

## 인공신장투석기용 Autobalancing system의 설계

°이 효 철, 이 병 채, 김 용 석, 김 종 명, 이 명 호  
연세대학교 전기공학과

### Design of autobalancing system for HD system using Microprocessor

°Hyocheol Lee, Byungchae Lee, Eungsuk Kim, Jongmyoung Kim,  
Myoungho Lee

Dept. of Electrical Eng. Yonsei Univ.

#### - Abstract -

The object of this research is to develop the autobalancing system based-on microprocessor for hemodiafiltration(HDF). The results obtained from the proposed system are as follows:

(1) Conventional HD system is not proper for removal medium molecular articles but HDF is proper when this autobalancing system is interfaced.

(2) we can get more exact information than conventional HD system using electronic balancemeter.

#### 1. 서론

인공신장의 연구개발의 역사는 상당히 오래되어 인체장기 중에서는 제일 먼저 실용화되었다.

인공신장투석기는 인간의 신장과 완전히 동일한 기능을 하는것이 아니라 투석(dialysis)작용에 한정된다. 그래서 수분의 제거, 확산의 기능에 따라 전해질의 균형을 유지하고 산염기 평형을 보정하고 혈액중의 불필요한 노폐물을 제거하는 것이 오늘날의 인공신장의 기능이다.

인공신장에는 투석(dialysis), 여과(filtration), 흡착(absorption)의 3 가지 방식이 있으며 원리면에서 다소 차이가 있다.

본 논문에서 제작한 방식의 혈액여과법은 투석과 달리 농도차가 아닌 압력차에 의해 혈액중의 각 성분을 수분과 함께 제거하고 여과된 여과액 동량 혹은 그 이하와 치환액에서 연속적으로 치환하여 혈액을 정화하는 방법이다. 따라서 분자에 의한 투과성, 결국 확산의 영향을 강하게 받고있는 투석법에 기초한 혈액투석(HemoDialysis, HD)시스템보다 비교하여 중분자량 제거가 우월하고 동시에 저분자량 인 전해질의 완전한 보정에 의해 급격한 침투압변화가 나

타나지 않는등 장기투석에 있어서 문제가 되고 있다. 이러한 인공신장시스템은 국내에서는 전량 수입에 의존하고 있다. 본 논문에서는 기존의 여러 시스템의 문제점을 보완한 인공신장투석여과기를 국산화 개발하기 위해 일차적으로 현재 많이 사용하고 있는 어떠한 혈액투석기에도 손쉽게 부착하여 혈액투석여과기로도 사용할 수 있도록 하는 인공신장투석여과기용 자동밸런스장치를 개발하였다.

#### 2. 인공신장 투석시스템의 구성

HD 시스템은 그림 2.1 과 같이 투석기와 투석액을 보내는 투석액 공급장치, 시스템전체의 기능을 볼 수 있는 감시장치, 한외여과량 셋팅 입력부, 각 모드입력부로 구성 되어 있다.

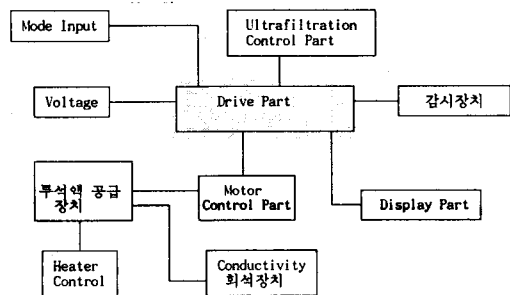


그림 2.1 HD 시스템의 구성

Fig. 2.1 Block diagram of HD system

#### 3. 자동밸런스장치의 설계

##### 3.1 자동밸런스장치의 개요

기존의 HD 시스템에서는 투석이외에 환자의 상태에 따라 강제적으로 외부에서 압력을 걸어 압력차에 의한 한외여과(ultrafiltration)를 실시하는데 이러한 한외여과를 통해 중분자량 이상의 수분등의 노폐물이 제거된다. 그러

나 한외여과시 체내에 필요한 중요한 물질들이 함께 제거 되는 경우도 발생하므로 필요한 양의 보충액을 환자에게 주입해야 한다. 자동밸런스장치는 한외여과량을 설정, 조정하여 강제적인 한외여과를 시키며 한외여과된 노폐물양을 정확히 계측하여 임상의의 처방에 따른 정확한 양의 보충액을 환자에게 주입하는 장치이다.

그림 3.1 은 기존의 HD 시스템에 부착하여 사용하게 될 자동밸런스장치의 혈액회로(Blood Circuit)이다.

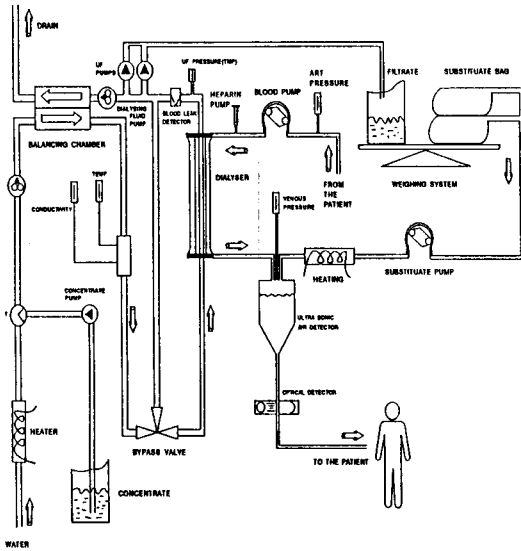


그림 3.1 자동밸런스장치의 혈액회로  
Fig. 3.1 Blood circuit of autobalancing system

3.2 하드웨어 설계

그림 3.2는 본 논문에서 설계한 하드웨어 시스템이다.

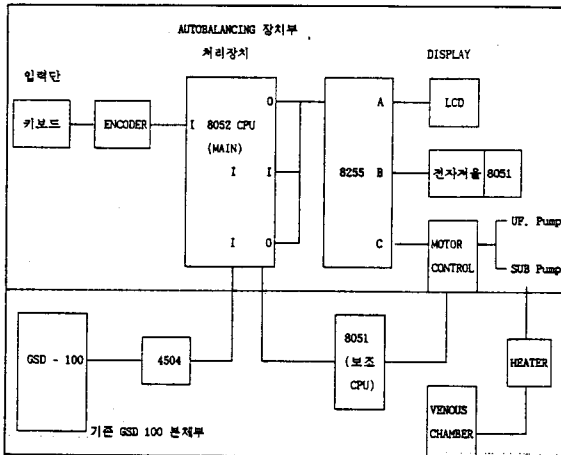


그림 3.2 전체시스템의 구성도  
Fig. 3.2 Block diagram of overall system

3.3 운영알고리즘

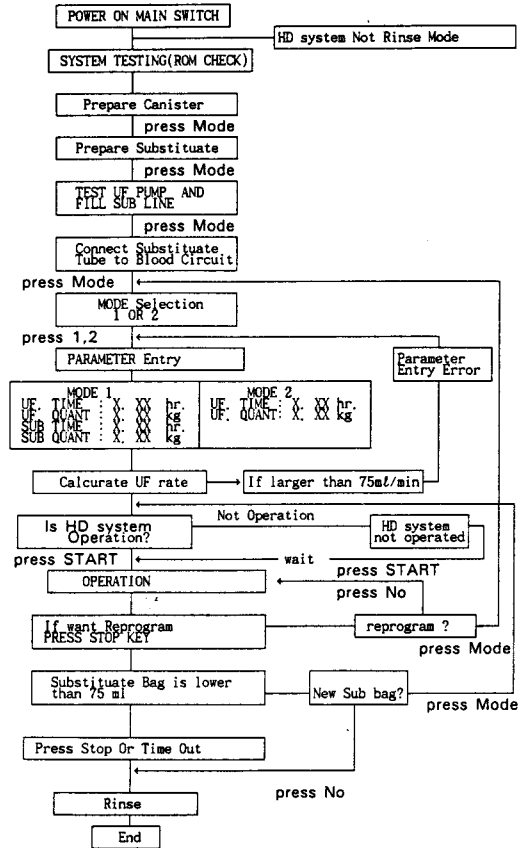


그림 3.3 자동밸런스장치의 운영알고리즘  
Fig. 3.3 The flow chart of system operating

표 3.1 HD 시스템과 자동밸런스장치와의 인터페이스  
Table 3.1 Interfacing of HD system and autobalancing system

HD 시스템	자동밸런스 장치
Rinse	Rinse Mode ( UF Pump 만 동작 )
Sterilize	Sterilize Mode ( UF Pump 만 동작 )
Fluid Replace	프라이밍 ( UF Pump, Sub Pump 동작 )
Operation	Operation Mode
Gas Purge	프라이밍
Power Off	모든 동작 정지 ( Heater 제외 )
경보	모든 동작 정지 경보상태 ( 부저와 경보등 작동 )

3.4. HD 시스템과 자동밸런스 장치와의 인터페이스

표 3.1 과 같이 HD 시스템의 기능에 맞도록 자동밸런스 시스템을 설계하였다. HD 시스템의 각종 기능은 거의 모든 HD 시스템에 공통된 사항이므로 본 논문에서는 GSD 100 시스템을 선택하여 인터페이스하였지만 모든 HD 시스템에 맞도록 자동밸런스장치를 설계하였다.

4. 실험 및 결과고찰

본 논문에서 설계,제작한 자동밸런스장치의 성능검사를 위해 녹십자 의료공업 주식회사의 의로기기제작실에서 동사의 HD 시스템인 GSD 100 을 본체로 하여 자동밸런스 장치를 인터페이스하여 5 차례에 걸쳐 성능실험을 행하였다.

4.1 경보장치의 성능검사

표 4.1 HD 시스템 경보에 대한 자동밸런스 장치의 응답  
Table 4.1 Response of autobalancing system for alarm of HD system

GSD-100 (HD 시스템)	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 )

4.2 온도조절장치의 성능검사

보충액 온도조절장치의 설정온도를 36 - 40 ℃ 의 범위의 일정한 점에 설정한 후 통상 사용상태로 운전한 후 감시장치 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.

4.3 주입량 검사

주입량 설정치를 시간당 4 l 로 하여 1 시간 투석운전하였을 때 보충액 주입펌프와 한외여과 펌프의 주입량 성능 실험결과 표4.2,표4.3과 같은 결과를 얻어 시험검사기준인 시간당 ± 30ml 오차보다 적은 각각 ± 15ml와 ± 12ml의 오차를 보여 성능이 우수함을 입증하였다.

표 4.2 보여 펌프의 주입속도 실험

Table 4.2 Experiment of substitute pump speed

1 차 실험	2 차 실험	3 차 실험	4 차 실험	5 차 실험
3,980 ml	3,990 ml	4,000 ml	3,975 ml	3,980 ml

표 4.3 한외여과 펌프의 속도 실험

Table 4.3 Experiment of ultrafiltration pump speed

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

4.4 전자저울의 성능검사

전자저울은 1/2,000 g 의 정확도를 갖고 있었다. 초기에 셋팅만 정확히 해주면 그 값은 거의 오차를 측정할 수 없을 만큼 정확하였다.

4.5 종합적인 성능시험

그림에 기존의 GSD 100 시스템인 HD 시스템과 이 HD 시스템에서 가능한 HF 작용과 본 논문에서 제작한 HDF 시스템과의 성능 비교이다. 분자량에 따른 청소율 (clearance)의 비교인데 분자량 범위가 60 - 13000 인 용질로 측정된 청소율은 HDF 시스템이 HD 시스템보다 훨씬 높고 HF 보다 여과속도는 2 배이상 크고 분자량이 inulin ( M.W. 5,200 ) 이하에서는 청소율이 HF 에 비해 높게 측정되었다.

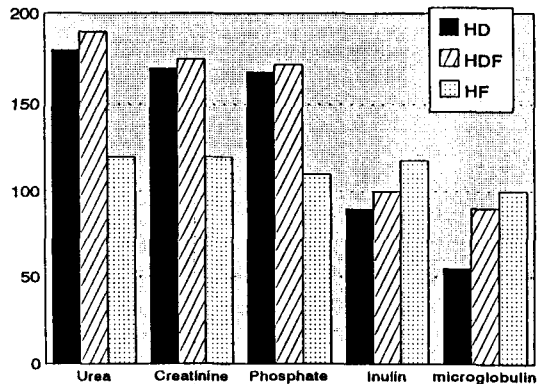


그림 4.1 HD, HF, HDF 시스템의 청소율의 비교

Fig. 4.1 Comparison of Clearance for HD, HF, HDF systems

5. 결론

본 논문에서 제시한 알고리즘과 회로설계에 의해 제작된 자동밸런스 장치를 국산화 개발하여 다음과 같은 점이 개선 보완되었다.

- 1) 기존의 HD 시스템에서는 중분자 물질의 제거가 용이하

지 않았으나 자동밸런스 장치를 장착하면 증분자 물질의 제거가 용이한 HDF 작용을 하게 된다.

2) 모든 컨트롤을 마이크로프로세서로 하였기 때문에 기존의 스위치를 사용하는 시스템보다 더 편리하고 한 눈에 알아보기 쉽게 하였다.

3) 전자저울을 이용하여 기존의 시스템에서보다 한외여과액이나 보충액에 관한 정확한 정보를 얻을 수 있다.

본 논문에서 제작한 자동밸런스 장치는 단지 녹십자의료공업의 GSD 100 모델뿐 아니라 어떤 HD 시스템에도 인터페이스가 용이하며 각종 동작 메시지를 LCD 로 출력함으로써 초보자인 오퍼레이터라도 손쉽게 동작시킬수 있도록 하였다.

#### 참고문헌

- 1) L.W. Henderson, C. Ford, C. K. Colton, L. W. Bluemle, H. J. Bixler, Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs, pp.16-107, 1970
- 2) E. Quellhorst, J. Rieger, B. Dohr, H. Beckmann, I. Jacob, pp. 13-314, 1976
- 3) M. Kai, M. Maekawa, "Synthetic membranes," ACS Symposium Series, II, pp. 154, 1981
- 4) L. W. Henderson, E. A. Quellhorst, C. A. Baldamaus, M. J. Lysaght, "Hemofiltration," Springer - Verlag, (1986)
- 5) Hakim R, Biocompatibility issues in haemodialysis. Pro Eur Dial Trans Assoc, 1986
- 6) George W. Gorsline, "Assembly and Assemblers", Prentice-Hall, 1988
- 7) Ted J. Biggerstaff, "System Software Tools", Prentice-Hall, 1986
- 8) Michael Tischer, "PC System Programming for developers", Abacus, 1988
- 9) 나종래, 문세홍, "인텔 8051 구조와 설계응용", Ohm 사, 1992
- 10) 편집부, "스텝핑 모터의 활용 기술", 세운, 1985