

## The Development of Hemodialysis System Based on Embedded System

池 政 昊\* · 李 景 中\*\* · 金 榮 浩\*\* · 朴 光 里\*\*\*

(Jung-Ho Ji · Kyoung-Joung Lee · Young-Ho Kim · Kwang-Li Park)

**Abstract** – The Hemodialysis system is the device for the patients who have suffered from end stage renal failure as the kidney which removes the waste products in a human body. The existing hemodialysis is based on a 8-bit micro-controller and it is not a touch-screen type but a manual type. This paper is focused on hemodialysis system based on high control and expansion embedded system. The whole system consists of main control unit and sub control unit(dialysis control unit, blood control unit, monitoring control unit, networking unit). The dialysis control unit, blood control unit, monitoring control unit are processed by 3 microcontrollers and network unit is for monitoring a renal failure patient's condition. For the evaluation of the system performance, the saline was pured into blood unit and then water removal rate, conductivity and temperature of hemodialysis liquid were measured 10 times in an each state using the UF pump in the fluid unit varying the quantity of saline to 1000cc, 2000cc, 3000cc and 4000cc. As a result, the rates of water removal are 98.6% in condition of 1000cc saline, 96.9% in 2000cc, 98.9% in 3000cc and 98.3% in 4000cc. The conductivities of hemodialysis liquid are 99.6% in the first to third condition and 99.7% in the fourth condition. The temperatures of hemodialysis liquid are 99.8% in the first to third condition and 99.6% in the fourth condition.

**Key Words** : Hemodialysis, Embedded system, UF Pump

### 1. 서 론

혈액투석기는 인체의 노폐물 제거기능을 갖는 신장의 기능을 저하로 인해서 인체의 정상 상태를 유지할 수 없는 말기 신부전 환자의 신장기능을 대신하기 위한 장비이다. 일반적으로 신장기능을 대신하는 치료법을 신(장)대체 요법이라고 하는데 크게 혈액투석(53%), 신장이식(30%), 복막투석(17%) 등이 있으며 현재 혈액 투석 범을 이용하여 치료를 받는 환자가 가장 많다[1]. 혈액 투석은 인공장기에 해당하는 투석기의 반 투과성 막을 경계로 양측에 환자의 혈액과 일정한 성분으로 조성된 투석액을 물과 13.2ms/cm로 혼합한 후, 투석액의 온도를 36.5℃로 유지하고, 0ml/min-500ml/min의 범위의 투석액 속도를 서로 반대방향으로 통과시키면서 혈액내의 요소와 다른 노폐물들을 포함한 용질은 막 양단의 농도 차에 의해 제거하고 압력의 차이를 형성하여 혈장을 초 여과(ultrafiltration)시켜 혈액내의 과다한 수분을 제거하는 원리로 동작하며 투석 중 투석액과 정수물의 혼합으로 투석환자의 노폐물을 제거한다. 현재 외국의 경우 신 대체요법을 받는 환자의 수는 매년 약14%씩 증가하는 추세에 있으며 국내

의 경우에는 매년 지속적으로 증가추세를 보이고 있다. 혈액 투석기의 개발에 대한 연구는 외국의 경우 1970년대에 혈액 투석시스템 개발하였으며 1980년 중반에 마이크로 컴퓨터 설계 및 응용기술의 발달과 기존 시스템의 성능을 보완한 새로운 시스템들이 출현하였다[1]. 기존의 혈액 투석기는 8비트 마이크로 컨트롤러 기반으로 설계되었으며 터치스크린 방식이 아닌 수동 방식을 사용하였다. 이에 본 연구에서는 제어 및 확장성이 좋은 고성능 펜티엄급 임베디드(embedded) 시스템과 터치 스크린 기반의 GUI환경에서의 다기능 제어가 가능한 혈액투석 시스템을 설계하였다.

### 2. 혈액 투석시스템의 설계

그림 1은 혈액 투석기의 개요도를 나타내고 있다. 즉, 투석 환자 혈액의 노폐물을 제거하기 위하여 투석액과 정수물을 투석액 공급 시스템을 이용하여 혼합 한 후 투석기(dialyzer)로 통과시키고, 환자의 동맥에서 유출한 혈액과 서로 반대방향으로 통과시켜 환자의 수분과 노폐물을 제거한 후 혈액을 다시 환자의 정맥으로 유입시키고, 투석기를 통과한 투석액은 배출시키도록 되어있으며, 환자의 혈액이 응고되는 것을 방지하기 위하여 해파린을 공급하고, 환자의 혈압을 측정하여 환자 상태를 모니터링 하도록 구성되어있다. 본 연구에서 설계한 혈액 투석기의 시스템은 주제어부, 투석 컨트롤러부(Dialysis Controller), 모니터링 컨트롤러부(Monitoring Controller), 그리고 혈액 컨트롤러부(Blood Controller)로 구성된다.

\* 準 會 員 : (주)빈즈메디칼

\*\* 正 會 員 : 延世大 保健科學大學 醫工學科, 教授 · 工博

\*\*\* 準 會 員 : 龍人松談大學 醫療情報시스템과, 教授 · 工博

接受日字 : 2002年 6月 17日

最終完了 : 2002年 9月 18日

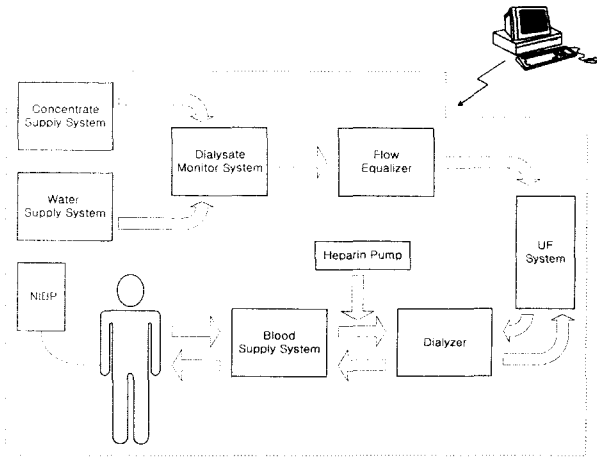


그림 1 혈액 투석의 개요  
Fig. 1 The Overall of Hemodialysis

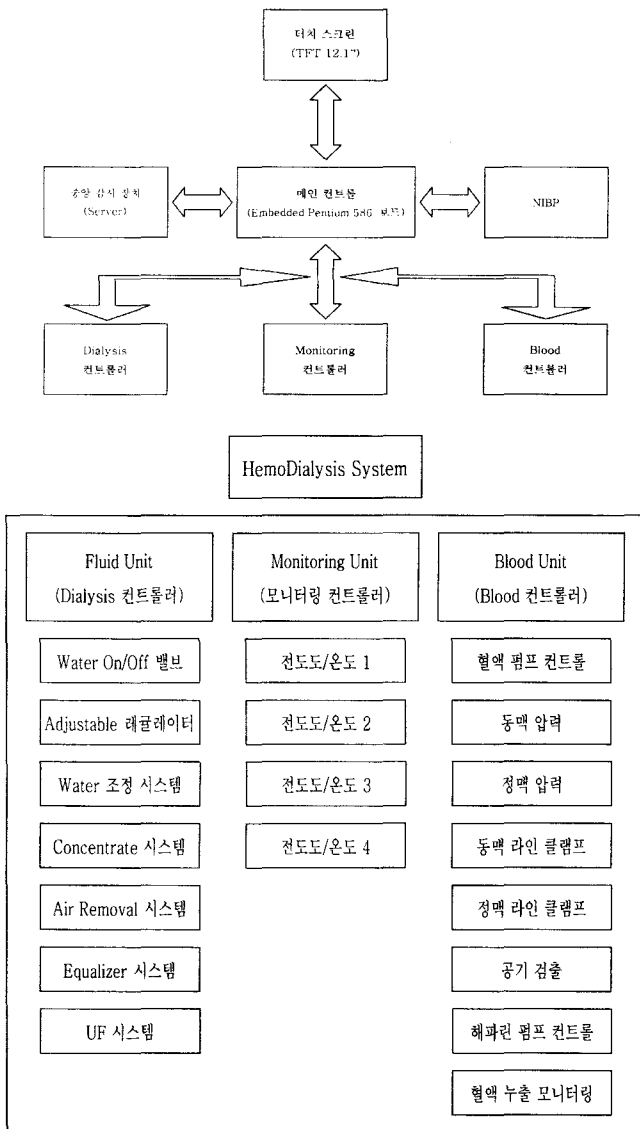


그림 2 혈액 투석기의 전체 구성도  
Fig. 2 The overall diagram of hemodialysis

그림 2는 혈액 투석기의 전체 구성도를 나타낸 것으로 주 시스템과 부 시스템으로 구성되어 있다. 주 시스템은 임베디드 586 펜티엄 보드를 중심으로 설계되었으며, 부 시스템은 3개의 80C31 원 칩 마이크로 컨트롤러를 사용하여 제어하도록 설계하였다. 임베디드 586 펜티엄 보드는 233MHz의 CPU를 사용하였으며, 데이터 저장용 메모리는 32Mbyte, IDE 컨트롤러 내장, USB Port내장, Serial 포트가 여섯 개가 확장된 On Board를 사용하였으며, 1024\*768 모드까지 그래픽이 지원이 되는 임베디드 586 펜티엄 보드를 사용하였다. Mbyte의 데이터를 저장할 수 있는 Disk On Chip을 사용하여 시스템 운영시 혈액 투석 환자의 모든 데이터를 저장할 수 있도록 하였다. 4마이크로 컨트롤러와 펜티엄 보드와의 데이터 통신은 RS-232C를 사용하였다.

Dialysis 컨트롤러는 투석액을 투석기로 공급하는 Fluid Unit을 제어하며, Blood 컨트롤러는 투석 환자의 혈액의 유출,입을 관장하는 Blood Unit을 제어하고, 모니터링 (Monitoring) 컨트롤러는 투석액의 온도와 전도도를 제어하도록 설계하였다. 터치 스크린은 12.1"를 사용하였으며, 여러 대의 혈액 투석기의 환자 상태를 모니터링하기 위해서 RS-485 방식을 사용하여 중앙 감시장치와 혈액 투석기간의 네트워킹을 하였다.

### 2.1 Fluid Unit의 설계

Fluid Unit는 필터를 사용하여 정수된 물과 투석액을 혼합하여 투석환자 혈액의 노폐물과 수분을 제거하기 위하여 투석액을 투석기로 공급하는 부분으로서, 주요 핵심 부분은 열 교환기, 정수(Water) On/Off 밸브, 정수 레벨 컨트롤 시스템, 가변 레귤레이터(Adjustable Regulator), 히터 챔버 (Chamber), 공기 제거 시스템, 투석액 공급(Concentrate Supply) 시스템, 밸런스(Equalizer) 시스템, 초 여과시스템 등으로 구성되어 있다. 그림 3은 Fluid Unit의 전체 구성도를

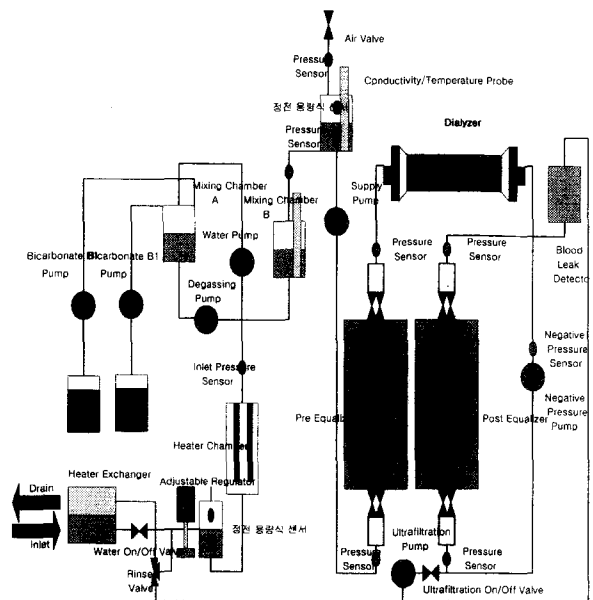


그림 3 Fluid Unit의 구성도  
Fig. 3 The diagram of fluid unit

나타낸 것으로 열 교환기를 사용하여 혈액 투석기로 유입되는 정수 물의 온도와 투석을 끝낸 36.5° C의 혈액 투석 액의 온도를 교환함으로써 투석기로 유입되는 정수물의 온도를 투석에 사용할 수 있는 36.5° C의 온도로 올리는데 최소한의 시간을 단축시켰으며, 혈액 투석기의 공기 제거 챔버(Air Removed Chamber)의 수위 조절과 투석 종료 후 혈액 투석기에 남아있는 정수물의 역류를 방지하기 위하여 24V DC, 400Kpa의 솔레노이드 밸브를 사용하였다.

수위 조절 챔버(Chamber)는 유입되는 정수물의 유량을 조절하기 위하여 사용하였으며 두 개의 정전 용량식 센서를 사용하였으며, 사용된 센서의 사양은 표 1과 같다.

표 1 정전 용량식 센서 사양

Table 1 The specification of capacitive sensor

|                      |                  |
|----------------------|------------------|
| Operation Voltage    | 10 - 35 VDC      |
| Rated Voltage        | 24 VDC           |
| Temperature          | -25 °C ... 70 °C |
| Switching Hysteresis | <10 %            |
| Repeat accuracy      | <0.1 %           |
| drift                | <10 %            |

히터 챔버는 1500W의 카트리지(Catridge)히터로 고열에도 견딜 수 있는 특수 강화 유리를 사용하였다. 혈액 투석기의 투석액 공급 시스템(Concentrate Supply System)은 Bicarbonate 투석액을 정수된 물과 일정한 비율로 혼합하여 공급(Supply) 펌프를 사용하여 투석기로 공급하는 부분으로서 Bicarbonate A 펌프, Bicarbonate B 펌프, 정수 펌프, 공급 펌프로 구성된다. 투석액 공급 시스템은 투석액 Bicarbonate A & Bicarbonate B & 정수물을 전도도가 13.2ms/cm 되도록 설정된 비율(1:1.26:32.76)로 혼합하여 공급 펌프를 사용하여 투석기로 공급하도록 설계하였으며, 펌프의 제어 방법으로는 D/A 컨버터를 사용하여 출력 전압을 0V~5V로 가변 하여 펌프를 최대 4500rpm으로 회전 할 수 있도록 하였다. 공기 제거 시스템은 펌프의 음압을 사용하였으며, 제거된 공기는 공기 제거 챔버의 위쪽에 있는 공기 밸브를 통하여 밖으로 유출되도록 설계하였다. 밸런스 시스템은 타원형의 구조를 가지고 있으며, 여덟 개의 밸브, 네 개의 압력 센서로 구성되어 있다. 초 여과 시스템은 투석기 양단의 압력 차이를 이용하여 투석 환자 혈액의 노폐물과 불륨을 제거하는 부분으로 음압 펌프(Negative Pressure Pump), 초 여과 펌프(UF Pump)로 구성이 된다. 음압 펌프는 투석기의 후단의 압력을 음으로 만들어서 투석기의 양단의 압력 차이를 발생시키며, 본 연구에서 사용된 투석기는 막 통과 압력이 최대 500mmHg을 사용하였고, 음압 펌프는 투석기의 전단의 압력을 0mmHg로 했을 때 최대 500mmHg까지 음으로 압력을 가할 수 있으며, 음압에 따라 투석 환자의 수분 제거율은 차이가 발생하게 된다[2].

## 2.2 Blood Unit의 설계

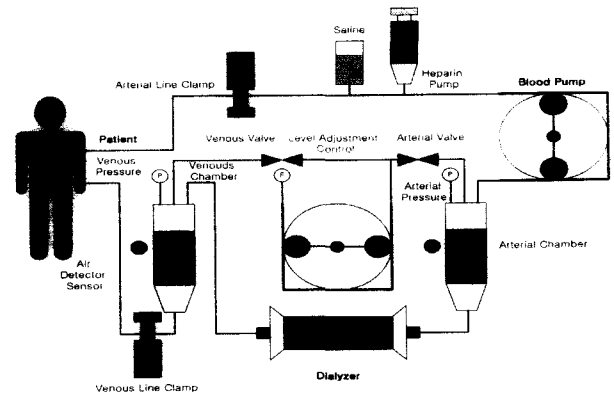


그림 4 Blood Unit의 구성도

Fig. 4 The diagram of blood unit

그림 4는 혈액 투석 시스템의 Blood Unit 구성도이며 혈액 펌프를 사용하여 환자의 동맥으로부터 혈액을 유출하여 투석기로 혈액을 통과시킨 후 노폐물과 수분을 제거한 후 환자의 정맥으로 혈액을 다시 유입시키는 부분이다. 주요 핵심 부분은 혈액 펌프 시스템, 동맥 & 정맥 라인(Line) 클램프(Clamp) 시스템, 동맥 가드(Guard) 시스템, 동맥 & 정맥 챔버(Chamber) 레벨 조정 시스템, 동맥 & 정맥 압력 측정, 동맥 & 정맥 공기 검출 시스템, 혈액 누출 감지 시스템으로 구성된다.

혈액 펌프는 투석 환자의 동맥으로부터의 혈액을 투석기로 통과시켜, 환자 혈액의 노폐물과 수분을 제거한 후 정맥으로 환자의 혈액을 다시 유입시키는 역할을 한다. 환자의 혈액을 유출하기 위하여 사용한 혈액 펌프로는 롤러(Roller)가 두 개인 Peristaltic Pump를 사용하였으며, 펌프의 최소 유량은 0ml/min에서 최대 500ml/min으로 설정 할 수 있도록 하였다. 동맥 & 정맥 라인 클램프는 투석 도중 기계의 고장이나, 사용자의 잘못으로 인해 환자의 정맥에 공기가 유입되는 현상을 미연에 방지하기 위하여 사용하였다. 공기가 환자의 혈액으로 유입되는 것을 방지하기 위하여 본 연구에서는 동맥 & 정맥 챔버의 후단에 비접촉 식 정전 용량 식 센서를 이용하여 투석 도중 챔버 내의 공기의 유입을 검출하였으며 공기가 검출되면 클램프를 사용하여 혈관으로 공기가 유입되는 것을 막고 혈액 펌프를 정지시키도록 시스템을 구성하였다. 혈액 누출 감지 시스템은 환자의 혈액이 투석기의 결합으로 투석액 라인으로 혈액이 유출되는 것을 검출하는 시스템으로서 송신부와 검출부로 구성되어 있으며 송신부는 포토 다이오드를 사용하였으며 수신부는 적외선 센서를 사용하였다[3].

## 2.3 모니터링 Unit의 설계

모니터링 Unit는 혈액 투석 중 투석액의 온도와 전도도를 측정하여 설정된 값과 비교하여 이상이 발생하면 사용자에게 경고를 알려 주어 투석중 환자의 생명을 보호하는 중요한 부분으로서 주요 구성은 전도도, 온도 전극과 이를 제어하기 위한 측정 보드로 구성되어 있다. 그림 5는 모니터링 컨트롤러

와 전도도 측정 보드 인터페이스 구성도를 나타낸 것으로 모니터링 컨트롤러와 측정 보드 사이의 데이터 송, 수신은 RS-232C를 사용하였다[4].

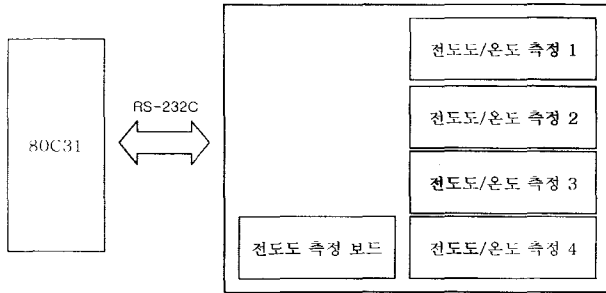


그림 5 모니터링 컨트롤러와 전도도 측정 보드 인터페이스 구성도

Fig. 5 The interface diagram of monitoring controller and conductivity measurement board

2.4 전체 시스템 소프트웨어 설계

그림 6은 혈액 투석기의 메인 프로그램 초기 실행시 나타나는 12.1" TFT LCD의 초기화면이며 운영 소프트웨어는 Borland C를 사용하였다. 혈액 투석기의 운영 소프트웨어는 각각의 마이크로 컨트롤러와 송, 수신을 하기 위한 시리얼 인터럽트 방식과, TFT LCD의 메인 화면 버튼을 처리하기 위하여 폴링 방식을 사용하였으며, 시리얼 인터럽트의 수신 데이터 버퍼는 1Kbytes를 사용하였고, 수신 버퍼에 저장된 데이터를 메인 루틴에서 실행을 하였다[5].

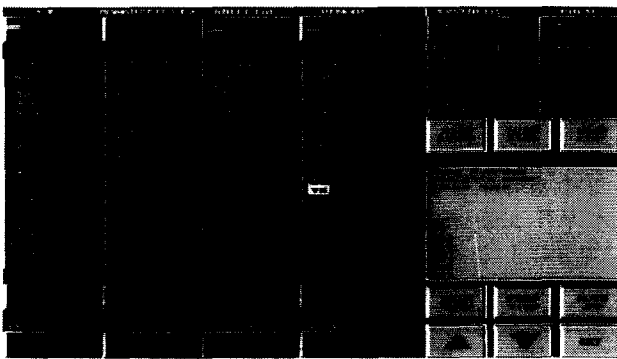


그림 6 혈액 투석기의 메인 프로그램  
Fig. 6 The main program of hemodialysis

2.5 혈액 투석기의 네트워킹

혈액 투석시 환자 데이터를 중앙 감시 장치를 통하여 관리하기 위해 여러 대의 혈액 투석기를 중앙 감시장치와 연결하

였다. 일반적으로 RS-232C 통신 방식은 1:1 근거리(15m 이내) 통신에 적합하며, 중앙 감시장치와 여러 대의 혈액 투석기를 연결하거나, 통신 거리를 연장하고자 하는 경우에는 사용할 수 없는 단점으로 인해서 본 연구에서는 RS-485 통신 방식을 사용하여 20대의 혈액 투석기를 중앙감시 할 수 있도록 하였다[5]. 중앙 감시 장치와 혈액 투석기간의 데이터 전송 속도는 19200bps를 사용하였다[6].



그림 7 설계된 혈액 투석기의 시제품  
Fig. 7 Prototype of the designed hemodialysis

3. 실험 및 결과 고찰

3.1 실험 방법

본 연구에서 설계한 혈액 투석기를 테스트하기 위해 Bicarbonate A 10 l, Bicarbonate B 10 l를 정수 물과 혼합한 혼합액 사용하였으며, Blood Uint은 환자의 혈액 대신 Saline을 사용하여 투석기로 통과시켜 실험을 하였으며, 측정된 데이터를 전송하기 위하여 RS-485 변환 장치와 중앙 감시 장치로 펜티엄급 PC 한 대를 사용하여 실험 환경을 구성하였다.

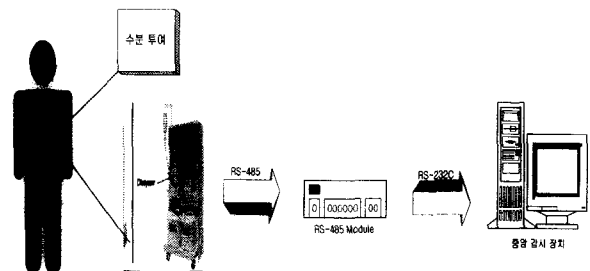


그림 8 실험 구성도  
Fig. 8 The Experimental setup

본 연구에서 설계한 혈액 투석기의 성능 평가를 위한 실험 방법으로 1) Blood Line으로 일정한 속도로 수분을 투여하며 Fluid Unit의 초 여과펌프를 사용하여 Blood Line에 투여된 만큼의 수분을 제거하고, 2) 투석액의 전도도와 3) 온도의 변화를 관찰하고, 중앙 감시 장치를 사용하여 투석 환자로부터 제거된 수분의 양, 투석액의 전도도 및 온도를 RS-485를 사용하여 전송하였다. 본 실험에서 투석기의 KUF상수는 1.2mmHg/ml/h를 사용하였다. 실험으로 사용된 Saline의 양은 1000cc, 2000cc, 3000cc, 4000cc를 사용하였고, 혈류량은 250ml/min을 사용하였다. 4시간 동안 Saline 투여하면서 각각 10회의 수분 제거량, 투석액 전도도, 온도를 측정하였으며 Saline 투여로 사용된 펌프는 1회전당 0.1cc를 펌핑할 수 있는 피스톤 펌프를 사용하였으며, 1회전당 정확도가 0.1%이다.

3.2 결과 고찰

표 2는 Blood Line에 주입시킨 Saline과 제작된 혈액투석기에 의해 제거된 수분의 양을 측정한 결과이며, 표 3과 표 4는 4시간의 실험과정에서 측정된 전도도와 온도 데이터이다. 또한 그림 9~11은 상기 실험 결과를 통계 처리한 결과이다.

표 2 수분 제거율 측정 결과와 이론 데이터의 비교

Table 2 Comparison of the measured and the computed volume removed data

| 제거량       | 회수 | 측정치(ml/h) |     |     |     |     |     |     |     |     |     | 이론치  |
|-----------|----|-----------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|------|
|           |    | 1         | 2   | 3   | 4   | 5   | 6   | 7   | 8   | 9   | 10  |      |
| 1000cc/4h |    | 248       | 255 | 244 | 243 | 246 | 245 | 248 | 247 | 246 | 243 | 250  |
| 2000cc/4h |    | 479       | 492 | 487 | 479 | 490 | 482 | 486 | 492 | 479 | 483 | 500  |
| 3000cc/4h |    | 742       | 748 | 735 | 743 | 748 | 740 | 742 | 742 | 738 | 744 | 750  |
| 4000cc/4h |    | 994       | 996 | 988 | 978 | 987 | 968 | 976 | 978 | 987 | 984 | 1000 |

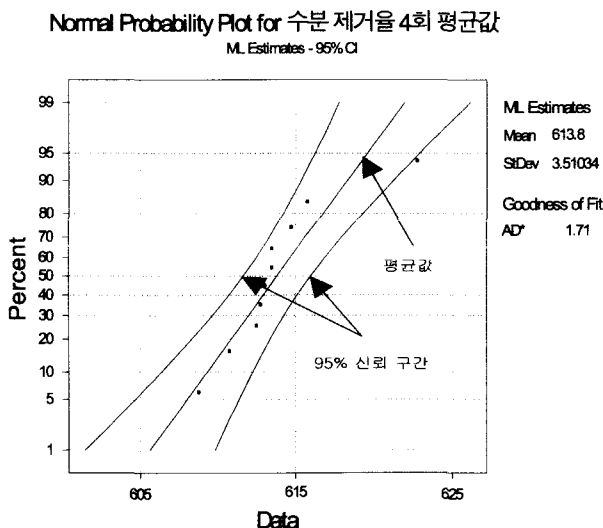


그림 9 수분 제거율 실험 결과  
Fig. 9 Results of the volume removed

표 2는 4시간동안 1000cc, 2000cc, 3000cc, 4000cc의 수분 제거량을 측정한 결과로서, 제거할 총 수분량을 4시간으로 나눈 값이 표 2의 이론치 값이다. 1000cc에서는 수분 제거율이 98.6%, 2000cc에서는 96.9%, 3000cc에서는 98.9%, 4000cc에서는 98.3%의 결과가 나타났다. 1000cc, 2000cc, 4000cc에서는 높은 수분 제거율을 보였고, 2000cc에서는 보다 낮은 수분 제거율을 보였는데, 낮은 수분 제거율의 주원인은 초여과 펌프의 후단에 많은 압력 변화가 발생하여 초여과 펌프가 설정된 비율로 회전을 하지 않아서 다소 오차가 발생한 것으로 생각되며, 오차를 줄이기 위해서는 초여과 펌프를 통해 유출되는 투석액은 투석기를 통하지 않고, 바로 배출구로 배수되는 것이 초여과 펌프의 후단의 압력을 줄이는 방법으로 생각된다. 그림 9는 1000cc, 2000cc, 3000cc, 4000cc를 각각 1회 측정 결과를 통계 처리한 그래프인데, 평균값은 613.8, 표준편차 3.51034,  $p < 0.05$ 으로서 평균값과 실험 값과의 유의성이 있음을 알 수 있다.

표 3 전도도 측정 결과와 이론 데이터의 비교(단위: milli siemens per centimeter)

Table 3 Comparison of the measured and the computed conductivity data

| 시간 | 회수 | 측정치(ms/cm) |      |      |      |      |      |      |      |      |      | 이론치  |
|----|----|------------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|
|    |    | 1          | 2    | 3    | 4    | 5    | 6    | 7    | 8    | 9    | 10   |      |
| 4h |    | 13.2       | 13.2 | 13.2 | 13.2 | 13.2 | 13.3 | 13.2 | 13.2 | 13.3 | 13.2 | 13.2 |
| 4h |    | 13.2       | 13.1 | 13.2 | 13.2 | 13.2 | 13.0 | 13.1 | 13.2 | 13.2 | 13.2 | 13.2 |
| 4h |    | 13.2       | 13.2 | 13.2 | 13.2 | 13.3 | 13.2 | 13.2 | 13.2 | 13.2 | 13.2 | 13.2 |
| 4h |    | 13.2       | 13.2 | 13.0 | 13.2 | 13.2 | 13.2 | 13.2 | 13.2 | 13.1 | 13.2 | 13.2 |

Normal Probability Plot for 전도도 4회 평균값

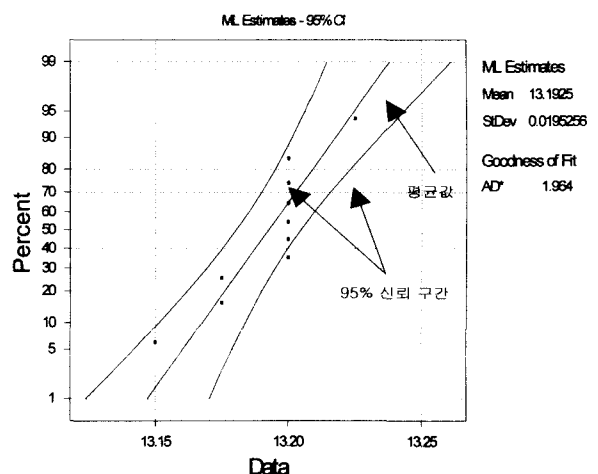


그림 10 전도도 측정 결과  
Fig. 10 Results of conductivity measurement results

표 3은 네 번에 걸쳐 각각 4시간동안 10회씩 측정한 전도도 데이터로서 첫 번째와 두 번째, 세 번째의 측정된 전도도의 결과는 99.6%의 정확성을 보였으며 네 번째의 전도도 측

정 결과는 99.7%의 결과를 나타냈으며, 이것은 투석 액 공급 시스템이 정확한 비율로 투석 액과 정수 물을 혼합한 것으로 생각되며, 두 번째의 경우 다소 많은 변화가 여섯 번째 측정에서 발생하였는데, 발생의 주원인은 투석 액 약물이 없어서 혼합 비율이 맞지 않아 다소 낮은 전도도 측정 결과를 나타낸 것과 투석 액의 공기를 제거하는 과정에서 공기 제거 챔버의 상단의 밸브를 열었을 경우 일시적으로 투석 액이 공기 제거 챔버쪽으로 빨려 가는 현상으로 인해 투석 액 공급 시스템의 펌프들의 혼합 비율이 다소 맞지 않은 것으로 생각된다. 그림 10은 전도도의 실험 결과를 통계 처리한 그래프인데, 평균값은 13.1925이고, 표준 편차는 0.0195256,  $p < 0.01$ 으로서 평균값과 실험 값과의 유의성이 있음을 보여주고 있다.

표 4 온도 측정 결과와 이론 데이터의 비교

Table 4 Comparison of the measured and computed temperature data

| 시간 | 측정치(°C) |      |      |      |      |      |      |      |      |      | 이론치<br>°C |
|----|---------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|-----------|
|    | 1       | 2    | 3    | 4    | 5    | 6    | 7    | 8    | 9    | 10   |           |
| 4h | 36.5    | 36.5 | 36.4 | 36.5 | 36.5 | 36.7 | 36.5 | 36.5 | 36.4 | 36.5 | 36.5      |
| 4h | 36.5    | 36.4 | 36.5 | 36.6 | 36.5 | 36.3 | 36.5 | 36.5 | 36.7 | 36.5 | 36.5      |
| 4h | 36.9    | 36.5 | 36.5 | 36.5 | 36.5 | 36.5 | 36.5 | 36.5 | 36.5 | 36.6 | 36.5      |
| 4h | 36.5    | 36.3 | 36.4 | 36.5 | 36.5 | 36.5 | 36.5 | 36.8 | 36.0 | 36.5 | 36.5      |

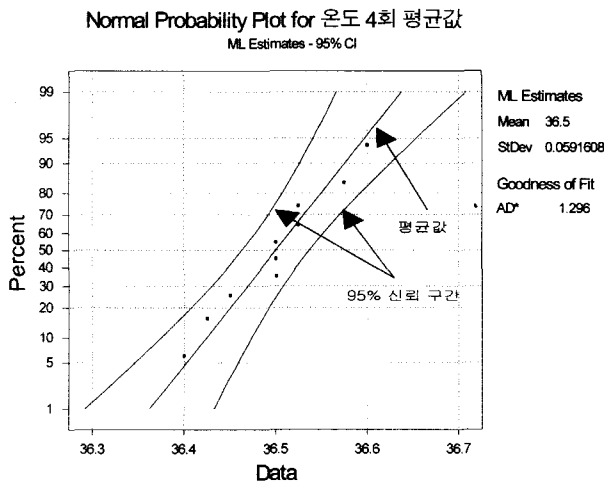


그림 11 온도 측정 결과

Fig. 11 Temperature measurement results

표 4는 네 번에 걸쳐 각각 4시간동안 10회씩을 측정한 온도 데이터로서 첫 번째와 두 번째, 세 번째의 측정 결과는 36.5°C의 99.8%의 결과를 나타냈으며, 네 번째 온도 결과는 36.5°C의 99.6%의 결과를 나타냈다. 각각의 측정에서 다소 온도의 차이가 발생한 것은 투석기로 유입되는 정수물의 유량이 일정하지 않아 히터의 온도를 제어하는데 있어서 차이가 발생한 것으로 생각된다. 투석기로 유입되는 정수물의 유량 제어는 가변 레귤레이터가 담당하는데, 가변 레귤레이터 전단은 많은 유량의 변화가 발생되며, 이를 제어하기 위해서 컨트롤러에 의해 압력의 상,한값(20psig\_25psig)을 정하여 유량을 조절하며, 이때 설정된 상,한 값이 너무 커서 레귤레이터의 후단에 다소 많은 유량의 변화가 발생하여 투석 액을 설정한 온도로 유지하는데 문제가 발생한 것으로 생각된다. 유량의 변화를 최대한 줄이기 위해서는 레귤레이터의 상,한 값을 작게 하면 온도 제어를 정확히 할 수 있을 것이라 생각된다. 본 연구에서 설계한 초 여과펌프는 1회 전당 0.1cc의 유량을 펌핑을 할 수 있는데, 보다 작은 초 여과펌프를 사용한다면 정밀한 수분 제거를 할 수 있으며 두 개의 초 여과펌프를 사용한다면 같은 시간에 보다 많은 양의 수분을 제거 할 수 있을 것으로 생각된다. 본 연구에서 설계한 혈액 투석기의 시스템은 RS-232C를 사용하여 임베디드 펜티엄 보드와 3개의 마이크로 컨트롤러와 데이터 송,수신을 하였는데, 측정 데이터의 안정성을 고려하여 CAN(control area network) 트랜시버를 사용하여 컨트롤러와 데이터 송,수신을 하는 것이 안전하다고 생각되며, 급속도로 발전하는 인터넷을 이용하여 혈액 투석기의 시스템을 웹 상에 올려놓아 중앙 서버 없이도 인터넷을 이용하여 혈액 투석기를 모니터링 하는 것이 더 효율적이라 생각된다. 그림 11은 온도의 실험 결과를 통계 처리한 그래프인데, 평균값은 36.5, 표준 편차는 0.0591608,  $p < 0.05$ 으로서 평균값과 실험 값과의 유의성이 있음을 보여준다.

#### 4. 결 론

본 연구를 통하여 펜티엄급 임베디드 시스템, 3개의 마이크로 컨트롤러 제어, 중앙감시 및 제어가 가능한 터치 스크린 방식의 혈액 투석 시스템을 설계 및 제작하였고, 설계한 혈액 투석 시스템은 주제어부, Fluid Unit, Monitoring Unit, Blood Unit, 터치 스크린 제어부, 네트워킹 등으로 구성되며 사용자의 편의성을 고려하여 각 정보를 디스플레이 할 수 있는 GUI 방식의 투석기 소프트웨어부를 설계 개발하였다. 성능 평가를 위해 실험한 결과 얻은 결론은 다음과 같다.

1. 수분 제거율 실험 결과 1000cc는 250ml/h를 기준으로 1.4%의 오차가 발생하였고, 2000cc는 500ml/h를 기준으로, 3.1%, 2000cc는 750ml/h를 기준으로 1.1%, 4000cc는 1000ml/h를 기준으로 1.7%의 오차가 발생하였으며 오차의 주원인은 낮은 혈액 펌프의 속도로 인해 투석기의 후단에 많은 압력의 변화가 발생한 것으로 생각되며 초 여과펌프의 회전당 아주 작은 양의 액체를 펌핑 할 수 있는 펌프를 이용하면 해결 가능하다.
2. 전도도 실험결과 99.6%의 정확성을 보였으며, 오차의 발생 원인은 투석액에 혼합되어있는 공기를 제거하는 과정에서 오차가 발생하였다.
3. 온도 실험결과는 99.7%의 정확성을 얻었으며, 투석기로 유입되는 정수물의 유량이 일정하지 않아 약간의 차이가 발생하였다.

본 연구는 설계된 시스템에 대한 전기기계적 안정성 및 정확성에 대한 평가 실험을 수행한 것으로 향후 임상실험을 수행하여 실제 적용시 문제점을 도출하고 시스템의 성능을 향상시킬 수 있는 연구가 추가로 진행되어야 한다.

**감사의 글**

본 연구는 1998년도 공업기반기술개발 사업 지원에 의하여 이루어진 연구임

**참 고 문 헌**

- [1] 이 강 옥, "혈액 투석 요법:". 대한내과학회지. 제55권. 제4호. 1998
- [2] Takashi Kenjo and Akira Sugawara. "Stepping Motors", 성안당. pp.20-30. 1998
- [3] 이종락. "광센서와 그 사용법". 세광 출판사. pp. 239-373.1995
- [4] Henry W.Ott "Noise Reduction Techniques in Electronic Systems". pp.73-114. 1992
- [5] Barry B. Brey. "Assembly Language Programming", Prentice Hall. pp.20-40. 1995
- [6] 요시무라 노비루외. "TCP/IP 동작 원리와 트러블 대책", 동서 출판사. pp.1-16. 1994

**저 자 소 개**



**지 정 호 (池 政 昊)**

2002. 8 - 현재 연세대학교 의공학과 석사 학위 취득. 현재 (주)빈즈메디칼 연구원.  
Tel : 033-760-2852, Fax : 033-760-2197  
E-mail : patton@hanmail.net



**김 영 호 (金 榮 浩)**

1982년 한양대학교 기계공학과 (졸). 1989년 University of Iowa 의공학 석사학위 취득. 1991년 University of Iowa 의공학 박사학위 취득. 관심분야는 생체 역학 및 재활 공학.  
Tel :033-760-2492, Fax :033-760-2197  
E-mail : yhkim@dragon.yonsei.ac.kr



**이 경 중 (李 景 中)**

1958년 9월17일생. 1981년 연세대 전기공학과 졸업, 1998년 동 대학원 전기공학과 졸업(공학). 1993년 미국 Case Western Reserve Univ. 객원교수. 현재 연세대 의공학과 교수. 관심분야는 신호처리, 심장

진단 및 모델링.

Tel : 033-760-2433, Fax :033-760-2197

E-mail : kjlee@dragon.yonsei.ac.kr



**박 광 리 (朴 光 里)**

1992년 연세대학교 의공학과 (졸). 1994년 연세대학교 대학원 의공학과 석사 학위 취득. 2000년 연세대학교 대학원 의공학과 박사 학위 취득. 관심분야는 생체신호처리, 웨이브렛 변 환, 인공지능 및 퍼지 시스템.

Tel :031-330-9325, Fax :031-330-9325

E-mail : klpark@ysec.ac.kr