

小口径代用血管の吻合部に関する研究

| | |
|-------|--|
| メタデータ | 言語: jpn 出版者: 公開日: 2017-10-04 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: 吉田, 千尋 メールアドレス: 所属: |
| URL | http://hdl.handle.net/2297/8796 |

小口径代用血管の吻合部に関する研究

金沢大学医学部第一外科学講座 (主任: 岩 喬教授)

吉 田 千 尋

(昭和54年10月11日受付)

血管外科の進歩とともに、人工血管においても種々改良がなされ、特に不織布あるいは織布人工血管また異種生物血管など多くの注目すべき報告がある。しかし小動脈(内径6mm以下)の代用血管としてははまだ満足すべきものは見当らない。すなわち人工血管が比較的安全に使用できる範囲は、現時点では8mm径より太い動脈に限られ、それ以下のものに対してはほとんど自家静脈が使用されているのが現実である。しかし末梢動脈疾患増加に伴い、小血管再建術の機会も多くなり、また静脈にも病変が伴うものもあるため、自家静脈を使えない場合も多く遭遇するようになり、ますます小動脈に対する人工血管の必要性は増加している。

最近の改良された人工血管は長時間の耐久性、抗血栓性そしてより薄く器質化した仮性内膜を得るために人工血管の材料および表面性状などに種々工夫がなされている^{1)~4)}。しかし移植された人工血管の中間部での合併症、特に狭窄はあまり見られなくなったが、吻合部における狭窄、閉塞、感染および動脈瘤などの合併症は決して解決されたわけではない。特に6mm径以下の人工血管においては吻合部狭窄が長期開存に対する最大の障害となっている⁵⁾。またこれらの人工血管はおのおの実験および臨床成績について報告されているが、同じ条件下での種々人工血管の比較は少く^{6),7)}、内径4, 5mmを比較した報告はない。

そこで内径6mm以下の種々人工血管の吻合部、特に人工血管の有孔性、内径そして内面性状による吻合部形態を同条件下で比較するために、縦に切半した2種類の代用血管を縫い合わせ、内径4, 5また6mmのものを作製し、雑種成犬の頸動脈および大腿動脈に植え込み、長期経過後の左右両面の人工血管を観察した。

さらに小口径人工血管の吻合部狭窄の原因の一つと

して、手技的要素を考慮する必要がある。そこでこの手技的要素を可及的に避けるために、吻合部に金属性リングを縫着して吻合径の開大を図った。そしてこれらの吻合部リング使用群と先のリング使用せず直接端々吻合した群において、吻合部組織学形態、仮性内膜の厚さ測定、末梢側血流量の変化そして開存率に及ぼす影響を比較検討した。

材料および方法

1. 移植材料

有孔性あるいは内面性状の異なる2種類の人工血管および自家静脈を縦方向に切り開き、この種類の異なる2枚を縫い合わせ内径4, 5そして6mm、長さ2~4cmの合成血管を作製した(図1)。使用した縫合糸はTevdek6-0で、over and over sutureで縫い合わせた。

比較対照とした人工血管は近年開発され市販されているもので、これらのほとんどは内径6~12mmであり、それぞれ有孔性、内面性状に特長を持っている。以下に示す。

1) New cooley low porosity woven Dacron yarn denier70 ダクロン糸を用いた平織りで、漏血を少くするために密に編んだ有孔性30 cc/min/cm²の織布人工血管である。以下30Dacronと略す。

2) Weavenit Dacron

Yarn denier40 ダクロン糸をメリヤス編みしたもので、有孔性1500 cc/min/cm²である。細い線維を細かく編んだため、あたかも平織り材料のごとくみえるためWeavenitと言われている。以下1500Dacronと略す。

3) Cooley double velour Dacron

multifilament, denier40 ダクロン糸を用い、内面

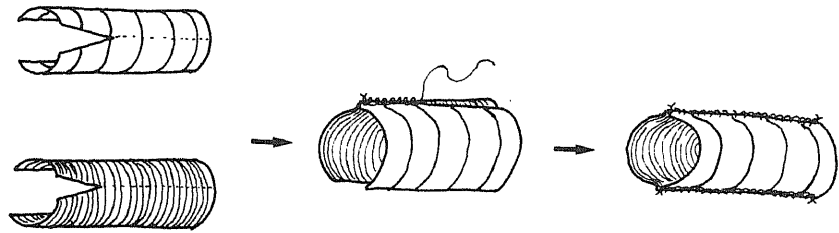


図1 2種類の代用血管による縫い合わせ血管の作製。

および外面に loop 状羽毛を持たせ、メリヤス編みしたもので、有孔性 $1500 \text{ cc} / \text{min} / \text{cm}^2$ である。以下 Double velour と略す。

4) Expanded polytetra-fluoroethylene

フッ素系ポリマー polytetra-fluoroethylene, テフロンを延伸加工したもので、従来の線維を編織したものと異なり、その表面は不規則なさざ波状に配列している。この有孔性を表現するには pore size が用いられ、すなわち顕微鏡的に連結小線維の長さ、さざ波の峰間隔を測定し、その平均値をとり fibril length で表現されている。以下 EPTFE または商品名の Goretex と略す。

5) 自家静脈

移植実験時に外頸静脈より採取した。

金属性吻合部リングはタンタルム製ヘモクリップを利用し、代用血管の内径より約 1mm 大きい、すなわち内径 5.6 そして 7mm のリングを作製した (図 2)。そして移植前にこの縫い合わせ合成血管およびタンタルム製リングをガス滅菌消毒した。なお自家静脈のみは移植時に採取し、他の人工血管と縫い合わせた。

2. 移植手技

体重 15 ~ 25 kg の雑種成犬 68 頭を用いて、塩酸ケタミン $5 \text{ mg} / \text{kg}$ の筋注麻酔のもとに、無菌的操作で片側頸動脈および両側大腿動脈を露出し、電磁流量計により血流量を測定した。そして動脈の一部切除し、その部分に縫い合わせ代用血管を移植した (図 3-1)。その組み合わせは表 1 に示す如く 10 組の縫い合わせ合成血管で、うち吻合部リング非使用群は移植犬数 55 頭、移植数 124 ケ所である。

吻合部リング使用群はおのおのの合成血管に対し 1 例づつ、その内径より 1mm 大きいタンタルム製リングを吻合部に縫着し、その吻合径の開大をはかった。なお、宿主血管と代用血管の縫い込みが内側に入らないように、また金属リングが直接血流と接しないように、

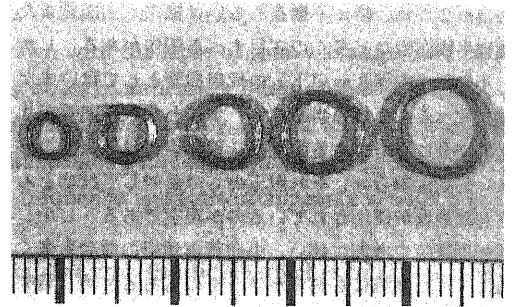


図2 吻合部リング。タンタルム製ヘモクリップを利用したもので、外周に凹凸があり、糸のずれがなくな好都合である。

すなわち縫合部をリングに吊り上げることがよく縫着した (図 3-2)。この吻合部リング使用群は移植犬 13 頭、移植数 30 ケ所である。

全ての移植は端々吻合で縫合糸は Tevdek6 - 0 を使用し 2 点支持 over and over 連続縫合で、術中の抗凝固剤は全く使用していない。置換終了後、移植代用血管末梢側において再び血流量を測定した。

3. 移植後の経過

術後の経過中においても抗凝固剤および抗生剤は全く使用しなかった。なお移植片採取するまでの期間をすべて 3 ヶ月とした。これは吻合部付近のみの変化の観察には、種々人工血管の内膜進展度が異っても、3 ヶ月の移植期間で十分と考えられたためである。

4. 標本の採取

移植片の採取時も移植時と同様の筋注麻酔下に同移植部を露出し、開存例は血流量を測定した。また閉塞例は代用血管周辺の肉眼的変化の観察、特に感染、血腫などの有無を確認した。ついで移植血管を両端の宿主動脈を含めて摘出し、縦切開にて内腔をひらき、血栓の有無、内膜の状態、吻合部の狭窄状況などを観察した。ついで 10% ホルマリン液にて固定した。組織切片は縦方向に切り出し、H. E 染色と Van Gieson 染色

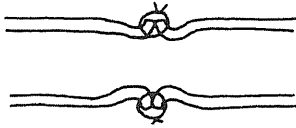


図3-1 リングを使用しない場合の吻合部断面の模式図。人工血管の断端は伸縮しないため、縫い込み部分の狭窄を免がれない。

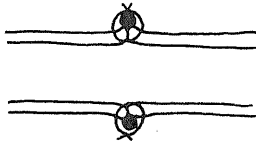


図3-2 リングを使用した場合の吻合部断面の模式図。リングに吊り上げるように縫合するため、吻合による狭窄は少ない。

を行い、顕微鏡下に吻合部仮性内膜の厚さ計測および組織学的観察を行った。

なお採取時閉塞原因の基準を以下のように定めた。

- 1) 感染 - 人工血管の周囲に濃傷を認めるか、あるいは人工血管の一部特に線維間に結合組織の進入を認めないもの。
- 2) 出血 - 吻合部周辺に大きな血腫を認め、内膜形成のないもの。
- 3) 手技 - 人工血管の内面は器質化した血栓のみで、仮性内膜もほとんど認めず、早期の閉塞を疑われるもの。また感染、出血のないもの。
- 4) 内膜肥厚 - 血栓が比較的新しく、また肉眼的、組織学的にもやや器質化した仮性内膜が認められ、かつ肥厚しているもの。
- 5) 不明 - いずれにも属さないもの。

成 績

I. 統計的観察

表1は5種類の代用血管の全ての組み合わせ10組に内径6.5そして4mm別、すなわち30種類の移植数、3ヶ月開存数そして閉塞例を示した。()内は吻合部リング使用群で、他の数字は全てリング非使用群である。移植総数は154例、3ヶ月開存数は99例であった。

1. 吻合部リング非使用群

移植数124例中3ヶ月開存例は76例で、内径別では6mm径52例中開存例42例、開存率80.8%、5mm径43例中24例、55.8%、そして4mm径29例中10

例、34.5%であった(図4)。

組み合わせに使用したおのおのの代用血管別の開存率では(図5)、自家静脈の組み合わせ群は全ての口径において開存率は高く、30Dacron、1500Dacron、Double velourそしてGoretex各組み合わせ群の6mmおよび5mm径においては有意差はなかった。しかし4mm径においては1500Dacronの開存率(19%)は低く、30DacronおよびDouble velourの約半分の成績であった。各組み合わせの成績を示す。

1) 30Dacronと1500Dacron

6mm径の移植数は9例で3ヶ月開存数は7例であり、閉塞の2例は内膜肥厚および感染の1例ずつであった。5mm径の移植数7例中開存は3例で、閉塞原因は内膜肥厚、感染、出血、手技それぞれ1例ずつであった。4mm径の9例中開存は2例のみで、閉塞は内膜肥厚2例、手技2例、感染1例、不明2例の計7例であった。

2) 30DacronとDouble velour

6mm径5例中開存は3例で、閉塞は感染1例、不明1例である。5mm径4例中2例が開存し、肥厚1例、不明1例が閉塞である。4mm径2例中1例が内膜肥厚により閉塞。

3) 30DacronとGoretex

6mm径4例中3例が開存し、出血の1例が閉塞。5mm径5例中2例が開存。肥厚、感染、手技のそれぞれ1例ずつ閉塞していた。4mm径2例中1例肥厚により閉塞。

4) 30Dacronと自家静脈

6mm径の3例すべて開存していた。5mm径3例中1例が閉塞(不明)。4mm径においても2例とも開存。

5) 1500DacronとDouble velour

6mm径6例中4例が開存。閉塞は肥厚、感染おのおの1例ずつであった。5mm径は5例中3例が開存し、肥厚、出血おのおの1例ずつにより閉塞。4mm径は3例中1例のみが開存し、閉塞は2例とも肥厚によるものであった。

6) 1500DacronとGoretex

6mm径の5例中出血の1例のみが閉塞。5mm径の4例中、閉塞は2例で肥厚、不明のおのおの1例ずつである。4mm径の2例とも閉塞し、肥厚1例、出血1例であった。

7) 1500Dacronと自家静脈

6mm径の4例とも開存。5mm径では5例中3例が開存し、肥厚、出血のそれぞれ1例が閉塞。4mm径では2例とも閉塞していた。

8) GoretexとDouble velour

表1 各種縫い合わせ合成血管の成績

()内は吻合部リング使用群

| 縫い合わせ合成血管 | 内径 | 移植数 | 3ヶ月 開存数 | 閉塞の原因 | | | | | |
|------------------------------|----|----------|------------|--------|-------|-------|-------|-------|--------|
| | | | | 内膜肥厚 | 感染 | 出血 | 手技 | 不明 | 計 |
| 30Dacron +1500Dacron | 6 | 9 (1) | 7 (1) | 1 | 1 | | | | 2 |
| | 5 | 7 (1) | 3 (1) | 1 | 1 | 1 | 1 | | 4 |
| | 4 | 9 (1) | 2 (0) | 2 | 1 (1) | | 2 | 2 | 7 (1) |
| 30Dacron +Double velour | 6 | 5 (1) | 3 (0) | | 1 | (1) | | 1 | 2 (1) |
| | 5 | 4 (1) | 2 (1) | 1 | | | | 1 | 2 |
| | 4 | 2 (1) | 1 (1) | 1 | | | | | 1 |
| 30Dacron +Goretex | 6 | 4 (1) | 3 (1) | | | | | | 1 |
| | 5 | 5 (1) | 2 (1) | 1 | 1 | | 1 | | 3 |
| | 4 | 2 (1) | 1 (1) | 1 | | | | | 1 |
| 30Dacron +自家静脈 | 6 | 3 (1) | 3 (1) | | | | | | 0 |
| | 5 | 3 (1) | 2 (1) | | | | | 1 | 1 |
| | 4 | 2 (1) | 2 (1) | | | | | | 0 |
| 1500Dacron +Double velour | 6 | 6 (1) | 4 (1) | 1 | 1 | | | | 2 |
| | 5 | 5 (1) | 3 (0) | 1 | | | | (1) | 2 (1) |
| | 4 | 3 (1) | 1 (0) | 2 (1) | | | | | 2 (1) |
| 1500Dacron +Goretex | 6 | 5 (1) | 4 (1) | | | 1 | | | 1 |
| | 5 | 4 (1) | 2 (0) | 1 (1) | | | | 1 | 2 (1) |
| | 4 | 2 (1) | 0 (0) | 1 | | 1 | (1) | | 2 (1) |
| 1500Dacron +自家静脈 | 6 | 4 (1) | 4 (1) | | | | | | 0 |
| | 5 | 5 (1) | 3 (1) | 1 | | 1 | | | 2 |
| | 4 | 2 (1) | 0 (0) | 1 | | (1) | 1 | | 2 (1) |
| Goretex +Double velour | 6 | 7 (1) | 6 (1) | | | 1 | | | 1 |
| | 5 | 4 (1) | 2 (1) | | 1 | | | 1 | 2 |
| | 4 | 3 (1) | 1 (1) | 1 | | 1 | | | 2 |
| Goretex +自家静脈 | 6 | 3 (1) | 3 (1) | | | | | | 0 |
| | 5 | 4 (1) | 3 (1) | | | | 1 | | 1 |
| | 4 | 2 (1) | 1 (1) | 1 | | | | | 1 |
| Double velour +自家静脈 | 6 | 6 (1) | 5 (1) | 1 | | | | | 1 |
| | 5 | 2 (1) | 2 (1) | | | | | | 0 |
| | 4 | 2 (1) | 1 (1) | | | | 1 | | 1 |
| 小 計 | 6 | 52 (10) | 42 (9) | 3 | 3 | 3 (1) | 0 | 1 | 10 (1) |
| | 5 | 43 (10) | 24 (8) | 6 (1) | 3 | 3 | 3 | 4 (1) | 19 (2) |
| | 4 | 29 (10) | 10 (6) | 10 (1) | 1 (1) | 2 (1) | 4 (1) | 2 | 19 (4) |
| 計 | | 124 (30) | 76 (23) | 19 (2) | 7 (1) | 8 (2) | 7 (1) | 7 (1) | 48 (7) |

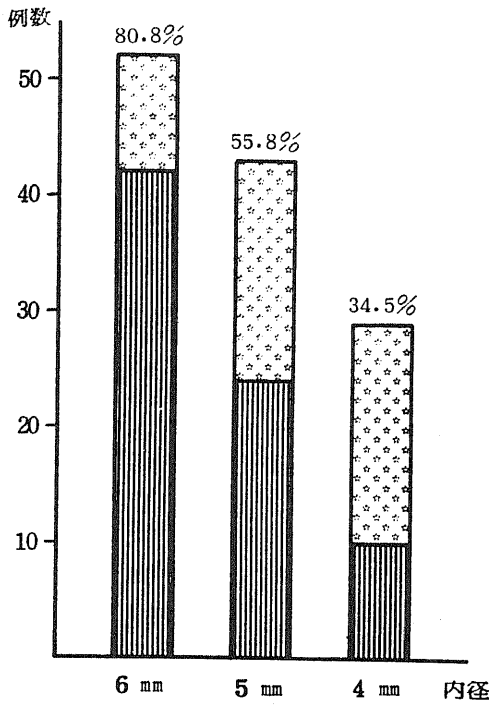


図4 吻合部リング非使用群の内径別開存成績を示す。☆印は閉塞例。

6 mm径の7例中1例のみが閉塞(出血)。5 mm径の4例中2例が開存し、閉塞の2例は感染、不明によるものであった。4 mm径では3例中1例の開存。肥厚、出血により2例閉塞していた。

9) Goretex と自家静脈

6 mm径の3例とも開存。5 mm径の4例中1例のみが閉塞(手技)。4 mm径の2例のうち1例は肥厚により閉塞していた。

10) Double velour と自家静脈

6 mm径の6例中1例のみ閉塞(肥厚)。5 mm径の2例とも開存。4 mm径の1例のみが手技により閉塞していた。

2. 吻合部リング使用群

吻合部リング使用群30例における開存率は23例である。内径別では6 mm径10例中9例、開存率90%。そしてそれぞれ5 mm径10例中8例、80%、4 mm径10例中6例60%であった(図6)。リング非使用群との開存率の差は6 mm径で9.2%、5 mm径で24.2%そして4 mm径で25.5%であり、特に5 mm ($p < 0.005$)、4 mm径 ($p < 0.02$)で有意の開存率の差を認めた。

3. 閉塞例の検討

両群合わせたの閉塞例は55例で、その原因は内膜肥厚21例、出血9例、手技9例、感染8例、その他不明7例である(図7)。

なお、閉塞以外吻合部動脈瘤、代用血管裂開などの

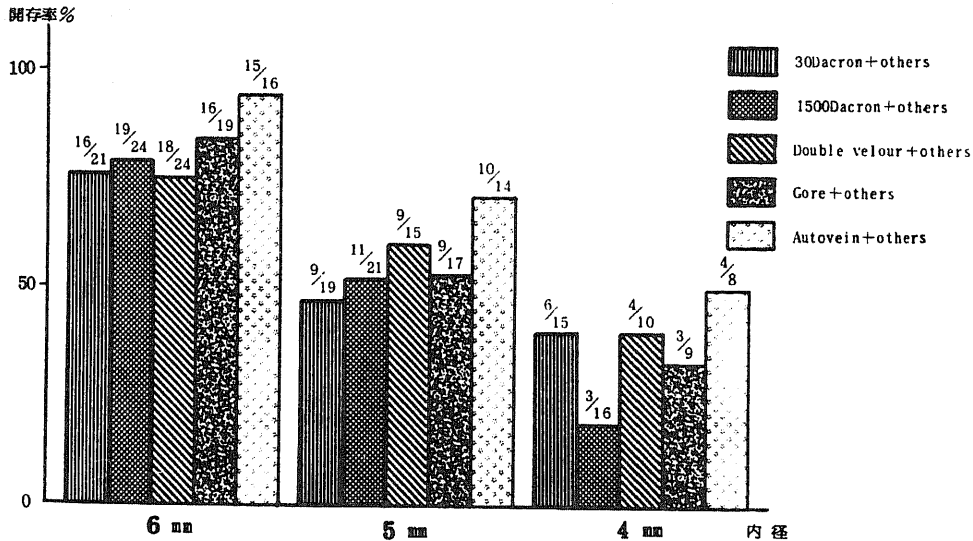


図5 縫い合わせ代用血管別の開存率。自家静脈との縫い合わせは各内径とも開存成績はよく、4 mm径の1500 Dacron との縫い合わせは悪かった。

合併症はなかった。この閉塞原因を内径別に比較すると、リング非使用群では図8のごとく、内径6mm、5mm径における内膜肥厚は約1/3であるが、内径4mmでは1/2強を占めた。

リング使用群では閉塞例7例のうち内膜肥厚2例、出血2例、手技2例、感染1例で内径別に比較しても

有意差は認めなかった(表1参照)。

4. 血流量の比較

移植前の動脈内径がほぼ同じでも、血流量にかなりの変動を認めるため、移植前の血流量を100とし、術直後および3ヶ月後の移植部末梢側の血流量を百分率で比較した。またリング使用群、非使用群の比較のために、両群の開存例のうち同一の組み合わせのみを対称とした。図9は両群の内径別比較を示す。

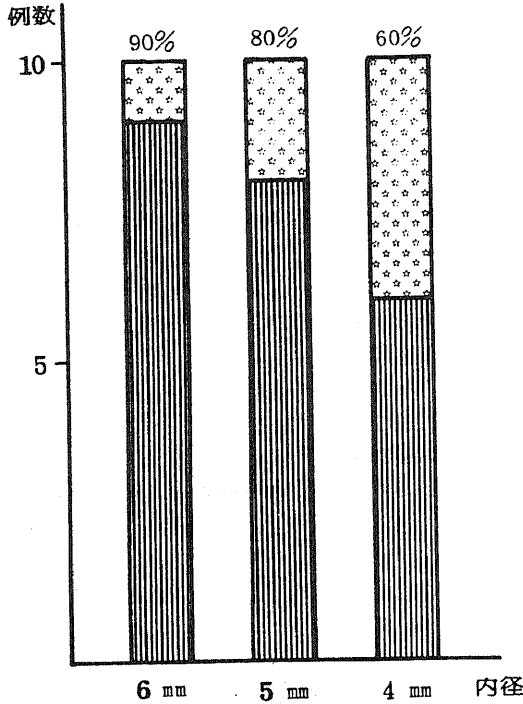


図6 吻合部リング使用群の内径別開存成績を示す。☆印は閉塞例。

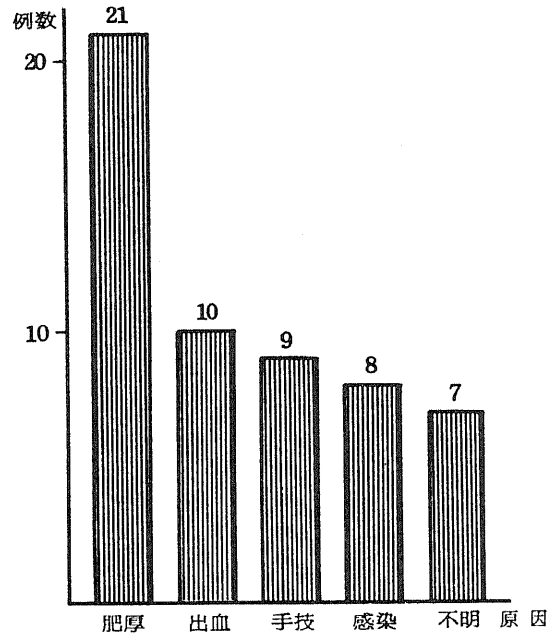


図7 両群の全移植数154例中の閉塞例55例の原因を示す。

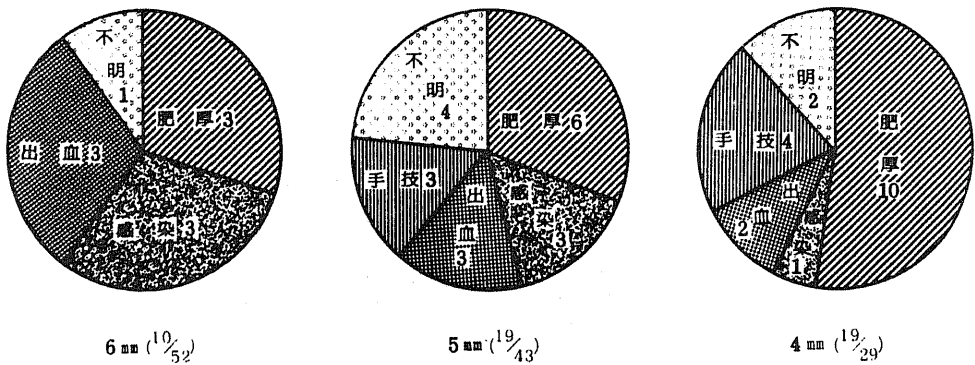


図8 リング非使用群の内径別にみた閉塞原因。4mm径において内膜肥厚の割合は1/2強を占めた。

なお平均血流量百分率では、6 mm径においてリング非使用群の術直後で76.3、3ヶ月後で66.0、リング使用群の術直後で83.3、3ヶ月後78.9、5 mm径ではそれぞれリング(-)69.3、62.8、リング(+)82.5、78.5、そして4 mm径でリング(-)59.0、49.4、リング(+)79.4、76.4であった。すなわちリング使用群の4 mm径においても移植後の血流減少率は小さく、特に3ヶ月後では非使用群と著明な差を認めた。

5. 吻合部内膜の厚さの比較

表2は、開存例のみの各種人工血管の内径別、吻合部近位側、遠位側、両側平均値としてリング使用群、非使用群におけるそれぞれ平均計測値を示した。ただし、自家静脈の内膜は計測困難のため、比較対照から外した。30Dacronの吻合部リング非使用群における内径6 mm(16例)の遠位側平均値は0.47 mm、5 mm径(9例)は0.51 mmそして4 mm径(6例)は0.57 mmであり、すなわち小口径になればなるほど内膜肥厚が強かった。同じ30Dacronの近位側は6 mm径0.77 mm、5 mm径で0.80 mm、4 mm径0.88 mmであり、いづれも遠位側に比し肥厚していた。またリング使用群は各内径と

も近位側、遠位側、両側平均値において薄かった。これらは各種人工血管においても同じ傾向を示した。それぞれ人工血管の比較においては、1500Dacronの内膜肥厚は強く、平均値のみから言えば、30Dacron、GoretexそしてDouble velourの順に薄かった。しかし30Dacronは近位側と遠位側の差が大きく、すなわち30Dacronの遠位側は全例の中で一番薄い内膜層をなすが、近位側はGoretex、Double Velourに比べ、内膜層は厚く、狭窄が強かった。Double velourおよびGoretexにおける近位側と遠位側との差は比較的小さく、またGoretexは各内径、リング使用群においてもわずかであるがDouble velourよりも薄い内膜層を作っていた。

II. 組織学的検討

1. 有孔性の比較

有孔性の大きい1500Dacronと有孔性の小さい30Dacronの縫い合わせ血管を比較した。内面の肉眼的観察では、ほとんどの30Dacronは白色の器質化した仮性肉膜が吻合部付近にとどまり、吻合部よりかなり離れた部分はまだ厚い赤色のフィブリン付着のみであった。

一方、1500Dacronは吻合部付近はもちろん、吻合部より離れた中央部まで白色の仮性肉膜が散在しているものが多かった。しかし組織学的観察では、30Dacronの吻合部付近の仮性肉膜は非常に薄く器質化良好でかつ線維細胞も豊富であり、宿主血管の内膜とはほぼ同一のものであった(図10)。1500Dacronでは宿主血管から延長したと思われる内膜と、その下に線維細胞が欠乏しフィブリンが器質化したと思われる層と二重構造をなしているものが多い(図11)。30Dacronにおいてもこのフィブリン層は認められるものもあるが、宿主血管から伸びた内膜の厚さに比し、非常に薄いものであった。

2. 内面性状の比較

内面性状に変化をもたせたDouble velourとGoretexの吻合部においても、中間部に比し仮性肉膜の肥厚は全例に見られた(図12)。

Double velourの吻合部付近の仮性肉膜は弾力線維が豊富で、比較した全人工血管の中でも器質化が一番良く、また吻合部よりかなり離れた部分まで延びているものが多い。しかし中間部のcrimp溝には赤色の器質化されていないフィブリン沈着がほとんどに見られた。この内膜の表面は肉眼的に1500Dacronとよく似ているが、組織的に器質化あるいは薄さの点ではかなりの差を認めた。すなわち、1500Dacronの吻合部付近で見られたような二重構造はなく、宿主血管の内膜

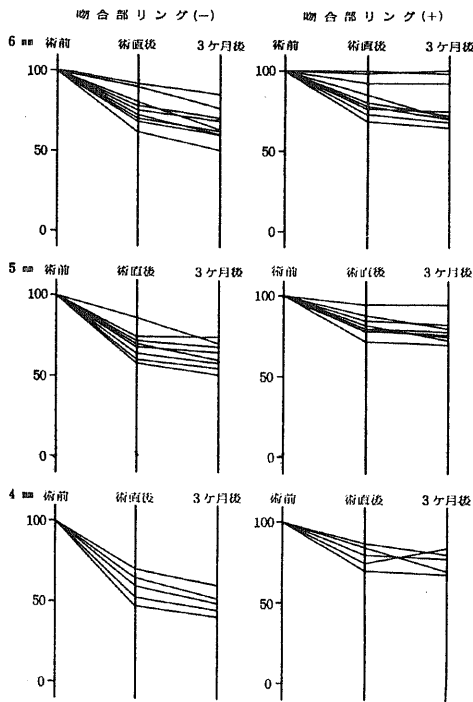


図9 代用血管移植前、術直後そして3ヶ月後の末梢側血流量の比較。移植前の血流量を100とし、術後の血流量を百分率で表わした。

とよく器質化した人口血管の仮性内膜とはスムーズな移行を示した(図13)。

一方 Goretex は比較した他の人口血管, 30Dacron, 1500Dacron, Double velour とは違った内膜形態を示した。すなわち他の人口血管は吻合部付近の器質化良好であるが, 中間部においてはほとんど赤色のフィブリン沈着のみの状態であるのに対し, Goretex は白色の半透明な薄い仮性内膜が吻合

部から中間部に至るまで一面に覆っていた。しかし組織学的には線維細胞の見られるのは吻合部付近のみでかつ他の人工血管の吻合部付近に比し, やや器質化は劣るが非常に薄い(図14)。それより中央部は安定化の強いコラーゲンとフィブリンの薄層よりなっていた。

3. 自家静脈

内膜は全体にやや肥厚し, 特に吻合部付近では中間

表2. 各種人工血管吻合部の仮性内膜厚さの平均値, ()内は吻合部リング使用群, 自家静脈の内膜は計測困難のため, 比較対照とせず。

| 人工血管 | 径 | 開存例 | 平均遠位側値mm | 平均近位側値mm | 両側平均値mm |
|---------------|---|----------|---------------|---------------|---------------|
| 30 Dacron | 6 | 16 (3) | 0.47 (0.45) | 0.77 (0.65) | 0.62 (0.55) |
| | 5 | 9 (3) | 0.51 (0.49) | 0.80 (0.65) | 0.66 (0.57) |
| | 4 | 6 (3) | 0.57 (0.52) | 0.88 (0.70) | 0.73 (0.61) |
| 1500 Dacron | 6 | 19 (3) | 0.70 (0.67) | 0.92 (0.85) | 0.81 (0.76) |
| | 5 | 11 (3) | 0.88 (0.80) | 0.97 (0.88) | 0.93 (0.84) |
| | 4 | 3 (1) | 1.10 (0.92) | 1.16 (1.01) | 1.13 (0.97) |
| Double velour | 6 | 18 (3) | 0.61 (0.56) | 0.63 (0.58) | 0.62 (0.57) |
| | 5 | 9 (3) | 0.65 (0.62) | 0.69 (0.66) | 0.67 (0.64) |
| | 4 | 4 (3) | 0.70 (0.68) | 0.76 (0.73) | 0.73 (0.71) |
| Goretex | 6 | 16 (4) | 0.56 (0.54) | 0.62 (0.56) | 0.59 (0.55) |
| | 5 | 9 (3) | 0.59 (0.56) | 0.66 (0.62) | 0.63 (0.59) |
| | 4 | 3 (3) | 0.64 (0.60) | 0.70 (0.65) | 0.67 (0.63) |
| P | | | < 0.001 | < 0.001 | < 0.001 |

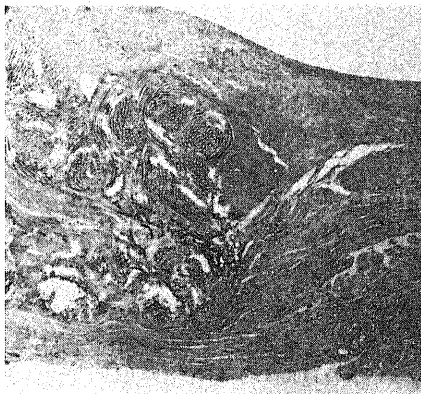


図10 30Dacron の吻合部仮性内膜は薄く器質化良好である。

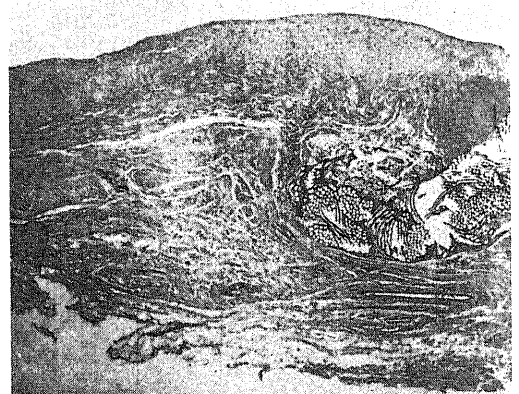


図11 1500 Dacron の吻合部は宿主血管から延びた内膜と器質化したフィブリン層と二重構造をなしていた。

部に比べ肥厚が強かった。しかし他の人工血管に比しその肥厚は軽度であり、また宿主血管の内膜との移行もスムーズであった。中膜もやや変性しており、それは筋細胞が減少し線維性肥厚が観察された。

4. 内径の比較

同じ組み合わせ代用血管の6mm径と4mm径において、中間部ではほとんど差を認めないが、多くの4mm径の吻合部に仮性内膜の肥厚が観察された(図15)。特に代用血管近位側は遠位側に比し、やや肥厚度が強かった。しかし吻合部からの仮性内膜の伸び率および器質化度において、内径による有意差は認められなかった。

5. 吻合部リング使用群と非使用群

リング非使用群は4mm径の吻合部付近、特に代用血管の近位側において、仮性内膜の肥厚が強く見られたのに対し、使用群は宿主血管から代用血管へ仮性内膜のスムーズな移行を示した(図16-1)。図16-2はリングを取り除いた(空白部分)吻合部付近で、その

空白部分の周辺にはややリンパ球を多く認めるが、内腔と離れており、リングの組織反応による仮性内膜への影響は認められず、薄くかつ器質化も良好であった。

考 察

人口血管の歴史は比較的長く、19世紀後半の abbe のガラス管、Nitze の象牙管、Payr の吸収性マグネシウム管に始まる⁷⁾。20世紀半頃より合成人工血管が開発され、多くの種々改良された人工血管が製作された。これらの人工血管の応用範囲は頭初にも述べたごとく、動脈疾患の増加、血管外科の進歩に伴い、次第に小血管まで広がった。1960年代までは大血管用の合成人工血管を小口径に作製したものが使用されてきた。これらの合成人工血管の線維材料、編み方、蛇腹加工、有孔性などについての報告は多い。しかしこれらのほとんどは口径10mm以上における人工血管の一般論であり、口径6mm以下の人工血管においても同じ条件があてはまるかどうか当然疑問が生

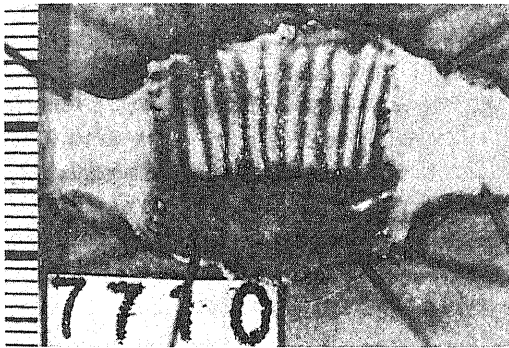


図12 Double velour(上)とGoretex(下)の縫い合わせ血管(6mm径)。両者とも吻合部より薄く器質化された仮性内膜が中間部に向かって延びている。吻合部狭窄は軽度である。

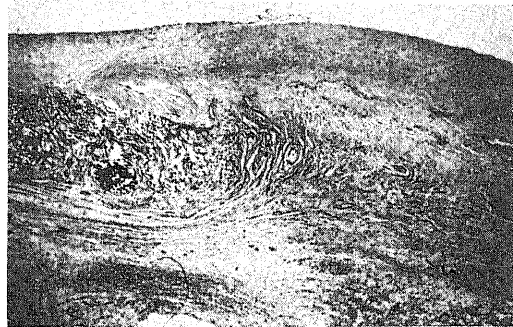


図13 Double velour 宿主血管より延びた内膜の上に薄く器質化した仮性内膜がスムーズに移行している。

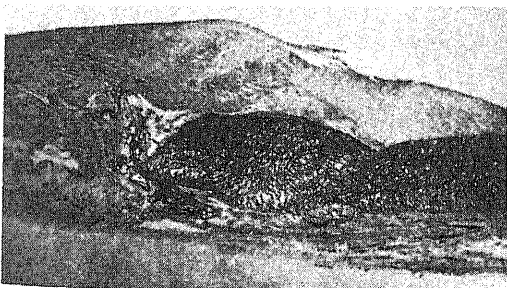


図14 Goretex 線維細胞はやや少ないが宿主血管よりスムーズに仮性内膜は延びている。

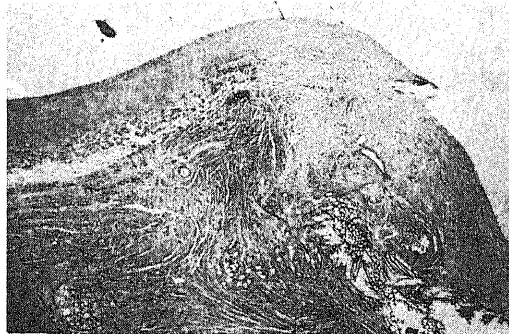


図15 内径4mmの30 Dacron 吻合部の狭窄が強い。

じ、DeWeese⁵¹がこの小血管の研究を行っている。すなわち、小血管の吻合部においては人工血管だけでなく、自家静脈を用いても吻合部内膜肥厚 (Anastomotic intimal hyperplasia of small vessel AIH) が見られたと報告している。

1970年代に入り、小動脈、静脈に対する人工血管の研究が高まり、そして開発されたものは Sparks Mandril 人工血管⁸⁻¹²⁾、EPTFE 人工血管¹¹⁾³⁾、Double velour 人工血管¹⁴⁻¹⁶⁾、人臍帯静脈³⁾などである。教室でもこれらの新人工血管の実験的研究、臨床的検討を度々発表してきた¹⁷⁻²²⁾。しかし、これらの小動脈用人工血管の成績は各々個別に報告されており、同条件下で比較した報告は少い。また小口径(4~6mm)人工血管の最大の障害である吻合部狭窄(AIH)について比較した報告は見あたらない。おそらく内径6mm以下の人工血管では閉塞しやすく長期開存して器質化した標本を得ることはなかなか困難であるためと考えられる。実際、著者の実験においても内径4mmの代用血管では、3ヶ月後も開存し吻合部の比較出来る標本を採取し得たのは約1/3に過ぎなかった。

なお、移植期間をすべて3ヶ月としたのは、一定期間に比較対照を出来るだけ多くしたためであり、また一般に言われているように、移植後2~3週間で吻合部に pannus (吻合部を越えて形成される未器質化の肥厚した組織) が形成され、約4週間で宿主血管の内膜と連結し、安定した状態となる。そして2~3ヶ月目では吻合部の器質化された内膜は中央部に向かって進

展するが、その進展度は種々人工血管により、またその長さによって異なると思われる。吻合部付近のみの観察には、種々人工血管の内膜進展度が異なっても、3ヶ月の移植期間で十分と考えられたためである。

小口径人工血管の吻合部狭窄に重要な因子となり得るのは、その材質、有孔性、内面性状、血液流体力学的変化によるフィブリンの蓄積などである。

人工血管の材質については化学的に安定して、耐久性が強く、組織反応の少ないダクロン、テフロンが今日では主流をなしている。ダクロンとテフロンの優劣について議論は少なくないが、組織親和性がよく、器質化の早いダクロンよりも、血栓形成能が低くフィブリン形成の薄い点でやや優るテフロンの方が、小口径人工血管に望ましいとする意見が強い⁷⁾。

有孔性については、漏血を少なくして、しかも出来るだけ有孔性が大きいほど、良好な仮性内膜が形成されるとの見解がとられてきた²³⁾。Wesolowski ら²⁴⁾²⁵⁾は外層から侵入した組織が内膜の形成および栄養に参与しているとし、有孔性が小さいと内膜の剥離や晩期の石灰化を見ると報告した。また熊田⁶⁾も有孔性の大きい方が仮性内膜の器質化は良好であったと報告している。一方 Berger ら²⁶⁾、山本ら²⁷⁾は有孔性が長期開存や仮性内膜の良否に必ずしも関連性はないことを指摘している。

しかしこれらの研究は吻合部狭窄合併の少ない内径6~10mmの人工血管についてのものであり、また吻合部形態についてはあまり詳細に述べていない。そこで著者は内径4~6mmのもので、かつ条件を同一にする



図16-1 矢印が吻合部リング。

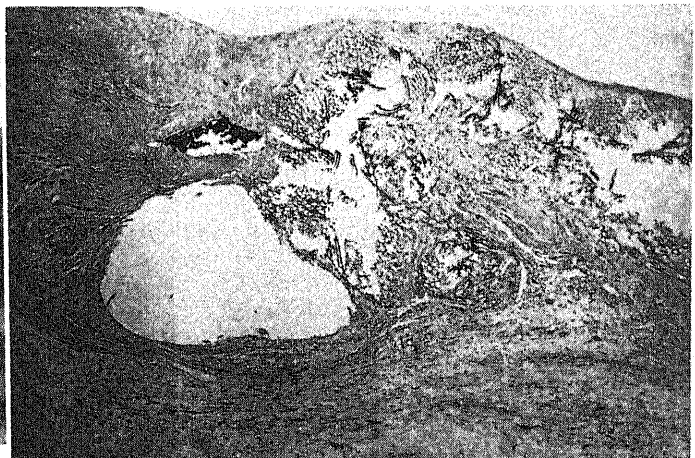


図16-2 同リング付近の組織所見。白ヌキ部分はリングのあと。吻合部狭窄はなく、仮性内膜の肥厚は見られない。

ため、有孔性の違う2種の人工血管を縦にはり合わせ、1本の導管とし、吻合部を主に観察した。

吻合部より離れた人工血管の中間部において、有孔性の大きいものは薄い仮性内膜と良好な品質化を認めた。しかし吻合部においては有孔性の大きいものは肥厚した仮性内膜(AIH)を認め、むしろ有孔性の小さいものには薄く安定した仮性内膜が宿主血管より延長していた。

組織学的観察で1500Dacronの吻合部に観られた仮性内膜の二重構造は、移植早期に付着したフィブリンが器質化し、その上に宿主血管から伸びた内膜が被り、このような構造をなしたと思われる。一方30Dacronの場合はフィブリンの器質化が悪く不安定な状態にあり、これはかえって吻合部には好都合と思われる。すなわちこの吻合部の薄い仮性内膜から中間部は厚いフィブリン層が続いていることから考えると、宿主血管からの内膜が伸びる時にはこの不安定なフィブリン層は溶解あるいは離脱するものと思われた。

有孔性の大きいものでは人工血管壁の外側から結合組織、栄養血管が入り込み、良好な器質化が進むが、吻合部では早期(2~3週)に宿主血管の内膜が人工血管側に伸び、むしろ外側から結合組織の入り込まない有孔性の小さい方が好都合と思われる。逆に吻合部宿主血管側の変化として、有孔性の小さい方が吻合部周辺の中膜にリンパ球、多核球を多く観察された。これは最近の人工血管が改良されたとは言っても、生体に完全な適合材質ではなく、編み目の密な有孔性の小さい人工血管は生体に対し反応が強いためと思われる。しかしこれにより吻合部動脈瘤、縫合不全などの合併症はなかった。

以上により、小口径人工血管の有孔性に関して、最大の障害は吻合部狭窄であるため、人工血管中間部における器質化度を多少犠牲にしても、吻合部仮性内膜の薄い有孔性の小さい人工血管の方が有利と考える。

内面性状については、Kolffら²⁸⁾は平滑な面のポリウレタン、シリコンゴム、平織りテフロンよりも、表面の粗いポリウレタンスポンジの方が薄く良好な仮性内膜が形成されると報告して以来、Sharpら²⁹⁾は代用血管内面に木綿、ダクロン、テフロンを吹きつけ、毛羽立ちをつけたところ、血栓形成が少なく、薄いフィブリン膜が形成されると報告した。

本実験に使用したCooley Double velour人工血管は、内面および外面の線維にloop状の毛羽立ちをつけたもので、Internal velourにより薄い仮性内膜の形成、External velourにより移植時の線維間出血を制御し、線維細胞の遊走を助け、外面からの組織反

応を規制することを期待したものである。著者の実験においてもDouble velourは同じ有孔性の毛羽立ちのない1500Dacronよりも仮性内膜は比較的薄く、弾力線維も豊富でよく器質化しているのを認めた。

EPTFE人工血管はフッ素ポリマーpolytetra-fluoroethyleneを延伸加工した人工血管で、その表面はPTFEの小結節が細い不規則な小線維で連結され、それがざ波状に配列している。本実験に使用したEPTFEのpore sizeは1~2 μ で、組織学的にはごくわずかに細胞成分の侵入は見られるが、外側からの栄養血管は皆無であった。これは有孔性から言えば無孔に等しく、仮性内膜の性状も他の織布人工血管とは違った独特の器質化像を示した。すなわち、仮性内膜の器質化の見られるのは吻合部から数mmを過ぎず、それより中央部は安定化の強いコラーゲンとフィブリンの薄層よりなっている。しかしDouble velourより器質化は全体的にやや劣るが薄い内膜層という点ではやや優っていた。松本ら^{41)330~332)}はEPTFEにおけるporeは、仮性内膜の器質化に寄与するのではなく、人工血管内面の表面性状を変えることにより、人工血管に抗血栓性を与え、器質化には流血中由来の細胞が関与すると報告している。

先の材料、有孔性に加え、この内面性状に関する観察から、特に小口径人工血管において以下のことが言える。すなわち材料はフィブリン形成の薄いテフロンで、中間部の器質化は遅れても有孔性の小さい方が吻合部において薄い仮性内膜が期待出来、さらに中間部においても薄くかつ器質化した仮性内膜を得るためには、表面の毛羽立ち、ざ波など内面の不規則性を持たせる方がより有利と思われる。

自家静脈は、臨床における末梢動脈の血行再建の代用血管として、現在も主流をなし、著者らも第一選択としているが、静脈に病変を伴ったり、口径や長さにおいて不十分であったりする場合も多く、また移植後の晩期合併症として動脈瘤、狭窄、閉塞の報告も少なくない³³⁾⁻³⁵⁾。著者の実験においては動脈瘤は観らなかつたが、移植した自家静脈壁の内膜、中膜とも肥厚し、特に吻合部付近では中間部に比し肥厚が強く、諸家により愛用されている自家静脈と言えども吻合部狭窄は免がれなかつた。しかしその狭窄程度は比較した他の人工血管に比し、軽度であった。

内膜肥厚の機序に関しては、古山ら³⁴⁾は壁在血栓の器質化による仮性内膜の肥厚であると述べ、Wyattら³⁵⁾は内膜および内膜下のmyointimal cell, fibroblastの増殖によるとしている。

著者の実験においては壁在血栓が見られなかつたこ

とから、動脈圧に対する防御機構による組織増殖、そして特に吻合部においては、手術操作および縫合糸などによる反応が内膜肥厚の機序と思われた。

血液流体的変化については、小口径人工血管吻合部では、大血管においてあまり配慮されない血流変化の影響を考慮する必要がある。著者の実験で同材料、同有孔性の人工血管において、内径4mmのものは6mmに比し、吻合部にのみ仮性内膜がより強く肥厚しているのが観察された。

人工血管の内径が小さくなればなるほど、宿主血管あるいは人工血管の内径と吻合部の縫い込みによる狭窄面積との比が大きくなることは免がれない。このように1本の導管に狭窄部が生じると、近位側吻合部および遠位側の2ヶ所において、それぞれ広がり流れ、狭まりの流れの流体力学的変化が起き、壁面に沿って流速の遅れそして乱流が生じると言われている³⁶⁾。また血液は凝固能を持っているため、その部位にフィブリンが蓄積し易く、そして次々に器質化し仮性内膜の肥厚がおきると思われる。

そこで手技的狭窄を少なくするため、血管口径よりもやや大きい吻合部リングを縫着し、吻合径を血管径に出来るだけ一致させたところ、同口径人工血管において、リング使用群と非使用群の間に血流量、開存率および吻合部仮性内膜の厚さに明らかな有意差を認めた。

なおリングのタンタルム金属は、臨床において止血用クリップとして多く使用されており、組織に対する反応はほとんどない。標本のリング周辺の反応はきわめて軽度であり、しかも吻合部の外側に位置するため、仮性内膜には全く影響を与えないことを認めた。これらの点からタンタルムリングを用いた吻合法を臨床応用することは適当と思われる。

材質、有孔性、内面性状そして流体力学的変化の他、薄くかつ器質化した仮性内膜を得るために、多くの工夫が報告されている。

Sawyerら³⁷⁾は高電圧下にテフロンに陰性荷電をもたせることにより、抗血栓性を高めようとする研究も報告している。最近ではHoepfら³⁸⁾は人工血管移植後、免疫抑制剤イムランを投与し、吻合部内膜肥厚に対し有効であったと報告している。著者らもこの件に関し、現在追求中である。

本実験はイヌを使用した。動物の種類により仮性内膜形成、器質化期間は異なり、特にヒトではその期間は遅いことが知られている³⁹⁾。著者らはヒトの動脈硬化症に対する代用血管の内膜変化について報告した

が¹⁷⁾¹⁸⁾、この変化は移植部宿主血管の病変有無にかなり影響されると思われる。

すでに開発された、その他の最近の小動脈用人工血管については、Sparks Mandril人工血管は有孔性の大きいknitted Dacronで生体組織と人工材料を組み合わせた点で注目を浴び⁸⁾¹²⁾、著者らも実験報告した¹⁹⁾²⁰⁾。すなわち、この粗いニット編みの人工血管は断端がほつれやすく、また感染に弱い欠点があることを認めた。野一色ら⁴⁰⁾、Hallinら⁴¹⁾⁴²⁾も同様の報告をしている。また人臍帯静脈代用血管についても、著者ら²¹⁾²²⁾は報告したが、現在行っている酵素処理方法に問題があり、宿主血管から延びた内膜と代用血管壁との固着悪く、動脈硬化症例において吻合部狭窄の原因となった¹⁷⁾。

結 論

1. 有孔性の小さい30Dacronの吻合部内膜は薄くかつ器質化良好であり、特に遠位側吻合部内膜の厚さは全ての人工血管の中でも最も薄かった。しかし、人工血管の中間部はやや厚くそして器質化も悪く、また近位側はかなり肥厚し遠位側との差が大きかった。
2. 有孔性の大きい1500Dacronは30Dacronに比し器質化はやや良好であるが吻合部内膜は厚く、全ての人工血管の中で最も肥厚が強かった。
3. 有孔性が大きくまた内面性状の変化をもつDouble velourは内膜の器質化の点では最良であるが、内膜肥厚はGoretexよりもやや強かった。
4. 有孔性はほとんどなく内面性状の変化を施したGoretexは器質化の点ではDouble velourの吻合部よりもやや劣るが、吻合部近位側、遠位側そして中間部においても非常に安定した状態であり、薄い仮性内膜を作っていた。
5. 自家静脈においても吻合部狭窄は見られたが、動脈圧に対する防御機構による組織増殖と手術操作、縫合糸などによる反応が内膜肥厚の機序と思われた。
6. 内径4mmの人工血管は6mm径に比し吻合部狭窄は強く、また近位側吻合部は遠位側に比し内膜肥厚は強かった。これは流体力学的変化によるものと考えられた。
7. 吻合部リング使用は内膜の厚さ、血流量および開存率において、使用しないものに比べ、有意の改善を認めた。

以上から、小口径人工血管の最大の障害は吻合部狭窄であることは明らかで、従って人工血管中間部での器質化を多少犠牲にしても吻合部狭窄の少ない、有孔性の小さい人工血管が有利である。また人工血管全体に

わたり、薄かつ器質化した仮性内膜を得るためには、表面の毛羽立ち、さざ波など内面の不規則な変化を持たせたものが良好であった。

稿を終るにあたり、御指導、御校閲を賜りました恩師岩 喬教授に深甚なる謝意を表します。また御教示を頂いた富山医薬大山本恵一教授、上山武史助教授に深く感謝致します。さらに本研究遂行に御協力を頂いた金沢大学第一外科教室員に感謝致します。

文 献

- 1) **Sauvage, L. R., Berger, K. E., Mansfield, P. B., Wood, s. j., Smith, J. C. & Overton, J. B.** : Future direction in the development of arterial prostheses for small and medium caliber arteries. *Surg. Clin. N. Am.*, 54, 213-226 (1974)
- 2) **Rosenberg, N., Thonpson, E., Keshishian, J. M. & Vanderwerf, B. A.** : A panel by correspondence ; the modified bovine arterial graft. *Arch. Surg.*, 111, 222-226 (1977).
- 3) **Dardik, H., Ibrahim, I. M., Sprayregen, S. & Dardik, I. I.** : Clinical experience with modified human umbilical cord vein for arterial bypass. *Surgery*, 79, 618-624 (1976).
- 4) **Matsumoto, H., Hasegawa, T., Fuse, K., Yamamoto, M. & Saigusa, M.** : A new vascular prothesis for a small caliber artery. *Surgery*, 74, 519-523 (1973).
- 5) **DeWeese, J. A.** : Anastomotic intimal hyperplasia, p 147-152. In P. N. Sawyer & M. J. Kaplitt (ed.), *Vascular graft*, Appleton-Century-Crofts, New York, 1978.
- 6) 熊田淳一: 不織布代用血管の有孔性に関する研究. *日外会誌*, 71, 70-76(1970)
- 7) 杉江三郎, 田辺達三: 人工血管. その進歩と臨床の実際 P6-81, 南江堂, 1977.
- 8) **Sparks, C. H.** : Autogenous grafts made to order. *Ann. Thorac. Surg.*, 8, 104-113 (1969).
- 9) **Sparks, C. H.** : Die-grown reinforced arterial graft, observations on long term animal grafts and clinical experience. *Ann. Surg.*, 172, 787-794 (1970).
- 10) **Sparks, C. H.** : Silicone Mandril method of femoropopliteal artery bypass. *Am. J. Surg.*, 124, 244-249 (1972).
- 11) **Sparks, C. H.** : Silicone mandril method for growing reinforced autogenous femoropopliteal artery graft in situ. *Ann. Surg.*, 177, 293-300 (1973).
- 12) **Becker, H. M. & Kemkers, B. M.** : Erste Erfahrungen mit der Sparks-Prothese als femoro-popliteale Umleitung und als arterio-venöser Shunt zur chronischen Hamöodialyse. *Thoraxchirurgie*, 23, 97-103 (1975).
- 13) 松本博志, 布施勝生, 山本光伸, 長谷川嗣夫, 三枝正裕, 上井巖: Porous polytetrafluoroethylene の人工血管への応用(1); 末梢動脈への応用. *人工臓器*, 1, 44-47 (1972).
- 14) **Sauvage, L. R., Berger, K., Wood, S. J., Nakagawa, Y. & Mansfield, P. B.** : An external velour surface for porous arterial prostheses. *Surgery*, 70, 940-953 (1971).
- 15) **Sauvage, L. R., Berger, k., Wood, S. J., Nakagawa, Y. & Mansfield, P. B.** : Presence of endothelium in an axillary-femoral graft of knitted dacron with an external velour surface. *Ann. Surg.*, 182, 749-753 (1975).
- 16) **Sauvage, L. R., Schloemer, R., Wood, S. J. & Logan, G.** : Successful interposition synthetic graft between aorta and right coronary artery. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 72, 418-421 (1976).
- 17) 吉田千尋, 坂東健, 永井晃, 新谷寿久, 宮下徹, 渡辺洋宇, 深谷月泉, 岩喬, 富川正樹, 上山武史, 山本恵一: 下肢閉塞性動脈硬化症に対する代用血管の長期移植後の変化. *日心外会誌*, 9, 9-10 (1979).
- 18) 吉田千尋, 坂東健, 富川正樹, 永井晃, 新谷寿久, 宮下徹, 渡辺洋宇, 深谷月泉, 岩喬, 上山武史, 山本恵一: 人工血管の吻合部狭窄に関する研究. *人工臓器*, 7, 1032-1035 (1978).
- 19) 吉田千尋, S. ランバーナ, 大橋裕, 永井晃, 木原鴻洋, 小森吉晴, 上山武史, 岩喬: 生物代用血管 Silicone Mandril の基礎と臨床. *人工臓器*, 3 (Supplement), 196 (1974).
- 20) 吉田千尋, 富川正樹, 小森吉晴, 岩瀬孝明, S. ランバーナ, 上山武史, 岩喬: 種々代用血管の比較. *人工臓器*, 4 (Supplement), 122 (1975).
- 21) 富川正樹, 上山武史, 吉田千尋, 永井晃, 土屋和弘, 岩瀬孝明, 岩喬: 人臍帯静脈による静脈代用血管の作製. *人工臓器*, 5 (supplement), 499-502 (1976).
- 22) 富川正樹, 佐藤日出夫, 小森吉晴, 吉田千尋, 永井晃, 岩瀬孝明, 岩喬, 上山武史, 山本恵一: 人臍帯静脈による静脈代用血管の作製. *人工臓器*, 6

(supplement), 312 - 315 (1977).

- 23) Harrison, T. H. & Davalos, P. A. : Influence of porosity on synthetic grafts. *Arch. Surg.*, 82, 28-33 (1961).
- 24) Wesolowski, S. A., Fries, C. C., Karlson, K. E., DeBakey, M. E. & Sawyer, P. N. : Porosity: priming determinant of ultimate fate of synthetic vascular grafts. *Surgery*, 50, 91-96 (1961).
- 25) Wesolowski, S. A., Fries, C. C., MacMahon, J. D. & Martinez, A. M. : Evaluation of a new vascular prostheses with optimal specifications. *Surgery*, 59, 40-56 (1966).
- 26) Berger, K., Sauvage, L. R., Rao, A. M. & Wood, S. J. : Healing of arterial prostheses in man: Its completeness. *Ann. Surg.*, 175, 118-127 (1972).
- 27) 山本敬雄, 村上平八郎, 赤羽紀武, 養田俊之, 韓倫奎, 綿貫詰, 沖倉元治, 新島邦雄: 人工血管に再生する仮性内膜の走査電顕的考察. *人工臓器*, 3, 255-262 (1974).
- 28) Kolff, W. J. : Studies of thrombosis on artificial heart valve. P199-211 In M. K. Alvin (ed.) *Prosthetic valves for cardiac surgery*. Thomas, C. C. Springfield, 1961.
- 29) Sharp, W. V., Finelli, A. F., Falor, W. H. & Ferrano, J. W. : Latex vascular prostheses. Patency rate and neointimization related to prosthesis lining and electrical conductivity. *Circulation*, 29 (supplement) 165-170 (1973).
- 30) 松本博志, 布施勝生, 福島鼎, 山本光伸, 長谷川嗣夫, 三枝正裕, 長谷川与一: EPTFEの人工血管への応用. 第2報; 静脈系への応用の可能性について *人工臓器*, 2, 262-269 (1973).
- 31) 松本博志, 木村泰三, 布施勝生, 山本光伸, 三枝正裕, 高松俊年, 深田栄一: EPTFEの人工血管への応用. 第3報; 静脈系における抗血栓性と porosity と表面構造. *人工臓器*, 3, 337-341 (1974).
- 32) 木村泰三, 松本博志, 杉浦光雄, 三枝正裕, 高松俊昭, 深田栄一: EPTFEの人工血管への応用; 門

脈系への応用, poreと仮性内膜について. *人工臓器*, 5, 85-89 (1976).

- 33) Connolly, J. E. & Harris, J. : Autogenous in situ saphenous vein bypass for femoral-popliteal occlusive disease - A follow up appraisal. *Am. J. Surg.*, 110, 270-276 (1965).
- 34) 古山正人, 草場昭, 清瀬隆, 江崎武春, 森山正明, 福満東馬, 井口潔: 自家静脈移植片の治癒過程に関する形態的, 機能的な研究. *脈管学*, 14, 159-163 (1974).
- 35) Wyatt, A. P. & Tayloy, G. W. : Vein grafts: Change in the endothelium of autogenous free vein grafts used as arterial replacement. *Brit. J. Surg.*, 53, 943-947 (1966).
- 36) 富田幸雄, 山崎慎二: 管路における流れ, 最新機械学講座: 水力学 p135-165 産業図書, 東京, 1978.
- 37) Sawyer, P. N. & Srinivasan, S. : Studies on the biophysics of intravascular thrombosis. *Am. J. Surg.*, 114, 42-60 (1967).
- 38) Hoepf, L. M., Elbadawi, A., Cohn, M., Dachelet, R., Peterson, C. & DeWeese, J. A. : Steroid and immunosuppression: effect on anastomotic intimal hyperplasia in femoral arterial dacron bypass grafts: *Arch. Surg.*, 114, 273-276 (1979).
- 39) Sauvage, L. R., Berger, K. E., Wood, S. J., Yates, S. G., Smith, J. C. & Mansfield, P. B. : Interspecies healing of porous arterial prostheses - Observation, 1960-1974. *Arch. Surg.*, 109, 698-705 (1974).
- 40) 野一色泰晴, 山根義久: Sparks' Mandril graftの問題点. *人工臓器*, 7, 514-517 (1978).
- 41) Hallin, R. W. : Complications with the mandril-grown (Sparks) dacron arterial graft. *Am. Surgeon*, 41, 550-554 (1975).
- 42) Hallin, R. W. & Sweetman, W. R. : The sparks' mandril graft; a seven year follow-up of mandril grafts placed by Charles H. Sparks and his associates. *Am. J. Surg.*, 132, 221-223 (1976).

Studies of the Anastomosis with Small Arterial Prosthesis. Chihiro Yoshida, Department of Surgery(1), (Director: Prof. T. Iwa). School of Medicine, Kanazawa University. Kanazawa, 920, Japan. J. Juzen Med. Soc., 88, 707-721(1979).

Abstract At arterial anastomosis using artificial prosthesis, anastomotic stenosis still remains a serious problem, especially in small diameter grafts. Comparative experiments about anastomotic intimal hyperplasia were performed in 55 dogs of 124 implated grafts. Composited graft (4-6mm inner diameter) was made by two longitudinally sutured different prostheses. These prostheses were different in porosity and internal surface. Anastomotic ring made of tantalum was used in anastomosis just on the sutured line between the composited graft and autologous vessel in 13 dogs of 30 implantation. The intimal thickness, blood flow, patency and histological studies of the anastomotic sites were made 3 months after the implanted procedures. Different composite grafts between New Cooloy low porosity woven Dacron (porosity: 30cc/min/cm², 30 Dacron), Weavenit Dacron (1500cc/min/cm², 1500 Dacron), Cooley double velour Dacron (1500cc/min/cm², Double Velour), Expanded-polytetrafluoroethylene (pore size: 1-2 μ , Goretex) and autovein were made in the present studies.

The results were as follows:

- 1) About low porosity graft (30 Dacron), intimal organization was the thinnest and smoothest at the distal site of all the prostheses. But at the proximal site and central part of the graft, intima was thick and poor.
- 2) About high porosity graft (1500 Dacron), intimal make seemed good but thicker than that of 50 Dacron. This intima was thickest of all the prostheses.
- 3) About high porous Double Velour having thin map on the surface of graft, intimal organization was firm and excellent, but thicker than the Goretex.
- 4) About micro-porous Goretex with minimal roughness on the surface of the graft, intimal organization was thinner and steadier in the total length of graft including both anastomoses. But fibrous cells seemed less than Double Velour.
- 5) About autovein implanted to artery, intima and media increased their thickness. It was considered that this hyperplasia was induced by protective mechanism for arterial pressure and by reaction of the handling and sutured materials in the anastomotic site.
- 6) This anastomotic intimal hyperplasia was slighter in a large diameter than in a small diameter, and on the distal part than on the proximal part. This mechanism might be caused by hydrodynamic change of blood flow.
- 7) Anastomotic ring was effective in protecting the hyperplasia and keeping patency and blood flow.

At small arterial prosthesis implantation, these experiments indicate that it would be more important to protect abnormal intimal hyperplasia in anastomotic site than to gain good intimal organization of the graft surface.