

임베디드 시스템 기반의  
혈액 투석기 시스템의 개발

연세대학교 대학원

의공학과

지 정 호

임베디드 시스템 기반의  
혈액 투석기 시스템의 개발

지도 이 경 중 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2002년 6월 일

연세대학교 대학원

의공학과

지 정 호

# 지정호의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

연세대학교 대학원

2002년 6월 일

## 감사의 글

대학원 기간 동안 학문의 아버지로서 항상 바른 길을 제시해 주시고 많은 가르침을 주신 이경중 교수님께 진심으로 감사의 말씀을 드립니다. 특히 바쁜 가운데에서도 저의 논문을 봐주신 김영호 교수님, 이운선 교수님께 감사의 말씀을 드립니다. 또한 2년 동안 많은 가르침을 주신 윤형로 교수님, 이운선 교수님, 이경중 교수님, 김영호 교수님, 김동윤 교수님, 조호성 교수님, 신태민 교수님, 김법민 교수님, 문인혁 교수님, 안중수 선생님께도 감사 드립니다.

대학원 생활동안 물심 양면으로 많은 도움을 주신 전대근 선배님, 임택균 선배님께 감사 드리고, 빈즈 메디칼 박성빈 사장님께 진심으로 감사드립니다. 같은 연구실에서 늘 모범적인 선배의 자리를 지켜주신 최호선 선배님, 박광리 선배님께 감사 드립니다. 또한 졸업한 이은평 선배님, 임성수, 박세진에게도 깊이 감사 드립니다. 그리고 대학원 생활을 함께 한 이 전, 박호동, 조성필, 이윤희, 이승형, 서현순에게도 감사 드립니다. 특히 논문 쓰는 동안 많은 도움을 준 주성, 민석, 광석, 성재, 정훈, 경국, 재호, 성호, 재우, 아람에게 감사한 마음을 전합니다. 2년이란 시간동안 많은 도움을 주신 의료영상 연구실, 광계측 연구실, 생체 신호 처리 연구실, 생체 역학 연구실, 생체 계측 및 제어 연구실, 방사선 연구실, 의용 컴퓨터 시스템 연구실에 계신 많은 선·후배님들에게 감사를 드립니다.

항상 공부할 수 있도록 힘이 되어주신 할아버지, 할머니, 아버지, 어머니, 형, 누나, 형수님, 지훈, 주연, 준혁에게 감사의 말씀을 드립니다. 본 논문이 나오기까지 저와 항상 함께 하시고 부족한 저에게 많은 가르침과 정성을 아낌없이 주신 아버지, 어머니께 이 논문을 받칩니다.

2002년 6월

지 정 호 올림

# 차 례

그림차례 .....	iv
표 차례 .....	vii
국문요약 .....	viii
제 1 장 서 론 .....	1
제 2 장 이론적 배경 .....	4
2.1 투석의 원리 .....	4
2.2 심관형 투석기의 구조 .....	6
2.3 투석 회로 .....	6
제 3 장 혈액 투석 시스템의 설계 .....	9
3.1 혈액 투석 시스템의 개요 .....	9
3.2 주 제어부 특징 .....	10
3.3 컨트롤러부 .....	11
3.4 터치 스크린부 .....	12
3.5 정수 시설부 .....	12
3.6 NIBP부 .....	13
3.7 헤파린 펌프부 .....	14
3.7 네트워크부 .....	14
제 4 장 Fluid Unit 설계 .....	15
4.1 Fluid Unit의 개요 .....	15
4.2 Dialysis 컨트롤러의 시스템 구성도 .....	16
4.3 열 교환기 .....	16
4.4 Water On/Off 밸브 .....	17
4.5 수위 조절 시스템 .....	18
4.6 Adjustable Regulator .....	19

4.7 히터 챔버(Heater Chamber) .....	20
4.8 투석액 공급 시스템 .....	21
4.9 공기 제거 시스템 .....	24
4.10 Equalizer 시스템 .....	27
4.11 초 여과(Ultrafiltration) 시스템 .....	29
제 5 장 Blood Unit 설계 .....	30
5.1 Blood Unit의 개요 .....	30
5.2 Blood Unit의 시스템 구성도 .....	30
5.3 혈액 펌프 시스템 .....	31
5.4 동맥/정맥 라인 클램프 시스템 .....	31
5.5 동맥 가드 시스템 .....	34
5.6 동맥/정맥 챔버 수위 조절 시스템 .....	34
5.7 동맥/정맥 압력 .....	36
5.8 동맥/정맥 챔버 공기 검출 시스템 .....	37
5.9 혈액 누출 감지 시스템 .....	38
5.10 Blood Unit의 시스템 알고리즘 .....	40
제 6 장 모니터링(Monitoring) Unit 설계 .....	43
6.1 모니터링 Unit의 개요 .....	43
6.2 모니터링 컨트롤러의 시스템 구성도 .....	43
6.3 모니터링 전도도 측정 보드의 시스템 구성도 .....	44
6.4 모니터링 컨트롤러와 전도도 보드 인터페이스 구성도 .....	45
제 7 장 터치 스크린 인터페이스 .....	48
7.1 터치 스크린 동작원리 .....	48
7.2 센서의 종류 .....	48
7.3 터치 스크린 구성도 .....	48
7.4 시스템 셋팅 방법 .....	49
제 8 장 전체 시스템 소프트웨어 설계 .....	51
8.1 GUI(Graphics User Interface) 및 동작 .....	51

제 9 장 혈액 투석기의 네트워킹 .....	53
9.1 혈액 투석기의 네트워킹 개요 .....	53
9.2 RS-485 변환기의 시스템 구성도 .....	53
9.3 데이터 요청 통신 프로토콜 .....	54
9.4 중앙 감시 장치 프로그램 구성 .....	58
제 10 장 해파린 펌프 .....	59
10.1 해파린 펌프의 구성 .....	59
10.2 디지털 제어부 .....	59
제 11 장 NIBP 모듈 .....	61
제 12 장 실험 방법 및 결과 고찰 .....	64
12.1 실험 방법 .....	64
12.2 결과 및 고찰 .....	65
제 13 장 결론 .....	69
참 고 문 헌 .....	70
Abstract .....	72

## 그림차례

그림 1.1 혈액 투석의 개요 .....	1
그림 1.2 인구 백만명당 신부전증 환자의수(미국) .....	2
그림 2.1 확산과 초여과 .....	4
그림 2.2 삼관형 투석기의 구조 .....	6
그림 2.3 투석 회로 .....	7
그림 3.1 혈액 투석 시스템의 전체 구성도 .....	9
그림 3.2 임베디드 586 펜티엄 보드 구성도 .....	10
그림 3.3 임베디드 펜티엄 586 보드 .....	11
그림 3.4 임베디드 펜티엄 586 시리얼 확장 보드 .....	11
그림 3.5 본 연구에서 사용한 혈액 투석용 정수기 .....	13
그림 3.6 NIBP 모듈 .....	13
그림 4.1 Fluid Unit .....	15
그림 4.2 Dialysis 컨트롤러 시스템 구성도 .....	16
그림 4.3 열 교환기 .....	17
그림 4.4 Water 밸브 외형과 구동 드라이브 회로도 .....	18
그림 4.5 수위 조절 시스템의 구성도와 사용한 챔버 .....	19
그림 4.6 수위 조절 시스템 제어 회로도 .....	19
그림 4.7 Adjustable Regulator .....	20
그림 4.8 혈액 투석용 히터 .....	21
그림 4.9 Bicarbonate 투석액 사용시 투석액 공급 시스템의 구성도 .....	21
그림 4.10 Acetate 투석액 사용시 투석액 공급 시스템의 구성도 .....	22
그림 4.11 투석용 펌프 헤드와 펌프 .....	22
그림 4.12 투석액 공급 시스템 .....	23
그림 4.13 경고를 알리는 알고리즘 .....	23
그림 4.14 펌프 구동 회로도 .....	24

그림 4.15 공기 제거 시스템의 구성도 .....	25
그림 4.16 혼합 챔버 A .....	25
그림 4.17 혼합 챔버 B .....	26
그림 4.18 Degassing 챔버 .....	26
그림 4.19 공기 제거 시스템 구성도 .....	27
그림 4.20 Flow Equalizer에 사용된 금형 틀 .....	28
그림 4.21 Equalizer 시스템의 구성도 .....	28
그림 4.22 초여과 스템의 구성도와 펌프 .....	29
그림 5.1 Blood Unit .....	30
그림 5.2 Blood 컨트롤러의 시스템 구성도 .....	31
그림 5.3 혈액 펌프로 사용된 Peristaltic 펌프 .....	31
그림 5.4 동맥/정맥 라인 클램프 .....	32
그림 5.5 동맥/정맥 라인 클램프 구동 드라이브 .....	32
그림 5.6 동맥/정맥 라인 클램프 접점형 센서 검출부 .....	33
그림 5.7 동맥/정맥 라인 클램프 동작 알고리즘 .....	33
그림 5.8 동맥 가드 시스템 알고리즘 .....	34
그림 5.9 동맥 가드 센서의 외관 .....	34
그림 5.10 동맥/정맥 챔버 수위 조절 시스템 .....	35
그림 5.11 동맥/정맥 챔버 수위 조절 시스템 회로도 .....	35
그림 5.12 동맥/정맥 챔버 수위 조절 시스템에 사용한 공기 필터 .....	36
그림 5.13 동맥/정맥 압력 측정 회로도 .....	37
그림 5.14 정전 용량식 센서 .....	37
그림 5.15 동맥/정맥 공기 검출 알고리즘 .....	38
그림 5.16 혈액 누출 감지 챔버 .....	39
그림 5.17 혈액 누출 감지 알고리즘 .....	39
그림 5.18 Blood Unit의 전체 알고리즘 .....	41
그림 6.1 전도도 전극 .....	43
그림 6.2 모니터링 제어부 시스템 구성도 .....	43

그림 6.3 전도도 측정 시스템 구성도 .....	44
그림 6.4 전도도 측정 보드 회로도 .....	44
그림 6.5 모니터링 컨트롤러와 전도도 측정 보드 인터페이스 구성도 .....	45
그림 6.6 모니터링 Unit의 전체 알고리즘 .....	46
그림 7.1 터치 스크린 구성도 .....	49
그림 7.2 임베디드 펜티엄 보드와 터치 스크린 구성도 .....	49
그림 7.3 터치 스크린 제어를 위한 블록도 .....	50
그림 8.1 혈액 투석기의 메인 프로그램 .....	51
그림 9.1 혈액 투석기의 네트워킹 구성도 .....	53
그림 9.2 RS-485 변환기의 시스템 구성도 .....	54
그림 9.3 혈액 투석기의 RS-485 변환 모듈로 사용한 외형 .....	54
그림 9.4 RS-485 변환기의 시스템 알고리즘 .....	57
그림 9.5 중앙 감시 장치 메인 화면 .....	58
그림 9.6 투석 환자 데이터 입력 화면 .....	58
그림 10.1 해파린 펌프 시스템 구성도 .....	59
그림 10.2 모터 구동부 회로도 .....	60
그림 11.1 제작한 혈액 투석기 .....	63
그림 12.1 실험 구성도 .....	64
그림 12.2 수분 제거율 실험 결과 .....	66
그림 12.3 전도도 측정 결과 .....	66
그림 12.4 온도 측정 결과 .....	67

## 표차례

표 1.1 신(장)대체 요법 환자 현황(국내) .....	2
표 3.1 투석액을 수질 기준 .....	12
표 4.1 각 채널당 할당된 기능 .....	24
표 5.1 정전 용량식 센서 사양 .....	38
표 6.1 모니터링 컨트롤러와 전도도 측정 보드의 프로토콜 .....	45
표 8.1 시리얼 번지와 인터럽트 .....	52
표 9.1 투석기 인식 코드 .....	55
표 9.2 투석기 엔드 코드 .....	55
표 9.3 데이터 요청 프로토콜 .....	55
표 9.4 데이터 측정 프로토콜 .....	56
표 11.1 NIBP 입력 데이터 프로토콜 .....	61
표 11.2 NIBP 출력 데이터 프로토콜 .....	62
표 12.1 수분 제거율 실험 결과와 이론 데이터 .....	65
표 12.2 전도도 실험 결과 데이터 .....	65
표 12.3 온도 실험 결과 데이터 .....	65

## 국문 요약

### 임베디드 시스템 기반의 혈액 투석기 시스템의 개발

혈액투석기는 인체의 노폐물 제거기능을 갖는 신장의 기능저하로 인해서 인체의 정상 상태를 유지할 수 없는 말기 신부전 환자의 신장기능을 대신하기 위한 장비이다. 기존의 혈액 투석기는 8비트 마이크로 컨트롤러 기반으로 설계되었으며 터치스크린 방식이 아닌 수동 방식이므로 시스템 제어가 복잡하고 혈액 투석 환자의 상태를 모니터링을 하는데 많은 불편함을 초래하였다. 이에 본 연구에서는 제어 및 확장성이 좋은 고성능 펜티엄급 임베디드 시스템 기반의 혈액 투석 시스템을 설계하였다. 전체 시스템은 임베디드 시스템 기반의 주 제어부와, 3개의 마이크로 컨트롤러에 의해 제어되는 부제어부로는 Dialysis 제어부, Blood 제어부, 모니터링 제어부로 구성이 되며 투석 환자의 상태를 중앙에서 모니터링하는 네트워크부로 구성된다. Dialysis 제어부는 Fluid Unit의 열 교환기, Water On/Off 밸브, 수위 조절 시스템, Adjustable Regulator, 공기 제거 시스템, 투석액 공급 시스템, Equalizer 시스템, 초여과(Ultrafiltration)시스템을 제어하고 Blood 제어부는 혈액 펌프, 동맥/정맥 라인 클램프(Line Clamp), 동맥 가드(Guard), 동맥 /정맥 챔버(Chamber) 레벨 조정, 동맥/ 정맥 압력 측정, 동맥 & 정맥 공기 검출, 혈액 누출 감지를 제어하며, 모니터링 컨트롤러(Controller)부는 투석액의 전도도와 온도를 모니터링 하도록 설계되었다.

설계된 시스템의 성능 평가를 위해서 Blood Unit으로 Saline을 투여한 후 Fluid Unit의 초 여과 펌프(UF Pump)를 사용하여 1000cc, 2000cc, 3000cc, 4000cc를 각각 10회의 제거된 수분 측정 실험과 투석액의 전도도와 온도 변화에 대한 실험을 수행한 결과 수분 제거율, 전도도 및 온도는 각각 98.1%, 99.6%, 99.7%의 정확도를 보였다. 수분 제거율 오차 발생의 주원인은 일정하게 회전하지 않는 혈액 펌프에 의해 투석기 후단에 발생한 압력 변화 때문에 발생한 것으로 생각되며 0.1cc 이하의 정밀 펌프를 사용하면 오차를 감소시킬 수 있다. 또한 전도도와 온도의 오차 원인은 일정하지 않은 정수물과 투석액에 혼합되어있는 공기를 제거하는 과정

에서 발생한 것으로 생각된다. 이를 통해 설계한 시스템의 전기기계적 안전성 및 정확도를 확인 할 수 있었으며 향후 임상실험을 수행하여 실제 적용시 문제점을 도출하고 시스템의 성능을 향상시킬 수 있는 연구가 추가로 진행해야 한다.

---

핵심 되는 말 : 임베디드 시스템, 초여과, UF 펌프, 혈액 투석기

# 제 1 장 서 론

혈액투석기는 인체의 노폐물 제거기능을 갖는 신장의 기능저하로 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 혈액투석법을 이용하여 치료를 받는 환자가 가장 많다[1].

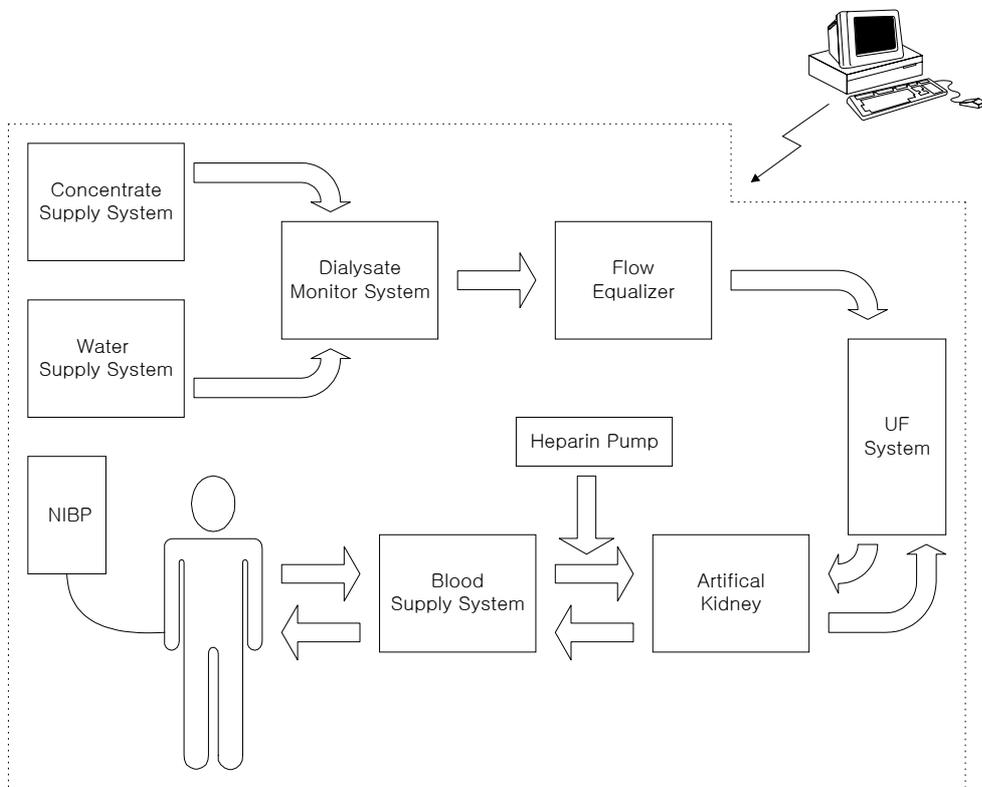


그림 1-1 혈액 투석의 개요

그림 1-1은 혈액투석을 위한 구성도로서 인공의 반투과성막(그림1-1의 인공

신장(Artificial Kidney)에 포함되어 있음)을 경계로 양측에 환자의 혈액과 일정한 성분으로 조성된 투석액을 서로 반대방향으로 통과시키면서 혈액내의 요소와 다른 노폐물들을 포함한 용질은 막양단의 농도차에 의해 제거되고 압력의 차이를 형성하여 혈장을 초 여과(ultrafiltration)시켜 혈액내의 과다한 수분을 제거하는 원리로 동작된다. 표 1-1과 그림 1-2는 우리 나라와 미국의 신대체요법을 받고 있는 환자 데이터를 나타내고 있다. 우리 나라에서 신대체요법을 받으며 생존하는 사람의 수는 2001년 기준으로 약 17,935명으로서 그 중 53 %가 혈액투석을 받고 있으며 총 환자수가 매년 약 14% 정도 증가하고 있고, 최근 5년 이상의 장기치료 환자의 수가 증가하는 추세이다.

표 1-1 신(장)대체 요법 환자 현황(국내)

	총 환자수	혈액투석	백만명당 혈액투석 환자수
1999년	13,787명	7,387명	162.3명
2000년	15,930명	8,578명	187.3명
2001년	17,935명	9,636명	202.1명

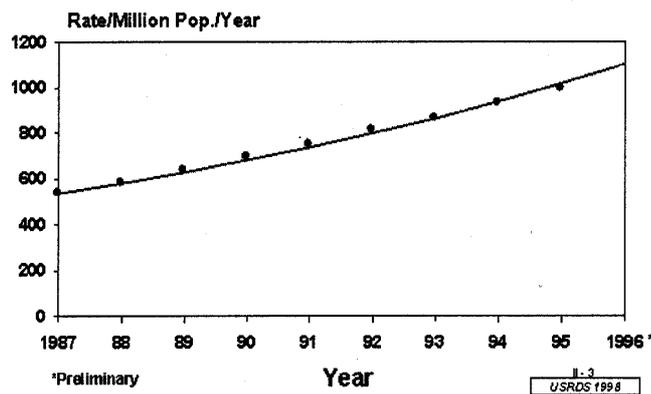


그림 1-2 인구 백만명당 신부전증 환자의 수(미국)

이에 따라 신(장)대체요법을 시행하는 병원(인공신장실 및 혈액투석 시스템)의 수도 증가하고 있다. 국내의 경우 혈액투석 병원 수는 1999년 135개에서 2001년 208개로 약 54%의 증가를 보이고 있으며, 혈액투석 시스템 수는 1999년 1,705개에서 2001년 3,077개로 약 80%의 증가를 보여 인구 백 만명 당 혈액투석 시스템 수는 1999년 37.8 대에서 2001년 66.3 대로 증가함으로써 지속적인 수요의 증가를 나타내고 있다. 혈액 투석 시스템의 수요가 지속적으로 증가하고 있다. 외국의 경우 1965년부터 혈액투석기에 사용되는 필터에 대한 연구개발을 시작으로 1967년 혈액투석 시스템 개발을 완료하였으며 1985년대 마이크로 컴퓨터 설계 및 응용기술의 발달과 기존 시스템의 성능을 보완한 새로운 시스템들이 출현하였고[1], 기존의 혈액 투석기는 8비트 마이크로 컨트롤러 기반으로 설계되었으며 터치스크린 방식이 아니므로 시스템 제어가 복잡하고 혈액 투석 환자의 상태를 모니터링 하는데 많은 불편함을 초래하였다. 따라서 본 연구에서는 제어 및 확장성이 좋은 고성능 펜티엄급 임베디드 시스템과 터치 스크린 기반의 효율적인 GUI환경에서의 다기능 제어가 가능한 혈액투석 시스템을 설계하고자 한다.

## 제 2 장 이론적 배경

### 2.1 투석의 원리

투석이란 그림 2.1과 같이 용액 A가 반투막을 사이에 두고 다른 용액 B와 접함으로써 A용액의 용질 성분이 변화되는 과정이다. 두 용액에서 물분자와 분자량이 작은 용질들은 반투막의 구멍을 통과 할 수 있어 뒤섞이게 되며, 단백질과 같은 큰 분자들은 막을 통과할 수 없어 막의 양쪽 편에 변화하지 않은 채 남아있게 된다. 이때 막의 구멍을 통과할 수 있는 용질들은 확산과 초여과라는 두 가지 현상에 의해 이동된다.

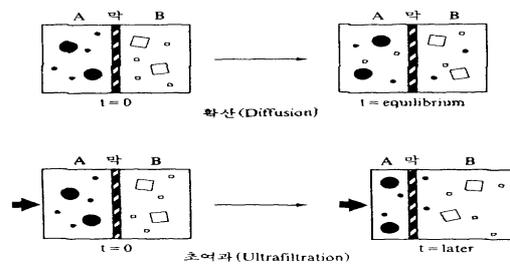


그림 2.1 확산과 초여과

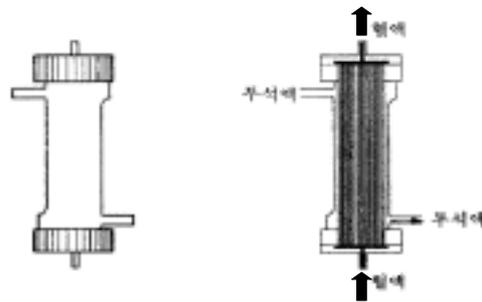
확산에 의한 용질의 이동은 임의의 분자 운동의 결과이며, 그림 2.1과 같이 용액 A의 용질들은 이리저리 움직이면서 때때로 막과 충돌하게 된다. 만약 용질 분자들이 충분한 크기의 막의 구멍과 만나면 막을 통과해 용액 B로 흘러 들어가게 되며, 마찬가지로 용액 B의 작은 분자량의 용질들은 반대 방향으로 막을 통과해 용액 A로 흘러 들어간다. 주어진 용질이 용액 A에서 용액 B로 통과하는 것과 다시 되돌아오는 것의 상 대비는 용질과 막의 양쪽 면에서의 충돌 빈도와 비례한다. 충돌 빈도는 막의 양쪽 면에서의 용질의 상대적 농도와 유관하며, 용질이 막 A면 쪽과 충돌할(구멍을 맞추어 막을 통해 B로 가려는) 가능성은 막의 B면 쪽과 충돌할(용액 A로 움직이는) 가능성보다 훨씬 더 높게 된다. 그래서 주어진 용질이 용

액 A에서 용액 B로 가는 순 이동율은 두 용액 사이에서 특정 용질의 농도 차가 최고일 때 가장 크게 된다. 용질의 분자량이 클수록 반투막을 투과하는 이동 속도가 느려지며, 이에 대한 이유는 속도와 크기와 관련되어 있다. 용액 속의 분자의 속도는 분자량과 반비례하며, 작은 분자들은 높은 속도로 움직이면서 자주 막과 충돌하게 되고, 막을 통한 확산 이동율은 크다. 큰 분자들은 비록 막의 구멍에 꼭 맞는 것들조차도 막을 통한 확산은 느릴 것이다. 왜냐하면 이것들은 느린 속도로 움직이기 때문에 막과의 충돌이 적게되며, 용질의 분자량과 크기에는 큰 상관관계가 있다. 막은 구멍과 분자의 크기가 꼭 맞거나 분자가 더 클 때 막은 용질을 부분적으로 통과시키거나 아니면 완전히 차단시킨다. 용질 이동에 대한 막의 저항은 막이 두꺼운 경우, 또는 구멍의 수가 적은 경우 그리고, 구멍이 좁은 경우에 높아질 것이다. 좀더 새로워진 몇몇 투석막은 특히 얇고 많은 구멍을 가지고 있기 때문에 저항이 아주 작다. 이런 것을 고유량 투석막(High Flux Membrane)이란 한다. 막의 양쪽 면에 있는 움직이지 않는 수분 층은 막 표면에서의 농도 경사의 효율성을 감소시키기 때문에 확산을 방해하게 된다. 이 흐르지 않는 층의 두께는 투석액과 혈류 속도에 의해 그리고 투석기의 디자인에 의해 영향을 받는다. 반투막을 가로지르는 용질 이동의 두 번째 기전은 초 여과현상이다.

물분자는 매우 작아 모든 반투막을 통과 할 수 있으며, 초 여과는 물이 막을 통해 정수압이나 삼투압에 의해 밀려날 때 생긴다. 막의 구멍을 쉽게 통과 할 수 있는 용질들은 물에 끌리기 쉽다. 막을 통해 밀려나는 물은 이와 같은 용질들을 동반하여 결국 원래의 농도에 도달하게 될 것이며, 반면 큰 용질 특히 막의 구멍보다 큰 것들은 막을 통과 하지 못한다. 혈액 투석 동안 물은(작은 용질들과 함께) 혈액 부분과 투석액 부분 사이에서의 정수압 경사에 의해 혈액 쪽에서 투석액 쪽으로 이동하게 되며, 초 여과율은 막을 가로지르는 총 압력 차에 의존한다. 물에 대한 투석막에 대한 물의 투과력은 매우 높지만 상당히 변화될 수도 있으며, 이것은 막의 두께와 막의 구멍의 크기에 달려있다. 투석막에 대한 물의 투과력은 초 여과상수(KUf)로 나타내며, 초 여과 상수는 막을 가로지르는 압력(Transmembrane Pressure, TMP) (mmHg), 시간당, 막을 통과하는 물의 양(ml)으로 정의한다.

## 2.2 섬관형 투석기의 구조

섬관형(모세관) 투석기의 구조는 그림 2.2와 같이 혈액이 원통형 관의 한쪽 끝으로 유입되고, 여기에 한 묶음으로 짝 조여진 수천 개의 모세관 속으로 나뉘어 혈액이 유입되고, 섬유의 가운데로 혈액이 흐르고 바깥쪽으로 투석액이 흐르는 구조로 되어있다. 모세관을 통과한 혈액은 원통형 관의 다른 쪽 끝으로 모여진 후 환자에게 다시 유입된다.



a) 외관                      b) 내부 구성

그림 2.2 섬관형 투석기의 구조

혈액 투석을 끝낸 후 투석기의 남아 있는 혈액은 그대로 혈액 손실이 되어 빈혈을 악화시킬 수도 있고, 혈액의 응고 때문에 투석이 끝났을 때 투석기의 혈액을 깨끗이 씻어내기가 어려웠다. 그러나 섬관형 투석기로 투석 후 혈액의 응고나 잔여 혈액에 대한 문제가 없다.

## 2.3 투석회로

그림 2.3의 투석회로는 투석 환자의 동맥에서 유출한 혈액을 투석기로 통과시킨 후 다시 투석 환자의 정맥으로 유입하는 과정을 나타낸 것이다. 투석액에는 Na(나트륨), K(칼륨), Ca(칼슘), Mg(마그네슘), Cl(염소), 포도당이 들어있으며, 고도로 정화된 물이 혼합되어 있다. 투석액에는 요독증 증상이 있는 환자의 혈액에 축적되어 있는 작은 분자량의 노폐물들이 없다. 이런 이유로 요독증이 있는 환자

의 혈액이 투석액에 노출되면 처음에는 혈액에서 투석액쪽으로 이동하던 분자들이 투석액에서 혈액 쪽으로 가는 역 유동을보다 훨씬 크게된다. 만약 혈액과 투석액이 막을 접한 채 정지하고 있다면 투석액 쪽으로 통과된 노폐물의 농도가 혈액 내의 농도와 같게 되며, 노폐물 제거가 일어나지 않게 되고, 막을 가로지르는 이동은 계속 되겠지만 이동율과 역 이동율은 같게 될 것이다. 실제 투석 동안에 농도 평형이 되지는 않으며 계속적으로 투석기 내의 투석액 부분에 새로운 투석액을 계속 채우고 혈액 부분에는 투석된 혈액을 투석 안에 새로운 혈액과 바꾸어 줌으로써 혈액과 투석액 사이의 농도 경사를 최대화한다. 보통 투석액의 유동방향은 혈액의 유동방향과 반대이며, 이 역류의 목적은 투석기 모든 부분에서 혈액과 투석액 사이의 노폐물 농도 차이를 최대화하려는 데 있다.

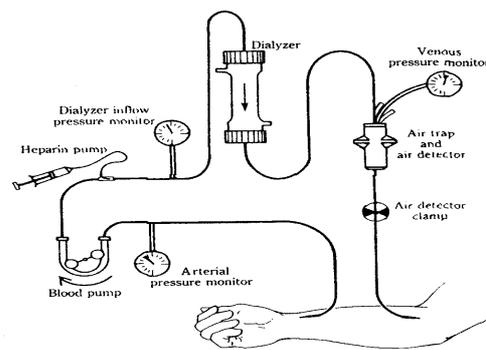


그림 2.3 투석 회로

초 여과 상수는 막 통과압이 각 압력(mmHg)에 대하여 시간당 초 여과되는 양을 ml로 표시한 것이다. 예를 들어, 초 여과 상수가 2.0이라면 물의 투과성은 낮으며, 시간당 100ml를 제거하기 위해서는 500mmHg의 막 통과압이 필요할 것이다. 초 여과 상수가 4.0이라면 수분의 투과성은 중간 정도이며 막 통과압은 250mmHg 정도가 되며, 초 여과 상수가 8.0이라면 막 통과압은 단지 125mmHg 만이 필요할 것이다. 어떤 합성막은 초 여과 상수 값이 10-50ml/mmHg에 이를 정도로 수분의 투과성이 지극히 높아 주목받고 있으며, 초 여과 상수가 클 때에는(즉 수분의 투

과성이 높을 때) 막 통과압 조절시의 작은 실수가 제거해야 할 초 여과 양에 있어 큰 실수를 유발하기도 한다. 이런 이유로 해서 초 여과 상수가 6.0 보다 큰 투석기는 특별한 펌프나 회로가 있어 초 여과 율을 직접 조절할 수 있는 투석기에만 사용한다.

## 제 3 장 혈액 투석 시스템의 설계

### 3.1 혈액 투석기의 시스템 개요

본 연구에서 설계한 혈액 투석기의 시스템은 주제어부, Dialysis 제어부, 모니터링 제어부, Blood 제어부, NIBP부, 해파린 펌프부, 터치 스크린 제어부, 네트 워크부로 구성된다.

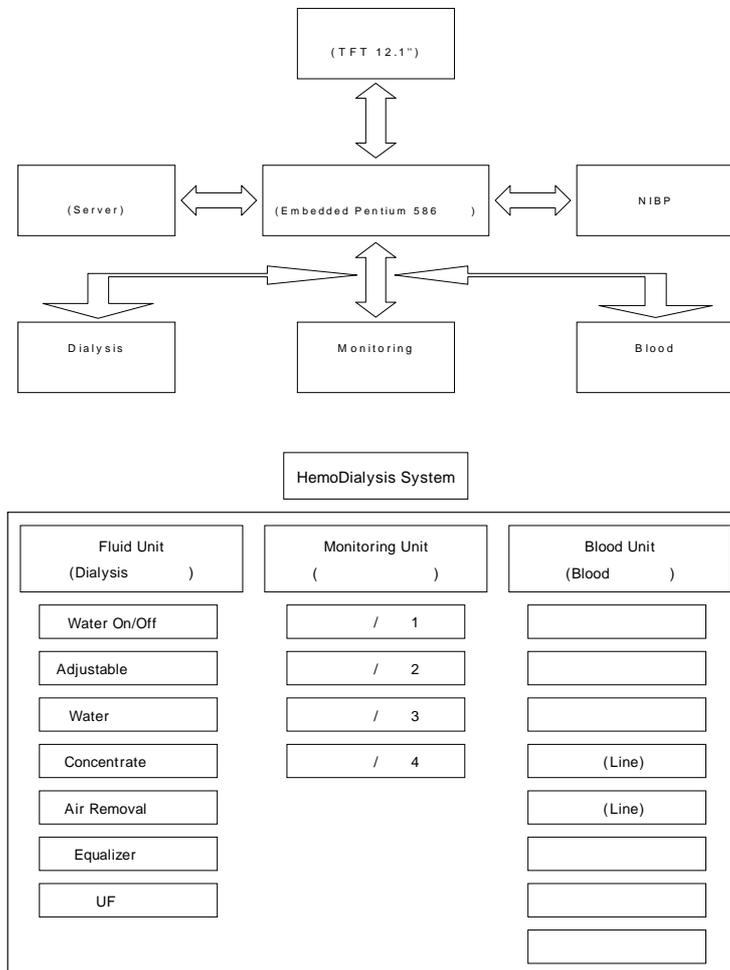


그림 3.1 혈액 투석 시스템의 전체 구성도

그림 3.1은 혈액 투석기 시스템의 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.

### 3.2 주 제어부 특징

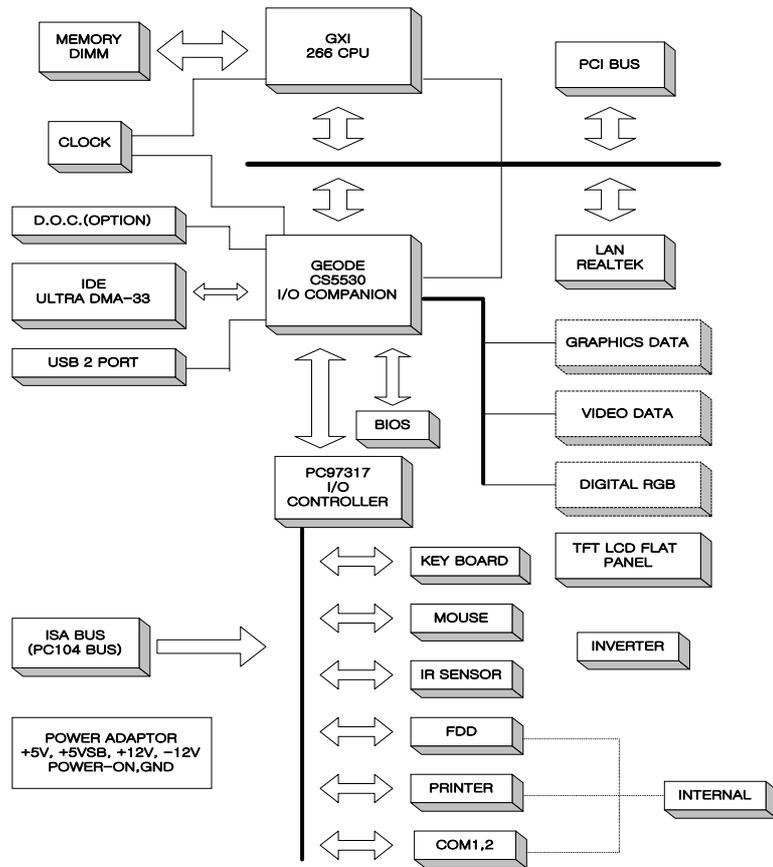


그림 3.2 임베디드 586 펜티엄 보드 구성도

임베디드 586 펜티엄 보드는 233MHz의 CPU를 사용하였으며, 데이터 저장용 메모리는 32Mbyte, IDE Controller내장, USB Port내장, Serial 포트가 여섯 개가 확장된 On Board를 사용하였으며, 1024×768 모드까지 그래픽이 지원이 되는 임

메디드 586 펜티엄 보드를 사용하였다. 4Mbyte의 데이터를 저장할 수 있는 Disk On Chip을 사용하여 시스템 운영시 혈액 투석 환자의 모든 데이터를 저장할 수 있도록 하였으며, 하드디스크 없이 Disk On Chip을 사용하여 시스템 부팅이 가능하다. 그림 3.3은 혈액 투석 시스템에 사용한 임베디드 펜티엄 586 보드이며, Serial 포트가 여섯 개 확장된 보드는 그림 3.4에 있다.



그림 3.3 임베디드 펜티엄 586 보드



그림 3.4 임베디드 펜티엄 586 시리얼 확장 보드

### 3.3 제어부(Controller)부

제어부에는 발진 회로가 내장되었으며, 32개의 I/O 포트를 내장하고, 32Kbyte의 프로그램 영역과 32Kbyte의 데이터 메모리를 사용할 수 있고, 전 이중 시리얼 포트를 사용할 수 있으며, 2개의 16비트 타이머가 내장되어 있고, 총 5개의 인터럽트를 사용할 수 있고, 외부 확장이 용이한 8비트 마이크로 원 칩 80C31을 사용하였다.

### 3.4 터치 스크린(Touch Screen)부

터치 스크린 제어부는 12.1"의 터치 패널과 사용자가 12.1" TFT LCD를 터치 하였을 경우 터치한 부위의 좌표를 9600bps의 RS-232를 통하여 임베디드 펜티엄 586 보드로 전송하도록 설계하였다.

### 3.5 정수 시설부

정수 시설부는 환자들이 투석할 때마다 약 120l 정도의 물에 노출되며, 물 속에 존재하는 분자량이 낮은 모든 입자들은 정맥으로 투여되는 것처럼 환자의 혈액 속으로 유입된다. AAMI(Association for the Advancement of Medical Instrumentation)에서는 혈액 투석에 사용되는 물의 순도에 대한 최저기준을 밝혔으며, 표 3.1은 물 속에 포함되는 화학 요소들의 최대 허용치이다.

표 3.1 투석액을 위한 수질 기준

Substance	AAMI에서 제시한 최대 허용치	
	mg/liter	mEq/liter
Aluminum	0.01	
Arsenic	0.005	
Barium	1.0	
Calcium	2.0	0.1
Cadmium	1.001	
Chlorine	0.5	
Chloramine	0.1	
Chromium	0.014	
Copper	0.1	
Fluoride	0.2	
Lead	0.005	
Magnesium	4.0	0.3
Mercury	0.0002	
Nitrate	2.0	
Potassium	8.0	0.2
Selenium	0.09	
Silver	0.005	
Sodium	70.0	3.0
Sulfate	100.0	
Zinc	0.1	

투석액을 만드는 데 쓰이는 물 속에 흔히 함유되어 있는 몇 가지 불순물들은 환자에게 유해한 것으로 밝혀졌고, 알루미늄은 골 질환, 진행성 신경 질환과 빈혈을 일으킬 수 있다. 투석 막이 효과적으로 세균 모두를 여과하는 역할을 하기 때문에 투석에 쓰이는 물을 철저하게 소독할 필요는 없으나, 물속의 세균 수를 200 균락/ml 이하로 유지하기 위해 적절한 소독제를 사용하여 정기적으로 소독을 해야 하며, 필터를 사용한다. 혈액 투석액으로 사용되는 물을 정화시키는데 몇 가지 방법이 이용되고 있는데, 역 삼투 과정은 요소, 소듐, 염화물과 같은 분자량이 작은 물질의 통과도 제한시킬 수 있도록 총 분히 작은 구멍을 지닌 반투막을 통해 물을 밀러내는 과정이며, 그림 3.5는 본 연구에서 혈액 투석용 정수 시설이다.



그림 3.5 본 연구에 사용된 혈액 투석용 정수기

### 3.6 NIBP부

NIBP부는 NIBP Module((주) 세인전자, 한국)을 사용하였으며, 2400bps의 RS-232 방식을 사용하여 임베디드 펜티엄 586 보드와 통신하였다.



그림 3.6 NIBP 모듈

### 3.7 해파린 펌프부

해파린 펌프는 CPU를 중심으로 디지털 하드웨어부와 해파린을 주입하는 약물 주입 구동부, 시스템 경보 검출부, 전원부로 나눌 수 있으며, 주사기는 30ml 표준 크기를 사용하였다.

### 3.8 네트워킹 부

네트워킹부는 혈액 투석 시 환자 데이터를 관리하며, 환자의 상태를 모니터링 하며, 중앙 감시 장치와 여러 대의 투석기를 연결하기 위해서 RS-485를 사용하였다. 혈액 투석기의 RS-232C를 RS-485로 변환하여, 동시에 송, 수신이 가능한 4선 식 접속 방법을 사용하여 Full Duplex로 동시에 서버와 혈액 투석기 사이의 데이터 송, 수신을 사용할 수 있도록 하였다.

## 제 4 장 Fluid Unit 설계

### 4.1 Fluid Unit의 개요

Fluid Unit은 필터를 사용하여 정수된 물과 투석 액을 혼합하여 투석환자 혈액의 노폐물과 수분을 제거하기 위하여 투석액을 투석기로 공급하는 부분으로서, 주요 핵심 부분은 열 교환기, Water On/Off 밸브, 수위 조절 시스템, Adjustable Regulator, 히터 챔버, 공기 제거 시스템, 투석액 공급 시스템, Equalizer 시스템, 초 여과(Ultrafiltration) 시스템 등으로 구성된다.

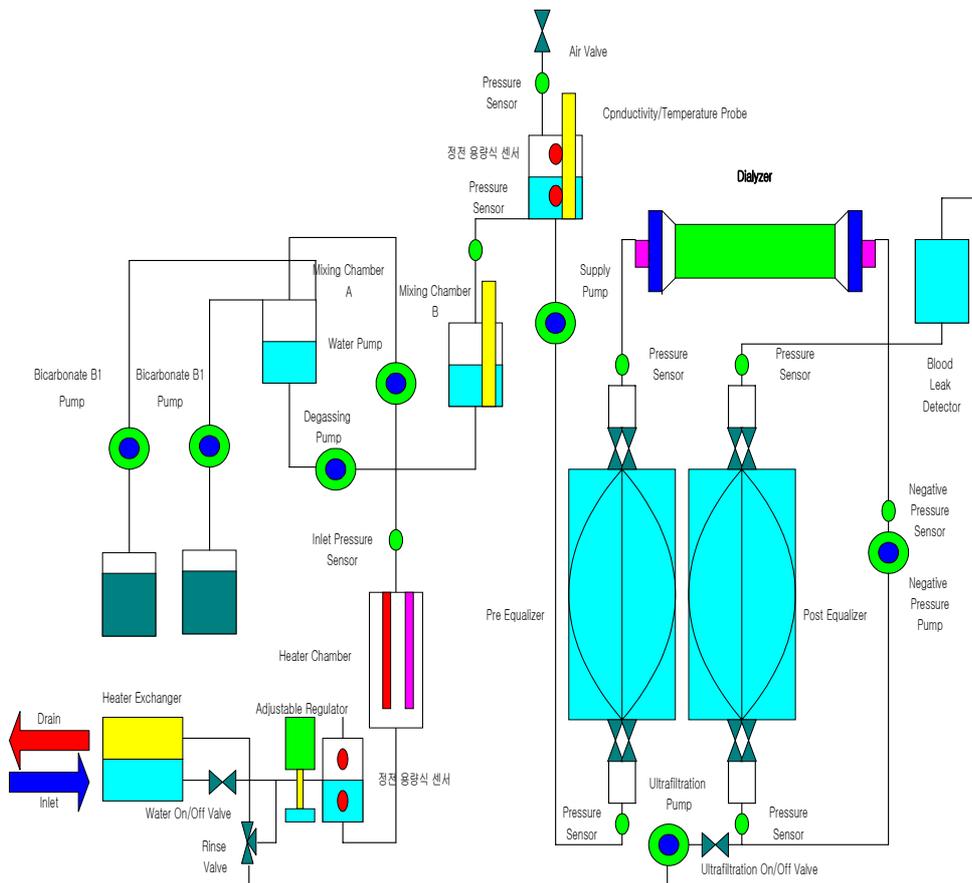


그림 4.1 Fluid Unit

## 4.2 Dialysis 제어부의 시스템 구성도

마이크로 컨트롤러로는 80C31을 사용하였으며 11.0592MHz의 CPU를 구성하였으며, 메인 프로그램 저장을 위해서 32Kbyte의 ROM을 사용하였으며, 데이터 저장을 위해서는 32Kbyte RAM을 사용하였다. 80C31의 포트0은 데이터 버스와 하위 어드레스 버스로 사용하였으며, 데이터 버스와 어드레스 버스의 충돌을 막기 위해서 래치를 사용하였다. 포트2는 상위 어드레스 버스로 사용되었고, PLD를 프로그램 하는데 사용하였다. 80C31의 인터럽트 4개중 타이머1은 Serial Port용으로 사용하였으며, 아날로그 신호를 처리하기 위해서 12bit MAX191 ADC컨버터를 사용하였다. 12bit DAC8413을 사용하여 혈액 투석 펌프의 속도를 조절하였다.

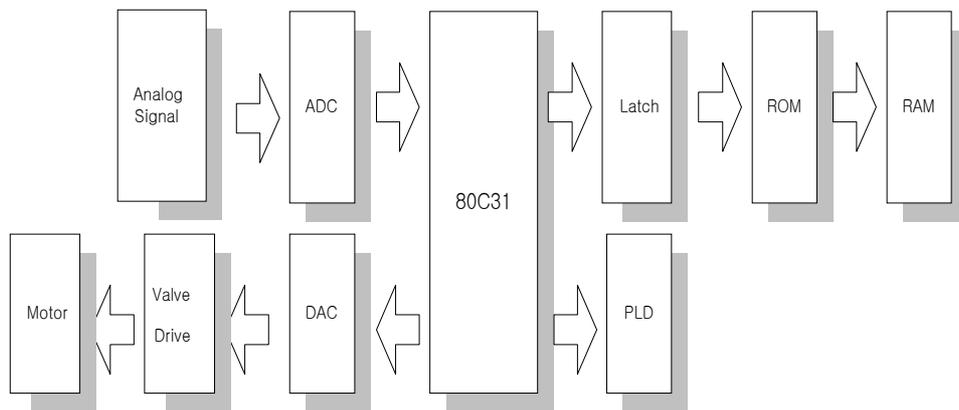


그림 4.2 Dialysis 컨트롤러 시스템 구성도

## 4.3 열 교환기

그림 4.3은 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 단시간에 올리기 위하여 열 교환기를 사용하였다. 열 교환기의 내부에는 내경 5mm, 외경 7mm, 길이 3m의 나선형 형태로 배열된 실리콘 튜브가 있으며, 열 교환기의 끝단에는 투석을 하기 위해 정수 물의 유입구와 투석액의 유출구의 두 개의 포트가 구성되어 있다.

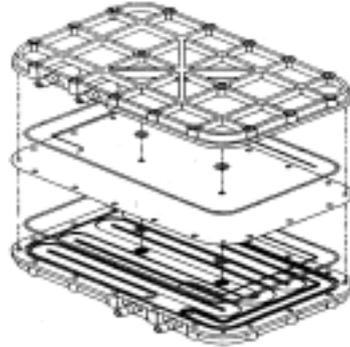


그림 4.3 열 교환기

#### 4.4 Water On/Off 밸브

Water On/Off 밸브는 혈액 투석기의 공기 제거 챔버(Air Removal Chamber)의 수위를 조절하고 투석 종료 후 혈액 투석기에 남아있는 정수물의 역류를 방지하기 위하여 사용된다. 투석 도중 발생한 공기는 Degassing 챔버에서 모두 제거되는데, 유입된 공기의 양이 많으면 이로 인해 Degassing 챔버의 압력이 높거나, 투석액의 수위가 낮아진다. 본 연구에서는 챔버의 압력이 높거나 수위가 낮아지는 것을 방지하기 위하여 투석기의 입구에 24V DC, 400Kpa의 솔레노이드 밸브를 투석기로 유입되는 정수물을 차단하였다. Water On/Off로 사용한 솔레노이드 밸브에 나사 홈이 있으면, 장시간의 투석과정에서 나사 홈에 노폐물이 쌓이게 되어, 투석 환자에 합병증을 발생시킬 우려가 있어, 본 연구에서는 나사 홈이 전혀 없는 밸브를 사용하여 장시간의 투석 과정에서 발생하는 오염에서 투석환자의 생명을 보호 할 수 있도록 하였다. 투석기에 사용한 24V DC 솔레노이드 밸브의 드라이브는 MOSFET을 사용하여 밸브를 On/Off 하였다. 혈액 투석 시 밸브의 고장으로 인해 시스템의 영향을 미치지 않도록 하기 위하여 밸브 드라이브 전에 포터 커플러를 사용하여 시스템과 밸브 드라이브 사이를 절연시켜 밸브의 고장이 시스템에 영향을 주지 않도록 설계하였으며, 주기적인 밸브 체크를 하여 투석 시 밸브의 고장으로 인해 환자의 생명에 위험에 처하는 상황을 미연에 방지하기 위하여 본 연



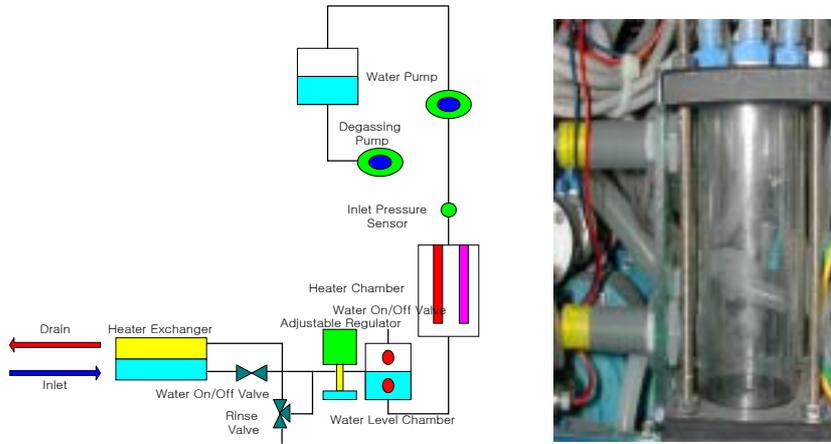


그림 4.5 수위 조절 시스템의 구성도와 사용한 챔버

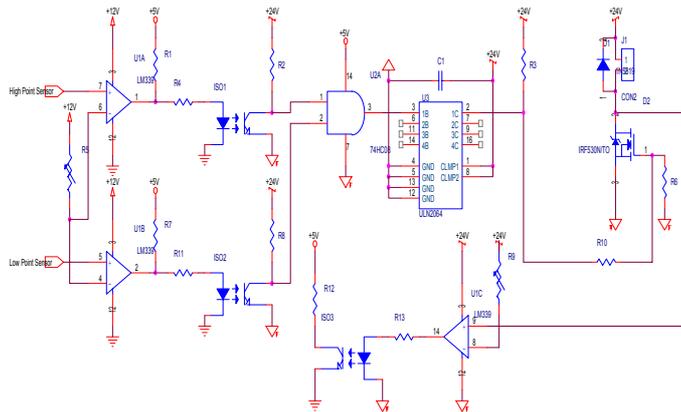


그림 4.6 수위 조절 시스템의 제어 회로도

## 4.6 Adjustable Regulator

Adjustable Regulator는 외부에서 투석기로 유입되는 정수물의 압력을 조절하기 위해서 사용하였으며, 혈액 투석기의 처음 부팅 시 자동으로 혈액 투석기로 유입되는 정수물의 압력을 조절하도록 설계하였고, 외부에서 혈액 투석기로 유입되는 정수물의 최소 압력은 25psig로 설계하였다. 그림 4.7은 설계된 Adjustable Regulator의 외형이다.



그림 4.7 Adjustable Regulator

Adjustable Regulator에 부착된 적외선 센서는 Regulator의 위치 검출용으로 사용하였으며, Adjustable Regulator의 상, 하 유효거리는 1cm이고, 모니터링 컨트롤러가 투석기로 유입하는 입력 압력을 주기적으로 감지하여 사용자가 설정한 압력보다 높거나 낮으면, Dialysis 컨트롤러에 설정 압력 조정 명령을 RS-232를 통하여 임베디드 펜티엄 586 보드를 통하여 Dialysis 컨트롤러로 전송하도록 설계하였다. Adjustable Regulator의 구동 원으로는 4상 2여자 방식의 6V, 1.2A의 스테핑 모터를 사용하였으며, 입력 압력의 미세 조정을 위하여 스테핑 모터의 구동 펄스는 50HZ를 사용하여 Adjustable 스테핑 모터를 구동하였다. Adjustable Regulator는 고속으로 회전하지 않으므로 정 전류 구동 원 드라이버로 UCN5804를 사용하였다.

#### 4.7 히터 챔버(Heater Chamber)

히터 챔버는 1500W의 카트리지 히터와 온도에 대해 선형을 갖는 써모커플이 챔버내에 들어있으며 챔버에 사용된 유리는 내열성이 우수한 특수 강화 유리를 사용하였다. 히터가 과열되는 것을 방지하기 위하여 써모커플을 사용하였으며, 시스템과 상관없이 전원을 차단시킬 수 있도록 설정하였다. 그림 4.8은 히터의 구성도를 나타낸 것이다. 196.85mm의 카트리지 히터는 녹스는 것을 방지하기 위하여 SUS316 재질을 사용하였으며, 투석 액의 온도를 36.5. C로 유지시키고, 린스(Rinse) 모드에서는 히터의 온도를 80. C~85. C 유지하도록 설계하였다.



그림 4.8 혈액 투석용 히터

#### 4.8 투석액 공급 시스템

혈액 투석기의 투석액 공급 시스템은 Bicarbonate 투석액 혹은 Acetate 투석액을 정수된 물과 일정한 비율로 혼합하여 공급 펌프를 사용하여, 투석기로 공급하는 부분으로서 Bicarbonate A 펌프, Bicarbonate B 펌프, Water 펌프, 공급 펌프로 구성된다. Bicarbonate 투석액 사용시에, 그림 4.9와 같이, Concentrate 공급 시스템은 Bicarbonate A, Bicarbonate B, Water를 1: 1.26: 32.76의 비율로 혼합한다.

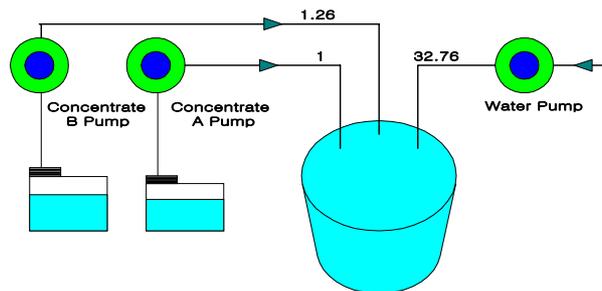


그림 4.9 Bicarbonate 투석액 사용 시 투석액 공급 시스템의 구성도

Acetate 투석액 사용 시 Acetate & Water 1:34의 비율로 혼합을 한다.

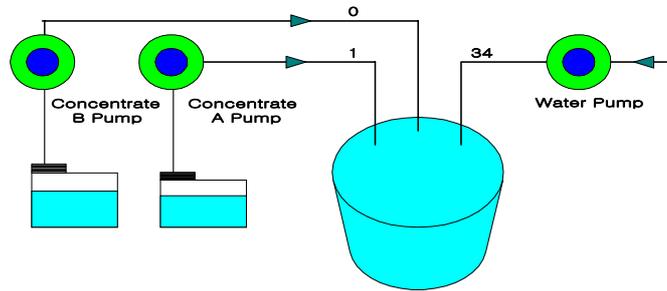


그림 4.10 Acetate 투석액 사용 시 투석액 공급 시스템 구성도

투석액 공급 펌프로 사용된 용적 심 펌프는 그림 4.11과 같이 마그네틱 드라이브를 사용하여 투석 시 생기는 노폐물이 펌프의 펌프 사이에 남아 있지 않도록 하기 위해서 용적심 펌프를 사용하였으며, 의료용으로 사용 할 수 있도록 모든 재질을 테프론으로 되어있다.

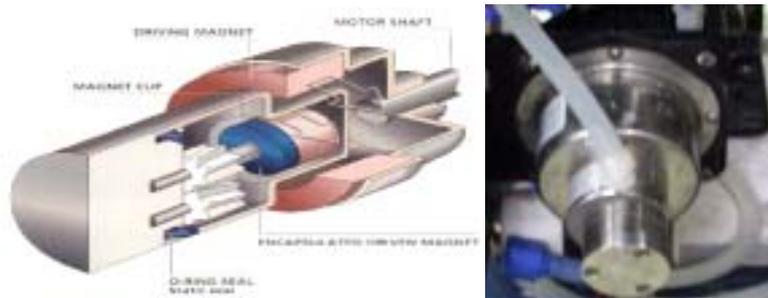


그림 4.11 투석용 펌프 헤드와 펌프

그림 4.12는 36.5. C의 정수 물을 공급하는 공급 펌프와 Bicarbonate B1 펌프와 Bicarbonate B2 펌프에서 공급하는 투석 액이 혼합 챔버 B에서 혼합하는 구성도이며, Bicarbonate 사용시의 침전을 방지하기 위하여 B1, B2 두 개의 약물 통으로 구분하여 사용하였다. 혼합 챔버 상단에는 전도도와 온도를 측정하는 전극이 있으며, Bicarbonate 사용 시 전도도는 13.2ms, Acetate 사용 시 전도도는 16.5ms가 되도록 정수된 물과 Bicarbonate B1, B2를 혼합 챔버 B에서 혼합한다. Bicarbonate 사용 시 B1, B2 두 개의 약 물통을 사용하며, B1 혹은 B2에 약물이

없으면 Bicarbonate B1 혹은 B2는 계속 공 회전을 하게되므로, 펌프에 무리를 주게 된다. 공 회전을 방지하기 위하여 B1 혹은 B2 두 개의 약 물통 중 한 개라도 비어 있으면, 사용자에게 경고를 알리는 알고리즘을 그림 4.13과 같이 삽입하였다.

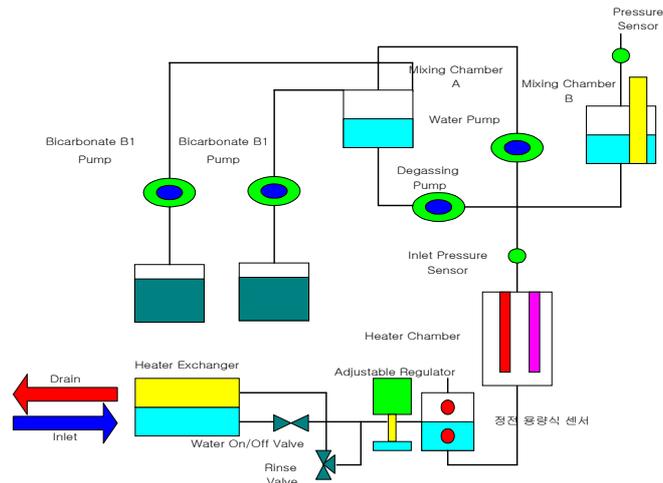


그림 4.12 투석액 공급 시스템

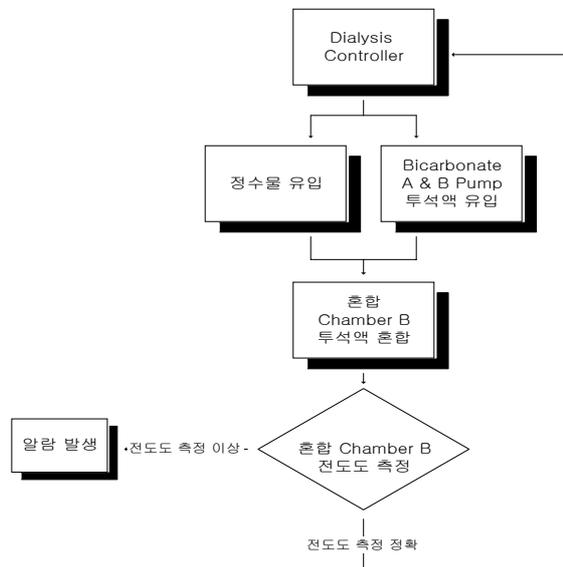


그림 4.13 경고를 알리는 알고리즘

혈액 투석기 시스템에 사용된 펌프를 제어하기 위하여 4채널, 12비트 Rail-to-Rail D/A Converter를 사용하였으며, 각 채널에 할당된 기능은 표 4.1과 같고, 펌프를 제어하기 위한 회로도 는 그림 4.14와 같다.

표 4.1 각 채널당 할당된 기능

채널	기능
채널 1	Bicarbonate 펌프 구동
채널 2	Acetate 펌프 구동
채널 3	Water 펌프 구동
채널 4	Degassing 펌프 구동

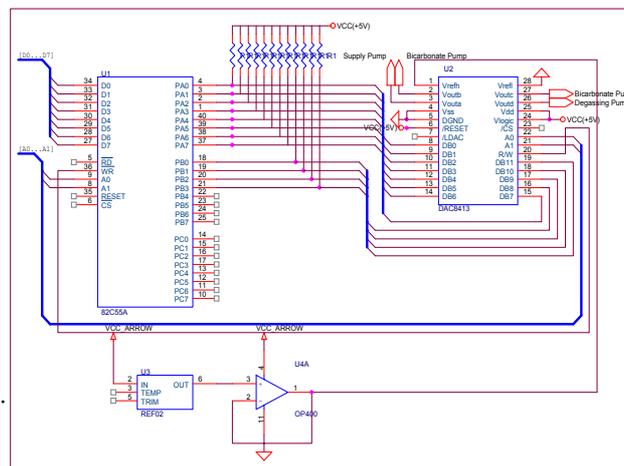


그림 4.14 펌프 구동 회로도

## 4.9 공기 제거 시스템

공기 제거 시스템은 정진용량식 센서, 챔버 A, 챔버 B, Degassing 압력 센서, Degassing 펌프로 구성되어 있으며, Degassing 펌프의 음압을 이용하여 투석액에 섞여 있는 공기를 제거하고, 투석액에 섞여있는 공기로 인해 발생하는 투석기의 파손, 압력의 변동, 유량의 변화를 안정화시키며, 투석 환자의 생명을 보호할 목적으로 사용하였다. 그림 4.15는 공기 제거 시스템의 구성도이다.

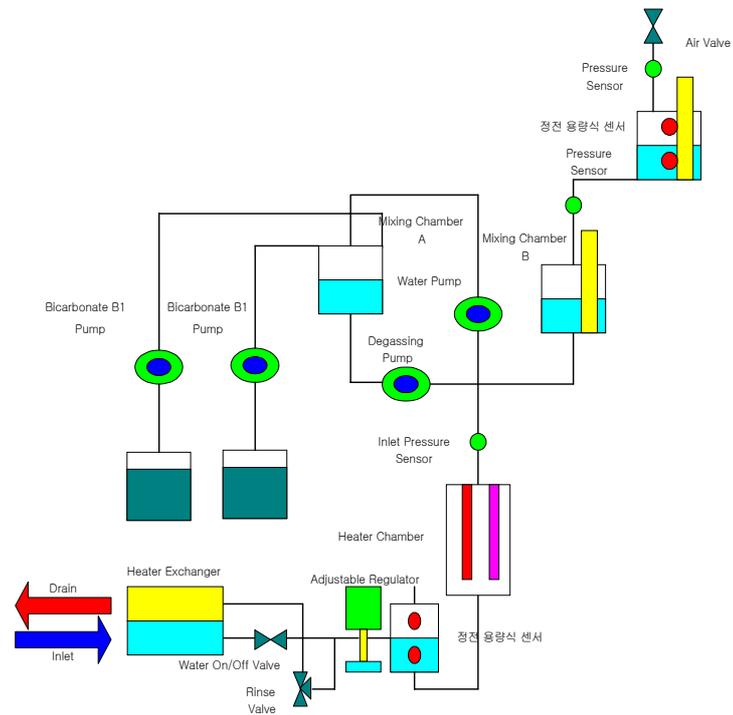


그림 4.15 공기 제거 시스템의 구성도

그림 4.16의 혼합 챔버 A에서는 정수된 물과 Bicarbonate A가 혼합되며, 그림 4.17의 혼합 챔버 B에서는 혼합 챔버 A의 혼합액과 Bicarbonate B가 혼합된다.



그림 4.16 혼합 챔버 A



그림 4.17 혼합 챔버 B

혼합 챔버 B에서 혼합된 투석액은 Degassing 펌프의 음압에 의해서 혼합액에 섞여있는 공기와 함께 Degassing 챔버(그림 4.18)로 유입되며, Degassing 챔버에서는 혼합액 속의 공기를 제거시킨다. Degassing 챔버에는 두 개의 정전 용량식 센서가 상한, 하한 값으로 설정되어 있다. 혼합액의 수위가 상한 값과 하한 값의 사이에 있으면, 투석 도중 투석액에 공기가 섞여있지 않은 것으로 간주하고, 혼합액의 수위가 하한 지점에 아래에 위치하면, 혼합액에 공기가 섞여 혼합액의 수위가 낮아진 것으로 간주하며, Degassing 챔버의 위쪽에 위치한 밸브를 열어서 Degassing 챔버내의 공기를 제거하고, 혼합액의 수위가 상한, 하한 값의 사이에 도달하면, Degassing 챔버의 위쪽에 위치한 밸브를 닫도록 설계되었다.

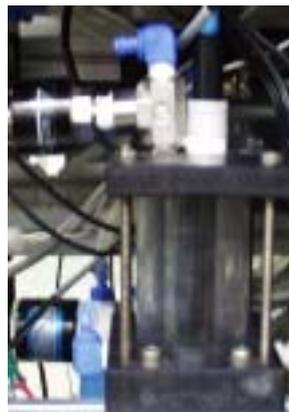


그림 4.18 Degassing 챔버

그림 4.19은 공기 제거 시스템의 전체 알고리즘이다.

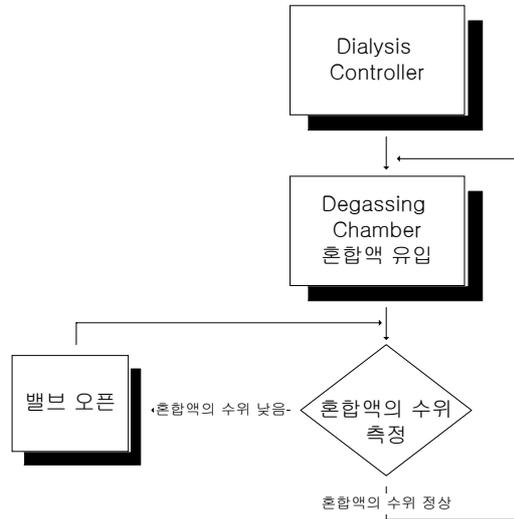


그림 4.19 공기 제거 시스템 구성도

#### 4.10 Equalizer 시스템

Flow Equalizer 시스템은 타원형의 구조를 가진 Equalizer와 여덟 개의 밸브, 네 개의 압력 센서로 구성되고, Equalizer의 중앙에 실리콘 고무가 설치된 2개의 챔버로 되어 있다. 각 챔버는 100cc의 부피를 가지며, 챔버 안쪽에는 작은 홈이 세로로 여러 개 있는데, 이것은 Equalizer 안에 있는 실리콘 고무가 Equalizer 안쪽 벽에 완전히 밀착될 때 Equalizer 안쪽에 있던 투석액이 바깥쪽으로 신속히 유출되도록 하기 위함이다. Equalizer 밸브의 On/Off는 투석 조절기의 밸브 드라이브 회로에서 제어되며, Pre-Equalizer와 Post-Equalizer에 사용된 8개의 밸브 주기는 Valve1과 Valve4, Valve5와 Valve8은 항상 같이 주기에 On/Off를 하고, Valve2와 Valve3, Valve6과 Valve7은 항상 같이 주기에 On/Off를 한다. Pre-Equalizer와 Post-Equalizer의 전, 후단에 설치된 압력 센서는 투석액의 압력을 측정하여 Equalizer 시스템이 올바르게 동작하고 있는지 모니터링하며, Pre-Equalizer와 Post-Equalizer 전단의 압력을 측정하여 투석기를 전후의 부피가 일치하는지 모니

터링 한다. 그림 4.20은 Flow Equalizer에 사용된 금형 틀을 나타낸 것이다.



그림 4.20 Flow Equalizer에 사용된 금형 틀

Pre Equalizer와 Post Equalizer의 상, 하에 위치한 2-Way 솔레노이드 밸브의 On/Off 시간은 공급 펌프에서 공급되는 유량에 의해서 결정된다. Equalizer의 구성도를 그림 4.21에 나타내었다.

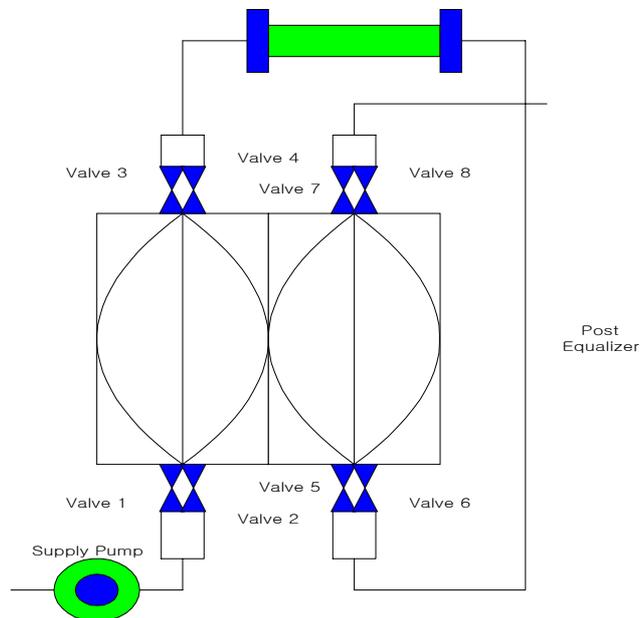


그림 4.21 Equalizer 시스템의 구성도

## 4.11 초 여과 시스템(Ultrafiltration System)

초 여과 시스템은 투석기 양단의 압력 차이를 이용하여 투석 환자 혈액을 제거하는 부분으로, 음압 펌프(Negative Pressure Pump), 초 여과 펌프(UF Pump)로 구성된다. 투석기의 작은 fiber를 통과할 수 있는 용질들은 초 여과라는 현상으로 발생하며, 물분자는 매우 작아 모두 투석기로 통과할 수 있다. 혈액 투석동안 물은 혈액과 투석액 사이의 삼투압 경사에 의해 혈압 쪽 에서 투석 액 쪽으로 이동하게 되며, 초 여과 율은 투석기의 막 사이에서 발생하는 압력차(TMP = 정맥압-투석기 후단에서의 압력)이에서 발생 할 수 있다. 초 여과 상수는 투석기의 막 사이에서 발생하는 압력(mmHg)당, 시간당, 투석기를 통과하는 물의 양(ml)으로 정의한다. 음압 펌프는 투석기의 후단의 압력을 음으로 만들어서 투석기의 양단의 압력 차이를 발생시키며, 본 연구에서는 막 통과 압력이 최대 500mmHg인 투석기를 사용하였고, 음압 펌프는 투석기 전단의 압력을 0mmHg로 했을 때 최대 500mmHg까지 음압을 줄 수 있으며, 음압에 따라 투석 환자의 수분 제거율은 변화된다[2].

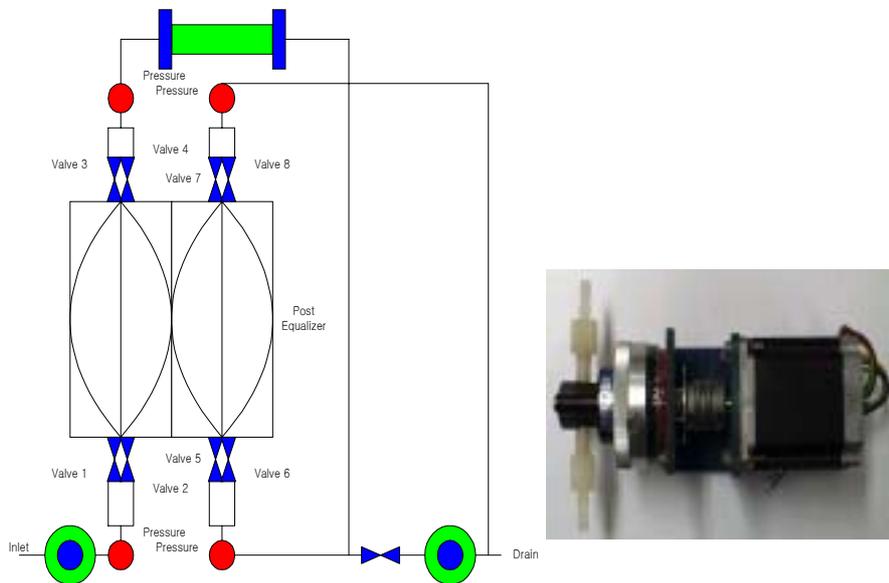


그림 4.22 초여과 시스템의 구성도와 펌프

## 제 5 장 Blood Unit 설계

### 5.1 Blood Unit의 개요

그림 5.1은 혈액 투석 시스템에서 Blood Unit의 구성도 이다. Blood Unit은 혈액 펌프를 사용하여 환자의 동맥으로부터 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 주위 조절 시스템, 동맥/정맥 압력 측정, 동맥/정맥 공기 검출 시스템, 혈액 누출 감지 시스템으로 구성된다.

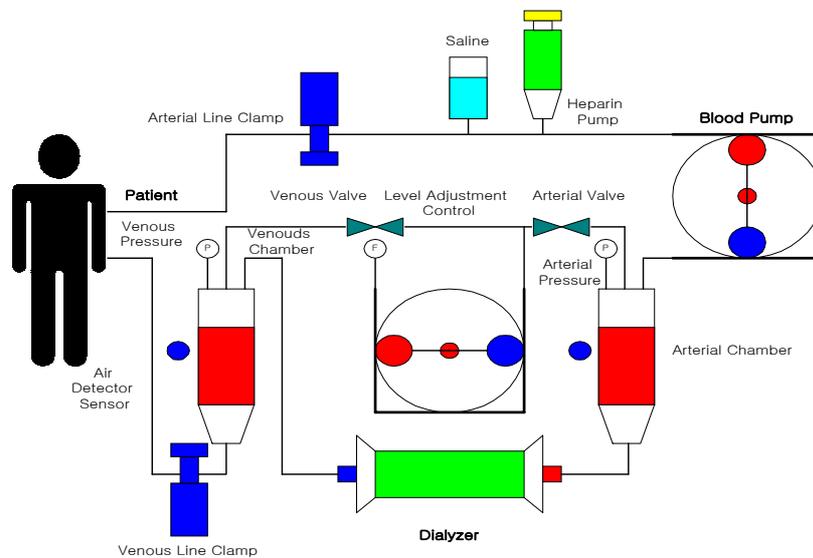


그림 5.1 Blood Unit

### 5.2 Blood Unit의 시스템 구성도

Blood Unit은 마이크로 컨트롤러 80C31를 사용하였으며 그림 5.2 Blood Unit의 시스템의 구성도를 나타낸 것이다.

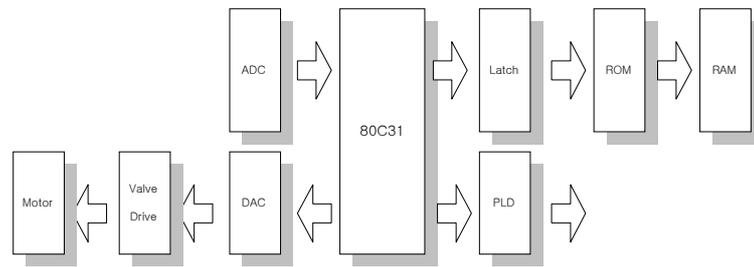


그림 5.2 Blood Unit의 시스템 구성도

### 5.3 혈액 펌프 시스템

혈액 펌프는 투석 환자의 동맥으로부터의 혈액을 투석기로 통과시켜, 환자 혈액의 노폐물과 수분을 제거한 후 정맥으로 환자의 혈액을 다시 유입시키는 역할을 한다. 그림 5.3은 혈액 펌프로 롤러(Roller)가 두 개인 Peristaltic 펌프를 사용하여, 환자의 혈액이 금속성의 물질과 직접 접촉하는 것을 피했으며, 펌프의 유량은 0ml/min~최대 500ml/min으로 설정할 수 있으며, 사용자가 터치 스크린을 이용하여 혈액 펌프의 속도를 조절할 수 있도록 설계하였다. Peristaltic 펌프에 사용된 모터는 반영구적이고, 소음이 적은 24V의 DC 브러시리쉬 모터를 사용하였고, Motorola의 MC33033P를 이용하여 브러시리쉬 모터를 제어하여, 최대 1000rpm 까지 회전할 수 있도록 설계하였다.



그림 5.3 혈액 펌프로 사용된 Persitalic 펌프

### 5.4 동맥/정맥 라인 클램프 시스템

동맥/정맥 라인 클램프는 투석 도중 기계의 고장이나, 사용자의 잘못으로 인해

환자의 정맥에 공기가 유입되는 현상을 미연에 방지하기 위한 것으로 본 연구에서는 그림 5.4와 같이 두 개의 솔레노이드 클램프를 사용하여 동맥/정맥 라인 클램프를 구성하였다. 동맥/정맥 라인 클램프의 뒤쪽에는 램프가 제대로 동작하는지 체크하기 위해서 접점형 스위치를 사용하였으며, 클램프가 On되면, 접점형 스위치는 Logic High를 출력하며, 클램프가 Off되면, 접점형 스위치는 출력은 Logic Low를 출력한다.



그림 5.4 동맥/정맥 라인 클램프

그림 5.5는 동맥/정맥 라인 클램프 구동 드라이브를 나타낸 것이다. 클램프의 내부에는 많은 코일이 있어서 클램프가 On되었을 때 많은 열이 발생하며, 이로 인해 시스템에 영향을 미칠 수 있으므로, 그림 5.5와 같이 Photo MOSFET Relay를 사용하여 장시간 클램프가 On이 되었어도 시스템에 영향을 미치지 않도록 설계하였다. 그림 5.6의 접점형 센서 회로는 클램프가 On/Off하는 순간 채터링 현상이 발생하는데 이를 제거하기 위해서 슈미터 인버터에 의한 채터링 제거회로를 사용하였다.

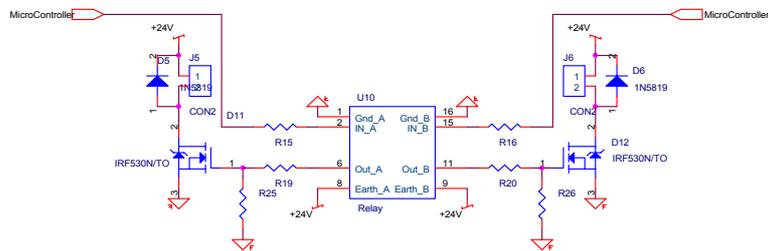


그림 5.5 동맥/정맥 라인 클램프 구동 드라이브

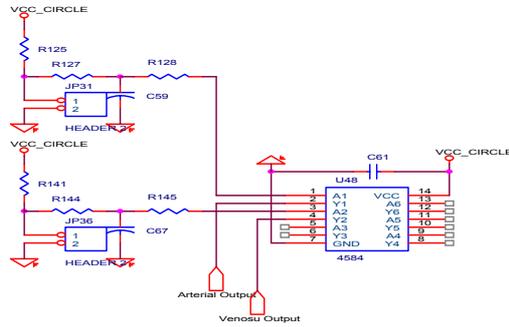


그림 5.6 동맥/정맥 라인 점점형 센서 검출 부

그림 5.7은 투석 도중 공기 유입으로 인해 동맥/정맥 라인 클램프가 동작하는 경우를 알고리즘을 나타낸 것과, 동맥/정맥 챔버 뒤쪽에 위치한 정전 용량식 센서가 챔버 내의 공기의 유무를 모니터링한다. 공기가 검출되었을 경우, 동맥/정맥 라인 클램프는 동작을 하며, 사용자가 챔버 내의 공기를 완전히 제거하지 않으면, 클램프는 원위치로 돌아오지 않는다.

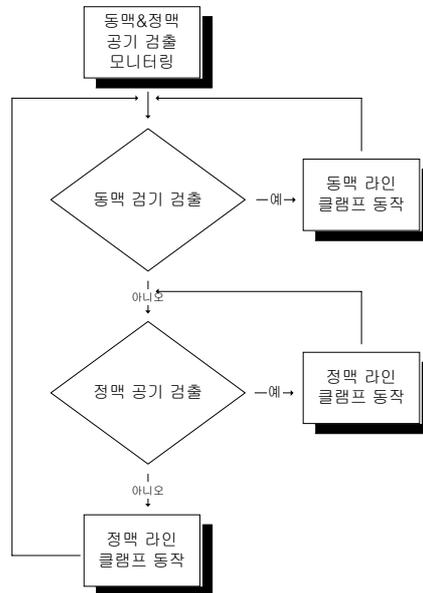


그림 5.7 동맥/정맥 라인 클램프 동작 알고리즘

## 5.5 동맥 가드(Guard) 시스템

동맥 가드 시스템은 환자의 동맥과 혈액 튜브세트가 연결되는 부위의 이상이  
나, 투석 환자의 동맥에 비정상적인 음압을 나타내는 현상을 모니터링하기 위한  
것으로, 접촉용 센서를 사용하였다. 그림 5.9는 센서의 외관을 나타낸 것이다.

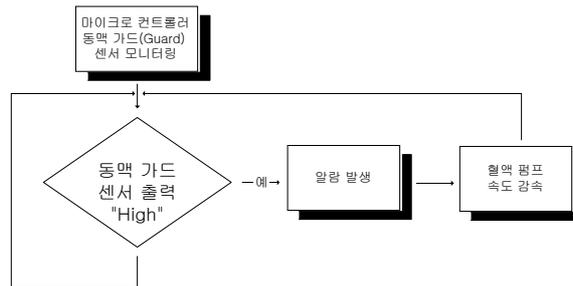


그림 5.8 동맥 가드 시스템 알고리즘



그림 5.9 동맥 가드 센서의 외관

## 5.6 동맥/정맥 수위 조절 시스템

그림 5.10의 동맥/정맥 챔버 수위 조절 시스템은 환자의 혈액을 모아두는 동맥  
챔버와 정맥 챔버 내의 공기를 투석 초기에 제거하거나 투석 도중 공기의 유입으

로 공기가 환자의 정맥으로 유입되는 것을 막기 위해서 사용된다. 과거에는 주사기로 챔버 내의 혈액의 공기를 제거하였으나, 본 연구에서는 Peristaltic 펌프를 기반으로 공기 유, 출기를 제작하여 과거에 비해 손쉽게 챔버 내의 공기를 쉽게 조절하도록 설계하였다.



그림 5.10 동맥/정맥 챔버 수위 조절 시스템

동맥/정맥 챔버 수위 조절 시스템의 구조는 직경 10cm인 2개의 톨리로 구성되며, Peristaltic 펌프의 구동원으로 24V의 DC 모터를 사용하였고, 최대 300rpm까지 회전할 수 있다. 본 연구에서 과도한 공기 제거는 투석 도중 챔버 내의 압력을 변화시킬 수 있으므로, 100rpm으로 설정하여 사용하였다. 그림 5.11은 동맥/정맥 챔버 수위 조절 시스템의 제어 회로도이다.

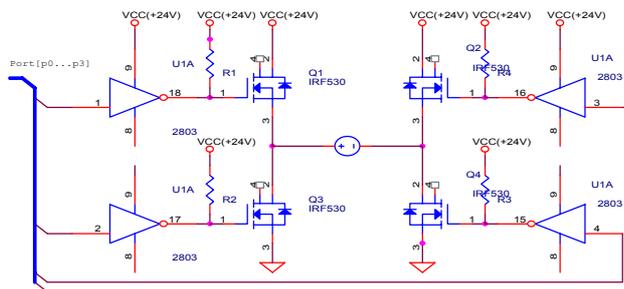


그림 5.11 동맥/정맥 챔버 수위 조절 시스템 회로도

챔버 내의 공기를 제거할 경우 공기 내의 이물질이 챔버 내로 유입되는 것을 막기 위해서 그림 5.3의 혈액 펌프와 동일한 원리로 챔버의 공기를 유입, 유출시켰으며, 그림 5.12와 같은 공기 필터를 사용하였다



그림 5.12 동맥/정맥 챔버 수위 조절 시스템에 사용한 공기 필터

## 5.7 동맥/정맥 압력

동맥/정맥 압력은 혈액 투석시 환자의 동맥에서 유출되는 압력과 정맥으로 유입되는 압력을 측정하기 위한 것으로, 보통 동맥 챔버의 압력은  $-100\text{mmHg} \sim 0\text{mmHg}$ 의 음압을 가지며, 정맥 챔버의 압력은  $0\text{mmHg} \sim 100\text{mmHg}$ 이 양압을 가진다. 투석 도중 투석 환자의 혈관 상태가 나쁘거나, 혈관이 막혀 혈액이 유출되지 않으면, 동맥 챔버의 압력이 음압으로 내려가는 현상이 발생하며, Blood 컨트롤러는 이를 감지하여 경고를 주도록 설계하였다. 정맥 챔버의 압력은 초여과시 TMP를 계산하기 위하여 사용된다. 실리콘 반도체 센서는 보정되지 않은 온도오차를 많이 내포하고 있으며, 간단한 온도 보상을 위해서 정 전류로 구동시킬 필요가 있으며, 센서를 정 전류로 구동시킬 때 온도로 인하여 브리지 저항이 증가하면 센서 브리지에 걸리는 전압이 상승한다. 이 때 센서의 Full Scale Output는 센서의 감도와 브리지 전압의 곱으로 결정되므로, 브리지 전압의 상승은 Full Scale Output의 증가로 나타난다. 센서 설계 시에  $\text{TCR}(\text{브리지 저항의 온도계수}) = -\text{TCS}(\text{브리지 저항의 감도의 온도계수})$ 로 정확하게 선택 할 수 있다면, 보상문제가 간단히 해결 될 수 있다. 본 연구에서 사용된 실리콘 센서는 브리지 저항의 온도계수와

브리지 저항감도 계수가 조화를 이루는 센서이므로 그림 5.12와 같이 전류 소스 원으로 REF02와 같은 전압 레퍼런스를 이용하였으며, 인스트루먼트 증폭기로 출력 전압을 얻었다.

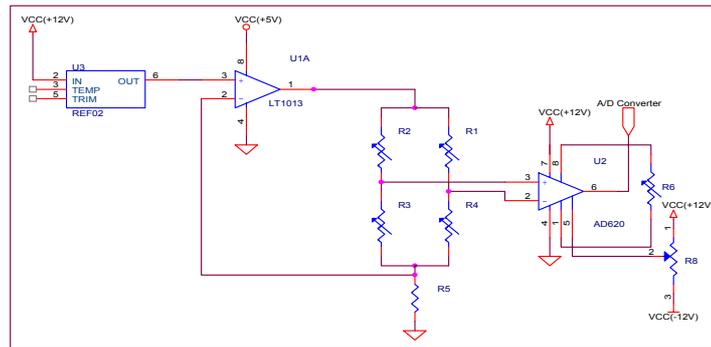


그림 5.13 동맥/정맥 압력 측정 회로도

## 5.8 동맥/정맥 챔버 공기 검출 시스템

동맥/정맥 챔버 공기 검출 시스템은 투석 도중 챔버 내의 공기의 유입으로 환자의 생명에 위협을 초래하는데, 이를 방지하기 위하여 본 연구에서는 동맥/정맥 챔버의 후단에 비접촉식 정전용량식 센서를 이용하였다. 그림 5.14는 사용한 정전용량식 센서의 외형이며, 센서의 사양은 표 5.1과 같다.



그림 5.14 정전 용량 식 센서

표 5.1 정전 용량식 센서 사양

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

마이크로 컨트롤러는 투석 중 10ms의 주기로 정전용량식 센서를 모니터링하며, 공기가 검출되면, 마이크로 컨트롤러는 클램프를 사용하여, 혈관으로 공기가 유입되는 것을 막고, 혈액 펌프를 정지시키고, 공기가 제거되면, 경고음을 멈추고 클램프도 제자리로 돌아온다.

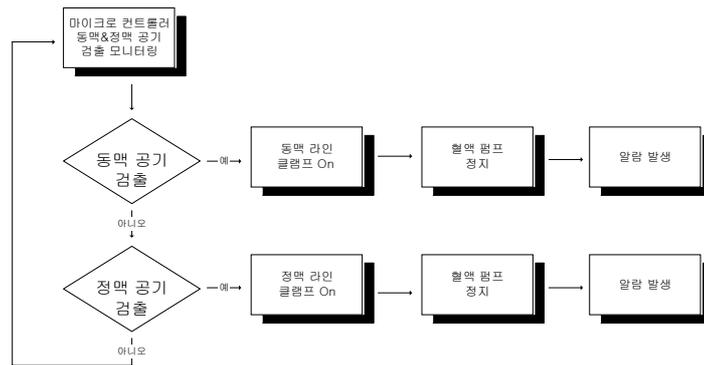


그림 5.15 동맥/정맥 공기 검출 알고리즘

## 5.9 혈액 누출 감지 시스템

혈액 누출 감지 시스템은 투석기의 결함으로 투석액 라인으로 혈액이 유출되는 것을 검출하는 시스템으로, 송신부와 검출부로 구성된다. 송신부는 포토 다이오드를 사용하였으며 수신부는 적외선 센서를 사용하였다. 본 연구에서는 혈액 누출 감지 챔버의 더 넓은 지역을 모니터링하기 위해서 송신부에 렌즈를 사용하였다. 혈액 투석시 환자의 혈액은 투석액과 같이 혼합되어 일정한 속도로 흐르며 혈액

누출 감지 챔버안에서 혈액의 누출을 감시하도록 되었다. 혈액 누출시 혈액 누출 감지 챔버 안에서 혈액이 보다 오랫동안 머무르고, 투석 환자의 노폐물이 혈액 누출 감지 챔버 안에 쌓이는 것을 방지하기 위해서 투석 시 투석액이 위쪽에서 밑으로 흐르도록 설계되었으며, 챔버의 밑 부분은 노폐물이 쌓이는 것을 방지하기 위해서 약간 아래쪽으로 내려가 있다. 혈액 투석이 끝나고 투석액 라인에 쌓여있는 노폐물을 제거할 경우 혈액 누출 감지 챔버로 흐르는 소독액은 투석시처럼 위쪽에서 아래쪽으로 흐르지 않고, 한번은 위쪽에서 아래쪽으로, 또 한번은 아래쪽에서 위쪽으로 흐르도록 설계되었다. 그림 5.16은 본 연구에 사용된 혈액 누출 감지 챔버이고, 그림 5.17은 혈액 누출 감지 알고리즘이다.



그림 5.16 혈액 누출 감지 챔버

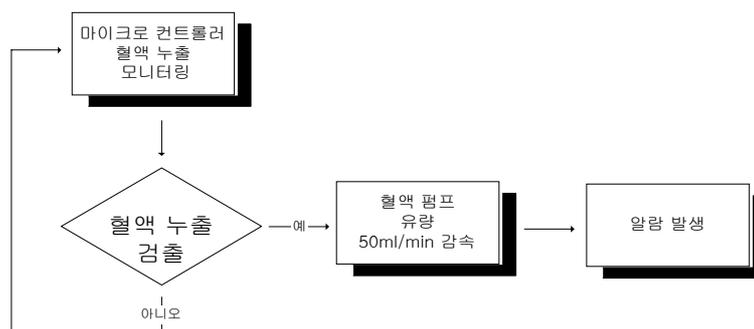
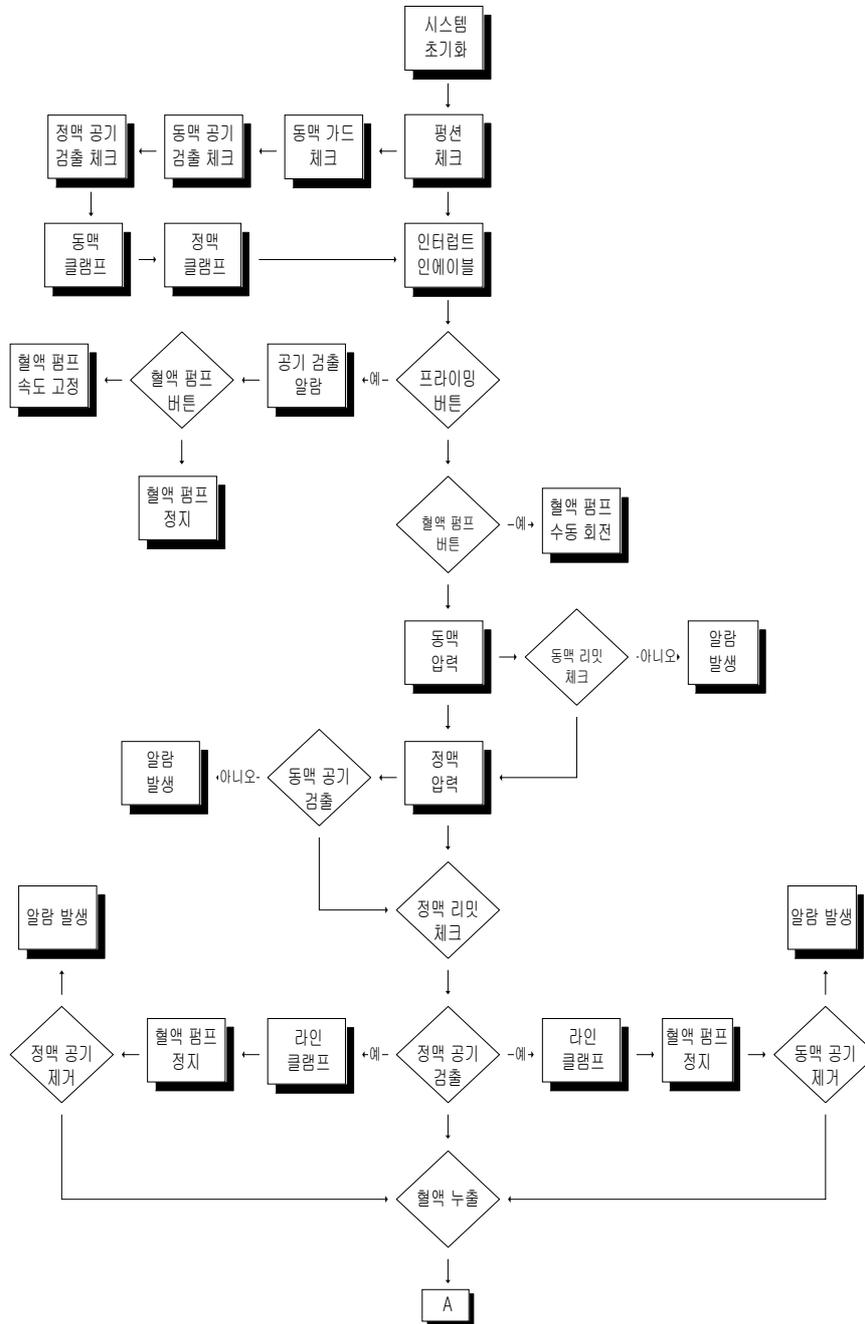


그림 5.17 혈액 누출 감지 알고리즘

## 5.10 Blood Unit의 전체 시스템 알고리즘



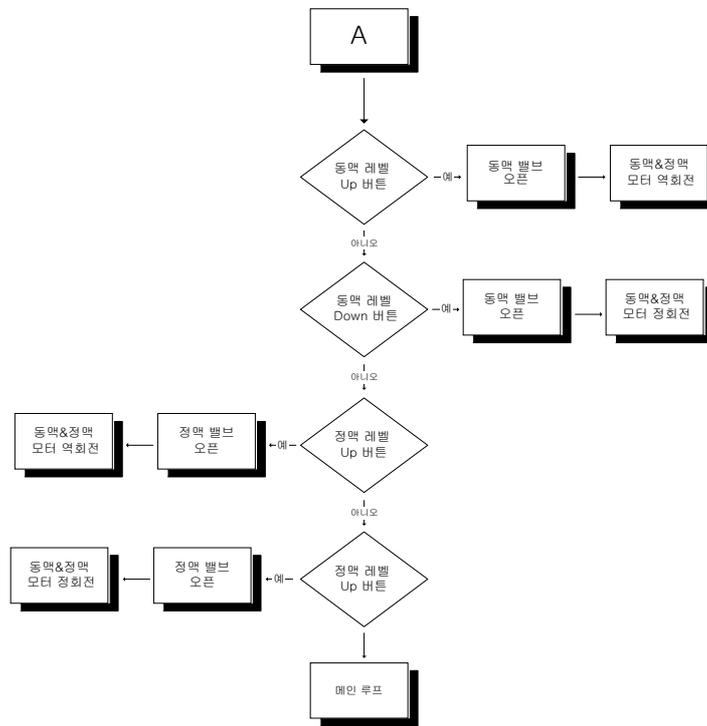


그림 5.18 Blood Unit의 전체 알고리즘

그림 5.18은 Blood Unit의 전체 시스템 알고리즘을 나타낸 것이며, 시스템 초기 내부 타이머 인터럽트, 외부 인터럽트, 메모리 클리어, 시리얼 보레이트를 설정한다. 투석 도중 기계의 오류로 인해서 환자의 생명에 위협을 초래하는 경우를 미연에 방지하기 위해서 혈액 투석기의 Blood Unit의 모든 시스템을 체크하고, 문제가 발생할 경우 사용자에게 경고를 알려 투석기를 사용하지 못하도록 하기 위하여 기능 체크를 실시한다. 투석을 하기 전에 투석 환자의 혈관과 연결하는 Blood Tubing Line에 노폐물과 공기를 제거하기 위하여 투석전 Saline으로 프라이밍을 실시하며, 평선 체크와 프라이밍(Priming)이 모두 끝나면, Blood Pump를 사용하여 투석 환자의 동맥에서 혈액을 유출하여 투석기로 통과시켜 환자의 혈액 속에 있는 노폐물을 제거하고 정맥으로 다시 유입시킨다. 투석중 환자의 동맥, 정맥 압력은 환자의 상태와 공기의 유입으로 많은 변화를 발생하며, 투석중 환자의 동맥과 정맥의 압력을 모니터링 하여 사용자에게 알리도록 하였다. 특히 환자의 정맥에

공기가 유입되는 현상을 미리 방지하기 위하여 본 연구에서는 두 개의 라인 클램프를 사용하였으며, 정전 용량식 센서에 의해 모니터링을 하여 동맥/정맥 챔버에 공기가 감지되면 혈액 펌프를 정지시키고, 동맥/정맥 라인 클램프를 사용하여 압력에 의해서 정맥으로 공기가 유입되는 현상을 미연에 방지하도록 시스템을 설계하였다[3].

## 제 6 장 모니터링(Monitoring) Unit 설계

### 6.1 모니터링 Unit의 개요

모니터링 Unit는 혈액 투석 중 투석액의 온도와 전도도를 측정하여 설정된 값과 비교하여 이상이 발생하면 사용자에게 경고를 알려 환자의 생명을 보호하는 중요한 부분이다. 주요 구성은 전도도, 온도 전극과 이를 제어하기 위한 측정 보드로 구성되어 있다. 그림 6.1은 본 연구에 사용된 전도도와 온도를 측정하기 위한 전극이다.



그림 6.1 전도도 전극

### 6.1 모니터링 제어부의 시스템 구성도

모니터링 Unit에 마이크로 컨트롤러 80C31을 사용하였으며, 그림 6.2는 모니터링 제어부의 구성도이다.

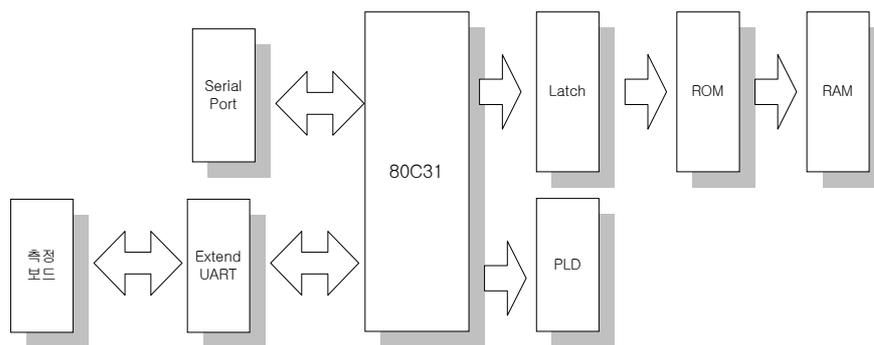


그림 6.2 모니터링 제어부 시스템 구성도

## 6.2 모니터링 전도도 측정 보드의 시스템 구성도

전도도 측정 보드에 사용한 마이크로 컨트롤러는 8비트 80C31을 사용하였으며 그림 6.3과 그림 6.4는 전도도 측정 보드의 시스템 구성도와 측정 회로도를 나타낸다.

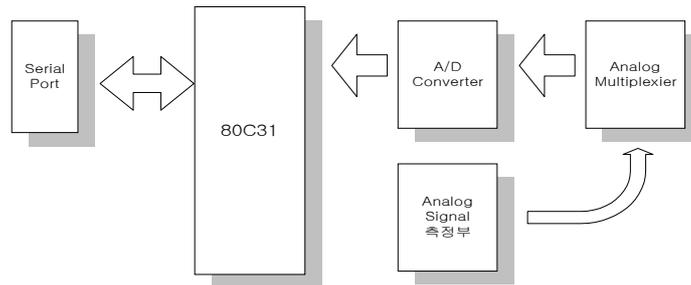


그림 6.3 전도도 측정 시스템의 구성도

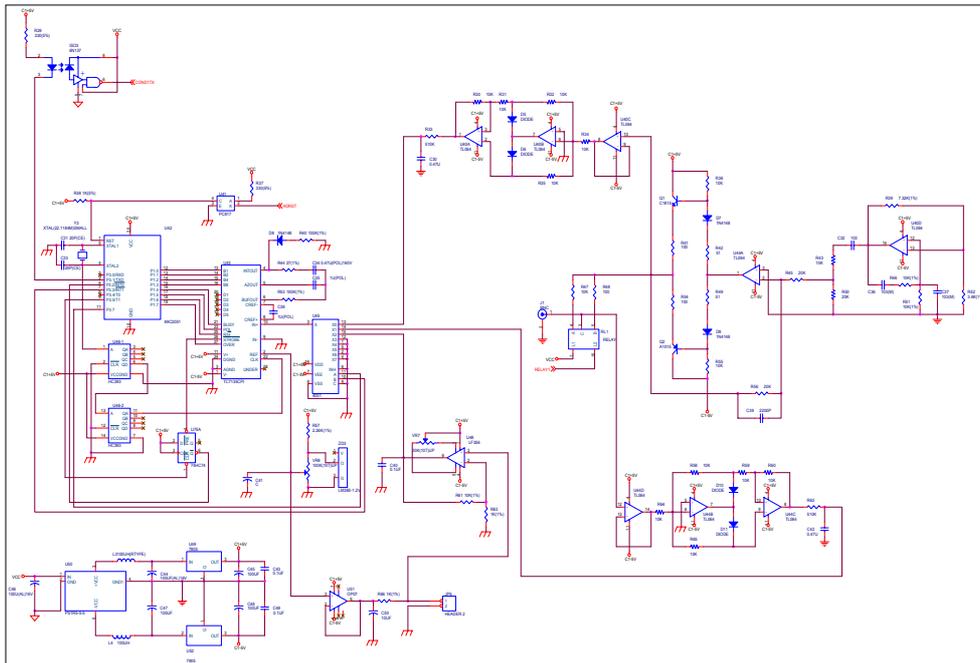


그림 6.4 전도도 측정 회로도

### 6.3 모니터링 컨트롤러와 전도도 측정 보드 인터페이스 구성도

그림 6.5는 모니터링 컨트롤러와 전도도 측정 보드 인터페이스 구성도를 나타낸 것으로, 모니터링 컨트롤러와 측정 보드 사이의 데이터 송, 수신은 RS-232C를 사용하였다. 본 연구에서는 모니터링 컨트롤러가 300ms마다 전도도 측정 보드에 데이터를 요구하였으며, 모니터링 컨트롤러는 측정된 값을 수신하여, 설정된 값과 비교하도록 하였다. 측정 보드에 대한 데이터 요구 프로토콜은 총 2바이트(측정 채널, 엔드 코드)로 구성되어 있으며 측정 보드로부터 측정 데이터 전송 프로토콜은 3바이트(채널 코드, 측정 데이터, 엔드 코드)로 구성된다. 표 6.1은 모니터링 컨트롤러와 전도도 측정 보드 사이의 데이터 송, 수신 프로토콜을 나타낸 것이다[4].

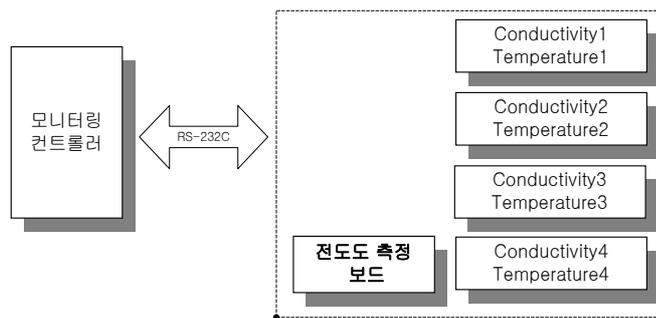


그림 6.5 모니터링 컨트롤러와 전도도 측정 보드 인터페이스 구성도

표 6.1 모니터링 컨트롤러와 전도도 측정 보드의 프로토콜

모니터링 컨트롤러		전도도 측정 보드		
인식 코드	엔드 코드	인식 코드	데이터	엔드 코드
A0h	FFh	F0h	xxh	FFh
A1h	FFh	F1h	xxh	FFh
A2h	FFh	F2h	xxh	FFh
A3h	FFh	F3h	xxh	FFh

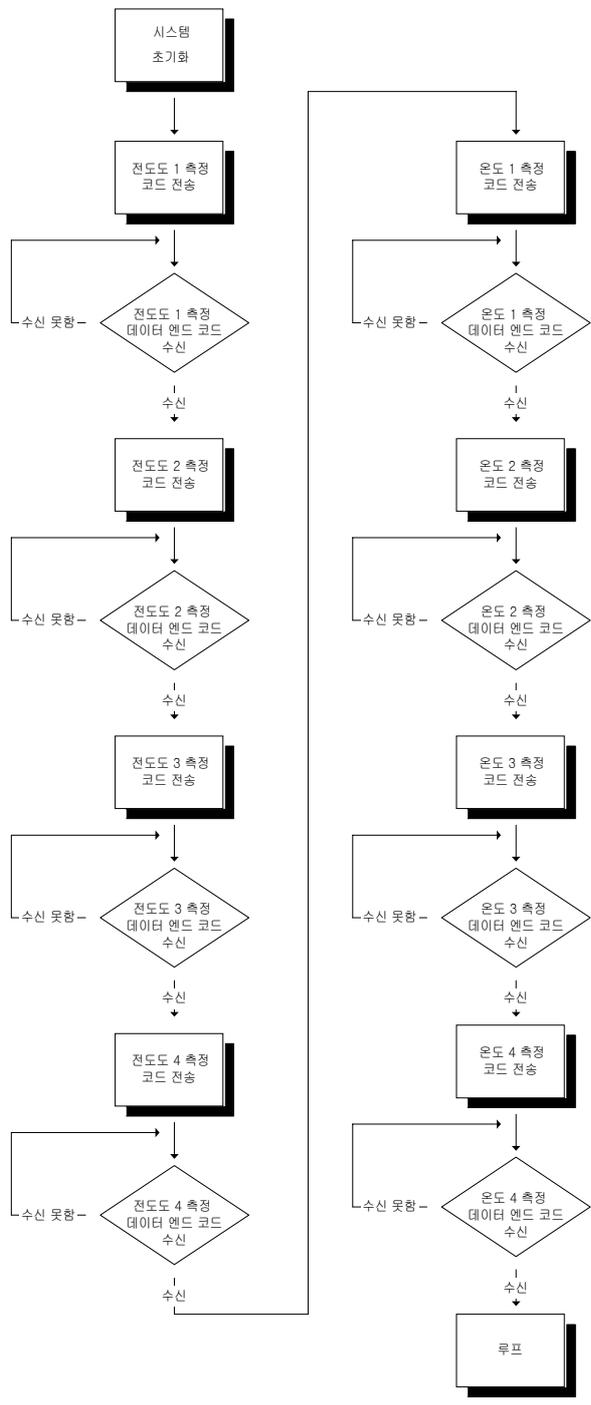


그림 6.6 모니터링 Unit의 전체 알고리즘

그림 6.6은 모니터링 컨트롤러의 전체 알고리즘을 나타낸 것이다. 시스템 초기화는 마이크로 컨트롤러의 내부 인터럽트 및 시리얼 포트를 초기화를 하며, 측정 데이터의 순서는 전도도 1번 채널부터 측정하며, 맨 마지막으로 온도 4번을 측정하고 다시 전도도 1번 채널부터 다시 측정하도록 설계되었다. 데이터 송, 수신 프로토콜은 표 6.1과 같으며, 각 채널 당 측정 코드를 보낸 후 측정 데이터의 엔드 코드를 수신하지 못하면, 수신 할 때까지 계속 버퍼를 체크하도록 설계되었고, 측정된 값은 미리 설정된 값과 비교한 후 설정된 값과 다르면 경고음을 발생하여 사용자에게 알리도록 하였다. 투석 중 전도도 측정값은 항상 13.2ms 보다 높거나 낮으면, 경고음을 발생하도록 설정하였다.

## 제 7 장 터치 스크린 인터페이스

### 7.1 터치 스크린의 동작원리

터치 스크린 시스템은 터치 스크린 센서와 컨트롤러로 구성되어 있으며, 터치 스크린 센서는 유리판의 표면에 전도성 물질을 코팅 처리하여, 터치 스크린 표면에는 선형 전계가 생성되는데, 컨트롤러는 전계를 측정하여 터치가 이루어진 위치를 계산해 내게 된다.

### 7.2 센서의 종류

터치 스크린 센서는 터치 스크린의 가장 중요한 부분으로 터치를 했을 때 터친 부위를 입력받아 좌표값에 해당하는 신호를 컨트롤러에 보낸다. 센서는 현재 정전용량(Capacitive) 형태와 저항(Resistive) 형태가 있다. 정전용량센서는 접촉식으로서 화면에 접촉된 손가락에 흐르는 미세한 전류를 감지하여 작동한다. 반면 저항 막 센서는 압력식으로서 센서의 바깥부분에 형성된 얇은 코팅막에 압력을 가하면 코팅막과 센서가 접촉하면서 임의의 지점을 감지해 작동한다. 정전용량센는 미세전류에도 동작하므로 의료장비에 부적합하여 본 연구에서는 저항 막 형태의 센서를 사용하여 터치 스크린을 구성하였다.

### 7.3 터치 스크린 구성도

그림 7.1의 터치 스크린의 구성도를 나타낸 것이며, 터치 스크린 센서는 12.1" (800×600모드) 저항 막 방식 센서를 사용하였다. 터치 스크린 제어 종류는 버스 방식과 시리얼 방식이 있으며, 본 연구에서는 임베디드 펜티엄 보드와 인터페이스를 하기 위해서 시리얼 타입을 사용하였다. 그림 7.2는 임베디드 펜티엄 보드와 터치 스크린의 구성도를 나타낸 것이다.

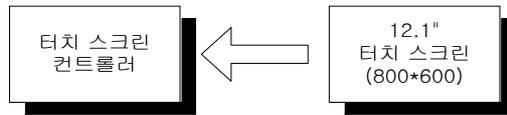


그림 7.1 터치 스크린 구성도

터치 스크린 컨트롤러는 모니터의 한 부분을 눌렀을 경우 눌러진 곳의 데이터를 9600bps로 전송하는 부분으로서, 모니터 외부에 있는 별도의 박스 안에 구성되어 있으며, 모니터와는 확장 케이블로 연결되어 있고, 임베디드 펜티엄 보드와는 RS-232C로 연결되어 있다. 터치 스크린 컨트롤러의 전원은 임베디드 펜티엄 보드의 키보드 단자의 전원을 사용하였다.

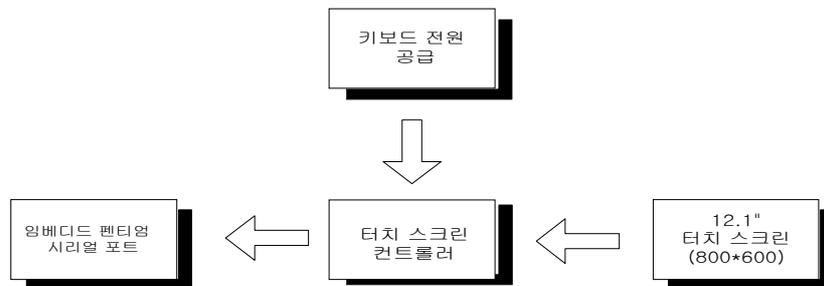


그림 7.2 임베디드 펜티엄 보드와 터치 스크린 구성도

#### 7.4 시스템 셋팅 방법

터치 스크린 시스템을 셋팅하기 위해서 IBM PX, XT, AT, PS/2 또는 100% 호환기종이어야 하며, 비동기식 통신 포트, 256K RAM Dos 또는 그 이상의 버전이 요구된다. Microcal 응용 프로그램 실행시 시스템 장착된 터치 스크린을 자동으로 인식하며, 인식하지 못할 경우에는 “No Touch Screen Controller Found” 라는 메시지를 출력한다. 응용 프로그램 실행시 터치 스크린을 자동으로 인식하면, 터치 스크린을 교정할 수 있는 화면으로 전환되며, 사용자에게 교정을 요구하게 된다. 터치 스크린을 제어하기 위한 블록도가 그림 7.3에 나타내었다.

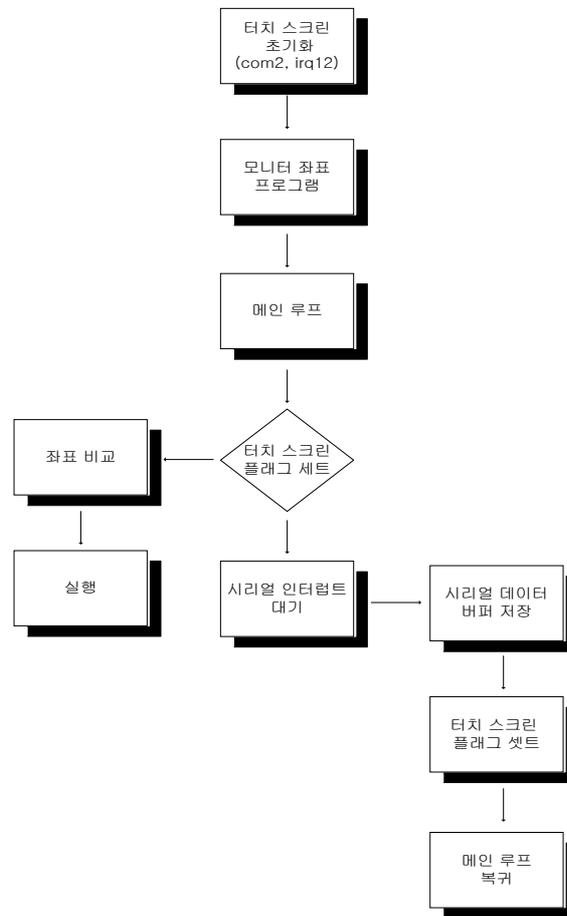


그림 7.3 터치 스크린 제어를 위한 블록도

본 연구에서는 임베디드 펜티엄 보드의 8개 시리얼 포트중 Comport2, IRQ12을 사용하여 터치 스크린 컨트롤러와 인터페이스를 하였다. 터치 스크린 초기화가 끝나면, 터치 스크린을 눌렀을 경우 프로그램을 실행할 좌표를 초기화하며, 이후 프로그램은 메인 루프로 둘러간다. 시리얼 포트 인터럽트가 발생하면, 인터럽트 루틴 안에서는 데이터를 버퍼에 저장하며, 터치 스크린 인터럽트 플래그를 세트하고, 메인으로 복귀한 후 메인에서는 인터럽트 플래그를 조사하여 플래그가 세트되어 있으면, 버퍼에 저장된 데이터와 실행할 프로그램을 비교한 후 해당 루틴으로 점프하여 프로그램을 실행한다.

## 제 8 장 전체 시스템 소프트웨어 설계

### 8.1 GUI(Graphics User Interface) 및 동작

그림 8.1은 혈액 투석기 시스템의 메인 프로그램 초기 실행시 나타나는 12.1" TFT LCD의 초기 화면이며 운영 소프트웨어는 Borland C를 사용하였다[5].



그림 8.1 혈액 투석기의 메인 프로그램

혈액 투석기 시스템의 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 실행하였다. 시리얼 인터럽트는 총 여섯 개를 사용하였으며, 표 8.1에는 혈액 투석기 시스템의 운영 소프트웨어에 사용된 시리얼 번지와 인터럽트가 나타나있다.

표 8.1 시리얼 번지와 인터럽트

시리얼 포트	Start Address	IRQ
Comport 1	3F8h	IRQ 4
Comport 2	2F8h	IRQ 3
Comport 3	3e8h	IRQ 5
Comport 4	2e8h	IRQ 12
Comport 5	338h	IRQ 10
Comport 7	348h	IRQ 2

막 통과압, 전도도, 온도, 초여과율, 제거된 수분, 동맥, 정맥의 네 개의 항목은 투석 중 각각의 Unit으로부터 측정되어 전송된 데이터를 표시하는 버튼이며, 사용자가 터치 할 경우 아무 것도 실행이 되지 않는다. 투석 초기 사용자는 환자의 상태에 따라 투석기를 초기 세팅을 해야되며, 세팅 항목은 시간, 전체 부피, 혈류 속도, 해파린이며, 사용자가 반드시 투석 초기에 입력 해야한다. 시간은 4 시간까지 설정할 수 있고, 전체 부피는 4000cc까지 설정할 수 있으며, 해파린은 10cc까지 사용할 수 있고, 혈류량은 프라임(Priming) 모드를 제외하고는 투석 중 최대 500ml/min에서 가변하여 사용할 수 있다. 투석 환자의 NIBP 데이터는 수축기, 이완기, 맥박, 평균값, 간격으로 되어 있으며, 측정 간격은 15분, 30분, 60분 간격으로 되어 있고, 측정 데이터는 각각의 항목에 표시되도록 설계하였다. 본 연구에서는 사용자가 투석 환자의 파라미터 값을 손쉽게 변경할 수 있도록 하기 위해서, 메인 화면 아래 부분에 업, 다운, 셋 버튼 기능을 메인 화면에 표시하였다.

## 제 9 장 혈액 투석기의 네트워크

### 9.1 혈액 투석기의 네트워크의 개요

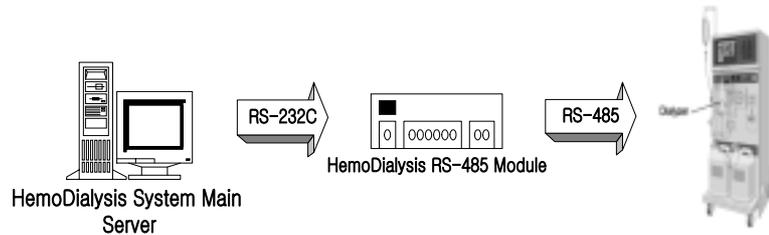


그림 9.1 혈액 투석기의 네트워크 구성도

그림 9.1은 혈액 투석 시 환자 데이터를 중앙 감시 장치를 통하여 관리하는 혈액 투석기 시스템의 네트워크의 전체적인 구성도이다. RS-232C 통신 방식은 1:1 근거리(15m 이내) 통신에 적합하며, 중앙 감시 장치와 여러 대의 혈액 투석기를 연결하거나, 통신 거리를 연장하고자 하는 경우에는 사용할 수 없다는 단점으로 본 연구에서는 RS-485 또는 RS-422 통신 방식을 사용하여 여러 대의 혈액 투석기를 중앙 감시 할 수 있도록 하였다. 혈액 투석기의 네트워크 시스템은 중앙 감시 장치와 혈액 투석기간의 데이터 전 이중 방식의 데이터 송, 수신이 가능하며, 중앙 감시 장치와 혈액 투석기간의 거리로 인해 발생하는 데이터 전송 오류를 최소화하고, 여러 대의 혈액 투석기를 중앙에서 감시하기 위하여 사용하였다.

### 9.2 RS-485 변환기의 시스템 구성도

그림 9.2는 RS-485의 시스템 구성도를 나타낸 것이다. RS-485 변환 모듈은 80C31 마이크로 원 칩 기반의 메인 부, 확장한 시리얼부, RS-232C를 RS-485로 변환하여 최대 256개까지 연결할 수 있는 RS-485 드라이브부로 구성된다. 80C31 마이크로 컨트롤러는 한 개의 시리얼 포트를 내장하고 있어, 혈액 투석기의 중앙

감시 장치와 혈액 투석기간의 데이터를 전송하는데 불편하므로, 본 연구에서는 패러렐을 시리얼로 변환시켜주는 UART를 사용하여, 총 2개의 시리얼 포트를 사용하였으며, 80C31 마이크로 컨트롤러에 내장되어 있는 시리얼 포트는 중앙 감시 장치와 변환기의 데이터를 송, 수신하며, 외부에 확장한 UART는 변환기와 혈액 투석기간의 데이터 송, 수신을 위하여 사용하였다. 중앙 감시 장치와 혈액 투석기간의 데이터 전송 속도는 19200bps를 사용하였다[6].

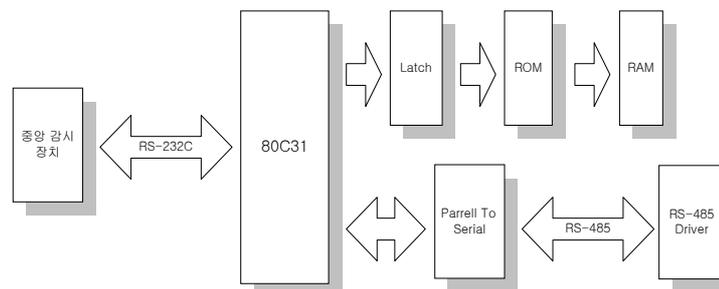


그림 9.2 RS-485 변환기의 시스템 구성도

그림 9.3은 혈액 투석기 시스템의 RS-485 변환 모듈로, 동시에 30개의 혈액 투석기 시스템과 네트워킹 할 수 있다.



그림 9.3 혈액 투석기의 RS-485 변환 모듈로 사용한 외형

#### 9.4 데이터 요청 통신 프로토콜

혈액 투석기와 중앙 감시 장치와의 기본적인 프로토콜 순서는 투석기의 인식 코드와 데이터, 엔드 코드로 구성된다. 표 9.1은 투석기 시스템에 부여된 인식코드

이며, 투석기의 사용된 인식 코드는 E0h-EFh의 16진수를 사용하였고, 표 9.2는 각 코드에 대한 엔드 코드는 FFh를 사용하였다.

표 9.1 투석기 인식 코드

투석기 인식 코드				투석기 번호			
1	1	1	0	X	X	X	X

표 9.2 투석기 엔드 코드

1	1	1	1	1	1	1	1
---	---	---	---	---	---	---	---

중앙 감시 장치에서 해당하는 혈액 투석기 시스템의 데이터 요청코드 총 2bytes로 되어 있으며, 첫 번째 바이트는 데이터를 요청하는 혈액 투석기 시스템의 해당번호이고, 두 번째 바이트는 엔드코드로 되어 있다. 프로토콜은 표 9.3과 같다.

표 9.3 데이터 요청 프로토콜

혈액 투석기 번호	데이터 엔드 코드	혈액 투석기 번호	데이터 엔드 코드
E0h	FFh	F0h	FFh
E1h	FFh	F1h	FFh
E2h	FFh	F2h	FFh
E3h	FFh	F3h	FFh
E4h	FFh	F4h	FFh
E5h	FFh	F5h	FFh
E6h	FFh	F6h	FFh
E7h	FFh	F7h	FFh
E8h	FFh	F8h	FFh
E9h	FFh	F9h	FFh
EAh	FFh	FAh	FFh
EBh	FFh	FBh	FFh
ECh	FFh	FCh	FFh
EDh	FFh	FDh	FFh
EEh	FFh	FEh	FFh
EFh	FFh		FFh

혈액 투석기 시스템에서 중앙 감시 장치로 데이터를 송신 할 경우는 첫 번째 바이트는 혈액 투석기 시스템의 투석기 인식 코드이고, 두 번째 바이트부터 데이터 코드, 데이터, 데이터 엔드 코드, 혈액 투석기 시스템의 인식 엔드 코드로 구성이 되며, 표 9.4는 16개의 혈액 투석기 시스템을 사용할 경우 해당 코드를 나타낸 것이다.

표 9.4 데이터 측정 프로토콜

혈액 투석기 번호	데이터 코드	데이터	데이터 엔드 코드	혈액 투석기 엔드 코드
E0h	A0h	XXh	FEh	FFh
E1h	A1h	XXh	FEh	FFh
E2h	A2h	XXh	FEh	FFh
E3h	A3h	XXh	FEh	FFh
E4h	A4h	XXh	FEh	FFh
E5h	A5h	XXh	FEh	FFh
E6h	A6h	XXh	FEh	FFh
E7h	A7h	XXh	FEh	FFh
E8h	A8h	XXh	FEh	FFh
E9h	A9h	XXh	FEh	FFh
EAh	AAh	XXh	FEh	FFh
EBh	ABh	XXh	FEh	FFh
ECh	ACh	XXh	FEh	FFh
EDh	ADh	XXh	FEh	FFh
EEh	AEnh	XXh	FEh	FFh
EFh	AFh	XXh	FEh	FFh

그림 9.4는 RS-485 변환기의 시스템 알고리즘으로 변환기의 마이크로 컨트롤러는 전원을 인가시 리셋되어 시스템 초기화가 이루어지며, 초기화에서는 시리얼을 확장한 UART를 19200bps로 초기화한다. 메인 루틴 안에서는 인터럽트가 발생되기를 기다리며, 마이크로 컨트롤러는 내부에 있는 인터럽트가 발생했는지, 외부 인터럽트가 발생했는지를 체크하며 대기한다. 내부 인터럽트 발생하면 수신 데이터를 버퍼에 저장하고, 수신 데이터의 엔드 코드 데이터가 수신이 되면, 수신 플래그를 세트하고, 메인으로 복귀하여, 메인 루프에서는 혈액 투석기의 데이터 요청

데이터를 혈액 투석기로 전송하며, 데이터 요청을 받은 투석기는 변환기로 데이터를 전송한다. 혈액 투석기에서 데이터를 전송하면, 마이크로 컨트롤러는 외부 인터럽트가 발생되어 버퍼에 데이터를 저장하며, 혈액 투석기 엔드 코드가 인식되면, 버퍼에 저장된 혈액 투석기의 모든 데이터를 중앙 감시 장치로 전송한다.

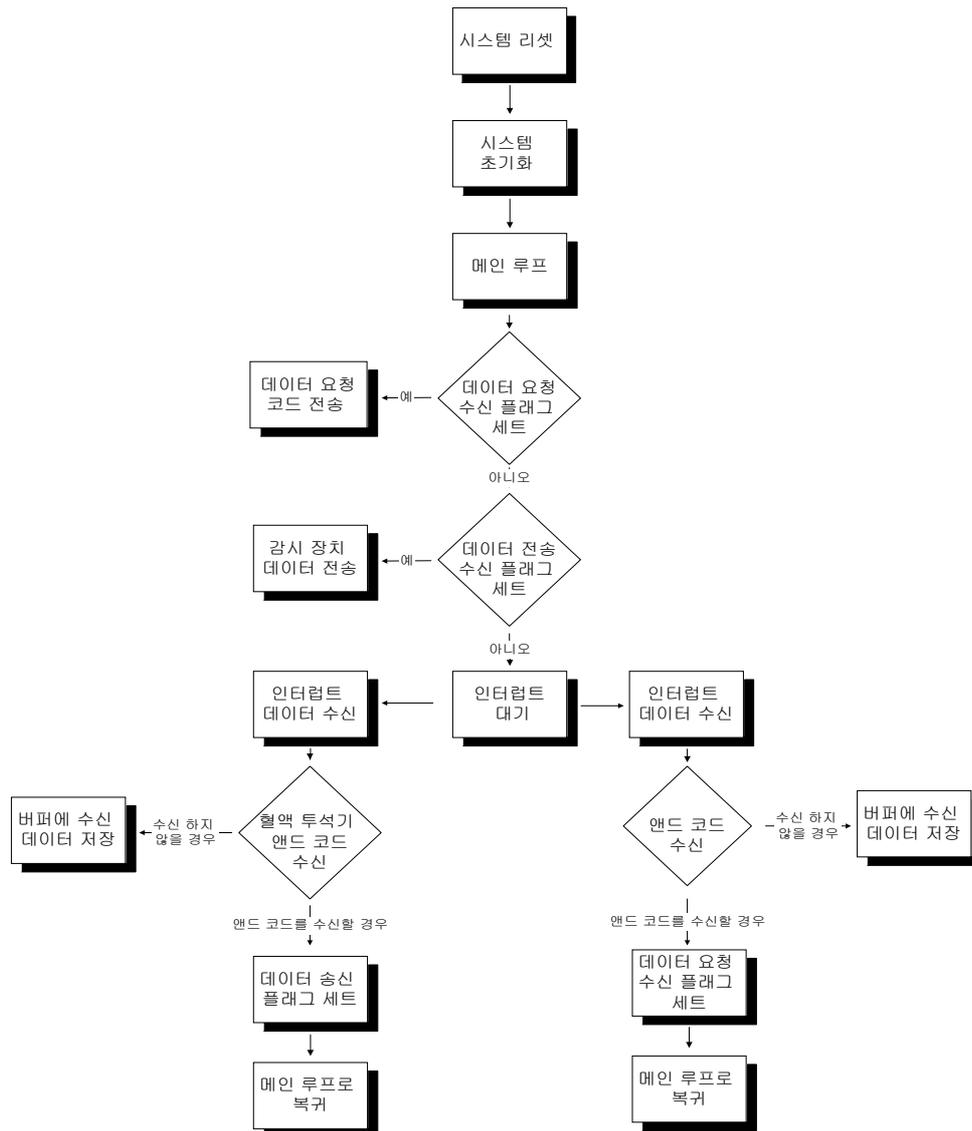


그림 9.4 RS-485 변환기의 시스템 알고리즘

## 9.4 중앙 감시 장치 프로그램 구성

중앙 감시 장치의 프로그램은 투석 환자의 상태를 측정된 데이터를 디스플레이 하는 메인 화면부와, 측정된 데이터를 저장하는 DB부, 투석 환자의 상태를 해당하는 투석기에 전송하는 데이터 입력부, 투석 환자의 개인 정보를 입력저장하는 DB부로 구성되어 있다. 그림 9.5는 투석 환자의 데이터를 디스플레이 하는 메인 화면이다.

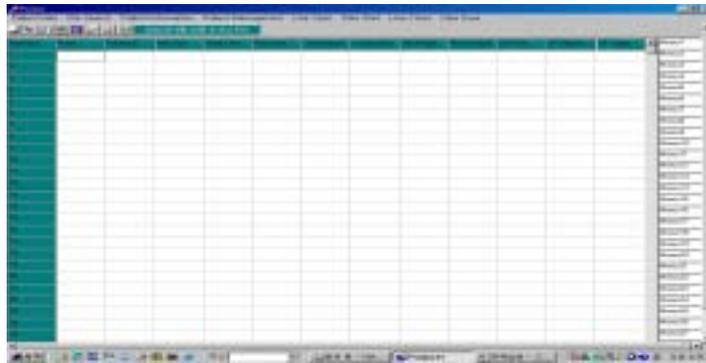


그림 9.5 중앙 감시 장치 메인 화면

투석 환자에 대한 상태 데이터 입력화면은 그림 9.8과 같으며, 환자의 데이터를 입력하고, send 버튼을 눌러야만, 환자의 데이터가 해당 투석기 시스템으로 전송이 된다.



그림 9.6 투석 환자 데이터 입력 화면

## 제 10 장 해파린 펌프(Heparin Pump)

### 10.1 해파린 펌프의 구성

해파린 펌프는 PIC17C44를 중심으로 디지털 제어부와 해파린을 주입하는 약물 주입 구동부로 나눌 수 있으며 주사기는 30ml 표준 크기를 사용하였다.

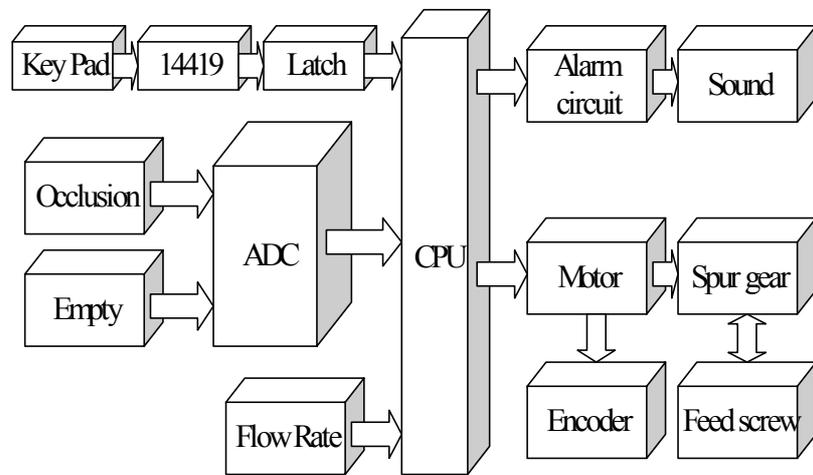


그림 10.1 해파린 펌프 시스템 구성도

### 10.2 디지털 제어부

마이크로프로세서는 PIC17C44를 사용하였으며 11.0925MHz 수정발진기를 이용하여 CPU를 구성하였고 주파수 분주기 HD14020BP를 이용하여 스테핑 모터를 구동하는 클럭을 만드는데 이용되는 CPU 내부 타이머 구동주파수 375KHz와 키 입력부의 샘플링 주파수 46.8KHz를 생성하도록 구성하였다. 약물주입을 위한 구동원으로 스테핑 모터를 사용하였으며 스테핑 모터 구동 드라이버인 UCN5804를 이용하여 제어하였다. 스테핑 모터 구동 클럭은 CPU에 내장된 내부타이머를 이용하여 사용자가 입력한 약물 주입속도에 따라 0.1ml/h부터 9.9ml/h까지 타이머의 카

운트 값을 조정하여 구동 클럭을 발생시켰다.

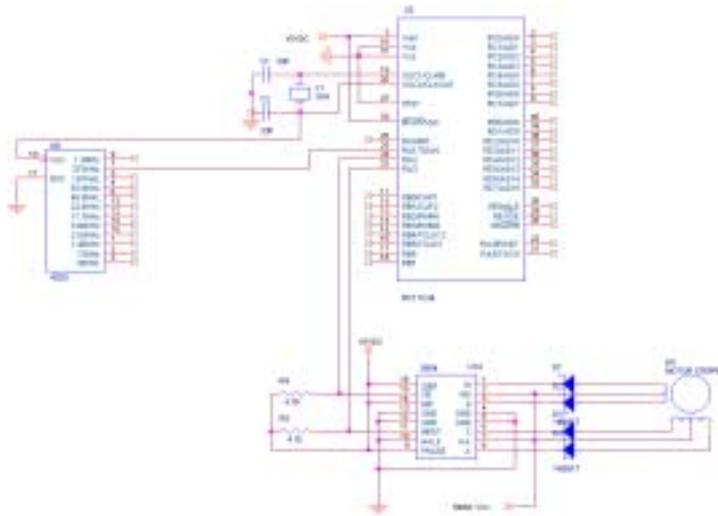


그림 10.2 모터 구동부 회로도

## 제 11 장 NIBP Module

NIBP Module는 세인전자에서 개발한 NIBP Module을 사용하였으며, 2400bps의 RS-232 방식을 사용하여 임베디드 펜티엄 586보드와 통신을 하였으며, 데이터 전송 프로토콜은 혈압 한 데이터 당 10비트 (Start비트, 데이터 비트, Stop 비트)을 기준으로 사용하였고, 혈압 모듈은 최대 340회까지 혈압 데이터를 저장 할 수 있다. 혈압 데이터의 총 24바이트 중 첫 번째 1Byte의 상위 니블은 혈압 코드 데이터며, 하위 니블은 백 단위의 혈압 데이터이고, 두 번째 1Byte의 상위 니블은 십 단위의 혈압 데이터며, 하위 니블은 일 단위의 데이터이다. 마지막 1Byte는 End 코드로서 16진수로 FFh를 전송하도록 하였으며, 혈압 데이터가 아닌 경우는 첫 번째 1Byte의 상위 니블은 코드 데이터고, 하위 니블은 의미 없는 데이터, 두 번째 1Byte는 16진수로 FFh의 End 코드로 구성하였다. 메모리에 저장된 값의 출력은 먼저 코드 데이터를 보낸 후 혈압 데이터의 번호를 전송하면, 수축압 데이터, 이완압 데이터, 평균압 데이터, 심장 데이터의 측정 데이터가 전송되며, 마지막 데이터는 16진수로 FFh가 전송된다. NIBP의 압력 데이터는 가압시는 0.5초마다, Deflate일 때는 1.2초마다, 가압이 끝난 후 전송된다. 표 11.1과 11.2는 NIBP 입력 데이터 코드와 출력 데이터 코드를 나타낸 것이다.

표 11.1 NIBP 입력 데이터 프로토콜

NIBP 입력 데이터 프로 토콜		
	1Byte	2Byte
Start(Adult Normal)	#E0h	
StartNeonate Normal)	#D0h	
Start(Adult Fast)	#A0h	
Start(Neonate Fast)	#70h	
Stop	#C0h	
Memory(Count)	#9xxxh	
Memory	#80h	
Manometer	#B0h	

표 11.2 NIBP 출력 데이터 프로토콜

NIBP 출력데이터 프로토콜	
Normal	#FEh
Pressure Data	#Exxxh
Over Pressure	#FDh
End	#FBh
Error	#F9h
Low Battery	#F8h
Manometer	#F7h
Systolic	#Dxxxh
Diastolic	#Cxxxh
Mean	#Bxxxh
Pulse	#Axxxh
Pulse Error	#FAh
Systolic	#9xxxh
Diastolic	#8xxxh
Mean	#7xxxh
Pulse	#3xxxh
Pulse Error	#FCh
All&Memory Display	#5xxxh
0End Code	56#FFh

그림 11.1은 본 연구에서 제작한 혈액 투석기의 전체 외형이다.

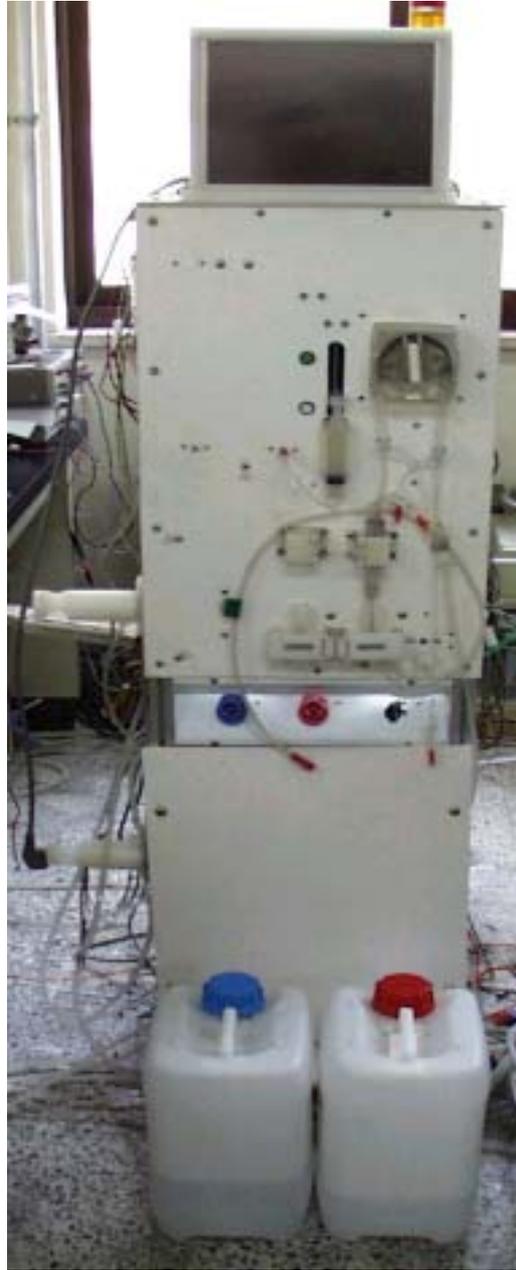


그림 11.1 제작한 혈액 투석기

## 제 12 장 실험 및 결과 고찰

### 12.1 실험 방법

본 연구에서 혈액 투석기 시스템의 실험 조건에 사용한 혼합액은 사용한 Bicarbonate A 10t, Bicarbonate B 10t를 정수 물과 혼합하여 혼합액으로 사용하였으며, Blood Unit은 환자의 혈액 대신 수분을 사용하여 투석기로 통과시켜 실험을 수행하였다. 측정된 데이터를 전송하기 위하여 RS-485 변환 장치와 중앙 감시 장치로 펜티엄급 PC 컴퓨터 한 대를 사용하였다.

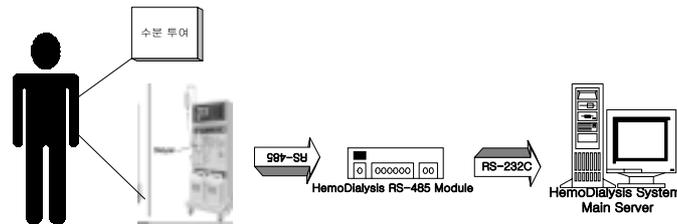


그림 12.1 실험 구성도

본 연구에서 시작품으로 개발된 혈액 투석기 시스템의 성능 평가를 위한 실험 방법으로는 1)Blood Line으로 일정한 속도로 수분을 투여하고, 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 Volume, 투석액의 전도도, 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 Saline을 투여하면서 각각 10회의 수분 제거량, 투석액 전도도, 온도를 측정하였으며 Saline 투여를 위해서 정확도가 0.1%인 피스톤 펌프를 사용하였다.

## 12.2 결과 고찰

표 12.1은 Blood Line에 주입시킨 수분과 제작된 혈액투석기에 의해 제거된 수분의 양을 측정한 결과이며, 표 12.2와 표 12.3은 4시간의 실험과정에서 측정된 전도도와 온도이다. 또한 그림 12.1~12.3은 상기 실험 결과를 그래프로 표현한 것이다.

표 12.1 수분 제거율 실험 결과 이론 데이터

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

표 12.2 전도도 실험 결과 데이터

	측정치(m/s)										이론치
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	전도도(ms/s)
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

표 12.3 온도 실험 결과 데이터

	측정치(℃)										이론치
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	온도(℃)
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

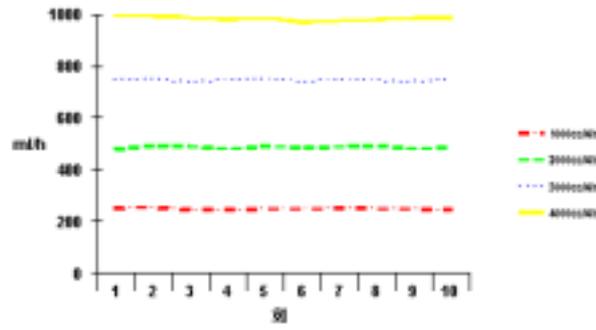


그림 12.1 수분 제거율 실험 결과

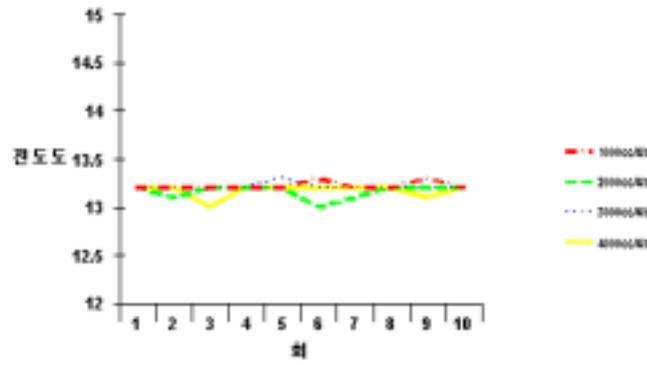
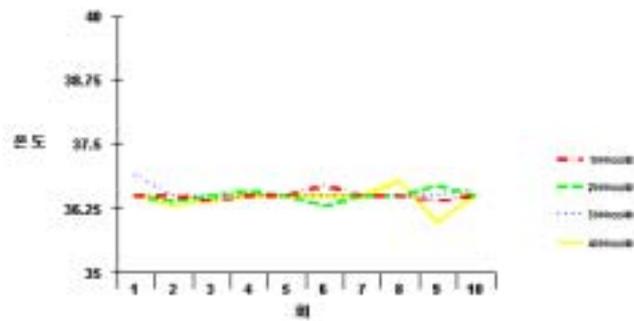


그림 12.2 전도도 측정 결과



### 그림 12.3 온도 측정 결과

그림 12.1은 4시간동안 1000cc, 2000cc, 3000cc, 4000cc의 수분 제거율을 실험한 결과를 그래프로 나타낸 것으로, 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 초 여과 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 초 여과 펌프의 후단의 압력을 줄이는 방법으로 생각된다. 그림 12.2의 전도도 측정값은 네 번에 걸쳐 각각 4시간동안 10회씩을 측정한 데이터로서 첫 번째와 두 번째, 세 번째의 측정된 전도도의 결과는 99.6%의 정확성을 보였으며 네 번째의 전도도 측정 결과는 99.7%의 계산값(13.2m/s)와 거의 흡사한 결과를 나타냈으며, 이것은 투석액 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 생각 된다. 그림 12.3의 온도 측정값은 네 번에 걸쳐 각각 4시간동안 10회씩을 측정한 데이터로서 첫 번째와 두 번째, 세 번째의 측정 결과는 99.8%의 결과를 나타냈으며, 네 번째 온도 결과는 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 생각되며 투석기로 유입되는 정수물의 유량 제어는 Adjustable Regulator 담당을 하며, 레귤레이터 진단은 많은 유량의 변화가 발생되며, 이를 제어하기 위해서 컨트롤러에 의해 압력을 조정하는 레귤레이터는 상, 한 값을 정하여 유량을 조절하는데, 이때 설정된 상, 한 값이 너무 커서 레귤레이터의 후단에 다소 많은 유량의 변화가 발생하여 투석

액을 설정한 온도로 유지하는데 문제가 발생한 것으로 생각되며, 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, 계측 데이터의 안정성을 고려하여 CAN 트랜시버를 사용하여 컨트롤러와 데이터 송, 수신을 하는 것이 안전하다고 생각되며, 급속도로 발전하는 인터넷을 이용하여 혈액 투석기의 시스템을 웹(Web) 상에 올려놓아 중앙 서버 없이도 인터넷을 이용하여 혈액 투석기를 모니터링 하는 것이 더 효율적이라 생각된다.

## 제 13 장 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 다소 많은 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 차이는 거의 발생하지 않았으며 다소 차이가 발생한 것은 투석액에 혼합되어있는 공기를 제거하는 과정에서 오차가 발생하였다.

3. 온도 실험결과는 차이는 발생하지 않았으나, 투석기로 유입되는 정수물의 유량이 일정하지 않아 다소 차이가 발생한 것으로 생각된다.

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.

## 참고 문헌

- [1] 이강욱, “혈액 투석 요법:”. 대한 내과학 학회지, 1998
- [2] Takashi Kenjo and Akira Sugawara. "Stepping Motors", 성안당, 1998
- [3] 이종락. “광센서와 그 사용법”. 세광 출판사, 1995
- [4] Henry W.Ott "Noise Reduction Techniques in Electronic Systems" 1992
- [5] Barry B. Brey. "Assembly Language Programming", Prentice Hall 1995
- [6] 요시무라 노비루외. “TCP/IP 동작 원리와 트리블 대책”, 동서 출판사 1994
- [7] Y.Sudharkara Babu, Dwight Moore, J. Michael Kilpatrick, Xiao-Ying Liu, John E. Volanakis, Sthanam V. L. Narayana: "Structures of Native and Complexed Complement Factor D: Implications of the Atypical His57 Conformation and Self-inhibitory Loop in the Regulation of Specific". Journal of Molecular Biology, Vol. 282. No. 5, Oct 1998, pp. 1061-1081
- [8] Giustiniano Mariani, Furio Pezzetti. "Direct Inhibitory Effect of Uremic Toxins and Polyamines on Proliferation of VERO Culture Cells". Mariani, Furio Pezzetti, Carla Calastini Experimental and Molecular Pathology, Vol. 64, No. 3, Jan 1997, pp. 147-155
- [9] J. S. Bagia, D. S. Perera, D. L. Morris Cryobiology. "Renal Impairment in Hepatic Cryotherapy". Vol. 36, No. 4, Jun 1998, pp. 263-267
- [10] G. Toigo, M. Aparicio, P-O Attman, N. Cano, B. Cianciaruso, B. Cianciaruso, D. Fouque, A. Heidland, V. Teplan, C. Wanner. "Expert working group report on nutrition in adult patients with renal insufficiency Clinical Nutrition, Vol. 19, No. 4, Aug 2000, pp. 281-291
- [11] Alper Sevinc, Suleyman Buyukberber, Ramazan Sari, Yilmaz Kiroglu, H. Mehmet Turk, Mehmet Ates. "Elevated Serum CA-125 Levels in Hemodialysis Patients with Peritoneal, Pleural, or Pericardial Fluids". Gynecologic Oncology, Vol. 77, No.2, May 2000, pp. 254-257

- [12] Yasuhiko Ueda, Toshio Miyata, Tsutomu Hashimoto, Harutaka Yamada, Yko Izuhara, Hideto Sakai, Kiyoshi Kurokawa. "Implication of Altered Redox Regulation by Antioxidant Enzymes in the Increased Plasma Pentosidine, an Advanced Glycation End Product, in Uremia Biochemical and Biophysical Research Communications, Vol. 245, No. 3, Apr 1998
- [13] Reiko Inagi, Toshio Miyata, Kyongsu Hong, Patcharin Pramoonjago, Kenji Maeda, Kozo Inoue. "Decreased Activity of Complement-Mediated Immune Complex Clearance in Hemodialysis Patients". Clinical Immunology and Immunopathology. Vol. 68, No. 3, Sep 1993, pp. 333-339
- [14] Y. Matsumoto, T. Shinzato, I. Amano, I. Takai, Y. Kimura, H. Morita, M. Miwa, K. K. Y. Yoshikai, K. Maeda. "Relationship Between Susceptibility to Apoptosis and Fas Expression in Peripheral Blood T Cells from Uremic Patients: A Possible Mechanism for Lymphopenia in Chronic Renal Failure Biochemical and". Biophysical Research Communications, Vol. 215, No. 1, Oct 1995, pp. 98-105
- [15] Y. Iida, T.Miyata, R. Inagi, S. Sugiyama, K. Maeda. "2-Microglobulin Modified with Advanced Glycation End Products Induces Interleukin-6 from Human Macrophages".Role in the Pathogenesis of Hemodialysis-Associated Amyloidosis Biochemical and Biophysical Research Communications, Vol. 201, No. 3, Jun 1994, pp. 1235-1241

# Abstract

## The Development of Hemodialysis System Based on Embedded System

Ji Jung Ho

Dept. of Biomedical Engineering

The Graduate School

Yonsei University

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 8bit microcontroller and it is not a touch-screen type but a manual type. So it is difficult to control the system and inconvenient to monitor a patient. This paper is focused on hemodialysis system which is based on high control and expansion emedded system. The whole system consists of main control unit and sub control unit(dialysis control unit, blood control unit, monitoring control unit, network unit). The dialysis control unit, blood control unit, monitoring control unit are each processed by 3 microcontrollers and network unit is used for monitoring a renal failure patient's condition at the central nurse station. Dialysis control unit manages fluid unit, water on/off value, water level control system, concentrate supply system, equalizer system, ultrafiltration system blood control unit manages blood pump, arterial and venous line clamp, arterial and venous chamber level control, arterial and venous pressures, the air detector in arterial and venous, blood leak detector. Monitoring control unit manages conductivity and temperature of hemodialysis liquid. For the evaluation

of the performance of the proposed system the saline is pured into blood unit, then water removal rate, conductivity and temperature of hemodialysis liquid are checked 10 times using the UF pump in the fluid unit by varing the quantity of saline to 1000cc, 2000cc, 3000cc and 4000cc. The accuracy of each result of water removal rate, conductivity and temperature of hemodialysis liquid showed 98.1%, 99.6%, and 99.7%. The main reason on the error of water removal rate is supposed that the pressure changing at the rear of hemodialysis caused by unsettled rotate velocity of blood pump. If 0.1cc pump is used, the result will be more accurate. The main cause on the error of conductivity and temperature are considered that the error happened in the process of removing the air of dialysis solution and in no accuracy of the clear water capacity. From the performance test, we could confirm the accuracy and electric-mechanic safety of the designed system. also further study should be performed to find the problems in clinical applications.

---

Key words : Embedded system, Ultrafiltration, UF Pump, Hemodialysis