論文の内容の要旨

微小液滴上に形成した脂質二重膜による膜輸送計測

氏名 外 岡 大 志

1. 序論

本研究の目的は,内部に電極を導入したピコリットルの体積を有する脂質膜チャンバを構築し, 膜電位を固定した状態で膜タンパク質の輸送機能の蛍光計測に応用可能であることを示すこと である.このような脂質膜チャンバは輸送能力の小さい膜タンパク質や電荷の小さい物質を輸送 する膜タンパク質の輸送機能の電位依存性の計測に有利である.

従来の人工脂質膜チャンパを用いた電位依存性膜タンパク質の輸送機能計測手法は,膜電位の 形成方法と膜タンパク質の輸送機能の計測方法により二つの手法に大別される.第一に,脂質膜 チャンバ内外のイオンの組成を変化させて膜電位を形成し,膜タンパク質の輸送機能を基質特異 性を有する蛍光指示薬を用いて蛍光計測する手法が挙げられる.本手法は,輸送能力の小さい膜 タンパク質や電荷の小さい物質を輸送する膜タンパク質の輸送機能計測が可能であるが,電位を 固定することが困難であり電位依存性の計測には適当ではないと考えられる.第二に,脂質膜を 挟んで設置した電極により膜電位を形成し,膜タンパク質の輸送機能を,基質輸送に起因した電 荷の移動の電流計測により計測する手法が挙げられる.本手法は,電位を固定することが可能で あるが,輸送能力の小さい膜タンパク質や電荷の小さい物質を輸送する膜タンパク質の輸送機能 計測は困難であった.従って,いずれの方法を用いても,膜電位を固定した状態での,輸送能力 の小さい膜タンパク質や電荷の小さい物質を輸送する膜タンパク質の輸送機能 計測は困難であり,電位依存性ポンプや電位依存性トランスポータの輸送機能計測は難しかった. このような電位依存性膜タンパク質の計測を実現するためには,電極による膜電位の形成と,膜 タンパク質の輸送機能の蛍光計測の両立が必要である.

本論文では,内部に電極を導入したピコリットルの体積を有する脂質膜チャンバを構築し,膜

電位を固定した状態での膜タンパク質の輸送機能の蛍光計測に応用可能であることを示す(Fig. 1).

2. 膜輸送の理論モデルと脂質膜チャンパの構築

脂質膜チャンバを用いた膜タンパク質の蛍光計測の理論モデルを構築し,脂質膜チャンバの膜 面積(S)および体積(V)が膜タンパク質の蛍光計測に与える影響について検証する.膜タン パク質を介した膜輸送の理論モデルを構築することにより,脂質膜チャンバ内の比蛍光強度のシ ミュレーションを行った結果(Fig.2a),膜面積体積比(S/V)が大きいほど膜タンパク質の輸送 機能を高速に検出できることが示された.また,巨視的にはその検出時間は膜面積体積比に反比 例して短くなることがわかった(Fig.2b).

次に,内部に電極を導入したピコリットルの体積を有する脂質膜チャンパの構築を行った.ま ずは,一般的なフォトリソグラフィと電気めっき法を用いることにより(Fig.3),ガラス基板上 に親水性のマイクロパターンが疎水性の領域の内部にアレイ状に配置され,さらにその親水性部 分の一部に銀-塩化銀電極が設置された構造(親水・疎水パターン基板)を作製した(Fig.4). 作製した親水・疎水パターン基板とFig.5 に示した手法を用いて脂質膜チャンパを構築する.ま ず 脂質分子の分散した有機溶媒中で水溶液を前記基板に接した状態で表面上を移動させること により,親水性のマイクロパターンの内部に微小液滴を配置することができる(Fig.6a).結果 として,内部に銀-塩化銀電極を有し体積がピコリットルオーダーである微小液滴を形成するこ とができる.さらに,その微小液滴の上部から別の微小液滴を接触させることにより,基板上に パターンされた微小液滴の上部に脂質二重膜を形成できる(Fig.6b).この微小液滴を微小な空 間として捉えることにより,銀・塩化銀電極を内部に有する脂質膜チャンパとして利用できる. 親水性のマイクロパターンの間隔を狭め,上部から接触させる液滴の直径を大きくすることによ り,脂質膜チャンパをアレイ化することが可能である(Fig.7a).また,脂質二重膜の境界は明 視野顕微鏡により微小液滴上に確認することができる(Fig.7b)ため,脂質二重膜の形成を確認 することや,脂質二重膜の面積をモニタリングすることも可能である.

3. 脂質膜チャンパの評価

膜電位を固定した状態での膜タンパク質の輸送機能の蛍光計測を行う上で重要となる,脂質膜 チャンバの膜面積体積比,および形成される膜電位についての評価を行った.

まず,脂質膜チャンバの膜面積体積比の測定を以下に示す方法により行った.本論文では,親 水性のマイクロパターンの直径が40 µm および200 µm の2種類の親水・疎水パターン基板を用 いて構築した脂質膜チャンバ(それぞれ40 µm チャンバおよび200 µm チャンバと呼ぶこととす る.)の測定を行った.チャンバ内部の溶液と有機溶媒をそれぞれ別々の蛍光色素で染め分けて 共焦点顕微鏡で観察することにより(Fig.8),S/Vの値はそれぞれ100±10 µm²/pL および30±3 µm²/pL と求められた.膜タンパク質の輸送機能の蛍光計測を脂質膜チャンバを用いて行った従 来研究との比較から,本研究で構築した脂質膜チャンバの膜面積体積比は膜タンパク質の輸送機 能の蛍光計測が可能な範囲にあることが示された.

次に,電極間に電圧を印加した状態で, ヘモリシン(脂質膜に自発的に貫通孔を形成する膜 タンパク質)の貫通孔を通過し脂質膜チャンバ内に移動するイオンに起因した電流を測定した. 印加電圧と得られた電流値から ヘモリシンのコンダクタンスを正確に求めることができたこ とから,意図した通りの膜電位が形成されていることが示された.

4. 膜輸送の計測

構築した脂質膜チャンバを用いて膜タンパク質の輸送機能の蛍光計測が可能であるか検証し, 膜電位を固定した状態での膜タンパク質の輸送機能の蛍光計測への応用可能性を示す.

まず, ヘモリシンの貫通孔を介した脂質膜チャンバ内へのカルシウムイオンの拡散を,カル シウムイオン蛍光指示薬と 40 µm チャンバを用いて蛍光計測した. ヘモリシンとカルシウム イオンを脂質膜チャンバ外に,カルシウム蛍光指示薬をチャンバ内部に混合して脂質膜チャンバ を形成し,蛍光顕微鏡で観察した結果,脂質膜チャンバ内の蛍光強度が上昇する様子が確認され た(Fig. 9a).この上昇は ヘモリシン存在下でのみ観察された(Fig. 9b)ことから, ヘモリ シンを介したカルシウムの拡散を蛍光計測可能であることが示された.

次に,同様の蛍光計測を 200 µm チャンバを用いて行い,結果を比較したところ(Fig. 10a), 40 µm チャンバの方が 200 µm チャンバに比べて検出に必要な時間(検出時間)が短く,検出時 間は 0.36 倍であった(Fig. 10b).よって,膜面積体積比(S/V)が大きいほど高速に膜輸送を検 出可能であることが示された.膜面積体積比(S/V)は 40 µm チャンバの方が 200 µm チャンバ に比べて 3.3 倍であることから検出時間は膜面積体積比におよそ反比例しており,この結果は膜 輸送のシミュレーション結果と定性的に一致したことから理論モデルの妥当性が示唆された.

以上の結果から 構築した脂質膜チャンバを用いて膜タンパク質の輸送機能の蛍光計測が可能 であることが示された.

次に, 膜電位を固定した状態での膜タンパク質の輸送機能の蛍光計測への応用可能性を示す. 電位を印加せずに蛍光計測を行った実験と同様の条件で脂質膜チャンバを形成し(Fig. 11a), 脂 質膜チャンバ内の電極に-50mV を印加しながら, 脂質膜チャンバの蛍光強度と電流値を同時に モニタリングした.その結果,比蛍光強度の上昇が確認され(Fig. 11b 上段), ステップ状の電 流シグナルが観察された(Fig. 11b 下段).これは膜電位が形成されている状態で, ヘモリシ ンの貫通孔を介したチャンバ内へのカルシウムイオンの移動を検出できたことを示している.ま た,ステップの間隔が一定であることから膜電位が固定されていることが示された.以上の結果 から 本研究で構築した脂質膜チャンバは膜電位を固定した状態での膜タンパク質の輸送機能の 蛍光計測に応用可能であることが示された.

5. 結論

本論文では,電極を組み込んだピコリットルの体積を有する脂質膜チャンバが,膜電位を固定した状態での膜タンパク質の輸送機能の蛍光計測に使用可能であることを示した.



Figure 1. 本論文で提案する電極を導入したピコリットルの 体積を有する脂質膜チャンバの概念図. 電極による膜電位の 印加と, 膜タンパク質の輸送機能を蛍光計測を両立した計測 システムである.



Figure 2. 膜輸送の蛍光計測のシミュレーション. (a) 様々 な膜面積体積比 (S/V) におけるチャンバ内比蛍光強度 ((ΔF/F₀)/(ΔF/F₀)max)の経時変化. t_d は検出時間を表す. (b) 検出時間の膜面積体積比依存性.



Figure 3. 親水・疎水パターン基板の作製プロセス. 親水性 部分はガラス表面を,疎水性部分には Cytop を用いる. プロ セスは 3 つの Step から成る. (Step 1: 金電極パターニング. Step 2: 親疎水パターニング. Step 3: 銀 - 塩化銀電極形成.)



Figure 4. 作製した親水・疎水パターン基板.(a)基板外観. (b)親疎水パターニング後(Step 2 後)の親水性パターン. (c)銀-塩化銀電極形成後(Step 3 後)の親水性パターン部 分の拡大図.



Figure 5. 脂質膜チャンバの形成方法.微小液滴上に脂質二 重膜を形成し,その液滴を脂質二重膜チャンバとして用いる. 脂質分子の分散した有機溶媒中を親水・疎水パターン基板上 に滴下し (Step 1),水溶液を排出しながら基板表面でキャピ ラリを動かすことにより微小液滴を親水性パターン上に形成 する (Step 2). この時,微小液滴の表面には脂質の単層膜が 形成される.次にパターンされた微小液滴の上から別の液滴 を接触させることで脂質の単層膜同士が接触し,脂質二重膜 が形成される (Step 3).



Figure 6. 脂質膜チャンバの形成. (直径 40 µm の親水性パ ターンを有する親水・疎水パターン基板を用いて形成: 40 µm チャンバ) (a) 脂質分子の分散した有機溶媒中での微 小液滴のパターニング. (b) 微小液滴の上から別の液滴を接 触させた際のタイムラプス画像. 脂質二重膜が形成される様 子がわかる. 膜形成過程の観察を容易にするため電極の設置 されていない基板を用いて脂質膜チャンバを形成した.



Figure 7. 脂質二重膜チャンバ(40 μm チャンバ). (a) 36 個の脂質膜チャンバアレイ. (b) 拡大図. 脂質二重膜の境界 が確認できる.



Figure 8. 脂質膜チャンバの共焦点画像(画像は 40 μm チャンバのもの). 緑色(Calcein)は,脂質膜チャンバ内部を示す.マゼンタ(Dil)は有機溶媒を示す.(a)明視野画像.(b) xy 平面の共焦点画像.(c) xz 平面の共焦点画像. 点線は(b)の画像の取得位置.



Figure 9. 膜タンパク質 (αヘモリシン) を介したカルシウ ムイオンの輸送の蛍光計測. (a) αヘモリシン存在下での脂 質膜チャンバの蛍光タイムラプス画像. (b) αヘモリシン存 在下および非存在下での脂質膜チャンバ内比蛍光強度の経時 変化. それぞれの曲線がひとつの脂質膜チャンバの比蛍光強 度を表している. スケールバー:100 μm.



Figure 10. 異なる膜面積体積比を有する脂質膜チャンバ を用いた膜輸送の蛍光計測. (a) 40 μm チャンバおよび 2 00 μm チャンバを用いた際の, α ヘモリシンの貫通孔を介し てチャンバ内に拡散するカルシウムイオンによるチャンバ 内比蛍光強度の経時変化. 検出閾値は計測開始後 30 秒間 の比蛍光強度の標準偏差の 10 倍とした. (b) 各脂質膜チ ャンバにおける検出時間の比較. * スチューデント T 検定 (P<0.05).



Figure 11. 膜電位を固定した状態での膜タンパク質(a ヘ モリシン)を介したカルシウムイオンの輸送の蛍光計測(2 00 µm チャンバを用いて計測). (a)電極を導入した 200 µm チャンバの明視野画像および蛍光画像. (b)脂質膜チャンバ 内の比蛍光強度,印加電圧,および電流シグナルの経時変化. Data not available は脂質膜チャンバの明視野観察およびパッ チクランプアンプのゲイン操作に伴うものであり,計測への 影響はない.