特集・I

医療用中空糸

河 合 厚

1. はじめに

高分子膜は、逆浸透法、限外濾過法、透析法、精密濾過法等として、物質の分離や精製などに広く応用され、発展がいちじるしい。また、膜の形態として、中空糸膜は平膜に比べて装置単位容積あたりの膜面積が遥かに大きくとれ、耐圧強度も高いなどの特徴を有するため、各種用途で主流を占めるようになって来ている。この中、医療用分野では、人工腎臓用中空糸が膜市場全体の中でも圧倒的に高い比率を占めている。また、血漿分離膜、血漿成分分離膜などの血液浄化治療用、無菌、バイロジェンフリー水などの医療用水浄化用、開心術における血液の回収や、健康人からの血漿採取など、中空糸膜の新用途への展開が進んでいる。膜のガス透過性を利用した膜型人工肺や、医療用酸素富化装置なども実用化されている。

医療用中空糸膜については、既にいくつかの総説、解説が発表されているので¹⁻⁴⁾、ここでは、従来の解説を補足しながら、三菱レイヨン(株)のポリオレフィン微多孔質中空糸についてやや詳細に述べ、筆者らの研究結果の一部にも触れてみたい。

2. 医療用中空糸の製造法

図1は膜の細孔径と分離技術の関係の中で、医療用途に用いられる膜の位置づけを示したものである。使用目的により、酸素富化用の均質膜から、一部は光学顕微鏡の可視範囲に入る孔を有する血漿分離膜まで広範囲にわたることがわかる。

医療用中空糸膜に要求される選択透過性は、高分子素材およびその成形条件によりきまるが、セルロース膜の場合、細孔の孔径の調節は難しく、大孔径膜の製造は

図1 医療用分離膜のポアサイズ

困難である。したがって、セルロース膜は主として、低分子物質の透過を目的とする透析型人工腎臓に用いられている。一方、合成高分子膜は、ポリマー組成や成形条件で孔径を広範囲に変えることが容易である。膜の多孔質化は、ミクロ相分離による方法^{1,5)}と、延伸による方法が主なものである。前者は最も一般的な方法で、セルロースアセテート、ポリビニルアルコール、エチレン-ビニルアルコール共重合体、ポリメタクリル酸メチル、ポリスルホン、ポリプロピレン(Enka社)など、大部分の中空糸がこれによっている¹⁾。これに対し、三菱レイヨン(株)のポリオレフィン微多孔質中空糸は後者の延伸法による。すなわち、ポリオレフィンを普通の紡糸温度よりやや低温で、且つ比較的高ドラフトをかけて熔融紡糸することにより、“STACKED LAMELLAE”構造を有する配向した結晶性未延伸中空糸を得る。次いで必要に応じ熱処理を行なった後、この未延伸中空糸を適切な温度条件で1段又は多段に延伸する。延伸工程では、結晶内の分子運動が活発になる結晶分散温度よりも低い温度で、ラメラからの unfoldingを抑えながらラメラ間の非晶あるいは不完全結晶の部分を延伸する。延伸により、結晶ラメラで外枠が形成され、内部が微少フィブリ

Medical Application of Hollow Fiber

ATSUSHI KAWAI

MITSUBISHI RAYON CO., LTD.

Product Development Center.

三菱レイヨン(株)商品開発研究所 主席研究員

(工博)

ルからなるスリット状多孔質構造が形成される。次いでこの構造を熱固定することにより、微多孔質中空糸が得られる。膜の細孔の寸法は、紡糸、延伸、熱セット等の条件によりコントロールが可能である。

3. ポリオレフィン微多孔質中空糸の構造と特性

表1に、ポリオレフィン微多孔質中空糸(EHF, KPF)の代表的物性を、図2に表面の電子顕微鏡写真を示す。図3は、KPFの3次元方向の構造を示した電顕写真である⁶⁾。EHF, KPFは膜の厚さ方向にほぼ均一な構造を有し、Stacked lamella とその間を結ぶマイクロフィブリルが複雑に積層され、細孔の形状はマイクロ相分離法による膜とは大きく異なっている。

ポリオレフィン微多孔質中空糸は疎水性で、水は通し難いが、気体に対しては高い透過性をもつ。また、簡単な親水化処理により優れた透水性を得ることができる。化学的には酸、アルカリ、有機溶剤などに対する耐薬品性が良好で、微生物に対する抵抗性も優れている。また、製造工程で溶剤、可塑剤を使用しないため、膜中に有害物質が残存する危険がない。一方、最近血液浄化膜において、白血球数の変化や補体の活性化など免疫系への影響が問題にされているが、ポリオレフィン微多孔質中空糸はこの面でも安全性が高く⁷⁾、生体適合性に優れてい

図3 KPFの3次元構造
A：表面および縦断面(右)
(矢印は繊維軸方向を示す)
B：横断面および裏面(右下)

る。また、結晶と分子鎖が繊維軸方向に配列しているため膜厚を薄くしても十分な機械的特性を有し、生産工程ではインラインのピンホール検査が行なわれているので信頼性が高い。膜の細孔の寸法は、上述のごとく製造条件により可変であるが、図1に示すように分離膜としての性能は、限外濾過から精密濾過の範囲におよぶ。

4. 血液浄化用中空糸

体にたまった有害物質を取り除く体外循環血液浄化治療法は、人工腎臓の他に免疫関連疾患その他各種治療に適用されて注目を集めている。図4は、血液浄化法と除去

表1 ポリオレフィン中空糸(三菱レイヨン(株))の品種と物性

品 名	品種No.	内 径 (μm)	膜 厚 (μm)	空孔率 %	空気フラックス ($\text{l}/\text{m}^2 \text{ hr } 0.5 \text{ atm}$)	水フラックス ($\text{l}/\text{m}^2 \text{ hr } 0.5 \text{ atm}$)	バブルポイント (kg/cm^2)
EHF	270 W	280	55	72	3.0×10^5		1.6
	270 T	270	55	70	2.7×10^5	4.5×10^2	2.2
	270 H	270	55	65	1.8×10^5	3.2×10^2	3.9
	390 C	280	55	63	1.4×10^5	2.0×10^2	4.8
	390 A	260	55	60	0.8×10^5	0.6×10^2	8.0
KPF	190 M	200	22	45	0.7×10^5		12.5

EHF：ポリエチレン，KPF：ポリプロピレン

図2 ポリオレフィン微多孔質中空糸の表面(内面)
左：KPF 190M，右：EHF 390C

図4 血液浄化法と除去対象物質の関係

対象物質の大きさの関係を示したものである⁸⁾。

4.1 人工腎臓

人工腎臓は腎不全患者において、老廃物や水分の排泄と電解質の調整などの腎機能を代行するものである。透析型(HD)と濾過型(HF)およびその中間の透析濾過型(HDF)の3種があるが、大部分は透析型で、国内のみで透析器として約800万個、膜として約1000万m²が

表2 人工腎臓用膜

素 材		メーカー	種 類
セル ロース 系	再生 セル ロース	銅アンモニア法 旭化成 テルモ	中空糸, 平膜 中空糸 中空糸
	脱 酢 酸	Cordis Dow 帝 人	中空糸 中空糸
	セルロースアセテート	Cordis Dow Sartorius 東洋紡	中空糸 平 膜 中空糸
合 成 高 分 子	ポリアクリロニトリル	Phōne Pulenc 旭メディカル	平 膜 中空糸
	ポリメタクリル酸メチル	東 レ	中空糸
	エチレンービニルアルコ ール共重合体	クラレ	中空糸
	ポ リ ス ル ホ ン	Amicon	中空糸
	ポ リ ア ミ ド	Gambro	中空糸

年間消費されている⁹⁾。また、中空糸型が全体の90%を占めている⁹⁾。表2に、実用化されている人工腎臓用膜を示す⁹⁾。素材としてはセルロース系のHD用中空糸が圧倒的なシェアを占めているが、最近では生体適合性などの点で合成高分子系中空糸が注目されつつある。

なお、最近、手術後の合併症による急性腎不全など迅速な水分および溶質の除去が必要な場合に、血圧駆動による連続的血液濾過(CAVH-Continuous arteriovenous homofiltration)が開発され、高フラックスのポリスルホン中空糸などが検討されている¹⁰⁾。

4.2 プラズマフェレシス(Therapeutic Plasmapheresis)

プラズマフェレシスは血漿分離を意味し、人工腎臓が比較的低分子量物質の除去を目的としているのに対し、分子量が数万～数百万の高分子物質をも除去することを目的としたものである。最初は遠心分離法によって行なわれてきたが、操作が簡単で血小板の混入がない膜分離法が主流を占めつつある。その機能は人工網内系というべきものであり、その主な対象は、慢性関節リウマチ、全身性エリテマトーデス、重症筋無力症、糸球体腎炎など自己免疫疾患や免疫関連疾患における特異抗体や免疫複合体の除去、マクログロブリン血症、家族性高コレステロール血症、多発性骨髄腫などの血液疾患における異常タンパクや脂質の除去、血液粘度の調節、悪性腫瘍の免疫抑制物質の除去、劇症肝炎や薬物中毒におけるタンパク結合性の有害物質除去など多分野にわたり、難治性疾患の治療法として注目されているものである。

プラズマフェレシス治療法は、患者の血液から血漿を分離して廃棄し、正常な血漿またはアルブミン製剤などの置換液と交換する単一濾過血漿分離法と、分離した血漿を更にもう一本のフィルター(第2フィルター)で処理して患者に戻す2重濾過血漿分離法がある。

表3に、単一濾過血漿分離法および2重濾過の第1フィルターに用いられる血漿分離膜を示す。血漿分離膜に要

表3 血漿分離器用膜

素 材	メーカー	膜形状	膜 厚 (μm)	内 径 (μm)	孔径 ⁹⁾ (μm)
セルロースアセテート	旭メディカル テ ル モ	中空糸	75	330	max. 0.2
		平 膜	160	—	0.45
セルロースアセテート系 Polymer alloy	帝 人	中空糸	70	320	0.2
ポリビニルアルコール	ク ラ レ	中空糸	125	330	max. 0.2
ポリメタクリル酸メチル	東 レ	中空糸	90	330	max. 0.5
ポ リ エ チ レ ン	三 菱 レ	中空糸	55	270	スリット状
ポ リ プ ロ ピ レ ン	Enka	中空糸	150	330	max. 0.55

表 4 血漿成分分離膜

素 材	メーカー	名 称	膜形状	膜 厚 (μm)	内 径 (μm)	孔径 ¹⁴⁾ (μm)
セルロースアセテート	旭メディカル	AC-1760	中空糸	80	220	0.01
	帝 人	TA-100 D	中空糸	50	250	0.035
		TA-100 E	中空糸	50	250	0.030
エチレンービニルアルコール共重合体	ク ラ レ	2 A	中空糸	50	200	0.01
		3 A	中空糸	50	200	0.02
		4 A	中空糸	50	200	0.03
ポリメタクリル酸メチル	東 レ	OS-08-50 L	中空糸	85	370	0.06
ポ リ エ チ レ ン	三 菱 レ	EHF 390 C	中空糸	55	270	スリット状
		EHF 390 A	中空糸	55	270	スリット状
ポリプロピレン		KPF 190 M	中空糸	22	200	スリット状

求される性能は、血球、血小板などの有形成分は完全に阻止し、タンパク成分はできるだけ透過すること、滲過速度が大きく目づまりによるタンパクの透過性の低下がないこと、溶血がおこらないこと、生体適合性のよいこと等である。初期の血漿分離器は、タンパクの透過性や溶血等の問題があったが、最近の市販品ではほぼ解決されているといわれる。ポリエチレン微多孔質中空糸(EHF)は、生体適合性に優る他、万一滲過圧が上昇しても溶血がおこり難い特徴を有する^{11, 12)}。これは、EHF膜の孔形状がスリット状であり、スリット幅が赤血球の径に対し大きな差があるためと考えられる¹²⁾。

単一血漿分離法は、血漿中の有害成分のみでなく有用成分も含めてすべて廃棄してしまうため、補液として大量の血漿を必要とし、またこれに伴い血清肝炎等のウィルス感染のおそれも大きい。このため、劇症肝炎のように除去対象物質が比較的低分子である場合を除き、血漿損失の少ない2重滲過血漿分離法に向う傾向にある。方法としては、室温~37℃位で血漿を滲過するDouble filtration Plasmapheresis (DFPP)と、血漿温度を4℃位迄低下させ、凝縮されたCryogelを除去するCryofiltrationとに分かれる。DFPPの場合、回収したいアルブミンは分子量66万、これに対し除去したい抗体や免疫複合体は小さいものは分子量16万であり、これを分離するには孔径分布のシャープな膜が要求される。表4に各社のDFPP用血漿成分分離膜を示す。アルブミンとIgGの分離には細孔径の小さな膜が必要であり、IgMのような高

子タンパクの分離にはやや孔径の大きな膜を用いた方がアルブミンの回収率が高くなる。図5は、ポリオレフィン微多孔質中空糸によるリウマチ患者血漿の分画性を示したものである¹³⁾。図6は、KPF 190 M膜による血漿滲過後の二次元電気泳動パターンを示したもので、滲過

図 5 ポリオレフィン微多孔質中空糸によるリウマチ患者血漿の分画

図 6 慢性関節リウマチ患者血漿の2次元電気泳動パターン

左：第1フィルターにより分離した血漿

右：第2フィルター(KPF 190 M)で濾過した血漿

より IgM, IgA のパターンが消失し, IgG が減少していることがわかる。

Cryofiltration は, 膜にタンパクの凝集物を詰まらせて除去するため補液を必要としないが, DFPP に比べ 1 回のタンパク除去率は一般に低い¹⁴⁾。しかし, 関節リウマチに対する臨床効果が良好であるとの報告も多くあり, ある種のタンパクが選択的に凝縮されていることが予想されるが, 未だ十分には解明されていない¹⁴⁾。この方法には DFPP の第 2 フィルターより大きい孔径の膜が用いられる。

2 重濾過血漿分離法では, アルブミンと IgM や β -リポ蛋白質のような高分子量物質との分離は比較的良好であるが一般には未だ分離不十分で, 分画のよりシャープな膜の開発が望まれている。また, 一方では, 病因物質のみを選択的に除去する吸着材の開発も進められており¹⁵⁾, 選択性では膜法を凌ぐ可能性も大きい。

5. その他の血液処理用中空糸

5.1 Donation Plasmapheresis (採漿) 用中空糸

最近, 成分輸血の増大, 血漿製剤の需要増加などにより, 血球成分が過剰気味なのに対して血漿成分の供給不足が大きな問題となっている。このため供血者から簡便かつ安全に血漿を採取する技術の早期確立が要望されている。この目的には, 従来から遠心式血漿分離法が実用化されているが, 装置が大型で経費も高く, 街頭での donation Plasmapheresis (採漿) には適当でない。そこで 4.2 に述べた血漿分離膜の延長線上の技術として膜濾過式採漿法が開発されつつある。この方法は, タンパクや凝固因子の回収率が高いことが前提である他, 対象となる供血者が健康者であることから, 採漿時間が短いこと, 安全性など要求が厳しく, またフィルターや回路のコストも低い必要がある。種々のシステムが検討されているが¹⁶⁾, 現状より 1 段と効率のよい中空糸膜およびモジュールの開発が要望されている。

5.2 人工心肺からの血液の回収

開心術後, 人工心肺に残った血液を濃縮再利用することは, 輸血量節減に有用であり, 中空糸膜を用いた血液濃縮用フィルターが開発されている¹⁷⁾。種々の膜がテストされているが¹⁸⁾, 濃縮速度が速く, タンパクの損失が少なく, 且つ遊離ヘモグロビンを除去できるものが理想である¹⁹⁾。

5.3 腹水処理装置

肝硬変や癌など末期患者の腹水中の有用タンパク質を回収して患者自身に戻すため, 腹水処理装置が開発されている。腹水中の癌細胞などの濾過用としては血漿分離

膜と同様の中空糸が, またタンパク質の濃縮用として, HF と同様の中空糸が使われている¹⁾。

6. 医療用水の浄化用中空糸

6.1 ポリエチレン微多孔質中空糸 (EHF) による細菌, ウイルスの除去

医療用水としては, 各種病院用水や人工透析用水など無菌水あるいは無菌, パイロジェンフリー水が大量に必要である。特に, 従来ほとんど蒸留法に依存していたパイロジェンフリー水については, 最近逆浸透膜 (RO), 限外濾過膜 (UF) など膜応用技術が実用化されているが, かなり高価な装置になっている。一方, 3. で述べた EHF 膜は, RO, UF 膜に比べて細孔径が大きいにもかかわらず, エンドトキシン (グラム陰性菌由来のリポ多糖, パイロジェン-発熱性物質-の中の主要な物質である) を除去し得ることが明らかになり^{20,21)}, 簡便で高性能な病院用水浄化器として実用化されている^{20,22)}。表 5 に EHF の細菌除去特性を示す。最も細孔径の大きい EHF 270W でも, 最小といわれる細菌 (*P. diminuta*, 0.2 μm として評価²³⁾) を完全に阻止する。また, EHF 390A は, 最も小さいウイルスに属するポリオウイルス (25~30 nm) を阻止, EHF 270H は下痢性ウイルスのロタウイルス (60~70 nm)²⁴⁾ を阻止する。

表 5 EHF 膜に対する細菌チャレンジテスト

品種 No.	390 A	390 C	270 H	270 T	270 W
濾過水の 無菌テスト	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)

フィルター膜面積: 0.2 m²
 濾過圧力: 1 kg/cm², 25°C
 テスト菌: *P. diminuta* ATCC 19146
 菌濃度: 1.2×10^8 個/ml, 5 l チャレンジ
 判定: 濾液 20 ml, ブイオン 30 ml, 37°C, 6 日

6.2 EHF 膜によるエンドトキシンの除去機構

エンドトキシン (LPS) は, 親水性の糖鎖と疎水性のリピド部分が分子内に局在した両親媒性物質であり, LPS のサブユニットが疎水結合, イオン結合などで 10^8 ダルトンにも及ぶ巨大なミセルをつくる。このため水中での LPS の存在状態は, 広い分子量分布を有して複雑であり, その生物活性もミセルの会合状態によって大きな影響を受ける²⁵⁾。図 7 は, メンブレンフィルターの透過性からみた, ある水道水の LPS 活性のサイズ分布を示したものである²⁶⁾。0.05 μm 以下の LPS 活性は約 10% 程度存在することがわかる。

図 8 は, EHF を 1 mm 長に切断した短繊維を用い, LPS の吸着特性をしらべた結果である²⁷⁾。EHF 膜は LPS を吸着し, その吸着性は高温で大きい。これは吸

図7 水道水中のエンドトキシン
のサイズ分布

図8 EHF短繊維によるエンドトキシンの
等温吸着平衡

着が疎水結合によることを示唆する。

図9(A)は、水道水のLPS活性をカラムクロマトグラフィーで解析した結果で、2つのピークが現れている。ここで、第1のピークを構成するLPSは0.025 μm のメンブレンフィルターを透過せず、第2のピークは約95%が透過する。図9(B)は、水道水をEHF 390C膜で濾過した場合で、全ピークが消失している。一方、図9(C)は、長時間通水によりLPS吸着能が飽和したEHF 390C膜による濾過水で、原水と同じ位置に第2ピークのみが現れている²⁶⁾。標準粒子の阻止率からみたEHF 390C膜の細孔径は約0.04 μm である²⁶⁾ことから、図9(B)の第1ピークは濾過機構によって除去され、第2ピークは吸着機構によって除去されたものと考えられる。このような除去機構から、EHF膜は高い透水性とLPSの除去性の両立が可能になっていると解釈される。

図9 水道水中のエンドトキシンの
Sephadex G75 によるカ
ラムクロマトグラフィー

- A: 水道水(LPS活性 2.4 ng/ml)
- B: EHF 390C膜によるAの濾液
(LPS活性 < 0.01 ng/ml)
- C: LPSで飽和したEHF膜によるAの濾液
(LPS活性 0.1 ng/ml)

6.3 EHF膜による医療用水浄化の実例

EHF膜を用いた病院用水浄化装置(ステラポアー[®])は、手術室手洗水、薬剤室、検査室、泌尿器科、産婦人科、眼科その他の用途に、簡便で信頼性の高い浄水装置として応用されている。人工透析室においては、透析用水が細菌で汚染されるとエンドトキシンによる患者の発熱がおこるが、この発熱はステラポアー[®]による用水の濾過によって抑制された²⁸⁾。

最近、埋込み型人工腎臓に近い機能を示す持続的腹膜透析(CAPD - Continuous ambulatory peritoneal dialysis)が注目されているが、この治療法は家庭において多量の透析液を必要とするため、水道水が使用出来ると極めて便利である。この目的で、ポリプロピレン微多孔質中空糸を用いた携帯式CAPD用純水化装置が試作されている²⁹⁾。また、表6は、水道水を用いて調製したCAPD用透析液をEHF 390Cミニモジュールで濾過した結果で、細菌は勿論、エンドトキシンがよく除去されている。このようなフィルターは使い捨てとしての応用も期待される。

その他 EHF 膜は、医薬の製造工程における精製、バイオテクノロジーへの応用も考えられる。

表6 CAPD透析液のエンドトキシン活性の除去

濾過量 (ml)	エンドトキシン活性 (ng/ml)
0-2	0.03
48-50	0.02
98-100	0.02
198-200	0.01
298-300	0.01
398-400	<0.01
498-500	<0.01

原液のエンドトキシン活性：1.45 ng/ml

7. 人 工 肺

人工肺は、開心術の際に肺へ行く血液を遮断する必要のあるとき、肺に代って血液のガス交換を行なうために生まれた人工臓器である。従来、空気又は酸素と血液を直接触れさせる気泡型、回転円板型、スクリーン型などが広く利用されて来たが、溶血や血漿タンパクの変性など血液が損傷をうけるため、あまり長時間にわたる使用は困難であった。ところが、心臓外科の対象が高度化し、手術時間が延長する場合も多くなって来たため、血液が膜を介して空気に触れるようにした膜型人工肺が開発されている^{30,31)}。この膜に対する要求性能としては、1)ガス透過性がよい、2)血液適合性がよい、3)血液側から1 kg/cm²の圧力がかかっても破壊しない程度の強度がある。4)広い膜面積がとれてしかも小型化できること、などがあげられる³⁰⁾。水を透過させず、ガス透過性にすぐれたポリプロピレン微多孔質中空糸(KPF)は、これらすべての要求性能に適合するため、膜型人工肺の適性素材として^{32,33)}実用化されている。この他シリコン中空糸を用いた人工肺も実用に入っている³⁴⁾。

膜型人工肺はさらに、急性呼吸不全患者や心不全患者に対して数日間の長い間、ガス交換を補助する呼吸補助装置(ECMO—extracorporeal membrane oxygenator)³⁵⁾として、今後の発展が期待されている。米国では新生児ECMOで高い救命率が得られたことが報告されている³⁶⁾。

8. 酸素富化膜

米国では、慢性呼吸器疾患患者用の膜型酸素濃縮器が普及しているといわれ、わが国でも製品化されている³⁾。40%の酸素濃度の酸素富化空気を毎分8~10 l供給するもので、現在は平膜が主体であるが、将来は膜充填密度の大きい中空糸型になると考えられる²⁾。膜素材としては、ポリシロキサン/ポリカーボネート共重合体や、ポリ(4-メチルペンテン-1)系などがある。

9. 将来の展望

中空糸膜は医療分野に広く応用され、医療機器の中でも重要な位置を占めるに至っている。しかし、性能、機能の面で不十分な点も多く、今後医学の進歩と相まって、中空糸を中心とした膜技術の飛躍が望まれている。

今後の方向として、まず、より優れた分離機能を有する膜の開発が必要と考えられる。現在の医療用中空糸は、ほとんどが細孔による分離機能を用いている。この面では、孔径分布が飛躍的にシャープな製膜技術の開発が望まれる。特に血漿成分分離膜(DFPP第2フィルター)において、この要求が大きい。また、同じ孔径で空孔率(Porosity)を高めた膜も必要とされる。たとえば、有害成分の浄化機能を付加したクローズドシステム型の携帯型人工腎臓においては、除水率がいちじるしく高く、且つアルブミンのリークがない膜が要求される。

一方、ふるい機能だけでは分離に限界を生ずるため、分子サイズによる分離以外の手段との組み合わせにより、より高度な分画を期待する方向も必要と考えられる。たとえば、生体腎臓の基底膜にならって、アルブミンを漏出する膜に陰性荷電を導入することにより、タンパクの漏出を抑制することが可能である³⁷⁾。また、尿素を塩化アンモニウムに分解しながら効率よく透過させる膜や³⁸⁾、尿素の促進輸送膜^{39,40)}も研究されている。将来は生体膜を見習ったアプローチによって、より高度な機能をもつ膜が開発されると思われる。

また、ポリオレフィン微多孔質中空糸は、6.2に示したように、濾過機構と吸着機構の両者によって、効率よく水中のエンドトキシンを除去することが出来るが、これも一つの新しい機能膜の方向を示唆すると考えられる。

第2には、生体適合性のより優れた膜の開発である。人工臓器をはじめ血液と接触する用途の場合、血液反応、免疫反応両面での血液適合性が重要になってくる⁴⁰⁾。分離機能との両立が必要であるが、エチレン-ビニルアルコール共重合体の透析膜は無凝固剤透析治療が可能³⁾といわれ、免疫反応についても基礎研究が進められている^{41~43)}。

第3には、中空糸および、モジュール加工コストの低下により、使い捨て、大量消費型の新しい医療用途が開ける可能性がある。上述の採尿用フィルター、CAPD透析液フィルター、輸液フィルターなどがその例である。

今後、医学、膜技術両者の進歩により、医療用中空糸はさらに大きな発展を示すものと期待される。

引用文献

- 1) 稲垣健二：繊維誌, **39**, P-405 (1983)
- 2) 村上瑛二：医器学, **54**, 241 (1984)
- 3) 高島征助：医器学, **54**, 128 (1984)
- 4) 大田和夫：人工臓器, **13**, 1046 (1984)
- 5) 苑田 毅, 田中義隆, 丹沢 宏他：人工臓器, **12**, 121 (1983)
- 6) 吉田完爾, 加茂 純, 山森久嘉他：第29回高分子学会予稿集, p. 313 (1979)
- 7) 神山正廣, 大田和宏, 山中直樹, 前田憲志他：第22回日本人工臓器学会予稿集, p. 162 (1984)
- 8) 三村信英：日本医事新報 No. 3066, p. 3 (昭 58. 1. 29 日)
- 9) 梅香家 鎮：高分子学会講演要旨集「物質分離と高分子」, p. 35 (1984)
- 10) 粟田僚一, 岸本武利, 山上征二他：第22回日本人工臓器学会予稿集, p. 143 (1984)
- 11) 浅沼義博, 小山研二他：人工臓器, **11**, 1262 (1982)
- 12) 中西 光, 伴野丞計, 酒井清孝他：人工臓器, **12**, 137 (1983)
- 13) 小障子俊信, 河合 厚, 神山正廣, 山中直樹他：第22回日本人工臓器学会予稿集, p. 161 (1984)
- 14) 峰島三千男：医器学, **54**, 521 (1984)
- 15) 佐藤 博：表面, **22**, 498 (1984)
- 16) 水口 潤, 阿岸鉄三：医器学, **54**, 534 (1984)
- 17) 仲田勲生, 徳永裕之：第22回日本人工臓器学会予稿集, p. 45 (1984)
- 18) 佐々木達海, 中野雅道他：第22回日本人工臓器学会予稿集, p. 45 (1984)
- 19) 副島健市, 小析 仁, 中野礼子他：第22回日本人工臓器学会予稿集, p. 46 (1984)
- 20) 神木照雄, 河合 厚, 伊神生雄他：防菌防黴誌, **10**, 239 (1982)
- 21) 河合 厚, 沢田洋介, 丹羽 允他：日本防菌防黴学会第10回要旨集, p. 13 (1983)
- 22) T. Kamiki, Y. Sawada, A. Kawai et al; *Res. MA J.*, **6**, 8 (1985)
- 23) HIMA Document **4** (3) 1982 (USA)
- 24) 池上信子：代謝, **20**, 17 (1983)
- 25) 丹羽 允, 原田敏枝：細菌毒素研究, p. 188, 共立出版社 (1976)
- 26) Y. Sawada, A. Kawai, M. Niwa, T. Kamiki et al; *Appl. Environ. Microbiol.* 投稿中
- 27) Y. Sawada, A. Kawai, M. Niwa, T. Kamiki et al; *Appl. Environ. Microbiol.* 投稿中
- 28) 三軒久義, 田中紀陽, 沢田洋介, 河合 厚他：第29回人工透析研究会総会 (1984, 7月, 京都)
- 29) 高橋和雄, 阿岸鉄三他：人工臓器, **11**, 533 (1982)
- 30) 中林宣男：医用高分子, p. 25, 共立化学ライブラリー 14 (1978)
- 31) 松田 暉：人工臓器, **12**, 991 (1983)
- 32) 山森久嘉：医器学, **54**, 250 (1984)
- 33) 森 皎一郎, 辻 隆之他：人工臓器, **8**, 602 (1979)
- 34) 大森一光, 中岡 康, 中西 光他：人工臓器, **10**, 1191 (1981)
- 35) 名和清人, 納所 実他：人工臓器, **12**, 982 (1983)
- 36) 寺崎秀則, 森岡 享：人工臓器, **13**, 1441 (1984)
- 37) 斉藤 明：人工臓器, **13**, 1303 (1984)
- 38) G. B. Tanny, O. Kedem et al; *J. Membrane Sci.*, **4**, 363 (1979)
- 39) T. Shimizu, K. Sakaguchi et al; *Macromol. Chem.*, **179**, 1365 (1978)
- 40) 赤池敏宏：細胞工学, **12**, 687 (1983)
- 41) 福村裕史, 吉川 暹他：第13回医用高分子シンポジウム講演要旨集, p. 5 (1984)
- 42) 岡藤太郎, 谷 徹他：第22回日本人工臓器学会予稿集, p. 53 (1984)
- 43) 上野幹彦, 大野忠嗣他：第22回日本人工臓器学会予稿集, p. 54 (1984)
- 44) 清水剛夫：新しい機能膜, p. 74, 講談社 (1984) (昭和60年3月15日受理)

関西支部報告

期 日：昭和60年2月15日(金)

場 所：東レ(株)エンジニアリングセンター

出席者：107名

講演：第14回関西繊維セミナー

— 最近の分析測定技術の進歩 —

(講義と東レリサーチセンター(TRC)見学会)

1. 高分子材料解析への赤外ラマン分光法の新しい応用展開 TRC 石田 英之

2. 繊維高分子材料評価への熱分析法の応用について TRC 十時 稔

3. 高分解能電子顕微鏡とその応用

TRC 村田 幸夫

4. 高分子に対する固体高分解能・NMRの応用

京大(化研) 堀井 文敬

昭和60年2月20日

繊維学会関西支部

支部長 石 崎 舜 三