

博士学位論文

血液透析患者における  
循環動態と自律神経機能の関連性と  
生体情報モニタリングに関する研究

2017年3月

兵庫県立大学大学院 応用情報科学研究科

応用情報科学専攻

藤堂 敦



## 要旨

正常な腎機能を代替する維持血液透析療法（透析）は、短時間で十分な透析量を確保するためのアクセスが必要となり、高流量の血流量を得るバスキュラーアクセス（vascular access: VA）は必須である。代表的なVAが人工的に動脈と静脈を吻合した自己血管使用皮下動脈瘻（arteriovenous fistula: AVF）であり、AVFの作製、および日常の管理は、透析患者の生命線である。また、透析患者は体内に蓄積された余剰な水分を短時間に除去する必要があり、透析中の循環動態は、体外循環を実施するにあたり直接影響を受け、疾患によっては自律神経機能の関連性が指摘されている。これらのことから透析患者のAVFと循環動態の管理は、血液透析療法において重要な評価・管理項目といえる。しかしながら、従来からその評価や管理は容易ではなく、これまでに様々な方法が試行されているがいずれも十分といえない。

本研究では、透析患者の血液透析療法の導入期、維持期の循環動態と自律神経機能の関連性、血液透析中におけるモニタリングに着目し、システムの構築と安全管理方法を考案することを目的として行った。

第1章では研究全体の緒言と透析の現況について述べる。

第2章では、血液透析療法を導入するまでの期間、透析患者のVAの中でも最も多い自己血管使用皮下動脈瘻（arteriovenous fistula: AVF）の作製までの患者背景について検討した研究成果について述べる。対象は、導入期の患者48例（男性25例、女性23例）とし、初回血液透析時にカテーテルを使用した群とAVFを使用した群に分類し、年齢、性別、糖尿病の有無などの患者状態や導入時の血液検査データについて比較検討した。また、AVF作製群において、AVF作製から穿刺までの期間、カテーテル平均留置日数、平均使用本数、および初回挿入部位について検討した。第一段階として、全症例を対象とした群を全症例群（1群）とし、そのうちカテーテルを留置して透析導入した群を1-I群、AVFを作製後に透析導入した群を1-II群に分類した。第二段階として、対象年齢を合わせるために、透析導入患者数が全体の約7割を占める年齢層60-84歳を対象患者として、年齢抽出群（2群）とし、そのうちカテーテルを留置して透析導入した群を2-I群、AVFを作製後に透析導入した群を2-II群に分類した。全症例群における検討では、カテーテルを使用して血液透析療法を導入した症例数（1-I群）は、AVF作製後に導入した症例数（1-II群）と比較して有意に高齢であり（ $p < 0.01$ ）、緊急に血液透析を導入する割合が有意に高かった（ $p < 0.01$ ）。平均入院期間は、AVF作製群では有意に短く（ $p < 0.0001$ ）、入院時の平均診療報酬も有意に低かった（ $p < 0.001$ ）。また血清アルブミン値、血清クレアチニン値、およびヘモグロビン値は、1-I群と1-II群、2-I群と2-II群を比較して、カテーテル使用群（1-I群、2-I群）でそれぞれ有意に低値を示した（ $p < 0.0001$ 、 $p < 0.0001$ 、 $p < 0.0001$ ）。BUN/Cr比は、1-I群は1-II群と比較して、有意に高値を示し（ $p < 0.05$ ），2-I群のBUN/Cr比は、2-II群と比

較して、高値を示す傾向がみられた ( $p < 0.1$ )。また白血球数は、1-I 群と 1-II 群との間に有意な差を示さなかったが、2-I 群の白血球数は、2-II 群と比較して有意に高値を示した ( $p < 0.001$ )。このことから、カテーテル使用群は、AVF 作製群と比較して、低栄養、筋力低下、炎症疾患併発などの病態を悪化させる要因の合併率が高いことを示しており、入院期間の長期化や医療費の増大が問題となると考えられた。本研究より、BUN/Cr 比の増大しやすい糖尿病、心不全、低栄養などの病態を合併している患者では、早期透析導入が必要である可能性が高く、早期からの透析導入計画が必要である。

第 3 章では、導入期における AVF 作製前後の超音波検査所見について retrospective に解析し、作製後の AVF が良好に発育するための AVF 作製前の超音波検査所見の基準について検討した。対象は、導入期の患者 27 例（男性 14 例、女性 13 例）とし、AVF 作製前の年齢、性別、原疾患、上腕動脈血管径、収縮期最高血流速度（peak systolic flow velocity: Vpeak）を AVF 作製後の上腕動脈血流量（flow volume: FV）、血管抵抗指数（resistance index: RI）との関連性について相関解析、比較した。FV は年齢 ( $r = -0.53, p < 0.05$ )、RI ( $r = -0.56, p < 0.05$ )、および上腕動脈血管径 ( $r = 0.41, p < 0.05$ ) と相関関係を示した。RI は、Vpeak ( $r = 0.39, p < 0.05$ ) と相関関係を示し、上腕動脈血管径は男性が女性と比較して有意に高値を示した ( $p < 0.001$ )。FV が 400mL/min 以上の群は FV が 400mL/min 未満の群と比較して、年齢は有意に低値を示し ( $p < 0.05$ )、上腕動脈血管径は有意に高値を示した ( $p < 0.05$ )。RI が 0.6 未満の群は RI が 0.6 以上の群と比較して、年齢と Vpeak において有意に低値を示した ( $p < 0.05$ )。本研究より、AVF 作製前に患者背景、上腕動脈血管径、Vpeak の評価をすることにより AVF の発育が予測できるため、AVF 作製前の超音波検査所見の基準が必要であると考えられた。

第 4 章では、対象は、維持期の AVF 作製されている患者 50 例（男性 15 例、女性 35 例）とし、聴診法で得られる AVF のシャント音の周波数特性と超音波検査所見で得られる FV について比較した。超音波検査の結果を基に FV が 500 mL/min 以上の症例（31 例）を I 群、500 mL/min 未満の症例（19 例）を II 群に分類した。また血管抵抗指数（resistance index: RI）が 0.6 未満の症例（36 例）を A 群、0.6 以上の症例（14 例）を B 群に分類し、以下の 3 つの方法を用いてデータを解析した。（1）聴診法によるシャント音の聴取。（2）シャント音の解析。（3）測定時の環境音の解析。結果、I 群は II 群と比較して、A 群は B 群と比較して 41-340Hz の周波数帯域のパワースペクトル値が有意に高値を示した。I 群、および II 群における各周波数帯域のパワースペクトル値の群内比較において、121-160Hz 帯域は、他のすべての周波数帯域と比較して有意に高値を示した。A 群における各周波数帯域におけるパワースペクトル値の群内比較において、121-160Hz 帯域は、他のすべての周波数帯域と比較して有意に高値を示した。II 群における各周波数帯域のパワースペクトル値の群内比較において、121-140Hz 帯域は、他のすべての周波数帯域と比較して有意に高値を示した。このことから、超音波検査による FV の血流状態の違いをシャント音のみで評価でき

る可能性が示された。本研究より、シャント音から AVF 機能を客観的に評価ができると考えられた。

第 5 章では、維持期における透析中の循環動態モニタリングについて様々なモニタリング項目を測定し、循環動態との関連性について検討した。対象は維持期の患者 7 例（男性 1 例、女性 6 例）とし、血液透析を 5 時間施行した際の透析開始前、開始時、開始後 1 時間毎、終了後のそれぞれにおける、身体組成値と一回心拍出量の測定を行い、比較対照として、hANP 値、血清ドーパミン濃度、および血圧を測定し、解析した。細胞外液率および浮腫率は、透析開始前値と比較し、血液透析開始 3 時間値以降で有意に低値を示した ( $p < 0.05$ )。また細胞外液率および浮腫率は、循環血液量変化率との間にそれぞれ正の相関関係を示した ( $r = 0.71$ ,  $r = 0.71$ )。一回拍出量は、透析開始前値と比較し、透析開始 3 時間値以降で有意に低値を示し ( $p < 0.05$ )、循環血液量変化率との間に正の相関関係を示した ( $r = 0.66$ )。血圧は、すべての身体組成値および一回拍出量との間に、相関関係を示さなかった。脈拍数は、循環血液量変化率および一回拍出量との間に、負の相関関係を示し ( $r = -0.56$ ,  $r = -0.74$ )、血清ドーパミン濃度との間に正の相関関係を示した ( $r = -0.61$ )。本研究の結果、身体組成分析装置、および非侵襲的重心拍出量モニタは、循環血液量変化率と同様に血液透析中の循環動態をモニタリングできる簡便でかつ効果的な方法であると考えられた。また、これらの手法は透析の基準体重の設定にも有用なツールである可能性が示された。透析中の血圧変化は、身体組成値や一回心拍出量に対して速効的に変動しないことが示され、脈拍数は、循環血液量変化率に対して、血圧よりも速効性に反応する性質がある可能性が示唆された。

第 6 章では、第 5 章で得られた結果を基に、維持期における透析中の循環動態と自律神経機能の関連性について、指尖容積脈波計を用いて脈波を計測し、循環動態モニタリング値との関連性について検討した。対象は維持期の患者 7 例（男性 2 例、女性 5 例）とし、透析 5 時間施行時の開始前、1 時間毎、終了後のそれぞれにおける脈波、身体組成値、一回拍出量、循環血液量変化率、血圧、脈拍数を測定した。脈波は脈波振幅値と脈波長に解析し、各モニタリング値と比較した。脈波振幅値は、開始 3 時間目まで有意に増加し ( $p < 0.05$ )、以降有意に減少した ( $p < 0.05$ )。脈波長は、透析中持続的に減少した。これらのことから、末梢側は開始 3 時間目まで副交感神経が優位に作用し、末梢血流量が増加し、3 時間目以降は、交感神経が優位に作用し、末梢血流量は減少したと考えられた。中枢側は、循環血液量が低下したことから交感神経が優位に作用したと考えられた。本研究より、脈波を解析することにより透析中の自律神経反応を評価することができ、循環動態が評価できることと考えられた。

第 7 章では、透析中の循環動態を院内において遠隔モニタリングすることを目的とし、電子カルテシステムと透析支援システムを連携によって、患者情報管理と透析中の血圧や脈拍数などの循環動態、および装置情報を透析室内のみならず、救命救急センターなど透

析室外で実施する血液浄化療法の安全性と業務効率について検討した。評価者は臨床工学技士 6 名、看護師 5 名。システム連携前後にモニタリングや機能に関する設問に回答し、評価した。結果、システム連携前後で使用感・操作性、および電子カルテシステムとの連携において有意に改善を示した。情報共有や安全面においては、改善に至らなかった。これらのことより、透析室内のみならず、透析室外においても、より安全な血液浄化療法を提供するためには、システム連携のみならずシステム機能の改善が必要である。また、システム連携内容を充実させることにより、さらに安全で効率的な血液浄化療法の提供が可能であると考えられた。透析医療においてもデータ活用をさらに進める必要性があり、在宅血液透析の導入が増える中、治療の安全性を高めるためにも遠隔モニタリング機能とシステムの構築が今後の課題であると考えられた。

これら本博士論文から得られた一連の知見は、現在の透析医療における循環動態と自律神経機能の解明が重要である。また昨今の在宅医療の推進により遠隔モニタリングの構築がより安全な透析療法の課題となっている。それら新たな管理方法を臨床研究で見出すことができたことが、本博士論文の成果である。

# ***The relationship between circulatory dynamics and autonomic function and biological information monitoring in patients on hemodialysis***

***Atsu Todo***

For maintaining hemodialysis as a replacement for normal renal function (dialysis), it is necessary to maintain vascular access (VA) and blood flow at a high rate to ensure an adequate dialysis dose in a short time. Typically, to maintain VA, the patient's own arteries and veins are used artificially in a subcutaneous arteriovenous fistula (AVF) as an anastomosis. Preparation of the AVF and its day-to-day management is the lifeline of patients on dialysis. Moreover, patients undergoing dialysis must be taken off dialysis after a short period, as excess water accumulates in the body, which affects the circulation dynamics, including extracorporeal circulation. It has been reported that autonomic nervous system function may also be affected in some diseases. With respect to the factors of management of AVF and hemodynamics in patients on dialysis, it can be stated that the most important aspects are evaluation and management during blood dialysis therapy. However, evaluation and management is challenging, and the many approaches suggested thus far have not been sufficient.

In this study, we aimed to clarify the importance of hemodynamics and autonomic nervous function in patients on dialysis. Additionally, we aimed to manage the patient status and device information through remote monitoring in the hospital, along with AVF preparation and management of through-life maintenance from the hemodialysis induction phase (induction phase), hemodynamic monitoring during the maintenance phase. The evaluation by remote monitoring of autonomic function was performed by classifying into the following six approaches.

In chapter 1:

Introduction of the entire study and overview of dialysis therapy.

In chapter 2:

Considering there is a relationship between the patient's background, the induction phase, and prognosis, the relationship of patient status and poor prognostic factors during the first hemodialysis was examined. The participants were 48 patients (25 men and 23 women) in the induction phase who were classified into groups based on AVF and the following factors: using a catheter at the time of the first hemodialysis, age, sex, and patient conditions such as the presence of diabetes. They were compared and introduced at the time of blood test. Furthermore, in the AVF manufacturing group, from the period of AVF preparation to puncture, the mean number of days the catheter was indwelling in the first insertion site was examined. First, participants were grouped as follows: the group intended for all cases as a whole case group (Group 1), a group including those

receiving dialysis through an indwelling catheter (Group 1-I), and the group receiving dialysis after AVF creation (Group 1-II). It was classified in the group. Second, to adjust for age, the target patient age group included those 60-84 years old, which accounted for about 70% of the total number of patients on dialysis. The age extraction group (group 2), which was placed according to catheter dialysis, introduced a 2-I group. The group that underwent dialysis after an AVF was created was classified as the 2-II group. Among all groups, patients receiving hemodialysis using a catheter (1-I group) were significantly older compared with those introduced after manufactured AVF (1-II group) ( $p < 0.01$ ), and the proportion of those receiving emergency hemodialysis was significantly higher ( $p < 0.01$ ). The average length of hospital stay was significantly shorter in the AVF manufacturing group ( $p < 0.0001$ ), and the average medical fee at the time of admission was significantly lower ( $p < 0.001$ ). Additionally, serum albumin level, serum creatinine level, and hemoglobin values in the 1-I and 1-II groups were significantly lower compared to those in the 2-I 2-II, and catheter use groups (1-I group, 2-I exhibited low value significantly respectively group) ( $p < 0.0001$ ,  $p < 0.0001$ ,  $p < 0.0001$ ). BUN / Cr ratio was significantly higher in the 1-I group compared to that in the 1-II group ( $p < 0.05$ ), and BUN / Cr ratio of the 2-I group was significantly higher compared to that in the 2-II group ( $p < 0.1$ ). Additionally, the number of white blood cells showed no significant difference between the 1-I and 1-II groups; however, the white blood cell count of the 2-I group was significantly higher than that of the 2-II group ( $p < 0.001$ ). Therefore, in the catheter group compared with the AVF manufacturing group, malnutrition, and weakness (which indicated that the merging ratio of the factors that aggravate conditions such as inflammatory disease complications) were high, resulting in prolonged hospital stays and an increase in medical costs; this was considered a problem. In the present study, increase easy to diabetes of BUN / Cr ratio and heart failure in patients complicated by conditions such as malnutrition is likely to occur early in those receiving dialysis, and there is a need for a dialysis plan early on.

In chapter 3:

We retrospectively analyzed for ultrasound findings before and after AVF creation in the induction phase, and, using ultrasound, investigated previous AVF preparation for better growth. In the induction phase, 27 patients (14 men, 13 women) were included, and the age at previous AVF preparation, sex, underlying disease, brachial artery blood vessel diameter, systolic maximum blood flow velocity (peak systolic flow velocity [Vpeak]) brachial arterial blood flow after AVF production (flow volume: FV), vascular resistance index (resistance index: RI) were compared regarding their correlation. FV was correlated with age ( $r = -0.53$ ,  $p < 0.05$ ), RI ( $r = -0.56$ ,  $p < 0.05$ ), and brachial artery diameter ( $r = 0.41$ ,  $p < 0.05$ ). RI was correlated with Vpeak ( $r = 0.39$ ,  $p < 0.05$ ); brachial artery diameter in men was significantly higher than that in women ( $p < 0.001$ ). When

comparing FV in the group with more than 400 mL/min and FV in the group with less than 400 mL/min, age showed significantly lower values ( $p < 0.05$ ), and brachial artery blood vessel diameter showed significantly higher values ( $p < 0.05$ ). Regarding RI, in the group with an RI less than 0.6 as and the groups with an RI of 0.6 or more, age and Vpeak were significantly lower ( $p < 0.05$ ). Than the present study, AVF made before the patient background, brachial artery blood vessel diameter, because you can predict development of AVF is by making the evaluation of Vpeak, was considered as a reference of ultrasound findings of previous AVF manufacturing is required.

In chapter 4:

To increase the accuracy of the daily management of the AVF in the maintenance phase, we examined the relevance of the physical findings and ultrasonography findings. The participants included 50 patients with an AVF produced in the maintenance phase (15 men, 35 women). The group was compared in FV obtained by analyzing frequency characteristics, and using an ultrasound of the AVF shunt sound obtained through the auscultation method. Ultrasound cases (31 cases) with an FV greater than or equal to 500 mL/min were classified into group I, and cases of less than 500 mL/min (19 patients) were classified into group II. Furthermore, if the vascular resistance index (RI) was less than 0.6 (36 cases), they were classified into group A. Those with an RI of 0.6 or more (14 cases) were classified into group B. The data was analyzed using the following three methods: (1) Hearing of the shunt sound by auscultation, (2) analysis of the shunt sound, (3) analysis of environmental sound at the time of measurement. Among the results, Group A showed power spectrum values at a significantly higher frequency band of 41-340 Hz compared to those in group B. When comparing group I and group II, the power spectrum value of each frequency band of 121-160 Hz was significantly higher compared to all other frequency bands. When comparing the power spectrum values in each frequency band in group A, the 121-160 Hz band was significantly higher compared to all other frequency bands. In comparing the power spectrum value of each frequency band group II, the 121-140 Hz band was significantly higher compared to all other frequency bands. It showed a positive correlation between the power spectrum value of each frequency band of FV and the range of 61-200 Hz. RI and 81-120 Hz and 141-160 Hz showed a negative correlation between the power spectrum values of each frequency band of the range of 301-340 Hz. Therefore, a possibility that the difference between the blood-flow states of FV can be evaluated using ultrasonography only if a shunt sound is heard. In present study, using shunt sound presence was considered an objective assessment of the AVF function.

In chapter 5:

For hemodynamic monitoring during dialysis in the maintenance phase, and to check the various

monitoring items, the relevance of hemodynamics was examined. Participants included 7 patients in the maintenance phase (1 man and 6 women) and, before dialysis start when who underwent hemodialysis 5 hours, at the beginning, every hour after the start and after the end, body composition and stroke volume were measured; for comparison, hANP values, serum dopamine concentration, and blood pressure were measured and analyzed. Extracellular fluid rate and swelling rate were significantly lower after 3 hours of hemodialysis compared to those measured prior to the start of dialysis ( $p < 0.05$ ). Additionally, extracellular fluid rate and swelling rate showed a positive correlation between each of the circulating blood volume rate of change ( $r = 0.71$ ,  $r = 0.71$ ). Stroke volume showed a significant lower value after 3 hours or more after the start of dialysis compared to that prior to the beginning of dialysis ( $p < 0.05$ ); it also showed a positive correlation between the circulating blood volume rate of change ( $r = 0.66$ ). Blood pressure showed no correlation between body composition and stroke volume. Pulse rate showed a negative correlation to circulating blood volume change rate and stroke volume ( $r = -0.56$ ,  $r = -0.74$ ); a positive correlation between serum concentration of dopamine was seen ( $r = -0.61$ ). Body composition analysis equipment and non-invasive cardiac output monitoring is considered a simple and effective method to monitor the circulation dynamics in the blood during dialysis as well as the circulating blood volume rate of change. Moreover, these approaches are useful tools in the setting of the reference weight of the dialysis was shown. Blood pressure during dialysis has been shown to be stable in direct correlation to the body composition value and stroke volume. It was suggested that pulse rate, compared to circulating blood volume change-rate, might be a better property to measure immediate response than blood pressure.

In chapter 6:

Based on the results obtained in studies 5, the pulse wave measuring the hemodynamic during dialysis of the maintenance phase the relevance of autonomic function with the volume pulse wave detector fingertip, association of hemodynamic monitoring value It was investigated. Seven participants (2 men and 5 women) undergoing maintenance-phase dialysis were included; Prior to the start dialysis and for five hours thereafter, we measured pulse wave after cessation, body composition, stroke volume, circulating blood volume change rate, blood pressure, and pulse rate every hour. Pulse wave analysis included pulse wave amplitude and pulse wavelength, and it was compared with each monitoring value. Pulse wave amplitude value significantly increases up to 3 hours after the beginning of dialysis ( $p < 0.05$ ), and significantly decreases after ( $p < 0.05$ ). Pulse wavelength was sustained during the dialysis reduction. Based on these measurements, peripheral-side parasympathetic output acts to increase peripheral blood flow for up to 3 hours after the start of dialysis; after 3 hours, sympathetic output reduces peripheral blood flow. The circulating blood volume was considered to be influenced by sympathetic output, as it was lowered.

In the present study, it is possible to evaluate the autonomic reaction during dialysis by analyzing the pulse wave, and hemodynamics can be evaluated.

In chapter 7:

We aimed to remotely monitor hemodynamics during dialysis in the hospital. Not by the cooperation of the electronic medical record system and dialysis support system hemodynamics, such as blood pressure and pulse rate in the dialysis and patient information management, and device-information dialysis room only, of blood purification therapy be carried out in dialysis outdoor, such as critical care center safety. We examined sex and operational efficiency. The evaluators included 6 engineers and 5 nurses. Responses to the questions, related to the monitoring and function, before and after system cooperation were evaluated. The results showed a significant improvement in usability and operability, and in cooperation with the electronic medical record system before and after the system cooperation. Regarding information sharing and safety, its use did not lead to improvement. From these factors, as well as dialysis chamber only, even in the dialysis outside, in order to provide a safer blood purification therapy, there is a need for improved system features as well as system linkage only. Furthermore, by enhancing the system linkage, it was considered possible to further secure and provide efficient blood purification therapy. There is a need to promote the data also utilized in dialysis treatment as the incidence of home hemodialysis increases, and the production of remote monitoring functions and systems to improve the treatment efficacy and safety.

The findings obtained from this study, and the elucidation of autonomic function and hemodynamics with current dialysis treatment is important. The construction of a remote monitoring system has become an issue with safer dialysis therapy in home care and it has been promoted in recent years. An outcome of this doctoral thesis was the ability to find a new management method using clinical studies.

# 目次

第1章 序論 .....	1
1.1 緒言 .....	1
1.2 慢性腎臓病（Chronic Kidney Disease: CKD）と維持透析 .....	2
1.3 透析の原理 .....	6
第2章 血液透析導入期におけるバスキュラーアクセスの比較検討 .....	9
2.1 バスキュラーアクセス（Vascular Access: VA） .....	9
2.2 VA の種類 .....	9
2.3 VA の形態頻度の現状 .....	10
2.4 VA の種類と特徴 .....	11
2.5 VA の合併症（狭窄・閉塞） .....	14
2.6 背景 .....	16
2.7 目的 .....	17
2.8 対象 .....	17
2.9 方法 .....	18
2.10 結果 .....	19
2.10.1 対象の分類 .....	19
2.10.2 患者状態の比較 .....	19
2.10.3 バスキュラーアクセスに関する結果 .....	23
2.11 考察 .....	24
2.11.1 患者状態の比較 .....	24
2.11.2 VA に関する考察 .....	26
2.12 まとめ .....	26
第3章 自己血管使用皮下動脈瘻の作製後の発育に関連する因子の検討 .....	27
3.1 AVF の評価・管理法 .....	27
3.1.1 超音波検査法 .....	27
3.1.2 理学所見 .....	31
3.2 背景 .....	32
3.3 目的 .....	32
3.4 対象 .....	32
3.5 方法 .....	33
3.6 結果 .....	34
3.7 考察 .....	36

3.8 結論 .....	37
第4章 透析患者の自己血管使用皮下動脈瘻におけるシャント音の周波数解析 .....	38
4.1 シャント音発生のメカニズム .....	38
4.2 背景 .....	38
4.3 目的 .....	38
4.4 対象 .....	39
4.5 実験方法 .....	39
4.5.1 実験方法と実験条件 .....	39
4.5.2 対象患者の分類 .....	40
4.5.3 電子聴診器によるシャント音の測定 .....	40
4.5.4 周波数解析 .....	41
4.5.5 解析方法 .....	41
4.5.6 統計解析手法 .....	42
4.6 結果 .....	42
4.6.1 超音波画像診断装置による上腕動脈血流量 (flow volume: FV) と血管抵抗指数 (resistance index: RI) の測定結果 .....	42
4.6.2 電子聴診器で採取したシャント音のパワースペクトル値 .....	45
4.6.3 測定環境による雑音のパワースペクトル値 .....	46
4.6.4 FV 値で分類した 2 群間におけるシャント音のパワースペクトル値の周波数特性 .....	48
4.6.5 FV 値で分類した各群内のシャント音のパワースペクトル値における周波数特性 .....	48
4.6.6 RI 値で分類した 2 群間におけるシャント音のパワースペクトル値の周波数特性 .....	50
4.6.7 RI 値で分類した各群内のシャント音のパワースペクトル値における周波数特性 .....	50
4.6.8 FV と RI の相関解析 .....	52
4.7 考察 .....	52
4.7.1 シャント音の周波数特性 .....	52
4.7.2 FV・RI 値で分類した 2 群間および各群におけるシャント音の周波数特性 .....	53
4.8 今後の課題 .....	55
4.9 結論 .....	55
第5章 身体組成分析装置および非侵襲的心拍出量モニタを用いた血液透析中の循環動態モニタリングの検討 .....	56
5.1 透析中の血圧と対策 .....	56

5.1.1	透析低血圧 .....	56
5.1.2	透析中の血圧推移 .....	57
5.1.3	透析中の血圧の推移と症状の出現 .....	58
5.1.4	透析低血圧の発生機序と対策 .....	59
5.1.5	DW の設定と透析低血圧症の予防 .....	60
5.2	透析患者の循環動態モニタリング .....	61
5.2.1	循環血液量 (blood volume) 変化率 ( $\Delta BV$ ) .....	61
5.2.2	身体組成分析装置 .....	62
5.2.3	非侵襲的的心拍出量モニタ .....	63
5.3	背景 .....	65
5.4	目的 .....	66
5.5	対象 .....	66
5.6	方法 .....	66
5.6.1	身体組成成分の測定 .....	67
5.6.2	一回心拍出量の測定 .....	67
5.6.3	循環血液量変化率( $\Delta BV\%$ )の測定 .....	67
5.6.4	血液検査 .....	67
5.6.5	血圧, 脈拍数 .....	67
5.6.6	統計解析法 .....	67
5.6.7	倫理的配慮 .....	68
5.7	結果 .....	68
5.7.1	血液透析中における身体組成値 .....	68
5.7.2	一回心拍出量 .....	70
5.7.3	$\Delta BV$ .....	71
5.7.4	hANP 値と血清ドーパミン濃度 .....	71
5.7.5	血圧と脈拍数 .....	72
5.7.6	$\Delta BV$ と身体組成値, hANP 値, および一回心拍出量の相関解析 .....	73
5.7.7	hANP 値と身体組成値の相関解析 .....	76
5.7.8	脈拍数と循環血液量変化率 ( $\Delta BV$ ), 一回心拍出量の相関解析 .....	78
5.8	考察 .....	79
5.8.1	身体組成値と体液管理 .....	79
5.8.2	循環血液量変化率と身体組成値, 一回心拍出量 .....	79
5.8.3	血圧と脈拍数 .....	79
5.8.4	血液透析開始前値と血液透析開始値との比較 .....	80
5.9	まとめ .....	80

5.10 謝辞 .....	80
第6章 指尖容積脈波解析を用いた血液透析中における自律神経反応の評価 .....	81
6.1 脈波 .....	81
6.1.1 生体の光学的特性 .....	81
6.1.2 指尖容積脈波計 .....	82
6.1.3 脈波解析と循環動態 .....	82
6.1.4 脈波解析と自律神経機能 .....	83
6.2 背景 .....	84
6.3 目的 .....	84
6.4 対象 .....	84
6.5 方法 .....	86
6.5.1 指尖容積脈波の測定 .....	86
6.5.2 一回心拍出量の測定 .....	87
6.5.3 循環血液量変化率 (blood volume: $\Delta BV$ ) の測定 .....	87
6.5.4 平均血圧, 脈拍数 .....	87
6.5.5 ヘモグロビン濃度の測定 .....	87
6.5.6 脈波解析法 .....	87
6.5.7 統計解析法 .....	89
6.5.8 倫理的配慮 .....	89
6.6 結果 .....	89
6.6.1 血液透析中の脈波振幅値と脈波長の経時変化 .....	89
6.6.2 各測定値間の相関解析 .....	91
6.7 考察 .....	93
6.7.1 脈波振幅値と循環動態 .....	93
6.7.2 脈波長と循環動態 .....	93
6.7.3 脈波振幅値と自律神経機能 .....	93
6.7.4 脈波長と自律神経機能 .....	93
6.7.5 血液透析中の脈波解析の応用 .....	94
6.8 まとめ .....	94
6.9 謝辞 .....	94
第7章 透析通信システム連携と透析室外遠隔モニタリングシステムの導入と評価 .....	95
7.1 背景 .....	95
7.2 方法 .....	96
7.2.1 ネットワーク構成 .....	96
7.2.2 共通マスタ .....	98

7.2.3 評価者 .....	.99
7.2.4 評価法 .....	.99
7.3 結果 .....	.100
7.3.1 評価者 .....	.100
7.3.2 システム連携前後の環境と血液浄化記録 .....	.100
7.3.3 システム連携前後の設問結果とフリーコメント例 .....	.102
7.4 考察 .....	.107
7.5 結論 .....	.108
第8章 総括 .....	.109
8.1 結語 .....	.109
8.2 将来の展望 .....	.110
謝辞 .....	.111
参考文献 .....	.112
学位論文の基礎となる学術論文目録 .....	.118
学術論文誌（査読あり） .....	.118
International Conference Paper .....	.118
学術論文誌（査読なし） .....	.119
国内学会、研究会発表論文 .....	.119
その他の学術論文目録 .....	.120
学術論文誌（査読あり） .....	.120
International Conference Papers .....	.121
学術論文誌（査読なし） .....	.121
学術論文誌・共著者（査読あり） .....	.122
学術論文誌・共著者（査読なし） .....	.122
国内学会、研究会発表論文 .....	.123
学術講演 .....	.126
国内学会・研究会発表（共同演者） .....	.127

# 第1章 序論

## 1.1 緒言

(社) 日本透析医学会が調査した「わが国の慢性透析療法の現況」の結果、2014年末における患者数は、約32万人と増加している。また導入患者の平均年齢が69.0歳、原疾患は、糖尿病が1位であり43.5%を占めている。死亡原因は導入患者、維持透析患者とともに心不全、脳血管障害、感染症で約50%を占め[1]。これらの結果から、透析患者の高齢化や様々な合併症が透析中の血圧低下や循環動態が安定しない透析困難症例、体液管理の難しい患者が増加しているともいえる。

血液透析療法（血液透析）における透析中のモニタリング項目として、一般的には血圧をモニタリングすることである。また、血液透析を実施するためには患者の血管へのアクセス（Vascular Access: VA）が必須であるが、これらの管理は、糖尿病を原疾患とする患者や高齢化の進む患者に対し、様々な管理手法が試みられているものの決して十分ではない。また、透析患者にとって腎機能の廃絶により、透析間の体重増加は避けることができず、増加した過剰な水分は主に間質に貯留する。血液透析において、過剰な水分は血管内からしか除去することができず、血管内から除去された水分は間質から血管内へ移行することで補われ、その結果循環血液量や血圧は保持される。しかし、基礎体重(dry weight: DW)を上回って除水を行う、あるいは、除水速度が間質から血管内への水分の移行速度を上回るようなことがあれば、循環血液量は減少し、その結果血圧低下が生じる。また、循環血液量の減少にともなう血圧低下のみならず、自律神経障害や自律神経機能の低下が原因であることも報告されている[2][3]。

本博士論文では、透析患者の血液透析療法の導入期、維持期の循環動態と自律神経機能の関連性、血液透析中におけるモニタリングに着目し、システムの構築と安全管理方法を考案することを目的として行った。

第1章では研究全体の緒言と透析の現況について述べる。

第2章では、血液透析療法を導入するまでの期間、透析患者のVAの中でも最も多い自己血管使用皮下動静脈瘻（arteriovenous fistula: AVF）の作製までの患者背景について検討した研究成果について述べる。

第3章では、血液透析導入期のAVF作製後の発育に関する因子について検討した研究成果について述べる。

第4章では、作製されたAVF管理のために主観的な観察も用いられているシャント音の聴診法によって簡易的に客観的な評価が可能であるかをシャント音の周波数解析について検討し、研究成果をAVF管理法と超音波検査法の概要とともに述べる。

第5章では、血液透析中の循環動態として、身体組成分析装置や非侵襲的的心拍出量モニ

タを用いた血液透析中の体液量変化のモニタリングについての研究成果について述べる。

第6章では、血液透析中の循環動態と指尖容積脈波計を用いた自律神経機能の評価についての研究成果を述べる。

第7章では、電子カルテシステムと透析支援システムの連携により、透析室外における血液透析中の院内遠隔モニタリング機能について、システム連携前後のアンケート調査結果について研究成果を述べる。

最後に第8章では、全体の総括として本研究の結語と今後の課題について述べる。

## 1.2 慢性腎臓病 (Chronic Kidney Disease: CKD) と維持透析

### 1. 腎臓の働き

腎臓は腰の辺りに2個あり、握りこぶしくらいの大きさである。腎臓は1個が150 g程度の臓器で、心臓から拍出される血液の20%以上が流れしており、毎日200 Lもの血液を濾過して、老廃物を尿として体外に排泄し、体の中をきれいに保つ。その他にも、体液の量や浸透圧・血圧の調整を行ったり、ナトリウム・カリウム・カルシウムなどのミネラルや酸性・アルカリ性のバランスを保ったり、さらには赤血球を作るエリスロポエチンを分泌するなど多くの働きがある [4]。

### 2. CKDと重症度分類

CKDは、1つの病気の名前ではなく、腎臓の働きが徐々に低下していくさまざまな腎臓病の総称である。CKDは、「腎臓の障害(蛋白尿など)、もしくは糸球体濾過量(glomerular filtration rate : GFR) 60mL/分/1.73m<sup>2</sup>未満の腎機能低下が、3カ月以上続くこと」と定義されている。尿蛋白は尿試験紙で蛋白の有無を判断される。腎機能はGFRで評価し、血液検査のクレアチニンの値から計算した推算糸球体濾過量(estimated GFR : eGFR)が用いられる。健康な若い人のGFRは1分間で100mLであることから、血液検査でクレアチニンを測定すると、若いときの腎機能に比べ、今は何%になっているかを知ることができる [5]。CKDの定義と重症度分類を以下に示す。

表 1-1 CKD の定義 [5]

- 
- ① 尿異常、画像診断、血液、病理で腎障害の存在が明らか。特に蛋白尿の存在が重要
  - ② GFR 60mL/分/1.73m<sup>2</sup>未満
  - ①・②のいずれか、また両方が3カ月以上持続する
-

**CKDの重症度分類**

KDIGO CKD ガイド 2012 より引用改変

CKDの重症度は原因(C), 腎機能(G), 尿蛋白(アルブミン尿)(A)によるCGA分類で評価します。重症度分類は、①CKDの原因を「糖尿病」と「それ以外」に分けます。②血清クレアチニンから推算した腎機能(eGFR)をGFR区分によりG1からG5に位置づけます。③蛋白尿区分(糖尿病は尿アルブミン)によりA1からA3に位置づけます。④蛋白尿区分とGFR区分の交点の色で末期腎不全(透析療法が必要となる状態)や心血管死亡のリスクを判断します。

緑 はリスクが最も低い状態で、黄 , オレンジ , 赤 となるほど、末期腎不全や心血管死亡のリスクが高くなります。

**CKD の重症度分類**

原疾患		蛋白尿区分		A1	A2	A3
糖尿病		尿アルブミン定量 (mg/B)	正常	微量アルブミン尿	既性アルブミン尿	
		尿アルブミン/Cr比 (mg/gCr)	30未満	30~299	300以上	
高血圧 腎炎 多発性囊胞腎 移植腎 不明 その他		尿蛋白定量 (g/日)	正常	軽度蛋白尿	高度蛋白尿	
		尿蛋白/Cr比 (g/gCr)	0.15未満	0.15~0.49	0.50以上	
GFR区分 (mL/分/ 1.73m <sup>2</sup> )	G1	正常または 高値	≥90			
	G2	正常または 軽度低下	60~89			
	G3a	軽度～ 中等度低下	45~59			
	G3b	中等度～ 高度低下	30~44			
	G4	高度低下	15~29			
	G5	末期腎不全 (ESKD)	<15			

eGFRは日本慢性腎臓病対策協議会(<http://j-ckd.jp/ckd/check.html>)などのホームページで年齢、性別、血清クレアチニン検査を入力するだけで自動計算することができる。

図 1-1 CKD の重症度分類 [5]

### 3. 慢性維持透析療法の現況

図 1-2 に示すように、わが国における慢性維持透析患者数は増加の一途をたどり、2015年末の統計結果では、324,986 人に達している。また透析歴が長期の患者が増加しているのが現状であり、同時に透析患者の高齢化も進んでいる。透析患者全体の平均年齢は67.86歳、透析導入平均年齢は69.20歳である。さらに近年では、糖尿病性腎症からの透析導入患者が著しく増加しており、新規導入原疾患の第一位であると共に、その割合も全体の43.7%と大部分を占めるに至っている（図 1-2）。これら、長期透析患者の増加、透析患者の高齢化、糖尿病性腎症の増加、という事実は、今後の透析合併症マネジメントの重要性をますます大きくするものである。

透析患者の死因統計では、心不全（26.0%）、感染症（22.0%）、悪性腫瘍（9.3%）、脳血管障害（6.6%）、心筋梗塞（4.3%）などが上位に入っている。また慢性腎不全患者に対する腎機能代替療法は血液透析、腹膜透析および腎移植があるが、図 1-3 に示すように血液透析が主流である [1]。

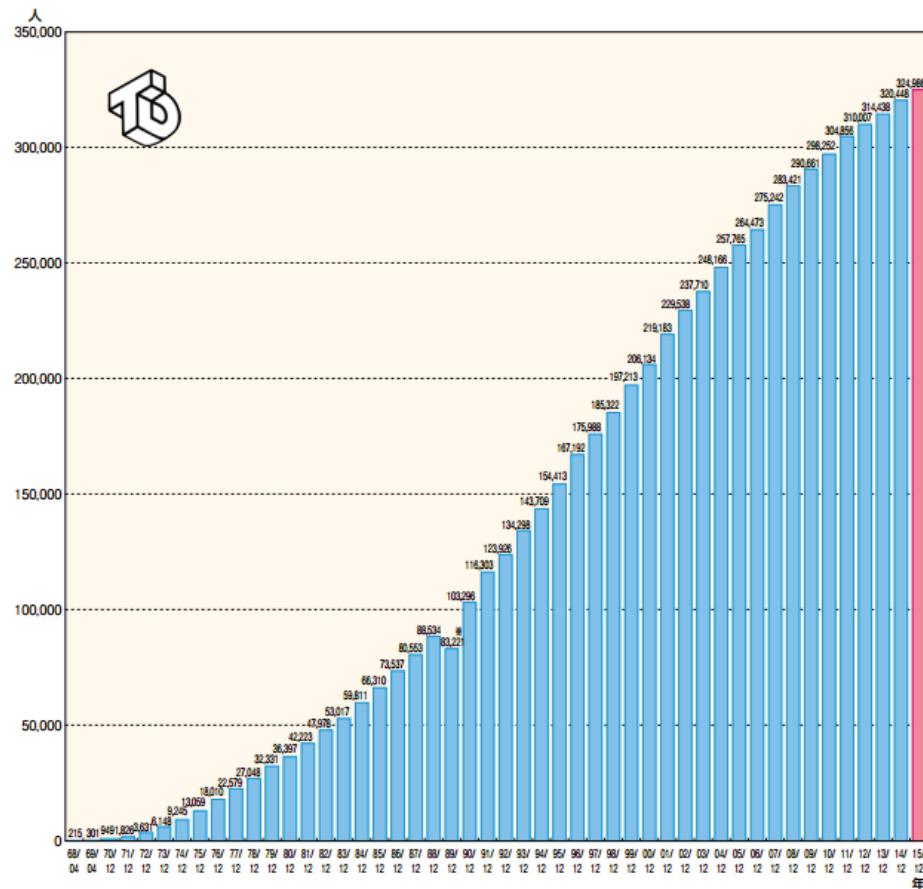


図 1-2 2015 年末 日本透析医学会統計調査 わが国の慢性維持透析患者数 [1]

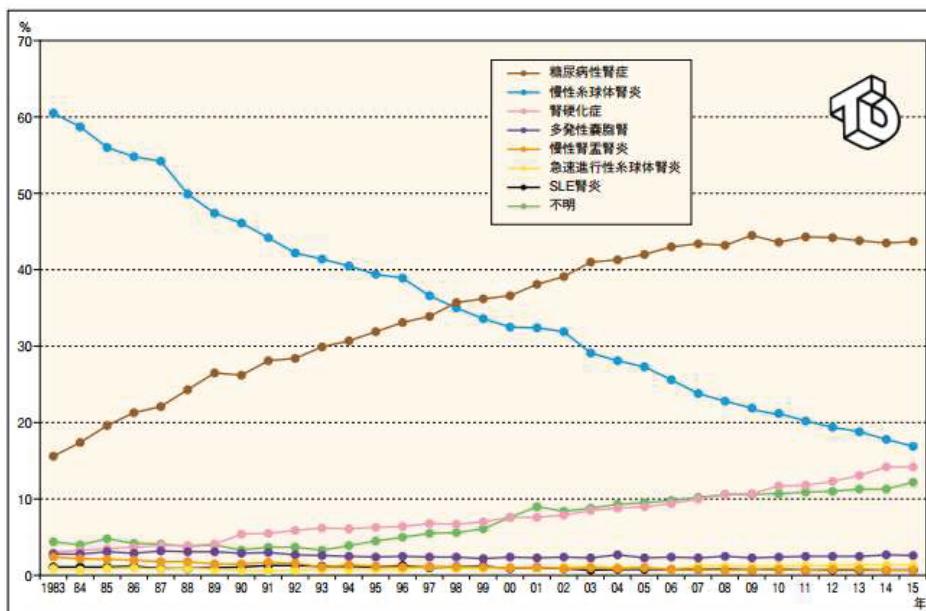


図 1-3 2015 年末 日本透析医学会統計調査 透析導入患者の主要原疾患 [1]

都道府県名	血液透析 等					腹膜透析 等				計
	血液透析(HD)	血液透析滤過(HDF)	血液透達(HF)	血液吸着透析	在宅血液透析	腹膜透析(PD)	週1回のHD(F)等との併用	週2回のHD(F)等との併用	週3回のHD(F)等との併用	
北海道	11,500	3,264	2	78	9	297	79	7	1	1 15,338
青森県	2,565	851	0	3	1	62	13	2	0	0 3,497
岩手県	2,720	206	0	17	0	93	9	0	0	0 3,045
宮城県	4,534	741	0	18	0	96	4	2	0	0 5,395
秋田県	1,504	432	0	3	2	57	3	2	0	0 2,003
山形県	1,921	592	0	4	11	54	10	4	0	0 2,596
福島県	3,648	1,054	0	11	1	115	44	11	1	0 4,885
茨城県	6,776	1,066	1	31	9	76	27	0	0	0 7,986
栃木県	5,121	837	1	15	1	79	14	1	0	1 6,070
群馬県	4,733	1,133	1	6	9	56	10	0	0	0 5,948
埼玉県	13,023	3,913	1	68	76	208	84	4	3	2 17,382
千葉県	11,230	2,879	1	34	8	192	61	5	1	1 14,412
東京都	23,397	6,105	3	152	72	807	242	15	2	10 30,805
神奈川県	16,163	3,566	0	72	33	551	66	1	1	1 20,454
新潟県	4,427	422	0	19	0	126	24	1	2	1 5,022
富山県	2,092	286	0	18	2	90	15	3	0	0 2,506
石川県	2,234	313	0	23	3	65	8	1	0	0 2,647
福井県	1,369	330	0	11	3	82	23	4	0	2 1,824
山梨県	1,764	424	0	7	1	37	15	0	0	0 2,248
長野県	3,833	1,281	0	4	10	95	23	4	0	1 5,251
岐阜県	4,007	684	0	29	26	88	15	4	0	0 4,853
静岡県	8,086	2,324	1	37	16	119	25	5	2	0 10,615
愛知県	15,115	1,898	1	100	46	582	81	2	0	1 17,826
三重県	3,749	318	0	22	5	67	14	1	0	0 4,176
滋賀県	2,483	449	0	16	30	117	26	0	0	1 3,122
京都府	5,294	788	3	66	12	161	66	4	3	3 6,400
大阪府	19,483	2,969	0	123	30	481	97	12	4	0 23,199
兵庫県	10,459	2,545	0	75	66	168	44	14	1	2 13,374
奈良県	2,480	720	0	39	5	115	37	2	2	1 3,401
和歌山県	2,631	278	0	28	19	38	7	1	0	1 3,003
鳥取県	1,086	351	0	3	1	45	11	3	1	0 1,501
島根県	881	665	0	0	1	47	6	4	0	0 1,604
島根県	3,731	969	0	28	5	171	15	1	0	0 4,920
広島県	5,424	1,752	1	33	28	242	64	52	0	3 7,599
山口県	2,453	931	0	7	0	91	34	1	1	0 3,518
徳島県	1,999	623	0	2	4	125	31	0	0	8 2,792
香川県	1,917	563	0	13	8	147	47	2	0	0 2,697
愛媛県	2,504	1,219	0	10	0	106	27	0	0	14 3,880
高知県	1,539	750	0	6	0	13	3	0	0	0 2,311
福岡県	12,461	1,428	0	55	7	677	29	1	0	3 14,661
佐賀県	2,088	263	0	6	1	12	3	1	0	0 2,374
長崎県	3,483	370	0	9	5	119	16	2	2	0 4,006
熊本県	5,740	517	0	25	1	133	22	0	0	4 6,442
大分県	3,379	368	0	6	2	121	38	4	0	0 3,918
宮崎県	3,290	235	0	5	0	39	1	0	0	2 3,572
鹿児島県	4,683	647	1	20	1	111	29	2	1	4 5,499
沖縄県	3,275	1,014	0	11	2	87	14	0	2	4 4,409
合計	258,374	55,333	17	1,368	572	7,460	1,576	185	30	71 324,986 (100.0)

※慢性透析患者の総数は、施設調査累患者総数欄の合計であり、治療方法別患者数の合計とは必ずしも一致しない。

施設調査による集計

図 1-4 慢性透析治療の形態 [1]

図 1-5 に、近畿大学医学部附属病院の人工透析室と、最も頻要されている血液透析療法の風景を示す。



図 1-5 人工透析室と血液透析療法の風景

#### 4. 透析療法の選択

近年、保存的管理が集学的に行われるようになり、心機能が良好であることや食事療法が遵守されている症例では透析導入を遅らせることができる。一方、糖尿病由来の腎不全では虚血性心疾患や水分管理が困難で、基準より早期導入を要することが多い。透析方法には様々な種類があるが、一般的に頻要されている、血液透析（Hemodialysis: HD）、血液濾過透析（Hemodiafiltration: HDF）と腹膜透析（continuous ambulatory peritoneal dialysis: CAPD）にはそれぞれ特徴がある。それぞれの特徴を表1-2に示す [6]。

表1-2 透析方法とその特徴 [6]

	HD・HDF	CAPD	特徴
アクセス	シャント	腹膜	アクセスとの生体適合性に注意
治療形式	間欠的治療	持続的治療	
抗凝固剤	要	不要	HD・HDFでは出血傾向への対策が必要
体外循環	あり	なし	HD・HDFでは血管系への負荷あり
糖・脂質代謝	糖負荷なし	糖負荷あり	CAPDでは糖・脂質代謝障害あり
動脈硬化	進展あり	進展あり	
感染症	シャント感染	腹膜炎 トンネル感染	透析患者は易感染症であるため、CAPDによる腹膜炎には注意が必要
栄養障害	やや有利	低蛋白血症	CAPDでは透析不足に注意が必要
透析アミロイド	進展あり	進展遅延?	
副甲状腺機能	低下・亢進	低下	カルシウム、リン代謝管理に注意
通院	頻回通院	在宅療法	社会復帰、生活の質 (QOL) を考慮

### 1.3 透析の原理

血液透析では血液の浄化治療を人工腎臓（ダイアライザ：透析膜）で行う。老廃物を含

んだ血液を体外の透析膜へと導き、浄化した後、再び体内に戻す。透析膜では半透膜を介して血液側から透析液側へ老廃物が排出される。透析膜で血液が浄化されるのは、(1) 拡散現象と (2) 限外濾過という 2 つの原理を利用している [7]。図 1-6 は血液透析療法の概略図である。

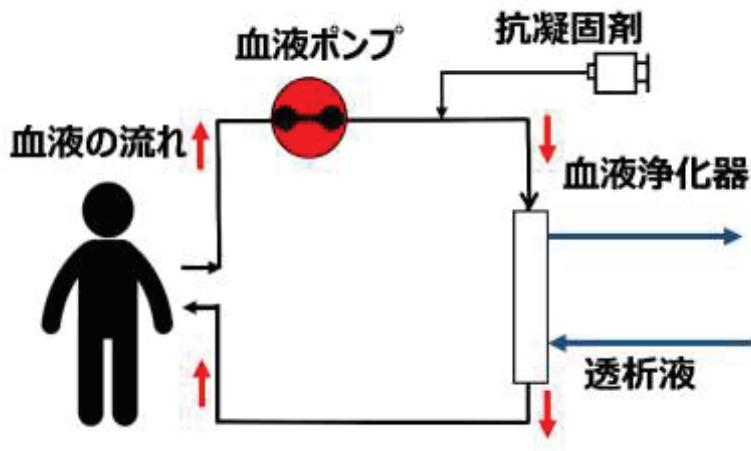


図 1-6 血液透析の概略図

### (1) 拡散 (diffusion)

血液などの溶液中で溶質が不均一な状態にある場合、溶質は濃度の高い部分から低い部分へ自発的に移動する [8]。この移動現象を拡散という。図 1-7 では組成の異なる 2 つの溶液が隔壁を介して存在している。この状態で隔壁を、半透膜に置き換えると、溶質は膜透過しはじめ、やがて 2 つの溶質濃度は等しくなり、2 つの溶質は同じ組成になる。この拡散現象の推進力となるのは溶質の濃度差が重要であり、濃度差が大きいほど溶質の移動する量は多く、少ないほど溶質が移動する量は少ない。

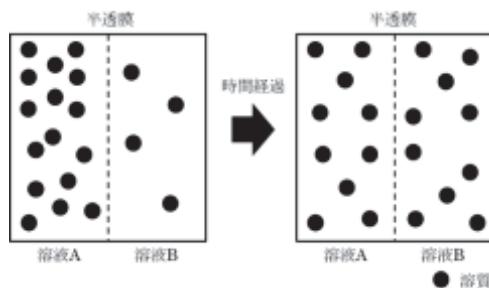


図 1-7 拡散 [8]

また、いずれの溶質とも最終的に定常状態に達するが分子サイズ（近似的に分子量）の小さい溶質ほど拡散速度は大きく、大きい溶質ほど拡散速度は小さい。拡散係数は溶液の拡散のしやすさを表しており、分子量が大きくなるとともに減少する。

## (2) 限外濾過 (ultrafiltration)

図1-8の状態で溶液Aに陽圧をかけると、溶液Aの一部が膜を透過し、溶液Bに移動する[8]。この現象を濾過といい、圧力差を推進力とする。濾過は溶液Bに陰圧をかけても同様に生じるが、浸透圧差が存在しない限り生じない。

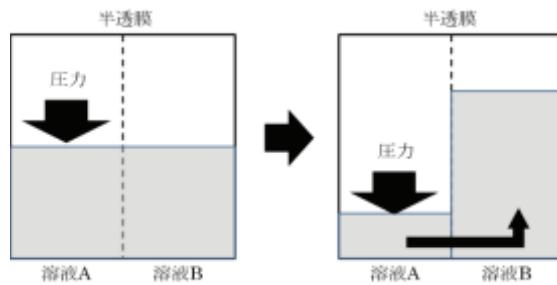


図1-8 限外濾過 [8]

## 第2章 血液透析導入期におけるバスキュラーアクセスの比較検討

第2章では、血液透析療法を導入するまでの期間、透析患者のVAの中でも最も多い自己血管使用皮下動静脈瘻 (arteriovenous fistula: AVF) の作製までの患者背景について検討した研究成果について述べる。

### 2.1 バスキュラーアクセス (Vascular Access: VA)

末期慢性腎不全患者が腎代替療法として血液透析を選択した場合、患者の血管から血液を導き出し、人工腎臓（血液浄化器）を通過させ浄化された血液を再度、患者の血管へと戻すことが必要となる。そのため、患者血管へのアクセスの工夫がVAである。

維持血液透析は、継続的に反復して治療する必要性があるために、①穿刺性に優れ、②一定以上の血流量が得られ、③抗血栓性および抗感染性に優れて長期的に開存性を維持でき、④体循環に可及的に影響を及ぼさないVAが求められる。機能と形態に優れたVAがなければ維持血液透析は継続しえない[9]。

### 2.2 VAの種類

VAは、①一時的VAと、②恒久的または永続的VAに二分されることがある[9]。前者は動脈または静脈の直接穿刺法かカテーテル血管内留置法を指し、後者は自己血管使用皮下動静脈瘻 (arteriovenous fistula: AVF) および人工血管使用皮下動静脈瘻 (arteriovenous graft: AVG) を意味している。「恒久的、永続的」は「一時的」との比較の問題であり、一時的VAとされる血管内留置法であっても余年にわたり機能を維持することがまれにある。一方、恒久的とされるAVFが作製後間もなく閉塞てしまい機能を失う事態も必ずしもまれではない。

またVAを、①シャント法と、②非シャント法とに分類する方式もある。シャント(shunt)とは、「脇にそらすこと」、「流れを側路により変えること」を定義とするが、外科的な処置（動脈と静脈との吻合）によって動脈血を本来の経路以外の分路へ流すことである。したがってshuntは、by-pass（迂回路）と同義と考えてよい。VAの分類を図2-1に示す。

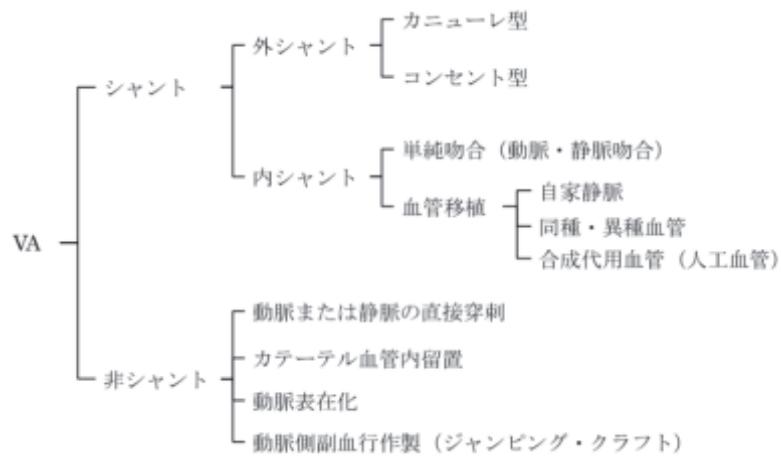


図2-1 VAの分類 [9]

### 2.3 VAの形態頻度の現状

日本における維持血液透析用のVAについては、日本透析医学会が2005年にVAのガイドラインが報告された [10]. 現時点で最も好ましいとされるAVFが89.7%で、次いでAVGが7.1%、であった [11]. その10年前の1998年末の日本透析医学会統計調査委員会の報告 [12]によればAVFは91.4%で、次いでAVGが4.8%であった（表2-1）. この結果は、長期透析症例の増加や高齢化により自己血管の荒廃した症例が増加し、AVF症例の減少、AVG症例の増加がうかがわれる.

維持血液透析療法の国際比較研究であるDOPPS (Dialysis Outcomes and Practice Patterns Study) の結果 [13]によれば、国別の定期血液透析患者のVA形態比率は、表2-2に示したとおりである。このDOPPS調査結果は、日本透析医学会の調査結果と比較して著しく少ないが、両者のVA形態比率には極端な差異はないと考えられる。この調査結果からは、アメリカにおけるAVG率が極めて高いことが明らかである。これはアメリカにおいて腎不全患者が腎移植を受ける可能性が高いため、日本のようにVAを10年以上にわたり使用する必要のないことや、高血流量・短時間透析が主流であることなどがアメリカにおけるAVG率を高めていると推測される（表2-2）。しかし、アメリカでもAVGやカテーテルによる透析では罹病率や死亡率が高いことが判明し、AVFが強く推奨されるに至った [13].

表2-1 VA形態の変遷 [11]

	AVF	AVG	動脈表在化	カテーテル	外シャント	その他	計
1998年	91.4%	4.8%	2.5%	—	0.2%	1.1%	100%
2008年	89.7%	7.1%	1.8%	1.0%	—	0.4%	100%

表 2-2 国別定期血液透析患者のVA形態比率 [13]

国名	AVF (%)		AVG (%)		catheter (%)	
	DOPPS- I	DOPPS- II	DOPPS- I	DOPPS- II	DOPPS- I	DOPPS- II
フランス	79.6	79.4	12.3	9.0	6.9	11.3
ドイツ	89.2	85.1	11.0	9.4	2.8	5.4
イタリア	90.3	85.8	4.2	3.7	4.6	10.1
日本	91.3	90.3	3.6	6.5	2.3	1.3
スペイン	82.5	79.5	11.1	10.5	6.0	9.9
イギリス	68.3	68.6	6.6	6.2	23.4	24.9
アメリカ	20.7	26.5	62.8	44.6	15.2	28.2

注: (1) DOPPS- I (1997~1999), DOPPS- II (2002~2003)

(2) DOPPS- IIにおける対象患者数:

フランス (484), ドイツ (537), イタリア (541), 日本 (1, 723),  
スペイン (575), イギリス (502), アメリカ (2, 159)

## 2.4 VAの種類と特徴

### 1. 自己血管使用皮下動静脈瘻 (arteriovenous fistula: AVF)

#### (1) AVFの動静脈吻合方法

動静脈吻合方法には側端, 側々, 端々吻合の3つの方法がある(図2-2) [9]. 現在, わが国で広く用いられているのは動脈の側, 静脈の端の側端吻合である. いずれの吻合方法においても合併症は皆無ではないが, 側端吻合では静脈末梢への血流がないため, 手指の血流障害を起こすソアサム症候群は起こらない. 一方, 側々吻合ではソアサム症候群が起こる可能性がある. 端々吻合も用いられることもあるが, 末梢動脈を結紮するためにあまり用いられていない.



図 2-2 動静脈吻合方法と AVF 症例 [9]

## (2) AVFの問題点

動脈と静脈を吻合し動脈血を静脈に流入させるAVFは、静脈の動脈化と言える。この動脈化静脈には高圧高流量の渦巻き流が流入するため、静脈は通常にはない環境下に置かれる。この環境変化および頻回の穿刺が動脈化静脈内腔壁に肥厚と狭窄を惹起して、AVFの機能不全（血流量低下、血栓形成、閉塞）をもたらす。

AVFにおいて狭窄が好発する部位は、動静脈の吻合部近傍である。その上、長期血液透析患者や高齢での新規導入患者の増加が次第に顕著となり、AVFの作製・修復に至る動静脈の動脈硬化や静脈炎などの既存損傷が近年目立ってきた。そのため、自己動静脈のみに依存してVAを作製し、維持することが困難な症例が漸増している[9]。

## 2. 人工血管使用皮下動静脈瘻 (arteriovenous graft: AVG)

四肢の動静脈の荒廃を解決するべく、登場したのが代用または人工血管である[9]。AVG例を図2-3に示す。

AVGでは、静脈とグラフトの吻合部近傍に狭窄が好発する。経皮経管的血管形成術(vascular access intervention therapy: VAIVT)で再開通が期待できるが、狭窄の再発は避けがたく、次第にVAIVT回数が増加してくる。また、VAIVTに使用する器材が高価なこともあります、保険診療上の問題がある。

## (1) AVGの適応

VAの長期開存率はAVFが最も優れている[9][14]。また、感染症など合併症の対策は人工血管では難渋することも少なくない。このため可能であればAVFを第一にするべきである。しかし近年、糖尿病症例の増加あるいは導入症例の高齢化、さらには維持透析患者の長期高齢化などにより血管が荒廃している症例が増加しており、次善の策として人工血管の選択をせざるをえない場合がある。このような症例に対して、その後の安定した透析を続けるため、極力長期に使用可能なAVGを作製しなければならない。またAVFでもAVGでも心拍出量を増加させるため心機能に留意する必要があり、血流量が増大しそぎると過剰血流となり、高心拍出量心不全になる場合もあるので注意を要する[15]。



図 2-3 AVG 症例 [9]

### 3. 血管内留置カテーテル法

血管内留置カテーテル法は、1961年 Shaldon らが緊急用のVAとして報告 [16]したが、1980年以降カテーテル材質・形状などの改良が著しい。あらかじめ AVFを準備した後の計画的血液透析導入が望ましいが、様々な事情から緊急的処置としてカテーテル法を選択せざるをえない状況は依然として低くない。何らかの永続的VAが使用可能となるまでのbridge useとしても短期的カテーテル使用のほかに、脈管の疲弊（VA作製困難）や高度の心機能障害のため、長期的にカテーテルの使用する症例が増加傾向にある [17]。短期的および長期的カテーテルの使用頻度は双方で1.0%である（表2-1）。ただし、導入期のAVF使用率が62%であるのに対してカテーテル使用率は31%であり、後者の比率は無視できない高率である [18]。

#### (1) カフなしカテーテル（短期留置カテーテル）

①各種急性血液浄化療法、②急性腎不全、③慢性腎不全で透析導入前にあらかじめVA作製が行われず透析導入の必要があるとき、④穿刺トラブル、表在化動脈術後、人工血管挿入直後、⑤カフ付留置カテーテルを抜去しなければならない状況などのアクセストラブルで一時的なVAが必要とされる場合が適応となる [9]。カフなしカテーテルの例を図2-4に示す。



図 2-4 カフなしカテーテル

## (2) カフ付カテーテル（長期留置カテーテル）

アクセストラブルのための bridge use, もしくは血管が荒廃して長期留置が必要な場合や, カフなしカテーテルよりも挿入期間が延びることが予想される場合に用いられる。適応除外例として, ①敗血症, 心内膜症, 左房内血栓などの存在あるいは推定される場合, ②メチシリン耐性黄色ブドウ球菌 (methicillin resistant staphylococcus aureus: MRSA) の感染巣が存在し, 活動性の場合, が挙げられる。また適応を検討すべき例としては, ペースメーカーや栄養ポートが挿入されている場合は, 慎重に検討する必要がある [9]。カフ付カテーテルの例を図 2-5 に示す。



図 2-5 カフ付カテーテル [9]

## 2.5 VA の合併症（狭窄・閉塞）

VA トラブルは様々であるが, これらの大半は血管狭窄に伴う諸症状・諸現象である。外科的治療や VAIVT (Vascular access intervention therapy) などの治療行為は, 血管狭窄の原因となる背景や全身状態を十分に考慮して行わなければならない。2005 年に (社) 日本透析医学会から VA に関するガイドライン [10] が作成され, 2011 年には改訂版が報告された [19]。

VA 狹窄の部位や形態は多彩であるが, ①動静脈吻合部の近傍静脈部位, ②肘関節屈曲部の周辺静脈や静脈分岐部位, ③AVG ではグラフトと静脈吻合部およびその近傍静脈, ④上腕橈側皮静脈が鎖骨下静脈に合流するアーチ部位, ⑤頻回穿刺部位, などが好発部位であり, それぞれ浮腫, 肿脹などの静脈高血圧症を伴うこともある。

また閉塞においては, 血栓性閉塞と非血栓性閉塞があるが, 血栓形成の最大の理由は狭窄である。ほかに, 低血圧, 脱水, 過凝固能, 外傷, 穿刺部圧迫, 感染なども要因となる。狭窄がすでに存在し, その上でこのような二次性要因が加わった時に閉塞が生じやすい。閉塞後は, 血管内留置カテーテルの挿入を回避するため, あるいは挿入期間を短くするため, 48 時間以内に閉塞治療を速やかに行うことが望ましい [9]。

#### (1) 狹窄・閉塞の診断法の基本

狭窄の診断や評価は視診、触診、聴診などの簡易的な診断法が基本である [20].

- ① 視診: 駆血すると狭窄部が明白に観察できるが、ほかに皮膚の色や浮腫の有無などを観察する.
- ② 触診: 触診では狭窄部を硬く触れることが多い。駆血により周囲の静脈が拡張すると、狭窄部の部位と程度を触知しやすくなる。狭窄部より中枢側では、スリルを比較的よく感じるが、狭窄部の末梢側ではスリル（血流による振動）が触れず、パルス（拍動）状になることがある.
- ③ 聴診: 聴診によってシャント音を聴取する。狭窄部では高調音、狭窄部より末梢側では断続音、狭窄部より中枢側では連続音を聴取できる.

#### (2) 画像診断

- ① 超音波検査法: 侵襲の少ない方法であり、副作用もないことから広く普及している。  
血管造影法: 狹窄の程度や部位の診断などVAの全体像の把握にもっとも適した方法である。診断後はただちにVAIVTに移行できることも利点であるが、静脈造影はあくまで投影図である。また、ヨード造影剤アレルギーを有する患者には禁忌となる [21].
- ② 狹窄病変の計測: 正常血管径については、対象となる狭窄のなるべく近傍の狭窄を有していない部分の径を計測する。狭窄病変の上流と下流で径が異なる場合は、その平均値を採用する [21].

#### (3) 臨床所見

狭窄に伴う主な所見として、血流不全・穿刺困難・静脈圧上昇、あるいは再循環による透析効率の低下などがあるが、これらが単発的あるいは複合的に発現しているかどうかの評価が必要である [22].

動静脈（またはグラフト）吻合部狭窄、または吻合部近傍静脈狭窄が生じた場合は、吻合部のスリルが低下し、血流不良を呈する。一方、穿刺部（返血側穿刺部）より中枢部の静脈に狭窄が生じている場合は、静脈圧の上昇として現れる。したがって、返血側穿刺部を再検討する必要が生じる。VA作製側の上肢が全体的に浮腫状を呈したときは、静脈高血圧症を考慮する必要がある。いずれにせよ、狭窄の診断は、血管造影法や超音波検査法が確実かつ絶対的な診断法である [22].

#### (4) 治療の条件

シャント血管の狭窄率が50%以上であり、下記の臨床的・医学的異常が一つ以上認められること [22] [23].

- ① 血流不全: 吻合部方向に向かって穿刺し、脱血が 180 mL/min 以下の状況が複数回生じれば血流不全を疑う.
- ② 静脈圧の上昇: 静脈圧が上昇傾向を示し, 50mmHg 以上の上昇値がみられた場合や常時 150mmHg 以上の圧が持続した場合. これらの場合は、同時に止血時間の延長もみられることが多い.
- ③ 血中尿素窒素の異常高値、再循環による透析効率の低下: 透析効率 10%以上の低下がみられた場合.
- ④ 異常な身体所見

#### (5) 治療の選択

##### ① VAIVT (vascular access intervention therapy)

血栓量が少ない場合は、バルーンによる経皮的血管形成術 (percutaneous transluminal angioplasty: PTA) 治療のみで再開通が可能な場合もあるが、血栓量がある程度以上あれば、バルーン PTA の前に経皮的な血栓溶解療法、血栓除去術、血栓吸引法などで血栓を処理する必要がある [22]. 経皮的薬学的血栓溶解療法としてウロキナーゼやヘパリン加生理食塩水が用いられるが、ウロキナーゼ使用量は可能な限り抑えることが望ましい. 一方、経皮的血栓除去療法・経皮的血栓吸引療法は、迅速な処置が可能であるが、排液量（出血量）のモニタリングが必要となる. 閉塞血栓のうち、もっとも上流部分の血栓処理は最後に行う.

##### ② 外科的治療

血栓性閉塞であっても閉塞後、長時間経過していれば VAIVT の成功率が低下することから、外科的治療の適応となる. 手術は血栓除去カテーテルを用いて血栓除去術を施行する. 血栓除去術が不十分な場合は、動静脈再吻合術、あるいはグラフトバイパス術を施行する [22].

非血栓性閉塞に対しては、ガイドワイヤーが通過すれば VAIVT が可能である. 閉塞部をガイドワイヤーが通過すればほとんどの場合、バルーン PTA などの拡張のみで再開通が可能である. ガイドワイヤーが非通過の場合は、外科的再建術が必要となる [22].

## 2.6 背景

糖尿病を原疾患とする透析導入患者が増加し [1], AVF の作製が困難な症例が増加している. AVF の作製が困難な症例では、人工血管や長期留置カテーテルが適応されることが多いが、VA に起因する合併症への罹患率も高い. また慢性血液透析導入患者の死亡原因として、心不全、感染症が約半数を占めていることから [1], 保存期から導入期の患者管理は、病態悪化との関連性が指摘されている.

(社) 日本透析医学会は、初回透析時の VA の種類を調査しており、非カフ型カテーテル（カテーテル）を使用して透析導入する患者は、AVF を作製後に透析導入する患者と比較して死亡リスクが 3 倍以上高く [19]、カテーテル挿入にともなう合併症も数多く報告 [24] [25] [26]されている。しかしながら、透析導入期において緊急的透析導入が必要であり、AVF 作製が間に合わない症例も多く、カテーテル挿入の必要性は依然として高い。これらの背景からも各施設においては、中心静脈留置カテーテルに関するマニュアルの作成や整備が進められている。また超音波ガイド下中心静脈 VA 穿刺訓練のためのシミュレーション医学が導入され、安全性を担保するための教育法も報告 [26]され、より安全なカテーテル挿入が求められている。また、JSDT は初回透析時アクセス種類やアクセス作成から透析導入までの期間、導入医療機関への初診から透析導入までの期間、および導入時の血液検査結果と生命予後の関連性について報告している [11]。しかし、カテーテルを使用して透析導入した患者と AVF 作製後に透析導入された患者において、導入期の背景因子が比較検討された報告は少ない。

本研究では、導入期の患者背景に着目し、AVF 作製後に透析導入した患者とカテーテルで透析導入した患者の背景因子を retrospective に調査した。透析導入時の VA の違いによる患者背景を主体とした予後不良因子の抽出ができれば、今後の血液透析療法導入時の VA 選択の重要性や導入期の患者管理の指標として活用できる可能性がある。

## 2.7 目的

本研究では、AVF を作製して血液透析療法を導入した患者とカテーテルを挿入して血液透析療法を導入した患者を retrospective に調査し、初回血液透析時の VA と患者の状態について解析し、血液透析療法導入のための VA 選択の重要性と患者管理の問題点について検討した。

## 2.8 対象

調査施設は、近畿大学医学部堺病院で、2011 年 1 月から 2012 年 12 月までに血液透析を導入した症例を連続的に抽出した。症例は 48 例（男性 25 例、女性 23 例）、平均年齢（平均値土標準偏差）は  $66 \pm 14$  歳であった。全症例の原疾患を表 2-3 に示す。

表 2-3 対象の原疾患

原疾患	症例数
糖尿病性腎症	14 例
腎硬化症	10 例
慢性糸球体腎炎	7 例
ANCA 関連腎炎	3 例
IgA 腎症	2 例
多発性囊胞腎	2 例
慢性腎孟腎炎	1 例
その他	4 例
不明	5 例

## 2.9 方法

### 1) 対象の分類

第一段階として、全症例を対象とした群を全症例群（1群）とし、そのうちカテーテルを留置して透析導入した群を1-I群、AVFを作製後に透析導入した群を1-II群に分類した。第二段階として、対象年齢を合わせるため、2014年に報告されたJSDTの統計調査結果 [27]を基に、透析導入患者数が全体の約7割を占める年齢層60-84歳を対象患者として、年齢抽出群（2群）とし、そのうちカテーテルを留置して透析導入した群を2-I群、AVFを作製後に透析導入した群を2-II群に分類した。

### 2) 患者状態の比較

年齢、性別、糖尿病の有無について全症例群、年齢抽出群とともにそれぞれの群において比較検討した。また血液透析を導入するにあたり、緊急的な透析導入の有無（救急搬送や即日入院の場合を有、予定入院の場合を無とした）、腎臓内科初診時と導入時の推算糸球体濾過量（estimated Glomerular Filtration Rate : eGFR）[28]、腎臓内科への初診から透析導入までの日数（ここでの初診とは、他施設、他科からの紹介で、近畿大学医学部堺病院の腎臓内科医が初めて診察した日と定義する）、導入前の腎代替療法選択外来への受診歴の有無、導入のための平均入院期間、その際の平均診療報酬、および導入時の血液検査データ（血清アルブミン値、血清尿素窒素値、血清クレアチニン値、血清尿素窒素/血清クレアチニン比（BUN/Cr比）、ヘモグロビン値、白血球数、CRP値）について、全症例群、年齢抽出群ともにそれぞれの群において比較検討した。

### 3) VAに関する検討

AVF作製から穿刺までの期間について、全症例群、年齢抽出群ともにそれぞれの群にお

いて比較検討した。また全症例群、年齢抽出群とともにカテーテルを留置して透析導入した1-I群、2-I群において、カテーテル平均留置日数、カテーテル平均使用本数、およびカテーテル初回挿入部位について検討した。

#### 4) 統計解析法

年齢、性別、糖尿病の有無、緊急的な透析導入の有無、および導入前の腎代替療法選択外来への受診歴の有無については、2群間比較、 $\chi^2$ 検定を用いた。その他の項目については、2群間比較、t検定を用いた。

## 2.10 結果

### 2.10.1 対象の分類

全症例群におけるカテーテルを留置して透析導入した群（1-I群）は26例（54%）、AVFを作製後に透析導入した群（1-II群）は22例（46%）であった（表2-4(a)）。

年齢抽出群における対象患者数25例（男性14例、女性11例）、平均年齢73±6歳、カテーテルを留置して透析導入した群（2-I群）は16例（64%）、AVFを作製後に透析導入した群（2-II群）は9例（36%）であった（表2-4(b)）。

### 2.10.2 患者状態の比較

#### 1) 年齢、性別、糖尿病の有無

年齢、性別、糖尿病の有無の比較結果を表2-4に示す。年齢に関しては、1-I群71±12歳、1-II群61±14歳であり、1-I群は1-II群と比較して、有意に高齢であった。性別、糖尿病の有無については、1-I群と1-II群に有意な差を示さなかった（表2-4(a)）。

2-I群、2-II群においては、年齢、性別、および糖尿病の有無は、両群間に有意な差を示さなかった（表2-4(b)）。

#### 2) 緊急的な透析導入の有無

緊急的な透析導入の有無の比較結果を表2-4に示す。血液透析を導入するにあたり、緊急的な透析導入の有無については、1-I群が26例中12例（46%）、1-II群が22例中2例（9%）で1-I群は1-II群と比較して有意に多かった（表2-4(a)）。

2-I群、2-II群においては、両群間に有意な差を示さなかった（表2-4(b)）。

表2-4 患者状態の比較1

## (a) 全症例群

項目	1-I群 (カテーテル使用群)	1-II群 (AVF作製群)	p値
症例数	26例 (54%)	22例 (46%)	-
年齢※1	71±12歳 (37-90歳)※3	61±14歳 (39-91歳)※3	<0.01
性別 (M/F)※2	15/11	10/12	n.s.
糖尿病 (有/無)※2	7/19	7/15	n.s.
緊急導入※2	46% (12/26例)	9% (2/22例)	<0.01

※1：2群間比較 Unpaired t test, ※2：2群間比較  $\chi^2$ 検定, mean ± SD, n.s.:not significant ※3：()内は最小値-最大値

## (b) 年齢抽出群

項目	2-I群 (カテーテル使用群)	2-II群 (AVF作製群)	p値
症例数	16例 (64%)	9例 (36%)	-
年齢※1	74±6歳	71±7歳	n.s.
性別 (M/F)※2	10/6	4/5	n.s.
糖尿病 (有/無)※2	5/11	1/8	n.s.
緊急導入※2	60% (6/10例)	13% (1/8例)	n.s.

※1：2群間比較 Unpaired t test, ※2：2群間比較  $\chi^2$ 検定, mean ± SD, n.s.:not significant ※3：()内は最小値-最大値

## 3) 腎臓内科初診時と導入時の推算糸球体濾過量 (eGFR)

腎臓内科初診時と導入時の推算糸球体濾過量の比較を表2-5に示す。腎臓内科初診時のeGFRは、1-I群と1-II群、2-I群と2-II群との間に、それぞれ有意な差を示さなかった（表3 (a) (b))。

透析導入時のeGFRは、1-I群と1-II群との間に有意な差を示さなかつたが、2-I群は2-II群と比較して、有意に高値を示した（表3 (a) (b))。

## 4) 腎臓内科への初診から透析導入までの日数

腎臓内科への初診から透析導入までの日数の比較を表2-5に示す。腎臓内科への初診から透析導入までの平均日数は、1-I群  $459 \pm 526$  日、1-II群  $909 \pm 570$  日、2-I群  $502 \pm 565$  日、

2-II群  $1080 \pm 542$  日であり、全症例群、年齢抽出群ともにI群はII群と比較して、それぞれ有意に短かった（表2-5（a）（b））。

##### 5) 導入前の腎代替療法選択外来への受診歴の有無

導入前の腎代替療法選択が依頼への受診歴の有無の比較を表2-5に示す。導入前の腎代替療法選択外来への受診歴の有無は、1-I群26例中4例(15%)、1-II群22例中13例(60%)、2-I群16例中4例(25%)、2-II群9例中7例(78%)で、カテーテル使用群は、AVF作製群と比較して、それぞれ有意に少なかった（表2-5（a）（b））。

##### 6) 導入のための平均入院期間、平均診療報酬

導入のための平均入院期間は、1-I群 $61 \pm 30$ 日、1-II群 $31 \pm 14$ 日、2-I群 $70 \pm 33$ 日、2-II群 $26 \pm 9$ 日であり、カテーテル使用群はAVF作製群と比較して、それぞれ有意に長かった（表2-5（a）（b））。

平均診療報酬は、全症例群、年齢抽出群ともにI群はII群と比較して、それぞれ有意に高かった（表2-5（a））。

表 2-5 患者状態の比較 2

## (a) 全症例群

項目		1-I 群 (カテーテル使用群)	1-II 群 (AVF作製群)	p値
推算糸球体濾過量 eGFRcrea <sup>※1</sup> (mL /分 / 1.73m <sup>2</sup> )	初診時 導入時	14.56 ± 9.78 6.51 ± 3.33	16.21 ± 12.01 5.17 ± 1.49	n.s. n.s.
『腎臓内科』初診から 透析導入までの日数 <sup>※1</sup>		459 ± 526 日 (0 - 1749 日) <sup>※3</sup>	909 ± 570 日 (113 - 1855 日) <sup>※3</sup>	< 0.01
『腎代替療法 選択外来』 受診の有無 <sup>※2</sup>		15 % (4 / 26 例)	60 % (13 / 22 例)	< 0.01
平均入院期間 <sup>※1</sup>		61 ± 30 日 (20 - 166 日) <sup>※3</sup>	31 ± 14 日 (16 - 61 日) <sup>※3</sup>	< 0.0001
入院時の 平均診療報酬 <sup>※1</sup>		313,881 ± 208,696 点 (67,262 - 959,077 点) <sup>※3</sup>	123,131 ± 59,801 点 (63,639 - 335,754 点) <sup>※3</sup>	< 0.001

※1：2群間比較 Unpaired t test, ※2：2群間比較  $\chi^2$ 検定, mean ± SD, ※3：() 内は最小値 - 最大値

## (b) 年齢抽出群

項目		2-I 群 (カテーテル使用群)	2-II 群 (AVF作製群)	p値
推算糸球体濾過量 eGFRcrea <sup>※1</sup> (mL /分 / 1.73m <sup>2</sup> )	初診時 導入時	13.56 ± 6.27 5.98 ± 1.48	10.92 ± 4.12 4.64 ± 1.11	< 0.1 < 0.05
『腎臓内科』初診から 透析導入までの日数 <sup>※1</sup>		502 ± 565 日 (0 - 1749 日) <sup>※3</sup>	1080 ± 542 日 (366 - 1855 日) <sup>※3</sup>	< 0.05
『腎代替療法 選択外来』 受診の有無 <sup>※2</sup>		25 % (4 / 16 例)	78 % (7 / 9 例)	< 0.05
平均入院期間 <sup>※1</sup>		70 ± 33 日 (39 - 166 日) <sup>※3</sup>	26 ± 9 日 (16 - 45 日) <sup>※3</sup>	< 0.001
入院時の 平均診療報酬 <sup>※1</sup>		361,735 ± 253,164 点 (67,262 - 959,077 点) <sup>※3</sup>	99,314 ± 33,080 点 (63,639 - 172,414 点) <sup>※3</sup>	< 0.01

※1：2群間比較 Unpaired t test, ※2：2群間比較  $\chi^2$ 検定, mean ± SEM, ※3：() 内は最小値 - 最大値

## 6) 導入時の血液検査データ

導入時の血液検査データの比較を表 2-6 に示す。血清アルブミン値、血清クレアチニン値、およびヘモグロビン値は、1-I 群と 1-II 群（表 2-6 (a)）、2-I 群と 2-II 群と比較して、それぞれカテーテル使用群が有意に低値を示した（表 2-6 (b)）。

血清尿素窒素値は、全症例群、年齢抽出群ともに I 群と II 群との間に、それぞれ有意な差を示さなかった（表 2-6 (a) (b)）。

BUN/Cr 比は、全症例群、年齢抽出群ともに I 群と II 群との間に、それぞれ有意に高値を示した（表 2-6 (a) (b)）。

白血球数は、1-I群と1-II群との間に有意な差を示さなかったが（表2-6(a)）、2-I群は2-II群と比較して有意に高値を示した（表2-6(b)）。

表2-6 血清アルブミン値、血清尿素窒素値、血清クレアチニン値、BUN/Cr比の比較

(a) 全症例群

血液検査項目	1-I群 (カテーテル使用群)	1-II群 (AVF作製群)	P値
血清アルブミン値 (mg/dL)	2.8±0.6	3.4±0.5	<0.0001
血清尿素窒素 (mg/dL)	60±26	58±25	n.s.
血清クレアチニン値 (mg/dL)	5.6±2.2	7.1±2.2	<0.0001
BUN/Cr比	14.8±10.0	10.2±2.6	<0.05
Hb値 (g/dL)	8.5±1.3	9.3±1.1	<0.0001
白血球数 (×10 <sup>3</sup> /μL)	6.9±3.9	6.5±3.2	n.s.
CRP値 (mg/dL)	2.4±3.4	0.8±1.3	<0.0001

t test, mean ± SD, n.s.:not significant

(b) 年齢抽出群

血液検査項目	2-I群 (カテーテル使用群)	2-II群 (AVF作製群)	P値
血清アルブミン値 (mg/dL)	2.6±0.6	3.5±0.4	<0.0001
血清尿素窒素 (mg/dL)	56±24	60±23	n.s.
血清クレアチニン値 (mg/dL)	5.4±1.9	7.3±1.8	<0.0001
BUN/Cr比	13.7±6.8	10.3±3.0	<0.1
Hb値 (g/dL)	9.0±2.5	11.0±5.1	<0.0001
白血球数 (×10 <sup>3</sup> /μL)	7.0±3.6	5.5±2.1	<0.001
CRP値 (mg/dL)	2.7±3.6	1.0±1.4	<0.0001

t test, mean ± SD, n.s.:not significant

### 2.10.3 バスキュラーアクセスに関する結果

#### 1) AVF作製から穿刺までの平均期間

AVF作製から穿刺までの平均期間の比較を表2-7に示す。AVF作製から穿刺までの平均期間は、1-I群19±9日、1-II群123±142日、2-I群、21±9日、2-II群177±188日であり、両群ともにそれぞれカテーテル使用群が有意に短かった（表2-7(a)(b)）。

## 2) カテーテル平均留置日数、平均使用本数、および初回挿入部位

カテーテル平均留置日数、平均使用本数、および初回挿入部位の比較を表2-7に示す。1-I群のカテーテル平均留置日数は、 $35 \pm 21$ 日、カテーテル平均使用本数は $2.0 \pm 1.2$ 本であった。またカテーテル初回挿入部位は内頸静脈73%、大腿静脈27%であった(表2-7(a))。2-I群のカテーテル平均留置日数は、 $39 \pm 24$ 日、カテーテル平均使用本数は $2.3 \pm 1.3$ 本であった。またカテーテル初回挿入部位は内頸静脈75%、大腿静脈25%であった(表2-7(b))。

表2-7 バスキュラーアクセスに関する結果

## (a) 全症例群

検討項目	1-I群 (カテーテル使用群)	1-II群 (AVF作製群)	p値
AVF作製から穿刺までの期間 <sup>※1</sup>	$19 \pm 9$ 日 (10-44日)	$123 \pm 142$ 日 (12-486日)	<0.01
カテーテル平均留置日数	$35 \pm 21$ 日 (5-90日)	-	-
カテーテル平均使用本数	$2.0 \pm 1.2$ 本/例 (1-5本)	-	-
カテーテル初回挿入部位	内頸静脈:73% 大腿静脈:27%	-	-

※1: 2群間比較 Unpaired t test, mean ± SD, ※3: () 内は最小値-最大値

## (b) 年齢抽出群

検討項目	2-I群 (カテーテル使用群)	2-II群 (AVF作製群)	p値
AVF作製から穿刺までの期間 <sup>※1</sup>	$21 \pm 9$ 日 (11-44日)	$177 \pm 188$ 日 (15-486日)	<0.01
カテーテル平均留置日数	$39 \pm 24$ 日 (8-90日)	-	-
カテーテル平均使用本数	$2.3 \pm 1.3$ 本/例 (1-5本)	-	-
カテーテル初回挿入部位	内頸静脈:75% 大腿静脈:25%	-	-

※1: 2群間比較 Unpaired t test, mean ± SD, ※3: () 内は最小値-最大値

## 2.11 考察

### 2.11.1 患者状態の比較

全症例群における検討では、カテーテルを使用して血液透析療法を導入した症例数(1-I群)は、AVF作製後に導入した症例数(1-II群)と比較して有意に高齢であり、緊急に血

液透析を導入する割合が有意に高かった。一方、年齢抽出群では、カテーテルを使用して血液透析を導入した症例数（2-I 群）は、AVF 作製後に血液透析を導入した症例数（2-II 群）と比較して、緊急に血液透析の導入が必要であった割合は有意な差を示さなかつたが高値を示した。これらのこととは、カテーテル使用群では、緊急に血液透析を導入せざるを得ない状況であったためと考えられた。

全症例群では、腎臓内科初診時と導入時の eGFR は、1-I 群と 1-II 群との間に有意な差を示さなかつたにもかかわらず、年齢抽出群においては、2-I 群の導入時の eGFR は、2-II 群と比較して、有意に高値を示した。このことは、早期に透析を導入せざるを得なかつたことが示されていると考えられた。

腎臓内科の初診から透析導入までの日数は、1-I 群と 1-II 群、2-I 群と 2-II 群をそれぞれ比較して、AVF 作製群（1-II 群、2-II 群）の方が有意に長かった。また、AVF 作製群は、腎代替療法選択外来を受診している患者が有意に多かつた。これらの結果から、腎代替療法選択外来を受診することによりスムーズな計画透析導入ができたと考えられた。一方、カテーテル使用群は、緊急的に透析導入に至つたことから、腎代替療法選択外来の受診率も低く、透析導入前の患者に対し、十分な知識の啓発を行うことができなかつた可能性があり、カテーテル使用群においては、病識が低かつたのではないかと考えられた。このことから、透析導入期における患者の病識についても評価する必要があると考えられた。

平均入院期間は、AVF 作製群では有意に短く、入院時の平均診療報酬も有意に低かつた。また血清アルブミン値、血清クレアチニン値、およびヘモグロビン値は、1-I 群と 1-II 群、2-I 群と 2-II 群を比較して、カテーテル使用群（1-I 群、2-I 群）でそれぞれ有意に低値を示した。BUN/Cr 比は、1-I 群は 1-II 群と比較して、有意に高値を示し、2-I 群の BUN/Cr 比は、2-II 群と比較して、高値を示す傾向がみられた。また白血球数は、1-I 群と 1-II 群との間に有意な差を示さなかつたが、2-I 群の白血球数は、2-II 群と比較して有意に高値を示した。このことから、カテーテル使用群は、AVF 作製群と比較して、低栄養、筋力低下、炎症疾患併発などの病態を悪化させる要因の合併率が高いことを示しており、入院期間の長期化や医療費の増大が問題となると考えられた。先行研究では、eGFR の高値で透析導入した患者ほど BUN/Cr 比が高く、BUN/Cr 比が 10 以上で透析導入された患者では、有意に死亡率が高いことが報告されている [29]。また、腎臓専門医への紹介時期から透析導入までの期間が 6 カ月以内の短い群では、ハイリスク患者ほど他臓器疾患合併率が多いことが報告されている [30]。

本研究、および先行研究より、BUN/Cr 比の増大しやすい糖尿病、心不全、低栄養などの病態を合併している患者では、早期透析導入が必要である可能性が高く、早期からの透析導入計画が必要と考えられた。

### 2.11.2 VAに関する考察

カテーテル使用群の平均入院期間は、全症例群 61 日、年齢抽出群 70 日、カテーテル平均留置日数は全症例群 35 日、年齢抽出群 39 日であり、カテーテル使用群の入院日数の約半分がカテーテルを挿入されていることになる。このことは、カテーテル挿入にともなう感染や ADL の低下など、患者の QOL 低下が問題となる可能性が考えられた。

AVF 作製から穿刺までの平均期間は、カテーテル使用群（1-I 群、2-I 群）は、AVF 作製群（1-II 群、2-II 群）と比較して、それぞれ有意に短かった。早期穿刺による合併症のリスクや長期開存率に有意な差がないなどの報告 [31]もあるが、未発達の血管における穿刺困難や血腫の形成を伴う狭窄や閉塞などの合併症 [9]を考慮すると、比較的発達した AVF に対して穿刺する必要があり、これによって安全に血液透析を実施できると考えられる。JSDT のガイドラインは、AVF を作製してからの待機期間は、作製後 10 日以上経過していることが望ましいとしている [19]。本研究の待機期間もそれぞれの群で平均 10 日目以降であったことから、いずれの群においても穿刺時期に関しては適切であったと考えられた。

### 2.12 まとめ

カテーテルを使用して透析導入する患者背景には、高齢者、低アルブミン、CRP が高値という病態を悪化させる要因の合併率が高いことを示しており、早期に VA の作製を考慮することが重要と考えられた。また、腎不全保存期においては、患者に十分な知識の啓発を行い、病識を高めることが重要であると考えられた。透析導入患者の高齢化が進む現状を踏まえて、各施設においては計画的な透析導入を行うシステムの構築が急務であり、病態悪化を防ぐのみならず、入院期間の短期化や医療費の削減に繋がると考えられた。

# 第3章 自己血管使用皮下動静脈瘻の作製後 の発育に関する因子の検討

第3章では、血液透析導入期の自己血管使用皮下動静脈瘻 (arteriovenous fistula: AVF) 作製後の発育に関する因子について検討した研究成果について述べる。

## 3.1 AVF の評価・管理法

AVF の評価・管理法には、客観的評価として超音波検査法、主観的評価法として理学所見があり、日常的な AVF 管理法として理学所見が用いられ、定期的な評価法として超音波検査法が用いられる。

### 3.1.1 超音波検査法

#### (1) 超音波

人の可聴域は 20~20kHz といわれることから、20kHz を超える周波数を持つ音波が超音波と呼ばれる。

超音波は、魚群探知機やレーダ、センサ、洗浄等、人体においても頻繁に利用されている。例えば血流量計、骨密度測定、画像診断などの検査目的としての利用や、メス、結石の粉碎等の治療、医療器具の洗浄にも用いられている。

医療における画像診断には超音波検査のみならずレントゲンや CT、MRI などがあるが、超音波診断では、超音波を利用して生体内を画像化し、病気の発見や程度の把握、治療効果の判定などに用いられる。超音波診断では侵襲性を伴わない、放射線を使わない、繰り返し検査が可能のことや場所を限定しない等のメリットが挙げられる [32]。一方、デメリットとして技術者の描出能力により個々に差があることなどが挙げられる。

#### (2) 超音波の発生と伝搬

超音波のみならず、音波は音源が振動することによって発生し伝搬する<sup>41)</sup>。ヒトの声は声帯を震わせることにより発生させ、大気を振動して伝搬する。超音波の場合は圧電素子に電圧を印加することにより振動を発生させる。

超音波の伝搬には媒質が必要であり、光などは真空中でも進むことが出来るが、音波は媒質の存在しない真空中で伝搬することは出来ない。また、超音波は弾性波（疎密波）であり、縦波として媒質中を伝搬する性質がある。音の伝搬の例を図 3-1 に示す。

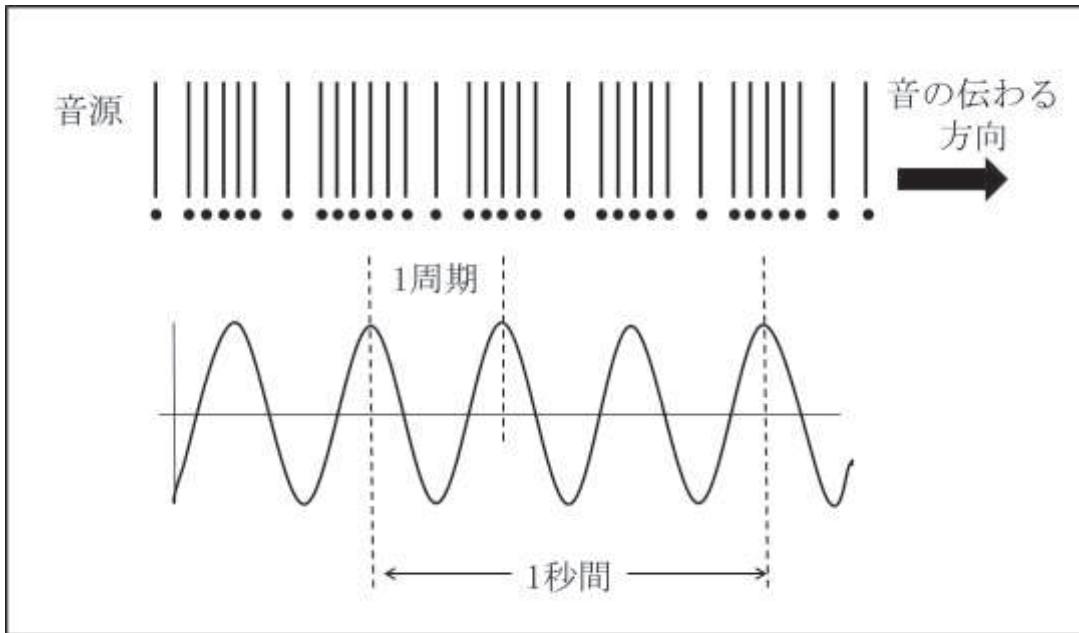


図 3-1 音の伝搬 [32]

超音波の伝搬速度は媒質により変化する。例を挙げると大気中では約 340m/秒で伝搬することが知られているが、水中では約 1500 m/秒で進む。一般的に超音波の伝搬速度は「気体 < 液体 < 固体」の順で伝搬効率が高くなる傾向にある。

超音波の伝搬効率には媒体による音速の違いや音響インピーダンス特性、減衰特性、また周波数や超音波の持つ減衰等の特性が関与し、超音波の伝搬する媒体により伝搬速度が異なり、到達できる距離も変化する [32]。

### (3) 周波数と波長

周波数は周期の逆数で表される [32]。つまり、媒体が「1秒間に振動する回数」である。周波数の単位は Hz (ヘルツ) が用いられ、周期の大きい超音波は周波数が低く、周期の小さい超音波は周波数が高い。

超音波診断で用いる周波数域はおよそ 2MHz-20MHz 程度である。一般に周波数が高いほど距離分解能が高いが、減衰は大きくなる。

波長は超音波が伝搬する媒体の音速により決定され、長さ (m) で表される。周波数は同じであっても音速の異なる媒体により、波長は長くなったり短くなったり変化する。したがって媒体の音速が同じであれば周波数の高い音波は波長が短く、周波数の低い音波は波長が長い。

## (4) 血流量測定

血流量の算出式を式(3.1)に示す[33].

$$\text{血流量 (mL/min)} = \text{Vm-mean (cm/s)} \times \text{血管面積 (cm}^2\text{)} \times 60 (\text{s}) / 100 \quad \cdots (3.1)$$

Vm-mean: 時間積分値の平均血流速度,

血管面積: 血管断面を正円としたときの血管径より求められた断面積

## (5) 血管抵抗指数 (resistance index: RI)

RIは、末梢への血流の流れにくさを反映する指標である[33]. AVF作製前の上腕動脈におけるRIは、ほぼ1.0に近いが、AVF作製後は低くなり、静脈の発達とともにさらに低下する。しかし静脈などに狭窄が発生すると末梢血管抵抗が上がるためRIは高くなり、狭窄の進行とともにAVF作製前の状態に近づいていく。RIの算出式を式(3.2)に示す。

$$RI = \frac{V_{peak} - V_{ed}}{V_{peak}} \quad \cdots \cdots (3.2)$$

Vpeak (peak systolic flow velocity) : 収縮期最高血流速度 (cm/sec),

Ved (end diastolic flow velocity) : 拡張末期血流速度 (cm/sec)

RIは、パルス波の入射角度に左右されず、血管径の計測も必要がないため、血流量と比べて測定値に影響する因子が少ないというメリットがある。また測定も容易なため狭窄病変発生の予測やスクリーニングには良い指標である。

ただし、測定部より中枢の動脈（腋窩動脈、鎖骨下動脈）に狭窄や閉塞病変が存在する場合は、末梢に高度な狭窄が存在しても血管抵抗が繁栄されず、評価として用いることはできない。またAVG症例や上腕動脈の高位分枝症例も対象外である。

## (6) AVFにおける上腕動脈血流量 (flow volume: FV) と血管抵抗指数 (resistance index: RI) の評価と基準値

FVは、一般的に検査者間による差や再現性が問題視されることが多い[33]。しかし、誤差発生の要因を理解し、トレーニングを積むことにより信頼性の高いデータを得ることが出来る。また高血流量の症例 (FV: 1500 mL/min以上)では多少誤差は大きくなるが臨床上は問題とならず、境界領域の症例 (FV: 300~500 mL/min)において正確に測定することが重要である。

(社)日本透析医学会の『慢性血液透析用VAの作製および修復に関するガイドライン』において、FVが500 mL/min未満またはベースの血流量より20%以上の減少は狭窄病変が発現している可能性があるとしている[10]。また村上らは、RIのカットオフ値を0.6とす

ると、血液透析施行時の血流不良例の感度を100%にできると報告している[34]。

またFVが500mL/minとRIがおおむね相關しており、これらの値がスクリーニングのカットオフ値として最良であると考えられている(図3-2)[33]。しかし、これらの値より不良であっても血液透析施行時の脱血不良などのトラブルを認めない症例も比較的多く、ただちに治療対象となるわけではない。血液透析施行時の脱血不良が発生するカットオフ値は、FVがおよそ350mL/min付近(感度:87.7%,特異度:91.4%), RI0.68付近(感度:75.4%,特異度:82.4%)であり(図3-3,図3-4), FVは300~380mL/min程度, RI0.7~0.8程度が脱血不良発生やVAIVTなどの治療を考慮する目安になると考えられるが、今後さらなる検討が必要である[33]。

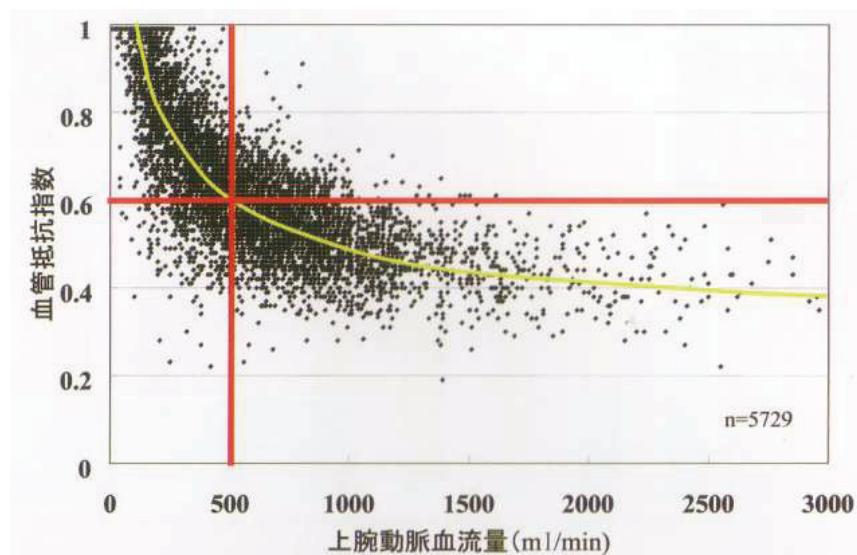


図3-2 FVとRIの相関[33]

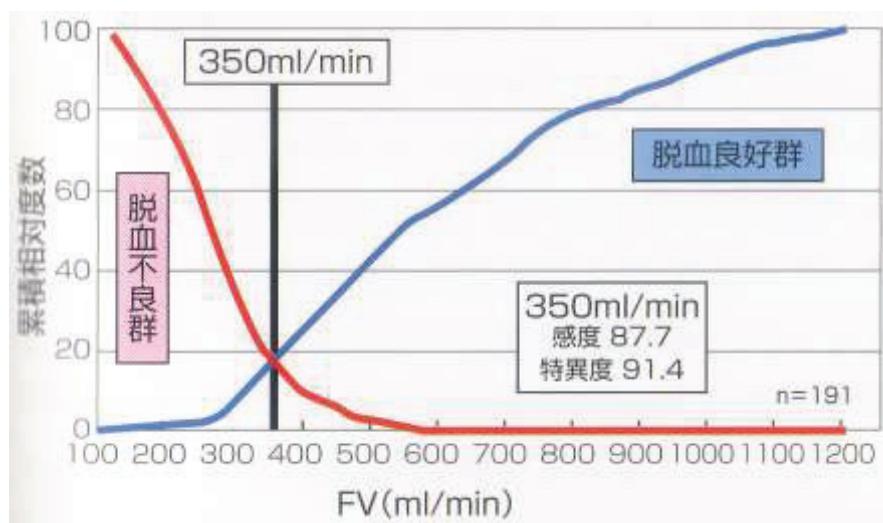


図3-3 脱血不良症例と良好な症例におけるFVの累積相対度数[33]

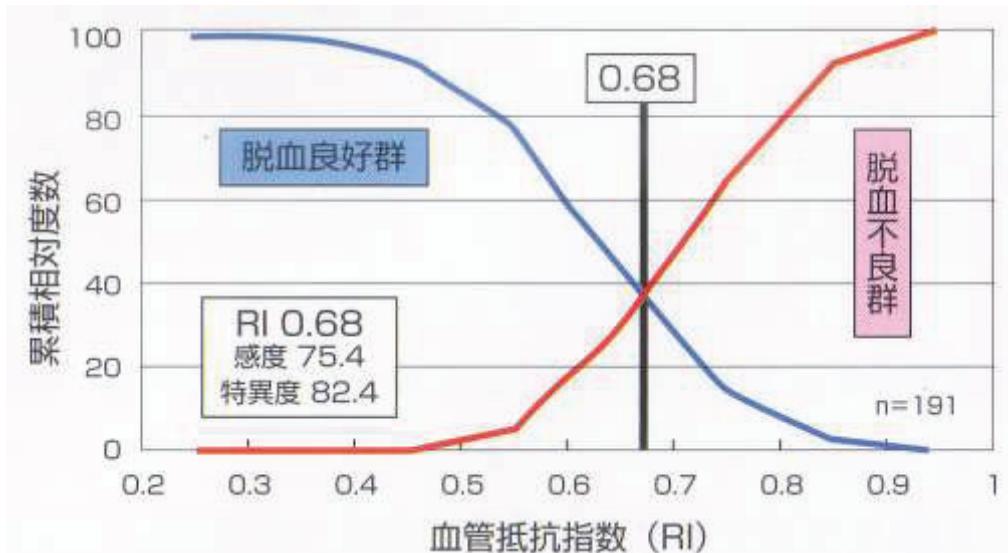


図 3-4 脱血不良症例と良好な症例における RI の累積相対度数 [33]

#### (7) 超音波画像診断装置 Xario™

研究に使用した東芝メディカルシステムズ株式会社の Xario™ の超音波画像診断装置を図 3-5 に示す。



図 3-5 超音波画像診断装置 Xario™ [35]

#### 3.1.2 理学所見

シャントの管理手法は、「視診、触診、聴診」などの簡易的な診断法（理学所見）が基本である。以下に理学所見の概要を解説する。

- ① 視診：駆血すると狭窄部が明白に観察できるが、ほかに皮膚の色や浮腫の有無などを観察する。
- ② 触診：触診では狭窄部を硬く触れることが多い。駆血により周囲の静脈が拡張すると、狭窄部の部位と程度を触知しやすくなる。狭窄部より中枢側では、スリル

- ③ を比較的よく感じるが、狭窄部の末梢側ではスリル（血流による振動）が触れず、パルス（拍動）状になることがある。
- ④ 聴診：聴診によってシャント音を聴取する。狭窄部では高調音、狭窄部より末梢側では断続音、狭窄部より中枢側では連続音を聴取できる。

### 3.2 背景

透析患者の高齢化、動脈硬化などによる血管荒廃の進行は、AVF作製を困難にし、人工血管や長期留置カテーテルの適応患者を増加させる要因となり深刻な問題である。血液透析を実施するため、VAの必要条件は、穿刺性に優れる、一定以上の血液流量が得られる、抗血栓性・抗感染性に優れて長期的に開存性を維持できるなどが求められ、現在のVAの中ではAVFが最適と報告されている[9]。そのため作製後のAVFが発育良好な状態になるために患者の評価が非常に重要である。

本研究では、AVF作製前の患者背景、超音波検査所見などをretrospectiveに解析した。AVF作製前の諸因子を解析することにより、作製後のAVFが良好に発育できる予測が出来れば、その利用価値は高いと言える。

### 3.3 目的

AVF作製前後の諸因子を解析し、作製後のAVFが良好に発育できる因子を抽出することを目的とした。

### 3.4 対象

調査期間は2009年1月から2011年7月までの31ヵ月とし、血液透析を導入するためにAVF作製前後に上肢血管の超音波検査を実施し、同意の得られた末期慢性腎不全患者27例を対象とした（表3-1）。

表3-1 対象

症例数	27例
男性/女性	14例/13例
平均年齢	67±10歳
年齢別症例数	80～89歳：3例，70～79歳：8例，60～69歳：8例， 50～59歳：7例，40～49歳：1例
原疾患	腎硬化症：9例，糖尿病性腎症：7例，骨髄腫腎：3例，慢性糸球体腎炎：3例，慢性腎孟腎炎：1例，急速進行性糸球体腎炎：1例，アミロイド腎症：1例，不明：2例

### 3.5 方法

#### 1) AVF作製前、作製後の超音波検査

超音波診断装置は、東芝メディカルシステムズ社製の Xario™ を使用した。動脈検査には、7.5MHz のリニア型プローブを使用し、シャント肢側の上腕動脈の血流に対して超音波の入射角度が 60°未満となるように調整したうえで、時間平均血流速度の平均血流速度と上腕動脈血管径を計測し、FV を算出した。また収縮期最高血流速度（peak systolic flow velocity: Vpeak）と拡張末期血流速度を計測し、RI を算出した。静脈検査には、12MHz のリニア型プローブを使用し、静脈が押し潰されない程度の走査法で検査を実施した。なお超音波検査の実施時は安静仰臥位とした。また AVF 作製後から超音波検査実施までの日数（検査までの日数）については、AVF 作製術から穿刺までの期間を考慮し [19]、14 日以内に超音波検査を実施した。

#### 2) 年齢、性別、原疾患の比較、および各測定値との関連性の検討

年齢、性別、原疾患、および各測定値について 2 群間比較を行った。なお血液透析導入原因となった慢性的な血管障害を有すると考えられる原疾患について糖尿病性腎症および腎硬化症を血管障害あり群、他の原疾患を血管障害なし群に分類した。各測定値について群間の比較を行った。また年齢、上腕動脈血管径、Vpeak、FV の間の関連性について相関解析を行った。

#### 3) FV と上腕動脈血管径、Vpeak、年齢、検査までの日数との関連性の検討

当院における AVF 作製後の機能評価は、FV が 400mL/min 以上を基準値としているため、FV を 400mL/min 未満の群と 400mL/min 以上の群に分類し、FV と上腕動脈血管径、Vpeak、年齢、検査までの日数についてそれぞれ 2 群間比較を行った。

#### 4) RI と上腕動脈血管径, Vpeak, 年齢, 検査までの日数との関連性の検討

当院における AVF 作製後の機能評価は, RI が 0.6 未満を基準値としているため, RI を 0.6 未満の群と 0.6 以上の群に分類し, FV と上腕動脈血管径, Vpeak, 年齢, 検査までの日数についてそれぞれ 2 群間比較を行った.

#### 5) 統計解析法

相関解析には直線回帰分析法, 性別と原疾患の 2 群間比較には Pearson の  $\chi^2$  検定, その他の 2 群間比較には t 検定を用いて比較検討した.

なお吻合動静脈の血管径の基準として, 動脈 2.0mm 以上, 駆血時静脈の血管径を 2.0mm 以上とし, AVF 作製部位を選択した<sup>4-6)</sup>.

### 3.6 結果

#### 1) AVF 作製前後の超音波検査所見

上腕動脈血管径の対象者の平均値は  $4.1 \pm 0.7$  mm, Vpeak は  $91.0 \pm 33.0$  cm/s であった. AVF 作製後から超音波検査実施までの平均日数は  $9.6 \pm 4.5$  日, FV は  $0.53 \pm 0.24$  L/min, RI は  $0.56 \pm 0.12$  であった.

#### 2) 年齢, 性別, 原疾患, および各測定値の関係 (表 3-2)

年齢は, FV と負の相関関係を示した. 性別においては, 男性は女性と比較して血管障害あり群の症例数が有意に多かった. また男性は女性と比較して上腕動脈血管径が有意に高値を示した. 上腕動脈血管径と FV に正の相関関係を示した. FV は年齢および RI と負の相関関係を認め, 上腕動脈血管径と正の相関関係を示した. RI は, Vpeak と正の相関関係を示し, FV と負の相関関係を示した. その他の項目については, 関連性を示さなかった.

表3-2 年齢・性別・原疾患の比較、および各測定値の比較

	年齢	性別	原疾患 <sup>注1)</sup>	上腕動脈 血管径	Vpeak	FV
性別	n.s.	—	—	—	—	—
原疾患 <sup>注1)</sup>	n.s.	p < 0.05 <sup>注2)</sup>	—	—	—	—
上腕動脈 血管径	n.s.	p < 0.001	n.s.	—	—	—
Vpeak	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	—	—
FV	r = -0.53 p < 0.05	n.s.	n.s.	r = 0.41 p < 0.05	n.s.	—
RI	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	r = 0.39 p < 0.05	r = -0.56 p < 0.05

n.s.: not significant

注1) 原疾患は、血管障害あり群と血管障害なし群に分類して比較。

注2) 性別と原疾患との統計解析には、 $\chi^2$ 検定を用いた。

## 3) FV と上腕動脈血管径、Vpeak、年齢、検査までの日数の関連性の結果（図3-6）

FV が 400mL/min 以上の群は、FV が 400mL/min 未満の群と比較して、上腕動脈血管径が有意に高値を示し、年齢においては有意に低値を示した。また Vpeak、および検査までの日数については有意差を示さなかった。

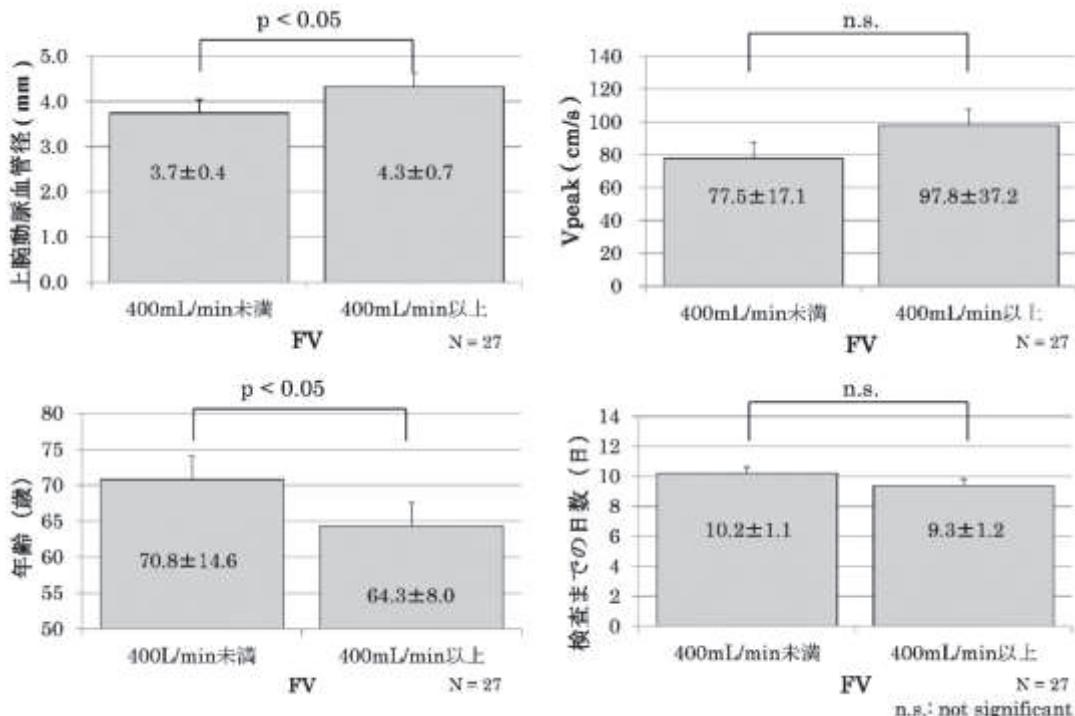


図3-6 FV と上腕動脈血管径・Vpeak・年齢・検査までの日数の関係

#### 4) RI と上腕動脈血管径, Vpeak, 年齢, 検査までの日数の関連性の結果（図 3-7）

RI が 0.6 未満の群は、RI が 0.6 以上の群と比較して、Vpeak、および年齢において有意に低値を示した。また上腕動脈血管径、および検査までの日数については、有意差を示さなかった。

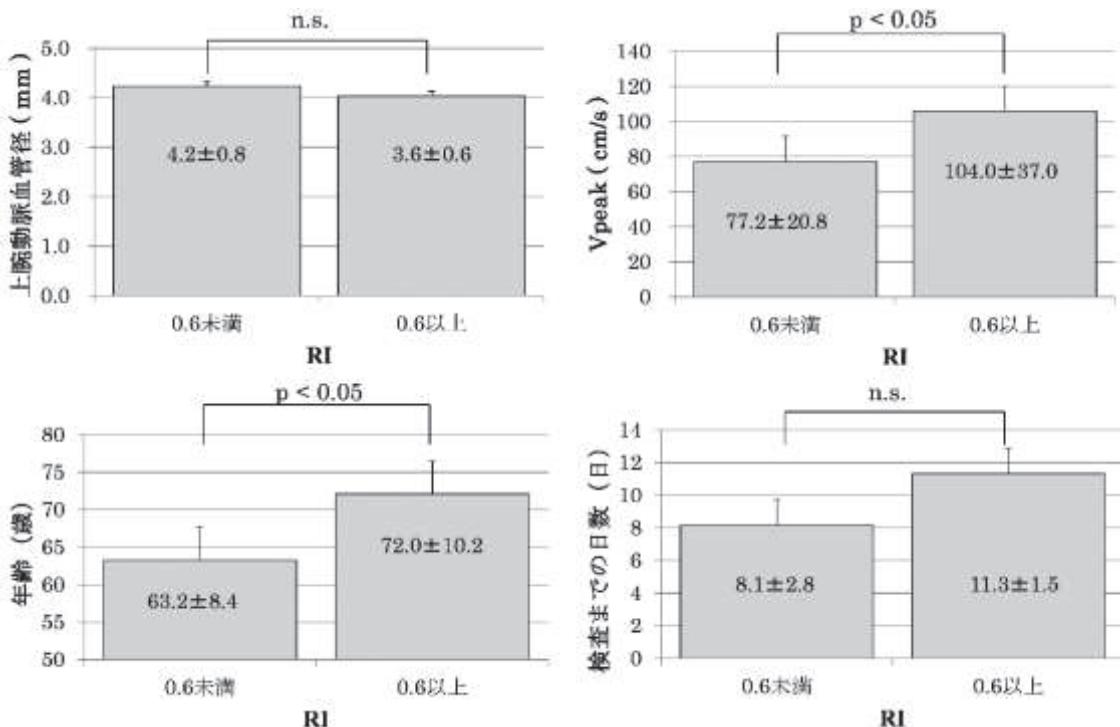


図 3-7 RI と上腕動脈血管径・Vpeak・年齢・検査までの日数の関係

### 3.7 考察

(社) 日本透析医学会の慢性血液透析用VAの作製および修復に関するガイドラインにおいてAVF作製前の基本的な評価として、患者背景、患者の全身状態、理学的所見（視診、触診）、および超音波検査法が推奨されている [19]。

評価項目の一つである患者背景は、女性、高齢者、糖尿病患者では、プライマリーアクセスの開存率が低いとする報告が多く、特に高齢者ではAVFの開存率が有意に低いと報告されている [36] [37] [38] [39] [40]。本研究においても女性、高齢者にAVF作製後のFVとRIが不良であったことから、過去の報告と同様にAVF作製のリスクファクターであると考えられた。しかし本研究において、血管障害あり群（糖尿病性腎症、腎硬化症）と血管障害なし群（その他の原疾患）において性別による症例数の違いはあったものの各測定値に著明な差を示さなかった。この結果は、AVF作製前の吻合動静脈の血管径の基準として、動脈2.0mm以上、駆血時静脈の血管径を2.0mm以上とし、AVF作製部位を考慮したことが、原疾患の違いによる血管障害を相殺している可能性があると考えられた。しかし、糖尿病性

腎症や腎硬化症の原疾患は、他の原疾患と比較して合併症が多いため、AVF作製時には注意が必要と考えられた。

もう一つの評価項目である理学的所見は、個々の評価者による主観が大部分を占め、経験年数などによってその評価基準が異なる。このことは、Allonらの報告 [41]にもあるように、AVFの初期機能不全の割合が2~53%と非常にばらつき、個々の評価者による理学的所見の評価が異なるために常に良好なAVFの作製に至らない結果に繋がっているのではないかと考えられた。

一方、超音波検査法は、客観的に形態評価や機能評価が実施できるため、AVF作製前の評価項目として有用性は非常に高いと考えられる。これは今回の結果からもFVが400mL/min, RIが0.6未満をVA機能評価の基準とした場合、AVF作製前の超音波検査によって上腕動脈血管径、およびVpeakを測定することにより、作製後のAVFは、FVとRIの基準値を満たすことが予測され、術前評価やVA選択の基準となる可能性が示唆された。

Voormolenらは、AVF作製後の発育不良の原因として、AVF作製前の臨床的因素と血行動態の危険因子がそれぞれ21%と24%、AVF作製後の血行動態の危険因子が50%の割合で説明できるとしており、AVF作製後の発育不良を予測するには、AVF作製後の血行動態を評価することがより効果的となると報告されている [42]。このことから、今回得られたAVF作製後のFVやRIなどの結果を基に発育不良や一次開存率の追跡調査が必要である。しかし、今回の検討結果からAVF作製後の血行動態を示すFVやRIは、AVF作製前の血行動態を示す上腕動脈血管径やVpeakとの関連性が非常に高いことが示され、AVF作製前の患者背景や超音波検査所見などを総合的に評価することが重要であると考えられた。

### 3.8 結論

AVF作製に超音波検査は有用であり、AVF作製前の患者背景、上腕動脈血管径やVpeakを総合的に評価することにより、AVFの発育が予測できる可能性が示唆された。

# 第4章 透析患者の自己血管使用皮下動静脈瘻におけるシャント音の周波数解析

第4章では、血液透析維持期の自己血管使用皮下動静脈瘻 (arteriovenous fistula: AVF) におけるシャント音の周波数解析について検討した研究成果について述べる。

## 4.1 シヤント音発生のメカニズム

シャント音とは、動脈の血液が急速に静脈血管へ流れ込む血流の雑音（乱流音）である。この乱流音は、時間的変動や非定常運動が血管壁を振動させ、血管壁の振動は皮下組織から皮膚へと伝播される。

シャント音は、充分な血流量があるときは、低調音で音量は大きく、血流量が少なくなるにつれて高調音で音量が小さくなる。また血流量が少なくなるに伴い、血管壁の振動が小さくなり、断続音が聴取される。

シャント音を聴診器で聞き分けることにより、70~80%の確率でシャント狭窄を診断できると言われている [43]。しかし、この診断は客観的な診断基準がなく、聴診者の主観に頼っているのが現状であり、正確な診断ができない問題がある [43]。

## 4.2 背景

AVF機能評価法として、理学的所見、および超音波検査法が有用であることが報告された<sup>3)</sup>。しかしながら、理学的所見による評価法はスタッフによる主観が大部分を占めるため、簡便である反面、精度が低い。一方、超音波検査法による評価法は、非侵襲的であり高精度な客観的評価が可能であるが、装置が高価であることや、資格による操作制限があることなどの問題点が内在する。よって、超音波検査法と同程度の客観的評価能を有し、さらに安価かつ簡便なAVF機能評価法の考案が期待される。

本研究では、聴診法で得られるシャント音に着目し、上腕動脈血流量 (flow volume: FV) と血管抵抗指数 (resistance index: RI) の違いによるシャント音の周波数特性について解析した。シャント音の周波数特性を解析することにより、ガイドラインで推奨される超音波検査所見と同等レベルのAVFに対する客観的評価能を、聴診法において得ることができれば、その利用価値は高いと言える。

## 4.3 目的

本研究では、聴診法で得られるシャント音に着目し、超音波検査法で得られる上腕動脈血流量 (flow volume: FV) と血管抵抗指数 (resistance index: RI) の違いによるシャ

ント音の周波数特性について解析し、ガイドラインで推奨されている超音波検査と同等レベルのAVFに対する客観的評価能が可能であるか検討することを目的とした。

#### 4.4 対象

近畿大学医学部堺病院血液浄化室にて、血液浄化療法を施行中の患者の中から、無作為に選出し同意の得られた保存期腎不全患者と維持透析患者 50 名（男性 15 名、女性 35 名）を対象とした。対象の平均年齢は  $59.3 \pm 14.6$  歳、原疾患、吻合方法は表 3-1 に示したとおりである。

表 4-1 対象患者の原疾患、吻合方法

原疾患	
糖尿病	9 名
慢性糸球体腎炎	15 名
腎硬化症	10 名
多発性骨髄腫腎	3 名
急速進行性糸球体腎炎	3 名
多発性硬化症	2 名
妊娠腎/妊娠中毒症	2 名
両腎摘出	2 名
不明	2 名
多発性囊胞腎	2 名
計	50 名

吻合方法	
側端吻合	42 名
側々吻合	4 名
端々吻合	4 名
計	50 名

#### 4.5 実験方法

##### 4.5.1 実験方法と実験条件

実験方法と実験条件を表 3-2 に示した。方法は、対象の患者に対して超音波画像診断装置を用いて、AVF が作製されている上腕部の FV を計測した。またシャント音の測定法は、超音波検査法で動静脈吻合部を確認し、電子聴診器を用いて記録した。

実験場所は近畿大学医学部堺病院の超音波検査室とし、実験条件は、安静仰臥位とした。

表 4-2 実験方法と実験条件

## 【実験方法】

- (1) 対象患者 50 名に対し、超音波画像診断装置を用いて AVF が作製されている上腕部の FV と RI を計測。
- (2) 超音波画像診断装置で動静脈吻合部を確認し、電子聴診器を用いてシャント音を記録。

## 【実験条件】

- (1) 実施場所は近畿大学医学部堺病院の超音波検査室。
- (2) 5 分間安静後、仰臥位にて計測。

**4.5.2 対象患者の分類**

超音波検査の結果を基に（社）日本透析医学会の慢性血液透析用バスキュラーアクセスの作製および修復に関するガイドラインにおける AVF 機能不全の基準値 [10]を用いて、FV が 500 mL/min 以上の症例を I 群、500 mL/min 未満の症例を II 群に分類した。また RI が 0.6 未満の症例を A 群、0.6 以上の症例を B 群に分類した。

**4.5.3 電子聴診器によるシャント音の測定****4.5.3.1 シャント音の測定方法・操作方法**

## (1) 聴診法によるシャント音の聴取

超音波検査と同時期に電子聴診器（Littmann<sup>TM</sup> Model 4100）を用いて動静脈吻合部直上のシャント音を聴取した（図 4-1）。シャント音のサンプリング時間は 8 秒、サンプリング周波数 8kHz でデジタル変換し記録した。なお、電子聴診器の周波数特性は 20-1000Hz である。

## (2) 測定手順

- ① 吻合部の位置を確認する（図 4-1-a）。
- ② 吻合部のシャント音を聴取し、録音する（図 4-1-b）。

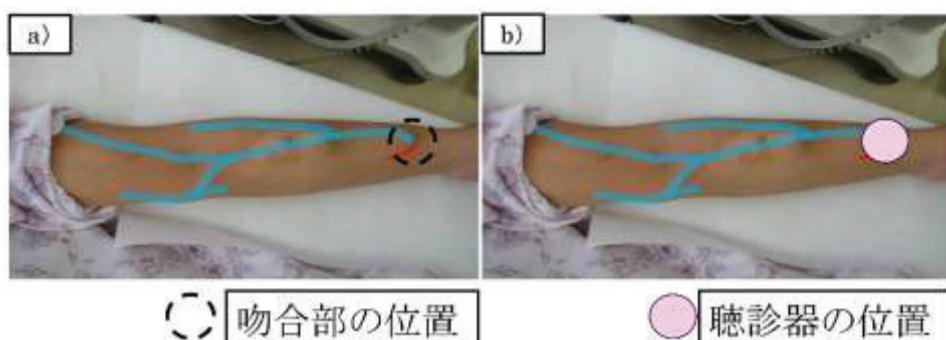


図 4-1 シャント音の聴取法

#### 4.5.3.2 測定環境における雑音の検証

##### (1) 超音波検査室における環境音の検証

シャント音を聴取した超音波検査室の環境音を電子聴診器で計6回聴取し、測定時の環境音のパワースペクトル値について検討した。聴取方法を図4-2-aに示す。

##### (2) 皮膚摩擦音の検証

シャント音を聴取する場合、電子聴診器のチェストピースを皮膚に直接当て聴取する。対象を健常者として、シャント音聴取時と同様に皮膚との摩擦音を計6回採取し、皮膚摩擦音のパワースペクトル値について検討した。聴取方法を図4-2-bに示す。



a) 環境音の聴取方法



b) 皮膚摩擦音の聴取方法

図4-2 測定時の環境音と皮膚摩擦音の聴取方法

#### 4.5.4 周波数解析

得られたシャント音のデータをそれぞれプログラミング言語Java<sup>TM</sup>プログラムをEclipseで作成したソフトウェアを用いてフーリエ変換を実施し、パワースペクトル値を算出した。さらにフーリエ変換したデータを表計算ソフトExcelに取り込み、20Hz間隔に分割した。対象とした周波数帯域を電子聴診器の周波数特性である20-1000Hzとした。

#### 4.5.5 解析方法

##### (1) 全例におけるシャント音のパワースペクトル値と周波数特性

全例におけるシャント音のパワースペクトル値について各周波数帯域で比較検討した。

##### (2) FV値で分類した2群におけるシャント音の各周波数帯域のパワースペクトル値

超音波検査の結果を基に分類したI群(FV: 500 mL/min以上)とII群(FV: 500 mL/min未満)との間のシャント音のパワースペクトル値について各周波数帯域で比較検討した。また各群におけるシャント音のパワースペクトル値について各周波数帯域で比較検討した。

### (3) RI 値で分類した 2 群におけるシャント音の各周波数帯域のパワースペクトル値

超音波検査の結果を基に分類した A 群 (RI: 0.6 未満) と B 群 (RI: 0.6 以上) との間のシャント音のパワースペクトル値について各周波数帯域で比較検討した。また各群におけるシャント音のパワースペクトル値について各周波数帯域で比較検討した。

#### 4.5.6 統計解析手法

2 群間比較には unpaired t-test, 群内における周波数間比較には、分散分析、および Bonferroni's multiple comparison test を用いて比較検討した。また各群におけるパワースペクトルのピーク値の周波数帯域を求めた。さらに FV と各周波数帯域における平均パワースペクトル値との関連性および FV と RI の関連性には相関解析を用いて比較検討した。

### 4.6 結果

#### 4.6.1 超音波画像診断装置による上腕動脈血流量 (flow volume: FV) と血管抵抗指数 (resistance index: RI) の測定結果

##### 4.6.1.1 FV・RI 測定値

表 4-3 に全症例の FV と RI の結果を示す。

FV の最大値は 1634mL/min, FV の最小値は 184mL/min, FV の平均値は  $638 \pm 51$ mL/min (mean  $\pm$  SEM) であった。RI の最大値は 0.87, RI の最小値は 0.22, RI の平均値は  $0.51 \pm 0.14$  (mean  $\pm$  SD) であった。

表4-3 全症例のFV・RI測定値

症例	FV (mL/min)	RI	症例	FV (mL/min)	RI	症例	FV (mL/min)	RI
1	456	0.51	21	361	0.32	41	224	0.75
2	302	0.44	22	1336	0.40	42	788	0.46
3	184	0.59	23	520	0.61	43	50.6	0.30
4	355	0.44	24	1209	0.59	44	723	0.65
5	256	0.63	25	515	0.56	45	286	0.73
6	526	0.56	26	639	0.66	46	723	0.63
7	868	0.50	27	721	0.40	47	460	0.43
8	1438	0.49	28	30.6	0.74	48	1057	0.45
9	10.62	0.42	29	946	0.31	49	1634	0.44
10	536	0.25	30	497	0.53	50	324	0.41
11	587	0.57	31	823	0.41			
12	238	0.47	32	189	0.87			
13	198	0.43	33	402	0.84			
14	1419	0.43	34	297	0.60			
15	567	0.54	35	539	0.49			
16	546	0.36	36	1246	0.40			
17	327	0.62	37	575	0.60			
18	826	0.46	38	558	0.48			
19	212	0.22	39	579	0.63			
20	791	0.53	40	973	0.50			

#### 4.6.1.2 FV値による対象の分類

超音波検査の結果を基に（社）日本透析医学会の慢性血液透析用バスキュラーアクセスの作製および修復に関するガイドラインにおける AVF 機能不全の基準値を用いて [10], FV が 500mL/min 以上の症例を I 群の 31 例, 500mL/min 未満の症例を II 群の 19 例に分類した。表 4-4 に対象の分類と FV の平均値±標準偏差を示す。

I 群の FV の最大値は 1634 mL/min, FV の最小値は 50.6 mL/min, FV の平均値は  $831 \pm 323$  mL/min であった。II 群の FV の最大値は 497 mL/min, FV の最小値は 184 mL/min, FV の平均値は  $309 \pm 95$  mL/min であった。

表 4-4 対象の分類と FV の平均値

I 群 (FV: 500 mL/min 以上)			II 群 (FV: 500 mL/min 未満)		
症例	FV (mL/min)	症例	FV (mL/min)	症例	FV (mL/min)
6	526	36	1246	1	456
7	868	37	575	2	302
8	1438	38	558	3	184
9	10.62	39	579	4	355
10	536	40	973	5	256
11	587	42	788	12	238
14	1419	43	50.6	13	198
15	567	44	723	17	327
16	546	46	723	19	212
18	826	48	1057	21	361
20	791	49	1634	28	30.6
22	1336			30	497
23	520			32	189
24	1209			33	402
25	515			34	297
26	639			41	224
27	721			45	286
29	946			47	460
31	823			50	324
35	539				
FV の平均値±標準偏差		831±323 mL/min		309±95 mL/min	

#### 4.6.1.3 RI 値による対象の分類

超音波検査の結果を基に（社）日本透析医学会の慢性血液透析用バスキュラーアクセスの作製および修復に関するガイドラインにおける AVF 機能不全の基準値を用いて、RI が 0.6 未満の症例を A 群の 36 例、0.6 以上の症例を B 群の 14 例に分類した。表 4-5 に対象の分類と RI の平均値±標準偏差を示す。

表 4-5 対象の分類と RI の平均値

A 群 (RI: 0.6 未満)				B 群 (RI: 0.6 以上)	
症例	RI	症例	RI	症例	RI
1	0.51	24	0.59	5	0.63
2	0.44	25	0.56	17	0.62
3	0.59	27	0.40	23	0.61
4	0.44	29	0.31	26	0.66
6	0.56	30	0.53	28	0.74
7	0.50	31	0.41	32	0.87
8	0.49	35	0.49	33	0.84
9	0.42	36	0.40	34	0.60
10	0.25	38	0.48	37	0.60
11	0.57	40	0.50	39	0.63
12	0.47	42	0.46	41	0.75
13	0.43	43	0.30	44	0.65
14	0.43	47	0.43	45	0.73
15	0.54	48	0.45	46	0.63
16	0.36	49	0.44		
18	0.46	50	0.41		
19	0.22				
20	0.53				
21	0.32				
22	0.40				
RI の平均値±標準偏差		0.45 ± 0.09		0.68 ± 0.09	

A 群の RI の最大値は 0.59, RI の最小値は 0.22, RI の平均値は  $0.45 \pm 0.09$  であった。B 群の RI の最大値は 0.87, RI の最小値は 0.60, RI の平均値は  $0.68 \pm 0.09$  であった。

#### 4.6.2 電子聴診器で採取したシャント音のパワースペクトル値

##### (1) 全症例におけるシャント音の各周波数帯域のパワースペクトル値

全症例におけるシャント音の各周波数帯域のパワースペクトル値の比較において、341-1000Hz の周波数帯域は、他の周波数帯域のパワースペクトル値と比較して有意差を示

さなかった（図4-3）。この結果を基にシャント音のパワースペクトル値が他のパワースペクトル値と比較して極端に大きい値を示した5例を対象から除外した。

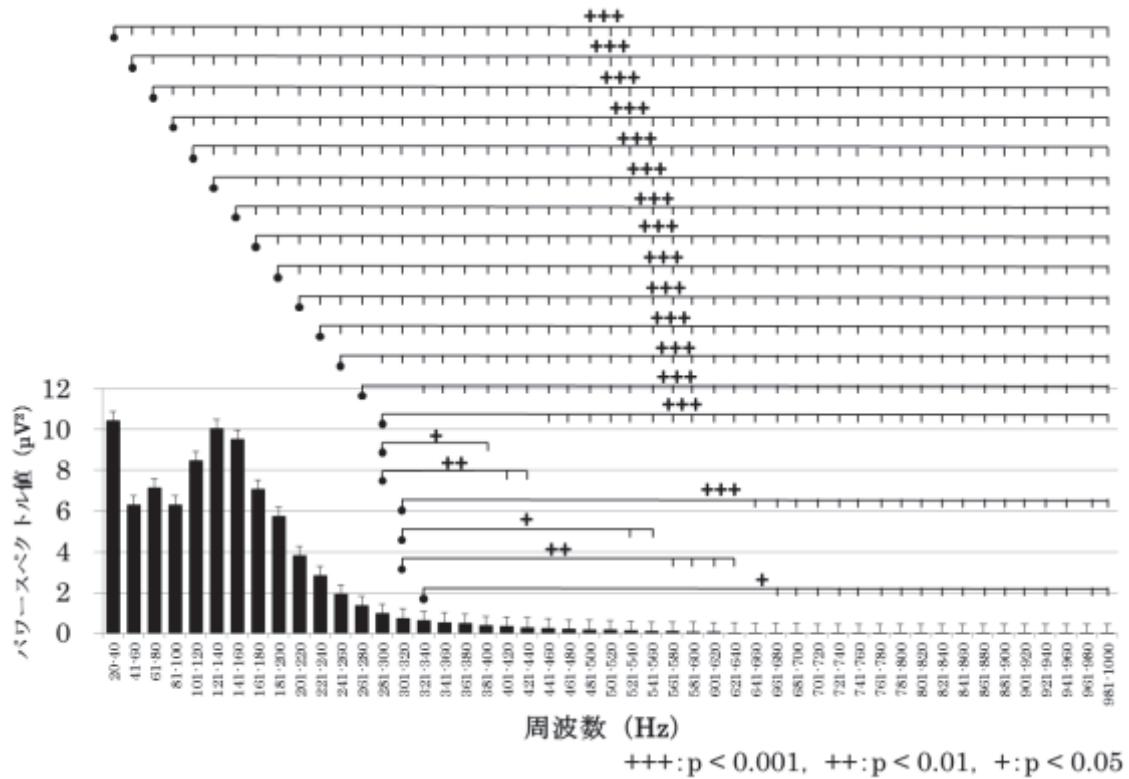


図4-3 全症例におけるシャント音の各周波数帯域のパワースペクトル値

#### 4.6.3 測定環境による雑音のパワースペクトル値

##### (1) 超音波検査室の環境音パワースペクトル値

全症例におけるシャント音の各周波数帯域のパワースペクトル値の結果から、対象とした周波数帯域を20-340Hzとし、全症例におけるシャント音の各周波数帯域のパワースペクトル値と超音波検査室における環境音の各周波数帯域におけるパワースペクトル値の2群間比較の結果を図4-4に示す。

全症例におけるシャント音のパワースペクトル値は、超音波検査室における環境音のパワースペクトル値と比較して、すべての周波数帯域のパワースペクトル値が有意に高値を示した。

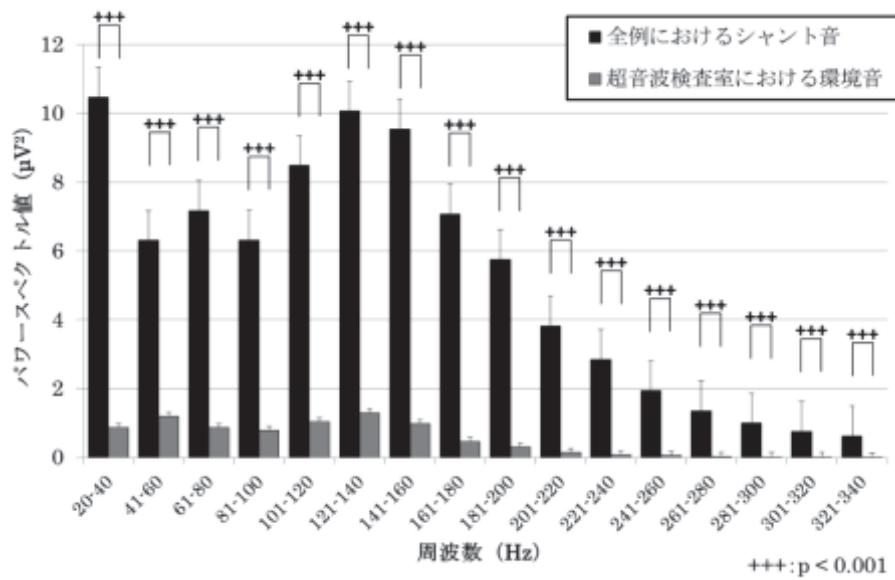


図 4-4 全症例のシャント音と環境音の各周波数帯域におけるパワースペクトル値

## (2) 皮膚摩擦音のパワースペクトル値

全症例におけるシャント音の各周波数帯域のパワースペクトル値の結果から、対象とした周波数帯域を 20-340Hz とし、全症例におけるシャント音の各周波数帯域のパワースペクトル値と皮膚摩擦音の各周波数帯域におけるパワースペクトル値の 2 群間比較の結果を図 4-5 に示す。

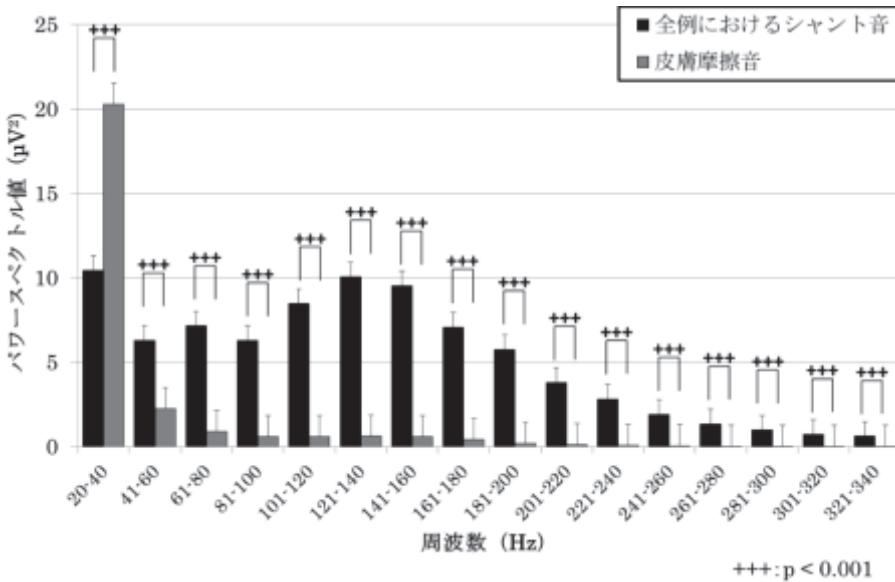


図 4-5 全症例におけるシャント音と皮膚摩擦音の各周波数帯域におけるパワースペクトル値

全症例におけるパワースペクトル値は、皮膚摩擦音のパワースペクトル値と比較して、20-40Hz の周波数帯域のパワースペクトル値が有意に低値を示した。また 41-340Hz の周波数帯域においては、全症例におけるシャント音のパワースペクトル値は、皮膚摩擦音のパワースペクトル値と比較して、有意に高値を示した。

これらの結果から 20-40Hz の周波数帯域にはシャント音測定データに皮膚摩擦音が含まれる可能性があるため、解析対象の周波数帯域を 41-340Hz とした。

#### 4.6.4 FV 値で分類した 2 群間におけるシャント音のパワースペクトル値の周波数特性

FV 値で分類した各群の 41-340Hz までの 20Hz 間隔におけるシャント音の各周波数帯域のパワースペクトル値の結果を図 4-6 に示す。I 群は II 群と比較して、41-340Hz のすべての周波数帯域のパワースペクトル値が有意に高値を示した。

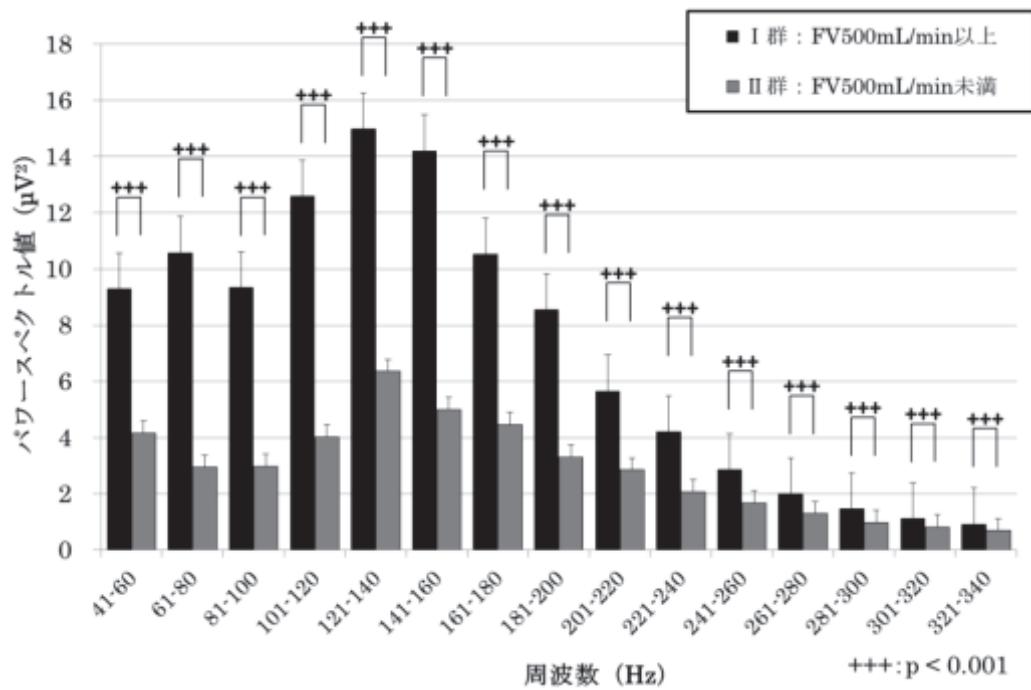


図 4-6 FV 値で分類した 2 群間における  
シャント音の各周波数帯域のパワースペクトル値

#### 4.6.5 FV 値で分類した各群内のシャント音のパワースペクトル値における周波数特性

I 群におけるシャント音の各周波数帯域のパワースペクトル値の群内比較において、121-140Hz, 141-160Hz 帯域は、他の周波数帯域と比較して有意に高値を示した（図 4-7）。

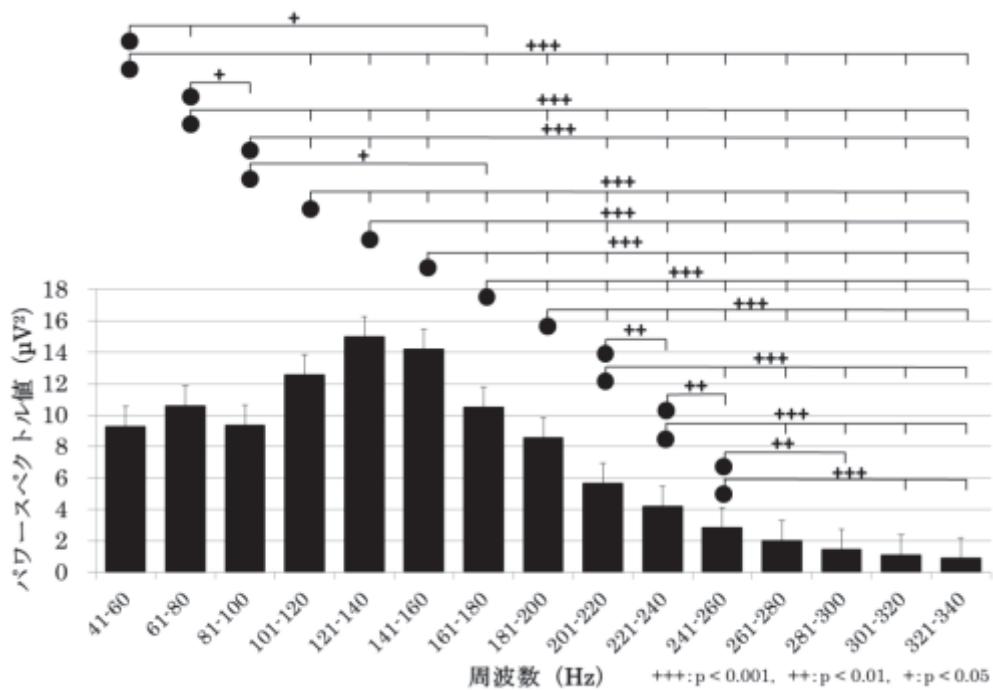


図 4-7 I 群におけるシャント音の各周波数帯域におけるパワースペクトル値

II群においては、121-140Hz, 141-160Hz 帯域が他の周波数帯域と比較して有意に高値を示した(図4-8).各群のパワースペクトルのピーク値は、I 群が 121-160Hz, II 群が 121-140Hz であった.

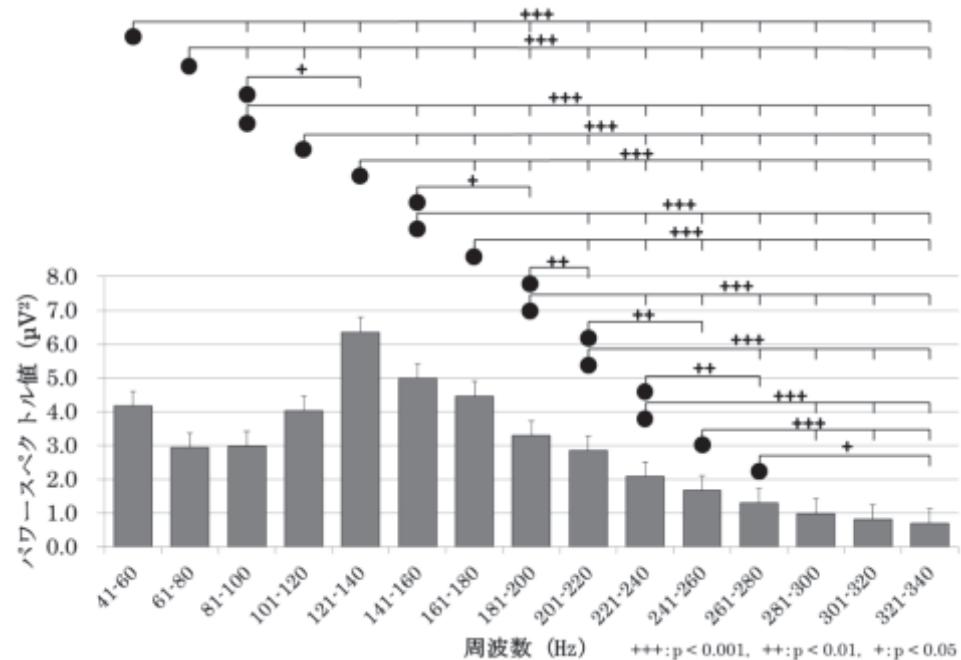


図 4-8 II 群におけるシャント音の各周波数帯域におけるパワースペクトル値

#### 4.6.5 RI 値で分類した 2 群間におけるシャント音のパワースペクトル値の周波数特性

RI 値で分類した各群の 41-340Hz までの 20Hz 間隔におけるシャント音の各周波数帯域のパワースペクトル値の結果を図 4-9 に示す。A 群は B 群と比較して、41-340Hz のすべての周波数帯域のパワースペクトル値が有意に高値を示した。

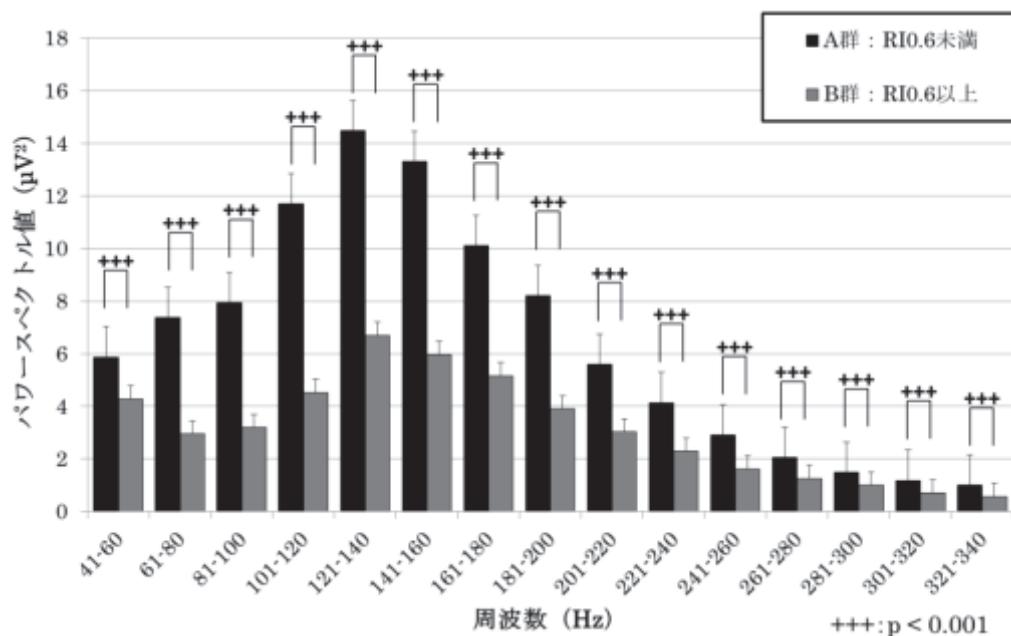


図 4-9 RI 値で分類した 2 群間における  
シャント音の各周波数帯域のパワースペクトル値

#### 4.6.6 RI 値で分類した各群内のシャント音のパワースペクトル値における周波数特性

A 群におけるシャント音の各周波数帯域のパワースペクトル値の群内比較において、121-140Hz および、141-160Hz 帯域は、他の周波数帯域と比較して有意に高値を示した（図 4-10）。

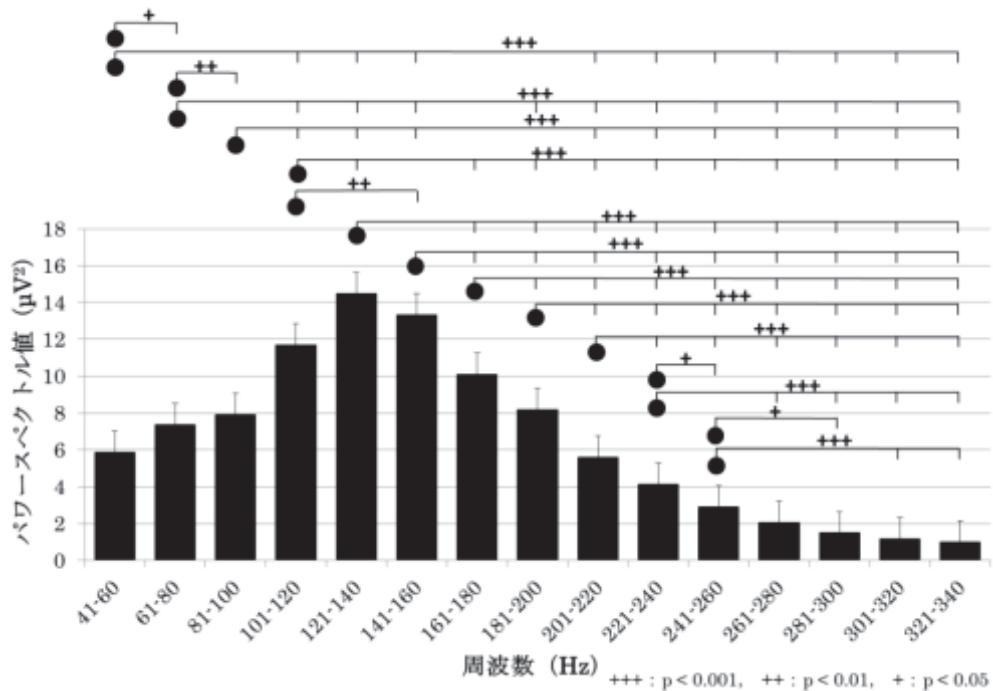


図 4-10 A 群におけるシャント音の各周波数帯域におけるパワースペクトル値

B 群においては、121-140Hz 帯域が他の周波数帯域と比較して有意に高値を示した(図 4-11)。

各群のパワースペクトルのピーク値は、A 群が 121-160Hz、B 群が 121-140Hz であった。

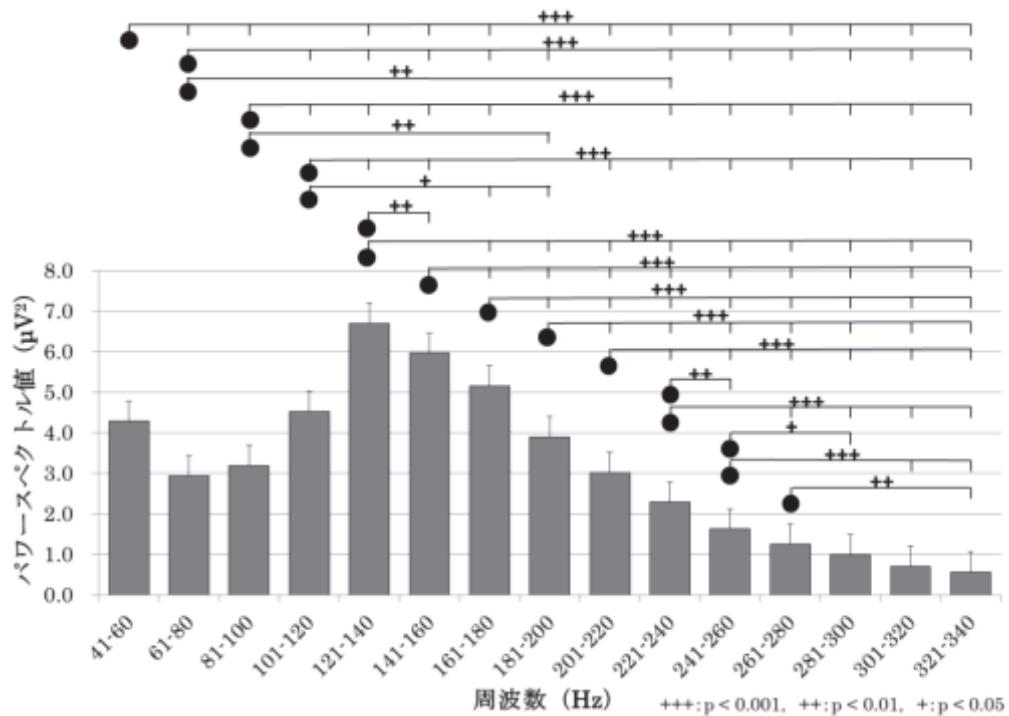


図 4-12 B 群におけるシャント音の各周波数帯域におけるパワースペクトル値

#### 4.6.7 FV と RI の相関解析

FV と RI の相関解析の結果を図 4-13 に示す。FV と RI との間に負の相関関係を示した。

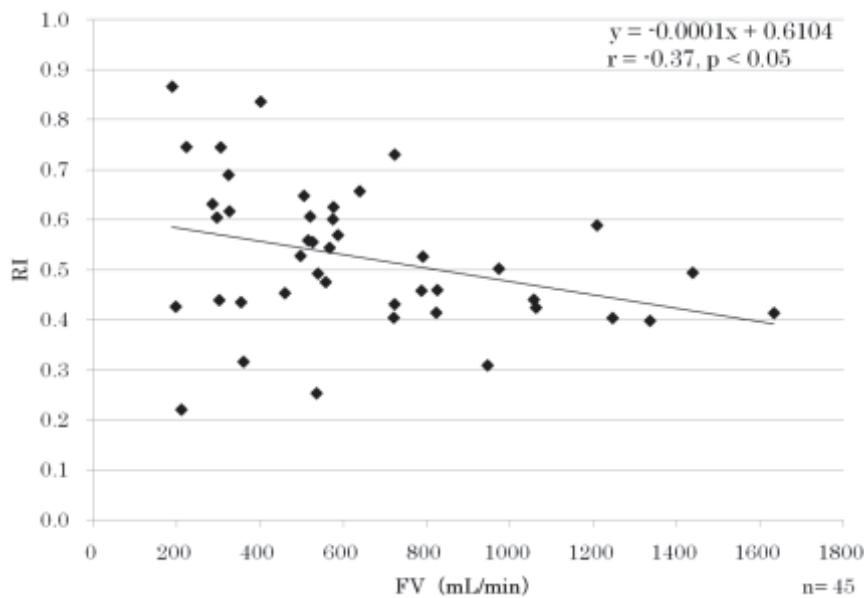


図 4-13 FV と RI の相関関係

## 4.7 考察

### 4.7.1 シヤント音の周波数特性

透析患者におけるVAは、血液透析療法に受けるにあたってなくてはならない存在である。しかし近年、動脈硬化などによる血管荒廃の進行により、AVFの作製や維持を困難にし、人工血管や長期留置カテーテルの適応患者を増加させる要因となり深刻な問題となっている。血液透析を実施するため、VAの必要条件は、穿刺性に優れる、一定以上の血液流量が得られる、抗血栓性・抗感染性に優れて長期的に開存性を維持できるなどが求められ、現在のVAの中ではAVFが最適と報告されている [9]。そのため作製されたAVFを長期に使用するためにも評価が非常に重要である。そのためAVF機能評価法として、聴診法による理学的所見、および超音波検査法が有用であることが報告された [10]。しかしながら、理学的所見による評価法はスタッフによる主観が大部分を占めるため、簡便である反面、精度が低い。一方、超音波検査法による評価法は、非侵襲的であり高精度な客観的評価が可能であるが、装置が高価であることや、資格による操作制限があることなどの問題点が内在する。よって、超音波検査法と同程度の客観的評価能を有し、さらに安価かつ簡便である聴診法によるAVF機能評価法を確立することが本研究の意義を示すものと考えられる。

超音波検査法は、(社)日本透析医学会のガイドラインにおいて、FV が 500 mL/min 未満またはベースの血流量より 20%以上の減少は狭窄病変が発言している可能性があるとしている [10]。また村上らは、RI のカットオフ値を 0.6 とすると、血液透析施行時の血流不良例

の感度を 100%にできると報告している [34]. また FV が 500 mL/min と RI がおおむね相関しており、これらの値がスクリーニングのカットオフ値として最良であると考えられている. 一方、聴診法によるシャント音解析による血流評価は、手軽に誰でも容易に実施することができ、また超音波診断装置のような高価で大がかりな機器も不要になることから、装置の汎用性の面で利点が大きく、VA 機能不全の早期発見、早期修復へと繋がることも期待される. 過去にもシャント音を周波数解析し、シャント音の客観的評価の試みがされている.

本研究においては、全例におけるシャント音の各周波数帯域のパワースペクトル値の比較の結果、20-340Hz の周波数帯域において、各周波数帯域との間に有意差を示した. しかし、341-1000Hz の周波数帯域は、他の周波数帯域のパワースペクトル値と比較して有意差を示さなかった. このことから、対象とした周波数帯域を 20-340Hz とした. また全症例におけるシャント音の各周波数帯域のパワースペクトル値と超音波検査室における環境音の各周波数帯域におけるパワースペクトル値を 2 群間比較した結果、全症例におけるパワースペクトル値は、超音波検査室における環境音のパワースペクトル値と比較して、対象としたすべての周波数帯域のパワースペクトル値が有意に高値を示した. さらに全症例におけるシャント音の各周波数帯域のパワースペクトル値と皮膚摩擦音の各周波数帯域におけるパワースペクトル値を 2 群間比較した結果、全症例におけるシャント音のパワースペクトル値は、皮膚摩擦音のパワースペクトル値と比較して、20-40Hz の周波数帯域のパワースペクトル値が有意に低値を示した. また 41-340Hz の周波数帯域において、全症例におけるパワースペクトル値は、皮膚摩擦音のパワースペクトル値と比較して、有意に高値を示した. このことから、シャント音測定時の超音波検査室における環境音が混入したとしてもシャント音に与える影響は少ないと考えられた. 一方、シャント音測定時の皮膚摩擦音は、20-40Hz の周波数帯域のパワースペクトル値が全症例におけるシャント音のパワースペクトル値と比較して、有意に高値を示したことから、20-40Hz の周波数帯域に皮膚摩擦音が混入している可能性を考え、解析対象から除いた.

現在、AVF の吻合部におけるシャント音の周波数帯域は、これまでおおよそ 125-250Hz と報告 [44] されているが、本研究においては、シャント音の周波数帯域は、41-340Hz であり、過去の報告よりも周波数帯域が広い結果となった. この結果は、測定機器の違いや狭窄の有無の違いによるものと考えた.

#### 4.7.2 FV・RI 値で分類した 2 群間および各群におけるシャント音の周波数特性

FV 値で分類した各群の 41-340Hzまでの 20Hz 間隔における各周波数帯域におけるシャント音のパワースペクトル値の結果、I 群 (FV: 500 mL/min 以上) は II 群 (FV: 500 mL/min 未満) と比較して、41-340Hz のすべての周波数帯域のパワースペクトル値が有意に高値を示した.

I群におけるシャント音の各周波数帯域のパワースペクトル値の群内比較において、121-140Hz, 141-160Hz帯域は、他の周波数帯域と比較して有意に高値を示した。このことからI群のパワースペクトルのピーク値は、121-160Hzであると考えた。またII群におけるシャント音の各周波数帯域のパワースペクトル値の群内比較において、121-140Hz, 141-160Hz帯域が他の周波数帯域と比較して有意に高値を示した。このことからII群のパワースペクトル値のピーク値は、121-160Hzであると考え、I群と同様にパワースペクトル値のピーク値の周波数帯域が同じであることからシャント音のパワースペクトル値のピーク値は、121-160Hzであると考えた。また121-160Hzの周波数帯域のパワースペクトル値は、I群とII群との間に有意差を示していることから、121-160Hzの周波数帯域のパワースペクトル値を解析することでFVを評価することができると考えられた。

RI値で分類した各群の41-340Hzまでの20Hz間隔における各周波数帯域におけるシャント音のパワースペクトル値の結果、A群（RI: 0.6未満）はB群（RI: 0.6以上）と比較して、41-340Hzのすべての周波数帯域のパワースペクトル値が有意に高値を示した。また、A群におけるシャント音の各周波数帯域のパワースペクトル値の群内比較において、121-140Hz, 141-160Hz帯域は、他の周波数帯域と比較して有意に高値を示した。このことからA群のパワースペクトルのピーク値は、121-160Hzであると考えられた。B群におけるシャント音の各周波数帯域のパワースペクトル値の群内比較において、121-140Hz帯域が他の周波数帯域と比較して有意に高値を示した。このことからB群のパワースペクトル値のピーク値は、121-140Hzであると考えられた。これらの結果から各群においてそれぞれ異なる周波数特性を示すと考えられた。

以上の結果からFVが500 mL/min以上かつRIが0.6未満のAVF機能が良好な患者のシャント音は、FVが500 mL/min未満かつRIが0.6以上のAVF機能が不良である患者と比較して、41-340Hzの周波数帯域のパワースペクトル値が大きく、パワースペクトル値のピーク値の周波数帯域が広範囲であった（121-160Hz）。一方、AVF機能が不良である患者のシャント音の41-340Hzの周波数帯域におけるパワースペクトル値は小さく、ピーク値の周波数帯域は狭く、121-140Hzを示した。また、AVF機能が良好な患者においては、パワースペクトル値が大きく、周波数帯域が広範囲であり、AVF機能が不良である患者においては、パワースペクトル値が小さく、周波数帯域の分布が狭いことが分かった。

RIが上昇する原因として、動静脈吻合部から静脈血管の中枢側に狭窄などにより血流状態が遮断され、動脈の血液が静脈へ流れにくくなることによりFVが低下する。先行研究においては、狭窄や閉塞が存在する場合に比較的高い周波数帯域にパワースペクトル値を示すと報告されている [44] [45] [46] [47] [48]。このことは、本研究において、狭窄の有無について検討していないことが、結果に影響をおよぼした可能性があると考えられた。

以上の結果から、聴診法を用いたシャント音のパワースペクトル値の振幅値および周波数特性を解析することによって、FVやRIを評価することができ、さらにはAVF機能が評

価できる可能性が示唆された。

#### 4.8 今後の課題

2004年に佐藤らは、シヤント音をウェーブレット変換にて解析し、シヤント血管の狭窄部位における血流状態に応じて周波数の分布特性が変化することを報告している<sup>47, 48)</sup>。また、擬似血管狭窄モデルを用いたシヤント狭窄音と、臨床でのシヤント狭窄音のスペクトルパターンの特徴を解析したものや、シヤント狭窄度とシヤント音周波数変化の関連性について示したものなどが報告されている[47][48]。

本研究においても、FV, RIに応じてシヤント音の周波数分布特性が変化したことから、過去の報告と同様に血流状態の違いをシヤント音のみで評価できる可能性が示唆された。しかしながら、過去のシヤント音の周波数解析は、狭窄音を解析したものが多く、本研究のようにFVやRIの血流状態によるシヤント音の違いを評価したものは、われわれの報告[49]以外はわずかである。そのためシヤント狭窄によるシヤント音の周波数特性とFVに応じたシヤント音の周波数特性との関連性について、今後の研究でさらに明らかにする必要があると考えた。さらにFVやRIにおける血流速度毎の周波数特性、およびそれぞれのピーク値の変化、狭窄の有無の違いによるパワースペクトル値の変化などについて詳細に検討し、臨床的に評価する必要がある。

#### 4.9 結論

現在、透析患者は、約33万人存在する[1]。そのうちのVA形態比率におけるAVFが占める割合を89.7%[19]と考えると、約29万人がAVFである。近年の透析導入における主原疾患が糖尿病や腎硬化症などの血管病変を有する患者の増加や長期透析による血管合併症の患者の増加に伴い、AVFの狭窄や閉塞による合併症は増加することが考えられる。今後、AVF機能不全を早期発見、早期治療を目指し、AVFの長期使用へと繋げるために簡便でありながら効果の高い日常管理方法を考案することが、より良い透析環境を構築する上で必要な条件のひとつと言える。

本研究において、聴診法にて得られたシヤント音をデジタル化し、周波数解析することにより、FVやRIが評価することが可能であり、AVF機能を聴診法にて客観的に判断できると考えた。

# 第5章 身体組成分析装置および非侵襲的心拍出量モニタを用いた血液透析中の循環動態モニタリングの検討

第5章では、血液透析維持期において、身体組成分析装置および非侵襲的心拍出量モニタを用い血液透析中の循環動態モニタリングについて検討した研究成果について述べる。

## 5.1 透析中の血圧と対策

### 5.1.1 透析低血圧

透析中の除水による血管内静水圧の低下と血漿膠質浸透圧の上昇により、血管外から血管内に水分の移動 (plasma refilling) が起こる。除水量が plasma refilling を超えれば循環血液量が減少することになる。この循環血液量の減少に対し、末梢血管抵抗の増大、静脈収縮による静脈灌流量の増加、心拍出量の増加によって、血圧は維持されている。

透析患者では、循環血液量の急激な減少、循環血液量の低下に対する血管収縮の障害、心臓因子などが関与し、透析低血圧が生じる [50]。

血圧は、心拍出量が多いほど、また末梢血管抵抗が大きいほど高くなる。この関係は、式 (5.1) により表される [51]。

$$\text{血圧} = \text{心拍出量} \times \text{末梢血管抵抗} \quad \dots \dots \dots \dots \dots \dots \quad (5.1)$$

ただし、平均血圧は、式 (5.2) で求める。

$$\text{平均血圧} = (\text{収縮期血圧} + 2 \times \text{拡張期血圧}) / 3 \quad \dots \dots \dots \quad (5.2)$$

血圧とその決定因子との関係を図5-1に示す。図5-1に示したように血圧の主たる決定因子は心拍出量と末梢血管抵抗である。その内、心拍出量は中心静脈圧と心筋収縮力によって決定されている。中心静脈圧は全身の静脈に分布する血液量に依存する。体内の血液の約70%は静脈に分布しているため、循環血液量の増減は主に静脈に分布する血液量の増減に依存している。よって、非透析時に体内に過剰な水分が貯留すると、静脈に分布する血液の量が増加し、その結果、中心静脈圧が上昇して心拍出量が増加、血圧が上昇する。一方、これとは逆に、透析中に除水をおこなうと、静脈に分布する血液の量が減少し、その結果、中心静脈圧が低下して心拍出量が低下、血圧は下降することになる [51]。

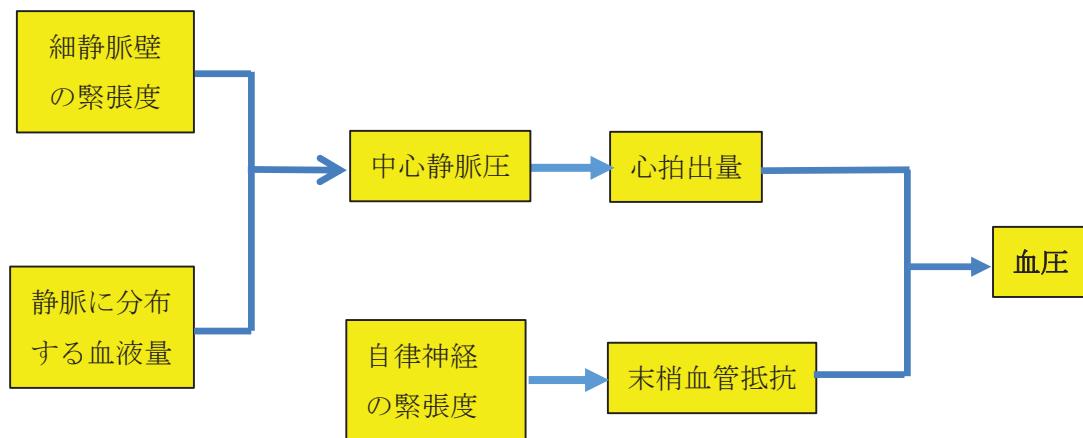


図5-1 血圧の決定因子 [51]

式5-2が示すように、血圧は心拍出量と末梢血管抵抗の積である。よって、ある程度までの心拍出量の低下は末梢血管抵抗の増大で補われ、血圧は維持される。末梢血管抵抗は細動脈と毛細血管の連結部の細動脈上に存在する毛細血管前括約筋の緊張度により決定されている。例えば、透析中、除水に伴い心拍出量が低下すると、正常ではその程度に応じて細動脈の毛細血管前括約筋の緊張度が増し、血圧の低下が防がれる。しかし、その際に全身の臓器で毛細血管前括約筋が一様に緊張度を増すのではなく、まずは皮膚の細動脈毛細血管前括約筋が緊張度を増す。心拍出量がさらに低下すると、次いで筋肉の細動脈毛細血管前括約筋の緊張度が増す。細動脈の毛細血管前括約筋の緊張度が増すと血圧は保たれるが、毛細血管前括約筋より末梢への血流は減少する。皮膚の血流量が減少すれば、皮膚は蒼白となり、皮膚温は低下する。これが高度になれば交感神経が緊張し発汗が生じる。一方、筋肉の血流量が減少すると、筋肉細胞の代謝が障害され、いわゆる倦怠感が生じる。また、筋肉の血流量減少に何らかの因子（電解質バランス等の異常）が加わると筋肉の痙攣が生じる。消化器系臓器や脳などの代謝が活発な臓器では、血流が減少すると局所で半減期が極めて短い血管拡張物質が産生されるため、代謝が活発な臓器ではたとえ血圧がある程度低下しても最後まで血流は保たれる。しかし、血管拡張物質の産生增加とともに局所血流の増加が血圧低下による局所血流の減少を相殺できなくなると、それぞれの臓器に特有な症状が現れる。消化器系臓器であれば、腸音の消失をともなう激しい腹痛が出現し、脳血流量が低下し始めると、最初は欠伸が生じ、さらに減少すると意識が消失する [51]。

### 5.1.2 透析中の血圧推移

透析中除水を行うと、循環血液量が減少していく。循環血液量が減少すると、静脈に分布する血液量も減少し、これにともなって中心静脈圧も低下する。中心静脈圧が低下すると

心拍出量も低下する。このような心拍出量の低下による血圧の低下は、ある程度までは交感神経の緊張度の増大にともなう末梢血管抵抗の上昇により防止される。しかし透析中、除水が進行し、心拍出量がある一定以下に低下すると、末梢血管抵抗の増大ではこれを代償することができなくなり血圧が下降し始める。重度の心不全があれば、中心静脈圧の低下が比較的軽度であっても心拍出量は著明に低下し、血圧は下降する。

高度の自律神経失調があれば、少ない除水量による軽度の心拍出量の低下でも、これを交感神経の緊張度の亢進により代償することができないため、やはり血圧は低下する [51]。

透析低血圧症を招く原因を図5-2に示す。

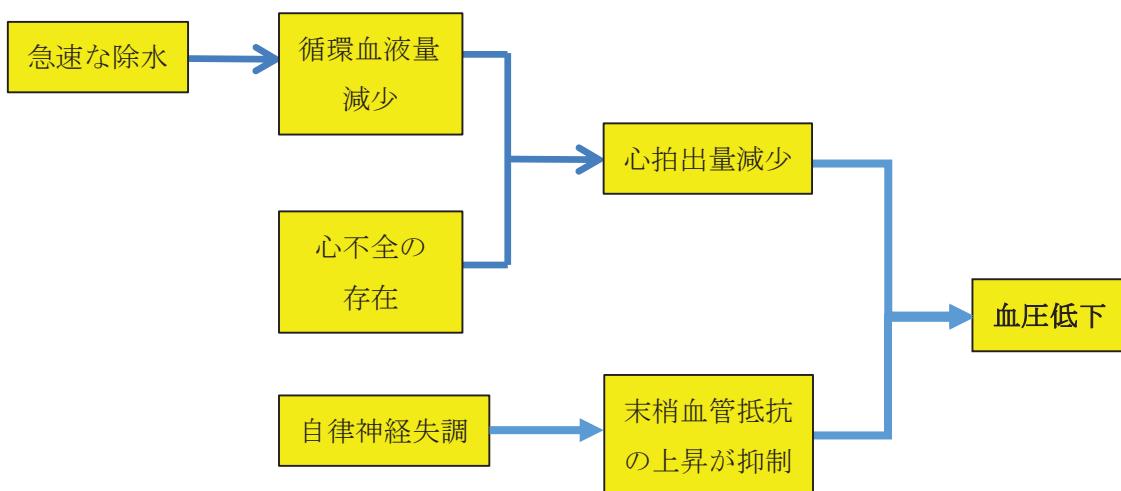


図5-2 透析低血圧の要因 [51]

### 5.1.3 透析中の血圧の推移と症状の出現

透析低血圧に伴う症状の多くが、脳血流量の減少に関連する症状である。脳血流量は、血圧の低下が軽度である間はほとんど影響を受けないが、血圧があるレベルを越えて下降していくと減少し始める（図 5-3）。この脳血流量が減少し始める血圧のレベルには個人差が大きい。高齢者、動脈硬化が著しい患者では、比較的軽度の血圧の下降でも、脳血流量が減少する。したがって、血圧が低下しても、脳血流量が減少するほどではない場合には、無症状である。脳血流量の減少の初期症状は、大脳機能の低下に伴う欠伸や倦怠感の出現である。脳血流量が減少すると、反射的に副交感神経系の緊張度が亢進し、恶心、嘔吐が出現する。それでもさらに血圧低下を放置しておくと、脳血流が極限まで低下し、意識が消失する [51]。

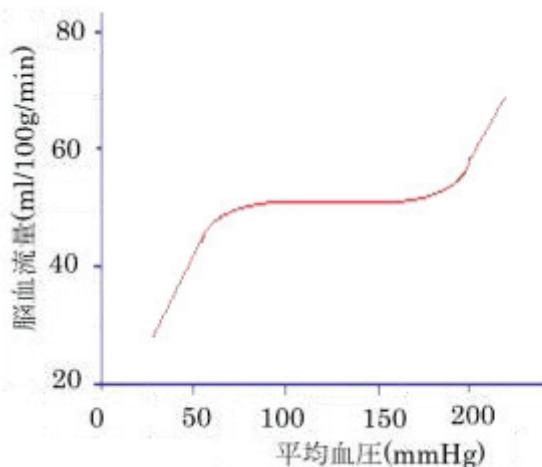


図5-3 脳血流量と血圧の関係 [51]

#### 5.1.4 透析低血圧の発生機序と対策

透析低血圧の発生機序と対策を表5-1に示す[50].

1. 循環血液量の絶対量の減少もしくは急激な低下
  - ① 目標体重(Dry weight: DW)以下に除水した場合や目標体重が低く設定された場合、循環血液量の絶対量の低下のため、透析後半に血圧低下がみられる。
  - ② 透析間の体重増加が多いと1回の除水量が多くなり、時間当たりの除水量も多く循環血液量が減少する。
  - ③ 血液ナトリウム濃度が透析液ナトリウム濃度よりも高い場合、ナトリウムが拡散除去されるため血液は低張となり、血管内から水分が移行し循環血液量が低下する。
2. 末梢血管抵抗の低下
  - ① 酢酸は血管拡張作用をもっており、酢酸透析実施中に血管拡張を起こす。
  - ② 透析液温度が高いと透析中体温が上昇し、血管が拡張する。
  - ③ 透析中食物摂取することで末梢血管抵抗と内臓血管床の抵抗が低下する。
  - ④ 糖尿病の自律神経障害では、循環血液量減少時の血管収縮反応が障害されており、血圧を保持することができず低血圧が持続する。
3. 心拍出量の低下
 

循環血液量の低下に対し、心拍出量を代償的に増加させることで血圧を維持するが、左心肥大と拡張能障害を合併する透析患者では、心拍出量を維持することができず低血圧となるまたβ遮断薬など薬剤による心拍出量への影響もあり、注意が必要である。
4. 対策
 

透析中に血圧が低下した場合、下肢を挙上し頭を下げるトレンデンブルグ体位、静脈回路より生理食塩液の急速投与、高ナトリウム液の投与、除水を止めるなどの処理がさ

れる。

表 5-1 透析低血圧の病態と対策 [50]

病態	対策
循環血液量の過度の減少	
過度の除水	目標除水量（DW）の見直し 透析間体重増加を最小限にする（水分制限、塩分制限）
Plasma refilling の低下	除水のみの併用 血液濾過、血液透析濾過への変更 高ナトリウム透析 高浸透圧製剤の投与 貧血・低蛋白血症の是正
末梢血管抵抗の低下	透析日の降圧薬の中止・調節 昇圧薬の持続投与 昇圧薬の透析前内服 透析液温度の調節
心拍出量の低下	薬剤投与 血液濾過、血液透析濾過、腹膜透析への変更

### 5.1.5 DW の設定と透析低血圧症の予防

透析を継続する上で、患者の体重は非常に重要な決定因子であり、その体重に合わせた食事管理、水分管理を行うことで、透析中の過剰な除水による生体への負担を和らげることが可能となる [51]。その基準体重のことを一般的に DW と呼ぶが、これには明確な設定基準が定められていない。一般的に DW は、透析後において浮腫がなく、非透析時の血圧が正常で、心胸郭比 (cardiothoracic ratio: CTR) が 50% 以下であり、さらに体液量をそれ以下に下げる透析中に血圧が著しく低下してしまう限界の体重と定義される。さらに、これらの条件に「透析後に強い倦怠感が生じない」という条件を加えるべきであるという意見もある。DW を設定するに当たって、透析後に浮腫がなく、非透析時に血圧が正常で、心胸郭比が 50% 以下であるように設定すると、透析中に著しく血圧が低下する患者がしばしば現れる。一方、透析中に血圧低下が生じないように DW を設定すると、非透析時には高血圧や浮腫が生じ、時には肺水腫に陥るような患者が現れる。さらに、透析中に血圧が維持される限界の閾値まで除水によって体液量が減少したり、心胸郭比が 50% 以下になるように体液量を調整したりすると、透析後に強い倦怠感を訴える患者がしばしば現れる。よって、DW の設定は容易ではないが、それぞれの要因を患者の全身状態や精神

状態から汲み取って、適切な値を設定すべきである。また、頻回に DW 値を設定しなおすことで、患者の体重増減をより細やかに反映した DW 管理が可能である。適正な DW を定めて、その体重に見合った水分や食事等の体重・栄養管理を指導することは、透析低血圧症の発症を抑制するために重要なポイントとなる。図 5-4 に一般的な DW の指標となる CTR の計測法を記す。

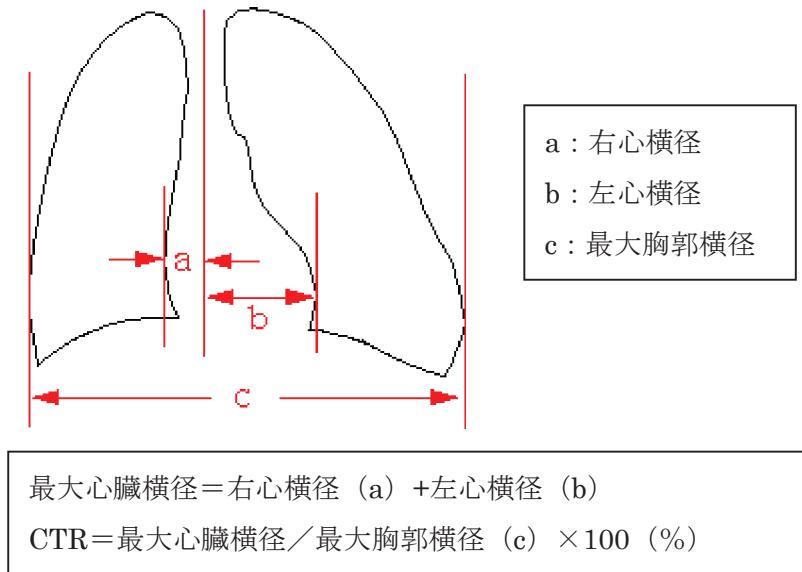


図5-4 CTRの測定法 [51]

## 5.2 透析患者の循環動態モニタリング

### 5.2.1 循環血液量 (blood volume) 変化率 ( $\Delta BV$ )

図5-5にJMS社製のクリットラインモニタTQAⅢの測定原理図を示す [52]。 $\Delta BV$ 装置は、血液透析中のヘマトクリット値及び酸素飽和度を光学的に連続して測定し、その変化を監視して記録する装置である。また、ヘマトクリット値の変化から循環血液量変化を算出する。 $\Delta BV$ は血圧との間に有意な正相関を示すことが明らかとなっており [53] [54] [55]、血管内水分量の増減を監視することが可能である。血液浄化器の動脈側入り口手前に取付けられた専用血液チャンバー内を通過する患者血液に、クリットラインモニタTQAⅢのセンサ部から660, 880, 1300nmの3種類の波長の異なる近赤外線を発光する。この近赤外線は血液中の赤血球により吸収・散乱されるため、センサ受光部へ到達する。近赤外線量はその発光部より発光された量よりも減少することから、発光部と受光部の近赤外線量の差から血液中のヘマトクリット値、酸素飽和度を測定することができる。また、これらの値から循環血液量を算出し、測定値及び換算値をリアルタイムにグラフ表示する [52]。

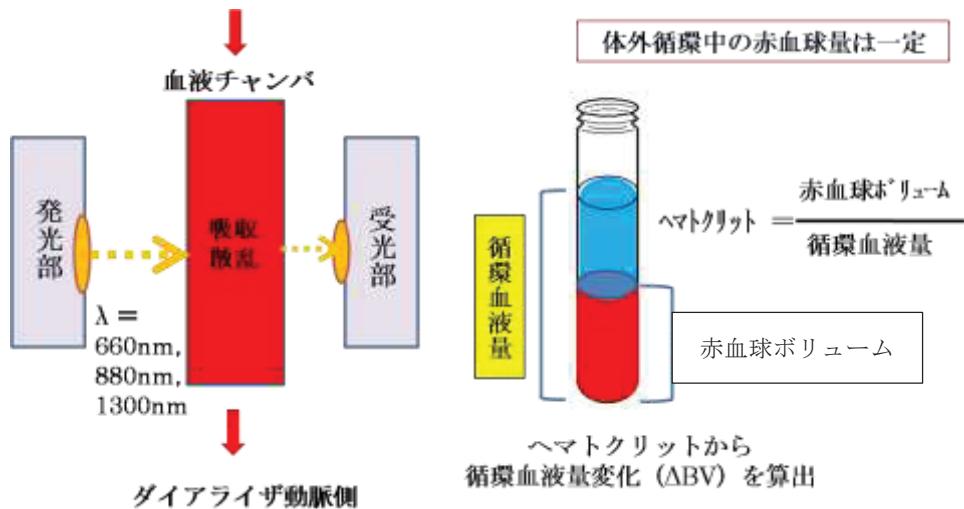
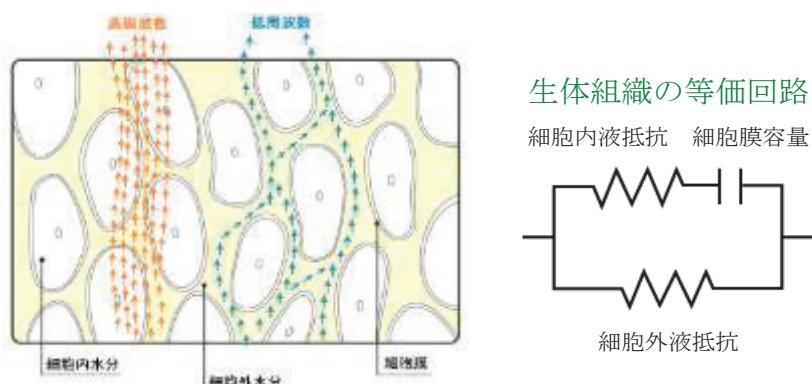


図5-5 クリットラインモニタTQAIIIの測定原理 [52]

### 5.2.2 身体組成分析装置

図5-6に積水化学社製の身体組成分析装置MLT-50の測定原理を示す [56]. 生体には固有の電気抵抗（インピーダンス）があり、筋肉組織ではインピーダンスが低くなり、脂肪や骨ではインピーダンスが高くなる特徴をもつ。筋肉組織レベルでは、細胞膜は電気的容量の大きいコンデンサと考えられ、交流電流で低周波数域（数10Hz以下）は細胞外を流れ、高周波数域では細胞内も流れる。この特徴を用いて、細胞内外の電気的抵抗値から脂肪重量、除脂肪重量、高周波数域から総体液量（total body water: TBW）、低周波数域から細胞外液量(extracellular water: ECW), TBWとECWの差から細胞内液量(intracellular water: ICW)を算出する。各測定項目を表5-2に示す。MLT-50はこの基本原理を応用して複数の周波数帯による生体インピーダンス測定を瞬時に行うことで身体組成成分の推定を行う。



- 低周波（50kHz 以下）では細胞膜がコンデンサとして働きインピーダンスが高くなるため、細胞外液中を電流が流れる。
- 高周波（200kHz 以上）では細胞膜がコンデンサとして働きインピーダンスが低くなるため、電流が流れやすくなる。

図5-6 MLT-50 測定原理 [56]

表5-2 MLT-50測定項目

TBW (体水分量)	身体全体の水分量 (kg)
ICW (細胞内液量)	細胞内に含まれる水分量 (kg)
ECW (細胞外液量)	血液や間質液等、細胞の外側にある水分量 (kg)
FAT % (体脂肪率)	体重に対する脂肪重量の割合 体脂肪率 (%) = 脂肪重量 (kg) / 体重 (kg) × 100
FAT kg (脂肪重量)	身体全体の脂肪重量 脂肪重量 (kg) = 体重 (kg) × 体脂肪率 (%)
FFM (除脂肪重量)	脂肪を除く組織の重量 除脂肪重量 (kg) = 体重 (kg) - 脂肪重量 (kg)
BMI (Body Mass Index)	体格を示す指標 BMI = 体重 (kg) / 身長 (m) / 身長 (m)
R 0	周波数 0 kHz の時のレジスタンス推定値 ( $\Omega$ )
R $\infty$	周波数無限大の時のレジスタンス推定値 ( $\Omega$ )
R $\infty$ / R 0	周波数 0 kHz と周波数無限大の比
f <sub>c</sub> (臨界周波数)	細胞膜容量が最大になる周波数 (kHz)
R <sub>f</sub> c	臨界周波数でのレジスタンス ( $\Omega$ )
I <sub>f</sub> c	臨界周波数でのリアクタンス ( $\Omega$ )
C <sub>m</sub>	細胞膜の静電容量を示す

### 5.2.3 非侵襲的的心拍出量モニタ

図5-7にOSYPKA MEDICAL社製の非侵襲的的心拍出量モニター「エスクロンミニ®」の測定原理図を示す [57] [58]。エスクロンミニは、胸郭部の電気バイオインピーダンス (thoracic fluid content: TEB)，特に心拍に応じた測定をすることで、一回心拍出量 (stroke volume: SV) を推定することができる。このためには、患者の頸部及び胸郭下部左側に装着された4つの粘着性センサを利用して、胸部電気的バイオインピーダンス (TEB) の測定を行う (図5-8)。胸部に設置した外側のセンサA及びDより微弱交流電流を通電し、胸郭部で最も導電性の高い組織である血液中を通ることで、上行及び下行大動脈に電流が流れる。内側のセンサB及びCにより、電圧とECG波形が得られる。印加した電流と測定した電圧の比は導電率と等しくなり、経時的に記録される。ほとんどの循環動態パラメータは直接測定することができないため、測定結果を解釈するためには理論的なモデルが必要である。例えば、体表もしくは体内の電圧を測定するためには、心電図のモデルが必要であり汎用される。胸郭部のバイオインピーダンスから一回心拍出量を推定する場合も例外ではない。

循環動態パラメータの測定には、理論モデルが正確で信頼できることが必要である。信号測定の起源についての知識または適切な仮説がモデル化のためには重要である。電気的速度測定法 (electrical velocimetry: EV法) は心臓の拍動周期に応じた大動脈中の血液の導電性が基礎となっている。大動脈弁の開放前は、赤血球はランダムに配向していると推定され、大動脈中には血流がない状態である (図5-7)。印加された電流は、赤血球の周りを通過して大動脈を通り抜けるため、測定される電圧は高くなり、導電率は低くなる。大動脈弁が開放された直後、拍動流が赤血球の向きを並列に配向される (円盤状の血球の物理的な現象)。印加された電流は赤血球の間を通りやすくなり、その結果として測定される電圧は低くなり、従って導電率は高くなる。

図5-7に示すのは、表面ECG (一番上の波形)、 $-dz(t)$  (上から2番目の波形)、計算された人為的な $-dz(t)/dt$ 信号 (上から3番目の波形) 及びパルス・プレスチモグラム (パルスオキシメトリ測定法によって得られたもの: 一番下の波形) の時間的変化である [58]。大動脈弁が開放されると、赤血球の向きがランダムから一定方向に揃うので、導電率が特有の急激な増加を示す (インピーダンスの急激な減少に対応する) 各心拍 (beat to beat) に対して $-dz(t)$ 信号の傾斜が急であるほど、 $-dz(t)/dt$ のピーク振幅が高いほど、赤血球の揃う過程が迅速になり、心臓の収縮性が高くなる。

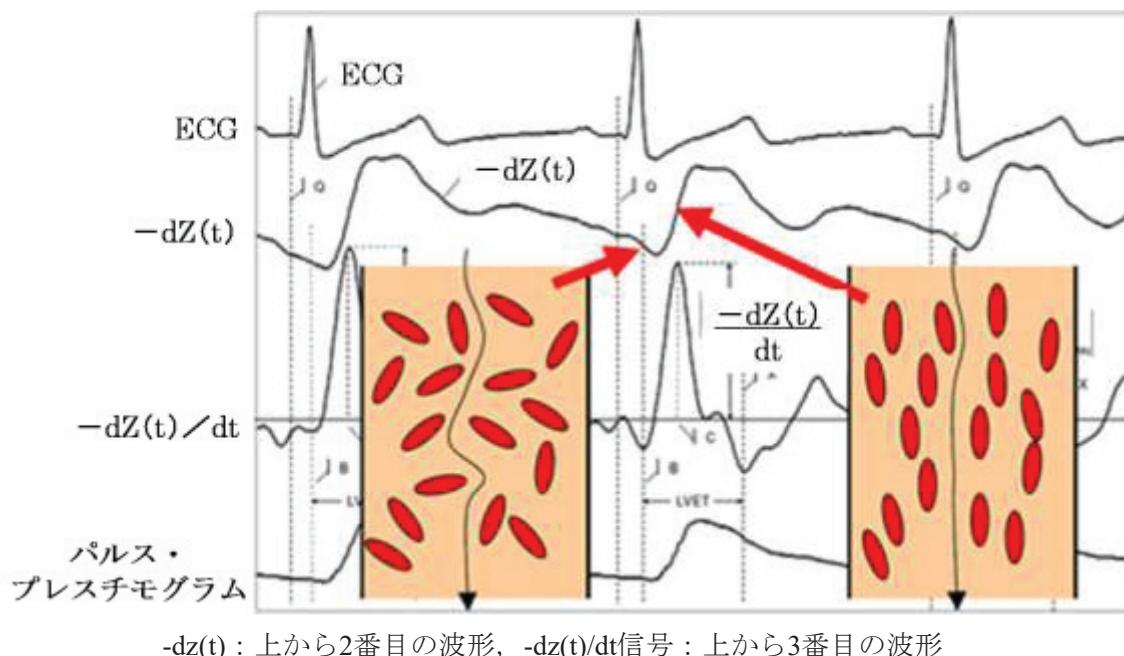
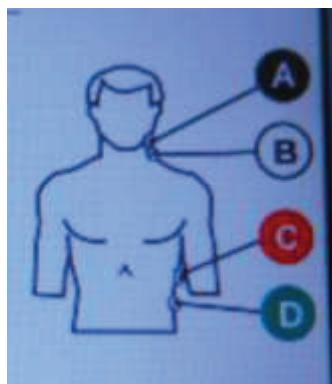


図5-7 心拍出量モニタ AESCULONミニの測定原理 [58]



A・B・C・D：電極の位置

図5-8 胸部電気的バイオインピーダンス測定のセンサ配置 [57]

### 5.3 背景

(社) 日本透析医学会が調査した「わが国の慢性透析療法の現況」の結果、2015年末における患者数は、約32万人と年間5000人程度増加している。また導入患者の平均年齢が67.2歳、原疾患は、糖尿病が1位であり、死亡原因は導入患者、維持透析患者とともに心不全が上位を占めている[1]。これらの結果は、透析中の血圧低下や循環動態が安定しない透析困難症例の増加を示しているともいえる。

透析患者にとって透析間の体重増加は避けることができず、増加した過剰な水分は主に間質に貯留する。血液透析において、過剰な水分は血管内からしか除去することができず、血管内から除去された水分は間質から血管内へ移行することで補われ、その結果循環血液量や血圧は保持される。しかし、基礎体重(dry weight: DW)を上回って除水を行う、あるいは、除水速度が間質から血管内への水分の移行速度を上回るようであれば、循環血液量は減少し、その結果血圧低下が生じる。このため循環血液量や血圧だけで透析患者のDWを設定することは難しく、これまでDWの設定には心胸郭比やヒト心房性利尿ナトリウムペプチド(human atrial natriuretic peptide: hANP)、および下大静脈径などの複数の指標が用いられてきた。しかし、これらの指標においても万能ではなく、心疾患がある場合は指標としての適性が落ちることや、検査に要する時間や手間がかかるなど、多くの問題点を有しているため、総合的に判断をしてDWを設定しているのが現状である。

そこで近年では、それらの背景を踏まえ、DWの新しい設定法として、生体電気インピーダンスを用いた方法が試みられており、その有用性が報告されている[59][60][61][62]。また、血液透析中における身体組成値を測定し、その有用性について報告している[63]。

本研究は、生体電気インピーダンスを用いた身体組成分析装置MLT-50[56]を使用して血液透析中の体内の水分分布を測定すると共に、非侵襲的的心拍出量モニタ エスクロンミニを用いて透析中の一回心拍出量をモニタリングして、それらの測定値とhANP値、血清ドーパミン濃度、循環血液量変化率[52]、血圧、および脈拍数との関連性を検討した。

## 5.4 目的

血液透析施行中の身体組成分析装置における生体内水分分布の経時変化と非侵襲的心拍出量モニタによる一回心拍出量の測定が新たなDWの指標、および循環血液量変化のモニタリング指標となりえるか否かを検討した。

## 5.5 対象

同意の得られた安定した維持血液透析患者7例（男性1例、女性6例）、平均年齢（平均値±標準偏差）61±11歳、平均透析歴（平均値±標準偏差）13±3年、週3回の血液透析を受けている患者を対象とした。原疾患は、表5-3に示す。

表5-3 対象の原疾患

原疾患	症例数
慢性糸球体腎炎	5例
妊娠腎	1例
不明	1例

## 5.6 方法

対象患者の透析条件は、測定対象日の3透析前に透析液をキンダリー<sup>®</sup>AF4号（扶桑薬品工業株式会社）に変更し、1透析前に身長を測定した。測定対象日の透析条件を透析時間5時間、血流量200mL/min、ダイアライザVPS-21HA<sup>®</sup>（旭化成メディカル株式会社）に変更した。透析実施条件を表5-4に示す。

表5-4 透析実施条件

項目	条件
透析時間	5時間
血液透析器	VPS-21HA <sup>®</sup> (旭化成メディカル株式会社)
透析液	キンダリー <sup>®</sup> AF4号 (扶桑薬品工業株式会社)
設定血流量	200 mL/min
身長	測定日※の透析前に測定

※ 測定日：身体組成、一回心拍出量を測定した透析日

### 5.6.1 身体組成成分の測定

多周波数インピーダンス計 MLT-50(積水化学社製)を使用し、血液透析開始前、血液透析開始直後、血液透析開始 1 時間毎、血液透析終了後に身体組成成分を測定した。対象項目としては、細胞内液率(ICW%)、細胞外液率(ECW%)、浮腫率、細胞内液・細胞外液比(ICW/ECW)とした。なお、各身体組成値の算出法は、式 (5.3), (5.4), (5.5), (5.6), (5.7) のとおりである。

$$\text{除脂肪重量 (kg)} : \text{体重 (kg)} - \text{脂肪重量 (kg)} \quad \dots \dots \dots \dots \dots \dots \quad (5.3)$$

$$\text{体水分量 (kg)} : \text{細胞外液量 (kg)} + \text{細胞内液量 (kg)} \quad \dots \dots \dots \dots \dots \dots \quad (5.4)$$

$$\text{ECW\% (\%)} = \text{細胞外液量 (kg)} / \text{除脂肪重量}^{*1) (\text{kg})} \quad \dots \dots \dots \quad (5.5)$$

$$\text{ICW\% (\%)} = \text{細胞内液量 (kg)} / \text{除脂肪重量}^{*1) (\text{kg})} \quad \dots \dots \dots \quad (5.6)$$

$$\text{浮腫率 (\%)} = \text{細胞外液量 (kg)} / \text{体水分量}^{*2) (\text{kg})} \quad \dots \dots \dots \quad (5.7)$$

### 5.6.2 一回心拍出量の測定

非侵襲的的心拍出量モニタ、エスクロンミニ(OSYPKA MEDICAL 社製)を使用し、血液透析開始前、血液透析開始直後、血液透析開始 1 時間毎、血液透析終了後に一回心拍出量を測定した。

### 5.6.3 循環血液量変化率( $\Delta BV\%$ )の測定

循環血液量変化率測定計クリットラインモニタ(JMS 社製)を使用し、血液中の血球成分であるヘマトクリットを測定して、血液透析開始直後から終了までの間、経時的に循環血液量変化率を測定した。

### 5.6.4 血液検査

血液透析開始前、血液透析開始 1 時間毎、血液透析終了後に hANP、血清ドーパミン濃度を測定した。

### 5.6.5 血圧、脈拍数

非観血的血圧計を用い、血液透析前後、血液透析開始 1 時間毎の収縮期血圧、拡張期血圧、平均血圧、および脈拍数を測定した。

### 5.6.6 統計解析法

ICW%，ECW%，浮腫率、ICW/ECW、一回心拍出量、 $\Delta BV$ 、hANP 値、血清ドーパミン濃度、血圧、および脈拍数の血液透析施行中における各時間値の比較については、分散分析、多重比較 Bonferroni's multiple comparison test を用いた。また ICW%，ECW%，

浮腫率, ICW/ECW, 一回心拍出量,  $\Delta BV$ , hANP 値, 血清ドーパミン濃度, 血圧, および脈拍数のそれぞれの関係については, Spearman の相関解析法を用いた.

### 5.6.7 倫理的配慮

本研究は, 近畿大学医学部倫理委員会の承認を得て行った.

## 5.7 結果

### 5.7.1 血液透析中における身体組成値

#### 1) 細胞内液率 (ICW%)

血液透析中における細胞外液率 (ICW%) の変化を図 5-9 に示す. ICW% は, 血液透析前値 (pre) と比較して, 血液透析終了前値 (5hr) と血液透析終了後値 (post) に有意に高値を示した. また血液透析開始値 (0hr) と比較して, 5hr と post で有意に高値を示した. pre は血液透析開始前値, 0hr は開始値, 1hr-4hr は 1-4 時間値, 5hr は終了前値, post は終了後値を示す.

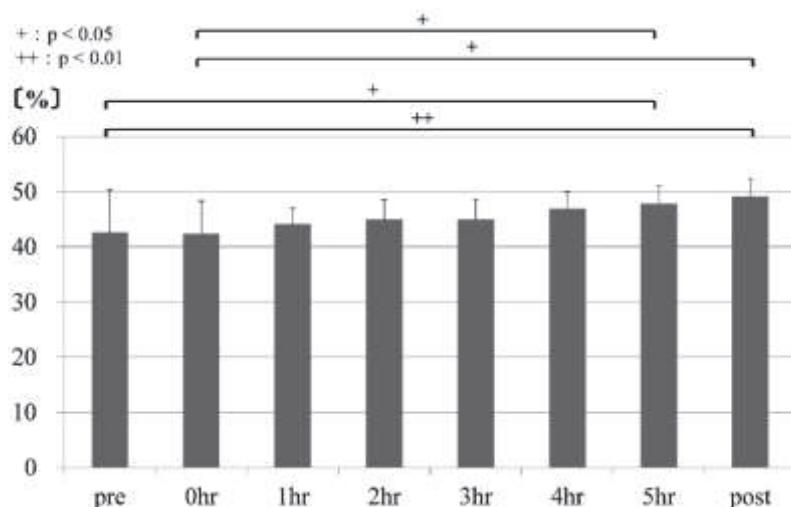


図 5-9 血液透析中における細胞内液率 (ICW%) の変化

#### 2) 細胞外液率 (ECW%)

血液透析中における細胞外液率 (ECW%) の変化を図 5-10 に示す. ECW% は, pre と比較して血液透析開始 3 時間値 (3hr), 血液透析開始 4 時間値 (4hr), 5hr, および post で有意に低値を示した. また血液透析開始 1 時間値 (1hr) と比較して, 5hr, post で, 血液透析開始 2 時間値 (2hr) と比較して, 5hr, post で, 3hr と比較して, post で有意に低値を示した.

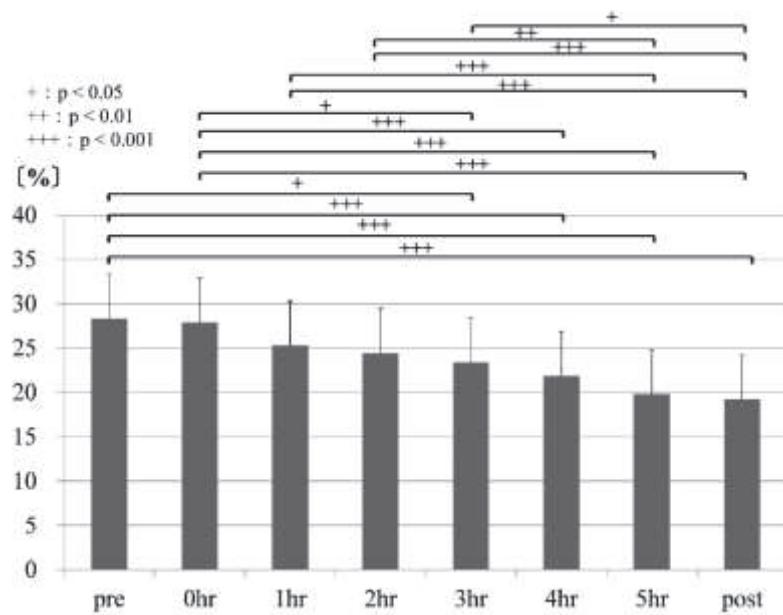


図 5-10 血液透析中における細胞外液率 (ECW%) の変化

### 3) 浮腫率 (ECW/TBW)

血液透析中における浮腫率の変化を図 5-11 に示す。浮腫率は、pre と比較して、3hr, 4hr, 5hr, および post で有意に低値を示し、血液透析開始値 (0hr) と比較して、3hr, 4hr, 5hr, および post で有意に低値を示した。また 1hr と比較して、5hr, post で、2hr と比較して、5hr, post で、3hr と比較して、post で有意に低値を示した。

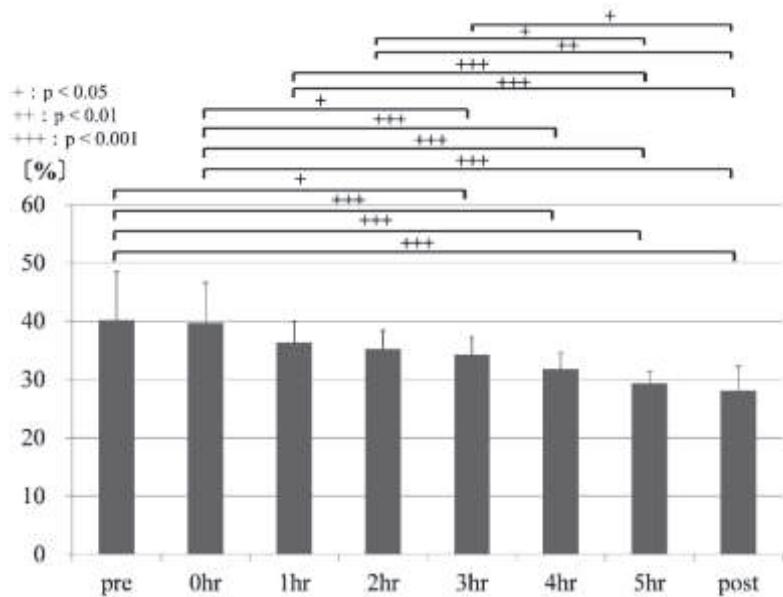


図 5-11 血液透析中における浮腫率の変化

## 4) 細胞内液・外液比 (ICW/ECW)

血液透析中の細胞内液・外液比 (ICW/ECW) を図 5-12 に示す。ICW/ECW は、pre と比較して、4hr, 5hr, post で有意に高値を示し、0hr と比較して、4hr, 5hr, post で有意に高値を示した。また 1hr と比較して、5hr, post で、2hr と比較して、5hr, post で、3hr と比較して、5hr, post で有意に高値を示した。

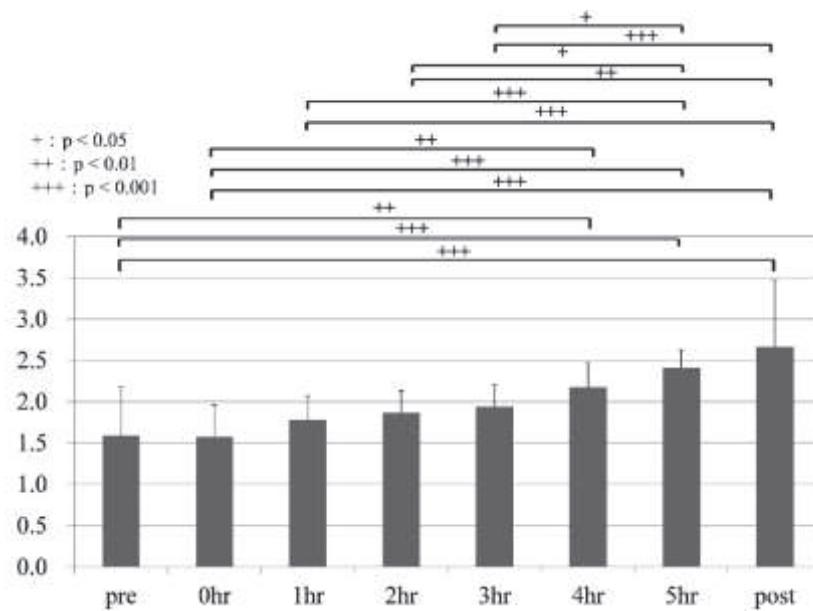


図 5-12 血液透析中の細胞内液・外液比 (ICW/ECW)

## 5.7.2 一回心拍出量

血液透析中における一回心拍出量の変化を図 5-13 に示す。一回心拍出量は、pre と比較して、3hr, 4hr, 5hr で有意に低値を示した。

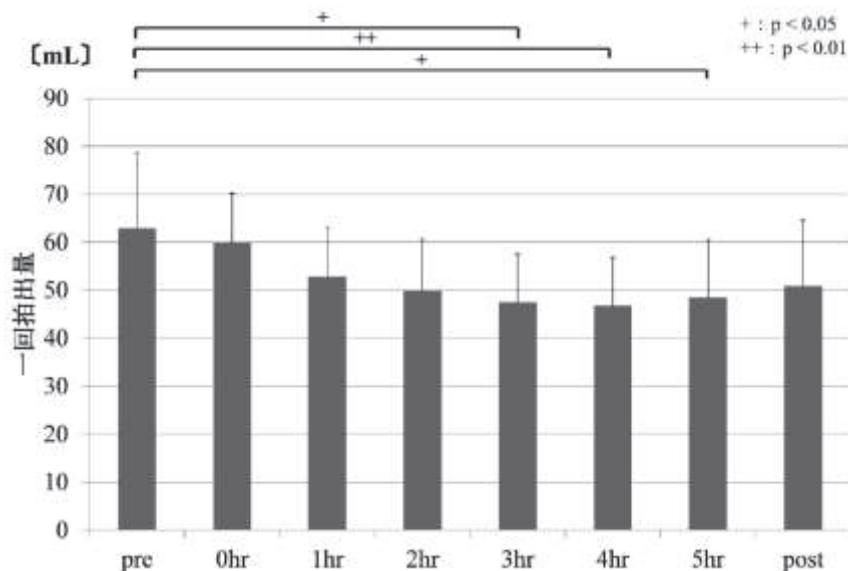


図 5-13 血液透析中における一回心拍出量の変化

### 5.7.3 $\Delta BV$

血液透析中における $\Delta BV$ の変化を図5-14に示す。 $\Delta BV$ は、統計解析基準点と比較して、血液透析時間の経過とともにすべての群間で有意に低値を示した。

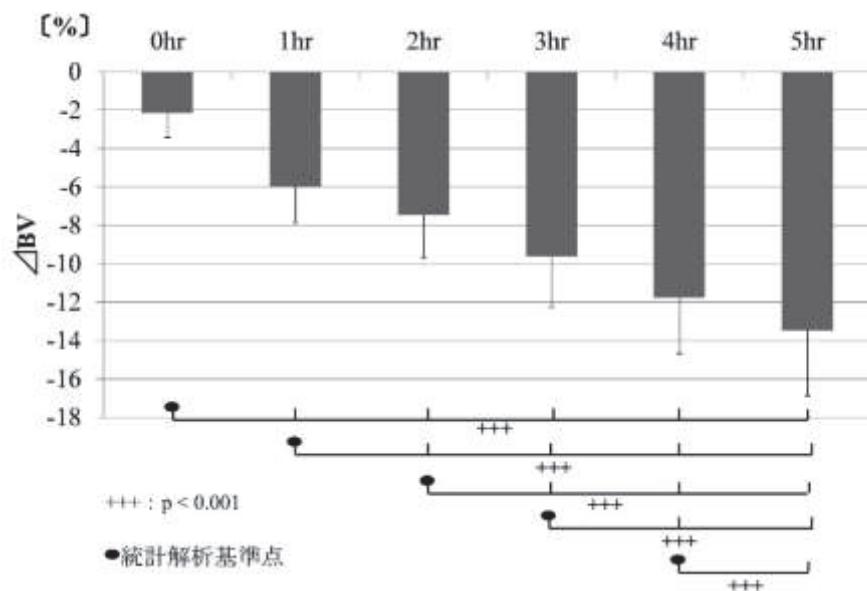


図5-14 血液透析中における $\Delta BV$ の変化

### 5.7.4 hANP 値と血清ドーパミン濃度

血液透析中におけるhANP値の変化を図5-15に示す。hANP値は、preと比較して、2hr, 3hr, 4hr, およびpostで有意に低値を示した。

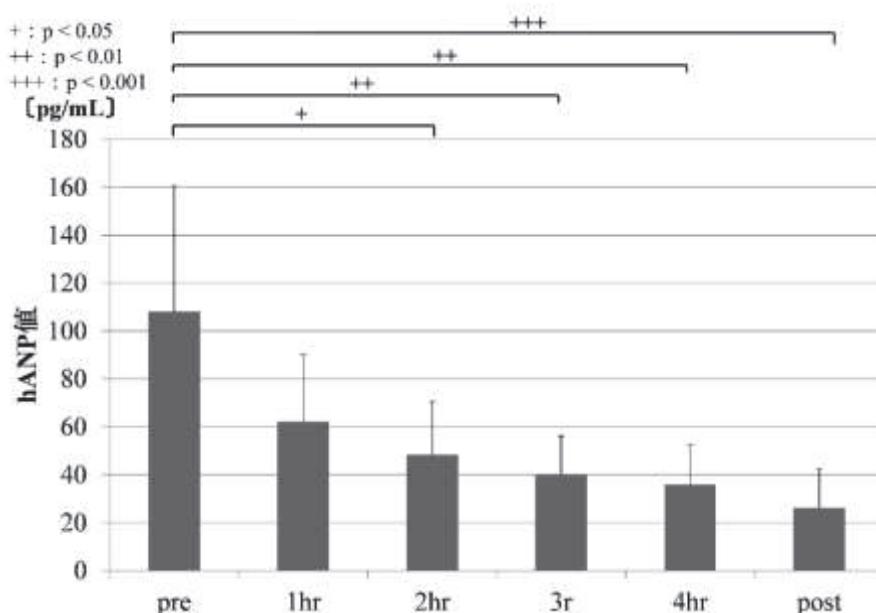


図5-15 血液透析中におけるhANP値の変化

血液透析中における血清ドーパミン値の変化を図 5-16 に示す。血清ドーパミン濃度は、血液透析中に有意な変化を示さなかった。

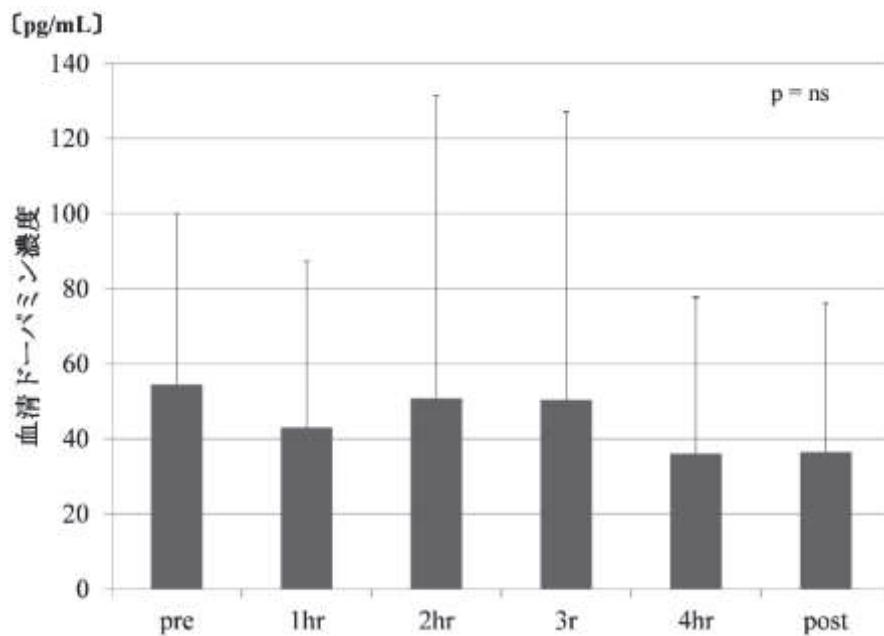


図 5-16 血液透析中における血清ドーパミン値の変化

### 5.7.5 血圧と脈拍数

血液透析中における血圧の変化を図 5-17 に示す。収縮期血圧、平均血圧、および拡張期血圧は、血液透析中に有意な変化を示さなかった。

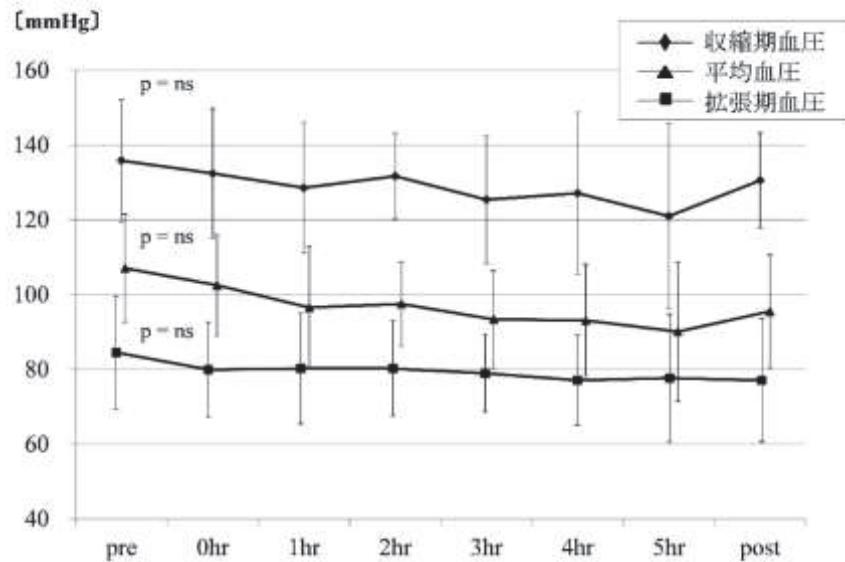


図 5-17 血液透析中における血圧の変化

血液透析中における脈拍数の変化を図5-18に示す。脈拍数も血液透析中に有意な変化を示さなかった。

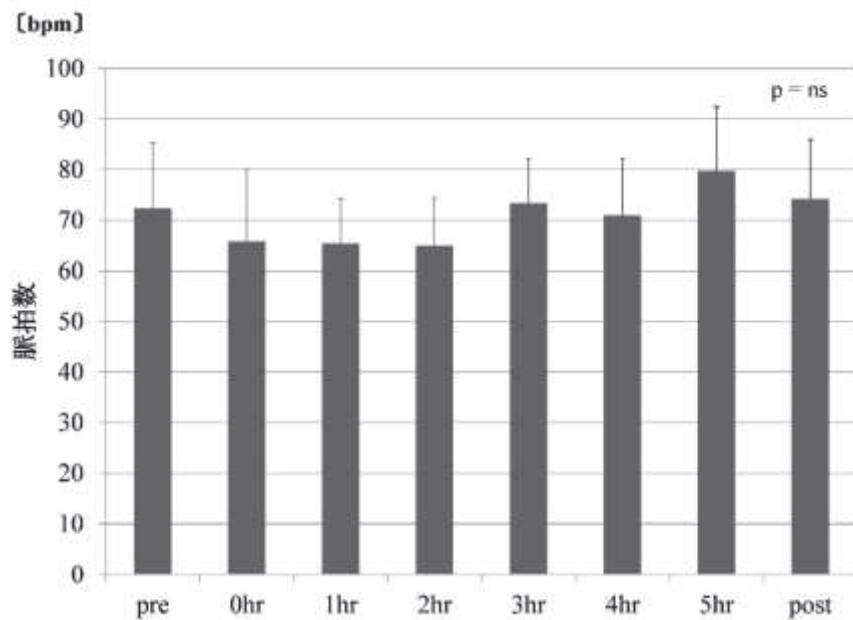


図5-18 血液透析中における脈拍数の変化

#### 5.7.6 $\angle BV$ と身体組成値, hANP 値, および一回心拍出量の相関解析

$\angle BV$  と ECW (%) の相関関係を図5-19に示す。 $\angle BV$  は、ECW%との間に正の相関関係を示した。

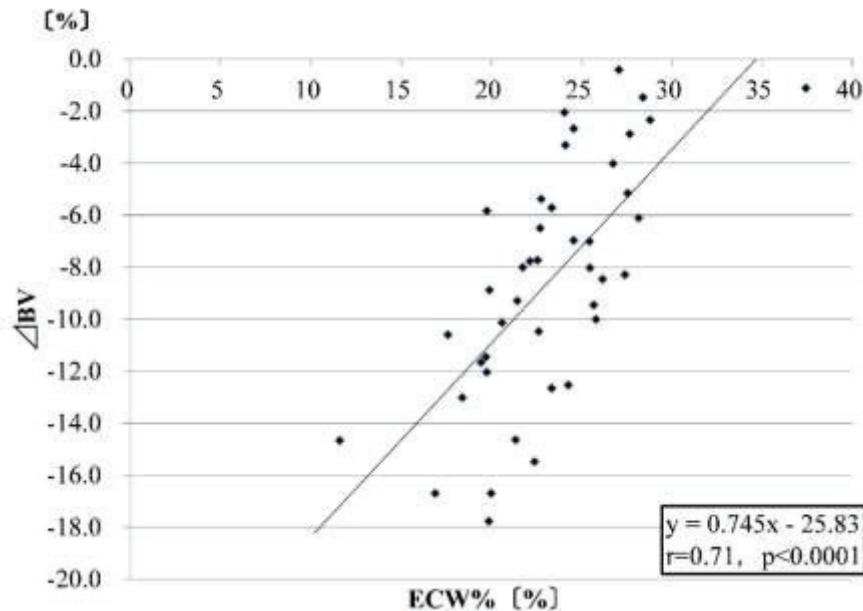


図5-19  $\angle BV$  と ECW (%) の相関関係

$\angle BV$  と浮腫率の相関関係を図 5-20 に示す。 $\angle BV$  は、浮腫率との間に正の相関関係を示した。

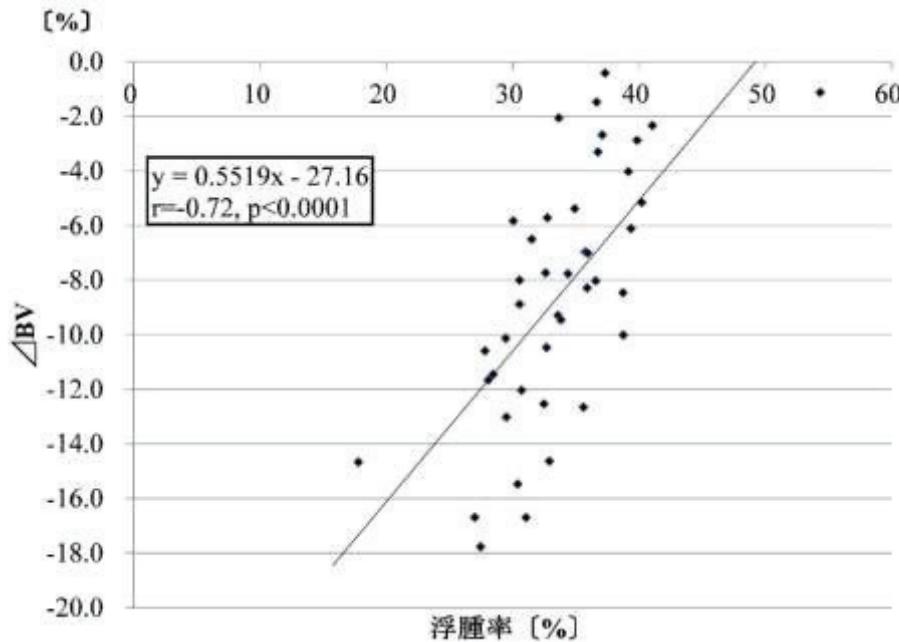


図 5-20  $\angle BV$  と浮腫率の相関関係

$\angle BV$  と ICW/ECW の相関関係を図 5-21 に示す。 $\angle BV$  は、ICW/ECW との間に負の相関関係を示した。

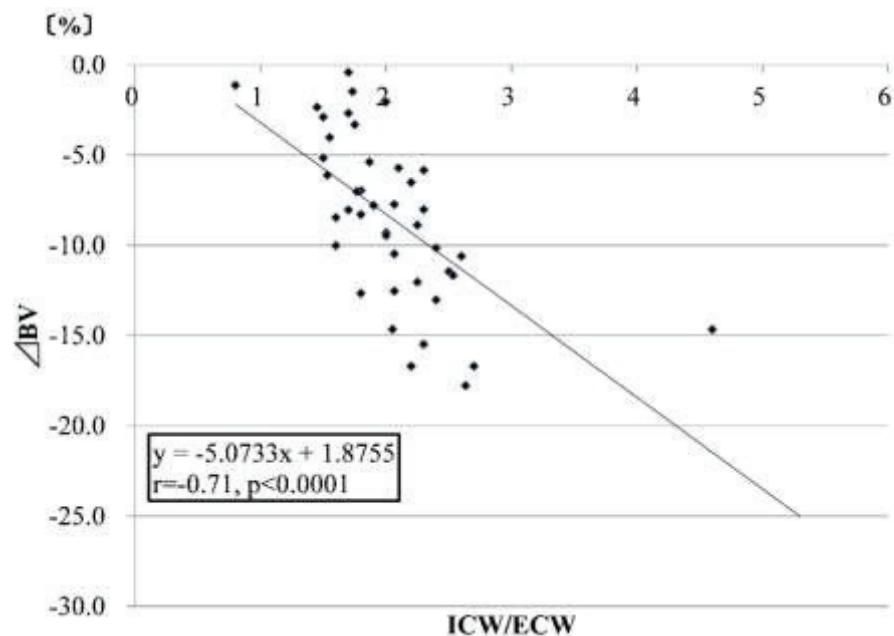


図 5-21  $\angle BV$  と ICW/ECW の相関関係

$\angle BV$  と hANP 値の相関関係を図 5-22 に示す。 $\angle BV$  は、hANP 値との間に正の相関関係を示した。

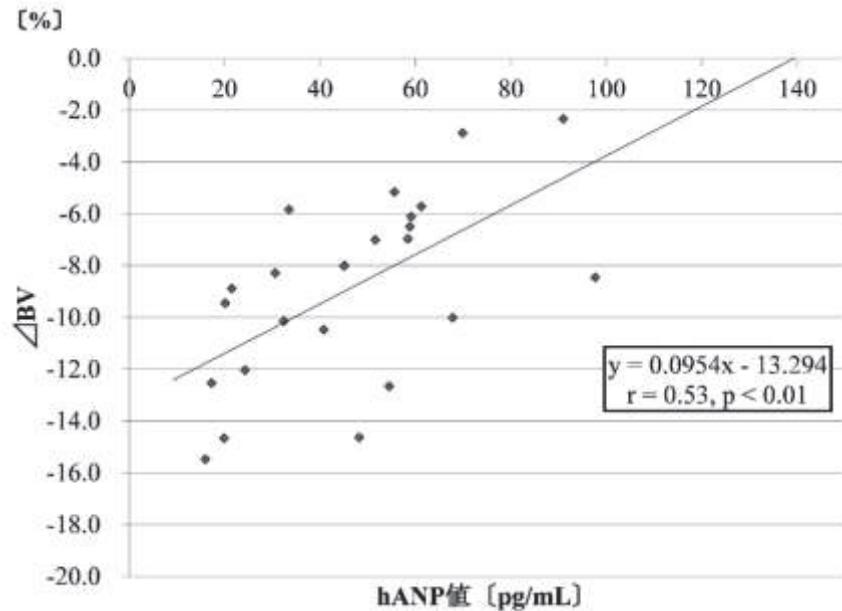


図 5-22  $\angle BV$  と hANP 値の相関関係

$\angle BV$  と一回心拍出量の相関関係を図 5-23 に示す。 $\angle BV$  は、一回心拍出量との間に正の相関関係を示した。

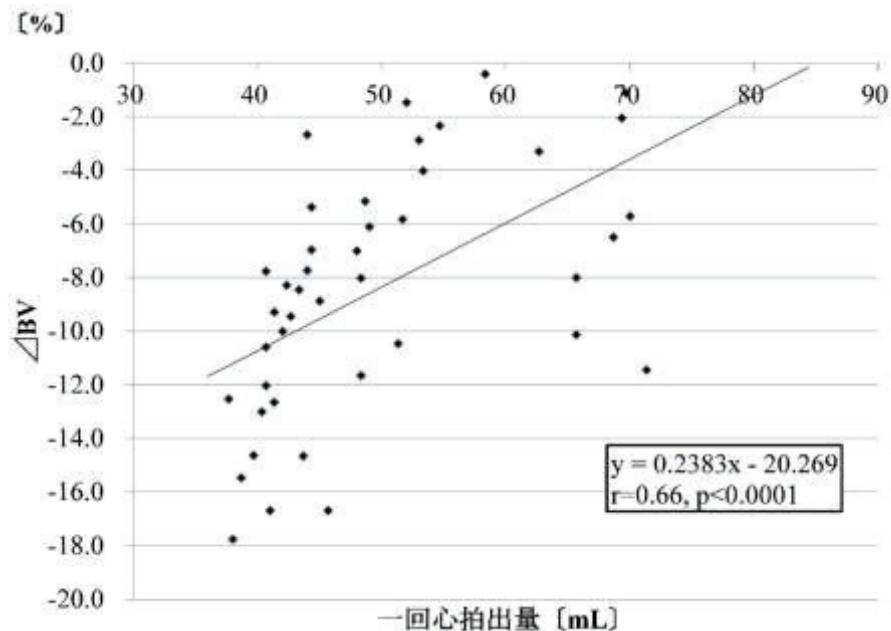


図 5-23  $\angle BV$  と一回心拍出量の相関関係

### 5.7.7 hANP 値と身体組成値の相関解析

hANP 値と ICW%との相関関係を図 5-24 に示す。hANP 値は、ICW%との間に負の相関関係を示した。

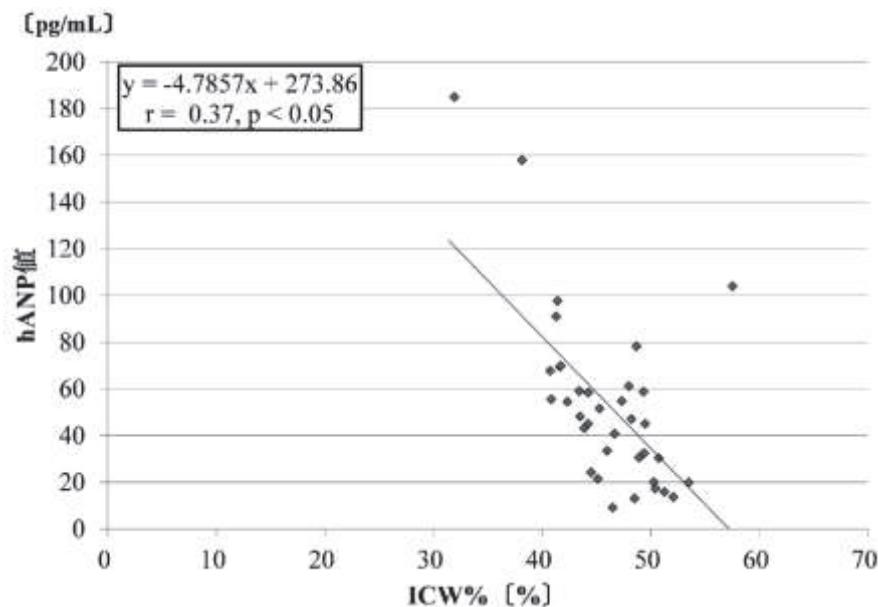


図 5-24 hANP 値と ICW%との相関関係

hANP 値と ICW/ECW との相関関係を図 5-25 に示す。hANP 値は、ICW/ECW との間に負の相関関係を示した。

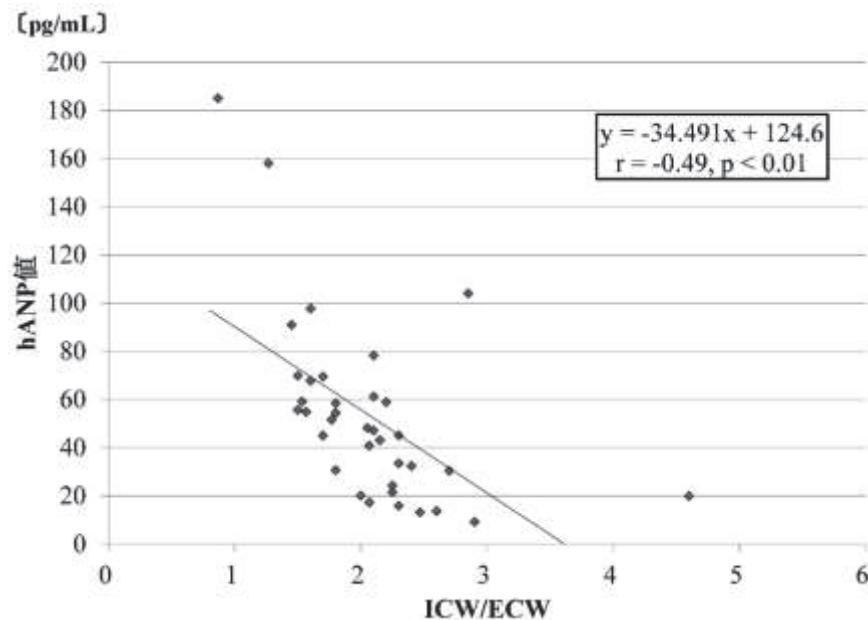


図 5-25 hANP 値と ICW/ECW との相関関係

hANP 値と ECW%との相関関係を図 5-26 に示す。hANP 値は、ECW%との間に正の相関関係を示した。

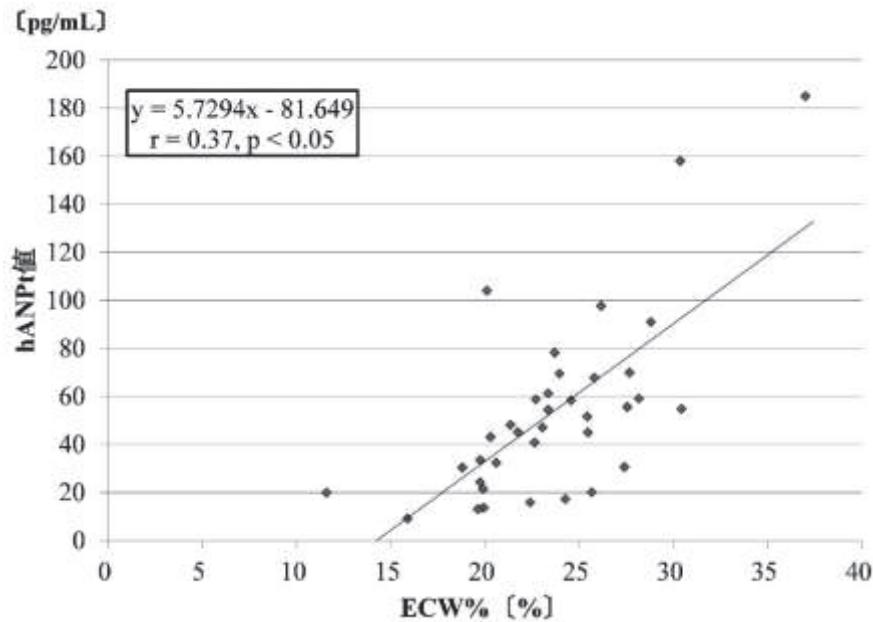


図 5-26 hANP 値と ECW%との相関関係

hANP 値と浮腫率との相関関係を図 5-27 に示す。hANP 値は浮腫率との間に正の相関関係を示した。

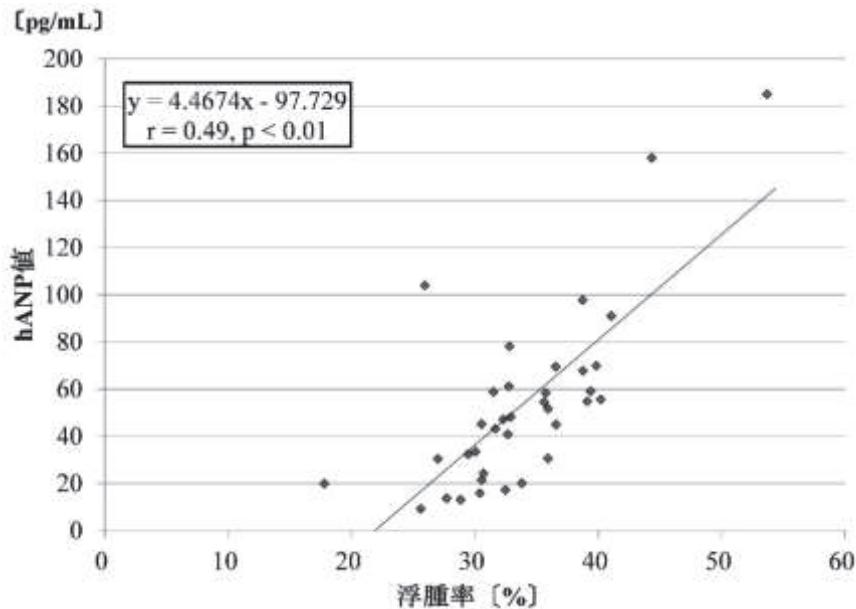


図 5-27 hANP 値と浮腫率との相関関係

### 5.7.8 脈拍数と循環血液量変化率 ( $\Delta BV$ ), 一回心拍出量の相関解析

脈波数と $\Delta BV$ との相関関係を図 5-28 に示す。脈拍数は、 $\Delta BV$ との間に負の相関関係を示した。

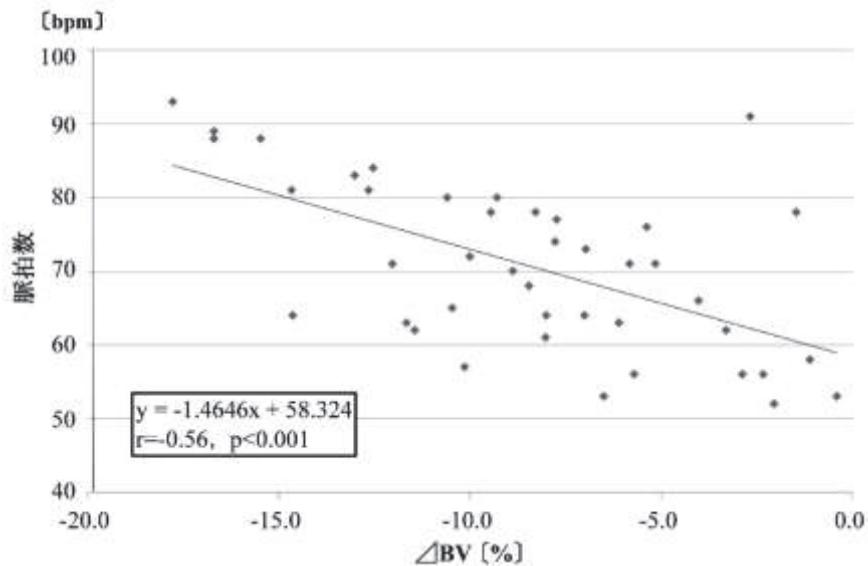


図 5-28 脈波数と $\Delta BV$ との相関関係

脈拍数と一回心拍出量との相関関係を図 5-29 に示す。脈拍数は、一回心拍出量との間に負の相関関係を示した。

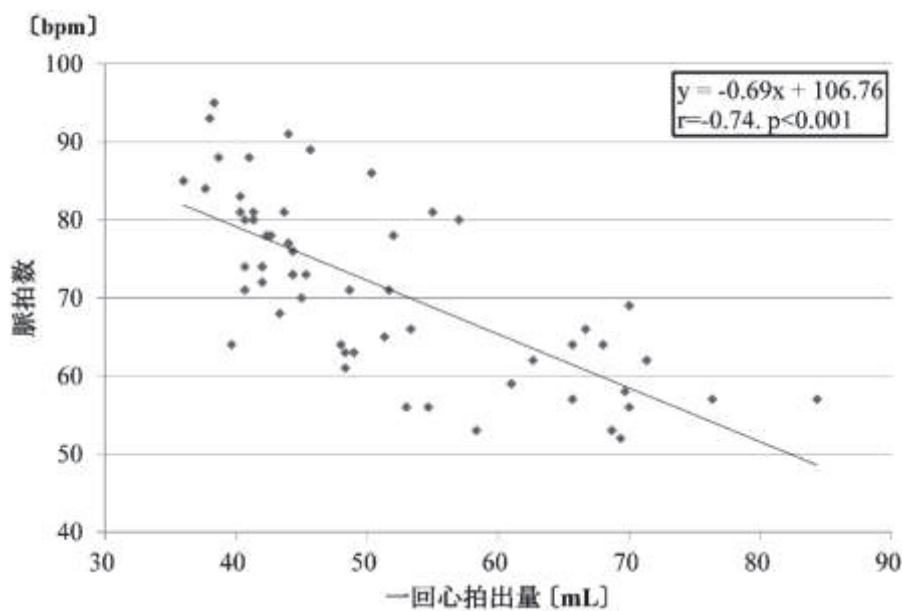


図 5-29 脈拍数と一回心拍出量との相関関係

## 5.8 考察

### 5.8.1 身体組成値と体液管理

ICW%とICW/ECWは血液透析中経時に上昇し、ECW%と浮腫率は血液透析中経的な低下を示したことは、従来の報告 [59] [63]と同様の結果であった。

本研究の結果、身体組成値は、血液透析の開始3時間目以降に有意な変化が示された。また身体組成値は、従来の基礎体重の評価法であるhANP値との間に相関関係を示したことから、身体組成分析装置は、血液透析中における体液バランス変化をより早期に発見できることが期待され、その結果として、DWの設定にも使用することができる可能性があると考えられた。

### 5.8.2 循環血液量変化率と身体組成値、一回心拍出量

$\angle BV$ は、ECW%，浮腫率との間に正の相関関係を示し、ICW/ECWとの間に負の相関関係を示した。一回心拍出量は、血液透析中経的に低下し、 $\angle BV$ との間に正の相関関係を示した。

現在、透析患者への身体組成値の臨床応用に関する報告 [60] [61] [62] [63] や  $\angle BV$  の有用性に関する報告 [64] [65] [66] [67] [68] は散見されるが、非侵襲的心拍出量モニタや  $\angle BV$  との関連性から循環動態モニタリングについて評価した報告はなく、臨床応用されていない。本研究の結果、 $\angle BV$  は身体組成値および一回心拍出量との間に正の相関関係を示しており、身体組成値および一回心拍出量は、血液透析中の循環動態のモニタリングに対して、より有用な指標となる可能性が示された。

### 5.8.3 血圧と脈拍数

血圧（収縮期、拡張期、平均）は、身体組成値および一回心拍出量との間に、相関関係を示さなかった。脈拍数は、 $\angle BV$  および一回心拍出量との間に、負の相関関係を示し、血清ドーパミン濃度との間に正の相関関係を示した。

血圧を決定する因子は心拍出量と末梢血管抵抗であり、血圧は心拍出量が多いほど、また末梢血管抵抗が大きいほど、高くなると報告されている [69]。

本研究の結果、血液透析中の血圧変化は、身体組成値や心拍出量に対して即時的に変動しないことが示唆された。一方、脈拍数は、 $\angle BV$ 、血清ドーパミン濃度、および一回心拍出量との関連性を示したことから、血液透析中の脈拍数の変化は、自律神経によって血圧を維持するように調節されていることが示唆された。このことから、脈拍数は  $\angle BV$  に対して、血圧よりも速効性に反応していると考えられた。

#### 5.8.4 血液透析開始前値と血液透析開始値との比較

本研究では、血液透析開始前値は、体外循環する前の値、血液透析開始値は体外循環直後の値であり、血液透析開始直後には急激な患者状態の変動を経験することが多いことから、血液が体外へ循環される前と後では大きく異なる可能性があると考えられた。本研究の結果、血液透析開始前値と血液透析開始値との比較の結果、身体組成値、および一回心拍出量とともに有意な差を示さなかった。このことは、今回対象とした症例に糖尿病症例が含まれていなかつたことや、高齢者の割合が少なかつたことが影響していると考えられた。

今後、循環動態の変動しやすい糖尿病性腎症の症例などを加え、対象数を増やして検討する必要があると考えられた。

### 5.9 まとめ

透析患者の体液量は常に変動する。従来の基礎体重の設定方法のみならず、身体組成分析装置などを併用して透析患者の体液管理を行い、基礎体重の設定を行うことは効果的である。また血液透析中の循環動態のモニタリングには、身体組成分析装置、および非侵襲的心拍出量モニタを用いることで、 $\Delta BV$  と同等の循環動態を捉えることのできる可能性がある。今後、これらの手法をより有効的に活用して、血液透析中の血圧管理や DW の基準設定に応用することが重要であると考えられた。

### 5.10 謝辞

本研究の一部は、公益財団法人日本腎臓財団より助成金の交付を受けた (JFK13-5)。

## 第6章 指尖容積脈波解析を用いた血液透析 中における自律神経反応の評価

第6章では、血液透析維持期において、指尖容積脈波計を用い、血液透析中の循環動態モニタリングについて非侵襲的的心拍出量モニタと比較し検討した研究成果について述べる。

### 6.1 脈波

脈波とは、心臓から末梢に送り出された血液が血管に及ぼす振動によって発生する波形。指尖の脈波（指尖容積脈波：DPG digital plethysmogram）は自律神経機能が鋭敏に反映される [70]。

#### 6.1.1 生体の光学的特性

##### 1. 紫外線の生体作用

生体中の高分子物質は、波長 200nm 以下の紫外線をよく吸収する。一般的には、太陽光の再短波以下の波長の光を受けると生体組織は障害を受けやすく、254nm 付近の紫外線はもっとも殺菌力が強い [71]。

##### 2. 可視光線の生体作用

可視光領域（波長 400～780nm）においてもっとも強い吸収を示すのは血液中のヘモグロビンであり、その他には皮膚組織内にある各種生体色素である。ヘモグロビンによる吸光は 600nm を境にして、それ以下の波長で急激に増大する。

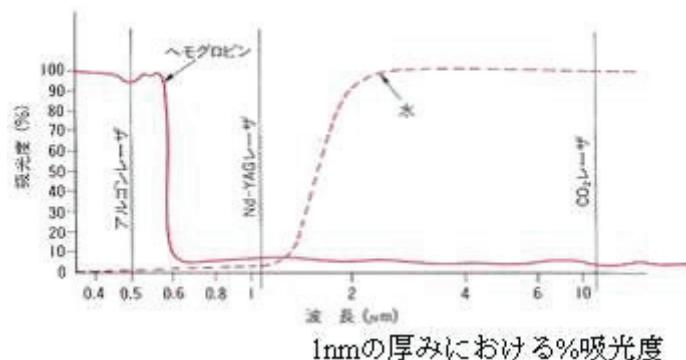


図 6-1 紫外～赤外領域にわたる生体組織の吸光特性 [71]

### 3. 近赤外線の生体作用

赤外光のうち波長 780nm～1400nm までを近赤外光と呼ぶ。この領域ではヘモグロビンおよび水分の光吸収が最も小さいので、光が組織内によく透過する（図 6-2）。すなわち組織内での吸収が少なく、光の減衰の主因は散乱による [71]。

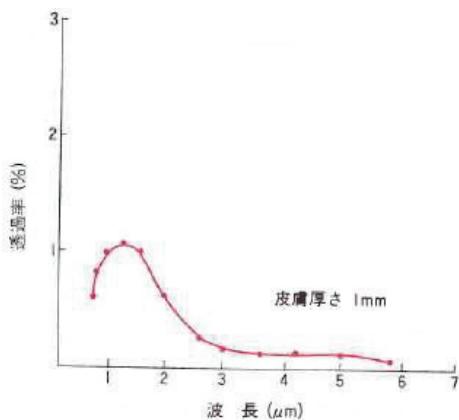


図 6-2 皮膚の赤外線透過率 [71]

#### 6.1.2 指尖容積脈波計

光電式容積脈波計 BACS ディテクター CCI 社製) を用い、指尖にプローブを挟み込み、指尖容積脈波を測定する。指尖容積脈波の測定方法の例を図 6-3、測定された指尖容積脈波の例を図 6-4 に示す [72]。



図 6-3 指尖容積脈波の測定方法の例

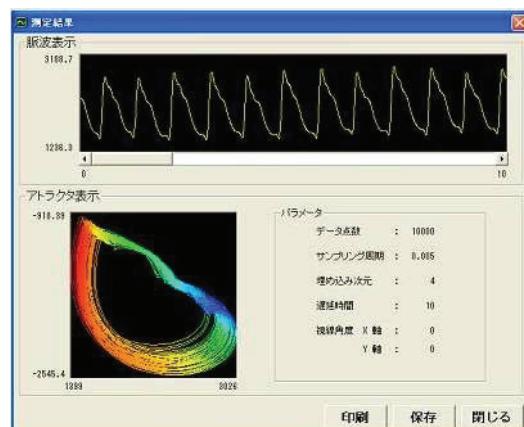


図 6-4 測定された指尖容積脈波の例 [72]

#### 6.1.3 脈波解析と循環動態

脈波は、心臓のポンプ作用によって生じる動脈系圧波動の伝播である [73]。一般的に脈波振幅値が増加する場合、一回心拍出量が増加していることを示し、末梢血流量の増加を示す。一方、脈波振幅値が減少する場合、一回心拍出量が減少していることを示し、末梢血流量の減少を示す。また、加齢や動脈硬化などの影響により、血管の伸展性により影響を受

け、脈波波形に変化を起こすことも報告されている [74]. 一方、脈波長は、心臓の収縮と次の収縮までの時間の長さであり、1心拍分の長さに相当することから、脈波長が高値の場合、脈拍数が低下していることを示し、脈波長が低値の場合、脈拍数が増加していることを示す [74].

血液透析中の循環動態モニタリング法として、循環血液量変化率は、血液透析中の循環動態を反映することから、末梢循環血流量の低下や急激な血圧低下を防ぐために有用であることが報告されている [64].

血液透析による除水は、血管内から水分を除去することから、細胞外液率と循環血液量変化率は低下する [60] [61] [65]. その代償機能として、交感神経が優位に作用し、心拍数や心収縮力を増加させる。また、容量血管を収縮させることにより末梢血管抵抗を増大させ血圧低下を防ぐ、正常な循環動態を維持するための機能が作用する [75] [76].

#### 6.1.4 脈波解析と自律神経機能

一般的に脈波振幅値が高値の場合、副交感神経が優位に作用していることを示し、脈波振幅値が低値の場合、交感神経が優位に作用していることを示している [73]. 一方、脈波長は、心臓の収縮と次の収縮までの時間の長さであることから、脈波長が低値の場合、交感神経が優位に作用していることを示し、脈拍数は高値を示す。脈波長が高値の場合、副交感神経が優位に作用していることを示し、脈拍数は低値を示す [77] [78] [79] [80] [81].

指尖容積脈波の増減は、一回心拍出量など心臓の要因と、器質的、機能的緊張度といった血管の要因が相乗的に表現されている [77]. しかし、指尖容積脈波は指尖で測定するため、橈骨動脈などの比較的大きな動脈と異なり、心臓など中枢側の影響は相対的に少なく、指尖部位における多数の細動脈および細静脈の血管系の変化が積分的に捉えられたものであると考えられている。

自律神経調節機能の観点から、交感神経系の活動には、 $\alpha$ アドレナリン作動性のものと $\beta$ アドレナリン作動性のものがある [73] [78]. 細動脈が収縮するのは、 $\alpha$ アドレナリン作動性交感神経の亢進による。すなわち末梢血管の収縮によって末梢血管抵抗を増加し、血圧を上昇させる。脈波振幅値は末梢側に関連することから、末梢領域の自律神経機能を反映していると考えられている [77] [81]. 一方、細動脈が拡張するのは、 $\alpha$ アドレナリン作動性交感神経活動が抑制されているだけでなく、副腎髄質から分泌された循環血中のアドレナリンによって $\beta$ アドレナリン作動性の交感神経活動が亢進しているためである [77] [81]. 同時に心臓においても $\beta$ アドレナリン作動性の交感神経活動が亢進し、迷走神経活動は抑制され、心拍数も増加する。すなわち心収縮によって一回心拍出量を増加させ、血圧を上昇させる。脈波長は心臓の収縮に関連することから、 $\beta$ アドレナリン作動性交感神経活動であり、中枢領域の自律神経機能を反映していると考えられている [77] [81].

## 6.2 背景

自律神経は、交感神経と副交感神経の相反作用により各臓器・組織を調節している<sup>1)</sup>。透析患者の自律神経機能の評価法として、心電図 R-R 間隔から得られる心拍変動やスペクトル解析を用いた研究では、透析中の血圧低下の原因是、自律神経障害や自律神経機能の低下が原因であることが報告されている [82] [83]。

過去の研究においては、健常者に様々なストレス負荷時の指尖容積脈波解析を行い自律神経機能の評価について報告されている [77] [78] [79]。また、透析患者においても指尖容積脈波から脈波解析を行い、透析前後の自律神経機能の評価や透析中における下腿マッサージが自律神経機能に及ぼす影響の評価を試みている [80] [84]。

## 6.3 目的

本研究では、血液透析中における自律神経機能と循環動態の関連性に着目し、指尖容積脈波と体液量変化との関連性を解析することにより、安定して血液透析が実施できている患者に対し、血液透析中の自律神経がどのように反応しているかを評価することを目的とした。

## 6.4 対象

同意の得られた患者 7 例（男性 2 例、女性 5 例）を対象とした。週 3 回の維持血液透析を施行され、平均年齢（平均値±標準偏差） $60.9 \pm 11.5$  歳、平均透析歴（平均値±標準偏差） $13.4 \pm 5.7$  年であった。対象患者の詳細を表 6-1 に示す。本研究にて対象とした患者は、透析中に血圧低下などのイベントが少なく、透析間の体重増加量が体重の 5%未満の安定した患者を選択した。

表6-1 患者プロファイル

	A	B	C	D	E	F	G
年齢	70歳	60歳	47歳	74歳	44歳	57歳	74歳
性別	女性	女性	女性	女性	男性	女性	男性
原疾患	妊娠腎	慢性糸球体腎炎	慢性糸球体腎炎	慢性糸球体腎炎	慢性糸球体腎炎	腎癌(両腎摘出)	慢性糸球体腎炎
透析歴	9年7ヶ月	14年0ヶ月	16年8ヶ月	18年2ヶ月	10年9ヶ月	9年4ヶ月	15年4ヶ月
検査日の除水量	1.70L	1.90L	2.20L	2.00L	2.60L	3.40L	2.70L
平均除水量*	1.46L	1.75L	1.88L	1.65L	3.36L	3.05L	2.92L
血液透析中の 血压低下率 <sup>2)</sup> の 有無	無	有	有	無	無	有	有
合併症 <sup>※3</sup>	高脂血症 卵黄嚙導 二次性副甲状腺 機能亢進症 うつ血性 心不全	閉塞性動脈 硬化症 腰部脊柱管 狭窄症 二次性副甲状腺 機能亢進症 うつ血性 心不全	狭心症 僧帽弁逆流症 機能亢進症 うつ血性 心不全	閉塞性動脈 硬化症 機能亢進症 うつ血性 心不全	うつ血性 心不全	大腸癌 二次性副甲状腺 機能亢進症 透析アミロイ ドーシス うつ血性 心不全	下大静脈瘤 閉塞性動脈 硬化症 僧帽弁逆流症 二次性副甲状腺 機能亢進症 透析アミロイ ドーシス うつ血性 心不全
内服 <sup>※4</sup>	アーチスト <sup>®</sup> 錠 2.5 mg 分1	コニール <sup>®</sup> 錠 4 mg 分1	なし	アーチスト <sup>®</sup> 錠 2.5mg 分1	アーチスト <sup>®</sup> 錠 10 mg 分1	プロプレス <sup>®</sup> 錠 8 mg 分1	アロチノローハ 塩酸塩10mg 分2 ノルバスク <sup>®</sup> OD錠5 mg 分2 アーチスト <sup>®</sup> 錠 10 mg 分1
					ニユーロターン <sup>®</sup> 錠 50 mg 分1	ノルバスク <sup>®</sup> 2 mg 分2	ディオバン <sup>®</sup> 錠 160 mg 分1
					カルデナリン <sup>®</sup> 錠 2 mg 分2		

\*1：検査日前後6回（透析間隔1日）の平均除水量

\*2：透析中に収縮期血圧が20 mmHg以上あるいは症状を伴って平均血圧が10 mmHg以上低下する場合 (KDQI ガイドライン)

\*3：主な合併症のみ抜粋

\*4：降圧薬の内服のみ抜粋

## 6.5 方法

透析患者の指尖容積脈波 [85], 非侵襲的的心拍出量モニタを用いた一回心拍出量 [60] [61], 循環血液量変化率測定計クリットラインモニタを用いて循環血液量変化率 [65] [66] [67] を計測した。透析患者の透析条件は、表 6-2 に示すとおり同一条件とし、測定プロトコルは図 6-5 に示す。なお、血液透析中の経過にともない自律神経反応の変化と循環動態の変化との関連性を評価するために指尖容積脈波、一回心拍出量を血液透析開始前から終了後まで 1 時間毎に測定した。

表 6-2 透析実施条件

項目	条件
透析時間	5 時間
血液透析器	VPS-21HA® (旭化成メディカル株式会社)
透析液	キンダリー®AF4 号 (扶桑薬品工業株式会社)
設定血流量	200 mL/min
身長	測定日※の透析前に測定

※ 測定日：一回心拍出量を測定した透析日

A : 指尖容積脈波（5分間）, 一回拍出量（3回）, 血圧, 脈拍数, ヘモグロビン濃度の測定  
B : 循環血液量変化率の測定

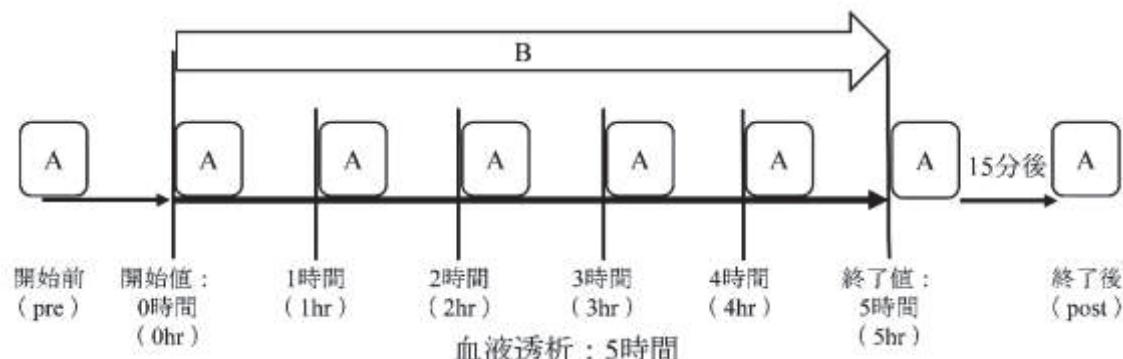


図 6-5 測定プロトコル

### 6.5.1 指尖容積脈波の測定

指尖容積脈波測定は、光電式容積脈波計 BACS ディテクター（CCI 社製）を使用し、血液透析開始前、血液透析開始 1 時間毎、血液透析終了後にそれぞれ 5 分間測定し、データを抽出した。なお、測定体位は安静仰臥位、測定部位は非シャント肢の第 2 指尖部にプロ

ーブを装着した。

### 6.5.2 一回心拍出量の測定

非侵襲的的心拍出量モニタ、エスクロンミニ（OSYPKA MEDICAL 社製）を使用し、血液透析開始前、血液透析開始1時間毎、血液透析終了後に一回心拍出量（stroke volume: SV）を各3回測定し、平均値を求めた。

### 6.5.3 循環血液量変化率（blood volume: $\Delta BV$ ）の測定

循環血液量変化率測定計クリットラインモニタ（JMS 社製）を使用し、血液透析開始から終了までの間、経時的に循環血液量変化率を測定した。

### 6.5.4 平均血圧、脈拍数

非観血的血圧計を用い、血液透析開始前、血液透析開始1時間毎、血液透析終了後に平均血圧（mean blood pressure: mBP）、および脈拍数を測定した。

### 6.5.5 ヘモグロビン濃度の測定

各測定時において、ヘモグロビン濃度を測定した。

### 6.5.6 脈波解析法

指尖容積脈波はサンプリング周波数200 Hzで記録を行い、測定データから体動などによるアーチファクトを除去するため、0.2 - 12.0 Hz の Finite Impulse Response (FIR) 帯域通過フィルターを使用した。脈波は図 6-6 に示したとおり、心室収縮により波高が上昇し始める始点 (a) から次の収縮による上昇 (e) までを 1 周期とした。この 1 周期の波形成分の始点 (a) から心収縮最大点 (b) までを脈波振幅値 ( $Y_b$ ) とし、始点 (a) から次の収縮による上昇 (e) までを脈波長 ( $X_e$ ) とした。脈波の 1 周期に含まれる各脈波頂点を同定するため、MATLAB 上で動作する研究室で開発した脈波頂点自動検出ソフトウェアを用い MATLAB ver. R2013a を使用して波形解析 [77]を行った（図 6-6）。

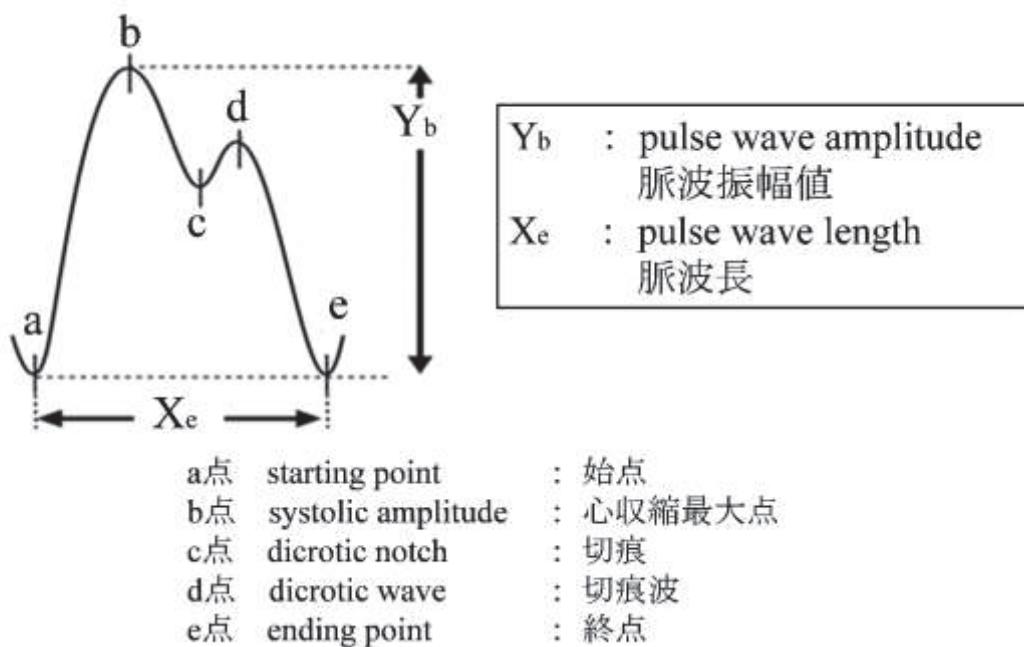


図 6-6 脈波検出部位と各名称

脈波振幅値を解析する際は、被験者による個人差をなくすために、被験者ごとに血液透析開始前に測定した振幅値の平均値を基準として、血液透析開始 1 時間毎の時間帯の振幅値について相対比を求めて正規化を行い、脈波振幅値の相対値とした。また、光電式容積脈波の原理の式は、透過光量の変化量を  $\Delta L$ 、入射光量を  $L_0$ 、ヘモグロビン濃度を  $c$ 、吸収係数を  $\epsilon$ 、血管容量の拍動変化を  $x$  で表したとき、式 (6.1) となる。

$$\angle L = KL_o cex \dots \dots \dots \dots \dots \dots \dots \quad (6.1)$$

光電式容積脈波の式 1 から脈波振幅値は、測定時のヘモグロビン濃度の影響を受けるため、各測定時のヘモグロビン濃度補正值を  $c'(t)$ 、血液透析開始前ヘモグロビン濃度を  $CHb_{pre}$ 、各測定時におけるヘモグロビン濃度を  $CHb(t)$  で表したとき、式 (6.2) となる。

$$c'(t) = CHb \text{ pre} \swarrow CHb(t) \dots \dots \dots \dots \quad (6.2)$$

式 1 と式 2 から光電式容積脈波のヘモグロビン補正值を  $\angle L'(t)$  で表したとき、式 (6.3) となる。

$$\angle L' (t) = KL_o c' (t) \text{ ex} \dots \dots \dots \dots \dots \dots \quad (6.3)$$

式 (6.3) を用い、各測定時のヘモグロビン濃度で脈波振幅値を補正した。

一方、脈波長は、心臓の収縮と次の収縮までの時間の長さであり、1 心拍分の長さに相当することから、脈波長は正規化を行わず、測定値をそのまま用いて解析を行った。

### 6.5.7 統計解析法

脈波振幅値、脈波長の血液透析施行中における各時間値の比較については、一元配置分散分析、多重比較には、Bonferroni's multiple comparison test を用いた。また脈波振幅値、脈波長、一回心拍出量、 $\angle BV$ 、血圧、および脈拍数の全測定値についてのそれぞれの関係については、Speaman の相関解析法を用いた。

### 6.5.8 倫理的配慮

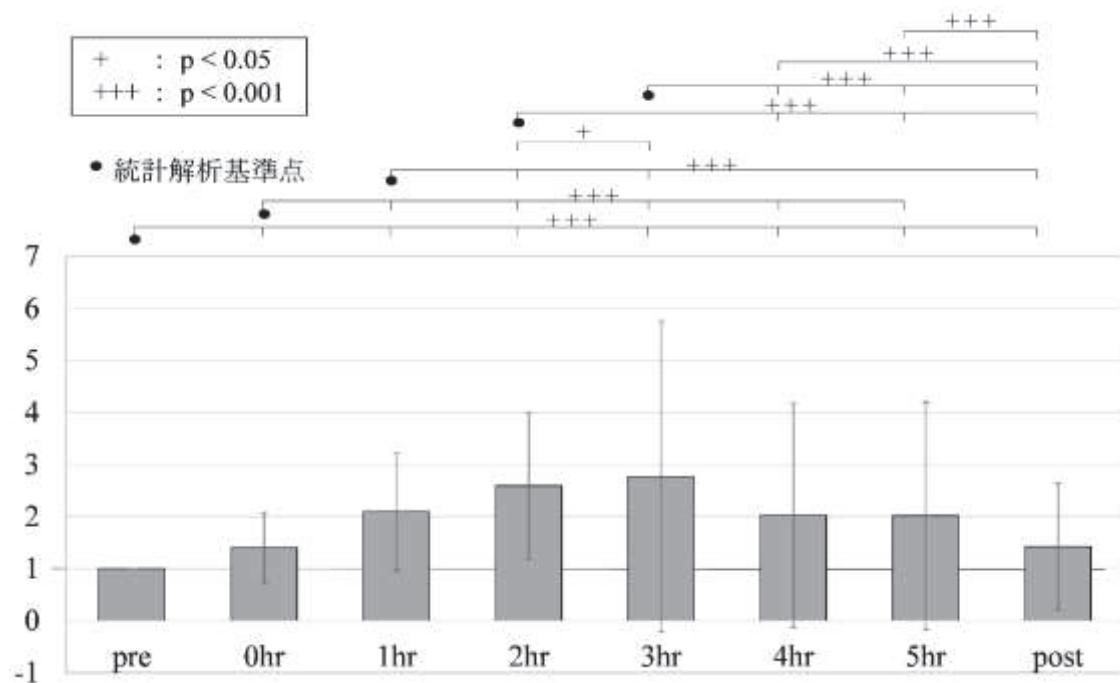
本研究は、近畿大学医学部倫理委員会の承認を得て行った。

## 6.6 結果

### 6.6.1 血液透析中の脈波振幅値と脈波長の経時変化

#### 1) 脈波振幅値

血液透析中における脈波振幅値(相対値)の経時変化を図 6-7 に示す。血液透析前値 (pre) は、すべての時間帯と比較して有意に低値を示した。また血液透析開始値 (0hr) は、血液透析開始 1 時間値 (1hr), 血液透析開始 2 時間値 (2hr), 血液透析開始 3 時間値 (3hr), 血液透析開始 4 時間値 (4hr), 血液透析開始 5 時間値 (5hr) と比較して有意に低値を示し、血液透析終了後値 (post) と比較して有意な差を示さなかった。血液透析開始 1 時間値 (1hr) は 2 時間値 (2hr), 3 時間値 (3hr) と比較して有意に低値を示し、post と比較して有意に高値を示した。血液透析開始 2 時間値 (2hr) は 3hr と比較して、有意に低値を示し、4hr, 5hr, post と比較して有意に高値を示した。血液透析開始 3 時間値 (3hr) は、4hr, 5hr, post と比較して有意に高値を示した。血液透析開始 4 時間値 (4hr) は、post と比較して有意に高値を示した。血液透析開始 5 時間値 (5hr) は、post と比較して有意に高値を示した(図 6-7)。



## 2) 脈波長

血液透析中における脈波長の経時変化を図 6-8 に示す。血液透析前値 (pre) は、0hr, 2hr と比較し、有意に低値を示し、3hr, 4hr, 5hr, post と比較して有意に高値を示した。血液透析開始値 (0hr) は、1hr, 2hr, 3hr, 4hr, 5hr, post と比較して有意に高値を示した。血液透析開始 1 時間値 (1hr) は、2hr と比較して有意に低値を示し、3hr, 4hr, 5hr, post と比較して有意に高値を示した。血液透析開始 2 時間値 (2hr) は、3hr, 4hr, 5hr, post と比較して、有意に高値を示した。血液透析開始 3 時間値 (3hr) は、4hr, 5hr, post と比較して有意に高値を示した。血液透析開始 4 時間値 (4hr) は、5hr と比較して有意に高値を示した。血液透析開始 5 時間値 (5hr) は、post と比較して有意に低値を示した。

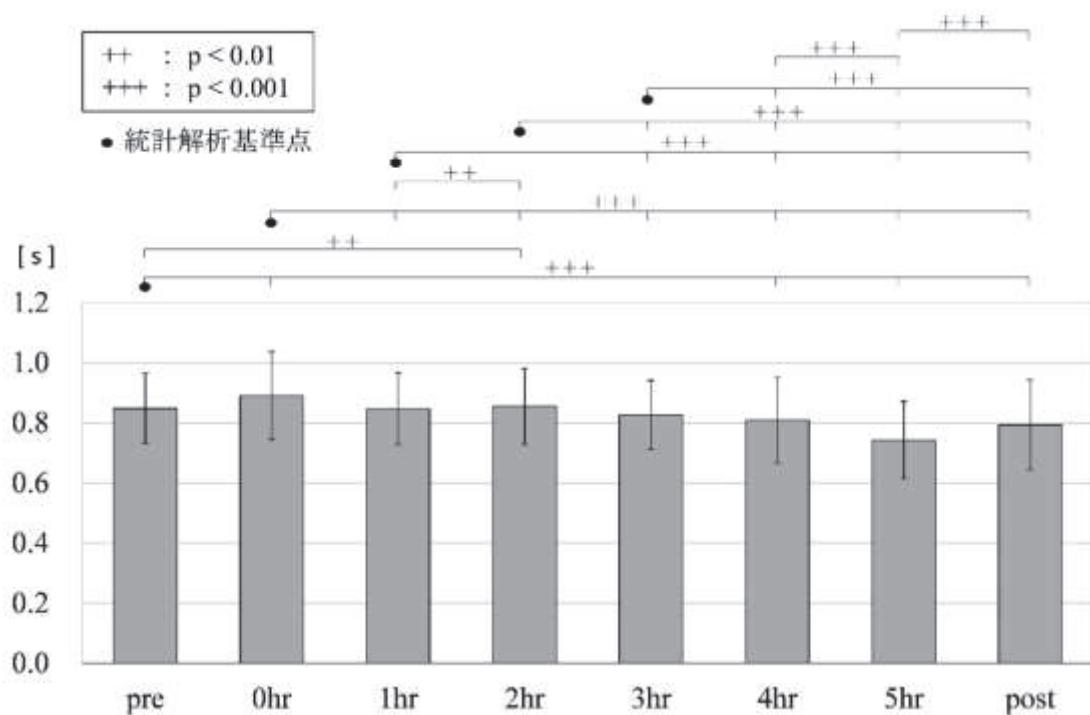


図 6-8 血液透析中における脈波長の経時変化

### 6.6.2 各測定値間の相関解析

各測定値間の相関関係を表 6-3 に示す。

#### 1) 脈波振幅値

脈波振幅値は、一回心拍出量、 $\angle BV$  との間にそれぞれ正の相関関係を示し、脈拍数との間に負の相関関係を示した。その他の測定値との間に相関関係を示さなかった（表 6-3）。

#### 2) 脈波長

脈波長は、一回心拍出量、 $\angle BV$  との間にそれぞれ正の相関関係を示し、脈拍数との間に負の相関関係を示した。その他の測定値との間に相関関係を示さなかった（表 6-3）。

#### 3) 一回心拍出量

一回心拍出量は、 $\angle BV$ 、mBP との間にそれぞれ正の相関関係を示し、脈拍数との間に負の相関関係を示した。その他の測定値との間に相関関係を示さなかった（表 6-3）。

#### 4) $\angle BV$

$\angle BV$  は、脈拍数との間に負の相関関係を示した。その他の測定値との間に相関関係を示さなかった（表 6-3）。

## 5) 血圧・脈拍数

脈波振幅値・脈波長と各測定値との相関関係を表 6-3 に示す。mBP は脈拍数との間に負の相関関係を示した。

表 6-3 脈波振幅値・脈波長と各測定値との相関関係

x	y	一次方程式	相関係数 (r)	p値
脈波振幅値	脈波長 [ s ]	$y = -0.0069x + 1.00$	0.06	n.s.
	一回拍出量 [ mL ]	$y = 0.92x + 46.43$	0.44	< 0.01
	$\Delta BV [ \% ]$	$y = 0.88x - 10.81$	0.57	< 0.01
	mBP [ mmHg ]	$y = 0.50x + 90.61$	0.02	n.s.
	脈拍数 [ bpm ]	$y = -1.26x + 73.31$	- 0.39	< 0.05
脈波長 [ s ]	一回拍出量 [ mL ]	$y = 18.30x + 31.71$	0.29	< 0.05
	$\Delta BV [ \% ]$	$y = 18.86x - 27.04$	0.51	< 0.001
	mBP [ mmHg ]	$y = -22.78x + 114.32$	- 0.08	n.s.
	脈拍数 [ bpm ]	$y = -29.27x + 99.81$	- 0.40	< 0.01
一回拍出量 [ mL ]	$\Delta BV [ \% ]$	$y = 0.24x - 20.27$	0.66	< 0.001
	mBP [ mmHg ]	$y = 0.48x + 67.94$	0.31	< 0.05
	脈拍数 [ bpm ]	$y = -0.81x + 111.38$	- 0.78	< 0.001
$\Delta BV [ \% ]$	mBP [ mmHg ]	$y = 0.58x + 96.95$	0.16	n.s.
	脈拍数 [ bpm ]	$y = -1.46x + 58.32$	- 0.56	< 0.001
mBP [ mmHg ]	脈拍数 [ bpm ]	$y = -0.38x + 105.83$	- 0.46	< 0.001

n.s. : not significant

血液透析中における平均血圧と脈拍数の変化を図 6-9 に示す。血液透析中の平均血圧と脈拍数に有意な変化を示さなかった。

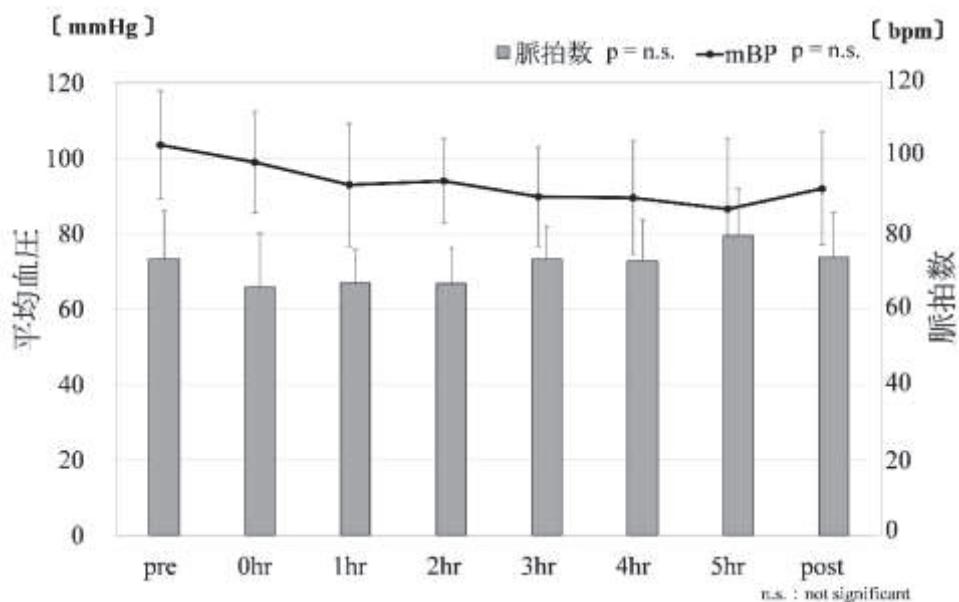


図 6-9 血液透析中における平均血圧と脈拍数の変化

## 6.7 考察

### 6.7.1 脈波振幅値と循環動態

本研究の結果、脈波振幅値は、血液透析を開始してから3時間目まで脈波振幅値は高値を示し、3時間目をピーク値として、その後4時間目以降には、血液透析終了時まで経時に減少した。また、脈波振幅値は、一回心拍出量と循環血液量変化率との間にそれぞれ正の相関関係を示したことから、血液透析を開始してから3時間目まで末梢血流量は増加し、4時間目以降、血液透析終了時まで末梢血流量は減少したと考えられた。

### 6.7.2 脈波長と循環動態

脈波長は、血液透析を開始してから経時に有意な低下を示したが、血液透析中の脈拍数に有意な変化を示さなかった。このことは、脈波長と脈拍数のサンプリング数に違いがあることが原因であると考えられた。また脈波長は、一回心拍出量、循環血液量変化率との間にそれぞれ正の相関関係を示し、脈拍数との間に負の相関関係を示したことから、循環動態を反映する可能性があると考えられた。

本研究の結果、脈波長を解析することで循環血液量変化率と併用し、解析することによって、血液透析中の循環動態をモニタリングできる可能性があると考えられた。

### 6.7.3 脈波振幅値と自律神経機能

血液透析中は除水が進むにつれて循環血液量が低下し、その生体反応として、交感神経が優位に反応し、末梢血管を収縮させ、血圧を維持する [81] [86]。

本研究の結果、脈波振幅値は、血液透析を開始してから3時間目まで脈波振幅値は高値を示し、3時間目をピーク値として、その後4時間目以降には、血液透析終了時まで経時に減少した。また、血液透析終了後においても血液透析開始前値と比較して高値を示した。これらのこととは、血液透析を開始してから除水による循環血液量の減少によって末梢血流量が低下することを補うため、 $\alpha$ アドレナリン作動性交感神経が抑制されたと考えられる。そのため、交感神経と比較して副交感神経が優位になる方向に作用し、末梢の血流量を増加させたと考えられた。一方、血液透析4時間目以降から血液透析5時間目までは、さらに循環血液量変化率が低下することから、中枢側の血流量を補うため $\alpha$ アドレナリン作動性交感神経が亢進したと考えられた。そのため、副交感神経と比較して交感神経が優位になる方向に作用し、血圧が低下しないように末梢血管を収縮させることによって、末梢の血流量が低下したと考えられた。

### 6.7.4 脈波長と自律神経機能

脈波長は、血液透析を開始してから経時に有意に減少し、一回心拍出量、循環血液量変化率との間にそれぞれ正の相関関係を示した。これらのことから、血液透析を開始して

から血液透析5時間目まで経時的に $\beta$ アドレナリン作動性の交感神経活動が亢進することによって、中枢側の生体反応は交感神経が優位になる方向に作用したと考えられた。その結果、脈波長は経時的に減少し、心拍数が増加する方向へ作用したと考えられた。

### 6.7.5 血液透析中の脈波解析の応用

糖尿病を原疾患とする透析患者の増加とともに [1] 血液透析中の血圧低下を未然に防ぐ方策は極めて重要な課題である。近年の心電図 RR 間隔の周波数解析の研究では、血液透析中の血圧低下の原因は、自律神経障害や自律神経機能の低下であるとの報告されている [82] [83]。透析患者は動脈硬化や自律神経機能異常など多種にわたり合併症を有することから、自律神経機能を合わせて評価することが安全な血液透析を実施する上では重要であると考えられた。

本研究の結果、脈波は、循環血液量の変化、一回心拍出量や脈拍数などの循環動態との関連性を示し、同時に自律神経反応を定量的に評価することができる有用な手法であると考えられた。これらの結果から、血液透析中の循環動態モニタリングに応用できると考えられた。

## 6.8 まとめ

本研究の結果、血液透析中の脈波振幅値と脈波長は、循環血液量変化率や一回心拍出量との関連性を認めた。また、脈波振幅値は末梢側、脈波長は中枢側の自律神経機能を反映し、血液透析中の循環動態の評価のみならず、自律神経反応を定量化することができる。

## 6.9 謝辞

本研究の一部は、公益財団法人日本腎臓財団より助成金の交付を受けた (JFK13-5)。

## 第7章 透析通信システム連携と透析室外遠隔モニタリングシステムの導入と評価

第7章では、電子カルテシステムと透析支援システムの更新にともない、第5章、第6章で検討した血液透析中の循環動態モニタリングを院内にて遠隔モニタリングし、血液透析中の装置情報や循環動態モニタリングすることを目的とし、電子カルテシステムと透析支援システムを連携し、操作性や安全面において評価した研究成果について述べる。

### 7.1 背景

血液浄化療法は、体外に血液を循環させる治療であり、短時間で循環動態に影響を及ぼす治療である。透析治療においては、長期同一患者への反復治療であり、多人数を同時に治療することや、多くの医療機器を同時に使用することから、多くの情報解析や治療状況の把握と透析スタッフの即座の対応が治療に影響を及ぼすなど、医療現場の中でも特殊な環境下である。このことから、医療情報システム等の情報技術の活用が必要となる。厚生労働省の医療施設調査、電子カルテシステム等の普及状況の推移によると平成26年度の病床規模別400床以上の施設において77.5%となっており、平成23年と比べて約1.4倍と年々増加している [87]。しかしながら、電子カルテシステムと透析支援システムとの連携の報告は少なく、未だ十分ではない。

(社) 日本透析医学会の統計調査結果によると2015年末の透析患者数は約32万人、平均透析導入年齢69.2歳、導入疾患は糖尿病が多く、死亡原因は心不全、脳血管障害、および感染症が上位を占めている。また透析患者の高齢化、長期化にともなう合併症が増加し、重症な透析患者が増加している [1]。

これらの背景から、大規模施設においては、透析室のみならず救命救急センターや集中治療室などにおいて人工呼吸器や補助循環装置などで管理された患者も多く、透析室外の様々な場所において血液浄化療法が必要となり、治療中の血液浄化装置の安全管理対策や患者情報の管理対策が急務である。また、透析支援システムを用いた血液浄化業務の効率化、安全性、および医療経済への効果についても報告 [88] されていることから、システムの活用が重要である。

本研究では、透析支援システムと電子カルテシステムの連携によって、透析室内のみならず、救命救急センターや集中治療室など透析室外で実施する血液浄化療法の安全性と業務効率について、電子カルテシステムネットワークを利用した透析支援システムのモニタリング機能を試験的に導入し、有用性について検討することを目的とした。

## 7.2 方法

平成28年1月に近畿大学医学部附属病院にて、電子カルテシステム（富士通：HOPE-EGMAIN-GX）と透析支援システム（日機装：Future Net Web<sup>+</sup>）を新規に入れ替える時期を利用し、電子カルテシステムと透析支援システムの連携項目について見直した。システム連携項目と連携フローを図7-1に示す。

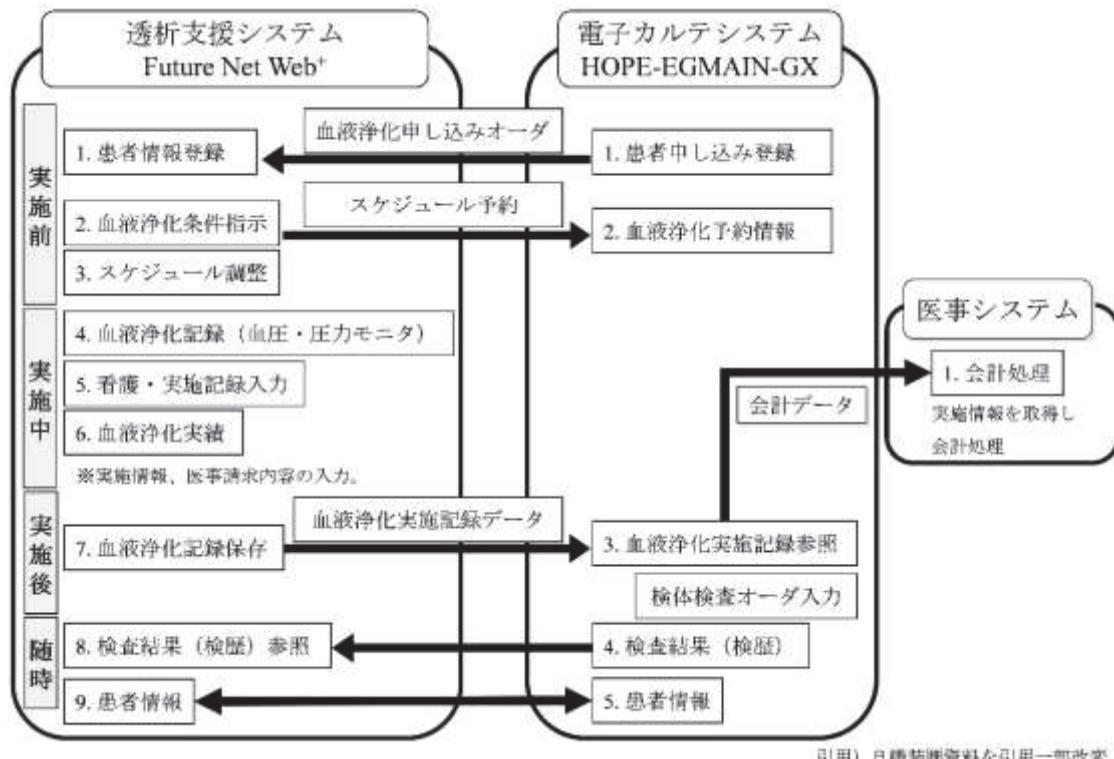


図7-1 システム連携フロー

### 7.2.1 ネットワーク構成

電子カルテシステムの院内ネットワークを利用し、透析支援システムと連携することで、病院内の電子カルテシステムから透析支援システムへアクセスできるように変更した。従来のネットワークシステム構成を図7-2に示す。電子カルテシステムの院内ネットワークと透析支援システムの透析室内ネットワークがそれぞれ構成され、連携項目として予約時間、医療材料、診療報酬、透析記録のみであり、電子カルテシステムの院内ネットワークから透析支援システムの透析室内ネットワークを参照できない。

システム連携後のネットワークシステム構成を図7-3に示す。電子カルテシステムの院内ネットワークと透析支援システムの透析室内ネットワークが連携して構成され、電子カルテシステムの院内ネットワークから透析支援システムの透析室内ネットワークを参照できるように変更された。

システム連携後の透析室外ネットワーク構成図を図7-4に示す。透析室外の血液浄化装置のモニタリング機能として、透析支援システムの端末を利用し、救命救急センター等の透析室外で実施していた血液浄化装置と連携した透析支援システムの遠隔モニタリング機能を試験的に導入し、透析室外で実施される血液浄化療法中の装置情報（透析条件、回路内圧力等）を透析室内でもモニタリングできるよう変更した。



図7-2 従来の透析室内ネットワーク

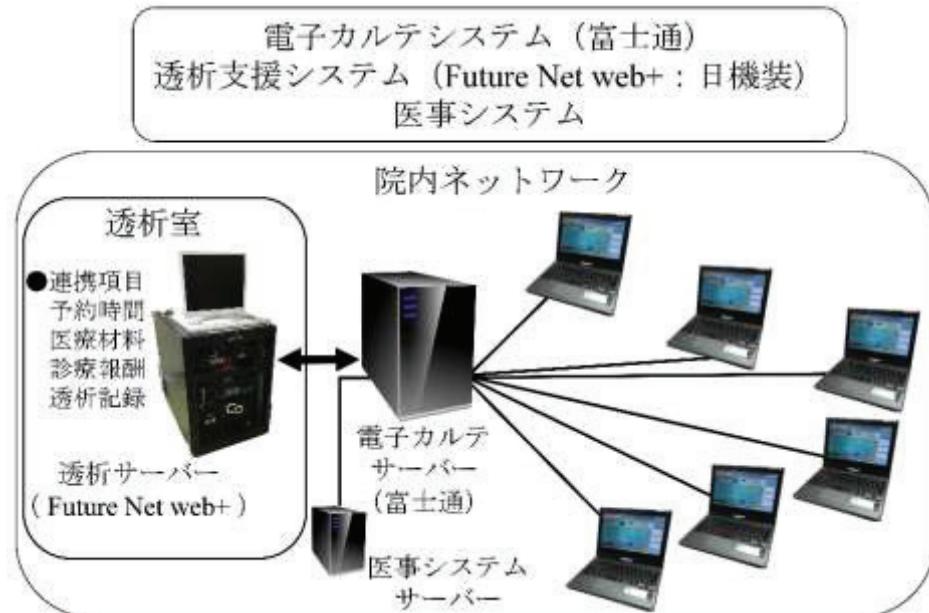


図7-3 システム連携後の透析室内ネットワーク構成



図7-4 システム連携後の院内ネットワーク構成

### 7.2.2 共通マスタ

血液浄化療法で使用する医療材料、薬剤等のコスト自動算定、診療保険点数算定のため、処置、および加算について、電子カルテシステムと透析支援システムにおいて共通マスタを作成し、医事システムとの連携を行った。電子カルテシステムにおいて、属性区分（透析器、薬剤、処置、加算等の分類）、マスタ区分（透析）、オーダーコード（種類）のマスタを作成した（図7-5-a）。一方、透析支援システムにおいても同様に医療材料や薬剤、処置内容、加算内容を電子カルテシステムと同様にマスタを作成した（図7-5-b）。また、医事システムに関しても同様の共通マスタを作成し連携を行い、診療報酬申請の効率化を図った。

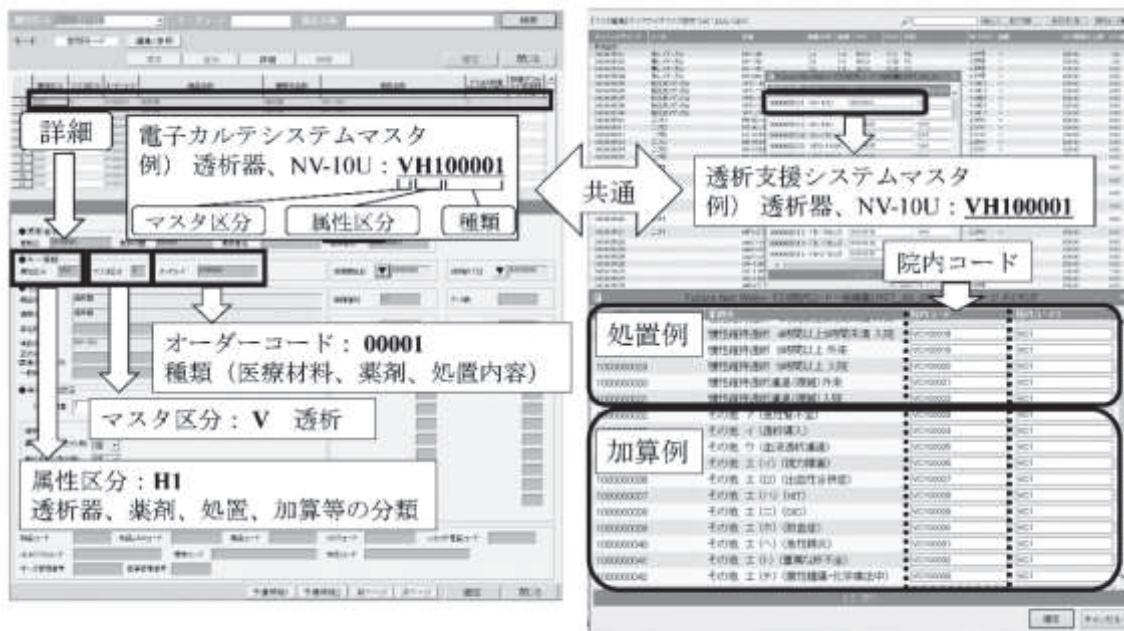


図 7-5 共通マスター例

### 7.2.3 評価者

臨床工学技士 6 名（男性：5 名、女性：1 名）、看護師 5 名（女性：5 名）を評価者とし、年齢、職歴年数、血液浄化業務担当歴、職種別の主な業務内容を表 7-1 に示した。職種別における主な業務担当の内容として、臨床工学技士は、透析室内、および救命救急センター等透析室外の血液浄化業務を担当し、看護師は、透析室内のみの血液浄化業務を担当している。

表 7-1 評価者の詳細一覧

	臨床工学技士	看護師	全体	p 値
人数	6名 (男性：5名、女性：1名)	5名 (女性：5名)	11名	p < 0.01※2 (男女差)
年齢※1 (最小値 - 最大値)	30.3 ± 7.4 歳 (22 - 41)	36.4 ± 7.8 歳 (24 - 43)	33.3 ± 7.7 歳	n.s.※3
職務年数※1 (最小値 - 最大値)	7.2 ± 2.9 年 (1 - 16)	11.2 ± 3.0 年 (3 - 21)	9.0 ± 2.1 年	n.s.※3
血液浄化業務 担当年数※1 (最小値 - 最大値)	6.3 ± 3.1 年 (1 - 16)	6.0 ± 2.6 年 (1 - 15)	6.2 ± 1.9 年	n.s.※3
主な業務担当 の内容	透析室内、および救命救急セン ター等透析室外の血液浄化業務 (臨床業務、血液浄化記録の人 力、スケジュールの調整) 透析支援システムへの血液浄化条 件入力・スケジュールの調整	透析室内的血液浄化業務 (臨床 業務、看護・血液浄化記録の人 力、スケジュールの調整)	—	—

※1 年齢：平均値 ± SD、職務年数・血液浄化業務担当年数：平均値 ± SEM  
※2 男女差：χ<sup>2</sup>検定  
※3 Unpaired t test, n.s.: not significant

### 7.2.4 評価法

モニタリングや機能の評価法として、システム連携前（連携前）、システム連携後（連携後）に設問用紙を用意し、7 項目の設問とそれぞれの設問に対し、フリーコメントの記入を実施した。設問内容を表 7-2 に示す。これらの結果を基にシステム導入前後の安全性、業務効率、および運用について評価を行った。

設問内容の評価においては、臨床工学技士、看護師の設問結果を全体評価とし、システム連携前後の評価内容の変化について統計学的に有意差を求めた。なお、統計学的解析として χ<sup>2</sup> 検定を用い、有意水準 5%未満とした。

表 7-2 設問内容

設問内容
設問1. 使用感・操作性
設問2. 電子カルテシステムとの連携
設問3. 医事・コストとの連携
設問4. 透析支援システムで情報共有できていますか？
設問5. 他部門の医療従事者でも活用できていると思いますか？
設問6. 透析室外から透析支援システムを活用できていると思いますか？
設問7. 透析支援システムで安全に透析療法が実施できていると思いますか？

それぞれ4択とした（例：大変良い・良い・あまり良くない・悪い）

## 7.3 結果

### 7.3.1 評価者

臨床工学技士と看護師の性差は有意な差を示したが、年齢、職務年数、血液浄化業務担当年数について有意な差を示さなかった（表 7-1）。

### 7.3.2 システム連携前後の環境と血液浄化記録

システム連携前後（連携前後）の環境と血液浄化記録を図 4 に示す。連携前は、電子カルテシステムの端末と透析支援システムの端末が混在していた。透析室の血液浄化装置に関しては、リアルタイムで連携されていたが、透析室外で実施している血液浄化療法に関しては、血液浄化記録の血圧や回路内圧などの経過記録はすべて手書きであり、血液浄化療法終了後に血液浄化記録を透析支援システムへ手動入力し、血液浄化記録を電子カルテシステムへアップロードしていた（図 7-6-a）。

連携後は、電子カルテシステムと透析支援システムのネットワークが統一されたため、一つの端末で作業が行えるようになった。また、透析室外で実施する血液浄化療法においては、電子カルテシステムの端末から血圧やイベントなどは入力でき、専用の透析支援システム端末を接続すれば血液浄化装置の装置設定や回路内圧の経過が自動入力され、手書き入力の必要が無くなった（図 7-6-b）。

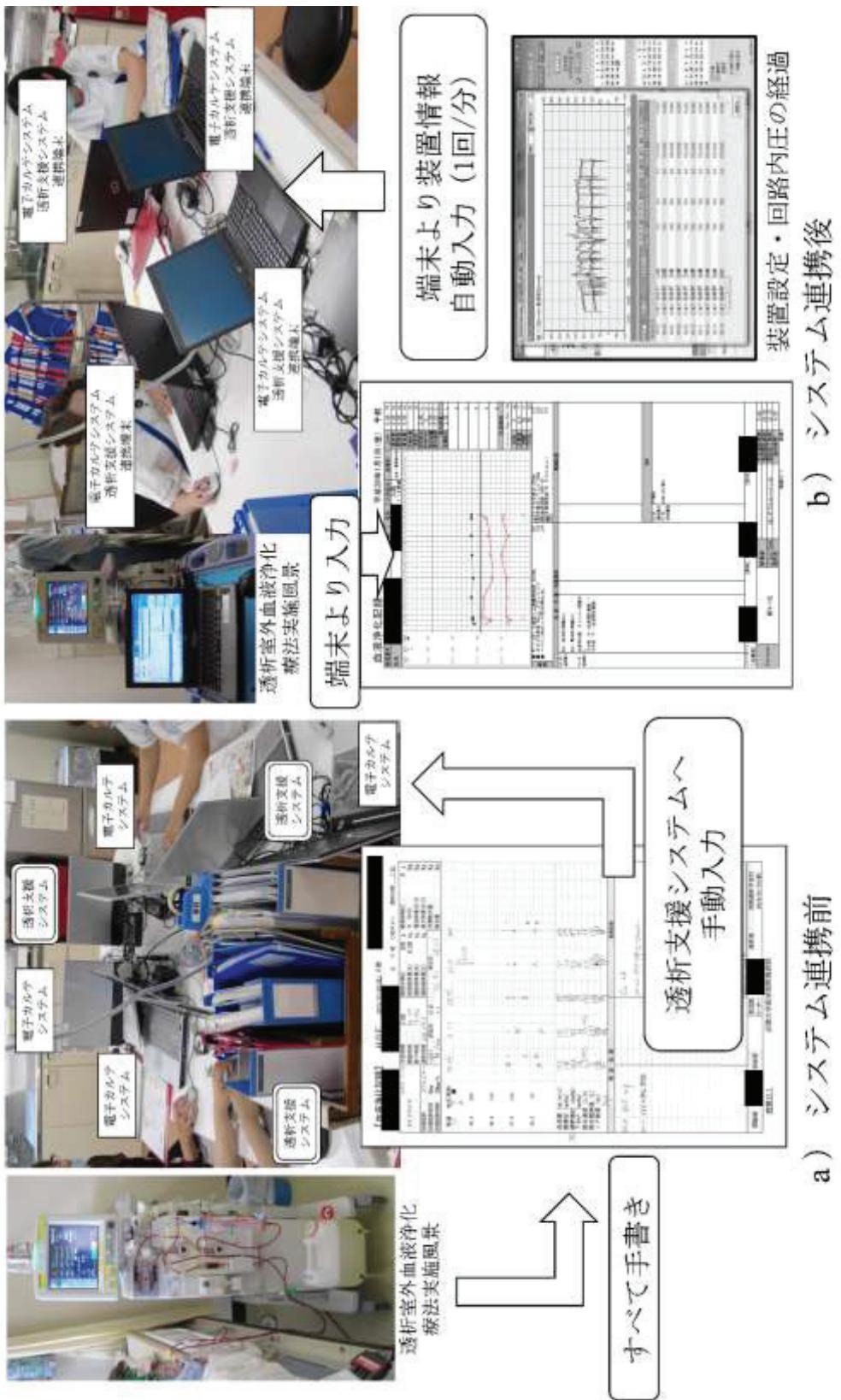


図7-6 システム連携前後の環境と血液浄化記録

### 7.3.3 システム連携前後の設問結果とフリーコメント例

#### ① 使用感・操作性

使用感・操作性についての設問結果を図7-7に示す。使用感・操作性について、技士の連携前は「あまり良くない」が83%，連携後は「良い」が83%に改善した。看護師の連携前は「あまり良くない」が40%，連携後は「あまり良くない」が20%減少し、「大変良い」が20%に改善した。

全体の使用感・操作性の評価は、連携前と比較して連携後は有意に改善を示した。

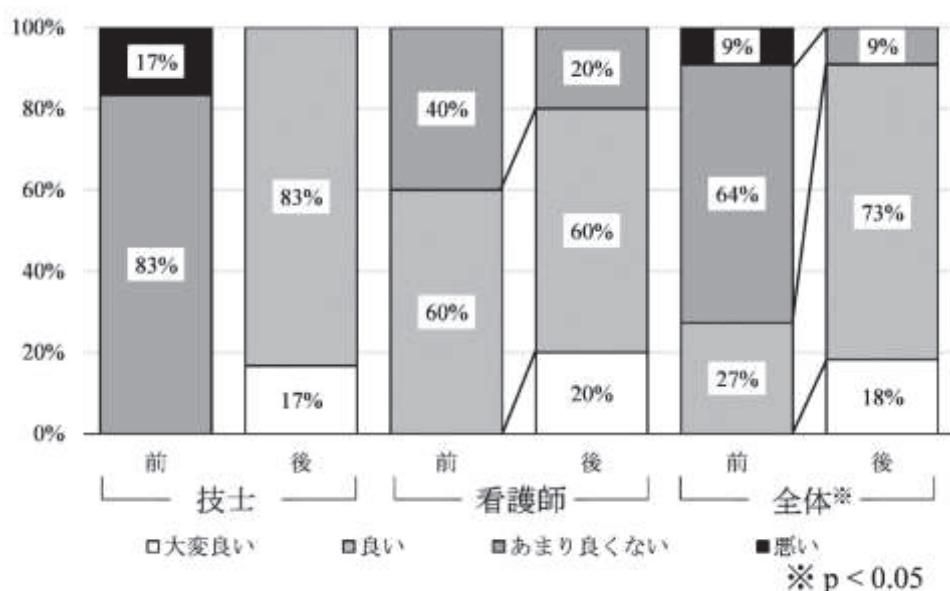


図7-7 使用感・操作性の結果

#### ② 電子カルテシステムとの連携

電子カルテシステムとの連携の設問結果を図7-8に示す。電子カルテシステムとの連携について、技士の連携前は「あまり良くない」が100%，連携後は「良い」が83%に改善した。看護師の連携前は「あまり良くない」が80%，連携後は「良い」が80%と改善した。

全体の電子カルテシステムとの連携の評価は、連携前と比較して連携後は有意に改善を示した。

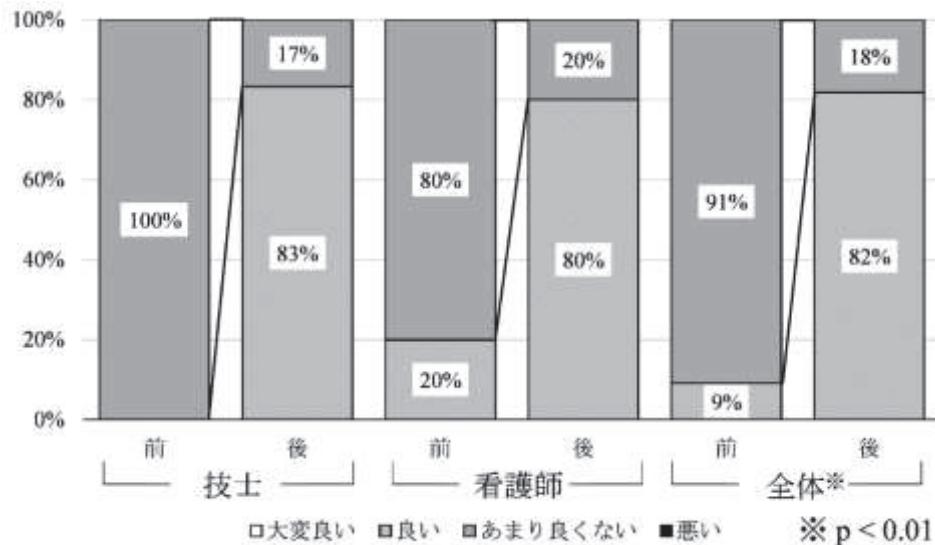


図7-8 電子カルテシステムとの連携の結果

### ③ 医事・コストとの連携

医事・コストとの連携の設問結果を図7-9に示す。医事・コストとの連携について、技士の連携前は「あまり良くない」が100%，連携後は「良い」が100%と改善した。看護師の連携前は「あまり良くない」が80%，連携後は「良い」が80%と改善した。

全体の医事・コストとの連携の評価は、連携前と比較して連携後は有意に改善を示した。

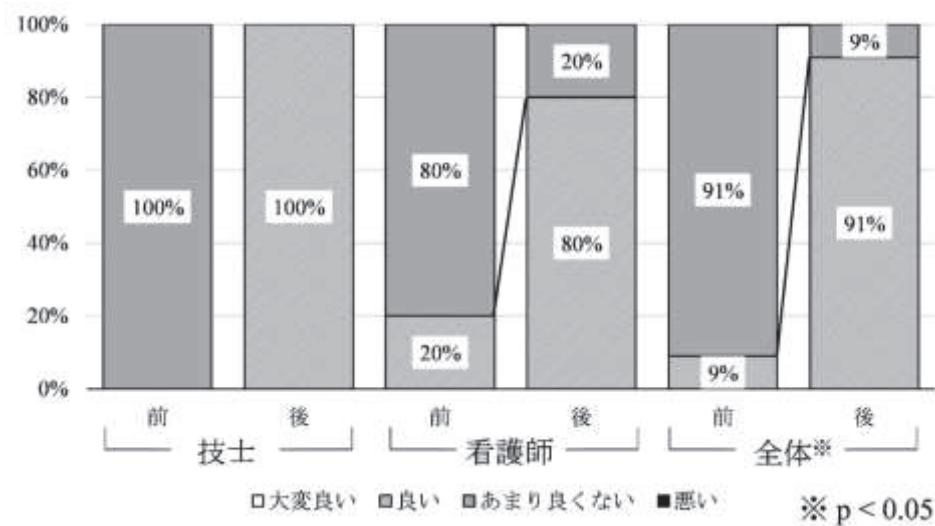


図7-9 医事・コストとの連携の結果

### ④ 透析支援システムで情報共有できているか？

透析支援システムで情報共有できているか？の設問結果を図7-10に示す。透析支援シ

ステムで情報共有できているか？について技士の連携前は「できていない」が33%，連携後は「あまりできていない」が67%と改善した。看護師の連携前は「あまりできていない」が60%，連携後は「活用できている」が60%と改善した。

全体の透析支援システムで情報共有できているか？の評価は、連携前と比較して連携後で有意な改善を示さなかった。

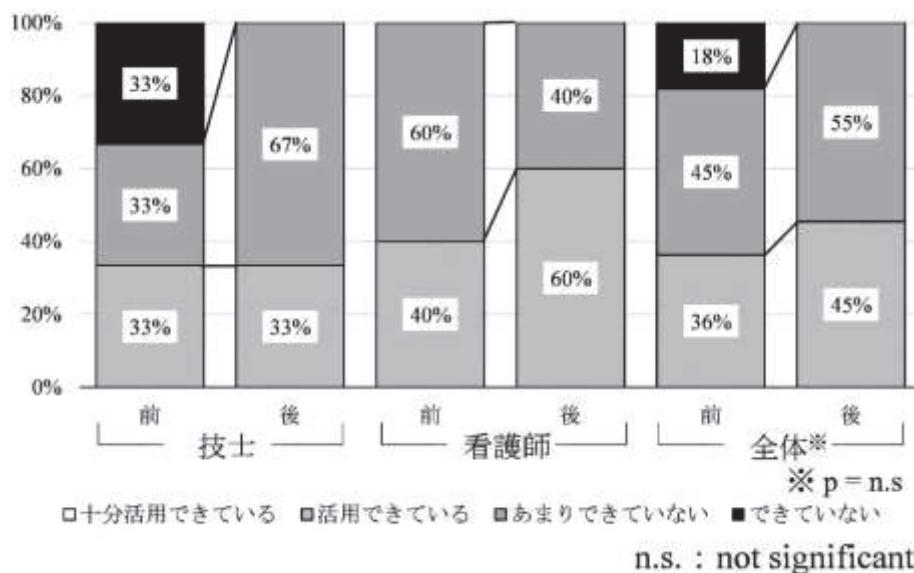


図7-10 透析支援システムで情報共有できているか？の結果

##### ⑤ 他部門の医療従事者でも活用できているか？

他部門の医療従事者でも活用できているか？の設問結果を図7-11に示す。他部門の医療従事者でも活用できているか？について、技士の連携前は「できていない」が67%，連携後の「できていない」が33%と改善した。看護師の連携前は「できていない」が20%，連携後は「活用できている」が40%，「十分活用できている」が20%と改善した。

全体の他部門の医療従事者でも活用できているか？の評価は、連携前と比較して連携後で有意な改善を示さなかった。

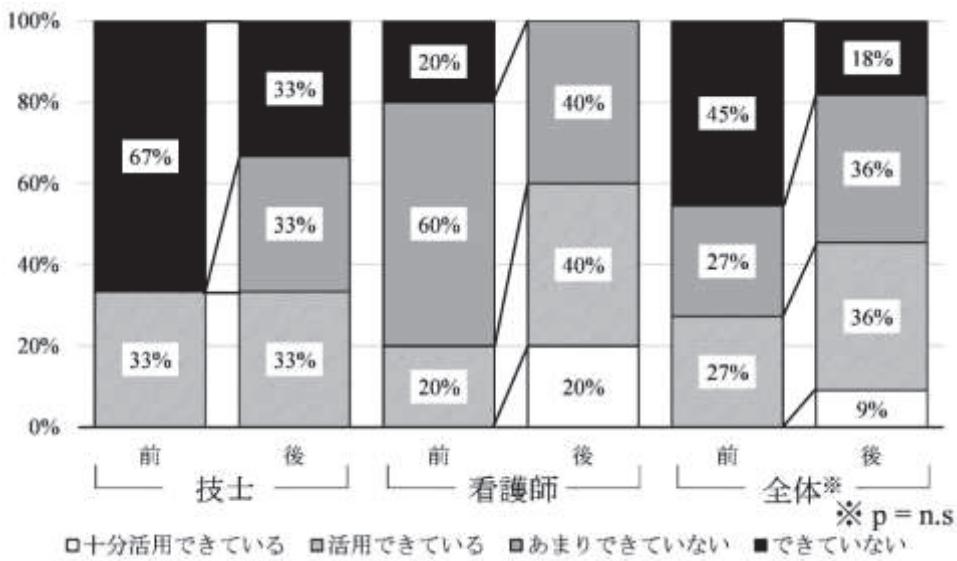


図7-11 他部門の医療従事者でも活用できているか?の結果

#### ⑥ 透析室外から透析支援システムを活用できているか?

透析室外から透析支援システムを活用できているか?の設問結果を図7-12に示す。透析室外から透析支援システムを活用できているか?について、技士の連携前は「できていない」が67%, 連携後の「できていない」は17%と減少し、「活用できている」が67%と改善した。看護師の連携前後に変化はなかった。

全体の透析室外から透析支援システムを活用できているか?の評価は、連携前と比較して連携後で有意な改善を示さなかった。

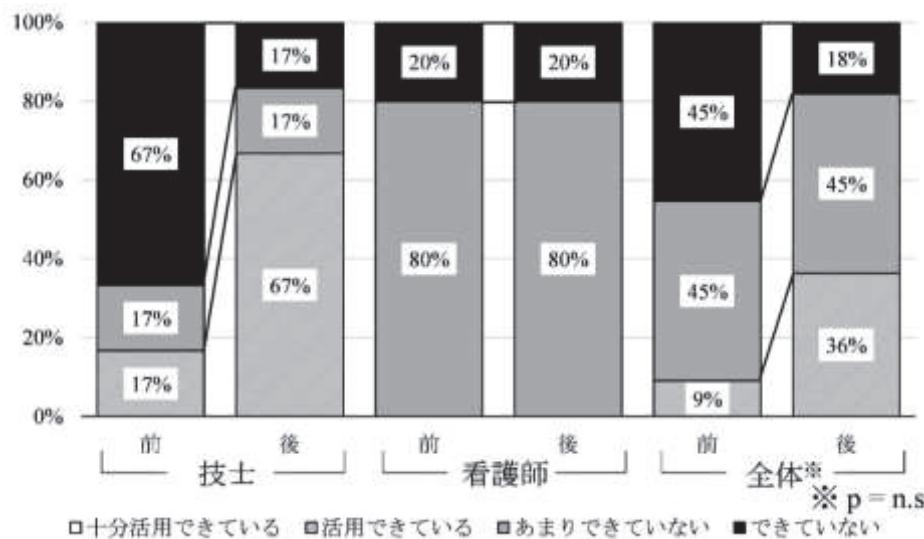


図7-12 透析室外から透析支援システムを活用できているか?の結果

⑦ 透析支援システムで安全に血液浄化療法が実施できているか？

透析支援システムで安全に血液浄化療法が実施できているか？の設問結果を図7-13に示す。透析支援システムで安全に血液浄化両方が実施できているか？について、技士の連携前は「できていない」が67%，連携後は「あまりできていない」が83%と改善した。看護師の連携前は「できている」が100%，連携後は「あまりできていない」が20%となり、評価が下がった。

全体の透析支援システムで安全に血液浄化療法が実施できているか？の評価は、連携前と比較して連携後で有意な改善を示さなかった。

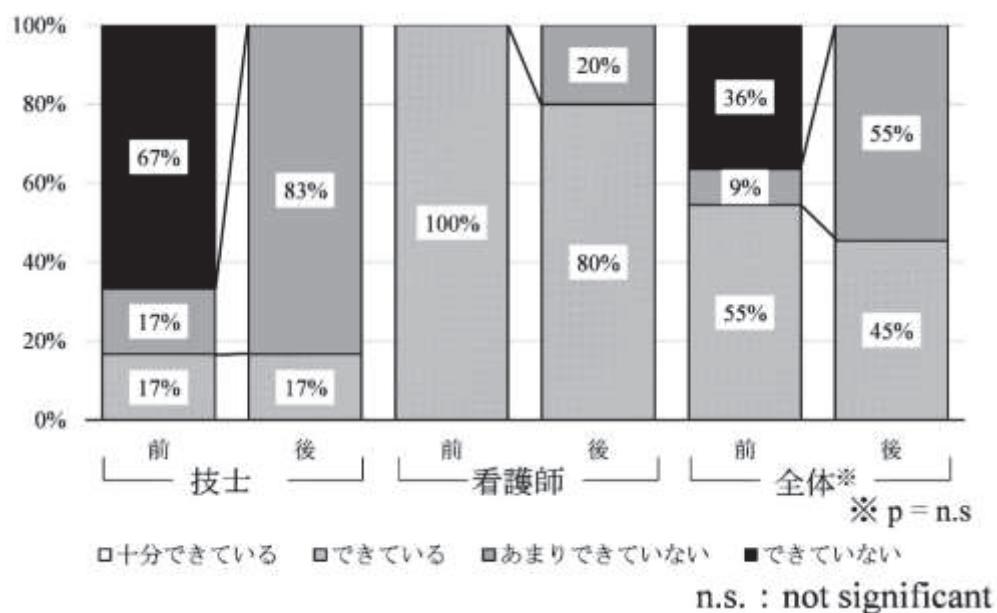


図7-13 透析支援システムで安全に血液浄化療法が実施できているか？の結果

主なフリーコメント例を表7-3に示す。各設問に対するフリーコメントとして、連携前は、主に「業務効率が悪い」、「治療が安全に実施できていない」などの回答が多かった。一方、連携後においては、「業務効率が良くなつた」、「安全に治療ができるようになった」などの回答が多かったが、「遠隔モニタリングについては安全性が十分ではない」などの回答が多かった。

表7-3 フリーコメント例

主なコメント	
システム連携前	<ul style="list-style-type: none"> <li>透析室外で透析を実施する際、透析支援システムと透析装置との連携がオフラインであったため、透析記録が手入力となり、治療終了後に透析支援システムへのデータ入力となることから時間を要する。</li> <li>医事システムとの連携項目が少ないため、手書きで医事に提出していたため手間である。</li> <li>治療が安全に実施できていない。</li> </ul>
システム連携後	<ul style="list-style-type: none"> <li>透析室外で実施する透析について、システム連携後、透析条件や回路内圧力がモニタリング、自動記録されることから透析記録の入力が省かれ業務効率が上がった。</li> <li>医事システムとの連携でコストが自動算定されているため入力が省かれたが、すべてが連携されているためコストが取れているか分からない。</li> <li>透析室内で実施する透析においては、透析条件などの入力が簡易的になった。このことから、入力間違いなどが少なくなり、安全性が改善された。</li> <li>透析室外で実施する透析について、システム連携前よりは治療が安全に実施できるようになったと感じる。</li> <li>透析室外で実施する透析について、透析条件や回路内圧力をモニタリングすることは可能になり、透析装置が作動していることはリアルタイムで分かるようになったが、警報などの詳細な情報が不十分なため安全とは言えない。</li> </ul>

## 7.4 考察

近年では、電子カルテシステムを中心に多部門システムと連携する病院情報システムが構築され、サーバ基盤の共用化が図られ、機能面とコスト面をともに最適化する取り組みが行われている [89]。臨床検査部門においては、日本臨床検査医学会が様々な検査マスタをコード化し、臨床検査データを利活用している [90]。

本研究においても電子カルテシステムと透析支援システムとの連携により、従来のシステムと比較し、業務の効率化とシステム連携による機能面とコスト面の有用性について検討した。

透析室内の連携前は、電子カルテシステムと透析支援システムの端末がそれぞれ配置され、医師の指示は電子カルテシステムを確認し、透析条件に関しては、透析支援システムを確認しなければならないなど、作業効率に問題があった。一方、連携後は、端末が一つとなり作業効率が上がったと考えられた。その結果、使用感・操作性、電子カルテシステムとの連携に対し、全体的に有意に改善したと考えられた。また、電子カルテシステムとの連携による共通マスタの作成は診療報酬の申告漏れを防ぎ、データ活用により業務の省力化ができることでコスト削減にも繋がると考えられる。

透析室外で実施していた血液浄化療法における血液浄化記録について、連携後は、電子カルテシステムと透析支援システムのネットワークが同一であることから、院内すべての電子カルテシステム端末から透析支援システムにアクセスすることが可能となり情報共有できる環境となったと考えられた。また、「透析支援システムで情報共有できているか?」、「他部門の医療従事者でも活用できているか?」、および「透析室外から透析支援シス

ムを活用できているか？」にあるように透析室内のみならず院内ネットワークで情報活用する設問内容に対して、技士は連携前後に改善しているにもかかわらず、看護師では改善せず、全体で有意な改善を示さなかった。このことは、技士の業務担当として透析室内だけでなく救命救急センターなどの透析室外の血液浄化業務を担当していることと透析支援システムに血液浄化条件の入力など幅広く利用する必要があることが要因であると考えられた。一方、看護師は透析室のみの血液浄化業務を担当するため、透析支援システムは主にスケジュール管理のみ使用しているため、職種間の業務内容が異なることが要因であると考えられた。

連携前後における安全面における評価としては、院内すべての電子カルテシステムの端末から透析室内の血液浄化療法の状況のみならず、救命救急センターや集中治療室などの透析室外で実施している血液浄化療法の状況も把握できるようになったことから、連携前後で技士は改善し、透析室内のみで血液浄化業務を担当する看護師は改善せず、全体では有意に改善を示さなかった。しかし、透析室内で実施する血液浄化療法においては、「連携後で入力間違いが減った」、「簡易的になった」などの意見が多くたにもかかわらず、全体で有意な改善を示さなかったことは、職種間の業務担当が異なるだけでなく、新しいシステム運用の理解度や運用の不安が、安全に実施できているという満足度を満たすことができなかつたのではないかと考えられた。

現在、透析室外で血液浄化療法を実施しなければならない透析患者が増加している。また、多種多様の血液浄化療法が実施されることから、透析室のみならず、救命救急センターや集中治療室においても、より安全な血液浄化療法を提供するためには、システム連携のみならずシステム機能の改善が必要であると考えられた。

2008年に日本透析医学会から血液透析装置に関する通信共通プロトコル [91]が発行されている。しかし、近年のIT技術の進歩とともに情報化が高度に進んでおり、急速に進歩する現状においては透析支援システムと電子カルテシステムと連携が現状の技術に対応できない部分もあり、今後の対策が重要であると考えられた。透析医療においてもデータ活用をさらに進める必要性があり、在宅血液透析の導入が増える中、治療の安全性を高めるためにも遠隔モニタリング機能とシステムの構築が今後の課題であると考えられた。

## 7.5 結論

電子カルテシステムネットワークを利用した透析支援システムのモニタリング機能を試験的に導入し、救命救急センターや集中治療室など透析室外で実施する血液浄化療法の業務効率が改善した。

今後は、透析支援システムと電子カルテシステムの連携を充実させることにより、さらに安全で効率的な血液浄化療法の提供が可能である。

# 第8章 総括

## 8.1 結語

慢性腎臓病は、慢性に経過するすべての腎臓病を指すが、患者数は、20歳以上の成人の8人に1人とされ、新たな国民病ともいわれている。慢性腎臓病の末期、正常の腎機能の約1/3程度まで低下した場合、透析が導入され、透析患者は、全国約32万人である。また、透析導入原疾患の第1位は糖尿病、死亡原因の第1位は心不全とされている。これらの背景からも透析導入期から維持期の患者管理は安全な透析療法を提供する上で必須であるが、現在の対策は多岐にわたるが十分なものは存在しない。今後、簡便でありながら効果が高く、生体への負担が少ない管理法を考案することが、より良い透析治療の構築に繋がる。

本博士論文「第2章」の透析導入期におけるVAの比較検討では、カテーテルを使用して透析導入する患者背景には、高齢者、低栄養、炎症という病態を悪化させる要因の合併率が高いことを示され、透析導入患者の高齢化が進む現状を踏まえて、計画的な透析導入を行うシステムの構築が急務であり、病態悪化を防ぐのみならず、入院期間の短期化や医療費の削減に繋がると考えられ、現状の問題点と課題について成果を得た。

また、「第3章」のAVF作製後の発育に関連因子についての検討では、透析導入期におけるAVF作製前の超音波検査所見により基準を示し、AVFの発育が予測できる可能性が示唆された。AVFの発育を決定する因子を示すことにより、計画的な透析導入に繋がり、有用な知見であったと考えられる。

「第4章」のAVFにおけるシャント音の周波数解析においては、主観的評価である理学所見（聴診法）で得られるシャント音を周波数解析し、客観的評価である超音波検査所見との関連性が示された。シャント音の周波数特性が解明され、AVFの日常管理においてシャント音から簡便にシャント機能を評価することが示された。今後、より簡便で精度の高いAVF管理を目指す上で有効的な手法になると考えられた。これら「第2章」から「第4章」は、透析患者の導入期から維持期にかけての患者管理が維持期の透析を安全に実施できる因子を抽出することができ、有用な知見であったと考えられる。

「第5章」は、透析患者の維持期における透析中の循環動態について調べた研究では、透析低血圧に焦点を当て循環動態モニタリングについて、身体組成分析装置などを併用して透析患者の体液管理を行い、基礎体重の設定を行うことは効果的であることを示した。また血液透析中の循環動態のモニタリングには、身体組成分析装置、および非侵襲的的心拍出量モニタを用いることで、循環動態を捉えることのできる可能性があることを示した。今後、これらの手法をより有効的に活用して、透析中の血圧管理や基礎体重の基準設定に応用できると考えられる。

「第6章」は透析中の脈波振幅値と脈波長から、循環血液量変化率や一回拍出量との関連性を示した。また、脈波振幅値は末梢側、脈波長は中枢側の自律神経機能を反映し、血液透析中の循環動態の評価のみならず、自律神経反応を定量化することができるこことを示した。これら「第5章」と「第6章」において、透析維持期における透析中の循環動態と自律神経機能を評価することができると考えられた。現在はまだ透析現場でこれらを日常的に評価ができる施設は限られているが、この研究をさらに掘り下げて今後広く普及させることで、より効率的で安全な透析医療が実現すると思われる。今後、透析導入から維持期にかけての治療計画の立案が提示できる可能性があると考えられる。

「第7章」では、「第5章」から「第6章」で循環動態や自律神経機能をモニタリングで得られた知見を、実際の臨床現場でモニタリングできるかを検討するために、電子カルテシステムと透析支援システムを連携し、透析室内のみならず救命救急センターや集中治療室などの透析室外で実施する血液浄化療法中の患者情報や装置情報を遠隔モニタリングできるようシステムを構築した。これらシステムにより安全な血液浄化療法の提供や医療スタッフの業務効率の向上など臨床活用することができ、調査結果でも良好な結果を得た。

これら本研究から得られた一連の知見は、現在の透析医療における情報管理の盲点である。血液透析中の循環動態と自律神経機能の関連性と、それら新たな管理方法を本研究で見出すことができたことは、本博士論文の成果である。

## 8.2 将来の展望

臨床研究は、実際の治療における生体情報を、現場の課題から問題点を抽出することができ、生体を評価する上で異議の高いものである。本研究で得られた結果を基に、より安全で効果的な透析治療を実現することが求められる。また、透析患者の背景からも他職種と連携し、計画的に治療を進めるとともに、血液浄化療法を提供できるシステムの構築が必要である。今後は、治療に対する様々なモニタリングの操作法や管理運用法、および数多くの周辺機器の臨床的な安全性などについても評価し、様々な角度から研究を行い、病院内だけでなく、他施設や在宅での血液浄化療法中の循環動態モニタリングや装置情報などがリアルタイムに管理できるようITを利用したシステムの構築や地域連携を行い、より安全で効率的な血液浄化療法のシステム構築を実現したい。

## 謝辞

本博士論文は著者が兵庫県立大学大学院 応用情報科学研究科 応用情報科学専攻 ヘルスケア情報科学コース 医療福祉情報学領域 博士後期課程に在籍中の研究成果をまとめたものである。同研究科教授 水野（松本）由子 先生には指導教員として本研究を実施する機会を与えていただき、その遂行にあたって終始ご指導をいただいた。また、同研究科准教授 竹村匡正先生、ならびに原口亮先生には、副査としてご助言をいただくと共に報告会や勉強会においても有意義なご指導をいただいた。ここに深謝の意を表する。近畿大学医学部附属病院 腎臓内科教授 長谷川廣文先生、同病院 臨床工学部 染矢法行先生、近畿大学医学部附属病院 腎臓内科教授 有馬秀二先生、同病院 腎臓内科准教授 谷山佳弘先生、同病院 泌尿器科准教授 能勢和宏先生には、本研究科で学ぶに当たり、激励と共に随所で有益なご指導をいただいた。ここに深謝の意を表する。桃仁会病院 臨床工学部 人見泰正 氏には研究遂行にあたり日頃より有益なご討論とご助言をいただいた。ここに感謝の意を表する。本研究の第2～5章の臨床研究では、近畿大学医学部附属病院臨床工学部の各位、第6～7章の臨床研究では、近畿大学医学部附属病院臨床工学部の各位に実験操作およびデータ整理等の手助けをいただいた。ここに謝意を表する。

今までの研究活動に対する理解と協力をいただいた妻千明、息子陽向、娘結花と花音に感謝の言葉を送ります。

なお、本博士論文の一部は、平成24年財団法人日本腎臓財団若手研究者に対する助成（JFK13-5）の交付を受けて実施した。

## 参考文献

1. (社)日本透析医学会統計調査委員会. わが国の慢性透析療法の現況 (2015年12月31日現在). 日本透析医学会雑誌, 第51巻. pp.1-62. 2017.
2. 山本壱弥, 小林直之, 松永篤彦, 他. 維持血液透析時に認められる過剰な血圧低下の出現機序に関する検討. 日本透析医学会雑誌, 第40巻. pp.897-906. 2007.
3. 川瀬義夫, 細井信吾, 伊藤英晃, 他. スペクトル解析を用いた透析患者の自律神経評価. 日本透析医学会雑誌, 第29巻. pp.: 37-44. 1996.
4. 上田 素, 東條静夫, 阿部 裕. 臨床腎臓病講座. 東京 : 金原出版株式会社, 1980.
5. 日本腎臓学会. CKD の発症予防・早期発見・重症化予防に向けた提言作成委員会. 東京医学社, 2016.
6. 原 茂子. 透析導入と主要合併症. 日本腎臓学会会誌, 第45巻. pp.65-75. 2003.
7. 信楽園病院ホームページ(オンライン)(引用日: 2016年8月20日).  
<http://www.shinrakuen.com/everybody/item/zinkotouseki.html>.
8. 血液浄化器の作用原理. (オンライン)(引用日: 2016年8月20日).  
<http://www.rpm.or.jp/home/yhirai/work/maku.html>.
9. 大平整爾. バスキュラーアクセス実践ガイド. 東京 : 診断と治療社, 2007.
10. 日本透析医学会バスキュラーアクセス・ワーキンググループ委員会. 慢性血液透析用バスキュラーアクセスの作成および修復に関するガイドライン. 日本透析医学会雑誌, 第38巻. pp. 1491-1551. 2005.
11. 日本透析医学会統計調査委員会. わが国の慢性透析療法の現況(2007年12月31日現在). 日本透析医学会雑誌, 第42巻. p.376. 2009.
12. 日本透析医学会統計調査委員会. わが国の慢性透析療法の現況(1998年12月31日現在). 日本透析医学会雑誌, 第33巻. p.376. 2000.
13. Rayner H.CA, Brown WW, et al. Besarab. Vascular access results from the Dialysis Outcomes and Practice Patterns Study (DOPPS): performance against Kidney Disease Outcomes Quality Initiative (K/DOQI) : Clinical practice Guidelines. Am J kidney Dis. 第44巻.
14. 大平整爾, 阿部憲司, 今 忠正. ブラッドアクセスの長期開存性および関連する危険因子. 臨床透析, 第12巻. pp.931-941. 1996.
15. 神應 裕, 有賀雅和, 小林信彦, 他. 過剰血流に対する血流調整術の検討. 腎と透析. 第69巻. pp. 284-292.
16. Shaldon Chiandussi, L. and Higgs, B.S.,. Hemodialysis by percutaneous catheterization of the femoral artery and vein with regional heparinization. . : Lancet, 第278巻. pp.857-859. 1961.

17. 四枝英樹, 池田 潔. 福岡赤十字病院における長期留置カテーテルを適応した患者の現況. 腎と透析, pp.29-33. 2010.
18. RaynerPisoni, R.L., Gillespie, B.W., et al.H.C., Creation, cannulation, and survival of arteriovenous fistulae: data from the Dialysis Outcomes and Practice Patterns Study. . : Kidney Int., 第 63 卷. pp.323-330. 2003.
19. 日本透析医学会バスキュラーアクセスガイドライン改訂・ワーキンググループ委員会. 慢性血液透析用バスキュラーアクセスの作製および修復に関するガイドライン. 日本透析医学会雑誌, 第 44 卷. pp.855-937. 2011.
20. 天野 泉. ブラッドアクセストラブルにおけるインターベンション治療の適応と限界. 日透医誌, 第 15 卷. pp.84-89. 2000.
21. バスキュラーアクセスと IVR (総編) .臨床画像, 第 21 卷. pp.1186-1194. 2005.
22. 臨床透析編集委員会. エキスパートの育成を目指して バスキュラーアクセス 作成・管理・修復の基本方針. 臨床透析, 第 27 卷. 2011.
23. 池田 潔. バスキュラーアクセス形態および機能に対するモニタリング臨床透析. 臨床透析, 第 25 卷. pp.1111-1116. 2009.
24. 村上 穂, 萩原正大, 大沢紘介, 他. 血液透析用非カフ型カテーテルに合併したカテーテル関連血流感染症の実態と経験的治療としての抗 MRSA 薬投与の重要性. 日本透析医学会雑誌, 第 45 卷. pp.1125-1131. 2012.
25. 片渕律子, 緒方千波, 松井礼, 他. 透析用ダブルルーメンインナーカテーテルが心臓内に迷入した 1 例. 日本透析医学会雑誌, 第 46 卷. pp.207-215. 2013.
26. 鎌田 正, 落合美由希, 藤澤奈央, 他. 超音波ガイド下中心静脈バスキュラーアクセス穿刺訓練におけるシミュレーション医学の応用. 透析会誌, 第 45 卷. pp.1022-1033. 2012.
27. 日本透析医学会統計調査委員会. わが国の慢性透析療法の現況 (2012 年 12 月 31 日現在). 日本透析医学会雑誌, 第 47 卷. pp.1-56. 2014.
28. 日本腎臓学会. CKD 診療ガイド 2012. 日腎会誌, 第 54 卷. pp.1031-1189. 2012.
29. 菊池勘. 透析導入ガイドライン. 日本透析医学会雑誌, 第 43 卷. pp.160-162. 2010.
30. 林晃正, 安田圭子, 佐々木公一, 他. 透析導入基準を考える—早期透析導入は有効か?—. 日本透析医学会雑誌, 第 44 卷. pp.130-132. 2011.
31. 加藤琢磨, 炭谷晴雄, 川原和彦, 他. 内シャントの早期穿刺と成績. 日本透析医学会雑誌, 第 40 卷. pp.333-337. 2007.
32. 日本電子機械工業会. 医用超音波機器ハンドブック. 東京 : コロナ社, 1997.
33. 春口洋昭. バスキュラーアクセス超音波テキスト. 東京 : 医歯薬出版, 2011.
34. 村上康一, 他. シャント管理における超音波パルスドップラー法の有用性について. 腎と透析, 第 56 卷. pp.39-43. 2003.

35. 東芝メディカルシステムズ株式会社. (オンライン) (引用日: 2016年10月27日).  
<http://www.toshiba-medical.co.jp/tmd/>.
36. Woods JDMN, Strawderman RL, Young EW, Hirth RA, Port FK, Held PJ, Turenne. Vascular access survival among incident hemodialysis patients in the United States. Am J Kidney Dis, 第30巻. pp.50-57. 1997.
37. Miller PEA, Luscy CP, Deierhoi MH, Bailey R, Redden DT, Allon M, Tolwani. Predictors of adequacy of arteriovenous fistulas in hemodialysis patients. Kidney Int, 第56巻. pp.275-280. 1999.
38. Astor BCMJ, Coresh J, Powe NR, Eustace JA, Klag. Relation between gender and vascular access complications in hemodialysis patients. Am J Kidney Dis, 第36巻. pp.1126-1134. 2000.
39. Ravani PD, Malberti FM, Marcelli. Vascular access surgery managed by renal physicians: the choice of native arteriovenous fistulas for hemodialysis. Am J Kidney Dis, 第40巻. pp.1264-1276. 2002.
40. Konner KTE, Roys EC, Port FK, Hulbert-Shearon. Tailoring the initial vascular access for dialysis patients. Kidney Int, 第62巻. pp.329-338. 2002.
41. Allon MM, Lobarin. Increasing arteriovenous fistulas in hemodialysis patients: problems and solutions. Kidney Int, 第62巻. pp.1109-1124. 2002.
42. Voormolen EHAK, Bartels LW, Moll FL, Mali WP, Blankestijn PJ, Jahrome. Nonmaturation of arm arteriovenous fistulas for hemodialysis access: A systematic review of risk factors and results of early treatment. J Vasc Surg, 第49巻. pp.1325-1336. 2009.
43. 阿岸鉄三, 他. 血液音における周波数の時間的変動を指標とするバスキュラーアクセスの音響学的評価. 日本透析医学会雑誌, 第24巻. pp.465-471. 2006.
44. 西谷陽志, 稲田 紘. シヤント狭窄度とシヤント音周波数変化に関する評価への試み～客観的診断システムの確立に向けて～. 医工学治療, 第21巻. pp.72-81. 2009.
45. 佐藤敏夫, 辻 肇一, 土屋光晴. シヤント音のウェーブレット変換によるブラッドアクセス機能評価の試み. 医工学治療, 第16巻. pp.187-194. 2004.
46. 佐藤敏夫, 土屋光晴, 本橋由香. ウェーブレット変換と擬似血管狭窄モデルを用いたシヤント音発生原因の実験的検証. 医工学治療, 第17巻. pp.63-70. 2005.
47. 阿岸鉄三, 高木絵美子, 泉ゆかり. 血管音における周波数の時間的変動を指標とするバスキュラーアクセスの音響学的評価. 日本透析医会雑誌, 第22巻. pp.465-471. 2007.
48. 西谷陽志, 稲田紘, 申 曹洙, 坂井瑠美. シヤント狭窄に伴うシヤント音周波数特性変化の解析. 日本透析医学会誌, 第43巻. pp.287-295. 2010.
49. 藤堂 敦, 吉岡正訓, 上野綾子, 他. 自己血管使用皮下動静脈瘻に対するシヤント音の周波数解析－聴診法を用いた客観的評価－. 大阪透析研究会会誌, 第29巻. pp.149-152. 2011.

50. 中本雅彦、佐中 牧、秋澤忠男. 透析療法事典. 東京 : 医学書院, 1999.
51. 透析百科. 透析百科.(オンライン)(引用日: 2016年10月5日.)  
<http://touseki.loglog.jp/09.4.htm>.
52. JMS 社. クリットラインモニタ TQAⅢ取扱い説明書.
53. 安藤勝信, 田部井薰, 大河原晋. シリーズ臨床工学技士血液透析におけるモニタ. 医工学治療, 第 20 卷. pp.201-205. 2008.
54. 江口圭. 連続的ヘマトクリットモニタを用いた循環血液量の監視. Clinical Engineering, 第 8 卷. pp.1008-1015. 1997.
55. 三上康郎, 青木幸夫. 循環血液量の変化率 (%ΔBV) を指標とした除水自動制御システム (BV プロ) による安定した透析の試み. 日本臨床工学技士会会誌, 第 15 卷. pp.73-74. 2001.
56. 積水化学社. 身体組成分析装置 MLT-50 取扱い説明書.
57. 平和物産株式会社. 心拍出量モニター AESCULON ミニ取扱い説明書.
58. Goetz KL et al. Atrial stretch increases sodium excretion independently of release of atrial peptides. Am J. Physiol, 第 250 卷. pp.946-950. 1986.
59. 佐々木信博, 上野幸司, 白石武, 他. 生体電気インピーダンス (BIA) 法による DW 設定基準—高精度体成分分析装置 (InBody S20) による浮腫値 (ECW/TBW) での検討—. 日本透析医学会会誌, 第 41 卷, pp.723-730. 2008.
60. 小西修二, 喜田智幸, 小西秩英子, 他. 生体電気インピーダンス法を用いた透析困難例における体液変動の検討. 日本透析医学会雑誌, 第 35 卷. pp.1321-1326. 2002.
61. 牧尾健司, 上野雅恵, 沼田 静, 他. 多周波数インピーダンス (BIA) 法による透析中身体水分分布モニタリングの有用性. 臨床透析, 第 26 卷. pp.1273-1277. 2010.
62. 長尾尋智, 高田幹彦, 目叶裕史, 他. 多周波数インピーダンス計 MLT-50 を用いた透析患者の身体組成分析. 腎と透析. pp.303-307. 2007.
63. 三谷雅美, 藤堂 敦, 桂尾仁士, 他. 血液透析患者における身体組成分析の有用性. 大阪透析研究会会誌, 第 31 卷. pp.37-40. 2013.
64. 川西秀樹, 山中健司, 土屋太郎, 他. 血液透析中の循環血液量の連続測定：非観血的連続 Hematocrit Moniter 装置 Crit-Line の有用性. 人工臓器, 第 24 卷. pp.732-735. 1998.
65. 長見英治, 吉川康隆, 堀 和芳, 他. 新しい透析監視システムの研究-血液回路内圧とクリットラインモニタ-を利用して-. 日本透析医学会雑誌, 第 31 卷. pp.1259-1266. 1998.
66. 田部井薰, 黒田 豊, 高野隆一, 他. 除水による蛋白濃縮度の意義の検討. 日本透析医学会雑誌, 第 32 卷. pp.1071-1077. 1999.
67. 庄垣内良人, 重松 勝. 血液透析患者における CRIT-LINE モニター利用による dry weight の設定. 日本透析医学会雑誌, 第 31 卷. pp.1193-1198. 1998.

68. 吉田泉, 駒田敬則, 森 穂波, 他. 透析中の循環血液量モニタリングによる新しいドライウェイト設定法の評価. 日本透析医学会雑誌, 第 43 卷. pp.909-917. 2010.
69. 二之宮石雄, 安藤啓司, 彼末一之, 松川寛二. スタンダード生理学. 東京 : 文光堂, 2002.
70. 武田薬品工業株式会社. (オンライン) (引用日: 2016 年 10 月 18 日).  
[http://takeda-kenko.jp/medical/fatigue\\_lab/measure/finger.html](http://takeda-kenko.jp/medical/fatigue_lab/measure/finger.html).
71. 金井寛. 医用電子と生体工学 生体物性 (7) 光学特性. 日本 ME 学会雑誌, 第 15 卷. pp.48-56, 1977.
72. 株式会社 TAOS 研究所. (オンライン) (引用日: 2016 年 10 月 18 日).  
<http://www.taos.tokyo/products/44.html>.
73. 澤田幸展. 指尖容積脈波再訪. 生理心理, 第 17 卷. pp.33-46. 1999.
74. 佐野裕司. 加速度脈波による血液循環の評価とその応用. 労働科学, 第 61 卷. pp. 129-143. 1985.
75. Converse RL JrTN, Jost CM, Toto RD, Grayburn PA, Obregon TM, Fouad-Tarazi F, Victor RG Jacobsen. Paradoxical withdrawal of reflex vasoconstrictions as a cause of hemodialysis induced hypotension. J Clin Invest, 第 90 卷. pp.1657-1665. 1992.
76. Leypoldt JKAK, Delmez JA, Gassman JJ, Levin NW, Lewis JA, Lewis JL, Rocco MV Cheung. Relationship between volume status and blood pressure during chronic hemodialysis. Kidney, 第 61 卷. pp.266-275. 2002.
77. 水野 (松本) 由子, 田中康仁, 林 拓世, 他. 精神作業負荷時における作業環境と関連した脳波・脈波の定量解析. 生体医工学, 第 48 卷. pp.11-24. 2010.
78. 吉田直浩, 浅川徹也, 林 拓世, 他. 指尖容積脈波解析を用いた情動ストレス刺激時ににおける自律神経機能評価. 生体医工学, 第 49 卷. pp.91-99. 2011.
79. 宮川大毅, 浅川徹也, 多屋優人, 他. 携帯端末上での情動ストレス刺激時の脈波振幅値解析による自律神経機能評価. 臨床神経生理学, 第 40 卷. pp.540-546. 2012.
80. 辻 義弘, 浅川徹也, 藤堂 敏, 他. 指尖容積脈波を用いた糖尿病性腎症患者の透析開始直前・直後における自律神経変動の評価. 臨床神経生理学, 第 42 卷. pp.63-70. 2014.
81. Converse RL JrTN, Jost CM, Toto RD, Grayburn PA, Obregon TM, Fouad-Tarazi F, Victor RG Jacobsen. Paradoxical withdrawal of reflex vasoconstrictions as a cause of hemodialysis induced hypotension. J Clin Invest, 第 90 卷. pp.1657-1665. 1992.
82. 川瀬義夫, 細井信吾, 伊藤英晃, 他. スペクトル解析を用いた透析患者の自律神経評価. 日本透析医学会雑誌, 第 29 卷. pp.37-44. 1996.
83. 山本壱弥, 小林直之, 松永篤彦, 他. 維持血液透析時に認められる過剰な血圧低下の出現機序に関する検討. 日本透析医学会雑誌, 第 40 卷. pp.897-906. 2007.
84. 岡島恵子, 水野 (松本) 由子, 人見泰正, 他. 血液透析中の下腿マッサージによる自律

- 神経系への影響. 大阪透析研究会会誌, 第 32 卷. pp.147-154. 2014.
85. 大久保善朗, 川良徳弘, 椎名晋一, 他. 生理機能検査学 臨床検査学講座 第 2 版. 東京 : 医歯薬出版株式会社. pp.98-103. 2004.
86. Ahlund CK, Lind L.Pettersson. Pulse wave analysis on fingertip arterial pressure: effects of age, gender and stressors on reflected waves and their relation to brachial and femoral artery blood flow. Clin Physiol Funct Imaging, 第 28 卷. pp.86-95. 2008.
87. 厚生労働省ホームページ pp... (オンライン) (引用日: 2016 年 8 月 3 日).  
[http://www.mhlw.go.jp/stf/seisakunitsuite/bunya/kenkou\\_iryou/iryou/johoka/](http://www.mhlw.go.jp/stf/seisakunitsuite/bunya/kenkou_iryou/iryou/johoka/).
88. 黒田泰二, 奥村宜士, 川本茉莉, ほか. 透析用監視装置および透析情報管理システムでの透析業務の省力化と効率化ならびに透析医療経済への効果. 日本透析医学会雑誌, 第 42 卷. pp.871-877. 2009.
89. 西野典弘, 仲野俊成, 長岡 亨, ほか. 部門システム統合基盤整備の取り組み. 医療情報学, 第 33 卷. pp.211-218. 2013.
90. 山上浩志, 大江和彦. 標準臨床検査マスターのコード充足性に関する定量的評価. 医療情報学, 第 33 卷. pp.139-150. 2013.
91. 日本透析医学会共通プロトコル検討ワーキンググループ. 第 52 回日本透析医学会コメディカルシンポジウムより「透析治療と電子カルテ」. 日本透析医学会雑誌, 第 41 卷. pp.283-292. 2008.

## 学位論文の基礎となる学術論文目録

### 学術論文誌（査読あり）

1. 藤堂 敦, 吉岡正訓, 桂尾仁士, 三谷雅美, 上野綾子, 門中友美, 染矢法行, 坂口美佳, 田中久夫, 長谷川廣文, 人見泰正, 西垣孝行, 水野(松本)由子. 自己血管使用皮下動脈瘻の作製後の発育に関連する因子の検討. 日本臨床工学技士会会誌, Vol. 46, pp. 36-40, 平成 24 年 11 月 1 日, 2012
2. 藤堂 敦, 吉岡正訓, 染矢法行, 坂口美佳, 田中久夫、長谷川廣文, 西村昌美, 辻義弘, 人見泰正, 水野(松本)由子. 身体組成分析装置および非侵襲的的心拍出量モニタを用いた血液透析中の循環動態モニタリングの検討. 日本透析医学会和文誌, Vol. 47, No.10, pp. 615-622, 10 月 28 日, 2014
3. 藤堂 敦, 門中友美, 上野綾子, 染矢法行, 坂口美佳, 田中久夫, 長谷川廣文, 西村昌美, 辻 義弘, 人見泰正, 水野(松本)由子. 血液透析導入期における自己血管使用皮下動脈瘻と非カフ型カテーテルを使用した患者状態の比較検討. 日本医工学治療学会機関誌, Vol. 27, No. 2, pp. 89-96, 7 月 1 日, 2015
4. 藤堂 敦, 吉岡正訓, 染矢法行, 西村昌美, 竹田 圭, 中野健一, 増田善文, 用貝俊和, 田坂雪菜, 坂口美佳, 長谷川廣文, 辻義弘, 水野(松本)由子. 指尖容積脈波解析を用いた血液透析中における自律神経反応の評価. 日本医工学治療学会機関誌, Vol. 28, No. 3, pp. 152-158, 11 月 1 日, 2016
5. 藤堂 敦, 田坂雪菜, 用貝俊和, 増田善文, 吉岡正訓, 中野健一, 竹田 圭, 西村昌美, 高田 裕, 水野(松本)由子, 谷山佳広, 能勢和宏, 有馬秀二. 透析支援システムと電子カルテシステム連携と透析室外における血液浄化装置モニタリングの評価と有用性. 日本透析医学会和文誌 (投稿中)

### International Conference Paper

1. Todo Atsu, Kadonaka Tomomi, Yoshioka Masanori, Ueno Ayako, Mitani Masami, Katsurao Hitoshi, Someya Noriyuki, Hasegawa Hirofumi, Hitomi Yasumasa, Nishigaki Takayuki, Mizuno-Matsumoto Yuko. Frequency analysis of shunt sounds in the arteriovenous fistula on hemodialysis patients, The 6th International Conference on Soft Computing and Intelligent Systems, The 13th International Symposium on Advanced Intelligent Systems (SCIS ISIS 2012), pp. 1113-1118, Nov. 20-24, Kobe, 2012

### 学術論文誌（査読なし）

1. 藤堂 敦, 吉岡正訓, 上野綾子, 門中友美, 前田哲男, 染矢法行, 坂口美佳, 長谷川廣文. 血液透析患者のシャント肢末梢循環動態に関する検討. 腎と透析 別冊アクセス 2010, pp. 161-167, 2010 【平成 21 年度（財）大阪腎臓バンク 腎疾患研究助成】
2. 藤堂 敦, 吉岡正訓, 上野綾子, 門中友美, 染矢法行, 野村佳世, 熊井紫乃, 田村瑠依, 坂口美佳, 田中久夫, 長谷川廣文, 人見泰正, 西垣孝行, 水野（松本）由子. 自己血管使用皮下動脈瘻に対するシャント音の周波数解析－聴診法を用いた客観的評価－. 大阪透析研究会会誌, Vol. 29, No. 2, pp. 149-152, 2011 【大阪透析研究会平成 22 年度コメディカル研究助成研究 報告論文】
3. 藤堂 敦, 門中友美, 上野綾子, 染矢法行, 坂口美佳, 田中久夫, 長谷川廣文, 西村昌美, 辻 義弘, 水野（松本）由子. 末期慢性腎不全患者における血液透析中の循環動態モニタリングの検討. 腎臓, Vol. 37, pp. 48-53, 2015 【平成 22 年度公益社団法人日本腎臓財団若手助成研究 報告論文】

### 国内学会、研究会発表論文

1. 藤堂 敦, 前田哲男, 吉岡正訓, 上野綾子, 門中友美, 染矢法行, 坂口美佳, 田中久夫, 長谷川廣文. 超音波パルスドプラ法から得られる測定値に関する検討. 第 74 回大阪透析研究会, 大阪, 3 月 14 日, 2010
2. 藤堂 敦, 吉岡正訓, 上野綾子, 門中友美, 染矢法行, 坂口美佳, 田中久夫, 長谷川廣文, 水野（松本）由子. バスキュラーアクセス管理における総頸動脈の内膜中膜複合体肥厚の評価. 第 17 回近畿臨床工学会, 大阪, 11 月 27-28 日, 2010
3. 藤堂 敦, 吉岡正訓, 上野綾子, 門中友美, 染矢法行, 坂口美佳, 田中久夫, 長谷川廣文, 人見泰正, 西垣孝行, 水野（松本）由子. 聴診法におけるシャント音教育支援ソフト作成の取り組み－自己血管内シャント音の標準化を目指して－. 第 76 回大阪透析研究会, 大阪, 3 月 13 日, 2011
4. 藤堂 敦, 吉岡正訓, 上野綾子, 門中友美, 染矢法行, 坂口美佳, 田中久夫, 長谷川廣文, 人見泰正, 西垣孝行, 水野（松本）由子. 自己血管内シャント作製前後の超音波検査結果に関する検討. 第 21 回日本臨床工学会, 大分, 5 月 21 日, 2011
5. 藤堂 敦, 吉岡正訓, 上野綾子, 門中友美, 染矢法行, 坂口美佳, 田中久夫, 長谷川廣文, 人見泰正, 西垣孝行, 水野（松本）由子. 自己血管内シャント音の周波数特性による客観的診断法の検討. 第 56 回日本透析医学会学術集会, 横浜, 6 月 17-19 日, 2011. 日本透析医学会雑誌, Vol. 44, Suppl. 1, 6 月, p. 414, 2011

6. 藤堂 敦, 吉岡正訓, 門中友美, 上野綾子, 桂尾仁士, 三谷雅美, 染矢法行, 坂口美佳, 田中久夫, 長谷川廣文, 人見泰正, 西垣孝行, 水野(松本)由子. 自己血管使用皮下動脈瘻(AVF)作製時の上腕動脈血流量(FV), 血管抵抗指数(RI)に関する諸因子の検討. 第28回日本医工学治療学会, 札幌, 3月24-25日, 2012, 医工学治療, Vol. 24, No. 79, p. 100, 2012
7. 藤堂 敦, 門中友美, 上野綾子, 吉岡正訓, 三谷雅美, 桂尾仁士, 染矢法行, 田村瑠衣, 野村佳世, 熊井紫乃, 坂口美佳, 田中久夫, 長谷川廣文, 西垣孝行, 人見泰正, 水野(松本)由子. 初回血液透析時のバスキュラーアクセスに関する検討, 第80回大阪透析研究会, 大阪, 3月17日, 2013
8. 藤堂 敦, 染矢法行, 長谷川廣文, 辻 義弘, 水野(松本)由子. 透析中の指尖容積脈波と循環動態との関連性の検討, 第45回日本臨床神経生理学会学術大会, 大阪, 11月5-7日, 2015, 臨床神経生理学, Vol. 43, No. 5, p. 427, 2015
9. 藤堂 敦, 竹田圭, 中野健一, 増田善文, 用貝俊和, 田坂雪菜, 西村昌美, 高田 裕, 水野(松本)由子, 透析支援システムにおける院内遠隔モニタリングの評価. 企画セッション4: ヘルスケアサイエンス. 第11回日本感性工学会春季大会, 神戸, 3月26-27日, 2016

## その他の学術論文目録

### 学術論文誌（査読あり）

1. 藤堂 敦, 他. 電気メスにおける整流と臀部に熱傷をきたした症例. 日本手術医学会誌, Vol. 22, No. 2, pp. 174-175, 2001
2. Atsu TODO, Tomoaki HIGASHIZAWA and Tsutomu SAITO. 各種バクテリアフィルタの比較. 日本手術医学会誌, 第23巻1号, pp.13-16, 2002
3. 藤堂 敦、染矢法行、斎藤 務、東澤知輝. 各種バクテリアフィルタの比較：日本手術医学会誌 第24巻4号, pp. 318-319, 2003
4. 藤堂 敦, 人見泰正, 染矢法行, 西村昌美, 片畠満美子, 玉井良尚, 今田聰雄. 末梢循環障害に対する人工炭酸泉と強酸性電解水による患部足浴の効果. 医工学治療, Vol. 15, No. 4, pp. 187-192, 2003
5. 藤堂 敦, 人見泰正, 染矢法行, 西村昌美, 片畠満美子, 玉井良尚, 今田聰雄. 透析膜素材が血液透析者の末梢循環動態におよぼす影響. 医工学治療, Vol. 18, No. 1号,

pp. 3-8, 2006

6. 藤堂 敦, 門中友美, 川村英子, 染矢法行, 西村昌美, 片畠満美子, 玉井良尚, 坂口美佳, 長谷川廣文, 人見泰正, 今田聰雄. 透析膜素材が血液透析患者の末梢循環動態におよぼす影響 (第 2 報). 医工学治療, Vol. 19, No. 2, pp. 94-100, 2007
7. 藤堂 敦, 上野綾子, 吉岡正訓, 門中友美, 染矢法行, 片畠満美子, 玉井良尚, 坂口美佳, 田中久夫, 長谷川廣文, 西村昌美, 今田聰雄. 下肢潰瘍に対する強酸性電解水と人工炭酸泉の併用足浴療法の効果. 医工学治療, 第 20 卷 1 号, pp.30-34, 2008

### International Conference Papers

1. Yoshihisa Tamai, Atsu Todo, Akio Imada, Moriya Ohkuma. Transcutaneous oxygen partial pressure in unilateral lymphedema, XXX CONGRESS OF THE EUROPEAN GROUP OF LYMPHOLOGY, Oct. 16-17, Brussels, Belgium, 2004
2. Hitomi Yasumasa, Hayashi Michiyo, Kinugawa Yumi, Hirota Eiji, Sato Nodoka, Todo Atsu, Nishigaki Takayuki, Mizuno-Matsumoto Yuko. The effect on blood pressure and mood/sensation changes caused by fostering venous return during dialysis, World Automation Congress 2012 (WAC 2012), Jun. 24-28, Puerto Vallarta, Mexico, 2012 (CD-R)
3. Nishigaki Takayuki, Fujii Junya, Yoshida Kotaro, Ichikawa Hajime, Hitomi Yasumasa, Toudou Atsu, Mizuno-Matsumoto Yuko. Prevention of Dew Condensation occurring in the Oxygenator for Extracorporeal Life Support in vitro Model, World Automation Congress 2012 (WAC 2012), Jun. 24-28, Puerto Vallarta, Mexico, 2012 (CD-R)

### 学術論文誌（査読なし）

1. 藤堂 敦、人見泰正、染矢法行、西村昌美、片畠満美子、玉井良尚、今田聰雄. 末梢循環障害に対する人工炭酸泉と強酸性電解水の単独および併用療法の効果. 大阪透析研究会会誌, Vol. 21, No. 2, pp. 137-141, 2003
2. 藤堂 敦、門中友美、川村英子、染矢法行、西村昌美、片畠満美子、玉井良尚、長谷川廣文、人見泰正、今田聰雄. 透析膜素材の違いによる末梢循環動態の変化. 大阪透析研究会会誌, Vol. 24, No. pp. 167-170, 2006
3. 藤堂 敦、門中友美、川村英子、染矢法行、西村昌美、片畠満美子、玉井良尚、坂口美佳、長谷川廣文. エバブレン EK19 性能評価. 腎と透析 別冊ハイパフォーマンスメンブレン 2007, pp.218-222, 2007
4. 藤堂 敦、吉岡正訓、上野綾子、門中友美、前田哲男、染矢法行、坂口美佳、長谷川

廣文. 血液透析患者のシャント肢末梢循環動態に関する検討. 腎と透析 別冊アクセス  
2010, pp. 161-167, 2010

#### 学術論文誌・共著者（査読あり）

1. 斎藤 務, 藤堂 敦, 東澤知輝. 呼吸器回路内汚染が回路外に及ぼす影響. 日本手術  
医学会誌, 第 23 卷 1 号, pp.86-87, 2002
2. 門中友美, 上野綾子, 吉岡正訓, 藤堂 敦, 染矢法行, 和田裕介, 片畠満美子, 玉井  
良尚, 坂口美佳, 田中久夫, 長谷川廣文, 血液透析施行中のヘマトクリット値を用い  
た実血流量推定法の実際. 医工学治療, 第 22 卷 1 号, pp. 27-32, 2010
3. 西垣孝行, 吉田幸太郎, 四井田英樹, 高橋裕三, 小川浩司, 西岡 宏, 松本奏史, 帆  
足孝也, 鍵崎康治, 市川 肇, 人見泰正, 藤堂 敦, 水野（松本）由子, 補助循環シ  
ステムの血液温度測定方法の基礎的検討—深部温プローブと人工肺内蔵温度プローブ  
の比較—. 日本臨床工学技士会会誌, Vol. 46, pp. 26-35, 2012
4. 人見泰正, 林道代, 衣川由美, 中川隼斗, 笹原知里, 廣田英二, 鳥山清二郎, 高村俊  
哉, 佐藤 暢, 藤堂 敦, 西垣孝行, 水野（松本）由子. 「透析中」における内シャン  
ト血流量と実血流量の変動要因に関する研究. 日本透析医学会雑誌, Vol. 45, No. 9, pp.  
863-871, 9月 28 日, 2012
5. 人見泰正, 藤堂 敦, 水野（松本）由子. 内シャント血流量の変動とその関連因子に  
対する研究. 日本透析医学会会誌, Vol. 28, No. 1, pp. 173-180, 2013
6. 穂満高志, 辻義弘, 吉岡正訓, 藤堂 敦, 人見泰正, 浅川徹也, 水野（松本）由子.  
人工換気中における超音波ネプライザの取り付け位置がエアロゾルの到達率に及ぼす  
影響の評価. 日本集中治療医学会雑誌, Vol. 21, No. 1, pp. 24-28, 1月 22 日, 2014
7. 辻 義弘, 浅川徹也, 藤堂 敦, 吉田俊子, 水野（松本）由子. 指尖容積脈波を用い  
た糖尿病性腎症患者の透析開始直前・直後における自律神経変動の評価. 臨床神経生  
理学, Vol. 42, No. 3, pp. 63-70, 6月 20 日, 2014

#### 学術論文誌・共著者（査読なし）

1. 染矢法行、藤堂 敦、人見泰正、斎藤 務、西村昌美、玉井良尚、今田聰雄. マキサ  
カルシトールの透析性について. 大阪透析研究会会誌 第 21 卷 1 号, pp. 35-37, 2003
2. 人見泰正、藤堂 敦、染矢法行、西村昌美、片畠満美子、玉井良尚、今田聰雄. ろ過  
型人工腎臓用補液の組成が放置時間により受ける影響：大阪透析研究会会誌 第 22  
卷 2 号, pp. 159-163, 2003

3. 人見泰正, 岡山恭子, 藤堂 敦, 染矢法行, 西村昌美, 片畠満美子, 玉井良尚, 今田聰雄, 石川 哲, 大野卓志, 高橋計行, 吉本 忍. 絶対的副甲状腺機能低下症に対する sevelamer hydrochloride の効果. 大阪透析研究会会誌, 第 23 卷 1 号, pp.25-29, 2005
4. 人見泰正, 藤堂 敦, 染矢法行, 西村昌美, 片畠満美子, 玉井良尚, 今田聰雄, 尾上篤志. 超音波パルスドプラ法による内シャント血流量測定の適正時間帯. 大阪透析研究会会誌, 第 24 卷 1 号, pp.33-37, 2006
5. 門中友美, 上野綾子, 吉岡正訓, 藤堂 敦, 染矢法行, 和田裕介, 片畠満美子, 玉井良尚, 坂口美佳, 田中久夫, 長谷川廣文. ヘマトクリット値の変化から実血流量は算出可能であるか. 大阪透析研究会会誌, 第 26 卷 2 号, pp.165-168, 2008
6. 三谷雅美, 藤堂 敦, 桂尾仁士, 上野綾子, 吉岡正訓, 門中友美, 染矢法行, 坂口美佳, 田中久夫, 長谷川廣文. 血液透析患者における身体組成分析の有用性. 大阪透析研究会会誌, Vol. 31, No. 1, pp. 37-40, 2013
7. 吉岡正訓, 藤堂 敦, 桂尾仁士, 三谷雅美, 上野綾子, 門中友美, 染矢法行, 坂口美佳, 田中久夫, 長谷川廣文, 水野(松本)由子. 血液透析における温度特性の基礎的検討. 大阪透析研究会会誌, Vol. 31, No. 1, pp. 45-48, 2013

## 国内学会、研究会発表論文

1. 藤堂 敦, 斎藤 務, 東澤知輝. 電気メスにおける整流と臀部に熱傷をきたした症例. 第 22 回日本手術医学会, 神奈川, 11 月 10 日, 2000
2. 藤堂 敦, 中尾弘美, 井手佐智子, 人見泰正, 染矢法行, 斎藤 務, 西村昌美, 玉井良尚, 今田聰雄. 人工炭酸泉と強酸性電解水により下肢の糖尿病性壊疽が改善した 1 症例. 第 7 回人工炭酸泉研究会, 炭酸泉誌, 第 4 卷 1 号, p.24, 東京, 10 月 4 日, 2002
3. 藤堂 敦, 人見泰正, 染矢法行, 西村昌美, 玉井良尚, 今田聰雄. 末梢循環障害に対する人工炭酸泉と強酸性電解水の単独および併用療法の効果. 第 60 回大阪透析研究会プログラム・予稿集, 大阪, 3 月 16 日, 2003
4. 藤堂 敦, 人見泰正, 染矢法行, 西村昌美, 片畠満美子, 玉井良尚, 今田聰雄. 下肢の末梢循環障害に対する人工炭酸泉および強酸性電解水の効果. 日本医工学治療学会第 19 回学術大会抄録集, 北海道, 5 月 18 日, 2003
5. 藤堂 敦, 人見泰正, 染矢法行, 西村昌美, 片畠満美子, 玉井良尚, 今田聰雄. ハイブリッド療法により下趾糖尿病性壊疽が著明に改善した 1 症例～人工炭酸泉と強酸性電解水の併用～. 日本透析医学会 第 48 回学術集会抄録集, 大阪, 6 月 18 日, 2003

6. 藤堂 敦, 人見泰正, 染矢法行, 斎藤 務, 東澤知輝. 各種バクテリアフィルタの比較. 第 24 回日本手術医学会抄録集, 東京, 10 月 19 日, 2003
7. 藤堂 敦, 人見泰正, 染矢法行, 西村昌美, 片畠満美子, 玉井良尚, 今田聰雄. 糖尿病性足病変に対する人工炭酸泉と強酸性電解水の併用足浴療法による効果. 第 2 回日本機能水学会学術大会抄録集, 岐阜, 11 月 28 日, 2003.
8. 藤堂 敦, 人見泰正, 染矢法行, 西村昌美, 片畠満美子, 玉井良尚, 今田聰雄. 血漿吸着療法施行中の足背部経皮酸素分圧の変化. 日本医工学治療学会 第 20 回学術大会抄録集, 広島, 4 月 23 日, 2004
9. 藤堂 敦, 人見泰正, 染矢法行, 西村昌美, 片畠満美子, 玉井良尚, 有山洋二, 今田聰雄. EVAL 膜による透析中の末梢循環の変化. 日本医工学治療学会 第 21 回学術大会, 東京, 5 月 15 日, 2005
10. 藤堂 敦, 人見泰正, 染矢法行, 西村昌美, 片畠満美子, 玉井良尚, 有山洋二, 今田聰雄. 透析中の末梢循環におよぼす各種透析膜の影響 ~EVAL 膜を主体として~. 大阪府臨床工学技士会 第 10 回学術大会抄録集, 大阪, 5 月 30 日, 2005
11. 藤堂 敦, 川村英子, 人見泰正, 染矢法行, 西村昌美, 片畠満美子, 玉井良尚, 有山洋二, 今田聰雄. 下肢壞疽に対する強酸性電解水と人工炭酸泉の併用足浴療法とその予後. 第 7 回関西ウォーター研究会 講演会プログラム集, 大阪, 7 月, 2005
12. 藤堂 敦, 川村英子, 人見泰正, 染矢法行, 西村昌美, 片畠満美子, 玉井良尚, 有山洋二, 今田聰雄. 透析膜素材の違いによる末梢循環動態の変化. 第 66 回大阪透析研究会 ログラム・予稿集, 大阪, 3 月 26 日, 2006
13. 藤堂 敦, 門中友美, 川村英子, 染矢法行, 西村昌美, 片畠満美子, 玉井良尚, 坂口美佳, 長谷川廣文, 人見泰正, 今田聰雄. 透析膜素材が血液透析患者の末梢循環動態におよぼす影響(第 2 報). 日本医工学治療学会 第 22 回学術大会抄録集, 福岡, 4 月 3 日, 2006
14. 藤堂 敦, 川村英子, 人見泰正, 染矢法行, 西村昌美, 片畠満美子, 玉井良尚, 有山洋二, 長谷川廣文, 今田聰雄. ニプロ社製ダイアライザ PES-210DE の性能評価. 日本透析医学会 第 51 回学術集会抄録集, 神奈川, 6 月 23-25 日, 2006
15. 藤堂 敦, 門中友美, 川村英子, 染矢法行, 西村昌美, 片畠満美子, 玉井良尚, 有山洋二, 長谷川廣文, 今田聰雄. 血液透析における  $\beta$ 2-ミクログロブリン除去の限界. 第 67 回大阪透析研究会 プログラム・予稿集, 大阪, 9 月 17 日, 2006
16. 藤堂 敦, 門中友美, 川村英子, 染矢法行, 西村昌美, 片畠満美子, 玉井良尚, 長谷川廣文. 透析膜素材が血液透析患者の末梢循環動態におよぼす影響(第 3 報). 日本医工学治療学会 第 23 回学術大会抄録集, 大阪, 2 月 10 日, 2007

17. 藤堂 敦, 門中友美, 川村英子, 染矢法行, 西村昌美, 片畠満美子, 玉井良尚, 長谷川廣文. 血液透析における  $\beta_2$ -ミクログロブリンの除去効率. 日本医工学治療学会 第 23 回学術大会抄録集, 大阪, 2 月 10 日, 2007
18. 藤堂 敦, 門中友美, 川村英子, 染矢法行, 西村昌美, 片畠満美子, 玉井良尚, 長谷川廣文. 透析膜素材が血液透析患者の末梢循環におよぼす影響～第 2 報～. 第 68 回大阪透析研究会 プログラム・予稿集, 大阪, 3 月 11 日, 2007
19. 藤堂 敦, 門中友美, 川村英子, 染矢法行, 西村昌美, 片畠満美子, 玉井良尚, 長谷川廣文. エバブレン EK19 性能評価. 第 22 回ハイパフォーマンスメンブレン研究会, 東京, 3 月 20 日, 2007
20. 藤堂 敦, 門中友美, 川村英子, 染矢法行, 西村昌美, 片畠満美子, 玉井良尚, 長谷川廣文. エバブレン EK の末梢循環動態におよぼす影響. 日本透析医学会 第 52 回学術集会抄録集, 大阪, 6 月, 2007
21. 藤堂 敦, 門中友美, 川村英子, 染矢法行, 西村昌美, 片畠満美子, 玉井良尚, 長谷川廣文. エバブレン EK の溶質除去特性. 第 69 回大阪透析研究会 プログラム・予稿集, 大阪, 9 月 8 日, 2007
22. 藤堂 敦, 上野綾子, 吉岡正訓, 門中友美, 染矢法行, 片畠満美子, 坂口美佳, 長谷川廣文, 小池浩之, 能勢和宏, 西岡 伯, 秋山隆弘. 当院における内シャント作成術前後のバスキュラーアクセス管理の現状. 第 4 回近畿大学医学部堺病院医学会, 大阪, 11 月, 2008
23. 藤堂 敦, 吉岡正訓, 上野綾子, 門中友美, 染矢法行, 坂口美佳, 長谷川廣文. バスキュラーアクセス超音波検査業務への挑戦. 第 15 回近畿地区臨床工学フォーラム抄録集, 滋賀, 11 月, 2008
24. 藤堂 敦, 吉岡正訓, 上野綾子, 門中友美, 染矢法行, 坂口美佳, 田中久夫, 長谷川廣文. バスキュラーアクセス管理における臨床工学技士の役割. 第 72 回大阪透析研究会 プログラム・予稿集, 大阪, 3 月 15 日, 2009
25. 藤堂 敦, 吉岡正訓, 上野綾子, 門中友美, 染矢法行, 坂口美佳, 田中久夫, 長谷川廣文. 透析患者の上肢末梢循環動態に関する検討. 第 73 回大阪透析研究会 プログラム・予稿集, 大阪, 9 月 13 日, 2010
26. 藤堂 敦, 吉岡正訓, 上野綾子, 門中友美, 染矢法行, 坂口美佳, 田中久夫, 長谷川廣文. 血液透析患者のシャント肢末梢循環動態の評価に関する検討. 第 13 回日本アクセス研究会抄録集, 福岡, 10 月, 2010
27. 藤堂 敦, 吉岡正訓, 上野綾子, 門中友美, 染矢法行, 坂口美佳, 田中久夫, 長谷川廣文. 血液透析患者のシャント肢末梢循環動態の評価法に関する検討. 第 16 回近畿臨床工学会 抄録集, 大阪, 12 月, 2010

28. 藤堂 敦, 門中友美, 上野綾子, 吉岡正訓, 三谷雅美, 桂尾仁士, 染矢法行, 田村瑠衣, 野村佳世, 熊井紫乃, 坂口美佳, 田中久夫, 長谷川廣文, 西垣孝行, 人見泰正, 水野(松本)由子. 非カフ型カテーテル GamCathR Dolphin の臨床評価. 第 58 回日本透析医学会学術集会・総会抄録集, 福岡, 6 月 23 日, 2013
29. 藤堂 敦, 中野健一, 中野美和, 竹田圭, 西村昌美, 中野志仁, 松岡稔明, 中谷嘉寿, 谷山佳弘, 有馬秀二, 水野(松本)由子. 抗糸球体基底膜抗体陽性急速進行性糸球体腎炎に対する血漿交換療法の検討. 第 24 回日本急性血液浄化学会学術集会抄録集, 東京, 9 月 14 日, 2013
30. 藤堂 敦, 竹田 圭, 中野健一, 田坂雪菜, 用貝俊和, 増田善文, 宮沢朋生, 竹村司, 谷山佳弘, 能勢和宏, 有馬秀二. 小児における中毒性表皮壊死症に対する選択的血漿交換の有用性. 第 38 回日本アフェレシス学会抄録集, 第 35 卷, Supplememt, p.103, 神奈川, 11 月 27 日, 2016

## 学術講演

1. 藤堂 敦. 末梢循環障害に対する人工炭酸泉浴の効果, 兵庫県臨床工学技士会 血液浄化セミナー, 11 月 21 日, 2004 (講師)
2. 藤堂 敦, 玉井良尚, 長谷川廣文, 今田聰雄. 下肢潰瘍に対する強酸性電解水の臨床応用. 日本医工学治療学会 第 23 回学術大会, 大阪, 2 月 11 日, 2007 (講師)
3. 藤堂 敦・知って得する透析技術 Q&A. 第 70 回大阪透析研究会 大阪府臨床工学技士会共催セミナー, 大阪, 3 月 23 日, 2008 (講師)
4. 藤堂 敦. 閉塞性動脈硬化症の検査と治療法. 大阪府臨床工学技士会第 2 回血液浄化セミナー, 大阪, 7 月 6 日, 2008 (講師)
5. 藤堂 敦. パスキュラーアクセス管理について～聴診法・触診法を主に～. 第 74 回大阪透析研究会, 大阪, 3 月 14 日, 2010
6. 藤堂 敦, 水野(松本)由子. 学べば楽しくなるシャント管理. 大阪府臨床工学技士会第 4 回血液浄化セミナー, 大阪, 7 月 4 日, 2010
7. 藤堂 敦. チームで取り組むパスキュラーアクセス管理: VA 管理と情報リテラシー, 第 75 回大阪透析研究会, 大阪, 9 月 5 日, 2010 (講師)
8. 藤堂 敦. パスキュラーアクセス, 第 2 回 CE 基礎セミナー, 大阪, 4 月 24 日, 2011 (招待講演)
9. 藤堂 敦. VA 管理に役立つ情報リテラシー, 関西透析超音波研究会バスキュラーアクセス特別セミナー 「VA 管理の標準化を目指して」, 大阪, 11 月 6 日, 2011 (招待講演)

10. 藤堂 敦. 理学所見 透析施設での VA 評価・管理方法, 透析エコーの実践と評価, 名古屋, 7月 14 日, 2012 (講師)
11. 藤堂 敦. 血液透析の身近な疑問を考えよう, 第 10 回南大阪透析ナースセミナー, 大阪, 10 月 20 日, 2012 (講師)
12. 藤堂 敦. vascular access (VA) の基礎, 第 7 回関西透析超音波研究会 透析室での簡単 VA 超音波活用術, 京都, 4 月 21 日, 2013 (講師)
13. 藤堂 敦. 急性期における VA 管理法, 第 2 回関西血液浄化技術ミーティング, 大阪, 7 月 7 日, 2013 (講師)
14. 藤堂 敦. VA の基礎と超音波検査活用法, 堺アクセス懇話会（近畿大学医学部堺病院腎臓内科勉強会）, 大阪, 8 月 10 日, 2013 (講師)
15. 藤堂 敦. 理学所見の拾い上げと VA エコー所見の活用法, 透析エコーの実践と評価, 横浜, 9 月 1 日, 2013
16. 藤堂 敦. 明日から使えるバスキュラーアクセスの実践知識, 扶桑薬品工業株式会社社内勉強会, 大阪, 2 月 7 日, 2014 (講師)
17. 藤堂 敦. 理学的所見の取り方・考え方, 関西透析超音波研究会 第 1 回ハンズオンセミナー, 堺, 10 月 25 日, 2014 (講師)
18. 藤堂 敦. 持続緩徐式血液濾過器に対する臨床使用について. バクスター株式会社社内勉強会, 大阪, 8 月 10 日, 2015 (講師)
19. 藤堂 敦. sepXiris の臨床使用について. バクスター株式会社主催血液浄化セミナー, 大阪, 2 月 14 日, 2016 (講師)

### 国内学会・研究会発表（共同演者）

1. 人見泰正, 藤堂 敦, 染矢法行, 斎藤 務, 西村昌美, 今田聰雄. 二次性副甲状腺機能亢進症に対する maxacalcitol の臨床効果の検討. 第 14 透析骨関節症研究会 プログラム・予稿集, 大阪, 3 月 24 日, 2001
2. 人見泰正, 坂口恵子, 太田由美子, 加藤富士子, 中尾弘美, 井手佐智子, 藤堂 敦, 染矢法行, 斎藤 務, 西村昌美, 今田聰雄. 副甲状腺機能低下症に対する低 Ca 透析液使用の効果. 第 58 回大阪透析研究会 プログラム・予稿集, 大阪, 3 月 24 日, 2002
3. 染矢法行, 藤堂 敦, 人見泰正, 西村昌美, 今田聰雄. 単純血漿交換施行時の臨床検査値の変化. 第 22 回日本アフェレシス学会学術大会抄録集, 札幌, 6 月 15 日, 2002
4. 人見泰正, 藤堂 敦, 染矢法行, 斎藤 務, 西村昌美, 今田聰雄. 二次性副甲状腺機能亢進症に対する maxacalcitol の有効性とその限界. 第 47 回日本透析医学会学術集会抄録集, 東京, 7 月 19 日-21 日, 2002

5. 染矢法行, 人見泰正, 藤堂 敦, 西村昌美, 玉井良尚, 今田聰雄. マキサカルシートールの透析性について. 第 59 回大阪透析研究会 プログラム・予稿集, 大阪, 9 月 29 日, 2002
6. 染矢法行, 藤堂 敦, 人見泰正, 西村昌美, 玉井良尚, 今田聰雄. 過去 3 年間の死因の検証. 大阪, 12 月, 2002
7. 人見泰正, 藤堂 敦, 染矢法行, 斎藤 務, 西村昌美, 玉井良尚, 今田聰雄. 絶対的副甲状腺機能低下症に対する低 Ca 透析液の使用効果（第二報）. 第 60 回大阪透析研究会 プログラム・予稿集, 大阪, 3 月 16 日, 2003
8. 染矢法行, 藤堂 敦, 人見泰正, 西村昌美, 玉井良尚, 今田聰雄. 維持透析患者の死因の検証—大阪府南部地区でのアンケート調査結果より—. 第 60 回大阪透析研究会 プログラム・予稿集, 大阪, 3 月 16 日, 2003
9. 人見泰正, 藤堂 敦, 染矢法行, 斎藤 務, 西村昌美, 玉井良尚, 今田聰雄. 絶対的副甲状腺機能低下症に対する低カルシウム透析液使用の効果. 第 48 回日本透析医学会学術集会・総会抄録集, 大阪, 6 月 13-15 日, 2003
10. 染矢法行, 藤堂 敦, 人見泰正, 西村昌美, 玉井良尚, 今田聰雄. 維持透析患者の死因の検証—大阪府南部地区でのアンケート調査結果より—. 第 48 回日本透析医学会学術集会・総会抄録集, 大阪, 6 月 13-15 日, 2003
11. 人見泰正, 藤堂 敦, 染矢法行, 斎藤 務, 西村昌美, 玉井良尚, 今田聰雄. 副甲状腺機能低下症に対する低 Ca 透析液と塩酸セベラマー（レナジエル®）の併用療法の効果. 第 61 回大阪透析研究会 プログラム・予稿集, 大阪, 9 月 21 日, 2003
12. 人見泰正, 藤堂 敦, 染矢法行, 斎藤 務, 西村昌美, 片畠満美子, 玉井良尚, 今田聰雄. ろ過型人工腎臓用補液の組成が放置時間により受ける影響. 第 62 回大阪透析研究会 プログラム・予稿集, 大阪, 3 月 25 日, 2003
13. 人見泰正, 藤堂 敦, 染矢法行, 斎藤 務, 西村昌美, 片畠満美子, 玉井良尚, 今田聰雄. ろ過型人工腎臓用補液の安定性. 第 49 回日本透析医学会学術集会・総会抄録集, 神戸, 6 月 18-20 日, 2004
14. 人見泰正, 岡山恭子, 藤堂 敦, 染矢法行, 西村昌美, 片畠満美子, 玉井良尚, 今田聰雄, 石川 哲, 大野卓志, 高橋計行, 吉本 忍. 絶対的副甲状腺機能低下症に対する Sevelamer hydrochloride 使用の経験. 第 63 回大阪透析研究会 プログラム・予稿集, 大阪, 9 月 12 日, 2004
15. 染矢法行, 岡山恭子, 藤堂 敦, 人見泰正, 西村昌美, 片畠満美子, 玉井良尚, 今田聰雄. セレソーブシステムの治療効果を経皮酸素分圧で判定した SLE の 1 例. 第 24 回日本アフェレシス学会抄録集, 東京, 11 月 19-20 日, 2004

16. 人見泰正, 岡山恭子, 藤堂 敦, 染矢法行, 西村昌美, 片畠満美子, 玉井良尚, 今田聰雄, 尾上篤志. パルスドップラー法による内シャント血流の最適測定時間帯. 第 64 回大阪透析研究会 プログラム・予稿集, 大阪, 3月 13 日, 2005
17. 人見泰正, 岡山恭子, 藤堂 敦, 染矢法行, 西村昌美, 片畠満美子, 玉井良尚, 今田聰雄, 尾上篤志. 血液透析施行前後の内シャント血流量の変動について. 第 50 回日本透析医学会学術集会・総会抄録集, 神奈川, 6月 24-26 日, 2006
18. 人見泰正, 川村英子, 藤堂 敦, 染矢法行, 西村昌美, 片畠満美子, 玉井良尚, 有山洋二, 尾上篤志, 東野寧明, 大野卓志, 高橋計行, 今田聰雄. 超音波検査で描出される「多塊性副甲状腺腫大」の検討. 第 65 回大阪透析研究会 プログラム・予稿集, 大阪, 9月 18 日, 2006
19. 川村英子, 藤堂 敦, 人見泰正, 染矢法行, 西村昌美, 片畠満美子, 玉井良尚, 有山洋二, 今田聰雄. ニプロ社製 PES-DE シリーズの性能評価. 第 66 回大阪透析研究会 プログラム・予稿集, 大阪, 3月 26 日, 2007
20. 門中友美, 上野綾子, 吉岡正訓, 藤堂 敦, 染矢法行, 片畠満美子, 玉井良尚, 坂口美佳, 田中久夫, 長谷川廣文. ヘマトクリット値の変化から実血流量は算出可能であるか. 第 68 回大阪透析研究会 プログラム・予稿集, 大阪, 3月 11 日, 2008
21. 吉岡正訓, 藤堂 敦, 上野綾子, 門中友美, 染矢法行, 片畠満美子, 玉井良尚, 坂口美佳, 田中久夫, 長谷川廣文. 無酢酸透析液カーボスターの使用経験. 第 68 回大阪透析研究会 プログラム・予稿集, 大阪, 3月 11 日, 2008
22. 人見泰正, 林 道代, 田尻伸弘, 稲垣哲典, 山本浩介, 高田 仁, 藤堂 敦. 維持血液透析者の閉塞性動脈硬化症(ASO)に対する光線照射療法の効果-人工炭酸泉療法との比較-. 第 52 回日本透析医学会学術集会・総会抄録集, 6月 20-22 日, 2008
23. 吉岡正訓, 藤堂 敦, 上野綾子, 門中友美, 染矢法行, 片畠満美子, 玉井良尚, 坂口美佳, 田中久夫, 長谷川廣文. 無酢酸透析液カーボスターの使用による血液ガス検査値の推移. 第 52 回日本透析医学会学術集会・総会抄録集, 6月 20-22 日, 2008
24. 門中友美, 上野綾子, 吉岡正訓, 藤堂 敦, 染矢法行, 片畠満美子, 玉井良尚, 坂口美佳, 田中久夫, 長谷川廣文. ダイアライザ前後のヘマトクリット値による血流量の評価. 第 52 回日本透析医学会学術集会・総会抄録集, 6月 20-22 日, 2008
25. 吉岡正訓, 藤堂 敦, 上野綾子, 門中友美, 染矢法行, 片畠満美子, 玉井良尚, 坂口美佳, 田中久夫, 長谷川廣文. 無酢酸透析液カーボスターが溶質除去能におよぼす影響について. 第 71 回大阪透析研究会 プログラム・予稿集, 大阪, 9月 7 日, 2008
26. 吉岡正訓, 上野綾子, 門中友美, 藤堂 敦, 染矢法行, 坂口美佳, 田中久夫, 長谷川廣文. ABO 血液型不適合腎移植に対する血液浄化法の選択. 第 29 回日本アフェレシス学会抄録集, 10月, 2008

27. 門中友美, 上野綾子, 吉岡正訓, 藤堂 敦, 染矢法行, 片畠満美子, 玉井良尚, 坂口美佳, 田中久夫, 長谷川廣文. 血液透析施行中のヘマトクリット値を用いた実血流量推定法の実際. 日本医工学治療学会 第25回学術大会抄録集, 千葉, 日本医工学治療学会 第25回学術大会抄録集, 千葉, 4月12日, 2009
28. 吉岡正訓, 前田哲男, 上野綾子, 門中友美, 藤堂 敦, 染矢法行, 坂口美佳, 田中久夫, 長谷川廣文. 大量白血球除去療法に対する当院での取り組み. 第30回日本アフェレシス学会抄録集, 札幌, 9月12日, 2009
29. 上野綾子, 前田哲男, 吉岡正訓, 門中友美, 藤堂 敦, 染矢法行, 坂口美佳, 田中久夫, 長谷川廣文. バスキュラーアクセス管理用データベース作成の取り組み～第1報～. 第74回大阪透析研究会 プログラム・予稿集, 大阪, 3月14日, 2010
30. 衣川由美, 人見泰正, 奥原紀子, 鳥山清二郎, 佐藤暢, 藤堂 敦, 染矢法行, 西村昌美. 透析前・後における内シャント血流量(VF)値の分析. 第54回日本透析医学会・学術集会・総会抄録集, 6月, 2010
31. 吉岡正訓, 上野綾子, 門中友美, 藤堂 敦, 染矢法行, 坂口美佳, 田中久夫, 長谷川廣文. 白血球除去療法における回路内温度の変化 - in vitro 試験 -. 第31回日本アフェレシス学会抄録集, 東京, 10月6日, 2010
32. 門中友美, 藤堂 敦, 上野綾子, 吉岡正訓, 染矢法行, 片畠満美子, 玉井良尚, 坂口美佳, 田中久夫, 長谷川廣文. 当院における血液透析用ダブルルーメンカテーテル使用に関する調査第21回日本臨床工学会 プログラム・予稿集, 大阪, 5月, 2011
33. 西垣孝行, 吉田幸太郎, 四井田英樹, 高橋裕三, 小川浩司, 西岡宏, 松本泰史, 峰崎純一, 染川将太, 帆足孝也, 鍵崎康治, 市川肇, 人見泰正, 藤堂 敦, 水野(松本)由子. 熱流補償法深部温プローブは補助循環システムの温度管理に使えるか? 第21回日本臨床工学会, 別府, 5月21-22日, 2011
34. 吉岡正訓, 上野綾子, 門中友美, 藤堂 敦, 染矢法行, 坂口美佳, 田中久夫, 長谷川廣文. 血液吸着療法における回路内温度の変化 - in vitro 試験. 第56回日本透析医学会学術集会・総会抄録集, 6月, 2011
35. 衣川由美, 人見泰正, 宇野喜之, 河村知史, 小林大樹, 藤堂 敦, 尾上篤志. アンケート調査からみた副甲状腺エコーの現状と問題点. 第56回日本透析医学会学術集会・総会抄録集, 6月, 2011
36. 宇野喜之, 河村知史, 小林大樹, 藤堂 敦, 人見泰正, 尾上篤志. バスキュラーアクセスに対するアンケート調査 その1 -超音波検査の現況-. 第56回日本透析医学会学術集会・総会抄録集, 6月, 2011
37. 河村知史, 宇野喜之, 小林大樹, 藤堂 敦, 人見泰正, 尾上篤志. バスキュラーアクセスに対するアンケート調査 その2 -超音波検査における機能評価の現状-. 第56回日本透析医学会学術集会・総会抄録集, 6月, 2011

38. 人見泰正, 笹原知里, 中川隼斗, 衣川由美, 林道代, 鳥山清二郎, 稲葉光彦, 佐藤 暢, 藤堂 敦, 西垣孝行, 水野(松本)由子. 透析中の血圧低下予防に対する下腿静脈還流促進の効果. 第 56 回日本透析医学会学術集会・総会抄録集, 6 月, 2011
39. 衣川由美, 人見泰正, 宇野喜之, 河村知史, 小林大樹, 藤堂 敦, 尾上篤志. アンケート調査からみた副甲状腺エコーの現状と問題点. 第 78 回大阪透析研究会 プログラム・予稿集, 大阪, 3 月 11 日, 2012
40. 吉岡正訓, 桂尾仁士, 三谷雅美, 上野綾子, 門中友美, 藤堂 敦, 染矢法行, 坂口美佳, 田中久夫, 長谷川廣文, 水野(松本)由子. 血液透析における血液回路の温度特性の基礎的評価. 第 28 回日本医工学治療学会抄録集, 3 月 24 日, 2012
41. 人見泰正, 林道代, 衣川由美, 中川隼斗, 笹原知里, 廣田英二, 藤堂 敦, 西垣孝行, 水野(松本)由子. Vascular Access (VA) 血流評価時の測定条件に関する検討—Arterio Venous Fistula (AVF) の適切な測定部位とタイミングについて—. 第 28 回日本医工学治療学会, 札幌, 3 月 24-25 日, 2012, 医工学治療, Vol. 24, No. 79, p. 101, 2012
42. 西垣孝行, 藤井順也, 吉田幸太郎, 松本泰史, 小川浩司, 中崎宏則, 守田佳保里, 服部希衣子, 人見泰正, 藤堂 敦, 水野(松本)由子. 人工肺結露防止システム使用時における深部温プローブの基礎的性能評価. 第 28 回日本医工学治療学会, 札幌, 3 月 24-25 日, 2012, 医工学治療, Vol. 24, No. 79, p. 106, 2012
43. 人見泰正, 林道代, 衣川由美, 中川隼斗, 笹原知里, 鳥山清二郎, 廣田英二, 藤堂 敦, 西垣孝行, 水野(松本)由子. 透析経過に伴う内シャント血流量と実血流量の変動傾向の解析と, その変動に寄与する因子の同定に関する研究. 第 22 回日本臨床工学会, 富山, 5 月 12-13 日, 2012, 日本臨床工学技士会会誌, Vol. 45, p. 132, 2012
44. 辻 義弘, 浅川徹也, 藤堂 敦, 穂満高志, 吉岡正則, 吉田俊子, 水野(松本)由子. 脈波の DFA を用いた糖尿病性腎症患者の透析開始直前・直後における自律神経反応の検討, 生体医工学シンポジウム 2012, pp. 221-225, 大阪, 9 月 7-8 日, 2012
45. 人見泰正, 笹原知里, 中川隼斗, 衣川由美, 林道代, 藤堂 敦, 水野(松本)由子. シャントエコーによる血流機能評価は「透析中」でも施行可能か?, 第 16 回日本アクセス研究会学術集会, 名古屋, 10 月 13-14 日, 2012
46. 辻 義弘, 浅川徹也, 藤堂 敦, 穂満高志, 吉岡正訓, 吉田俊子, 水野(松本)由子. 指尖容積脈波を用いた精神状態の違いにおける糖尿病性腎症患者の自律神経反応, 第 42 回日本臨床神経生理学会学術大会, 東京, 11 月 8 日-10 日, 2012, 臨床神経生理学, Vol. 40, No. 5, p. 504, 2012
47. 人見泰正, 林道代, 衣川由美, 中川隼斗, 笹原知里, 藤堂 敦, 水野(松本)由子. シャントエコーによる血流機能評価は「透析中」でも施行可能か?— 第 2 報—, 第 6 回 Vascular Access 超音波研究会, 東京, 11 月 18 日, 2012

48. 人見泰正, 林道代, 衣川由美, 中川隼斗, 笹原知里, 藤堂 敦, 水野 (松本) 由子. 脱血の有無と内シャント血流機能 評価値との関連性—透析スタッフによるシャントエコー管理の実現に向けて—, 第 23 回日本臨床工学会, 山形, 5 月 18—19 日, 2013, 日本臨床工学技士会会誌, No. 48, p. 133, 2013
49. 辻 義弘, 浅川徹也, 人見泰正, 藤堂 敦, 穂満高志, 吉田俊子, 水野 (松本) 由子. 透析スタッフの攻撃性と業務終了後の自律神経活動との関連性, 第 58 回日本透析医学会学術集会・総会, 福岡, 6 月 20—23 日, 2013
50. 人見泰正, 林道代, 衣川由美, 中川隼斗, 笹原知里, 藤堂 敦, 水野 (松本) 由子. 透析中の「血圧低下」と「シャント血流量」の関連性. 第 52 回日本生体医工学会大会, IEEE EMBC2013, 大阪, 7 月 3—7 日, 2013
51. 岡島恵子, 水野 (松本) 由子, 人見泰正, 藤堂 敦, 長谷川廣文. 脈波振幅値解析を用いた血液透析中の下腿マッサージによる自律神経変化の評価. 第 82 回大阪透析研究会, 大阪, 3 月 2 日, p. 48, 2014
52. 岡島恵子, 藤堂 敦, 佐久間俊, 山口梢, 水野 (松本) 由子. 脈波振幅値解析による交代制勤務後の自律神経機能の変化, 第 45 回日本臨床神経生理学会学術大会, 大阪, 11 月 5—7 日, 2014, 臨床神経生理学, Vol. 43, No. 5, p. 425, 2014
53. 中野健一, 用貝俊和, 竹田 圭, 藤堂 敦, 谷山佳弘, 能勢和宏, 有馬秀二. 持続緩徐式血液濾過器セプザイリスの臨床使用経験. 第 84 回大阪透析研究会 プログラム・予稿集, 大阪, 3 月 15 日, 2015
54. 辻 義弘, 人見泰正, 藤堂 敦, 鈴木尚紀, 杉本憲彦, 浅川徹也, 水野 (松本) 由子. 除水速度の違いによる血液透析中の自律神経活動の経時的变化の検討. 第 84 回大阪透析研究会 プログラム・予稿集, 大阪, 3 月 15 日, 2015
55. 竹田 圭, 用貝俊和, 中野健一, 藤堂 敦, 谷山佳弘, 能勢和宏, 有馬秀二. 敗血症に対し集中的な血液浄化療法が有効であった 1 例. 第 84 回大阪透析研究会 プログラム・予稿集, 大阪, , 3 月 15 日, 2015
56. 増田善文, 田坂雪菜, 用貝俊和, 中野健一, 竹田 圭, 藤堂 敦, 西村昌美, 宮崎紘平, 竹村 司, 谷山佳弘, 能勢和宏, 有馬秀二. 単純血漿交換が著効した劇症型 A 群溶血性連鎖球菌感染症疑いの 1 症例. 第 85 回大阪透析研究会 プログラム・予稿集, 大阪, 9 月 7 日, 2015
57. 中野健一, 田坂雪菜, 用貝俊和, 増田善文, 竹田 圭, 藤堂 敦, 谷山佳弘, 能勢和宏, 有馬秀二. 持続緩徐式血液濾過器 sepXiris におけるプライミング法の検討と臨床評価. 第 26 回日本急性血液浄化学会学術集会抄録集, 千葉, 10 月 9 日, 2015
58. 竹田 圭, 田坂雪菜, 用貝俊和, 増田善文, 中野健一, 藤堂 敦, 宮沢朋生, 竹村 司, 谷山佳弘, 能勢和宏, 有馬秀二. 選択的血漿交換が著効した小児中毒性表皮壊死症の 1 症例. 第 36 回日本アフェレシス学会学術集会抄録集, 埼玉, 10 月 30-31 日, 2015

59. 辻 義弘, 山口 梢, 佐久間俊, 杉本憲彦, 藤堂 敦, 鈴木尚之, 人見泰正, 水野(松本)由子. Approximate entropy を用いた透析患者の除水速度の違いによる自律神経活動の評価, 第 45 回日本臨床神経生理学会学術大会, 大阪, 11 月 5-7 日, 2015, 臨床神経生理学, Vol. 43, No. 5, p. 425, 2015
60. 竹田 圭, 藤堂 敦, 中野健一, 吉岡正訓, 増田善文, 用貝俊和, 田坂雪菜, 西村昌美, 高田 裕, 谷山佳弘, 能勢和宏, 有馬秀二, 塩川泰啓. 選択的血漿分離器 Evacure® を用いた急性血液浄化法の実際. 第 61 回日本集中治療医学近畿地方会抄録集, 大阪, 7 月 9 日, 2016
61. 竹田 圭, 藤堂 敦, 中野健一, 吉岡正訓, 増田善文, 用貝俊和, 田坂雪菜, 西村昌美, 高田 裕, 谷山佳弘, 能勢和宏, 有馬秀二, 塩川泰啓. 急性肝不全に対する Plasma filtration with dialysis (PDF) の施行経験. 第 87 回大阪透析研究会 プログラム・予稿集, 大阪, 9 月 4 日, 2016