総 説

医療用縫合糸と人工血管

農林省蚕糸試験場 有 賀 靖 治

近年医学の進歩にともない医療用材料の研究も進み、とくに外科的領域における各種の高分子材料の使用も著るしく増してきた。すなわち縫合材料や軟部組織欠損部の補強用に、そしてまた人工血管として各種の材料が医療用の実験および臨床に應用されている。

医療用の繊維材料は、工業材料とは全く異なった観点から、医療用という独自のわくを設けて考えなければならないことはすでに文献¹⁾に述べてあるが、医学独自の目的のためにつくり上げたものは少ない現状である。

本稿では主として現在わが国で使用されている人工血管と医療用外科縫合糸について述べてみたい。

I 医療用縫合糸

医療用に縫合糸が用いられたのは、その歴史も古く、B. C.2,000 トロヤ戦争に出血血管の結紮用にすでに用いられ、さらに B. C.600 馬毛、綿、動物腱が用いられ、さらに A. D.1050 至り Trotula が絹糸を、A. D.1840 年 Luigi Porta、はカットグットを用い、A. D.1882 E. T. Kocher はもっぱら絹糸を A. D.1913 Halsted は絹糸を最優秀であるとして一般に賞用し現在に至っている、また、A. D.1940 年合成繊維が開発されるとともに Narat²⁾によりナイロンなどを使用し始めた。

米国においては一時ダクロン、ナイロン、テフロンなど使用されたが、最近またブレードシルクの使用に切替えているところもある。なお米国は、縫合材料の世界各国への供給国である。

わが国におけるその生産量は第2表に示すとおりで約10トン近くの絹糸が使用されている。

わが国の需要傾向は、外国に比してカットグットの使用割合が少なく、大部分が絹より糸である。

合繊糸のナイロン、テフロン、テトロンなどは心臓外科の発達と並行して多少増加すると思われるが、その使用量が1%を超えるのはいまださきのことと考える。金

第1表 米国の需要概況

種 別	比率(%)	備 考
ブレードシルク	50	組編絹糸
カットグット	30	羊腸線
合 織 そ の 他	20	ナイロン ダクロン テフロン その他

第2表 わが国の縫合糸の生産量

種 別	生産量 (m)	比 率 (%)
よ り 絹 糸	4,500万	91.8
ブレード絹糸	210	4.3
カッドクッド	150	3.1
合 織 糸	10	0.2
そ の 他	29	0.6

(注) 厚生省生産統計より

属製品については、なお一層その傾向が強い。

わが国の主要病院について縫合糸の使用状況を調査した結果³⁾、絹より糸 74病院、ブレード糸 10病院であり、絹糸の硬軟性別に見ると、硬性糸 103病院、軟性糸 17病院であり、絹より糸の硬性糸が大部分を占めている。

1 縫合糸の種類

医療用縫合材料として用いられているものを大別して、吸収性のものと非吸収性とに分類される。また形状から第3表に示す如き種類がある。

a. 吸収性縫合糸

吸収性縫合糸は、一般に健康な哺乳動物の小腸から得られたコラーゲンよりつくられる柔軟な糸であり、生体の組織内で消化吸収されやすいもので、わが国ではJIS⁴⁾に規定され、また米国⁵⁾および英国⁶⁾薬局方にも収載されている。また組織内での吸収抵抗性を変えるためクロミック処理をすることも出来る。

第4表にカットグットの製造工程を示す。

動物腱には、カンガールの脚腱とか尾が用いられる。特殊なものとして放射性コラーゲン糸⁷⁾があり、ガン治療用として研究されている。すなわちコラーゲン溶液(pH2.8)にアイソトープ液(金属イオンであること)を投入し充分攪拌し、これをアンモニア・アセトン液(pH

Artificial Arterial Graft and Surgical Sutures

YASUHARU ARUGA, The Sericultural Experimental Station, Ministry of Agriculture and Forestry, Suginami-ku Tokyo Japan

第3表 縫合材料の種類と区分

吸収区分	吸収性—	カットグット, リボンガッド, 動物 腱, 放射性コラーゲン糸, アルギン 酸糸, P.V.A糸, 再生コラーゲン
	非吸収性—	植物系(綿, 麻) 動物系(馬毛, 絹) 合繊系(ナイロン, ポリエステ ル, ポリエチレン, ポリ プロピレン, テフロン) 金属系(金, 銀ステンレス スチール, タンタリウム)
形状区分	天然—	動物腱, 馬毛, ウォームガッド
	糸状—	より糸(綿, 絹, 麻, 合繊フィラ メント, ステンレススチール) 組編糸(同上) モノフィラメント(合繊糸, シルク ガット)
	リボン—	リボンガット
	液状—	シアノアクリレート系接着剤

第4表 カットグットの製造工程

哺乳動物 小腸 → 整理 → 裁断 → 塩蔵 → 脱塩 → 殺菌 → 脱脂 → 漂
白 → (クロミック加工) → 引揃 → 加ねん → 乾燥 → 研磨 →
サイズ選別 → 乾熱 → 滅菌 → 包装

9~10) 中に噴出紡糸させて糸にする。これをアルカリ溶液中に浸漬し第2磷酸ソーダおよびホルマリン溶液で架橋処理し, 水洗乾燥すると RI 糸ができる。⁹⁰Y の放射線量が強すぎると人体に害があり, また弱いとガン細胞致死効果がない。半減期の短いイットリウム90を用いて動物ガンの実験を行なったところ細胞内での放射最大飛程は2mm以内のガンは死滅したが3mm付近は照射の影響は受けない。また人乳ガンについて試験的に使い効果があると述べている。

イットリウムは, ストロントウムからも取り出せるので普通病院でも使えるが, アイソトープが糸から遊離しやすいので, この結合方法について検討するとともに臨床実験を進めている。この放射糸の理想的条件を上げると,

- 人体内のガン巣に挿入された糸から放出される放射線の強さが, 30日以内に糸より3mmはなれた距離までのガン細胞を死滅させるとともに, 放射能力をほとんど使いはたすアイソトープであること。
- 生体内で異物反応がほとんどなく, 有効放射線を放出後, 体内に同化吸収されること。
- 縫合手術の取り扱いが容易なこと。
- RI の汚染がないこと。
- 術者の被曝線量が少ないこと。
- 製作が簡単で安価であること。

第5表 腸線縫合糸の規格(抜萃)

サイ ズ	J. I. S			U. S. P	
	径(mm) ノンボイ ラブル	抗張力 (kg)	結 節 抗張力	径(mm)	抗張力 外科結 (kg)
0000	0.18—0.24	以上 0.90	以上 0.45	0.179—0.241	0.68
00	0.32—0.41	2.27	1.36	0.318—0.406	1.81
0	0.41—0.50	3.17	2.27	0.406—0.495	2.50
1	0.50—0.58	4.54	3.17	0.495—0.584	3.40
3	0.67—0.76	7.25	4.99	0.673—0.762	5.22
5	0.86—0.98	11.34	7.71	0.864—0.978	7.26

などの条件が要望される。

次にカットグットの J.I.S および U.S.P 規格の一部を第5表に示す。

カットグット(腸線)には, その取り扱い方法によりボイラブルのものと, ノンボイラブルの2種類がある。J.I.S 規格には, 無菌試験, 可溶性抽出物, 包装保管方法などあるが, 充分なものでなく最近薬局方に規定すべく関係方面において検討を進めている。

b. 非吸収性縫合糸

非吸収性縫合糸として現在使用されているものは, 第3表に示した如くその種類も多い。

本稿では主として J.I.S に定められている医療用絹縫合糸について述べるが, U.S.P⁹¹⁾, B.P.C⁹²⁾ には各種類の非吸収性糸について規定されている。

医療用絹縫合糸は, その製造工程と形式上の相異からブレードタイプとツイストタイプに分けられる。外国ではブレードタイプが多く, わが国ではツイストタイプが多いこれは第2表に示すごとくである。

わが国のツイストタイプのものは, 駒八丁捻糸機によって張りより方式がとられ, 生糸の特性を利用してゐる。(セリシンを水で膨潤軟化させた状態で, 加捻される)

この加捻時の張力付与の適否が製品の良否に大きく影響する。この方法で作られた糸は, 抗張力, 硬さ, 抱合性などの点で優れた特性がある。

ブレードタイプのものは重錘式の丸打組機により作られるが, 合繊糸にこのタイプのものが多い。その組編糸の形態から見て, 生体組織に与える損傷が少なく滑性がよいが, 生産性が悪いことがやや難点ともいえる。

次に絹より糸の性状から分類して, 硬性糸といわれるセリシンを含んだ生よりのものと, 軟性糸という精練糸および染色した糸などがある。

その製造工程を第6表に示す。

JIS⁹³⁾ は1965年改訂されたがその規格には, 不十分な点もある。次にその規格の一部を第7表に示す。

第6表 網縫糸の製造工程

硬性糸＝原糸生糸－合糸－加ねん－より止乾燥－仕上－包装

軟性糸＝原糸生糸－合糸－加ねん－精練－染色－樹脂加工－仕上－包装

ブレード糸＝原糸生糸－加ねん－精練－染色－樹脂加工－編組－仕上－包装

第7表 医療用網縫糸規格表 (JIS)

号数	1本の長さ(m)	1本の重量(g)	より方	径(mm) (参考)	引張強さ(kg)	引張強さ(結節)
1	10±0.5	0.11±0.03	2子より	0.10—0.15	以上	以上
2	"	0.22±0.03	"	0.15—0.20	0.3	0.15
3	"	0.49±0.05	3子より	0.20—0.27	1.2	0.6
4	"	0.67±0.07	"	0.27—0.34	1.8	0.9
5	"	0.97±0.10	"	0.34—0.41	2.4	1.2
6	"	1.31±0.13	"	0.41—0.48	3.0	1.5
7	"	1.87±0.19	"	0.48—0.56	3.9	1.95
8	"	2.62±0.26	"	0.56—0.64	6.0	3.0
9	"	3.19±0.32	"	0.64—0.74	7.2	3.6
10	"	4.87±0.49	"	0.74—0.86	10.5	5.25

(注) 長さは用途に応じてかえることができる。ただしこの場合も長さの許容差は表示値に対し、±0.5(m)とする。

縫糸の検査は、各府県の衛生薬事課において規格にもとづいて(抜取)検査を行なっている。

非吸収性糸について著者¹¹⁾も全国主要国立病院にて使用されている縫糸の規格検査を行なった。その結果4号糸以下の細糸には、規格はずれのものも見られた。すなわち重量開差の大きなもの、より開差の大きいもの、よりのバランスが悪いものなど多く、生産管理の改善が望まれる。その他、堀部¹²⁾による報告もある。

医療用縫糸として用いられる原糸生糸には、特殊生糸が用いられ、その主要産地は滋賀県西山、大宮、木之本地方である。(しかし最近はその代って普通生糸が用いられ始めている。この特殊生糸は、三味線糸、琴糸などの原糸にととも古くから生産されてきた。とくに医療用原糸は、春蚕糸が多く用いられ、乾繭は殺蛹程度(乾繭歩合60~70%)として繰糸され織度は28d~40d程度

第8表 縫合用特殊生糸の性状

項目 試料	平均織度(d)	織度偏差(d)	最大偏差(d)	小節(点)	強度(g/d)	伸度(%)	結節強度(g/d)	結節伸度(%)	練減率(%)
A	28.7	28.6	12.7	87	3.92	22.6	3.28	17.2	24.60
B	40.0	4.40	22.6	91	4.30	23.3	3.36	14.2	23.46
C	43.5	3.80	20.3	78	3.84	22.5	3.14	15.6	24.20

第1図 縫糸の荷重-伸長曲線

第2図 外科結び(絹より糸)

第3図 ナイロン結び(P.P.ブレード糸)

繭歩合60~70%)として繰糸され織度は28d~40d程度のものが多く製造されている。その糸の2, 3の性状について調査した¹¹⁾結果を第8表に示す。

各種縫糸の荷重伸長曲線は第1図に示す。また外科結びナイロン結びを第2, 3図に示す。

2 縫糸の抗張力におよぼす影響

現在市販されている縫合材料は、滅菌済のものと、無滅菌のものとがあつて、後者は外科手術に際してその前に煮沸あるいは高圧滅菌などの操作をほどこしたのち直ちに、あるいは適当な消毒液につけて滅菌状態で使用する。

第9表 滅菌法薬剤による糸の強度の変化(g)

種類 処理法	絹より縫合糸	絹ブレード糸	テトロンブ レード糸
無 処 理	2720	2745	3913
水 煮 沸	2100	2300	3550
石炭煮沸	2068	2285	3545
昇永水煮沸	2110	2338	3915
過酸化水素	2172	2360	3855
オートク レープ	2185	2300	3618

るのが通例である。

また最近では、ガス滅菌、放射線滅菌が行なわれるようになってきている。以下2, 3の実験結果について述べる。

(1) 滅菌方法および薬剤による糸強度の変化

滅菌方法、薬剤による縫合糸の強度におよぼす影響についての実験結果¹¹⁾を第9表に示す。

なお高圧滅菌の回数が多くなると強度の劣化は増大する。またナイロンの石炭酸殺菌処理はもちろんさけるべきである。

堀部らによる調査¹²⁾では、縫合糸は煮沸および高圧滅菌により絹糸は4%, ナイロンは9~20%劣化したのに反し、ポリエステルは影響が少なかった。またオゾンガス滅菌では変化はなく、⁶⁰Coによる放射線照射滅菌の影響は 1×10^6 レントゲン照射では、比較的变化は少なく絹糸で7%, ポリエステルで8%の劣化を示した。

また佐藤¹³⁾によれば放射線殺菌の縫合材料の変化状態は、カットグットは2.5メガラットにて10%以下の劣化であり殺菌線量でオートクレープと同程度の変化を示した。

またシリコングラフト縫合糸が1~3ガラットのガンマー線照射によって得られたと報告している。

(2) 生体組織中における縫合糸の抗張力の変化

現在わが国の医療界において、絹縫合糸は生糸のまま加撚使用する場合が多いが、一部では精練絹糸、すなわち軟性糸を用いているので、セリシン含有量のことなる試料ならびにポリプロピレン糸、カットグットによる生体組織内における抗張力の変化状態を検討した。その結果を第10表に示す。

その結果、絹糸セリシン含有量21%のものは、セリシン0.4%のものに比較してその経時変化は少なく、セリシンが蛋白分解酵素に対しフィブロインの保護作用をしているものと考えられる。これに対しポリプロピレンは、その経時的抗張力の劣化は少ない。カットグットはクロミックしたものをを用いたが、7日目では約30%程度の抗張力の減少を見た。また50日目には消化吸収されていた。

また第11表に示すような組織内での各種糸の変化を実

第10表 生体組織中の糸の経時変化(g)

試 料	無処置	7日目	50日目	100日目
絹糸5号セリシン 21%	2200	2100 (-4.5)	1680 (-23.6)	1610 (-26.8)
" 0.4%	2150	1810 (-15.8)	1420 (-34.0)	1350 (-37.2)
ポリプロピレン ブレード	2450	2390 (-2.4)	1890 (-22.8)	1970 (-19.6)
カットグット3-0 号クロミック	1300	900 (-30.8)	—	—

第11表 組織内での糸の強度変化(ポンド)

試料	月	0	2	4	8
絹 糸		1.96		0.65	0.35
麻		11.2		2.2	3.3
オ ー ン		2.9	2.2	2.8	1.7
テ リ レ ン		9.2	9.6	9.9	8.2
テ フ ロ ン		2.7	2.9	3.0	1.7
ポリエチレン		4.7		5.1	3.4
ナイロン		2.6		3.6	2.2

(註) Catchpole, Winn

第12表 胃液、十二指腸液、血液による糸の変化(g)

種別 経日	胃 液		十二指腸液		血 液	
	絹ブレ ード	カット グット	絹ブレ ード	カット グット	絹ブレ ード	カット グット
無 処 置	920	1300	920	1300	920	1300
7 日 目	890	580	340	900	900	770
14 日 目	819	20	780	840	840	580
21 日 目	770	—	690	810	810	300

験した結果¹⁴⁾もある。

次に各種消化液および体液による糸の変化について試験した結果¹⁴⁾胃液中では、ペプシン、プロテナーゼなどの分解酵素の作用により蛋白質は分解されとくにカッドグットの如きコラーゲンは急速に分解される、とくに十二指腸液は胆汁、脾液、腸液および胃液の混在したものであり、脾液内のトリプシン、キモトリプシンなどの諸酵素が胆汁の助けのもとにその分解酵素が活性化して蛋白質系の縫合糸の劣化は多い。第12表に胃液、十二指腸液、血液などによる絹ブレード、カッドグットの経日変化を示す。

3 縫合材料の生体組織に対する反応

縫合糸の生体におよぼす影響、とくに組織反応についてはその研究も古くからある。たとえば、Narat¹⁵⁾、Aries¹⁶⁾らはナイロンが開発されてこれを材料としてその実験を行ないその組織反応は少なかったと述べてい

る。

Melick¹⁷⁾によればナイロンフィラメントは他の材料より単核細胞の浸潤が少ないと述べ、また Dettinger¹⁸⁾らは、木綿、絹糸、合繊糸を移植した結果、木綿や絹糸はナイロンより炎症性反応が強く、ダクロンが最も組織反応は少なく、さらにテフロンを加えた場合 Usher¹⁹⁾はテフロンの反応は最も軽度で癒着も少なかったと述べている。

また Harrison²⁰⁾は、テフロンなどの合繊糸および絹糸を犬の皮下移植してその反応実験をした結果テフロンが最も少なく、ダクロン、オーロン、ナイロンの順で絹糸は最も強いと報告している。

都築²¹⁾は各種合繊糸の組織反応の比較を検討し、ナイロン、ビニロン、カネカロンは他繊維に比しその反応は著明であり、ついでカシミロンがやや少なく、またテトロンは前記繊維より少なく、更にテフロンは最も少なかったと報告している。一般に縫合糸の条件として化学的に不活性で、とくに組織液で膨潤または加水分解しないものが良いと考えられている。

次に著者ら¹⁰⁾²²⁾が、縫合絹糸の脱脂(エーテル、アルコール等量液)および未脱脂、動物油浸漬の各糸について家兎の皮膚、筋膜、筋肉を縫合してその組織反応を病理組織学的に検索した結果、1週間ではそれらに比べて変わった変化は見られず、3週目では油浸漬の周囲には広汎な化膿がおこった。また組織反応でも脱脂糸、未脱脂糸の間には明らかにその差が認められ脱脂の必要性が感じられた。次に高分子材料による発ガン性の問題である Oppenheimer²³⁾によれば、セロハン、ポリエチレン、ビニール、ダクロン、オーロン、タフロンなどをラットマウスの皮下に移植したところ、189~392日後に肉腫が発生し、その頻度は10~45%であり、すべてに悪性腫瘍の発生危険があると主張している。その他にも2, 3の報告があるがこれに反対する者もあり、今後さらに実験および臨床的検討を行なっていくべきでない問題である。

アレルギー反応について、高分子材料を取り扱っている製造工場において、(ナイロン、シリコンなど)特異体質のひとに喘息様発作や蕁麻疹などの発生が一般より多くみられるという傾向があるが、合成高分子とアレルギー性との関連については、今後なお検討を要することである。それらの生体反応の原因について、モノマー自体および加工過程に残る加硫剤、可塑剤、安定剤、補強剤などに分けて各個について詳しい研究の文献はいまだみられない。

4 縫合糸に必要な条件

- (1) 生体組織中にあってもある期間変化しないこと。
- (2) 滅菌処理により変性しないこと。
- (3) 適度の抗張力を有し、術者の取扱いに便利であり、縫合しやすいこと。
- (4) 生体反応や異物反応がないこと。

一般に天然繊維は、水分吸収が多く、浸潤しやすいので反応性肉芽細胞の形成が比較的多いため、樹脂加工その他の方法による改質が望まれる。また合繊糸には、さきにも述べた発ガン性およびアレルギー性反応などの問題のほか、結紮に際し結び目がゆるみやすいので結節性の研究、さらに糸の消毒方法および包装形態その他、針付き縫合糸の Disposable 化の研究など早急に解決しなければならない問題が多い。

II 人工血管

動脈硬化症、Burger 氏病、大動脈瘤や動脈閉塞性疾患の治療のためには代用血管による動脈の置換が必要となる。

血管の移植には、古くから多くの人が種々の材質のものをを用いてきた。すなわち自家動脈²⁴⁾、自家静脈²⁵⁾、同種動脈²⁶⁾、異種動脈²⁷⁾などである。しかしこれらのものは簡単に利用出来ないことや、不時の必要にまた保存する上にも困難もあり、また長期間の使用に耐えず、タンタルムも試みられたが、金属なので体内での可塑性が得られないためおよびその他の理由で成功しなかった。

近年人工血管にも高分子材料が利用されるようになり、人体に無害な人工血管が考えられ、従来の欠点も一応満足されるようになり、いつでも容易に利用出来る段階になった。ただし動脈の移植であって静脈のそれについては²⁸⁾²⁹⁾、いまだ多くの難点もあり研究段階である。

以下人工血管について、その材質、特性、製造加工方法などを述べてみたい。

1. 人工血管の研究経過

前述のごとく代用血管として従来いろいろなものが用いられてきたが、合繊による血管の始めは、アメリカで1952年ナイロンの真田編で始められた³¹⁾。これは編みからの血液の Leakage (もれ)が多く、断端のほつれもつよく、代用血管として適当でないことがわかった³²⁾。またその後ナイロン、オーロン、ダクロン、テフロン、アイバロン、スポンジなどが試みられ³³⁾たが、生体内存続後の強度変化、異物反応などのためナイロン、オーロン、スポンジなどは再検討され、最近ではテトロン、テフロン³⁴⁾の編物、あるいは繊維が用いられている。わが国では1959年テトロール³⁴⁾の名でテトロンによる編物の代用血管が東大木本外科と高橋メリヤス、新潟化工などの協力によって作られ発表された。テトロールは、メ

第4図 人工血管（中尾フィルター製）

第5図 人工血管の拡大図（前図と同じ）

リヤス編のため血液の Leakage が多いという欠点もあるが多くの病院で使用して一応よい成績を得た。その後できるだけ目をつめるため、ウーリー糸に張力をかけて太繊維で密に編むことにより、良好な代用血管が得られた。

また1958年、東レ名古屋工場において繊維による各種の管状平織のものが試作された。その後中尾フィルター研究所においても同様試作研究³⁵⁾³⁶⁾が進められ、今日のような人工血管を作ることに成功し、全国各病院で使用されている。

また最近では生体血管にすべての点で近似させるべく不

第13表 テトロン人工血管の原糸とその構成（中尾製）

血管直径 (mm)	たて糸 こ糸 (b)	厚さ (μ)	密度 (本/cm) たてよこ	孔の大きさ (μ) 長さ巾	孔数 (in ²)	孔面積 (mm ² /in ²)
直管	1 40/2×50	170	59.8	37.8	39 192	14592
	3 40/2×75	180	59.8	37.8	39 192	14592
	5 40/4×100	250	57.5	27.6	10 120	10220
	10 40/4×100	250	57.5	27.6	10 120	10220
	20 150/2×150	310	55.1	31.5	20 70	11200
	22 150/2×150	320	55.1	31.5	20 70	11200
	40 150/2×150	320	47.2	24.4	20 126	7440
分岐管上部	40/4×150	250-260	56.3	24.4	10 287	8966
	下部 40/4×100	250-260	56.3	32.3	10 202	12012

織布による代用血管の研究も行なわれている。すなわちポリエステル繊維を、医用天然ゴム Regitex M-41 で結合したもので、その移植結果は極めてすぐれ、とくに3-4mm径の細い血管の移植成績も良好である³⁷⁾。

2 人工血管の製造

現在一般には円筒状に織られた縫目のないものと、編立式のメリヤスものの2種が製造されている。直径2mmから40mm位、長さ25cmから60cm位までつくられている。2股の分岐代用血管も自由に製織できるが写真に見る如く分岐管の角度は45°~60°までに開ける。その他必要に応じて如何なる位置にも自由に他の単管を縫着することが出来る。代用血管の原糸構成例³⁵⁾を第13表に示す。

クリンプ加工について³⁶⁾：合成繊維の熱収縮性を利用してクリンプ加工を行なう。すなわち円筒状に織られた布を各径に密接する太さのらせんを付けたガラス管に入れ、布に均等間隔にらせん状に糸を巻き、150°C、30分位の熱固定をさすとフレキシブルチューブになる。この加工により、伸縮性が附与され、ねじれ、よじれなどすることなく、押しつぶされても弾性により反発し、通過障害を起すことなく、また管腔の保持力もつよくなる。

織目からの血液 Leakage の防止法³⁶⁾：さきに述べた如く、テフロンはその固有の撥水性から、織目からの血液の Leakage はほとんどない。しかしテトロンはこの性質がつかないで、テトロンにポリフロン粉末によるコーティングを行なっている。血管はやや硬化を来たすが、血液の Leakage は防止できる。

3 人工血管の具備すべき条件

動脈系生体内の各部位血管の物性は、たて方向と円周方向の大きな強度差が認められる。そして血管の部位によって強度に与える方向性の傾向は全く異なる。心臓に

近い胸部大動脈は、たて方向より円周方向に強く、低伸張モジュラスの場合も同様である。一方大腿動脈ではこの逆の傾向となり、また一般に心臓から末梢に行くに従ってたて方向の引張り強さが増し、円周方向よりモジュラスは低い。なお正常血管は例外なく降伏点が認められる。これは繊維質の伸張方向への列理が終り、ついでで最大応力を示し、破断後は主として内膜層の伸張が行なわれるためである。

第6図は人の血管の応力-伸長曲線を示すもので病的血管では応力伸びとともに著しい

第6図 人の血管応力-伸長曲線²⁷⁾

低下を示している。また年齢と血管強度との関係は、50～60才で急に最大応力は減少して老人性血管老化現象が認められる。

上記のような生体血管の物性に近い条件の人工血管が望ましいが、そのほか材質的には体内において、永く保たなければならないことはもちろんである。すなわち体液で物理化学的変化のないこと

組織に対する炎症性異物性反応の少ないこと

発ガン性、抗原性のないこと

滅菌可能であること

などの条件を備え、かつ廉価で入手しやすいということなど縫合糸と同様であるが、これらの条件の上にさらに代用血管としては

a. 外科用として動脈静脈に永久に置換できること。
b. ねじれやよじれ、またはつぶれたりしないこと。
c. 血管の有孔性について血液の漏れ程度が適当な大きさの孔であることその理由は孔を通じて結合組織細胞などが入りこみ内膜形成に一役買うからである。

d. 織地合または編目の大きさは、血管の Leakage の点から目合わせのつんだ方がよい、その点織物は編物に比し織目はつまられるしかしあまり地合をつめると血管は硬くなり、針の通りは、悪くなる欠点がある。

e. 血液の Leakage は孔の大きさに関連するのみならずさらに重要な因子としては、繊維のもつ固有の性質であるこの点でテフロンは撥水性がよく、吸湿性も少ない。この性質は代用血管として極めて都合よく織目からのものをわずかに止め出血の心配がない。テフロンはこの点テフロンに比べ相当量のものを見るのでこれの防止

第14表 人工血管のプラスマ中での強度

試料	直 径 (mm)	煮沸滅菌直後		プラスマ 2 週浸漬		強度比 (%)
		切断荷重 (kg)	伸び (%)	切断荷重	伸び	
人工血管 (テトロン)	5	33	83	31	81	96
	10	92	95	68	—	83
	15	108	57	92	45	85
	20	159	81.8	137	—	86.2
	27.5	160 以上	—	150 以上	—	—
縫合糸 (テトロン)		3.7		3.42		92.5

第15表 人工血管の性能比較

品 名	通風テスト (オリフィス)		通水テスト		
	抵抗 (mm)	流量 (毎分) (cc/cm ²)	水中差圧 (mm)	流量 (時間) (cc) (秒)	時間 (2cm ²)
米国製ダクロン平織	127	138	180	16.5	11.5
日本製テトロン(中尾)平織	127	120	180	16.5	5.0

(備考) 試料 $\phi 20\text{mm} \times 90\text{mm}$ チューブ換算

法として Preclotting を行なう必要がある。

f. 断端のほつれがないこと織ったものは、編んだものより切断時のほつれが出来やすい欠点がある。

g. 合織血管の一つの欠点とされている硬さは、吻合する場合問題になる。縫針が自由に通り柔軟で伸展性があり、かつ容易に回転ができ、生体血管と同じ軟かさ、しなやかさが必要で、とくに細い動脈との吻合では軟さが問題となる。

第16表 各種人工血管の比較

試料 項目	テフロン 平織	ダクロン 平織	テリレン メリヤス	ダクロン 平織	ダクロン メリヤス
密度本/in	たて 87 よこ 106	213	ウェール 48 コース 61	49W 28 122C 41	
編目数/sq. in	—	—	3015	—	1168
交錯点数/sq. in	9260	24730	—	5980	—
空気透過率 Cub. ft/sq. ft/min	18.4	25.2	164	—	172
血液透過時間sec	30	110	100	170	470

以上要するに生体血管に近い性状を備えて、永久に代用し得ることが条件である。

現在米国で使用されているものは、テフロン、ダクロン、ポリエチレンであるが、テフロンは高価ではあるが、代用血管そのものとしては、優れた性能があるため用いられている。ダクロンも一般に用いられ、わが国ではテトロンがもっぱら研究使用されている。

4 人工血管の性能

人工血管のプラズマ中での強度について藤井ら³⁸⁾の研究がある。それによるとテトロン人工血管の強度低下は4~17%で、縫合糸の低下は7.5%であり、血管の代用として十分のもので臨床的には人工血管そのものの破損より、その接合部に問題があると報告している。

人工血管の滲透に対する検査基準は各メーカーによってことなり、いまだ適切な方法が規定されていない。

中尾が行なった結果³⁹⁾を第15表に示す。検査基準は戸布検査基準によっているが、テスト結果から米国品は空気抵抗は少なくとも血液が、もれ難いという製法加工方法が用いられていることがわかる。

チエコスロバキヤの合織代用血管の研究³⁹⁾によれば、J. Hejnal は人工血管の初期血液透過率は生地のち密さに依存することを研究している。(第16表参照)

代用血管の重要な性質としては、初期血液透過率と管壁をとうしての生体組織の生長率であり、これに関連するものは生地の有孔性である。この有孔性は空気透過率として表わされる。

む す び

以上人工血管ならびに医療用縫合糸について述べてきたが、紙面の都合で詳細に述べられなかった点もあり、不備な点も多々あるかと思わる。今後ますます優秀な医療用材料の出現することを期待するとともに、理工医学の協同研究の必要性を痛感される次第である。

本稿を終るにあたり校閲を賜った、当網織維部長細

田一夫氏、および天然ゴム研究所沖倉元治氏ならびに種々ご高配をいただいた東京医科歯科大学中央手術部助教授岩佐 博博士、資料の提供をいただいた中尾戸布研究所長中尾善宣氏、東レ技術部の方々に深謝します。

文 献

- 1) 秋山太郎;外科の領域5, 3, 177 (1957)
- 2) J. K. Narat; *Surg*, 73, 819 (1941)
- 3) 岩佐博ら;医科器械学誌, 36, 9 (1966)
- 4) 日本業工規格 JIS. T4102 (1960)
- 5) U. S. P. XVII. 689 (1963)
- 6) B. P. 144 (1963)
- 7) 荒居竜雄;放医研ニュース7, 12 (1964)
- 8) 日本工業規格 JIS T4101 (1964)
- 9) 堀部隆;衛試報, 82, 93 (1964)
- 10) U. S. P. XVII. 691 (1963)
- 11) 有賀靖治ら;蚕試イ報, 82, 1 (1963)
- 12) 堀部隆ら;衛試報, 84, 73 (1966)
- 13) 佐藤健二;衛生化学, 13, 5 (1967)
- 14) 有賀靖治, 岩佐博;日蚕学誌, 36, 5 (1967)
- 15) 木本外科教室;外科診療, 3, 1516 (1961)
- 16) L. J. Aries; *Surgery*, 9, 51 (1941)
- 17) D. W. Melick; *Ann Surg*, 115, 475 (1942)
- 18) G. B. Dettinger; *Surg*, 42, 325 (1957)
- 19) F. C. Usher; *Arch. Surg*, 76, 997 (1958)
- 20) L. H. Harrison; *Arch. Surg*, 74, 139 (1957)
- 21) 都築尚典;第9回外科学講演要旨 (1958)
- 22) B. S. Oppenheimer; *Proc. Soc. Exp. Biol. and Med.*, 79, 366 (1952)
- 23) 岩佐博ら;医器学誌, 36, 8 (1966)
- 24) L. R. Sauvage; *Surgery*, 38, 1091 (1955)
- 25) J. W. Lord; *Arch. Surg*, 84, 21 (1957)
- 26) R. E. Gross; *Surg*, 88, 689 (1949)
- 27) O. Creech; *Surgery*, 36, 431 (1954)
- 28) 大原到;日胸部学誌, 8, 433 (1955)
- 29) 広岡仁夫ら;医器学誌, 32, 703 (1962)
- 30) A. B. Voorhees; *Ann Surg*, 135, 332 (1952)
- 31) W. S. Edward; *Surg*, 38, 61 (1955)
- 32) M. E. Debakey; *Arch Surg*, 77, 713 (1958)
- 33) W. S. Edward; *Surg*, 107, 62 (1958)
- 34) 和田達雄;呼吸と循環, 7, 1083 (1959)
- 35) 神谷喜作;中尾善宣, M, A, C, 2, 10 (1961)
- 36) 中尾善宣;第8回人工内臓研究会 (1960)
- 37) 沖倉元治;医器学誌, 37, 733 (1967)
- 38) 藤井正道ら;衛試報, 79, 219 (1961)
- 39) J. Hejnal; *Man Made Text.*, 9, 46 (1962)
- 40) B. P. C. IV 964 (1963) (昭和42年11月13日)