# 安定した細胞灌流培養の実現に向けた インライン細胞遠心分離システムの開発

杉内研究室 20NAI34 堤 舜

修士論文本審査会 2022.2.10



✓ 再生医療
 ✓ 抗体医薬品生産
 ✓ 抗体医薬品生産

■ 培養中に培地の交換を行う 灌流培養 に期待

フィルターによる灌流培養(従来の方法) ⇒ 目詰まりのリスクで長期の安定培養は難しい

遠心分離による灌流培養

⇒ <u>長期の安定培養の可能性</u> 分離性能の調整が容易で<u>汎用性が高い</u>







### 遠心分離による灌流培養は研究例がほぼない

- ✓ 研究レベルで灌流培養に使用できる小型遠心分離システムがない
- ✓ フィルターを用いた灌流培養の成功例が早くに出ており、
   そちらに研究が集中

◆ 遠心分離による細胞灌流培養は実用化に至っていない

□ 灌流培養可能な小型遠心分離システム開発の必要性

#### ✓ 研究レベルで使用可能

✓ 小型システムそのものに、スケールアップ前の抗体医薬品生産や 将来の再生医療の現場で需要期待





## □ 遠心分離による安定的な細胞灌流培養の実用化

## 本研究の目的

✓ 実用的な小型遠心分離機による細胞灌流培養システムの開発

研究内容
◆ 灌流培養システム構築
◆ 培地交換プロセスの自動化
◆ 分離機内保持液量の計測・制御
◆ 遠心分離実験によるシステムの成立性検証







#### 試作システム外観



システム構成の概略

卓上スケール(数100[ml]~数[L])の培養装置への適用を想定
 培養液や新鮮培地はチューブポンプによって輸送
 各槽(と分離機本体)の液量はロードセルによって管理



#### 培地交換プロセスの流れ (連続運転)



> 指定時間だけ待機

◆ 実用上は、オペレータの負担軽減のために培地交換の自動化が必要







✓ 適切に培地交換プロセスが実行されていることを確認



- 上清排出ノズル位置の制御によって分離機内保持液量を調整可能
  - ▶ しかし、ガタや寸法・組付け誤差等の影響から、設計値のみでの調整は難しい

◆ 分離機内保持液量を計測する必要性

- ロ 提案する計測アプローチ
  - 直接計測(分離機本体へのロードセル設置など)ができない場合
    - ▶ 培養槽と上清槽の液量を利用した間接計測

◆ サイクル毎の計測・制御(手法A)

◆ リアルタイムの計測(手法B)

- 直接計測ができる場合
  - ▶ カルマンフィルタの枠組みを利用して計測

◆ リアルタイムの計測(手法C)



■ 分離前後の<mark>培養槽</mark>と<mark>上清槽</mark>の液量を利用して分離機内液量を推定

 $V_{cen} = \left( V_{c\_stt} - V_{c\_end} \right) + \left( V_{s\_stt} - V_{s\_end} \right) - V_{tube\_c}$ 

※ 分離後の上清槽の液量は、分離終了後一定時間待ってから取得
 ▶ 上清排出ノズル-上清槽間のチューブ内の液を全て上清槽へ

◆ サイクル毎の間接的な計測値を用いた制御

■ 分離機内液量を<mark>計画値</mark>と一致させるために,サイクル毎に<u>計測値</u>を 用いてノズル位置目標値(サーボ目標角)を更新

 $\theta_{ref}^{(n+1)} = \theta_{ref}^{(n)} - k \left( V_{cen}^{(n)} - \frac{V_{cen_ref}}{V_{cen_ref}} \right)$ 

※サーボ角度と分離機内液量の関係を線形近似して<u>Newton法</u>を適用  $\theta = kV_{cen} + \theta_{wall}$ 



※ 運転条件は、培地交換アルゴリズムの動作検証のときとほぼ同じ

■ 結果



✓ 数サイクル程度でほぼ目標値へ収束することを確認

✓ ただし、ロードセルのノイズ等の影響で計測値が±1ml程度揺れるため、 目標値の更新も揺れる

  
分離機内液量の計測 -手法B-  
・ リアルタイムの間接的な計測  
に清補への流入流量が一定時刻前の上清排出ノズルへの流入流量と等しい  
として、上清排出ノズル-上清槽間のチューブ内液量を推定  

$$V_{tube,s}(t) = \int_{0}^{t} (Q_n - Q_s) d\tau \approx \int_{0}^{t} (Q_n(\tau) - Q_n(\tau - T_L)) d\tau$$
  
上清排出ノズルへの流入流量は、分離機への注入流量とノズル移動速度  
(サーボ角速度)から決定  
 $Q_n = Q_c + \frac{dV_{cen}}{d\theta_m} \dot{\theta}_m \approx Q_c + \frac{\dot{\theta}_m}{k}$   
※サーボ角度と分離機内液量の関係を線形近似  
 $\theta = kV_{cen} + \theta_{wall}$   
■ 最終的に、培養槽・上清槽・チューブ内の液量を用いて分離機内液量  
 $E_{cen}(t) = (V_{cstt} + V_{s,stt} - V_{tube,c}) - (V_c(t) + V_{tube,s}(t))$   
※一定値



とした線形時不変システムに対してカルマンフィルタを適用して、分離機内液量を推定





※細胞濃度は 5x10<sup>6</sup> or 1x10<sup>7</sup> cells/ml

※ 分離機回転数・注入流量・分離機内液量をパラメータにして実験.新鮮培地の投入や返送は無し. ※ トリパンブルー染色を行ってから血球計算盤を用いて目視で細胞計数し,細胞濃度を算出

■ 結果





#### **◢ ■ ドライイーストを用いて複数サイクル分の遠心分離実験を実施**

※ 細胞濃度 1×10<sup>7</sup> cells/ml, 分離機回転数 2000 rpm, 注入流量 20 ml/min

※ 開発した自動培地交換システムによって運転

※メチレンブルー染色を行ってから顕微画像解析装置(Countstar)を用いて細胞計数し、細胞濃度を算出 ※ イースト細胞の径(約6µm)はCHO細胞の径(約12µm)の半分程度.分離性能評価としては安全側.

■ 結果





<sup>|9</sup> 



- 実用的な小型遠心分離機による細胞灌流培養システムの構築
- 培地交換自動化アルゴリズムの開発と検証
- 分離機内液量の計測・制御手法の開発と検証
- CHO細胞を用いたIサイクル分の性能評価
- ドライイーストを用いた複数サイクル分の性能評価
- システムとしての成立性評価

