

## E102

## 拡散と対流が共存する膜透過現象の検討

(産総研器官発生工学研究ラボ) ○(正)金森敏幸\*・(正)溝口健作

## 1. はじめに

濃度差と圧力差を駆動力とする膜分離では、膜の透過性に応じて膜近傍に濃度境膜が形成されるが、濃度差を駆動力とする場合(拡散)には液本体に比べて膜面の濃度が減少し、圧力差を駆動力とする場合(対流)には膜面で濃縮が起こる。したがって、拡散と対流が共役する膜透過における膜近傍の濃度境膜形成機構は、極めて複雑である。

さらに、膜デバイスで広く用いられている中空糸膜では、濃度と圧力は流れ方向でも変化する。したがって、中空糸膜デバイス内の濃度と圧力の分布を求めることは、たとえ定常状態であっても、数学的に極めて困難である。こうした場合には、従来数値的に近似解が求められてきたが、パーソナルコンピュータの急激な進歩により、比較的精度の高い計算結果が容易に得られるようになった。本研究では、市販の有限要素法アプリケーションを用いて中空糸型血液透析器の溶質除去性能について検討した。

## 2. 対象モデルおよび計算条件

モデルの作成及び計算には、COMSOL Multiphysics ver. 3.5を用いた。モデルは、1本の中空糸膜が円筒形流路の軸上に配置されているとした。円筒型流路の直径は、血液透析器の透析液側流路(中空糸外側)断面積を中空糸本数で割って得られた面積相当円の直径とした。メッシュ生成は、流れ方向と流れと垂直方向でスケールファクターを0.01:1とし、自動モードでメモリ(16 GB)が許す限り細かく生成させた。膜を透過する溶液の体積流束および溶質の膜透過流束は Kedem-Katchalsky の式<sup>1)</sup>に従うものとし、モデルおよび計算上は膜の厚みを無視して各流路の壁の境界条件として与えた。

流れの境界条件は、入口は法線速度一定、血液側出口は一定圧力、透析液側出口は常に圧力0とし、全ての壁は滑り無しとした。計算には PARDISO 直接法を用いた。メッシュ精度を変えて計算しても結果に大きな変化は見られなかったため、有限要素法では不可避である計算誤差は無視できると見なした。

## 3. 結果および考察

3種類の市販の中空糸膜型血液透析器について、濾過速度  $Q_F$  [ml/min]を変えた際の溶質除去速度 ( $CL$  [ml/min] =  $m/C_{Bi}$ 、 $m$ は血液透析器による溶質除去速度 [g/min]、 $C_{Bi}$ は血液流路の入口における溶質濃度 [g/ml])の変化を測定した結果、直線関係が得られた<sup>2)</sup>。Fig. 1は、直線の傾きを溶質の分子

量( $MW$ )に対してプロットした結果である。傾きは分子量 113 のクレアチニンで極大となっているが、これは前述の拡散と対流の競合によるものと推察される。

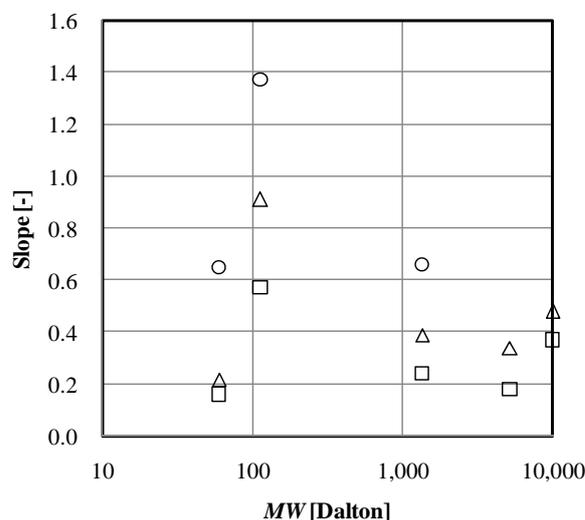


Fig. 1 濾過による溶質除去促進

○: AM-Neo2001UP (旭メディカル)、△: BK-1.6P (東レ)、□: FB-190UGA (ニッショー)

Tortuous Pore Model<sup>3)</sup>によって膜構造および膜透過性を規定し、 $Q_F$ に対し  $CL$ を計算して直線の傾きを求め、Fig. 2を得た。膜透過に対する拡散と対流の寄与は、膜構造により変化する。Fig. 2において極大値が現れ、その値が膜構造に応じて変化するから、輸送論に基づいて拡散と対流が共役する現象を裏付けられたと考える。

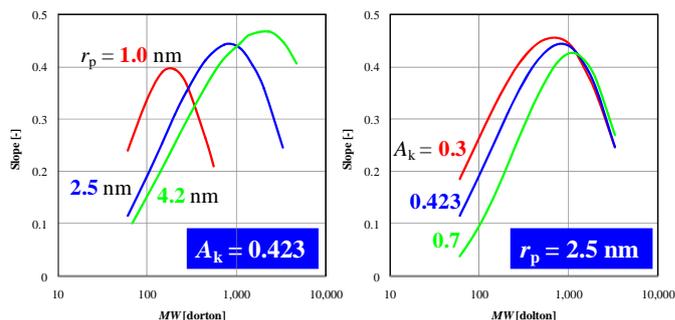


Fig. 2 膜構造と濾過による溶質除去促進

$r_p$ は細孔径、 $A_k$ は膜面開孔率

## 【参考文献】

- 1) Kedem O., et al.: *Biochim Biophys Acta*, **27**, 229 (1958)
- 2) 金森敏幸: 博士論文, 早稲田大学, 1994
- 3) Sakai K.: *J. Membr. Sci.*, **96**, 91 (1994)

\*: t.kanamori@aist.go.jp