーミントン）を3個連結したものに平織りポリエステル布（直径32mm、100mm）を被覆縫着して作成した。

モデル内に運搬用シースを挿入し、ステントグラフトの拡張留置時に水流が及ぼす物理学的影響を検討した。観察条件は、ステントグラフト放出前、中枢側ステント（第1ステント）1/2拡張時、および全拡張時、ついで末梢に向かって2、3番目のステントのそれぞれ1/2拡張時および全拡張時とし、各時相においてステントグラフト全体が末梢方向へ移動する距離を測定した。なお、1/2拡張時とはそのステントの中枢端の拡張径が全拡張時径の1/2（14mm）となった時点

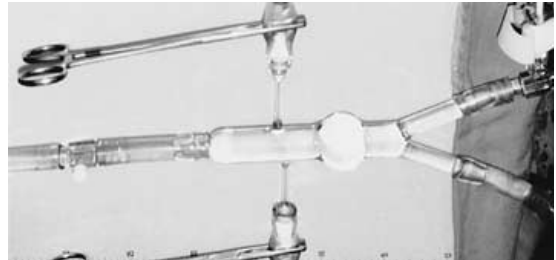


Fig. 1 Water circuit with glass tube model of an aortic aneurysm(inner diameter : 28mm)

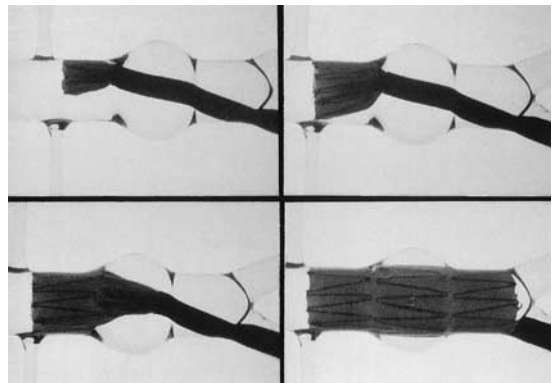


Fig. 2 Half expansion of the first proximal stent (a) and total expansion of the first stent (b). Total expansion of the second stent (c), and finally, all stents have expanded (d)

を、また全拡張時とはガラス管径（28mm）となった時点とした（Fig. 2）。拡張実験を20回繰り返して行い、測定値の平均を求めた。

#### 2) ステントグラフトの圧着力および密着性

臨床使用を前提として、最大拡張径40mmのGianturco Z stentを使用し、最も収縮させた最小直径15mmから最大拡張径40mmまでの拡張力を2.5mm毎に計測した。計測はPRO AUTOMATIC SPRING TESTER：PRO-300（日本計測システム社、奈良）を用い、ステントに巻きつけたPPフィルムに加わる荷重をフィルムの牽引力（グラム重：gf）とする方法によった。次に内腔径28mmのガラス管内に最大拡張径28mm、30mm、32mmおよび34mmの4種類のステントグラフトを内挿し、内視鏡（オリンパス社、東京）を用いてその内腔の形状を観察した。さらにガラス管内に水圧をかけた場合に生ずるグラフトの皺の変化を観察し、超音波カテーテル（ボストンサイエンティフィック社、ボストン）を用いて各グラフト径にお

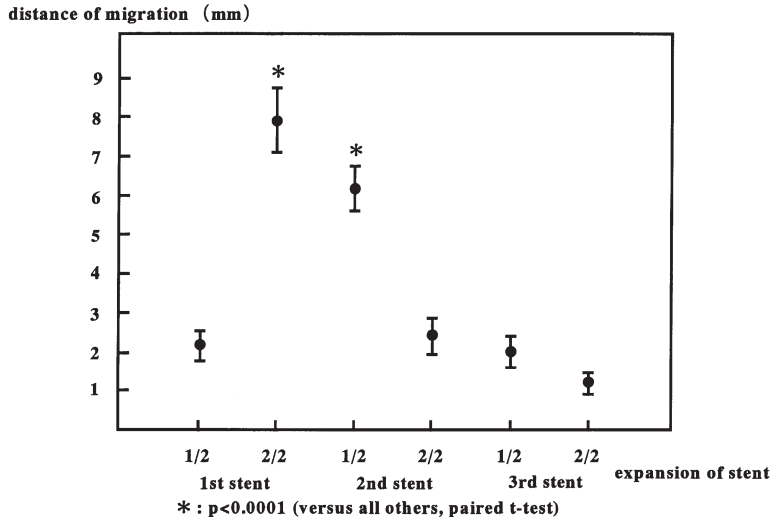


Fig. 3 Distance of a stent graft migration toward distal side during the stent graft expanding  
Migration was maximum in the first proximal stent has totally expanded.

るグラフト内腔の正断面積の計測を10回ずつ行い、ステントグラフトの密着性を検討した。統計学的検定法は、ステントグラフトの末梢移動の検討にはpaired t-testを、ステント拡張力の検討には直線回帰分析を、グラフト内腔の正断面積の検討にはStudent's t検定法およびWilliams検定法を用いた。

2. 組織学的検討

雑種成犬6頭を用い、pento-barbital sodium (25mg / kg) の静脈内投与、気管内挿管下に人工呼吸を行い管理した。右大腿動脈を露出し、同動脈切開部より直径14Fr. のステントグラフト運搬用シースを挿入し、X線透視下にガイドワイヤーを先行させながら腹部大動脈まで進行させ、腎動脈分岐部末梢の大動脈にステン

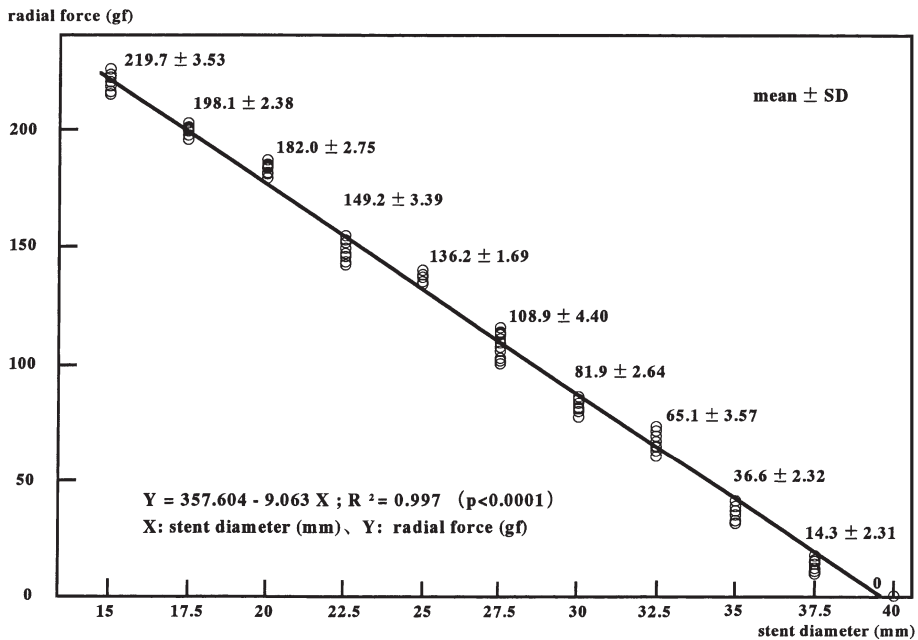
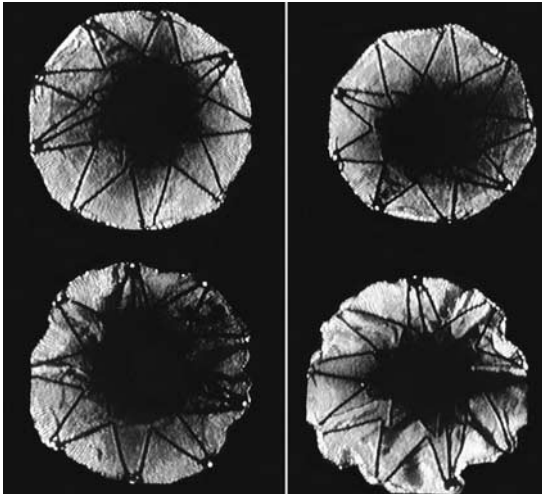


Fig. 4 Radial force of the Gianturco Z stent® (expansion diameter : 40mm)  
The radial force was decreasing with expanding of the sent.



**Fig. 5** Stent grafts, four different diameters, 28mm(a), 30mm(b), 32mm(c) and 34mm(d) were inserted in a glass tube (inner diameter : 28mm). Folds were observed in large sized graft more than small one (a<b<c<d)

a	b
c	d

トグラフトを内挿した。ステントグラフトは、最大拡張径15mm、長さ30mmのGianturco Z stentを骨格とし、筒状（直径10mm）の平織りポリエステル製人工血管をステントの半分に被覆縫着し、ステント露出部およびグラフト被覆部の2つの部分ができるよう作成した。

ステントグラフト内挿後2週間および6ヵ月において大動脈造影を施行し、ステントグラフトの閉塞あるいは狭窄変化の有無を観察した。また、6ヵ月経過時にイヌを全身麻酔下でカリウム大量投与により犠牲死させ、大動脈をステントグラフト内挿部およびその中樞および末梢側10mmを含めて摘出した。摘出血管を正常部、ステント内挿部、ステントグラフト内挿部に分別し、それぞれをHematoxylin Eosin染色、Elastica van Gieson染色、Actin染色し、光学顕微鏡にてその組織像を観察した。

## 結 果

### 1. 物理学的検討

1) モデル回路内の水流存在下において、ステントグラフトはその放出拡張時に水圧により、末梢方向へ移動する傾向を認めた。ステントグラフトの末梢側へ

の移動距離（平均値±標準偏差）は、第1ステント1/2拡張時で $2.2 \pm 0.45\text{mm}$ 、全拡張時で $7.9 \pm 0.84\text{mm}$ 、第2ステント1/2拡張時で $6.2 \pm 0.52\text{mm}$ 、全拡張時で $2.4 \pm 0.42\text{mm}$ 、第3ステント1/2拡張時で $2.0 \pm 0.40\text{mm}$ 、全拡張時で $1.2 \pm 0.28\text{mm}$ であり、第1ステント全拡張時および第2ステント1/2拡張時は他のすべての時相に対してその移動距離に有意差（ $p < 0.0001$ ）を認めた（Fig. 3）。移動は第1ステント全拡張時に最も大きく、すべてのステント拡張が完了すると移動は認められなくなった。

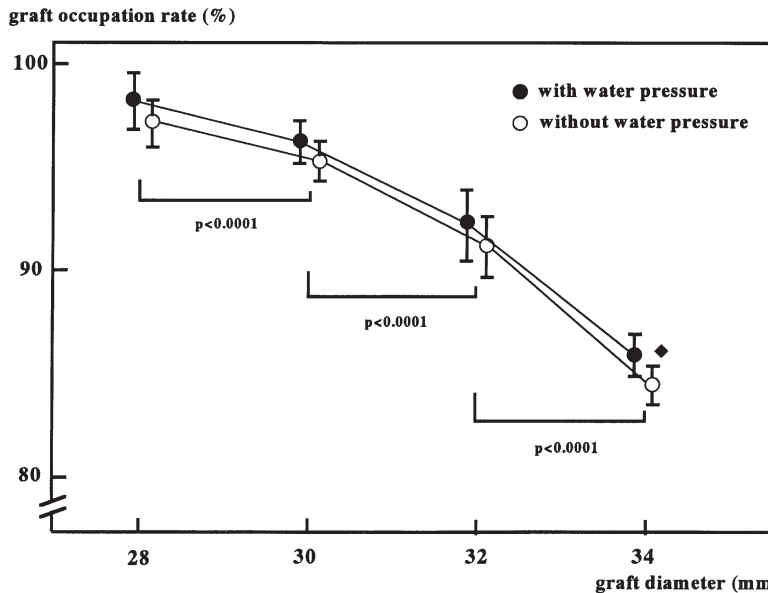
2) ステントが収縮した状態から自己拡張していくに伴って放射方向への拡張力は次第に減少し、最大拡張時（径40mm）では拡張荷重は0gfとなった。ステント径（説明変数：X）とステント拡張力（目的変数：Y）の間には負の相関を認めた（回帰関数： $Y = 357.604 - 9.063 X$ ;  $R^2 = 0.997$ ,  $p < 0.0001$ ）（Fig. 4）。一定口径のガラス管内に異なった口径のステントグラフトを内挿すると、グラフト径が大きいものほどグラフトに皺が多く発生し（Fig. 5）、グラフト内腔の正断面積は各々のグラフト間において有意（ $p < 0.0001$ ）に小さくなった。また、ガラス管の内腔面積（ $142\text{mm}^2$ ）に対する各々のステントグラフトの正断面積は、径34mmのステントグラフトのみが下側5%で有意な面積の減少を認めた（Fig. 6）。また、ガラス管内に水圧をかけることによりグラフトの皺はより小さい皺に分散され、径32、34mmのグラフトで $p < 0.05$ 、および $p < 0.01$ をもって有意な増加を示した（Table 1）。

### 2. 組織学的検討

ステントグラフト内挿後2、6ヵ月後の血管造影では、いずれも閉塞、狭窄などの異常所見は認められなかった（Fig. 7）。

1) ステントが露出して内挿された大動脈壁では、ステントが血管内膜に接触した部位で弾性板が外方向に圧迫され亀裂が生じ、一部の弾性板は菲薄化していた。また、ステント接触部では内膜肥厚も観察され、肥厚部には平滑筋細胞の強い浸潤が認められた（Fig. 8a）。

2) グラフトで被覆したステントが内挿された大動脈壁では、血管内全周にわたり軽度の弾性板損傷を認めたが、中膜の構造は保たれていた。また、一部に内皮細胞の剥離を認めたものの内膜の肥厚はほとんど認められず、平滑筋細胞の浸潤も少なかった（Fig. 8b）。



**Fig. 6** Area of the stent graft (diameter : 28, 30, 32 and 34), which was inserted in the glass tube (inner diameter : 28mm), was measured using an intravascular ultra sound  
 Y axis indicates the graft occupation rate (area of the stent graft in the glass tube / inner area of the glass tube × 100 %). Open circles indicate the graft occupation rate without water pressure, and closed circles indicate the graft occupation rate with water pressure in the tube.

**Table 1** Graft inner area in the 28mm glass tube with and without water pressure

graft diameter (mm)	without W.P. (mm <sup>2</sup> )	with W.P. (mm <sup>2</sup> )	p value
28	598.2 ± 5.92	602.7 ± 6.02	NS
30	585.8 ± 4.12	588.9 ± 4.53	NS
32	560.3 ± 6.82	567.7 ± 7.67	p<0.05
34	519.1 ± 4.01	526.1 ± 3.90	p<0.01

W.P. : water pressure      mean ± SD  
 p value : between with and without water pressure, student's t-test

考 察

ステントグラフトがシースより解放され、動脈内で自己拡張していくに従って複雑に血流の影響を受けることは、その正確な挿入固定を妨げる原因となる。実験においては、グラフトとガラス管との摩擦係数が、実際の血管内壁との摩擦係数よりも低く、また使用した水の性状は血液のそれと比較して粘性など異なることから、その成績を生体と同一致させることは困難である。そこで、移動距離の実数値ではなく、開放運動

の各時相における移動距離を比較することにより血流の影響を検討した。中枢側ステントが1/2解放した時点では、ステントグラフトはガラス管に接触しておらず、水流はステントグラフトの周囲を通過して末梢へと流れるため水圧による移動距離は少ない。しかし、中枢側ステントが全拡張した時点では水流のすべてをステントグラフトが受けるため、急激に末梢方向への力が加わり移動距離は最大となり、これは2番目のステントが1/2開く時点まで続くと考えられる。2番目

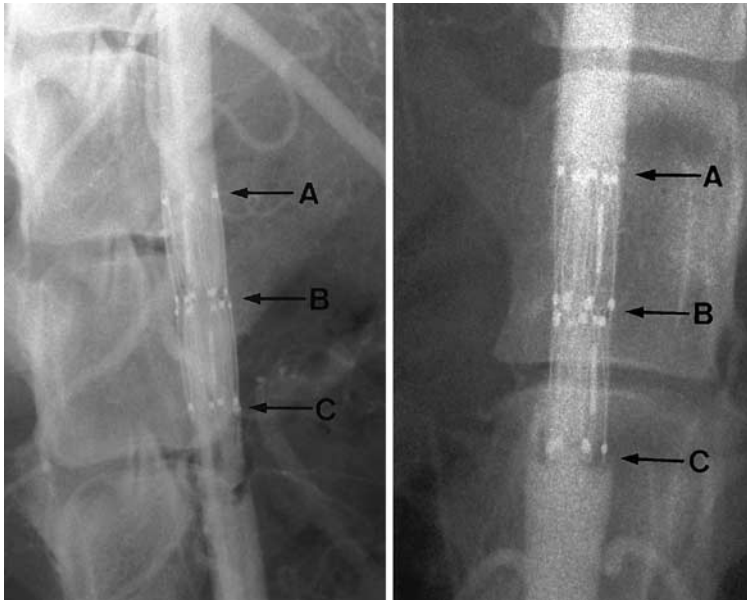


Fig. 7 . Aortography of the dog 2 ( a ) and 6 ( b ) month after stent graft deployment showing no stenosis and obstructive changes (between A and B : non-covered stent, between B and C : covered stent with polyester graft) a | b

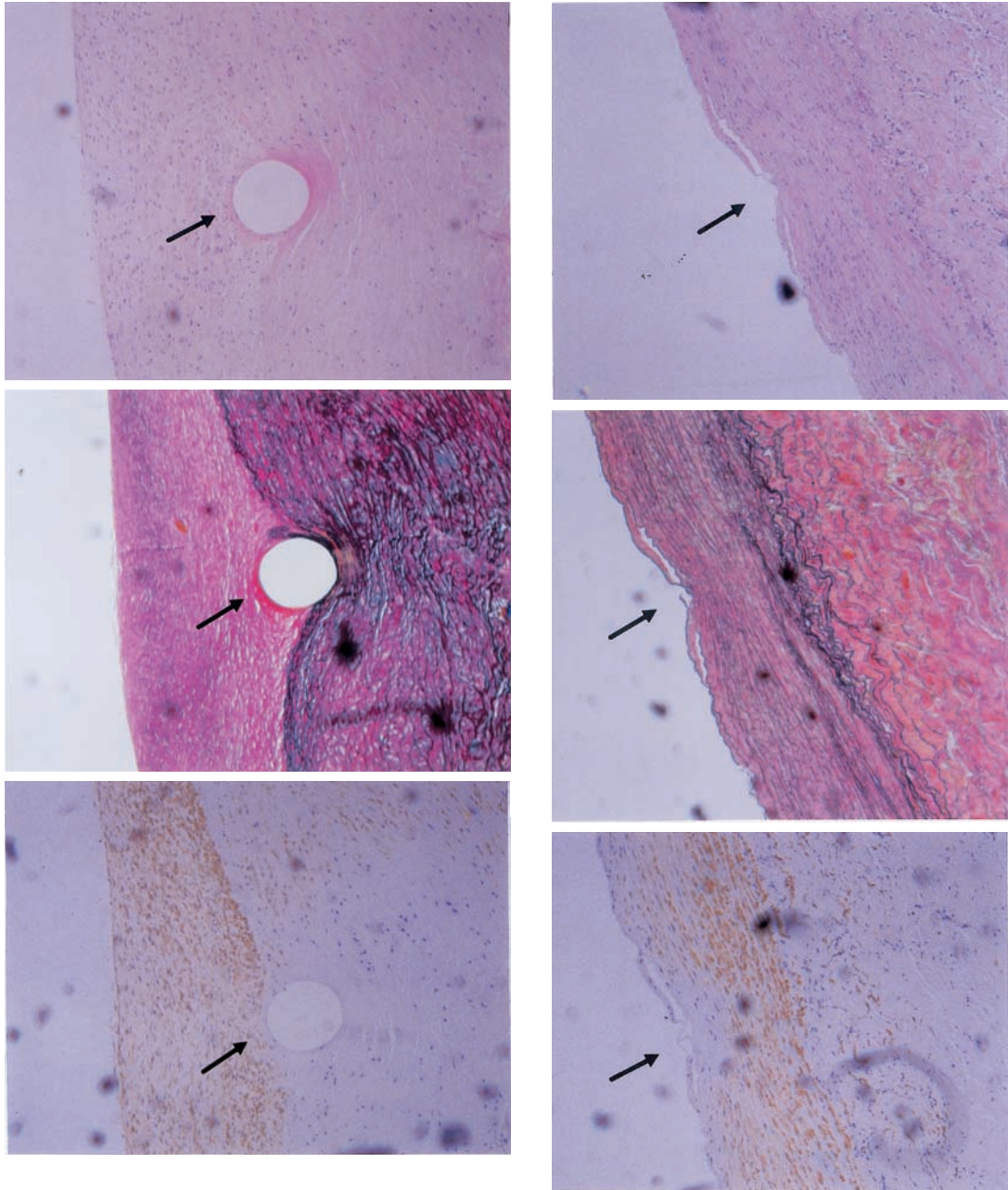
のステントが全拡張した段階では中枢側ステントの末梢端が全拡張して円柱状に開ききることになり、ガラス管の全内周にわたって面での接触へと変化するため、ステントの圧着力が増大して移動距離は小さくなる。すなわち、中枢側ステントがその末梢端まで完全に拡張するまでは、血流によるステントグラフトの移動がおこりやすい状態にあることが判明した。このことから、臨床的にもステントグラフト開放時の血圧低下、一時的な心拍動停止など、ステントグラフトの移動を最小限にとどめるための対策が必要である<sup>9)</sup>。

ステントの拡張力は、グラフトを血管内に固定する主力であり、この支持力が血管壁に障害を与えない範囲で十分なものであるのかを検討する必要がある。本実験では、胸部大動脈に適應することを想定して最大拡張径40mmのステントを使用したが、同ステントは計測上最も径の小さい15mmに縮小した時点で拡張力は最大となり、被覆したグラフトの固定力は最も強い。臨床的には径30mm前後の大動脈が目標となるために、内挿する径を15mmに設定することは意味を持たないが、可能な限り径の大きいステントを使用する方が拡張力は大きく、グラフトの固定力は大きいといえる。しかし、ステントグラフトを縮小し格納する運搬用シースは口径が小さいほど病変部への到達には有利

であることから、より強い拡張力を得る目的でステント径を無制限に増大させることには限界がある。今回の検討により、ステントは開放径に近くに伴い拡張力が直線的に減少することが証明されたことから、大口径の血管内では固定力が低く、ステントの拡張力のみでグラフトの固定を頼ることは不十分であると考えられる。したがって拡張力が小さい条件下では、グラフトと血管固定部の接触面積を大きくして固定力を増大させることが必要と考えられる。

血管壁は血圧によって外方向に力を受け、その単位面積あたりの荷重は収縮期血圧が120mmHgで約1,631kgf/m<sup>2</sup>、200mmHgで2,719kgf/m<sup>2</sup>と概算できる。今回の実験で得たステントの最大拡張力は187.4kgf/m<sup>2</sup>の荷重となり、血圧と比較して遙かに弱い力と考えられ、ステントの拡張による血管壁への障害はわずかであることが予想される。

本治療法の目的は、瘤内への血流を遮断し減圧を得て瘤破裂を防止することであり、その成績に影響を及ぼすものは瘤内への血液漏出(endoleak)である<sup>9,11-13)</sup>。ステントグラフトの血管壁への密着性は網状の金属ステントによって補償されていることから、endoleakの発生にはステント固定部におけるグラフトの縦皺が原因となる危険性が高い。今回の検討から、動脈内では



**Fig. 8a** : Microscopic view of the aorta with insertion of the non-covered stent for 6 months. Arrow shows the mark of removed stent wire (Hematoxylin Eosin, Elastica van Gieson and Actin :  $\times 200$ )

**b** : Microscopic view of the aorta with insertion of the covered stent with the graft for 6 months. Arrow shows mild injury of intima with covered stent (Hematoxylin Eosin, Elastica van Gieson and Actin :  $\times 200$ ).

**a | b**

血圧がグラフトの皺を減少させ、endoleakを防止する方向に働きかけるものと推測された。また、グラフトは固定する血管径に比べて大きい径を選択するほど皺

ができやすく、endoleak発生の可能性が高くなるものと予想される。実験では、内腔径28mmのガラス管に対してグラフト径を34mmとすると正断面積の減少は

対照と比較して有意な減少が認められた。これは、固定部位の血管径と比べ21%以上の径のグラフトではendoleak発生の可能性があることを示唆しており、これ未満のグラフトを選択することが望ましいと考えられる。また、臨床的にみると血管径は加齢とともに変化し、50歳以上では10年間で10%以上の拡大をみるとの報告があり<sup>14-17)</sup>、また血管径の計測時に生じる誤差や壁の形状によるグラフトの均一な固定の問題もあることから、十分な安全域を考慮すれば、計測血管径の10~20%増しのグラフトを選択することがよりよいと思われる<sup>5-8)</sup>。

組織学的検討によれば、ステントのみが内挿された血管には内膜肥厚を認め、中膜構造は破壊される傾向をみるが、グラフトによって被覆された状態では内膜肥厚も軽度であり、中膜レベルの破壊も少ない。線径が0.5mmのステントでは、血管壁の一部分に集中して拡張力が加わるのに比べ、ステントグラフトではグラフトの被覆によって拡張力が分散されることから、壊死性変化や、血管構造の破綻は観察されず、内膜肥厚による血管狭窄の可能性は少ないと思われる。

今日、大動脈瘤に対するステントグラフトを用いた血管内治療が世界的レベルで研究開発されている。しかし現時点では、ステントグラフト拡張時の末梢側移動運動、内挿されたステントグラフトが血管に及ぼす影響、またグラフトの至適径の選択など、多くの問題点が存在する。今回の基礎的検討の結果は、今後の機器の開発や手技の向上に役立つものと考えられる。また、適切なステントグラフトを内挿すれば、血管に及ぼす影響は軽度であることから、本治療の安全性が示唆された。

## 結 語

1. 大動脈瘤モデルを用いて、ステントグラフトへの拡張時での血流が及ぼす影響と、ステントグラフトの圧着力および密着性について検討した。また、動物実験によりステントグラフトが血管壁に及ぼす影響を組織学的に検討した。

2. 中枢側ステントの末梢端が完全に拡張するまでは、血流によるステントグラフトの移動がおこりやすい状態にあり、注意が必要である。

3. ステントグラフトの血管壁への荷重は、収縮期血圧に比べ10分の1程度と換算され、血管壁に及ぼす

影響は軽度と考えられる。

4. ステントグラフトの密着性は、グラフトの口径が血管径に近いほど良好であるといえるが、大動脈径の加齢に伴う変化や、画像診断による血管径の計測上の誤差などを考慮すれば、血管径の10~20%増しのグラフトを選択すべきである。

5. ステントによる内膜肥厚や中膜構造の変化が観察されたが、壊死性変化は認められず、さらにグラフトの被覆によりその変化はより軽微となった。

本研究の一部は平成11年度文部省科学研究費補助金(奨励研究(A)10770660および基盤研究(B)(2)11557101)を受けた。

## 文 献

- 1) Dotter, C. T. : Transluminally-placed coilspring endarterial tube graft. Long-term patency in canine popliteal artery. Invest. Radiology., **4** : 329-332, 1969.
- 2) Parodi, J.C., Palmaz, J.C. and Barone, H.D. : Transfemoral intraluminal graft implantation for abdominal aortic aneurysms. Ann. Vasc. Surg., **5** : 491-499, 1991.
- 3) Dake, M. D., Miller, D. C., Semba, C. P. et al. : Transluminal placement of endovascular stent-grafts for the treatment of descending thoracic aortic aneurysms. N. Eng. J. Med., **331** : 1729-1734, 1994.
- 4) 加藤雅明, 打田日出夫, 吉川公彦他 : メタリック・ステント update 大動脈瘤. 画像診断, **16** : 525-529, 1996.
- 5) 緑川博文, 星野俊一, 岩谷文夫他 : 大動脈瘤に対するステントグラフト内挿術の成績. 日血外会誌, **8** : 37-44, 1999.
- 6) 善甫宣哉, 工藤淳一, 池永 茂他 : 遠位弓部大動脈瘤に対するステント人工血管内挿術 ステント人工血管およびデリバリーシステムの工夫. 人工臓器, **28** : 273-277, 1999.
- 7) 石丸 新, 川口 聡, 島崎太郎他 : 血管内挿型人工血管(ステントグラフト)による大動脈瘤治療の適応と成績評価. 脈管学, **38** : 327-331, 1998.
- 8) 川口 聡, 石丸 新, 島崎太郎他 : 胸部大動脈瘤50例に対するステントグラフト内挿術の治療成績. 日胸外会誌, **46** : 971-975, 1998.
- 9) 川口 聡, 石丸 新(江里健輔, 星野俊一, 石丸新編) : ステントグラフトと大動脈疾患, 東京, 1999, 医歯薬出版株式会社, pp. 49-53.
- 10) Ishimaru, S., Kawaguchi, S., Koizumi, N. et al. :

- Preliminary report on prediction of spinal cord ischemia in endovascular stent graft repair of thoracic aortic aneurysm by retrievable stent graft. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, **115** : 811-818, 1998.
- 11) Dake, M. D., Miller, D. C., Mitchell, R. S. et al. : The "First generation" of endovascular stent-grafts for patients with aneurysms of the descending thoracic aorta. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, **116** : 689-704, 1998.
- 12) Mitchell, R. S., Miller, D. C., Dake, M. D. et al. : Stent-graft repair of thoracic aortic aneurysms. *Seminars in Vascular Surgery*, **10** (4) : 257-271, 1997.
- 13) Wain, R. A., Marin, M. L., Ohki, T. et al. : Endoleaks after endovascular graft treatment of aortic aneurysms: Classification, risk factors, and outcome. *J. Vasc. Surg.*, **27** : 69-79, 1998.
- 14) Silva, E. S., Rodrigues, A. J., Tolosa, E. M. C. et al. : Variation of infrarenal aortic diameter : A necropsy study. *J. Vasc. Surg.*, **29** : 920-927, 1999.
- 15) 松永和歌子 : X線CTによる健常日本人の大動脈径の計測. *東女医大誌*, **59** : 809-820, 1989.
- 16) 金岡 保 : 腹部大動脈径の加齢による変化. *米子医誌*, **43** : 262-271, 1992.
- 17) 竹中博昭, 江里健輔, 善甫宣哉他 : 日本人の腹部大動脈径の平均値. *日血外会誌*, **7** : 47-53, 1998.

## An Experimental Study of Transluminally Placed Prosthetic Grafts for the Minimally Invasive Treatment of Aortic Aneurysms

Satoshi Kawaguchi and Shin Ishimaru

Department of Surgery II, Tokyo Medical University

**Key words** : Aortic aneurysm, Endovascular surgery, Transluminally placed endovascular prosthetic graft, Stent, Stent graft

Clinical problems of minimally invasive treatment with transluminally placed endovascular stent grafts for aortic aneurysms were experimentally investigated. Migration of the stent graft after releasing it in a glass tube model with water pressure, the radial force of the stents and fitting of the grafts in the glass tube model were examined. The abdominal aortas of mongrel dogs were removed and histologically observed six months after stent grafts implantation.

Maximum migration of the stent graft in a distal direction due to water pressure was observed during the first proximal stent expanding. The maximum radial force of the stent was  $187.4\text{kgf}/\text{m}^2$ , and there was negative correlation between the expanding diameter and radial force of the stent. Fitting of the grafts in the glass tube depended on their own folds and larger grafts had more folds. The inner area of the graft, which had at least 21% larger diameter than the glass tube was significantly reduced. Microscopic view of canine aorta with insertion of only a stent(non-covered) showed damage to elastic laminae and intimal hyperplasia of the aortic wall, but the view of the wall after insertion of a covered stent with graft showed less injury than with of non-covered stent.

Stent graft migration mostly happened while the first proximal stent expands in the proximal neck of the aortic aneurysm. Since the stent expanding force is mild and gentle, the aortic wall is expected not to be expanded too much in the long term. The radial force of the stent was at most one tenth less than systolic blood pressure. Larger grafts do not fit well because their folds cause endoleaks into aneurysms and the grafts more than 21% larger than aneurysm do not fit well in the proximal neck. Other factors such as radial force and measurement error of aortic neck diameter do not permit small sized graft, so graft 10 to 20 % larger than the aortic neck should be chosen. Histological results indicate that graft covering reduces the damage to aortic wall.

This study should be helpful to improve the devices and the operation technique of stent graft repair and suggests that this treatment can be safe and useful. (*Jpn. J. Vasc. Surg.*, **9** : 551-559, 2000)