

고 유량 혈액 투석 시스템에서 박동류 펌프에 의한 대류 향상에 관한 연구

최대석^{1,3}, 임기무², 이정찬⁵, 이사람^{3,4}, 문초혜^{3,4}, 최 혁^{3,6}, 민병구⁷, 김희찬^{1,4,5}

¹서울대학교 의과대학 의공학 교실, ²강원대학교 기계의용공학과, ³한국인공장기 센터,
⁴서울대학교 대학원 협동과정 의용생체공학 전공, ⁵서울대학교 의과대학 의학연구원,
⁶고려대학교 의과대학 의공학 교실, ⁷주 BHK

Improvement of Convection by Pulsatile Blood Pump in High Flux Hemodialysis System

D. S. Choi^{1,3}, K. M. Lim², J. C. Lee⁵, S. R. Lee^{3,4}, C. H. Mun^{3,4}, H. Choi^{3,6}, B. G. Min⁷, H. C. Kim^{1,4,5}

¹Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Seoul National University

²Department of Mechanics & Biomedical Engineering, Kangwon National University

³Korea Artificial Organ Center, Korea University, Korea

⁴Interdisciplinary Program in Medical and Biological Engineering Major, Seoul National University

⁵Institute of Medical and Biological Engineering, Medical Research Center, Seoul National University

⁶Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Korea University

⁷BHK. CO., Ltd., Korea

(Received June 16, 2008. Accepted August 29, 2008)

Abstract

High-flux dialysis treatment removes various toxins via diffusion as well as convection, which is induced by ultrafiltration and backfiltration. In this study, *in vitro* (Using the distilled water and the bovine's blood) comparison test was performed to determine whether utilization of a high flux dialyzer paired with different pumps would increase the efficiency of convection. At the same blood flow rates, a pulsatile pump and a roller pump were employed to propel the distilled water and bovine whole blood to a high flux dialyzer. Pressures at the dialyzer inlet and outlet in the blood circuit and in the dialysate circuit were measured, respectively. From these data, we calculated the transmembrane pressure and predicted the ultrafiltration and backfiltration rates developed by both pumps. Using the bovine's blood experiment, ultrafiltration and backfiltration rates were 1.6 times higher with the pulsatile pump than with the roller pump. We conclude that utilization of a pulsatile pump in high flux hemodialysis treatments increases ultrafiltration volume, compared with a roller pump under conditions of the same blood flow rate.

Key words : High-flux dialysis, diffusion, convection, ultrafiltration, backfiltration, *In vitro*, pulsatile pump, roller pump

1. 서론

혈액 투석 (Hemodialysis)이란 인공적인 반 투과막을경계로 혈액과 투석액을 Counter-current 형태로 순환하여, 용질의 농도 차에 의해 발생하는 확산으로 독소를 제거하는 방법이고,

혈액 여과 (Hemofiltration)란 반 투과막의 안쪽으로 혈액을 관류 시킴으로써, 발생된 압력에 의해 체액과 그것에 녹아있는 수용성 독소들을 반 투과막의 바깥으로 여과시키며, 여과된 만큼의 대체액을 공급하는 대류의 원리를 이용하여 독소를 제거하는 방법이다. 고 유량 혈액 투석 (High-Flux hemodialysis)이란 혈액 투석과 혈액 여과의 원리를 동시에 이용하는 방법으로, 확산과 대류의 기전으로 독소 제거 효율을 높인 혈액정화방법이다. 투석액의 유량을 높임으로서, 필터 내 투석액 부분의 압력이 혈액 부분의 압력보다 높은 구간이 생겨 초여과 (Ultrafiltration)와 함께 역여과 (Back Filtration)가 발생한다. 이것은 체액과 투석액을 혼합함으

Corresponding Author : Hee Chan Kim, Ph.D.
Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Seoul National University
28 Yungun-dong, Chongno-gu, Seoul, 110-744, KOREA
Tel : +82-2-2072-2931 / Fax : +82-2-2072-7870
E-mail : hckim@snu.ac.kr
This research was supported by the Nano/Bio Science & Technology Program(2008-00863) of the Ministry of Education, Science and Technology (MEST).

로써 독소의 농도가 높은 혈장을 깨끗한 투석액으로 희석시키는 효과를 가지게 된다[1].

고 유량 혈액투석의 독소 제거 효율을 높이기 위해서는 확산의 효과를 높이는 것과 대류의 효과를 높이는 방법이 있다. 확산에 의한 독소 제거 효율을 높이는 방법으로는 투석 필터의 확산 계수를 높이거나, 혈액 및 투석액 유량을 높여서 독소 청소율을 높이는 방법이 있다. 투석 필터의 확산 계수를 높이기 위한 필터의 성능 개선 기술은 현재 거의 포화상태에 있으며, 혈액유량을 높이는 것은 환자의 상태에 제한된다. 두 번째로 대류에 의한 독소 제거 효율을 높이는 방법으로는 정방향 막간 정수압과 역 방향 막간 정수압을 높여서 초여과율과 역여과율을 높이는 방법이 있다[7-9]. 초여과율과 역여과율을 높이기 위해서는 혈액 유량과 투석액 유량을 높여야 하는데, 혈액 유량은 환자의 상태에 따라 제한되기 때문에 자유롭게 높이는 것은 불가능하다[1]. 제한된 혈액 유량에서 박동류를 사용함으로써, 높은 막간 정수압을 만든 연구들이 있었다 [4-6].

본 연구에서는 박동형 펌프와 롤러 펌프를 고 유량 혈액투석 시스템에 적용하여 필터 전·후단의 압력을 정량적으로 측정하여 국소적 막간압의 분포를 예측하였으며, 그로부터 대류에 의한 초여과율을 수학적 모델에 의해 예측 비교 하였다. 또한, 서로 다른 두 펌프의 유동 패턴이 초여과 성능에 끼치는 영향을 평가하기 위하여 유량에 따른 맥박압의 변화, 초여과와 역여과의 볼륨 변화 그리고 시간에 따른 각 볼륨 변화를 계산을 통해 예측하였다.

II. 재료 및 방법

A. 고 유량 혈액 투석시스템의 대류에 의한 독소 제거 원리

엄밀한 의미에서의 막간압 (Transmembrane Pressure)은 식 (1)에서 보듯이, 정수압과 삼투압의 합으로 표현한다.

$$TMP_{total} = TMP_{hydrostatic} + TMP_{osmotic} \quad (1)$$

여기서, $TMP_{hydrostatic}$ 는 투석막을 경계로 혈액과 투석액과

의 정수압 차이이고, $TMP_{osmotic}$ 는 혈액과 투석액에서 전체 용질의 농도에 의해 결정되는 삼투압 차이이다. 그러나 투석 처방에서는 거의 모든 경우에 정수압이 삼투압 보다 충분히 크므로 삼투압은 무시할 수 있다. 따라서 막간압을 식 (2)와 같이 나타낼 수 있다[3].

$$TMP_{total} = \frac{P_{Bi} + P_{Bo}}{2} - \frac{P_{Di} + P_{Do}}{2} \quad (2)$$

여기서, P_{Bi} 는 혈액라인의 입구 압력, P_{Bo} 는 혈액라인의 출구 압력, P_{Di} 는 투석액 라인 입구 압력, 그리고 P_{Do} 는 투석액 라인의 출구 압력을 나타낸다.

그림 1과 같이 투석기의 길이방향으로 혈액 부분의 압력 파형과 투석액 부분의 압력 파형이 만나는 점 (x, y)를 기준으로 좌측 영역에서는 혈액의 압력이 투석액의 압력보다 높아서 초여과 (Ultrafiltration)가 일어나고, 우측 영역에서는 투석액의 압력이 혈액의 압력보다 높아서 투석액에서 혈액으로 역여과 (Backfiltration)가 일어난다. 분자량에 따른 독소 제거 성능은 분자량이 커지면서 제거 성능이 서서히 감소하는 확산과 분자량의 크기에 상관없이 제거 성능을 일정 유지하다가 한계 수준(약 10,000Da)을 넘어서면 급격히 감소하는 대류로 나눌 수 있다. 일반적으로 투석막의 pore size의 크기에 따라 한계 수준은 달라지나, 분자량이 작은 물질은 확산에 의해 많은 양이 제거되지만, 분자량이 상대적으로 큰 물질은 초여과가 증가할수록 확산에 의해 제거되는 효과보다 대류에 의해 제거되는 효과가 더 커지게 되는 경향을 가진다.

B. 체외 실험 I

(Using the distilled water, In-vitro experiments) 방법

위 실험은 그림 2와 같이 체외 실험을 위한 실험 시스템을 구성하였고, 혈액과 투석액을 대체한 증류수를 이용하여 두 개의 그룹으로 수행되었다. 첫 번째 실험으로는 본 연구팀에서 혈액정화시스템을 위해 개발한 박동형 혈액 펌프(C-PAK ; BHK Inc., Korea)를 사용하였다 [10]. 두 번째 실험으로는 현재 임상적인 혈

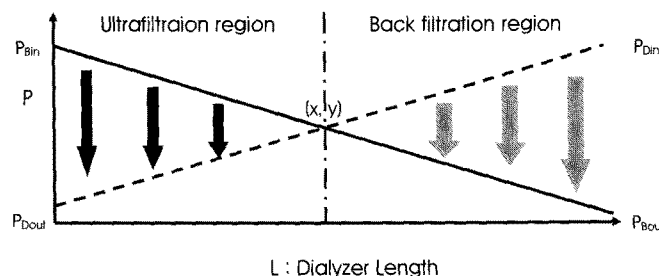


그림 1. 고 유량 혈액 투석시스템에서 용질과 체액의 제거 메커니즘. 순 초여과율을 0으로 제한한 상태에서 solid line은 혈액 부분에서의 압력과 dash line은 투석액 부분에서의 압력을 나타낸다.

Fig. 1. Mechanism of removal of solute and fluid during High Flux Hemodialysis. Pressure inside the blood compartment (solid line) and the dialysate compartment (dash line) with a fixed net zero ultrafiltration.

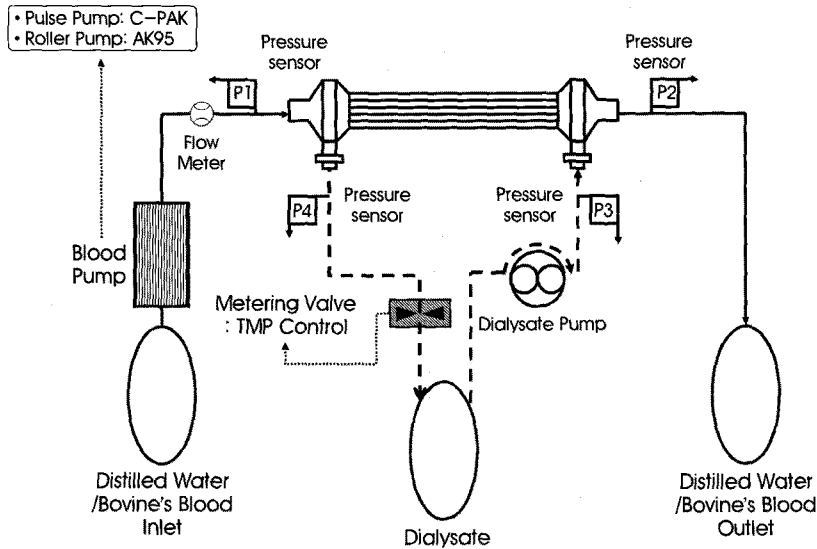


그림 2. 실험 회로의 블록 도식도
Fig. 2. Schematic diagram of experimental circuit

액투석 시스템에 사용되는 롤러 펌프 (AK95 ; Gambro Inc., Germany)를 사용하였다. 투석액 라인인 혈액 펌프로 사용된 롤러 펌프와 같은 펌프를 사용하였다. 투석기는 현재 임상에서 많이 사용되고 있는 고 유량 혈액투석필터 (FX60; Polysulfone, FMC Inc., Germany)를 사용하였고, 혈액유량을 측정하기 위해 초음파 유량계 (T109; Transonic Systems Inc., USA)를 투석기 입구의 혈액 라인에 설치하였다. 혈액과 투석액 부분의 압력을 측정하기 위해 4개의 압력계 (Pressure transducer; Sensys Inc., Korea)를 혈액라인의 투석기 입·출구와 투석액 라인의 투석기 입·출구에 설치하였다. 측정 장비로부터의 데이터들은 100 samples/sec로 EZAD Board (8bit ADC converter)를 통해 Labview[®] 6.0으로 받았다. 투석액 유량은 500ml/min으로 유지하였고, 혈류량은 200 ml/min에서 800 ml/min까지 100 ml/min씩 증가시키면서 5번의 반복 실험을 수행하였다. (Table 1)

C. 체외 실험 II
(Using Bovine's blood, In-vitro experiments) 방법

실험 시스템은 체외 실험 I과 동일하게 구성하였고, 혈액 펌프 및 투석액 펌프, 투석기 그리고 측정 장비 등도 체외 실험 I에 적용한 것과 동일하게 실시하였다. 투석액으로서 Normal saline을 사용하였고, 혈액은 소의 전혈을 사용하였다. 체외 실험 I과 달리 유량 증가 시에 혈장 파괴 등의 문제가 발생할 수 있으므로, 혈류량을 100 ml/min에서 300 ml/min 까지 50 ml/min 씩 증가시키면서 5회 반복실험을 수행하였다.(Table 1) 그리고 투석액 유량은 500ml/min으로 유지하였다. 또한, 혈액응고를 방지 하기 위해 16,000 IU/L의 헤파린을 투여하였다.

체외 실험 I과 II는 투석액 라인의 출구에 설치된 미터링 밸브를 조절함으로써 순수 초여과율이 0이 되도록 제어하였다.(Table 1) 포와젤 법칙으로부터 투석기를 통한 압력강하는 선형적이라 가정

표1. 체외 실험 조건 요약

Table 1. Summary of experimental conditions

Exp. n	N	Fluid Type	Blood Pump Type	Dialyzer	Blood Flow rate	Dialysate Flow rate
1	5	Distilled Water	Pulsatile (C-PAK)	FX60 (HF)	200 - 800ml/min Increasing 100ml/min	500ml/min
2	5	Distilled Water	Roller (AK95)	FX60 (HF)	200 - 800ml/min Increasing 100ml/min	500ml/min
3	5	Bovine's blood	Pulsatile (C-PAK)	FX60 (HF)	100 - 300ml/min Increasing 50ml/min	500ml/min
4	5	Bovine's blood	Roller (AK95)	FX60 (HF)	100 - 300ml/min Increasing 50ml/min	500ml/min

하며, 혈액라인의 투석기 입·출구와 투석액 라인 투석기 입·출구 부분에서 측정된 압력 데이터를 이용하여 투석기 길이방향으로의 혈액부분의 압력분포와 투석액 부분의 압력분포를 식 (3) 과 식 (4)와 같이 표현 할 수 있다.

$$P_B(x) = -\frac{(P_{Bi} - P_{Bo})}{L}x + P_{Bi} \quad (3)$$

$$P_D(x) = -\frac{(P_{Di} - P_{Do})}{L}x + P_{Di} \quad (4)$$

여기서, $x: 0 \rightarrow L$ (Length of dialyzer)을 말한다.

투석기의 K_{uf} 와 압력 데이터($P_{Bi}, P_{Bo}, P_{Di}, P_{Do}$)를 이용하여 투석기 내부에서 국소적으로 일어나는 초여과와 역여과의 볼륨을 식 (5) - (9)로 계산할 수 있다.

혈액 투석기의 길이방향으로 한 지점(x)에서의 시간 t 에서의 막간압은 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$TMPD(t, x) = P_B(t, x) - P_D(t, x) \quad (5)$$

특정 시간 t 와 한 지점 x 에서의 초여과율 $UF(t, x)$ 는 다음과 같다.

$$UF(t, x) = K_{uf} * TMPD(t, x) \quad (6)$$

여기서 K_{uf} 는 투석기의 초여과 상수이며, FX60 (Polysulfone, FMC Inc., Germany)의 초여과 상수(K_{uf})는 $46\text{ml/mmHg} * \text{h}$ 이다.

초여과 볼륨은 다음과 같다.

$$UF \text{ rate} = K_{uf} \times TMP \quad (7)$$

여기서, $UF \text{ rate}$ 는 초여과율, K_{uf} 는 초여과상수, TMP 는 막간압을 의미한다.

투석기 내부에서 국소적으로 일어나는 초여과와 역여과의 볼륨은 다음과 같이 계산할 수 있다.

$$Ultrafiltration \text{ volume} = \int_{T_1}^{T_2} \int_{x_1}^{x_2} K_{uf} * TMPD(t, x) dx dt \quad (8)$$

(단, $UF > 0$)

$$Back \text{ filtration volume} = \int_{T_1}^{T_2} \int_{x_1}^{x_2} K_{uf} * TMPD(t, x) dx dt \quad (9)$$

(단, $UF < 0$)

$$Total \text{ Ultrafiltration Volume} = Ultrafiltration \text{ Volume} + Back \text{ filtration Volume} \quad (10)$$

본 실험에서 측정된 데이터와 Matlab[®](R2007b) 프로그래밍을 통해 초여과와 역여과의 볼륨을 예측하였다. 투석기의 총 길이 L 을 100개의 구간으로 나누어 계산을 하였고, 각 구간에서의 K_{uf} 값은 $0.46\text{ml/mmHg} * \text{h}$ 으로 하였다. 측정시간 동안 각 볼륨의 적분을 통해 유량에 따른 각 볼륨(ml/min)을 예측하였으며, 시간에 따른 각 볼륨을 예측, 비교하였다.

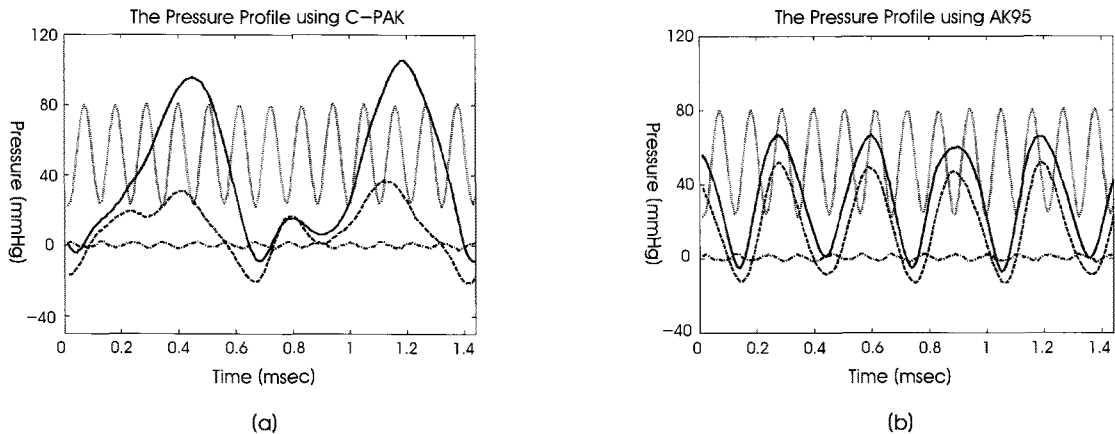


그림 3. C-PAK (a)과 AK95 (b)를 이용하여 시간에 따른 압력 변화. Solid line은 혈액라인의 투석기 입구 단의 압력과 dash line은 혈액라인의 투석기 출구 단의 압력, 그리고 dot line은 투석액 라인의 투석기 입구 단의 압력과 dash and dot line은 투석액 라인의 투석기 출구 단의 압력을 나타낸다. (증류수를 이용한 체외 실험)

Fig. 3. Pressure variations according to time using C-PAK (a) and AK95 (b). Dialyzer inlet pressure (solid line), and dialyzer outlet pressure (dash line) in blood circuit, and dialyzer inlet pressure (dot line) and dialyzer outlet pressure (dash and dot line) in dialysate circuit. (Using the distilled water, In vitro experiments)

III. 결과

A. 체외 실험 I 결과

C-PAK과 AK95를 사용했을 때, 투석기의 혈액 라인 입·출구와 투석액 라인 입·출구의 압력파형을 그림 3-a와 3-b에 나타내었다. 혈류량은 200ml/min, 투석액 유량은 500ml/min으로 유지되었을 때를 보여준다. 혈액 입구 단에서의 맥박압 (pulse pressure)은 C-PAK을 사용했을 때 114mmHg이었고, AK95를 사용했을 때 98mmHg로서 C-PAK이 16mmHg 더 높은 맥박압을 생성시켰으며 혈류량이 증가하면서 맥박압의 차이가 더 크게 나는 것을 알 수 있었다.(그림4)

투석액 라인의 출구에 장착된 미터링 밸브를 조절 함으로서 투석액 부분의 정수압을 혈액부분의 정수압과 일치시켜 순수 초여과율이 0이 되는 점을 찾았다. 그림 5는 C-PAK과 AK95에서의 시

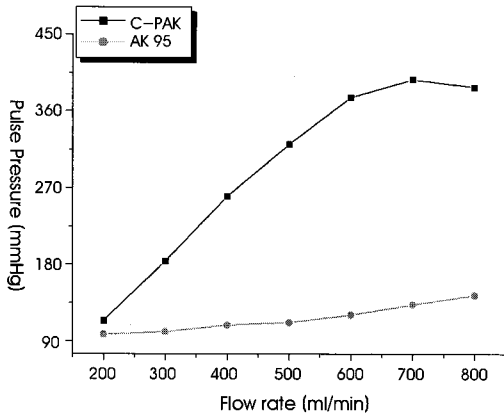
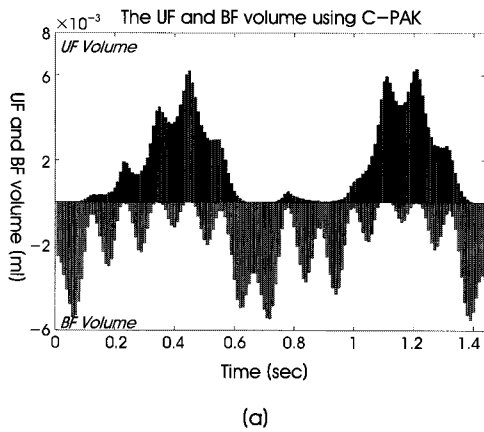
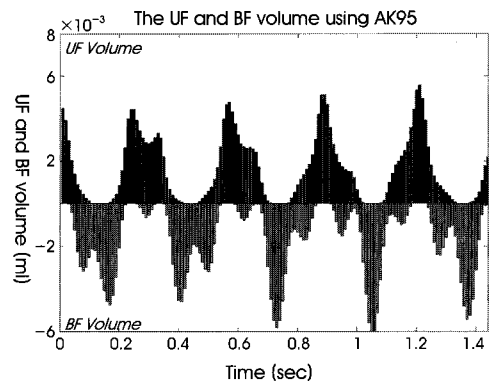


그림 4. C-PAK과 AK95를 사용했을 때, 유량에 따른 맥박압의 변화. (증류수를 이용한 체외 실험)

Fig. 4. The pulse pressure profile according to the flow rate. (Using the distilled water, In vitro experiments)



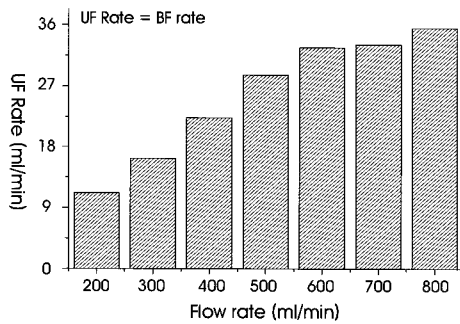
(a)



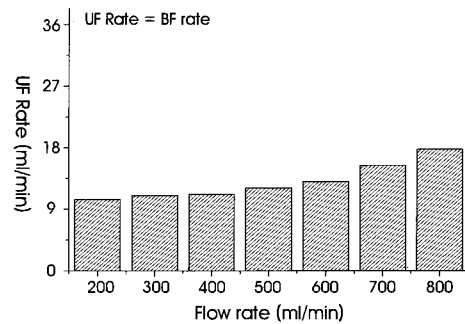
(b)

그림 5. C-PAK (a)과 AK95 (b)를 이용하여 시간에 따른 초여과와 역초여과의 볼륨 변화. 양의 값은 초여과의 볼륨, 음의 값은 역여과의 볼륨을 나타낸다. (증류수를 이용한 체외 실험)

Fig. 5. Volume of ultrafiltration and backfiltration variations according to time using the C-PAK (a), and AK95 (b). Ultrafiltration volume (positive value) and back filtration volume (negative value). (Using the distilled water, In vitro experiments)



(a)



(b)

그림 6. C-PAK(a)과 AK95(b)를 사용했을 때, 유량에 따른 초여과와 역여과의 볼륨 변화. 양의 값은 초여과의 볼륨, 음의 값은 역여과의 볼륨을 나타낸다. (증류수를 이용한 체외 실험)

Fig. 6. The volume of Ultrafiltration and Back filtration according to flow rate. Ultrafiltration volume (positive value) and back filtration volume (negative value). (Using the distilled water, In vitro experiments)

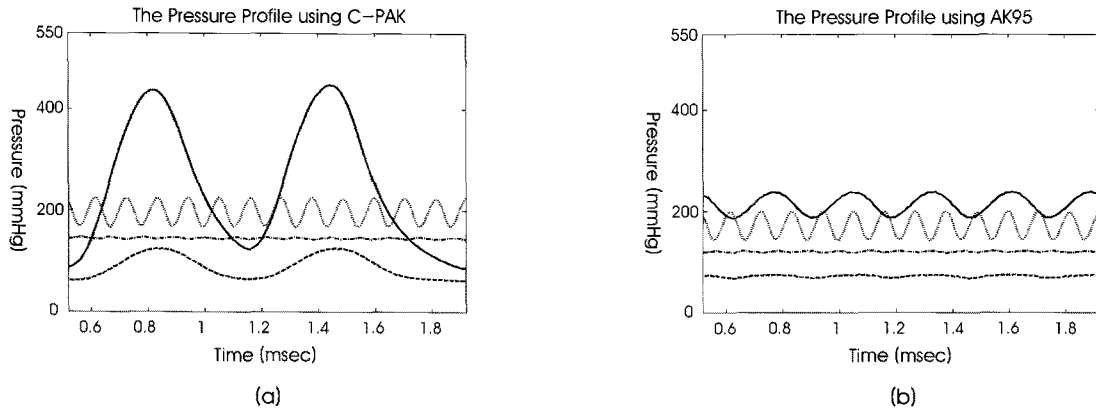


그림 7. C-PAK (a)과 AK95 (b)를 이용하여 시간에 따른 압력 변화. Solid line은 혈액라인의 투석기 입구 단의 압력과 dash line은 혈액라인의 투석기 출구 단의 압력, 그리고 dot line은 투석액 라인에 투석기 입구 단의 압력과 dash and dot line은 투석액 라인에 투석기 출구 단의 압력을 나타낸다. (소의 전혈을 이용한 체외 실험)

Fig. 7. Pressure variations according to time using C-PAK (a) and AK95 (b). Dialyzer inlet pressure (solid line), and dialyzer outlet pressure (dash line) in blood circuit, and dialyzer inlet pressure (dot line) and dialyzer outlet pressure (dash and dot line) in dialysate circuit. (Using the bovine's blood, In vitro experiments)

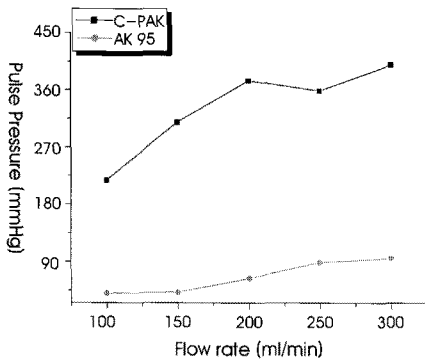


그림 8. C-PAK과 AK95를 사용했을 때, 유량에 따른 맥박압의 변화. (소의 전혈을 이용한 체외 실험)

Fig. 8. The pulse pressure profile according to the flow rate. (Using the bovine's blood, In vitro experiments)

간에 따른 초여과와 역여과의 볼륨 변화를 보여준다. 투석기를 통한 초여과와 역여과의 볼륨은 같으며, C-PAK을 사용했을 때, 초여과의 볼륨은 유량 200ml/min일 때 11.1359ml/min에서 800 ml/min일 때 35.4782ml/min까지 변화를 보였고, AK95를 사용했을 때, 초여과의 볼륨은 10.395ml/min에서 17.7521ml/min까지 변화했다. 유량 변화에 따른 초여과와 역여과의 볼륨은 그림 6을 통해 나타내었고, 혈류량이 증가하면서 볼륨의 차이가 증가함을 알 수 있었다.

B. 체외 실험 II 결과

체외 실험 I과 마찬가지로 투석기의 혈액 라인 입 · 출구와 투석액 라인 입 · 출구의 압력파형을 그림 7-a 와 7-b 에 나타내었다.

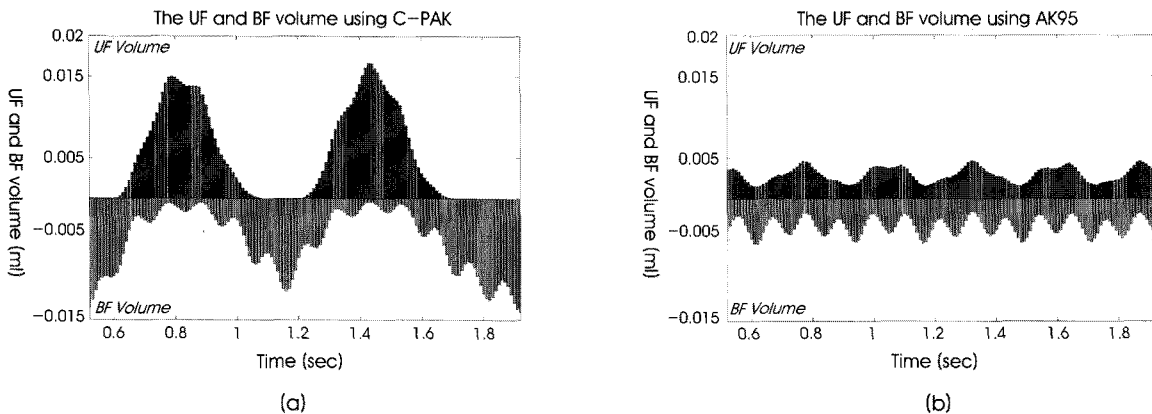


그림 9. C-PAK (a)과 AK95 (b)를 이용하여 시간에 따른 초여과와 역초여과의 볼륨 변화. 양의 값은 초여과의 볼륨, 음의 값은 역여과의 볼륨을 나타낸다. (소의 전혈을 이용한 체외 실험)

Fig. 9. Volume of ultrafiltration and backfiltration variations according to time using the C-PAK (a), and AK95 (b). Ultrafiltration volume (positive value) and back filtration volume (negative value). (Using the bovine's blood, In vitro experiments)

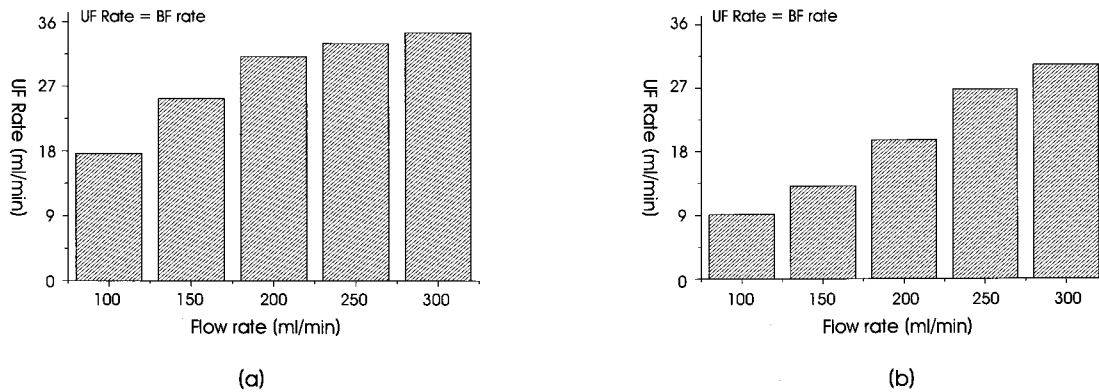


그림 10. C-PAK(a)과 AK95(b)를 사용했을 때, 유량에 따른 초여과와 역여과의 볼륨 변화. 양의 값은 초여과의 볼륨, 음의 값은 역여과의 볼륨을 나타낸다. (소의 전혈을 이용한 체외 실험)

Fig. 10. The volume of Ultrafiltration and Back filtration according to flow rate. Ultrafiltration volume (positive value) and back filtration volume (negative value). (Using the bovine's blood, In vitro experiments)

헤마토크릿은 31%로, 혈액의 온도는 37°C로 유지되었다. 혈류량은 200 ml/min, 투석액 유량은 500 ml/min으로 유지되었을 때를 보여준다. 혈액 입구 단에서의 맥박압 (pulse pressure)은 C-PAK을 사용했을 때 375 mmHg이었고, AK95를 사용했을 때 64 mmHg로서 C-PAK이 311 mmHg 더 높은 맥박압을 생성시켰으며, 혈류량이 빨라지면서 맥박압의 차이가 더 크게 나는 것을 알 수 있었다. (그림 8)

체외 실험 I과 같이 순수 초여과율이 0이 되는 점을 찾았다. 그림 9는 C-PAK과 AK95에서의 시간에 따른 초여과와 역여과의 볼륨의 변화를 보여준다. 투석기를 통한 초여과와 역여과의 볼륨은 같으며, C-PAK을 사용했을 때, 초여과의 볼륨은 유량 100 ml/min 일 때 17.6787 ml/min에서 300 ml/min 일 때 34.4494 ml/min까지 변화를 보였고, AK95일 때, 초여과의 볼륨은 9.1085 ml/min에서 30.2417 ml/min까지 변화했다. 유량 변화에 따른 초여과와 역여과의 볼륨은 그림 10을 통해 나타내었고, 혈류량이 증가하면서 볼륨의 차이가 증가함을 알 수 있었다.

IV. 토 의

박동형 펌프와 롤러 펌프를 사용하여 투석기 내부의 국소적 위치에서 일어나는 초여과와 역초여과의 볼륨을 계산하였다. 박동형 펌프는 일회 배출량이 롤러 펌프에 비해서 크며, C-PAK을 박동형 펌프, AK95를 롤러 펌프로 칭하였지만, AK95의 경우도 C-PAK보다 맥박압이 월등히 작지만 맥박압이 존재하므로, 박동형의 성질을 가지고 있다고 말할 수 있다. 투석기라는 일정한 유동 저항을 가지는 시스템을 통한 압력강하는 유량에 종속되므로, 순간 유량이 높은 박동형 펌프에 의한 유동에서 더 높은 투석기 입구 단의 압력이 형성된다. 또한 박동형 펌프는 롤러 펌프에 비해서 같은 평균 유량 조건에서 더 높은 압력강하를 나타내며, 그로 인해 투석기 입구 단에 더 높은 평균압력을 생성하게 된다.

그림 6과 10에서 측정 시간 동안 유량에 따른 투석기 내부에서의 초여과 볼륨의 합과 역여과 볼륨의 합을 보여주고 있다. 체외 실험 I (증류수)과 II (소의 전혈)는 서로 다른 유체를 사용하였기 때문에 혈액에서 나타나는 점성에 의해 막간압에 영향을 주게 된다. 따라서 실험 I과 II를 같은 유량 조건에서 비교 하기가 어렵고, 비슷한 막간압의 조건일 때의 혈류량 조건을 찾아 비교해 보았다. 체외 실험 I에서 혈류량 400 ml/min 일 때를 비교해 보면, C-PAK의 초여과 볼륨은 22.3058 ml/min이며, AK95의 초여과 볼륨은 11.1850 ml/min으로 약 2배 커지는 효과를 보였다. 체외 실험 II에서 혈류량 200ml/min일 때를 비교해 보면, C-PAK의 초여과 볼륨은 31.1407 ml/min이며, AK95의 초여과 볼륨은 19.5683 ml/min으로 약 1.6배 커지는 효과를 보여주었다.

박동형 펌프를 다양한 방법의 혈액정화시스템에 적용하여 기존의 롤러펌프를 대체할 수 있을 만큼 생리적으로 안정된 혈류역학적 응답이 동물실험을 통해 검증되었다 [11-13]. 본 연구에서는 박동형 펌프를 고 유량 혈액투석 시스템에 적용함으로써 기존의 롤러펌프를 적용했을 때와 비교하여 대류에 의한 초여과량 효율을 증가시킴을 체외 실험을 통해 검증하였다. 과거의 연구를 보면, 초여과율과 청소율의 관계를 보았는데 초여과율이 높을수록 청소율이 높아진다는 것을 확인하였고[14], 초여과가 중간 분자(β -2 microglobulin, creatinine)제거 향상에도 좋다는 보고가 있었다[15,16].

본 연구의 한계는 투석 처방 시에 발생하는 삼투압이 정수압에 비해 월등히 작기 때문에 무시를 하였으나, 대류에 의해 체외로 수분이 빠지면서 삼투압이 막간 정수압에 영향을 주게 되면서 막간 정수압의 분포곡선이 선형이 아닌 비선형을 띄게 될 수 있다는 점과 본 실험에서 가정했던 포와젤 방정식은 정상 유동에서 성립된다는 점이다. 마지막으로는 독소의 경우 소분자의 경우는 확산에 의한 물질이동으로 제거가 쉬우며, 중분자의 경우는 대류에 의한 물질 이동으로 제거가 쉽게 되는 특성이 있지만, 확산과 대류에 의

한 물질이동을 현상적으로 구분해 낼 수는 없다는 것이다. 하지만, 본 연구의 결과를 통해 보였듯이, 초여과량이 박동형 펌프일 때 더 증가됨을 보였고, 간접적으로 박동형 펌프가 현재 임상에서 쓰이는 롤러펌프보다는 특히, 대류에 의한 중분자 독소 제거 효율에 향상이 될 것이라 예측할 수 있을 것이다.

V. 결론

본 연구에서 박동형 펌프는 더 높은 맥박압을 만들어 내기 때문에 미세한 박동류를 내는 롤러 펌프의 경우보다 더 큰 박동성을 가지며, 높은 막간압을 만들어 낼 수 있었다. 박동형 펌프인 C-PAK와 롤러 펌프인 AK95를 고 유량 혈액투석 시스템에 적용하여 필터 전·후단의 압력으로 국소적 막간 정수압의 분포를 예측하여 여러 계산으로부터 초여과와 역여과의 볼륨을 예측하였다. 박동형 펌프인 C-PAK를 사용하였을 때가 롤러 펌프인 AK 95를 사용하였을 때 보다 동일한 혈액유량조건에서 더 높은 초여과율을 생성하였으며, 간접적으로 대류에 의한 독소제거 효율이 박동형 펌프일 때 높을 것이라 예측할 수 있을 것이다.

참고문헌

- [1] John F. MAHER, *Replacement of Renal Function by Dialysis*, Holland, Nederland : Kluwer Academic Publishers, 2004, pp 300- 346.
- [2] Juan P. Bosch, Jay H. Stein, *Hemodialysis(High-Efficiency treatments)*, New York, USA: Churchill Livingstone Inc.,1993, pp 105-133.
- [3] Young-Suk Yoon, "Principle of Hemodialysis," *The Korean Society ofNephrology.*, vol. 7, no.3, pp. 1~7, 1988.
- [4] TM. Runge, JC. Briceno, ME. Sheller, et al,"Hemodialysis: evidence of enhanced molecular clearance and ultrafiltration volume by using pulsatile flow," *Int J Artif Organs.*, vol. 16, no. 9, pp. 645-52, 1993.
- [5] K.M. Lim, J.Y. Park, J.C. Lee, et al, "Quantitative Analysis of Pulsatile Flow Contribution to Ultrafiltration," *Artificial Organs*, accepted 18 Apr 2008.
- [6] K. Lee, J.H. Jeong, C.H. Mun, et al, "The effect of pulsatile flow on ultrafiltration : In-vitro study and comparison with roller pump," *J. Biomed. Eng. Res.*, vol. 26, no. 5, pp. 337-341, 2005.
- [7] C. Ronco, PM. Ghezzi, A. Brendolan, et al, "The haemodialysis system: basic mechanisms of water and solute transport in extracorporeal renal replacement therapies," *Nephrology Dialysis Transplantation.*, vol. 13, no. 13, pp.3-9, 1998.
- [8] C. Ronco, G. Orlandini, A. Brendolan, et al, "Enhancement of convective transport by internal filtration in a modified experimental hemodialyzer: technical note," *Kidney Int.*, vol. 54, no. 3, pp. 979-85, 1998.
- [9] M. Mineshima, I. Ishimori, K. Ishida, et al. "Effects of internal filtration on the solute removal efficiency of a dialyzer," *ASAIO Journal.*, vol. 46, no. 4, pp.456-460, 2000.
- [10] J.C. Lee, J. Chung, Y.R. Rho, et al, "Clinical applications and recent progress of therapeutic artificial organ using moving-actuator mechanisms," *International Journal of Applied Electromagnetics and Mechanics.*, vol.27, no. 3, pp. 205-214, 2008.
- [11] M. Ruperez, C. Sanchez, C. Garcia, et al. "Continuous venovenous renal replacement therapy using a pulsatile blood pump". *Pediatr Nephrol.*, vol. 18, pp. 29-32, 2003.
- [12] M. Ruperez, JL. Herce, C. Sanchez, et al. "Comparison of a tubular pulsatile pump and a volumetric pump for continuous venovenous renal replacement therapy in a pediatric animal model." *Asaio J.*, vol. 51, pp. 372-375, 2005.
- [13] JL. Herce, M. Ruperez, C. Sanchez, et al. "Continuous venovenous renal replacement therapy with a pulsatile tubular blood pump: analysis of efficacy parameters." *Artif Organs.*, vol. 30, pp. 64-69, 2006.
- [14] S. Troyanov, J. Cardinal, D. Geadah, et al. "Solute clearances during continuous venovenous haemofiltration at various ultrafiltration flow rates using Multiflow-100 and HF1000 filters." *Nephrology Dialysis Transplantation.*, vol. 18, pp. 961-966, 2003.
- [15] Z. Ricci, C. Ronco, A. Bachetoni, et al. "Solute removal during continuous renal replacement therapy in critically ill patients: convection versus diffusion." *Critical Care.*, vol. 10, pp. 1-7, 2006.
- [16] S. Brunet, M. Leblanc, D. Parent, et al. "Diffusive and convective solute clearances during continuous renal replacement therapy at various dialysate and ultrafiltration flow rates." *American Journal of Kidney Diseases.*, vol. 34, pp. 486-492, 1999.