

論文93-30B-11-6

인공신장투석여과기용 자동밸런스 장치의 설계

(Design of an Autobalancing System for Hemodiafiltration)

李秉采*, 李孝哲**, 李明鎬*

(Byung Chae Lee, Hyo Cheol Lee and Myoung Ho Lee)

要約

본 논문은 신부전증 환자의 혈액투석을 위해 사용되는 인공신장투석여과기용 자동밸런스장치의 설계에 관한 연구이다. 이 시스템은 혈액투석기에 손쉽게 부착하여 신장투석의 효율을 높이며 기존의 혈액투석방식에서 혈액투석여과방식으로의 전환이 용이하도록 하였다. 본 논문에서는 마이크로프로세서를 이용하여 모터제어, 온도제어, 경보장치 및 전자저울에 의한 측정기능을 갖는 자동밸런스장치를 설계, 제작하고 기존의 혈액투석기에 인터페이스하여 성능검사를 한 결과 만족할 만한 성능을 보였다.

Abstract

This paper is to design an autobalancing system based-on microprocessor for hemodiafiltration(HDF) system. The proposed system consist of motor control part, thermostatic control part, alarm system and electronic scale which are automatically controlled by microprocessor. Conventional hemodialysis system can not remove medium molecular articles but hemodialysis system with the proposed system can remove and infuse substitute to the patient. This system can be easily interfaced with any other conventional HD system. The results obtained from performance evaluation of the proposed system are suitable for clinical supporting system.

1. 서론

인공신장(artificial kidney)의 연구개발 역사는

상당히 오래되어 인체장기 중에서는 제일 먼저 실용화되었다. 1854년 Graham이 투석(dialysis)의 개념을 발견하고 1912년 Abel 에 의해 투석기법이 임상에 응용된 이래 인공신장은 신부전(renal failure) 치료에 있어서 가장 일반적인 치료법으로 인정되어 왔다. [1] 생체에서 신장의 기능은 (1)노폐물및 잉여수분의 제거, (2)혈액중의 전해질및 산염기 평형의 유지, (3)조혈에 작용하는 erythropoietin 생산, (4)승압에 작용하는 renin 생산및 (5)비타민의 활성화

* 正會員, 延世大學校 電氣工學科
(Dept. of Electrical Eng., Yonsei Univ.)
** 正會員, 金星社 映像미디어研究所
(Image & Media Lab., Goldstar Co., LTD.)
接受日字 : 1993年 1月 20日

기능등 이 있다. 이 중에서 인공신장은 (1)과 (2)의 기능을 비선택적인 물질제거로써 행하는 것이다.^[2] 인공신장은 인간의 신장과 완전히 동일한 기능을 수행할 수는 없고 단지 투석이라는 작용에 한정된다. 즉, 수분의 제거와 확산에 의해 전해질의 균형을 유지하고, 산염기 평형을 보정하며 혈액중의 불필요한 요소질소(BUN)나 크레아틴등의 노폐물을 제거한다.

인공장기중 인공신장기는 노폐물의 제거 원리가 비교적 간단하여 폭넓게 실용화되고 있다. 환자의 혈액으로부터 병의 원인이 되는 대사산물이나 이상물질을 제거하는 치료수단에 혈액정화법이 있다. 혈액정화법의 기본원리는 투석의 기본원리인 확산, 여과 및 흡착이다. 이전부터 가장 일반적으로 임상에서 실행되고 있는 혈액정화법은 반투막을 이용하여 확산과 한외여과를 통해 대사물질과 과잉의 수분을 제거하는 혈액투석(hemodialysis: HD) 이다. 그러나 각종의 새로운 막소재의 개발에 따라 혈액정화기의 발전이 눈부시고 노폐물 제거율의 향상에 의한 정화시간의 단축, 분자량이 천차만별인 유해물질의 효과적 제거가 가능하게 되었다.

현재 투석이외에 새롭게 등장한 혈액정화법으로는 혈액중의 수분을 용질과 함께 한외여과한 후 보충액을 공급해 주는 혈액여과(hemofiltration: HF), 막에 투석액을 흘리고 보충액을 넣으면서 한외여과와 투석을 동시에 행하는 혈액투석여과(hemodiafiltration: HDF)가 있으며 그밖에 혈장분리(plasmapheresis) 및 흡착제를 이용하는 직접혈액관류(direct hemoperfusion)등이 있다.^[3] 한편 HD에 의한 혈액정화는 중분자 이상의 물질제거가 곤란하고 불균형증상을 초래하기 때문에 HDF 방식에 많은 관심이 모아지고 있으며 한외여과 가능성이 높은 막소재의 개발에 의한 HDF 방식에 의한 혈액정화가 발달하게 되었다.

HDF 방식은 HD와는 달리 사용한 막의 분획분자량 이하의 용질을 거의 균등하게 제거 시킴으로 중분자량 독성물질의 제거량이 우수하며 시술시의 순환 동태안정, 당대사 기능의 개선등이 보고되고 있다.^[4] HDF 방식은 환자에게 있어 매우 가치있는 치료법임에도 불구하고 전체 투석환자의 2-3% 정도만이 사용되고 있는데, 그 원인은 첫째, 추가적인 보충액 사용 및 고정밀도의 기계사용등에서 기인하는 경제적인 이유와 둘째, HDF 시스템용의 새로운 high flux hemofilter가 필요하고, 투석과 혈액여과가 동시에 이루어져야 하며, 또 이에 상응하는 양의 보충액을 정확히 주입하는 장치가 필요하다. 따라서 본 연구에서는 기존에 사용되고 있는 혈액투석시스템에 손쉽게 부착하여 투석여과기로도 전환 사용이 용이하도록 하는 인공신장 투석여과기용 자동밸런스장치를 설계, 제작하고 모듈별 기계 성능검사와 동물실험을 통하여 임상에서의 기계적 성능 및 안정성을 검증하고자 한다.

II. 혈액투석시스템

혈액투석시스템은 그림 1과 같이 각 모듈을 총체적으로 제어하고 혈액투석시스템의 두뇌역할을 하는 구동부, 모드입력부, 시스템의 경보를 감시하는 감시장치, 투석액을 공급하는 투석액공급장치, 투석액을 가온시켜주는 히터제어부, 투석액을 회석시켜주는 회석부, 시스템의 현재상황을 볼 수 있는 디스플레이부, 한외여과 제어부로 구성되어 있다.

혈액투석시스템의 배관구조는 그림 2와 같다. 이와 같은 기존의 혈액투석시스템에 본 연구에서 제안한 자동밸런스장치를 인터페이스 시킴으로써 투석기(dialyzer), 여과기(hemofilter) 및 투석여과기(hemodiafilter)의 어떠한 방식으로든 이용 할 수

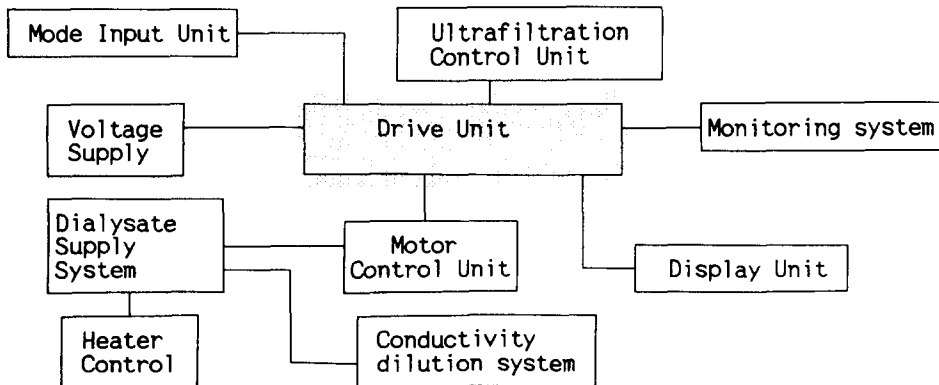


그림 1. 혈액투석시스템의 블럭선도

Fig. 1. Block diagram of HD system.

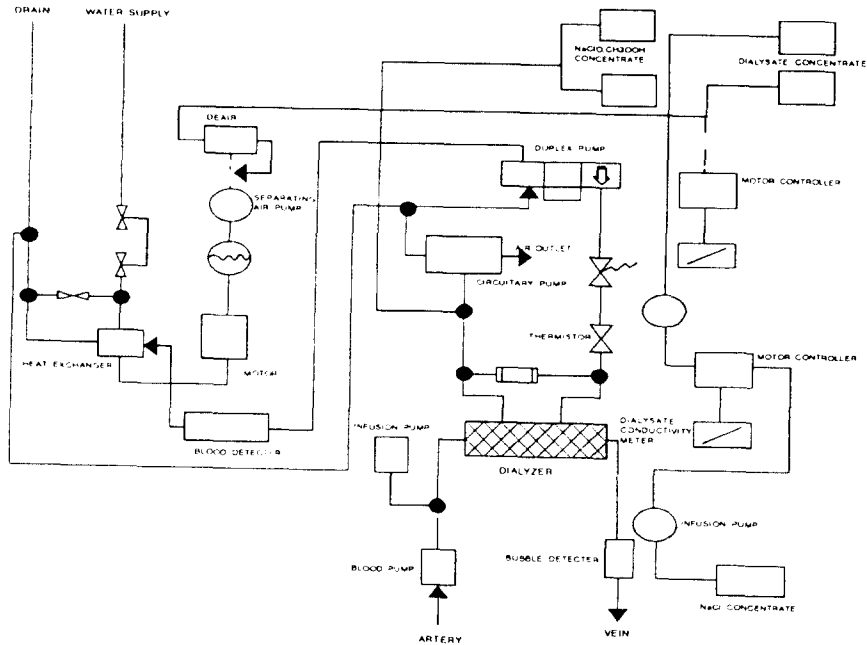


그림 2. 혈액투석시스템의 배관구조

Fig. 2. Piping structure of HD system.

있는 기계장치를 구성하였다.

Ⅲ. 자동밸런스 장치의 설계

기존의 혈액투석시스템은 투석 이외에 환자의 상태에 따라 강제적으로 외부에서 압력을 걸어 압력차에 의한 한외여과를 실시하는데, 이러한 한외여과를 통해 중분자량 이상인 수분등의 노폐물이 제거된다. 그러나 한외여과시에 체내의 중요한 물질들이 함께 제거 되는 경우도 발생하므로, 환자에게 필요한 양의 보충액을 주입해야 한다. 자동밸런스장치는 한외여과량을 설정, 조정하여 한외여과를 하도록 하며 이와 동시에 한외여과된 노폐물량을 정확히 측정하여 이에 상응하는 양의 보충액을 환자에게 주입하는 장치이다.

2장에서 기술한 바와 같이 혈액투석법에 필요로 하는 기계적장치에는 기본적으로 갖추어야 할 각종 센서를 이용한 안전장치이외에 투석액 공급장치와 한외여과장치가 있어야 한다. 혈액여과법에서는 한외여과 장치 대신에 보충액 공급장치가 필요하며, 혈액투석여과법에서는 한외여과장치 및 보충액 공급장치가 모두 필요하게 된다. 또한 투석기를 사용하는 혈액투석법이 한외여과를 최대 2 l/h 정도 이상을 필요로 하지 않는데 반하여 혈액투석여과방식은 확산과 대류를 동시에 실시하기 때문에 한외여과 속도가 훨씬 빨라야 한다.

본 연구에서 제안한 자동밸런스장치는 기존의 혈액

투석시스템에 손쉽게 장착하여 투석기, 여과기, 투석여과기의 성능과 보충액, 투석액의 성분에 알맞는 파라미터를 설정함으로써 혈액투석, 혈액여과, 혈액투석여과방식 모두를 운용할 수 있도록 설계하였다. 제안된 시스템은 최대 4 l/h의 속도로 한외여과를 할 수 있고 동시에 모드 설정에 따라 한외여과량과 동일한 양 또는 설정량 만큼의 보충액을 자동으로 공급해 줄 수 있으며 LCD, 키보드등의 사용으로 사용자가 손쉽게 작동할 수 있도록 하였다. 그림 3은 본 논문에서 설계한 자동밸런스 장치의 혈액회로이다.

1. 하드웨어의 설계

그림 4는 본 논문에서 설계한 자동밸런스 장치의 구성도이다.

(1) 키보드(입력단) 자동밸런스 장치에서 사용하는 키보드는 18 개로 하고 크게 숫자 입력 키와 모드 키로 구성 된다. 숫자 입력 키는 0 - 9와, C (cancel) 이며, mode, stop, start, information 키가 설정 된다. 자동밸런스 장치 동작에 관한 모든 파라미터는 키보드를 통해서 입력된다.

(2) 전체 시스템 제어부 전체 시스템의 제어는 인텔사의 8752 마이크로 콘트롤러를 사용하였다. 보충액 펌프제어용 8751 마이크로 콘트롤러와는 듀얼헤더(dual header)를 이용하여 인터페이싱 하였고 전자자율제어용 8751 마이크로 콘트롤러와는 시리얼로

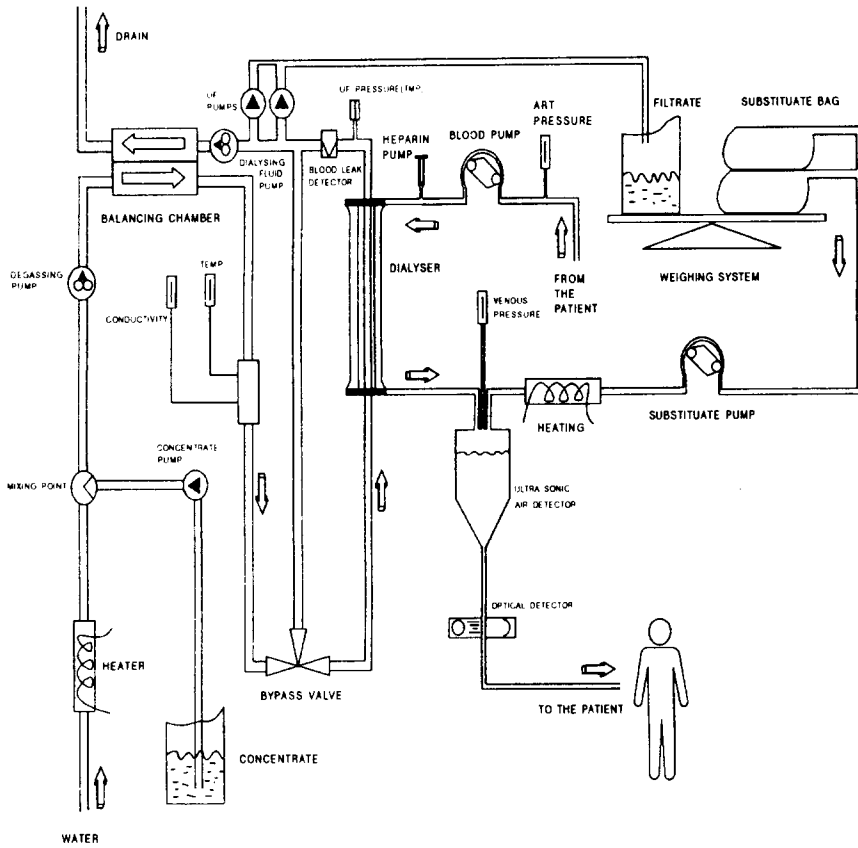


그림 3. 제안된 자동밸런스 장치의 혈액회로

Fig. 3. Blood circuit of the proposed autobalancing system.

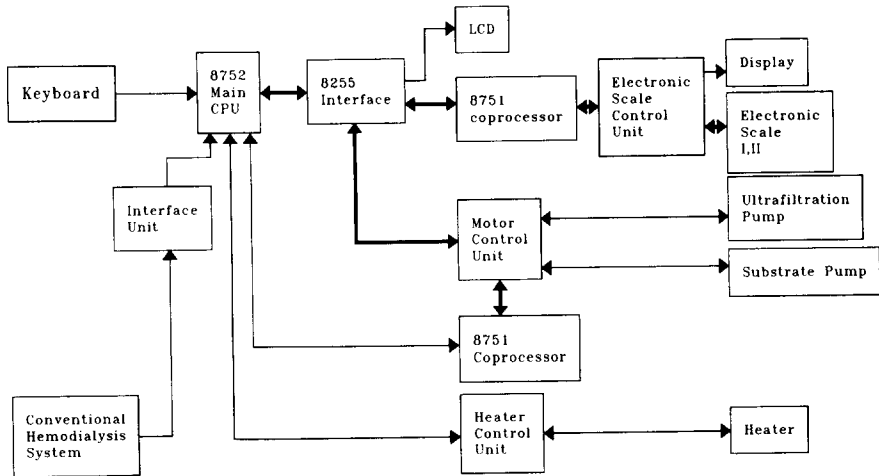


그림 4. 제안된 자동밸런스 장치의 블록선도

Fig. 4. Block diagram of the proposed autobalancing system.

데이터를 교환하도록 설계하였다.

8752(8751)은 총 32 비트의 입력 및 출력 포트로

구성되어 있으며 전체제어용 8752는 8255 인터페이스를 사용하여 입력력 포트를 확장하였다.

혈액투석시스템 또는 자동밸런스장치에 에러가 발생한 경우에는 신호를 각 포트에 받아들여 타이머 인터럽트를 통해 2 msec 마다 검색하게 하였다. 에러 발생시 즉시 동작을 멈추고 에러가 제거된 후 다시 동작하도록 하였다. 8751에 하드웨어 리셋키를 설정하였고, 8255는 각각 LCD 모듈, 보충액 펌프제어용 8751, 8253으로 연결되어 있다. 전자저울 제어용 8751과는 9,600 보오드레이트(baud rate)로 메인 프로세서인 8752와 통신 하도록 설계 하였다.

(3) LCD

LCD 디스플레이는 HD44780A 타입을 사용하였고, 8752 마이크로콘트롤러가 제어한다. 총 16 글자가 두 라인에 표시 된다. LCD는 자동밸런스 장치의 한외여과및 보충액 주입등의 파라미터 설정에 관한 안내 사항을 출력하여 키보드를 통해 각종 파라미터를 입력하도록 하며, 현재의 동작 정보등을 사용자에게 알려주는 역할을 한다.

(4) 전자저울 모듈

로드셀에 압력이 가해지면 그것은 저항의 변화를 의미하고 이 저항의 변화에 의해 전압이 변하므로 이 값의 변화를 읽어서 주어진 데이터값에 따라 무게를 계산하게 된다. 한외여과량과 보충액량 그리고 환자에게 주입된 보충액이 전자저울로 측정및 계산 된다. 전자저울의 스케일은 0 - 10 Kg 이며 0.01 Kg 단위로 표시 되도록 설계 하였다.

(5) 모터제어

본 연구에서는 마이크로 콘트롤러와의 접속이 용이하며 디지털 신호로 제어 가능한 스테핑 모터를 사용하였고, 펌프의 속도는 Frequency counter divider인 8253을 이용하여 제어하였다. 한외여과용 펌프의 모터와 보충액 주입펌프 모터의 초기 속도는 처리시간과 총 처리량을 입력하여 설정한다. 펌프 속도를 제어하기 위한 주파수가 결정되면, 1-2 상의 여자방식으로 8713에서 신호를 발생시켜 다알링톤 트랜지스터 어레이(darlington TR array)에 의해 모터를 구동하였다.

2. 운영알고리즘

그림 5는 본 연구에서 설계한 자동밸런스 장치의 운영알고리즘의 흐름도를 나타낸 것으로 동작의 진행 과정은 다음과 같다.

- (1) 자동밸런스 장치의 전원을 공급하면 HD의 현재 동작모드를 읽는다. 만약 HD가 세정이나 소독모드이면 자동밸런스 장치역시 세정모드가 된다.
- (2) 세정모드가 끝나거나 HD가 세정모드 상태가 아닐 때에는 캐니스터를 준비하라는 메시지를 출력 한다.
- (3) 저울에 있는 스위치를 눌러서 저울의 무게를 0 점 조정한다.

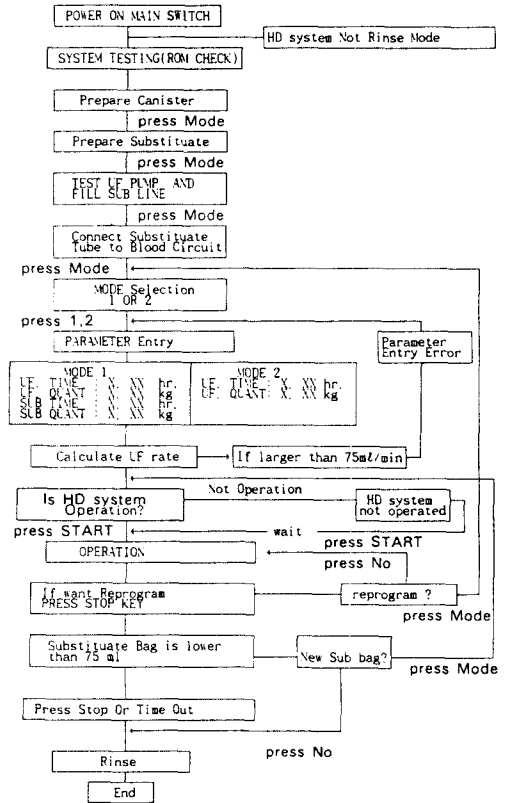


그림 5. 제안된 자동밸런스 장치의 운영알고리즘
Fig. 5. Operating algorithms of the proposed autobalancing system.

- (4) 보충액을 준비하라는 메시지가 출력된다.
 - (5) 모드키를 눌러 설정 모드를 결정한다.
- 자동밸런스 장치의 설정모드 1은 한외여과량과 보충액량이 동일하도록 설정해 주는 모드이고, 모드 2는 한외여과량과 보충액량을 각기 따로 설정하여 주는 모드이다. 통상 혈액투석여과방식 동작에서는 한외여과량과 동일한 양의 보충액을 공급하여야 하므로 모드 1을 사용한다. 한편 본 시스템을 혈액투석여과방식 이외에 혈액투석방식이나 혈액여과방식으로 전환 사용할 경우 한외 여과량과 보충액량을 따로 설정해야 하므로 이때에는 모드 2가 사용 된다.
- (6) "start" 키를 누르면 동작이 시작된다. 자동밸런스 장치는 HD가 투석상태에 있을 경우에만 동작하도록 설계하였다. 그러므로 세정이나 소독, 액치환모드에서는 동작하지 않는다.
 - (7) 혈액투석시스템에서 경보가 울리면 자동밸런스 장치도 그 즉시 동작을 멈춘다. 경보가 제거되면 그 즉시 동작이 시작된다. 일반적으로 혈액투석시스템에

는 7 가지의 정보가 있는데 이 모든 정보에 대해서 자동밸런스장치가 응답한다.

(8) 1 분마다 전자저울을 체크하여 저울의 보충액이 75 ml 이하가 남아있는 경우 동작을 멈추도록 하였다. 그리고 이를 시정한 다음 start 키를 누르면 전자저울의 보충액의 남은 양을 확인한 후 75 ml 이상인 경우 다시 동작한다.

(9) 입력된 시간의 처리는 1 분마다 인터럽트를 요구함으로써 정확한 시간을 측정하도록 하였다. 입력된 처리시간은 정보나 기타 에러등이 발생되어서 동작되지 않는 시간을 빼고 계산 되어 처리가 끝나면 다시 프로그램 할 것 인지를 물어본다.

(10) 치료를 계속하려면 모드 키를 누르고, 끝내려면 stop 키를 누른다.

(11) 자동밸런스 장치는 동작이 끝났는데 혈액투석시스템이 계속 동작중에 있으면 동작이 끝날 때까지 기다렸다가 끝나면 세정할 것 인지를 물어본다. 세정을 하려면 모드 키를 누르고 그렇지 않으면 stop 키를 누른다. 혈액투석시스템이 세정이나 소독모드가 끝나게 되면 자동밸런스 장치도 모든 동작이 끝나게 된다.

3. 혈액투석시스템과의 인터페이싱

Rinse, sterization, fluid replace, operation, gas purge, power off, alarm 이상 7개의 신장투석시스템의 핵심정보를 자동밸런스 장치와 상호 정보교환이 이루어 지도록 인터페이스부를 제작하였다.

위의 각종 기능은 거의 모든 혈액투석시스템에 공통된 사항이므로 다른 혈액투석시스템에도 사용할 수 있다. 표 1은 혈액투석시스템과 자동밸런스 장치와의 인터페이스 사항을 나타내었다.

표 1. 혈액투석시스템과 자동밸런스장치와의 인터페이스

Table 1. Interfacing of HD system and autobalancing system.

HD system	autobalancing system
rinse	rinse mode (only UF Pump)
sterilize	sterilize mode (only UF Pump)
fluid Replace	priming (UF Pump, Sub Pump)
operation	operation Mode
gas Purge	priming
power Off	all operation stop (exception heater)
alarm	all operation stop (buzzer and alarm lamp operation)

IV. 실험 및 결과고찰

1. 실험

본 논문에서 설계한 운영 알고리즘을 MCS 51 어셈블리어로 프로그래밍하고 설계한 회로도를 토대로 모듈별로 소프트웨어 및 하드웨어 실험을 거친 후에 PCB제작을 하였다. 그리고 (주) 녹십자 의료공업의 제작실에서 혈액투석시스템인 GSD 100을 본체로 하여 본 논문에서 설계한 자동밸런스 시스템을 인터페이싱하여 5 차례에 걸쳐 모듈별 기계성능실험을 실시하였다. 또한 임상에서의 기계적 성능 및 안정성을 검증하기 위해 한양대학교 부속병원에서 체중 30Kg 의 염소(가)를 대상으로 총 10회의 동물실험을 실시하였다.

그림 6은 본 논문에서 제작한 자동밸런스 장치의 외관이고 그림 7은 혈액투석시스템과 인터페이싱한 전체실험 장치를 나타낸 것이다.

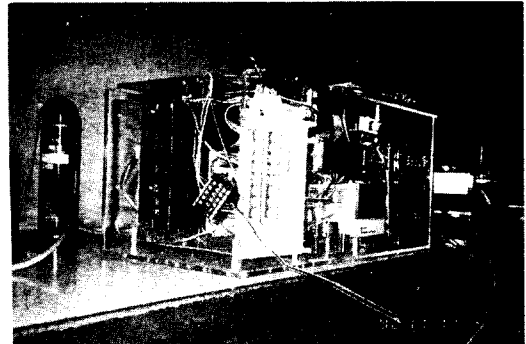


그림 6. 자동밸런스 장치의 외관
Fig. 6. Outline of autobalancing system.

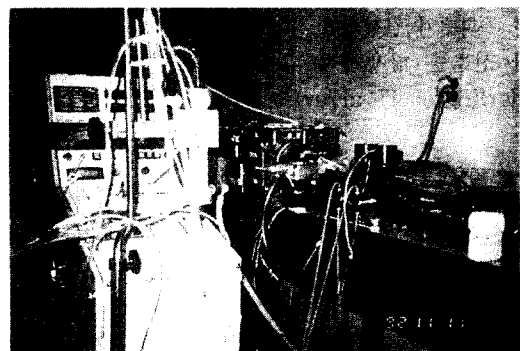


그림 7. 혈액투석시스템에 인터페이싱한 자동밸런스 장치
Fig. 7. Autobalancing system interfaced with HD system.

2. 결과고찰

(1) 경보장치실험

GSD-100 모델에서는 경보가 모두 7 가지가 있으며 이 각각의 경보에 대하여 실험하였다. 표 2는 혈액 투석시스템 본체에서 경보 및 운전이상시 자동 밸런스장치의 응답을 나타낸다.

표 2. 혈액투석시스템 경보에 대한 자동밸런스 장치의 응답

Table 2. Responses of autobalancing system for alarm of HD system.

GSD-100(혈액 투석시스템)	autobalancing 시스템
누혈(blood leak)	경보모드 (alarm lamp ON)
급수압(water pressure)	경보모드 (alarm lamp ON)
정맥압(venous pressure)	경보모드 (alarm lamp ON)
투석액압(dialysate pressure)	경보모드 (alarm lamp ON)
농도(concentrate)	경보모드 (alarm lamp ON)
과온도(temperature)	경보모드 (alarm lamp ON)
기포(bubble detect)	경보모드 (alarm lamp ON)

(2) 온도조절장치

보충액 온도조절장치의 설정온도를 36-40℃의 범위의 일정한 점에 설정한 후 통상 사용상태로 운전한 후 감시 장치 출구의 보충액의 온도를 열전온도계법으로 측정하였다. 설정온도를 37℃로 설정하였을 때 1 시간 투석운전 후의 측정온도는 37.2℃ 였다. 이는 검사 기준의 ±0.8℃ 보다 작은 수치였다.

(3) 보충액 주입 펌프 주입속도

주입량 설정치를 시간당 4l로 하여 1 시간 투석운

표 3. 보충액 펌프의 주입속도 실험

Table 3. Experiments of substitute pump infusion speed.

1차 실험	2차 실험	3차 실험	4차 실험	5차 실험
3,980ml	3,970ml	3,980ml	3,990ml	3,980ml

표 4. 한외여과 펌프의 주입속도 실험

Table 4. Experiment of ultrafiltration pump speed.

1차 실험	2차 실험	3차 실험	4차 실험	5차 실험
3,970ml	3,980ml	4,000ml	4,010ml	3,990ml

전하였을 때 보충액 주입펌프와 한외여과 펌프의 주입량 성능실험결과 표 5.2, 표5.3과 같은 결과를 얻어 시험검사기준인 시간당 ±30ml 오차보다 적은 각각 ±15ml와 ±12ml의 오차를 보여 성능이 우수함을 입증하였다.

(4) 전자저울

전자저울은 1/20000 g의 정확도를 갖고 있었다. 초기에 세팅만 정확히 해주면 그 값은 거의 오차를 측정할 수 없을 만큼 정확하였다.

(5) 동물실험에서의 기계성능 및 안정성

염소의 경정맥에 catheter를 꼽고 그 끝이 심장가 사이에 이르게하였고 high flux hemofilter로는 Nipro사의 cellulose triacetate막인 FB110U와 KIST의 regenerated cellulose막, RC 400A와 polysulfon막의 filter를 사용하였다. 투석액과 보충액은 녹십자의료공업에서 제작한 제품을 사용하였으며 혈액순환량 100ml/min, 투석액은 500ml/min, 한외여과량은 20ml/min으로 하였고 보충액치환량도 모드 1(자동보충작용)을 설정하여 같은 양이 주입되게 하였다. 실험중 염소의 체온, 혈압, 심전도등을 계속 모니터하였다. 실험은 총 10회, 매회 3-15분간 실시하였는데 5일간에 걸쳐 매회 3시간씩 가동하는 동안 아무런 기계적 지장없이 실험을 수행할 수 있었으며, 인터페이스한 기존의 혈액투석시스템에 아무런 무리가 없었다. 초기 설정치 대로 정확히 한외여과가 되었고 보충액의 온도는 37℃를 잘 유지하였으며, 보충액의 공급량은 평균 4.69%의 오차를 보였는데 이는 매우 정확하다고 할수 있다. 또한 모니터상의 수액량, 온도 및 각종 정보들이 정확히 표시되었다. 혈액투석시스템에서 이상 발생시에는 자동밸런스장치에서 즉시 경보가 발생하고 동작이 멈추어져서 필요한 조치를 취할 수 있도록 하였다. 동물의 맥박과 혈압은 마취의 깊이, 체혈량등으로 인해 변동이 있었으나 기계장치에 의한 어떠한 문제도 발생하지 않았다.

V. 결론

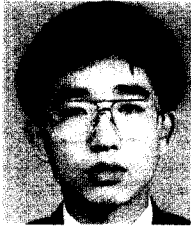
본 논문은 기존의 혈액투석시스템에 손쉽게 장착하여 혈액투석, 혈액여과 및 혈액투석여과의 어떠한 방식으로 사용할 수 있도록 하는 자동밸런스장치의 설계에 관한 연구이다. 본 논문에서는 마이크로프로세서를 이용하여 모터제어, 온도제어, 경보장치 및 전자저울에 의한 측정기능을 갖는 자동밸런스장치를 설계, 제작하고 기존의 혈액투석기에 인터페이스하여 기계성능검사 및 동물실험을 실시한 결과, 다음과 같은 결론을 얻었다.

- 1) 각 부분 별 성능검사 결과 경보장치, 온도조절부, 한외여과부, 보충액주입부, 전자저울부등 각각 인공신장투석기 검사기준에 맞는 우수한 성능을 보였다.
 - 2) 기존의 혈액투석시스템에서 제거하지 못하는 중분자량 이상의 노폐물을 제거하며 이에 따라 손실되는 체내 대사물질을 설정된 양만큼 정확하게 보충이 가능한 혈액투석여과작용을 할 수 있게 되었다.
 - 3) 기존의 혈액투석시스템에 전체적인 기계조작없이 인터페이스하여 혈액투석여과시스템으로도 전환사용이 가능케 되었다.
 - 4) 마이크로프로세서에 의한 제어와 LCD 에 의한 정보제공방식으로 사용자가 손쉽게 조작할 수 있게 되었다.
 - 5) 제한한 시스템의 제어를 동작부분별 모듈로 설계함으로써 고장수리시 편리와 경제성을 고려하였다.
 - 6) 동물실험 결과, 임상이가 만족할 만한 안전성과 정확성을 보였으며 시스템 인터페이스에 의한 어떠한 문제도 발생하지 않았다.
- 앞으로의 연구과제는 본 연구를 토대로 하여 새로운 형태의 혈액투석여과 시스템을 개발하는 것이다.

參 考 文 獻

- [1] F.M. Davson and J.F.Masher. Replacement of Renal Function by Dialysis. M.Nijhoff Publishers, 1983
- [2] 稱生 等, 人工臟器, 南江堂, 1982
- [3] Maciej Nalecz. Control Aspects of Biomedical Engineering. Pergamon Press, 1987.
- [4] 大田和夫 等, 腎 透析, 南江堂, 1977
- [5] M. Kai, M. Maekawa, "Synthetic membranes." ACS Symposium Series, II, pp. 154-155, 1981.
- [6] L. W. Henderson, E. A. Quellhorst, C. A. Baldamaus, M. J. Lysaght, Hemofiltration, Springer-Verlag, 1986.
- [7] George W. Gorsline : Assembly and Assemblers. Prentice-Hall, 1988.
- [8] Ted J. Biggerstaff : System Software Tools. Prentice-Hall, 1986.
- [9] Michael Tischer : PC System Programming for developers. Abacus, 1988.
- [10] 나종래, 문세홍: 인텔 8051 구조와 설계응용. Ohm사, 1992.
- [11] 편집부: 스테핑 모터의 활용 기술. 세운, 1985.
- [12] Willis J. Tompkins John G. Webster, Interfacing sensors to the IBM PC. Prentice Hall, 1992.
- [13] Barry B. Brey, Microprocessors and peripherals, Merril INC., 1990.
- [14] Arthur Gill, Edward Corward Corwin, Antonette Logar, Assembly Language Programming For The 8051, Prentice-Hall, 1987.
- [15] John P. Hayes, Computer Architecture and Organization, McGraw-Hill Book Company, 1988.
- [16] Maciej Nalecz, Control Aspects of Biomedical Engineering, Pergamon Press, 1987.
- [17] E.G. Lowrie, et. al., "Protocol for the National Cooperative Diaysis Study", Kidney int., Vol. 23, Suppl. 13, pp. s-11-s-18, 1983

著 者 紹 介



李 乘 采(正會員)

1964年 10月 10日生. 1987年 2月 연세대학교 전기공학과 졸업(공학사). 1989年 2月 연세대학교 대학원 전기공학과 졸업(공학석사). 현재 연세대학교 대학원 전기공학과 박사과정 수료. 주관심 분야는 카오스 이론, 신호처리, 의용계측제어 시스템 등임.



李 孝 哲(正會員)

1969年 1月 13日生. 1991年 2月 연세대학교 전기공학과 졸업(공학사). 1993年 2月 연세대학교 대학원 전기공학과 졸업(공학석사). 현재 금성사 영상미디어연구소 연구원. 주관심 분야는 마이크로프로세서 응용, 영상처리 등임.

李 明 鎬(正會員) 第 30卷 B編 第 6 號 參照

현재 연세대학교 전기공학과 교수