

吸収性リングによる血管吻合の実験的研究

木 村 浩 彰

広島大学医学部整形外科教室 (主任: 生田義和教授)

受付 平成 6 年 11 月 24 日

受理 平成 6 年 12 月 28 日

生体内で分解・吸収するリングを開発し、このリングを用いて血管吻合を行い、開存率や血管の組織学的変化を調査した。

リングの材料は乳酸とグリコール酸の共重合体 (70:30) で、リングは外径 3 mm、厚さ 1 mm の円盤に直径 1 mm の穴を開けたもので、これに 6 本のステンレス製ピンが等距離に埋め込まれており、そのピンの間にピンが入り得る程度の穴が 6 個開いたものである。このリングを用いて、兎の大腿動脈 27 本を吻合し、電磁血流計で血流量を測定した。吻合した血管を術後 1 週、2 週、6 週、30 週で再度露出し、開存状態を調べ血流量を測定したのち採取し、光顕と走査電顕で観察した。

リングは 6 週から吸収され始め、30 週で完全に吸収されていた。血管は 27 例中 24 例開存していた (開存率 89%)。血流量の時間的変化はなかった。術後 2 週で吻合部の血管壁は正常の約 40% に非薄化していたが、術後 30 週で正常の厚さに回復していた。術後 30 週で、内弾性板は一部再構築され、吻合部でのみ不連続となっていた。走査電顕所見では、術後 30 週で吻合部の内腔は平滑となり、内皮細胞で完全に被覆されていた。

我々の開発した生体内で分解・吸収されるリングによる血管吻合は、従来の非吸収性リングによる血管吻合の欠点を補う極めて有用な方法と考えられた。

Key words : Microvascular anastomosis, Ring anastomosis, Absorbable material, Biodegradation, Blood flow measurement

微小血管吻合は肢指再接着や血管柄付き骨移植だけでなく、心血管バイパスや臓器移植にも必要不可欠な手術手技である。しかし微小血管吻合はほとんど手縫い法により行われ、技術的に困難で時間もかかるため、簡単で正確な方法が模索されている。

最近、非吸収性リングが開発され、これを用いた器械吻合は、血管吻合時間の短縮と高い開存率を特徴としている²⁾。しかし非吸収性リングが吻合部に永久に残存するため、表在する血管や若年者の血管吻合には問題がある⁷⁾。また非吸収性リングでは血管壁が非薄化することも指摘されている^{1,14)}。

これらの問題を解決するため、生体内で分解する吸収性リング (以下、吸収性リングと略す) を開発した。この新しい吸収性リングを用いて、兎の大腿動脈の端端吻合を行い、吻合血管の開存率と吻合時間、血流量の変化を測定した。また血管吻合部を組織学的に検索し、吸収性リングの組織学的影響を明らかにした。

材 料 と 方 法

リングの材料として、L-乳酸-グリコール酸共重合体 (L-乳酸:グリコール酸=70:30 mole %, 数平均分子量; 40500, 重量平均分子量; 75300:ポリスチレン分子量換算値) を多木化学㈱から入手した (Fig. 1)。これは、酵素の存在なしに加水分解され、最終的に水と二酸化炭素となり体外に排出される^{6,8,10,15)}。

この L-乳酸-グリコール酸共重合体を(㈱河野製作所の協力により、外径 3 mm、厚さ 1 mm、内径 1 mm のリング状に加工した。均等に 12 個の穴を開け、6 本のステンレス製のピン (直径 0.2 mm、長さ 3 mm) を等間隔に刺入して固定した (Photo. 1, Fig. 2)。さらに、吸収性リングを把持して正確に接合するためのリング保持鉗子を瑞穂医科工業㈱と共同開発した。血管の吻合操作を容易にするため、リング保持鉗子の先端は 90°まで回転し、60°と 90°の位置で固定することもできる。またリング保持鉗子の螺子を回す

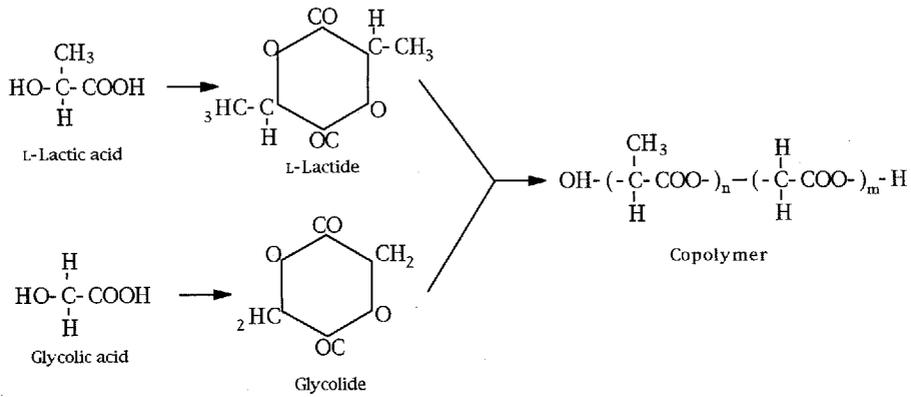


Fig. 1. Synthesis of L-lactic acid/glycolic acid copolymer

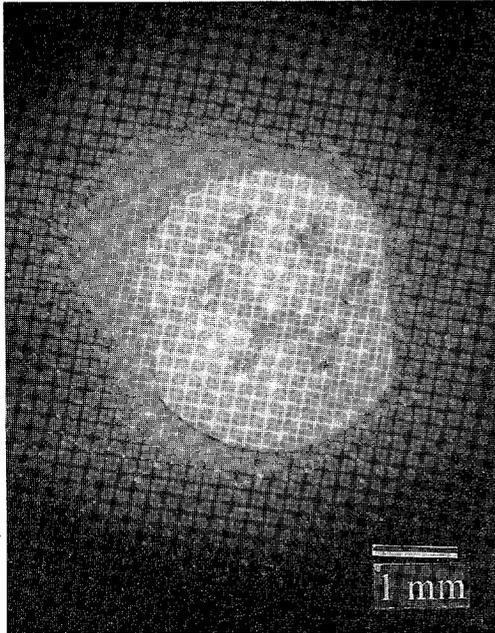


Photo. 1. An absorbable ring (inner diameter: 1.0 mm) made of an L-lactic acid / glycolic acid (70:30) copolymer, consisting of six stainless steel pins and six holes alternately placed.

だけで、自動的に吸収性リングが相対して接合できるようにした (Photo.2)。

日本白色家兔の雄 (体重 2.9~3.8 kg; 平均 3.3 kg) の大腿動脈 (外径 1.5~2.0 mm; 平均 1.75 mm) を用いた。ペントバルビタール 35 mg/kg を耳介静脈から注入して全身麻酔を行った。大腿部から腹部まで剃毛し、ヒビテンアルコールで消毒して清潔野で手術を行った。まず最初に大腿動脈を約 3 cm 周囲の組織から剥

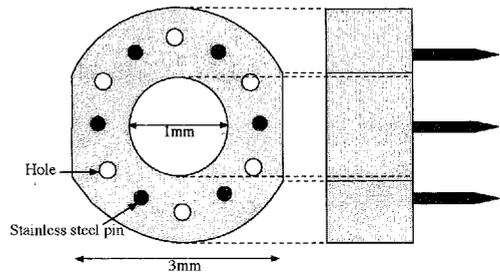


Fig. 2. Ring device made of a L-lactic acid/glycolic acid copolymer with six stainless steel pins.

離し、内径 1.5 mm のプローブを用いて電磁血流計 (日本光電社製 MFV-3100) で血流量を測定した。血流量の誤差は±5%であった。次いで大腿動脈を生田式クランプで把持した後、切断して吻合操作に移った。外膜の切除は行わず、両側血管断端を、リング保持鉗子に把持された吸収性リングの穴に通したのち鉗子の先端を90°回転し血管断端を翻転して6本のピンに固定した。次に吸収性リングを固定しているリング保持鉗子の螺子を回して、両側の吸収性リングを接合させた。ピンはそれぞれ対応する穴に挿入され、摩擦力により吸収性リング同士の結合が維持された (Photo. 3, Fig. 3)。リング保持鉗子を除去したのち、鑷子により血管の開存を検査し、ついで吻合直後の血流量を血流計にて測定した。血流を遮断してから再開するまでの時間を吻合時間として記録した。

術後1週, 2週, 6週, 30週で再度吻合部を露出し、開存の有無と血流量を測定した。

吻合血管は、光学顕微鏡または走査電子顕微鏡で観察された。光学顕微鏡検査のため、摘出血管を10%ホルマリンで灌流・固定し、矢状面の切片を作製した。

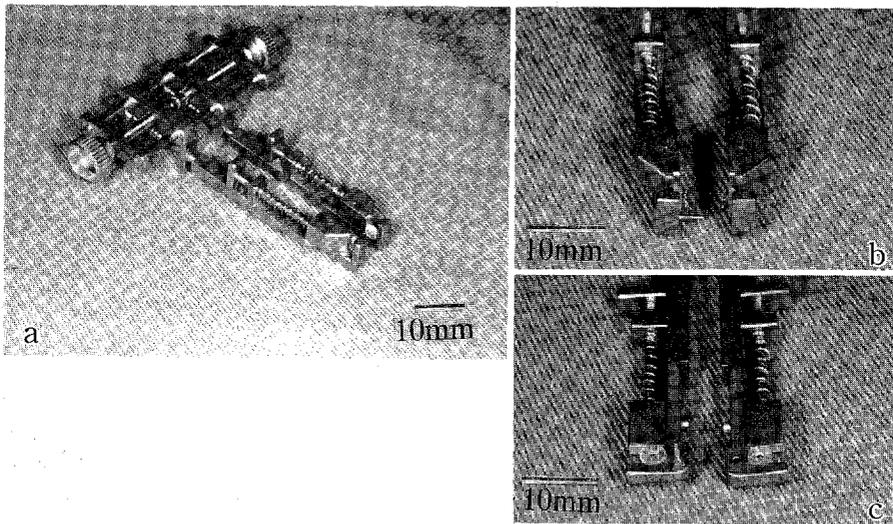


Photo. 2.

- a. The ring holder, which holds and aligns the absorbable rings and approximates the two vessel ends. The ring holder can rotate from 0 degree (b) to 90 degrees (c).

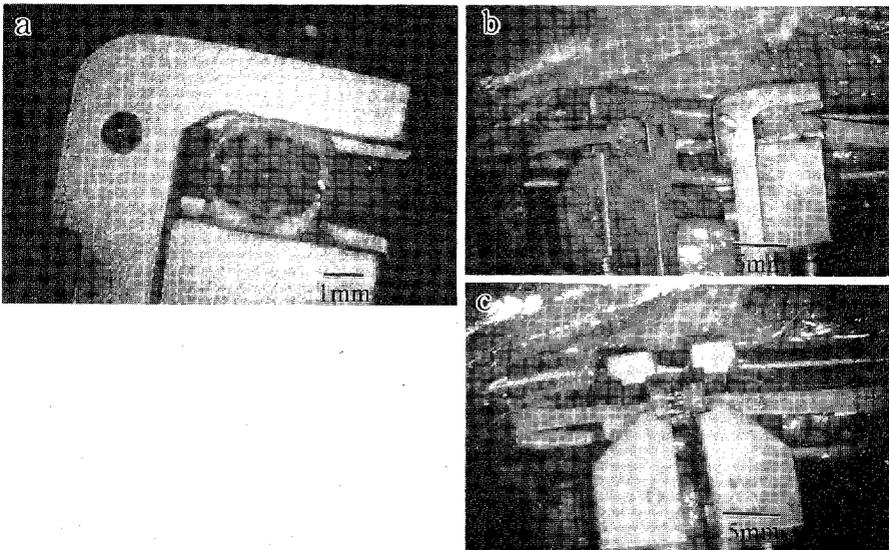


Photo. 3. Photographs of the different steps involved in creating a ring anastomosis.

- a. The vessel end is pulled through one of the rings. Then it is everted 90 degrees and hooked on the ring-pins.
 b. The procedure is identically repeated on the other vessel end.
 c. The ring holder's ends are mechanically brought together by turning the knob in the ring holder.

残存したステンレス製のピンは抜去しなかったため、横軸方向の切片は作製できなかった。切片は、Hematoxylin-Eosin 染色と Elastica van Gieson 染色を行い、光学顕微鏡で観察した。

また走査電子顕微鏡検査のため、吻合血管を 0.1 M リン酸緩衝液を加えた 2.5% グルタルアルデヒドで灌流・固定し、矢状面の切片を作製した。1% 四酸化オスミウムで後固定し、アルコールの上昇系列で脱水

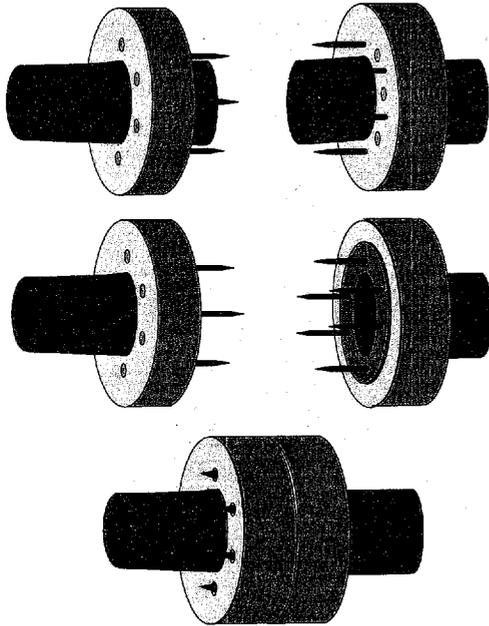


Fig. 3. Ring anastomosis
(Above) The vessel end is pulled through the ring.
(Middle) Then it is everted 90 degrees and hooked on the ring-pins.
(Below) The rings are interlocked by pin-in-hole mechanism.

後、臨界点乾燥を行った。切片に金を蒸着し、走査電子顕微鏡（日立 S-450）で血管内腔を観察した。

結 果

1. 開存率 (Table 1)

手術直後と術後1週、2週で、吻合血管は6例全例が開存していた（開存率100%）。術後6週では7例中6例開存し（開存率86%）、術後30週で8例中6例開存していた（開存率75%）。全体で27例中24例開存していた（開存率89%）。

2. 血管吻合時間

血管吻合時間は、最短10分15秒、最長17分、平均13分7秒であった（Fig. 4）。

3. 血流量

吻合血管の血流量は、手術前が平均 17.8 ml/分で、術直後が平均 13.4 ml/分であった（Table 2）。術後1週は平均 13.8 ml/分、術後2週平均 12.6 ml/分、術後6週平均 15.1 ml/分、術後30週平均 17.3 ml/分であった。

血流量の時間的変化について検討した。術前と術直後、術後1週、2週、6週、30週の血流量を、一元配置分散分析 (one-factor ANOVA) で検定した。その結果、危険率5%以下で血流量に時間的な有意差はなく、血流量の時間的変化はなかった（Fig. 5）。

Table 1. Patency Rates for 1.0 mm Absorbable Ring Anastomosis (Rabbit's Femoral Artery)

Time Period (week)	No. Patent	Patency Rate
1	6 / 6	100%
2	6 / 6	100%
6	6 / 7	86%
30	6 / 8	75%
Total	24 / 27	89%

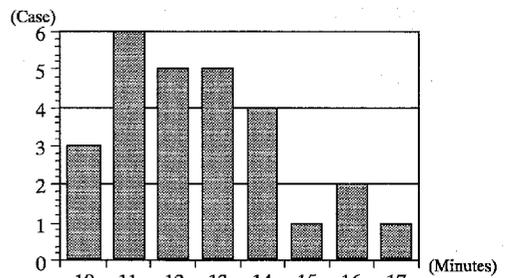


Fig. 4. Anastomotic Time

Table 2. Arterial Volumetric Flow

Interval	Group	Volumetric Flow (ml/min: Mean±SD)				Average
		N=6	N=6	N=7	N=8	
Pre-op		16.3±7.47	14.9±5.88	17.3±5.85	21.0±5.08	17.8±6.68
Post-op		12.4±4.59	12.3±6.40	12.9±5.49	15.4±4.53	13.4±5.29
Post-op 1 week		13.8±5.86				13.8±5.86
Post-op 2 weeks			12.6±5.27			12.6±5.27
Post-op 6 weeks				15.1±8.60		15.1±8.60
Post-op 30 weeks					17.3±4.34	17.3±4.34

N: Number of case, SD: Standard Deviation

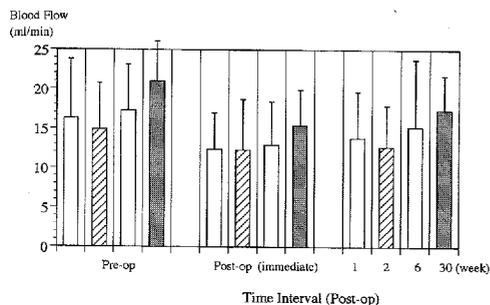


Fig. 5. Blood flow.
Bar: Standard Deviation

4. 肉眼所見 (Photo. 4)

本来透明な吸収性リングは術後2週で白濁し、術後6週で白色となり、全体的に丸味を帯び硬度も減少し鑷子で容易に圧壊することができた。術後30週で吸収性リングは完全に吸収され、ステンレス製のピンのみ残存していた。ピンは瘢痕組織に覆われて、血管周囲に血管と平行に固定されていた。ピンの血管に対する影響は認められなかった。また、吸収性リングは疎な結合組織により置換されており、この結合組織により血管が絞扼されたものや、血管が動脈瘤様に拡張したものもなかった。

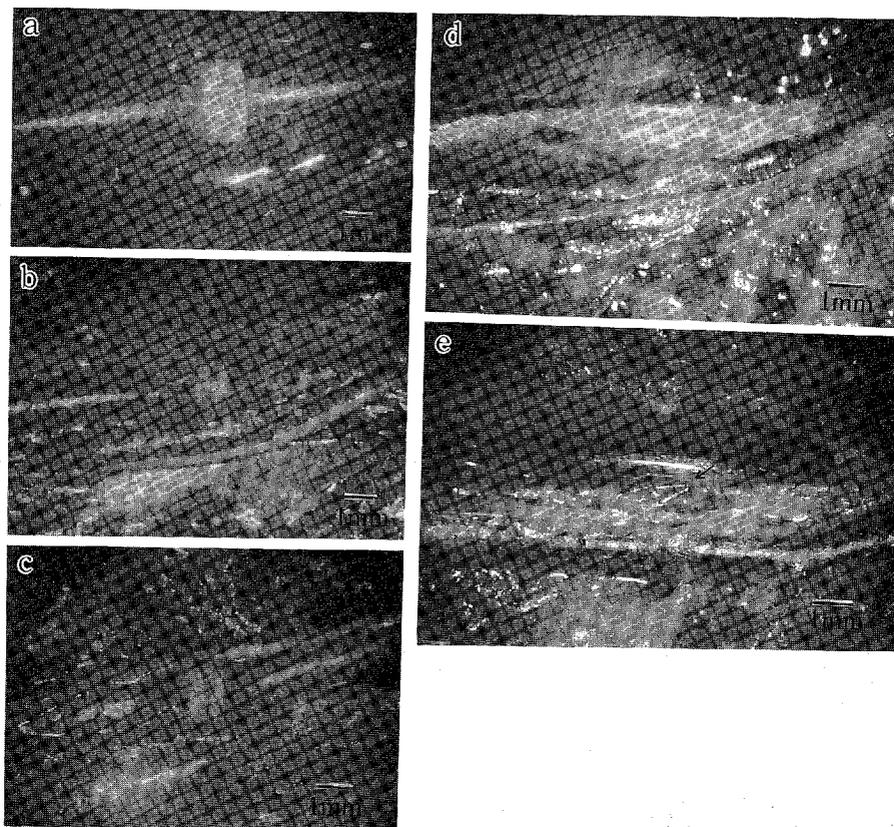


Photo. 4. Photographs of the anastomotic site.

- a. The anastomotic site immediately after operation. There is no leakage at the anastomotic site.
- b. After one week. The rings are covered with thin connective tissue.
- c. After two weeks. The rings color become white.
- d. After six weeks. The rings become smaller and embedded in fibrous tissue.
- e. After 30 weeks. The rings are completely absorbed. The residual stainless pins (arrow) seem to have no influence on the vessel.

5. 組織学的所見

術後1週で既に内膜は肥厚し、血管吻合部に陥凹を認めた (Photo. 5)。

術後2週で、吸収性リング内の血管壁は、血管中膜の萎縮により正常の厚さの約40%に菲薄化していた (Photo. 6)。吻合部は内膜で完全に被覆されていたが、血管が吸収性リングと接する部位では、血管内膜の肥厚が認められ、内弾性板はリング内で断裂していた。

術後6週では、血管壁の厚さは術後2週の時点より増大しており (Photo. 7)、吻合部を中心に血管中膜の萎縮を認めた。血管内膜の肥厚は吻合部まで拡大し、内弾性板は吻合部で断裂していた。吸収性リングは異物型巨細胞を伴う異物性肉芽腫に囲まれていた。術後30週で、吻合部の血管壁は正常と同じ厚さに回復した (Photo. 8)。血管中膜は、吻合部に近づくにつれ萎縮し、吻合部で連続性を失っていた。吻合部に弾性線維を認めたが、内弾性板は吻合部で断裂し、完全には再構築されなかった。吸収性リングはほぼ消失し、術後6週と比較して異物反応は鎮静化していた。

6. 走査電子顕微鏡所見

術後1週, 2週, 6週, 30週で吻合部血管の内腔を観察した。

術後2週で、血管吻合部に陥凹を認めたが、線維素の沈着や血小板、白血球の凝集もなく、内皮表面の明らかな血栓形成も認められなかった (Photo. 9)。既に血管吻合部は内皮細胞によって被覆化されていた。

術後30週で、吻合部の内腔は血栓形成もなく平滑で、吻合部の陥凹は完全に消失していた (Photo. 10)。そして内皮細胞は血流の方向に整然と配列していた。

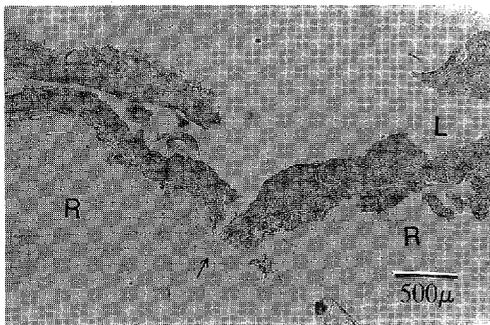


Photo. 5. Light microscopy of a longitudinal section of a ring anastomosis at one week. (H&E, $\times 32$ original magnification) The anastomotic cleft (arrow) lays between the paired rings. R:ring L:lumen

考 察

吸収性リングによる血管吻合の開存率、血管吻合に要する時間、血流量、吸収性リングに対する炎症反応、血管壁の組織学的所見および吸収性リングによる血管吻合の利点と欠点について検討を加えた。

1. 吻合血管の開存率

従来の非吸収性リングによる動脈吻合では、96%から100%と高い開存率を達成しているが^{1,2,11,12,14}、これは血管内腔に異物がなく、内膜同士が完全に接触することによる¹。

本実験では、27例中24例の開存で、開存率は89%であった。術後6週まで観察した結果、血管が閉塞していた1例で吸収性リングが完全に離開していた。術後30週まで観察して血管が閉塞していた2例では、吸収性リングがすでに消失していたために、その原因は不明であった。血管が閉塞していた3例の内、少なくとも1例は吸収性リングの離開が原因であると推察され

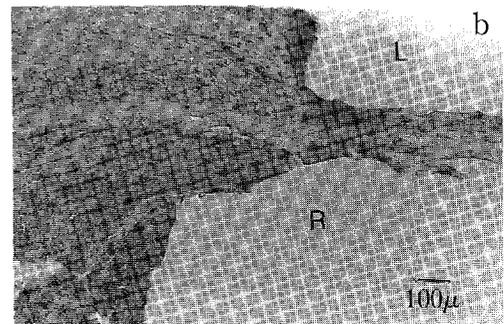
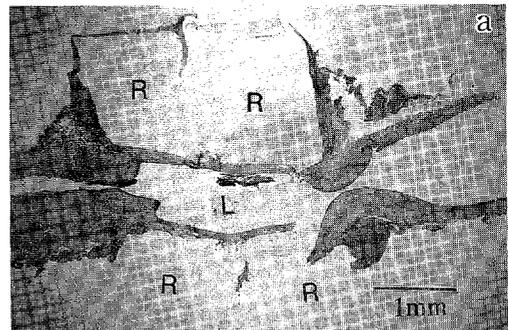


Photo. 6. Light microscopy of an anastomosis at two weeks. (H&E, $\times 16$ o.m.)

- There is an atrophy of the vessel wall inside the anastomotic rings.
- The intimal hyperplasia is present at the proximal and distal exits of the rings. (H&E, $\times 80$ o.m.) R:ring L:lumen

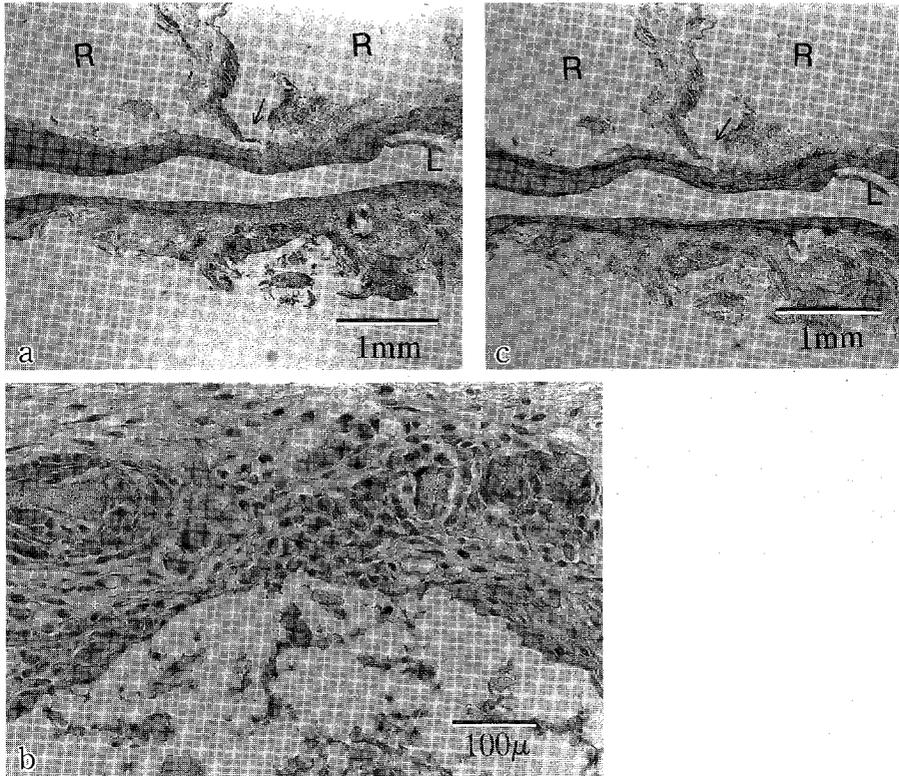


Photo. 7. Light micrograph at six weeks.

- a. The thickness of the vessel wall recovered. (H&E, $\times 16$ o.m.)
 b. Details from residual fragments of the rings. (H&E, $\times 160$ o.m.) The cells of the reaction are macrophages, fibroblast and giant cells.
 c. The internal elastic lamina is not reconstituted. (Elastica van Gieson, $\times 16$ o.m.) R:ring
 L:lumen Arrow:anastomotic site

ることにより、開存率を向上させるためには、リングの離開を防ぐ必要があると考える。

吸収性リングが離開する原因としては、ピンと相対する穴の適合性の問題、リングの材質の問題、リング保持鉗子の機械的精度の問題などが考えられる。

吸収性リング同士の固定は、ピンと相対する穴の摩擦力で維持されるので、ピンと穴が直線状であり、摩擦力が小さく固定されにくかったことが推測される。したがってピンの基部や先端に折り返しをつけ、相対する穴の形状を変化させることにより、リング同士の強固な固定が期待される (Fig. 6)。

吸収性リング自体の強度は時間と共に低下し、術後6週で強度は40%低下する⁸⁾。吸収性リングの強度は、組成、分子量、重合収率、分子配列の規則性などにより影響される^{8,10)}。したがって、製造過程でこれらの要因を適正に保つことにより、吸収性リングの強度を

維持できると考える。

さらに、リング保持鉗子が未だ試作段階で、吸収性リング同士の強固な固定が得られないことがあった。これらの問題点を解決することにより、開存率をより高くすることが可能であると考えられる。

2. 血管吻合時間

非吸収性リングによる血管吻合時間は、手縫い法と比較し明らかに短く、術者の技術や体調に影響されることが少ない⁷⁾。非吸収性リングによる動脈吻合時間は2～5分との報告があり^{1,7)}、静脈の端側吻合では平均19分に対し、手縫い法では平均55分¹³⁾、明らかにリングによるものが短時間で血管を吻合できる。

一方、吸収性リングでの吻合時間は、平均13分7秒であった。リング保持鉗子を改良することにより、吻合時間を短縮することが可能と考える。

吻合時間を短縮させることは、組織の阻血時間を短

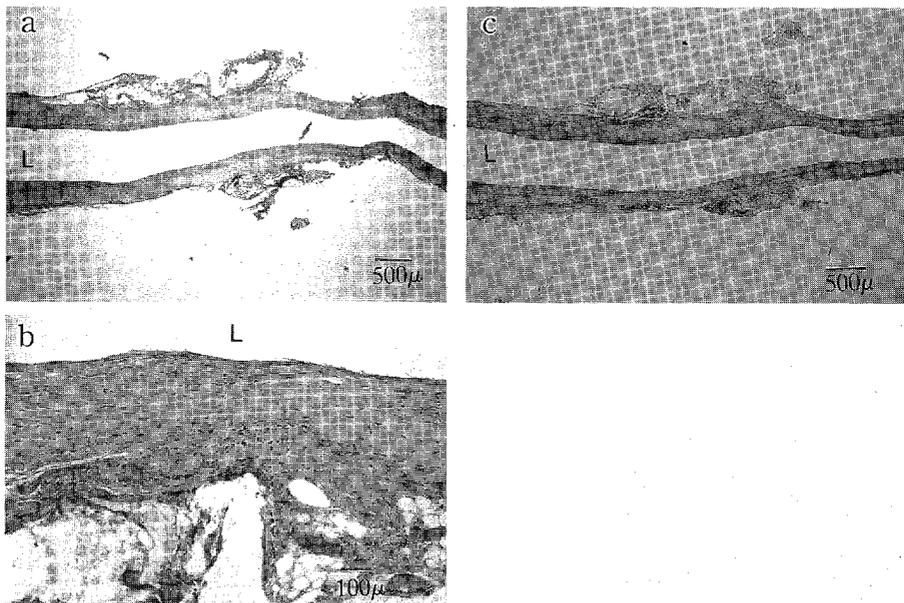


Photo. 8. Light micrograph at 30 weeks.

- a. Nearly complete absorption has taken place. (H&E, $\times 16$ o.m.)
- b. The thickness of the vessel wall is the same as the normal level. (H&E, $\times 80$ o.m.)
- c. The internal elastic lamina is not reconstituted. (Elastica van Gieson $\times 16$ o.m.)

縮し、組織の損傷を最小限に保つことのほか、多指切断の再接着など、多数の血管を吻合しなければならない場合に、手術時間を短縮させ、術者の疲労とストレスを減少させることに寄与するので、臨床的意義は非常に高い。

3. 血流量

Blair³らは非吸収性リングによる動脈吻合において、術直後と術後24時間、術後3週の血流量に統計学的な有意差を認めていない^{3,4)}。非吸収性リングが吻合血管の内腔を機械的に維持するため、吻合血管の血流量は変化しないと考えられる⁹⁾。

本実験では、外径平均 1.75 mm の大腿動脈を内径 1.0 mm の吸収性リングで吻合したので、吻合部の狭窄は避けられなかったが、血流量に統計学的な有意差を認めなかった。

4. 吸収性リングに対する炎症反応

ポリエステル製の非吸収性リングによる血管吻合の場合、急性炎症反応は術後4日以内に鎮静化する³⁾。また慢性の異物反応も術後16週で鎮静化する¹⁴⁾。

一方、Böstman⁵は、生体内分解吸収性高分子化合物の骨接合ピンを516例の骨の内固定材料として使用し、41例(7.9%)に腫脹や発赤、移植物の液体状の残留を認めた⁵⁾。

吸収性リングの急性期の炎症反応は、術後1週で鎮静化した。同様に慢性の異物反応も、吸収性リングがほぼ完全に吸収される30週で鎮静化した。

5. 血管壁の組織学的所見

非吸収性リングによる血管吻合において、動脈壁の非薄化を認める報告は多く^{3,14)}、Berggren¹⁴⁾は術後2週で正常の厚さの25~30%、術後16週で10~20%になると報告した¹⁴⁾。

従来の非吸収性リングによる血管吻合の場合、血管壁の非薄化は避けられない合併症であるが、この原因が主に血管中膜の萎縮によるものであり、術後早期の血管の開存率には影響しないとの報告もある¹⁴⁾。しかし、血管中膜が萎縮することは、血管壁の強度が減少することになるので、動脈瘤が発生する危険性があると考えられる。したがって、この合併症は可能な限り避けられなければならない。

一方、本実験では、術後2週で血管壁は正常の厚さの約40%となったが、術後30週では血管内膜の肥厚が拡大しており、血管壁は正常とほぼ同等の厚さに回復していた。ただし血管中膜は吻合部の付近で萎縮し、吻合部では連続性を失っていた。

これらの結果から、リングに吸収性の材料を用いることが、血管壁の萎縮を防ぐ本質的な解決策であると

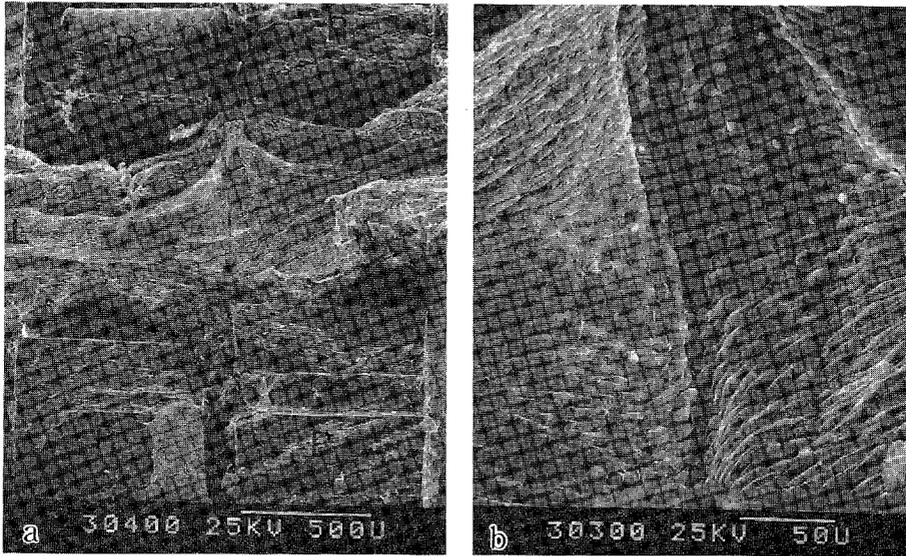


Photo. 9. Scanning electron micrograph at two weeks.

- a. The anastomotic cleft is clearly visible. ($\times 52$ o.m.)
- b. Details from the anastomotic site. ($\times 380$ o.m.) Notable is the absence of a cellular reaction consisting of leukocytes, platelets and erythrocytes. R:ring L:lumen

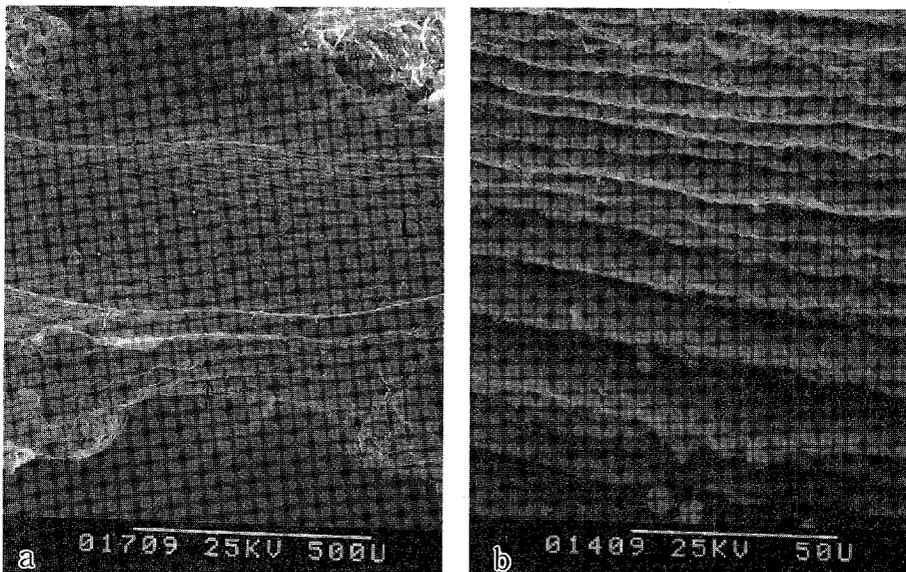


Photo. 10. Scanning electron micrograph at 30 weeks.

- a. There is no depression at the anastomotic site (between arrows) and the site is completely endothelialized. ($\times 95$ o.m.)
- b. The lumen is smooth and covered with a continuous layer of endothelial cells. ($\times 820$ o.m.)
L:lumen

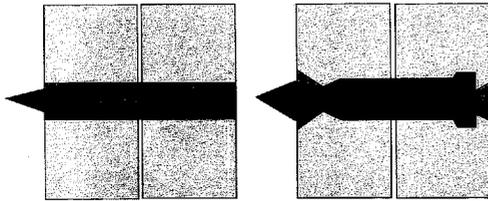


Fig. 6. Cross section of the interlocking pin-in-hole mechanism.

(Left) Original straight pin and hole.

(Right) Modified pin and hole.

考える。

6. 吸収性リングによる血管吻合の利点と欠点

非吸収性リングによる血管吻合は、多くの利点を有する (Table 3) が、リングが永久に残存するため、皮下の浅い部位や四肢の末梢での血管、あるいは血管径が成長にしたがって増大する若年者の血管には使用しない方が良い⁷⁾。またリングが血管に隣接する神経を圧迫したり、血管を屈曲させて閉塞させる危険性もある。これらの欠点は、吸収性リングを使用することにより解決できる。

一方、吸収性リングの欠点として、ステンレス製のピンが残存することが挙げられるが、このピンは直径 0.2 mm、長さ 3 mm で、実験では血管に対する影響は全く見られなかった。しかし現在は、ピンも生体内分解吸収性高分子化合物での製作に着手している。

結 語

吸収性リングによる血管吻合では、従来の非吸収性リングによる血管吻合と同様に、吻合部の平滑な血管内腔と高い開存率が得られ、術後の血流量も良好に保たれていた。

その上、非吸収性リングによる血管吻合では避けられない血管壁の萎縮を来すこともなかった。

吸収性リングに伴う炎症反応は一時的には認められるものの、リングの分解・吸収と共に鎮静化し、血管への悪影響もなかった。

Table 3. Advantages of the Ring Anastomosis

Ring Anastomosis
Easy to perform
Fast
No foreign material in vessel lumen
100 percent intima-to-intima contact
No leakage at the anastomotic site

我々の開発した吸収性リングによる血管吻合方法は、従来の血管吻合方法に勝るとも劣らない優れた方法と考えられた。

謝 辞

稿を終えるに臨み、終始ご懇篤なるご指導ご校閲を賜った恩師生田義和教授に深甚なる謝意を捧げます。また本研究に直接ご懇篤なるご指導を賜った宗重 博講師に深甚なる謝意を捧げるとともに、終始ご支援ご協力くださいました村上恒二教授、越智光夫助教、杉田 孝講師、藤本吉範講師、教室員各位に深く感謝いたします。

リングの製作と手術器具の開発に当たり多木化学(株)、(株)河野製作所、瑞穂医科器械(株)から多大な協力を得たことを深く感謝します。

なお本研究は財団法人土谷記念医学振興基金の助成と平成5年度および平成6年度科学研究費補助金を使用して研究開発を行った。

(本論文の要旨は第19回日本マイクロサージャリー学会、第20回日本マイクロサージャリー学会、第8回日本整形外科基礎学術集会、2nd Federation of European Society for Microsurgery, 12th Congress of the International Microsurgical Societyにおいて発表した。)

参 考 文 献

1. Berggren, A., Östrup, L. T. and Lidman, D. 1987. Mechanical anastomosis of small arteries and veins with the UNILINK apparatus: A histologic and scanning electron microscopic study. *Plast. Reconstr. Surg.* 80 (2): 274-283.
2. Berggren, A., Östrup, L. T. and Ragnarsson, R. 1993. Clinical experience with the Unilink/3M precise microvascular anastomotic device. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.* 27: 35-39.
3. Blair, W.F., Morecraft, R. J., Steyers, C.M. and Maynard, J.A. 1989. A microvascular anastomotic device: Part II. A histologic study in arteries and veins. *Microsurg.* 10: 29-39.
4. Blair, W. F., Steyers, C. M., Brown, T. D. and Gable, R. H. 1984. A microvascular anastomotic device: Part I. A hemodynamic evaluation in rabbit femoral arteries and veins. *Microsurg.* 10: 21-28.
5. Böstman, O., Hirvensalo, E., Mäkinen, J. and Rokkanen, P. 1990. Foreign-body

- reactions to fracture fixation implants of biodegradable synthetic polymers. *J. Bone Joint Surg.* 72 (B) : 592-596.
6. **Craig, P. H., Williams, J. A., Davis, K. W., Magoun, A. D., Levy, A. J., Bogdansky, S. and Jones, J. P. Jr.** 1975. A biologic comparison of polyglactin 910 and polyglycolic acid synthetic absorbable sutures. *Surg. Gynecol. Obstet.* 141 : 1-10.
 7. 平瀬雄一, 児島忠雄, 飯塚雄久 1992. 血管吻合器 (Microvascular coupling device) の使用経験. *形成外科* 35 : 551-556.
 8. **Hollinger, J. O. and Battistone, G. C.** 1986. Biodegradable bone repair materials. *Clin. Orthop. Rel. Res.* 207 : 290-305.
 9. **Lidman, D. and Östrup, L. T.** 1981. Blood flow and scanning electron microscope study on venous microvascular anastomoses with Nakayama's apparatus and manual suture. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.* 15 : 97-101.
 10. 中村達雄, 水野 浩, 田村康一, 加藤弘文, 人見滋樹, 渡辺 智, 清水慶彦, **Jamshiki, K., Gen, S., 筏 義人** 1986. ポリラクタイドの生体内分解に関する研究. *人工臓器* 15 : 264-267.
 11. **Nakayama, K., Tamiya, T., Yamamoto, K. and Akimoto, S.** 1962. A simple new apparatus for small vessel anastomosis (Free autograft of the sigmoid included). *Surg.* 52 : 918-931.
 12. **Östrup, L. T. and Berggren, A.** 1986. The UNILINK instrument system for fast and safe microvascular anastomosis. *Ann. Plast. Surg.* 17 : 521-525.
 13. **Ragnarsson, R., Berggren, A. and Östrup, L. T.** 1989. Microvenous end-to-side anastomosis: An experimental study comparing the UNILINK system and sutures. *J. Reconstr. Microsurg.* 5 : 217-224.
 14. **Ragnarsson, R., Berggren, A., Östrup, L. T. and Franzen, L.** 1989. Microvascular anastomosis of interpositional vein grafts with the UNILINK system. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.* 23 : 23-28.
 15. **Salthouse, T. N. and Matlaga, B. F.** 1976. Polyglactin 910 suture absorption and the role of cellular enzymes. *Surg. Gynecol. Obstet.* 142 : 544-550.

Mechanical Anastomosis Using An Absorbable Ring

Hiroaki KIMURA

Department of Orthopaedic Surgery, Hiroshima University School of Medicine
(Director: Prof. Yoshikazu IKUTA)

Purpose: The purpose of this study was to analyze patency and determine histology of vessels anastomosed using an absorbable ring device.

Materials and Methods: We used an L-lactic acid/glycolic acid (70/30 mole %) copolymer as the material for our absorbable ring device. The internal diameter of the ring was 1.0 mm, and the ring had six stainless steel pins and six holes alternately placed. The device was used to perform an anastomosis in the femoral artery of 27 rabbits. Anastomosed vessels were assessed for patency using an electromagnetic flowmeter. Anastomosed vessels were harvested for histologic evaluation by light and scanning electron microscopy at 1, 2, 6 and 30 weeks.

Results: The ring was completely absorbed at 30 weeks, with a patency rate of 89% (24/27). No statistically significant difference was recorded between preoperative and postoperative arterial volumetric flow. At 2 weeks, the thickness of the vessel wall inside the device was only about 40% of normal, but the thickness had returned to normal by 30 weeks; the internal elastic lamina was not reconstituted. Scanning electron microscopy demonstrated no depression at the anastomotic site at 30 weeks.

Conclusion: We have developed a new absorbable ring device to perform vascular anastomoses which may solve some problems associated with rigid rings.