

# 体外循環血液回路内雑音の 連続モニタリングによる回路内凝固検出

Detection of intracircuit blood clotting by continuous monitoring of  
intracircuit blood flow sounds in extracorporeal circulation

島崎 直也<sup>1</sup>、山内 忍<sup>2</sup>、本橋 由香<sup>2</sup>、  
佐藤 敏夫<sup>1,2</sup>、阿岸 鉄三<sup>3</sup>

<sup>1</sup> 桐蔭横浜大学大学院工学研究科、<sup>2</sup> 桐蔭横浜大学医用工学部、<sup>3</sup> 大分大学医学部

(2015年3月20日 受理)

キーワード：体外循環、血液凝固、回路内雑音、モニタリング、ウェーブレット変換

## 1. はじめに

血液透析療法では、患者血液を血液透析装置のローラーポンプを用いて、毎分200ml程度の血流量でバスキュラーアクセスから脱血し、ダイアライザに流入させることで、血液を浄化している。血液の体外循環に伴い患者の血液は、血液回路やダイアライザなどの様々な異物と接触し、血液凝固因子や血小板が活性化され、血液凝固が発生する。透析中の血液凝固は、ヘパリンを代表とする抗凝固薬を用いて防止しているが、血液回路内やダイアライザ内で発生する血液凝固を完全に防止することはできず、少なからず血液凝固が発生する例が報告<sup>(1)</sup>されている。血液回路内での血液凝固は残血による患者ヘマトクリット値の低下、ダイアライザ内での血液凝固は有効膜面積の減少による透析効率の低下を引き起こし、その結果、患者のQOLは低下

する。臨床における血液回路内やダイアライザ内での血液凝固は、静脈圧や透析液圧、膜間圧力差などの様々な圧力値変化の観察や、目視や触知で観察しているが、圧力値は血液凝固以外の回路の折れ曲がりやクランプのはずし忘れ、穿刺部のトラブルなどでも変動する可能性がある。また、目視や触知での観察では、医療スタッフの経験や個人の感覚の違いなどによって判断にばらつきが見られ、定量性や客観性に欠けるといった問題点が挙げられる<sup>(2)</sup>。しかし、現在の透析用患者監視装置には血液凝固を簡便かつ専属的に監視する機能が備わっていない。そこで本研究では、血液凝固の進展に伴って変化する血液回路内の血流音の変化に注目し、生体音分析装置(BSA: Bio Sound Analyzer)及び基礎医学測定装置(Leg-1000、日本光電工業)を用いて、簡便かつ専属的に血液凝固を検出する方法について検討した。

Naoya SHIMAZAKI<sup>1</sup>, Shinobu YAMAUCHI<sup>1</sup>, Yuka MOTOHASHI<sup>1</sup>, Toshio SATO<sup>1, 2</sup> and Tetsuzo AGISHI<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Graduate School of Engineering, Toin University of Yokohama. <sup>2</sup> Faculty of Biomedical Engineering, Toin University of Yokohama. <sup>3</sup> Faculty of Medicine, Oita University

## 2. 実験方法

### 2-1. 血液凝固検出に適した血流音測定部位の選定

血液回路内における血液凝固の好発部位としてまず、エアトラップチャンバが挙げられる。チャンバ内は空気と接触するだけでなく、血液が低流速で流れが滞りやすいため血液凝固が発生しやすい。また、同様にピローやダイアライザも血液凝固好発部位として指摘されている。そこで、水を用いてプライミングを行った透析用血液回路 (NV-Y030P、日



Fig.1 静脈側エアトラップチャンバへの加速度センサの装着

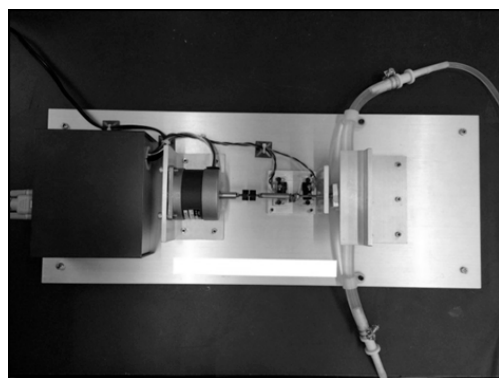


Fig.2 血液回路内流量制御装置

機装株式会社) 及びダイアライザ (BK-1.3U、東レメディカルシステム株式会社) を用意し、ダイアライザ、動・静脈側エアトラップチャンバに加速度センサ (TA-701T、日本光電株式会社、直径 20mm × 高さ 16mm、重さ 41g) を装着した。血液透析装置のローラーポンプを用いて流量 200ml/min で水を回路内に循環させ、BSA を用いて血流音の測定を行った。BSA は用途に応じて血流音測定時間を 3 秒、6 秒、20 秒に設定できるが、ここでは最も測定時間の長い 20 秒に設定した。センサの装着には、Fig.1 に示すようにゴムバンドを用いた。

さらに、ポンプセグメント部を基準として、10cm 間隔で加速度センサの装着部位を移動させながら、各装着部位ごとに血流音を測定した。血流音の測定はまず、血液回路に閉塞が無い状態で行った。次に、Fig.2 に示す血液回路内流量制御装置を用いて、静脈側エアトラップチャンバ下流を完全に閉塞させた状態における血流音を測定した。この血液回路内流量制御装置は、チューブの圧閉度を 0% (閉塞無し) から 100% (完全閉塞) まで 5% ごとに PC から設定することが可能で、血液回路内を流れる血流量を再現性良くコントロールできる。

各装着部位で測定された血液回路閉塞前後の血流音に対し、ウェーブレット変換による時間-周波数解析を行った。その際、閉塞が無い状態で得られた解析結果画像を基準データ、静脈側エアトラップチャンバ下流を完全に閉塞させた状態で得られた解析結果画像を比較データとし、各装着部位ごとに両者の画像間の一致度を示す正規化相互相関係数 R を算出することで、回路閉塞前後で最も血流音に変化が現れる装着部位を調べた。

### 2-2. 牛血を用いた血液凝固前後の血流音変化の測定

血液回路内における血液凝固の好発部位であるピロー及び動・静脈側エアトラップチャンバに加速度センサを装着し、回路内に循環



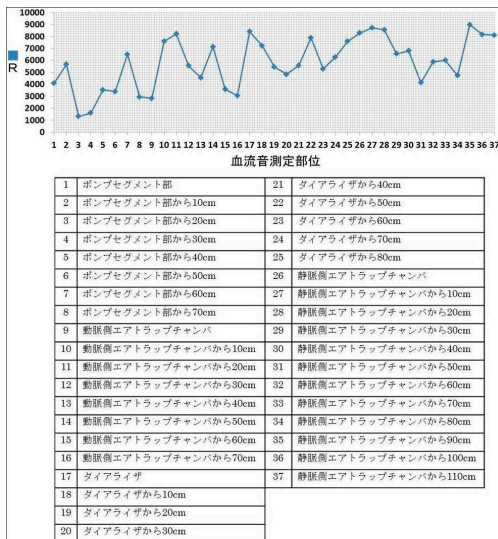
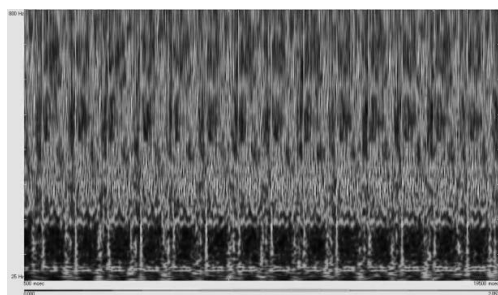
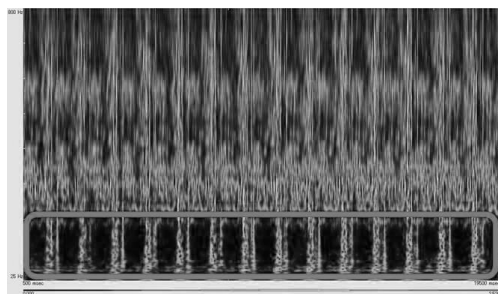


Fig.4 各血流音測定部位における R 値

に、ポンプセグメント部から 20cm と 30cm の部位で測定された血流音信号に対してウェーブレット変換を行った結果をそれぞれ Fig.5、Fig.6 に示す。これを見ると、閉塞前後でポンプセグメント部から 20cm の部位では 25~200Hz、30cm の部位では 25~100Hz



(a) 閉塞率 0%



(b) 閉塞率 100%

Fig.5 ポンプセグメント部から 20cm の部位における血流音測定結果

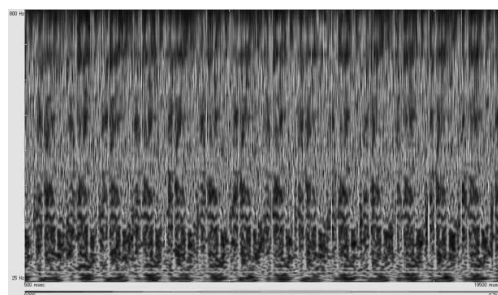
の周波数成分に顕著な変化が見られた。

### 3-2. 牛血を用いた血液凝固前後の血流音変化の測定結果

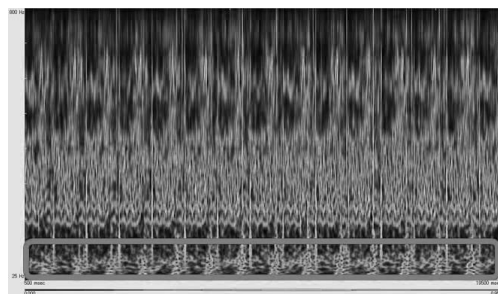
静脈側エアトラップチャンバに加速度センサを装着し、血液回路内を循環する牛血の凝固に伴う血流音の変化を測定して R 値の経時変化を求めた結果を Fig.7 に示す。

Fig.7 上段の青線で示した静脈側回路内圧の経時変化を見ると、回路内圧は 480 秒以降に急激に上昇し、540 秒で 300mmHg を越えて回路内の血液凝固が完了した。一方、赤線で示した R 値の経時変化を見ると、静脈側回路内圧が上昇する約 30 秒前に低下し始めていることが確認できた。Fig.8 に R が低下し始めた 480 秒から凝固が完了した 540 秒までの部分を切り出したグラフを示す。下段のウェーブレット変換結果を見ると、凝固前と比較して、血液凝固の進展に伴って約 25~400Hz、500~650Hz の周波数成分に顕著な変化が現れた。

Fig.9 の上段にピロー、下段に動脈側エア



(a) 閉塞率 0%



(b) 閉塞率 100%

Fig.6 ポンプセグメント部から 30cm の部位における血流音測定結果

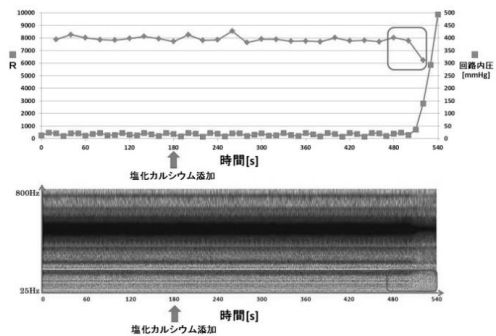


Fig.7 静脈側エアトラップチャンバにおける R 値の経時変化

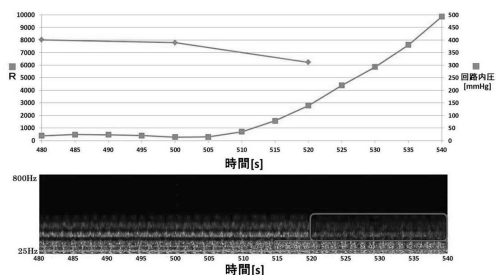


Fig.8 Fig.9 の 480 秒以降を拡大

トラップチャンバに対する R 値の経時変化をそれぞれ示す。これを見ると、ピロー、動脈側エアトラップチャンバともに、血液凝固が進展しても R 値には変化が見られなかった。特に、動脈側エアトラップチャンバは、静脈側エアトラップチャンバ下流を閉塞した時に R 値が大きく低下したが、それとは異なる結果となった。

#### 4. 考察

血液回路内に水を循環し、静脈側エアトラップチャンバ下流を閉塞した時と、牛血を凝固させた時では、ピロー、動・静脈側エアトラップチャンバで R 値の経時変化が異なる結果となった。そこで、静脈側エアトラップチャンバ下流閉塞前後で R 値の低下が大きかったポンプセグメント部から 20cm 及び 30cm の部位についても、2-2 節で述べた方法に従い、回路内を循環する牛血の凝固に伴う R 値の経時変化を調べた。その結果を Fig.10 に示す。

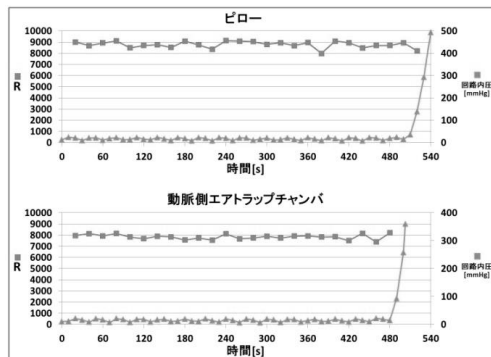
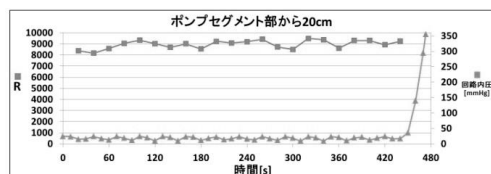


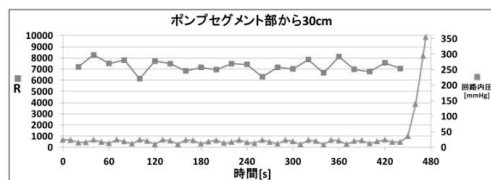
Fig.9 ピロー及び動脈側エアトラップチャンバにおける R 値の経時変化

これを見ると、20cm 及び 30cm の両方とも R 値に変化は見られなかった。静脈側エアトラップチャンバでは、血液がチャンバ壁面に近い箇所から流入するために上部から下部に向けて旋回流が発生し、血液凝固の発生を防いでいる。水を循環させた時にチャンバ下流を閉塞しても、旋回流は変わらないが、凝固時には旋回流も止まってしまう。その結果、凝固前後で測定される血流音にも変化が生じ、それが R 値の変化として検出されたものとする。

一方、ポンプセグメントから 20cm 及び 30cm の部位では、閉塞前は回路内を一方に流れていた流れが、閉塞後はローラーがチューブから離れた瞬間に流れがわずかに戻る



(a) 20cm における R 値の経時変化



(b) 30cm における R 値の経時変化

Fig.10 ポンプセグメント部から 20cm 及び 30cm における R 値の経時変化

逆流が生じ、同じ箇所を行ったり戻ったりする拍動流が生じている。Fig4を見ると、ポンプセグメント部から離れるに従ってR値の低下が小さくなる傾向が見えるが、これは、拍動流がポンプセグメントから離れるに従って小さくなることに関連しているものと考えられる。これからすると、ポンプセグメントから20cm及び30cmの部位では、凝固後も拍動流が生じ、そのために凝固後のR値は、チャンバ下流閉塞後と同様に低下することが予想される。今回、Fig.10に示すR値の経時変化測定では、静脈側回路内圧が急上昇する450秒までしか血流音測定が行えていない。この時、450秒以降も測定を継続していれば、R値は低下した可能性が高く、これについては今後、再実験によって検証する予定である。

## 5. 結論

血液回路内で発生する血液凝固を簡便かつ専属的に検出する方法として、凝固の進展に伴って変化する血液回路内の血流音の変化に注目した。ダイアライザ、ピローや動・静脈側エアトラップチャンバ、さらにポンプセグメント部を基準として10cm間隔で加速度センサを装着し、閉塞前後および凝固前後におけるR値の変化を調べたところ、静脈側エアトラップチャンバのみ、回路閉塞ではR値に変化が現れない一方、血液凝固ではR値が低下した。すなわち、回路内で発生する血液凝固を専属的に検出するには、静脈側エアトラップチャンバで血流音を検出するのが適しているとの結論が得られた。

### 【参考文献】

- 1) 山本一郎, 神山剛論, 当麻美樹, 塩野茂, 嶋岡英輝, “持続血液浄化施行中に生じる回路内凝固について—多施設アンケート調査より—”, ICUとCCU, Vol.32別冊号, S80-S83, 2008.
- 2) 山内 要, “透析中・透析後に起こりやす

いトラブル 3. ダイアライザ・血液回路の凝血塊”, 透析ケア 2008 冬季増刊, pp.150-154, 2008.

- 3) Naoya Nishikawa et., “Early Detection Of Blood Coagulation During Hemodialysis Using Non-Invasive Monitoring Of Blood Flow Sounds”, ASAIO 59th Annual Conference, p.3, 2013.
- 4) 西川直也, 山内 忍, 本橋由香, 佐藤敏夫, 阿岸鉄三, “血液回路内雑音のウェーブレット変換による回路内血液凝固の専属的検出方法の検討”, 日本医工学治療学会第29回学術大会 優秀演題, p.189, 2013.