

# 마이크로 콘트롤러를 이용한 의료용 열전식 프린터 모듈의 개발에 관한 연구

이명호·공인욱·권혁제

= Abstract =

## Design of the Medical Thermal Array Printer Module Based on Microcontroller

Myoungho-Lee, Inwook-Kong, Hyukje-Kweon

This paper describes design techniques of general purpose thermal array printer, especially easily applicable to medical measurement equipment. The 'general' means that the proposed thermal array printer can be applied to not only medical field but other industrial field by establishing the eligible protocol.

The thermal array printer is composed of i)MPU and its peripherals ii)printer head control, iii)diverse protection circuits, and iv)serial communication. In this paper the performance of the proposed thermal array printer was evaluated by applying to an 3 channel electrocardiogram recorder. The proposed system can support 'Hangul' text as well as alphanumeric characters and any bitmap image.

**Key words** : Micro controller, Thermal array recorder, ECG

## 서 론

심전도, 근전도, 뇌파 등의 생체 파라미터를 측정하는 의료용 계측장비들은 대부분 결과를 열전식 프린터로 출력한다. 의사들은 출력된 파형결과를 이용하여 진단을 수행하게 되는데 정확하고, 높은 해상도를 갖는 출력결과는 의사들의 정확한 진단을 결정하는데 중요한 요소가 된다<sup>1,2)</sup>. 1970년대의 의료용 계측장비는 중앙컴퓨터를 기준으로 하여 여러명의 사용자가 나누어 사용하는 중앙집중 방식이었다<sup>3)</sup>. 따라서 출력장치 또한 중앙컴퓨터 한대에만 접속하면 되었기 때문에 그 크기와 이동성은 큰 문제가 되지 않았다. 그러나 지속적인 마이크로 프로세서의 발달로 인하여 대부분의 계측장비는 분산형 시스템으로 전이됨에 따라 출력장치 또한 그에 맞게 소형화되었다. 즉 레이저 프린터가 갖는 고해상도와 이동성을 고려한 소형화를 동시에 만족시키기 위한 출력장치가 필요하게 되어 등

장한 것이 바로 열전식 어레이 헤드를 이용한 열전식 프린터(thermal array printer)이다. 현재 이와 같은 열전식 어레이 헤드를 이용한 기록장치는 팩시밀리 등에서 널리 사용되고 있다.

열전식 프린팅의 기본원리는 열전식 어레이 헤드로부터 화학적으로 처리된 감열용지로 열을 전달하는 원리이다. 열전식 헤드는 한 열의 작은 열소자로 구성되는데 이 소자들이 계속적으로 감열용지를 누르면서 출력한다. 즉, 설정된 각 소자들이 열을 발생시키에 따라 열-화학작용(thermo-chemical)작용에 의해 각 열소자점에 대응하는 감열용지 부분을 검게하는 원리를 이용한 것이다. 예로 여러 도트(dot)로 이루어진 문자는 열전식 헤드 또는 종이의 움직임에 따라 열소자의 선택적인 가열로 감열용지에 글자가 나타나게 된다. 보통 동작방법은 라인 프린터처럼 열전식 헤드가 움직여 프린팅을 하는 방법과 종이의 움직임으로 프린팅 하는 방법이 있는데, 후자가 고속 동

(속보논문)

연세대학교 전기공학과

Dept. of Electrical Eng., Yonsei Univ.

이 논문은 1993년도 한국학술진흥재단의 대학부설연구소 지원과제 연구비에 의하여 연구되었음.

통신저자 : 권혁제, (120-749) 서울시 서대문구 신촌동 134, Tel. (02)361-2770, Fax. (02)392-4677



표 1. 고속 출력을 얻기위한 가속테이블  
Table 1. Acceleration table for high speed printing

스텝	펄스 간격(ms)	PPS(Pulse Per Second)
1	5.00	200
2	4.18	239
3	3.66	273
4	3.30	303
5	3.03	330
6	2.82	355
7	2.65	378
8	2.50	400

시스템 스택 번지를 읽고 4번지부터 7번지에서 리셋 벡터를 읽는다. 그러나 인터럽트 벡터는 0번지부터 3FF번지에 놓이므로 RAM은 0번지부터 위치하게 된다. 이와같이 RAM을 0번지에 위치 시키면서 리셋시 ROM에 있는 벡터를 읽기 위하여 다음과 같은 부트로더 회로를 설계하였다. 부트로더의 기본원리는 최초에 리셋 벡터(reset vector)를 읽을 시에만 강제적으로 RAM 영역인 0번지부터 7번지까지를 ROM영역으로 매핑시키도록 하는 것이다. 최초에 리셋 벡터를 읽는 순간에는 RAM 대신에 ROM을 구동시키기 위하여 본 논문에서는 플립플롭을 사용하였다. 이 플립플롭의 출력이 'L'(로직 0)일 때에는 강제적으로 ROM이 액세스(access) 되도록 하고, 다시 이 플립플롭의 출력이 'H'(로직 1)인 경우에는 정상적으로 동작하도록 한다(그림 2). 그림 2에서 68301 출력신호인 A19와 RESET은 D 플립플롭의 클럭입력으로 사용되며, RESETDLY는 플립플롭 입력으로 리셋신호를 하나의 게이트 만큼 지연시킨 신호이다.

## 2. 열전식 헤더 로직설계

본 논문에서는 열전식 프린트 헤드모듈로서 감열 라인 포트 방식인 TLPU112A를 사용하였다. 종이 이송은 2-2상 여자방식을 사용하였고, 스텝핑 모터는 바이폴라 정전류 구동 회로를 이용하여 우수한 토크특성을 얻도록 하였다. 또한 고속(초당 400펄스인가)으로 출력하기 위하여, 표 1과 같은 8스텝 가속제어를 구현하였다.

열전식 헤드는 발열체와 발열체에 전류를 전달시키기 위한 헤드 드라이버로 구성되어 있다. 입력되어진 직렬 인자 데이터는 클럭과 동기시켜 시프트 레지스터(shift register)에 전송된 후에, 래치신호의 인가로 인자 데이터가 래치 레지스터(latch register)에 기록된다. 기록되어진 인자 데이터는 스트로브(strobe) 신호로 게이트를 동작시켜 발열체에 전류를 공급한다. TLPU112A는 스트로브 신호를 7개 가지고 있어 전력 상황에 따라 최대 7회

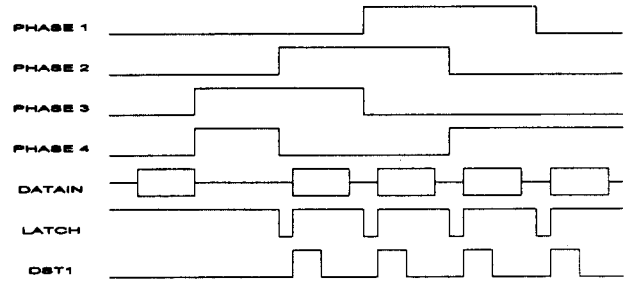


그림 3. 열전식 헤더로직 타이밍도  
Fig. 3. Timing diagram of thermal head logic

로 분할해서 순차적으로 인자할 수 있지만, 인자 속도가 늦어지며 스텝핑 모터에 진동이 수반되기 때문에 인자품질이 나빠지게 된다. 따라서 본 논문에서는 7개의 스트로브 신호를 2분할 해서 헤드를 구동하는 방법을 사용하였다. 또한 헤드 구동전류는 최대 10.6A에 달하기 때문에 배선재료의 허용전류와 배선경로에 의한 전압강하를 고려하여야 한다. 대부분의 스위칭 모듈 전력공급장치(switching module power supply: SMPS)는 이러한 조건을 만족시키지 못하기 때문에 본 논문에서는 대용량의 캐패시터를 이용하는 방법을 이용하였다. 즉 최대전류가 흐르는 경우는 832개의 도트 전부가 "온(on)" 되는 경우인데, 이러한 경우가 연속해서 발생하는 경우는 심전도 파형과 같은 그래픽 출력과정에서는 거의 발생하지 않는다. 따라서 3300F의 대용량 캐패시터를 헤드의 전원에 연결하여 순간적으로 많은 전류가 흐르는 경우에 대비하였다. 또한 이 방법은 인덕턴스로 인한 순간적으로 전류가 증가되지 못하는 현상에 대한 대비책도 될 수 있다. 헤더 로직에 대한 전체 타이밍도는 그림 3에 나타내었다. 여기서 PHASE1,2,3,4는 스텝핑모터의 입력상들이고, DATAIN은 시리얼 입력 데이터이고, LATCH는 헤드 데이터 래치신호, 그리고 DST1은 헤드의 가열 폭을 결정하는 데이터 스트로브신호이다.

## 3. 이미지 데이터 전송 회로설계

열전식 프린트 헤드는 직렬 입력데이터로 구성되어 있으므로 데이터 전송을 위해서는 병렬 데이터를 직렬로 변환해 주는 과정이 있어야 한다. 본 논문은 이를 구현하기 위하여 68301의 병렬포트를 이용하여 소프트웨어적으로 변환하는 방법과 병렬데이터를 직렬데이터로 변환하는 로직을 사용하는 방법 그리고 전용 콘트롤 스테이트 머신을 이용하여 설계하는 방법을 실험하였다.

첫번째 방법은 소프트웨어적인 부담이 너무 크다는 단점이 있다. 즉 한 바이트 데이터를 전송하는데 많은 명령

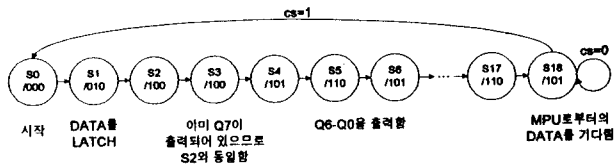


그림 4. 이미지 데이터 전송을 위한 스테이트 머신의 간략도  
Fig. 4. Schematic diagram of state machine for transferring the image data

이 필요하게 되므로 결과적으로 인쇄속도를 떨어뜨리는 원인이 된다. 두번째 방법 역시 데이터를 전송하는데 많은 오버 헤드가 필요하다는 단점이 있다. 이 방식으로 구현해 본 결과 40mm/s 이상의 속도를 구현할 수가 없었기 때문에 일반적인 심전도 파형 출력 속도인 25mm/s과 50mm/s 출력중에서 50mm/s 출력속도를 구현할 수 없었다. 따라서 본 논문에서는 병렬데이터(Q7-Q0)를 직렬로 변환해주는 전용 시프트 레지스터와 무어 머신(moore machine)을 이용한 전용 제어 스테이트 머신(state machine)을 제작하였다. 이와같은 스테이트 머신을 이용하면 단 한번의 쓰기 명령으로 8비트의 이미지 데이터 명령을 보내는 것이 가능하므로 데이터의 전송이 쉬워지며, 또한 50mm/s 이상의 고속출력이 가능하다. 설계된 스테이트 머신은 그림 4와 같다. 이 그림에서 S0-S18은 구성된 스테이트를 나타내며, 출력비트 2,1은 병렬/직렬 변환 시프트 레지스터의 래치와 클럭신호에 연결되는 로직이고, 비트 0은 열전식 헤드의 시프트 레지스터 클럭에 입력되는 로직이다.

이와같은 스테이트 머신의 구현에 있어 총 19 스테이트가 있기 때문에 10개 이상의 플립플롭이 필요하게 된다. 또한 다음 스테이트 산출과 출력로직의 구현에 있어서도 많은 로직 게이트를 필요로 하기 때문에, 개별적인 로직게이트를 이용하면 전체 시스템의 크기가 상당히 커지게 된다. 따라서 본 논문에서는 Altera사 제품인 FPGA EPM5064를 이용하여 하나의 게이트 어레이를 사용하여 위 스테이트 머신을 설계하여 시스템의 소형화를 구현하였다.

#### 4. 보호 회로 및 기타회로설계

##### 1) 헤드 온도 검출회로

본 논문에서는 헤드 온도검출을 위한 센서로 서미스터(2mW/°C)를 사용하였다. 이 서미스터의 저항값을 통하여 헤드의 온도를 산출해 내기 위하여, 아날로그/디지털 변환기(ADC0804)를 이용하였다. 서미스터는 0°C일때 28.74kΩ이고, 80°C일때 1.66kΩ이다. 이 값들을 6.8KΩ 저항과 직렬로 연결한 전압분배기를 구성하여, 헤드의 온

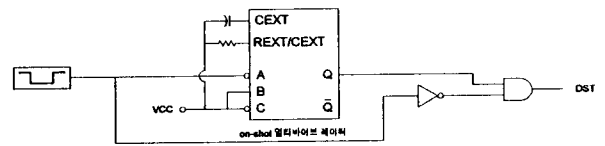


그림 5. 헤드 데이터 스트로브(DST) 펄스 폭 제한회로  
Fig. 5. The circuit for restriction of DST pulse width

도를 검출하는 로직을 구성하였다. 저항치를 6.8KΩ로 하였을 때 출력될 수 있는 최저 전위와 최대 전위를 구해보면 다음과 같다.

1. 0°C 일때:  $\frac{28.74 K\Omega}{28.74 K\Omega + 6.8 K\Omega} \times 5V = 4.04V$
2. 80°C 일때 (최대값):  $\frac{1.68 K\Omega}{1.68 K\Omega + 6.8 K\Omega} \times 5V = 0.20V$

##### 2) 헤드 데이터 스트로브(DST) 펄스 폭 제한회로

열전식 프린트 헤드는 일정한 시간폭을 가진 스트로브 신호를 이용하여 저항체를 발열시킨다. 그러나 MPU의 폭주로 인하여 장시간동안 펄스가 계속 가해지게 되면 헤드의 열화현상이 발생되어, 결과적으로 해상도의 저하 및 헤드수명 단축의 원인이 된다. 이를 방지하기 위하여 본 논문은 다음과 같이 하드웨어적인 대책과 소프트웨어적인 대책을 동시에 사용하였다.

하드웨어적인 대책으로는 one-shot 멀티바이브레이터를 사용하여 0.8ms의 펄스폭을 제한하는 방법을 사용하였다. 구체적으로, DST펄스의 상승 에지(rising edge)에서 one-shot 멀티바이브레이터가 트리거되고 저항과 커패시터를 이용하여 0.8ms의 펄스폭을 조정하여, 이 펄스와 MPU에서 발생된 DST 펄스를 부논리 AND시켜 DST 구동회로로 입력시킨다. 이때 DST 펄스폭, 헤드다운, 종이있음을 부논리로 설정하고, 4입력 NOR게이트로 이들중 하나라도 만족되지 않으면 DST 펄스가 헤드에 가해지지 않도록 한다. 이와같은 회로를 구현함으로써, MPU의 폭주로 인한 수십ms의 DST 펄스 발생시에도 헤드에는 0.8ms의 펄스만이 전달되어 결과적으로 헤드를 보호할 수 있다.

소프트웨어적인 대책으로는 루프를 이용하여 일정시간의 펄스를 만드는 것이 아니라 타이머를 이용하였다. 이는 루프 실행중 '오버런'이 발생되면, 다시 펄스를 '오프'하지 않을 가능성이 있을 뿐만 아니라 루프를 실행하는 동안 MPU가 다른 일을 할 수 없기 때문에 실시간 출력을 기대하기 어렵다. 따라서 본 논문에서 사용된 마이크로 프로세서인 68301에 내장된 타이머를 이용하여 펄스를 발생시킴으로서 MPU가 폭주하더라도 타이머는 정해

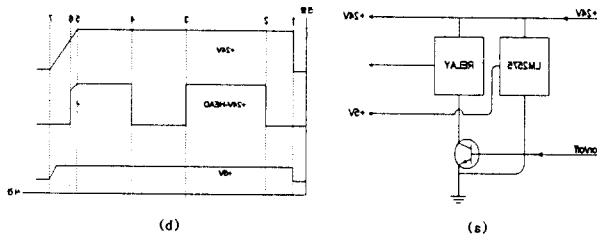


그림 6. 전원 공급시 열전식 헤드파괴 방지를 위한 보호회로 (a)헤드 파괴방지 블록선도 (b)헤드 파괴방지 동작 타이밍도  
Fig. 6. The protection circuit of breaking thermal head when power is applied. (a)A block diagram of the protection circuit (b)A timing diagram of the protection circuit

진 시간후에 자동으로 '오프' 되도록 설계하였다.

### 3) 종이없음과 헤드업으로 인한 헤드 파괴 방지회로

헤드 업(head up)검출에 사용된 센서는 마이크로 스위치(LSB-1112A)가 사용되었는데 헤드 레버가 올려져 있으면 출력신호가 'L'(로직 0)가 되고, 정상이면 'H'(로직 1)가 된다. 본 논문에서는 '종이 없음' 신호를 이용하여, 헤드에 종이가 있는 경우에는 센서인 반사형 포토 인터럽트의 LED로부터 빛이 종이에 반사되어 포토 트랜지스터를 '온'시켜 이 신호를 4입력 NOR 게이트에 입력시켰다. 이와같이 회로를 구성함으로써 종이가 없을 경우와 헤드가 올려져 있을 경우에는 하드웨어적으로 DST펄스가 차단되게 되므로 안정된 동작이 가능하도록 하였다. 또한 소프트웨어적인 대책도 병행하여, 68301의 병렬 포트로 위 신호입력을 받아 처리하도록 설계하였다.

그러나 헤드 업/다운을 체크할 때에는 마이크로 스위치의 '온/오프'와 헤드의 실제 상태와는 약간의 차이가 있다. 즉, 마이크로 스위치가 '온'되었을 경우에도, 실제 헤드는 아직 감열지에 닿지 않고, 헤드가 감열지로 내려가고 있는 도중일 수도 있다. 따라서, 소프트웨어적으로 마이크로 스위치가 떨어지는 것을 검출한뒤 2초 후에 헤드가 내려진 것으로 판단하여, 동작이 재개되도록 하였다. 이러한 방법을 이용하면 헤드가 내려지고 있는 도중에 열전식 프린트 헤드가 동작되는 것을 방지할 수 있다.

### 4) 전원 '온/오프'시의 헤드 파괴 방지회로

본 논문은 전원 투입 및 소멸시 프린터 헤드 파괴방지를 위하여 자동적으로 전원이 순차적으로 투입 및 소멸되도록 하였다. 즉, 전원투입시 +5V, +24V 순으로 전원이 투입되고, 전원 소멸시 그 반대의 순으로 동작되도록 하여 헤드를 보호하도록 설계하였다. 이를 위하여, 본 논문은 그림 6과 같이 헤드로 공급되는 +24V를 릴레이를 통하여 공급되도록 하였다.

처음 전원 투입시에는 릴레이가 동작하지 않으므로(릴레이는 아주 짧은 시간에 '온' 될 수 없으므로 처음에 전원이 공급될 당시의 오동작으로 인해 '온' 되지는 않음) 헤드를 보호할 수 있고, 프린팅이 끝나면 프로그램이 릴레이를 '오프'시켜 헤드로 공급되는 +24V를 차단시킨다. 만약 강제적으로 전원을 '오프'시킬 경우에 릴레이는 전원이 20V정도만 되면 자동적으로 '오프'될 수 있도록 릴레이 코일에 직렬저항을 사용하였다. 또한 npn형 트랜지스터에 의해서 에미터 공통모드로 구동되는 회로를 이용하여 릴레이의 '온/오프'를 행하였다. 릴레이는 유도성 부하이므로, 프리 휠링 다이오드(free wheeling diode)를 릴레이의 코일과 병렬로 연결하여 드라이브 회로를 보호하고, 릴레이로 흐르는 전류를 최소화 하여 전력소비를 줄이고 20V정도에서 릴레이가 '오프'될 수 있도록 트랜지스터의 베이스 직렬저항값을 설정하였다.

### 5) 헤드 과열 방지회로

열전식 프린터 헤드를 계속 사용한다면 온도가 상승하게 된다. TLPU112A는 동작온도가 0~40℃ 이므로 40℃ 이상의 온도가 헤드에서 감지되면 동작을 정지시켜야 한다. 헤드의 과열 방지를 위해서 헤드에 DST신호를 입력시킬때 마다 헤드의 온도를 체크하여 40℃ 이상이 되면 헤드의 온도가 내려갈 때까지 대기상태를 유지하도록 한다.

### 5. 한글 출력 구현

본 논문은 기존의 모든 의료용 계측장비가 영문만 출력된다는 단점을 보완하여 영문뿐만 아니라 한글도 출력하도록 하였다. 본 논문에서는 IBM-PC에서 흔히 사용되는 한글 라이브러리 출력 부분을 응용하여 본 시스템에 맞게 수정 보완하여 사용하였다<sup>6)</sup>. 즉, 본 연구에서 사용된 방식은 다른 프로그램에서 사용한 방식과는 달리 ROM화에 적합하게 되도록 하였다. 다른 한글 프로그램이 폰트를 화일로 만들어서 디스크에서 불러오는 방식인데 반해, 본 논문에서 사용한 방식은 소스에 이 화일을 포함시키는 방식을 사용한 것이다. 구체적으로 말하면, 먼저 폰트화일을 변환 프로그램을 사용하여, 텍스트 화일로 저장한 다음에, 이 화일에 적당한 처리를 하여 배열로 만든 뒤 이를 컴파일하여 링크로 결합시켰다.

### 운영 시스템 프로그램 구조

본 논문에서 주 프로그램은 C 언어를 이용하여 작성하였다. 컴파일러는 Intertools사에서 제작된 68000용 C 컴파일러를 사용하였다. 제작된 프로그램의 주요기능은 다

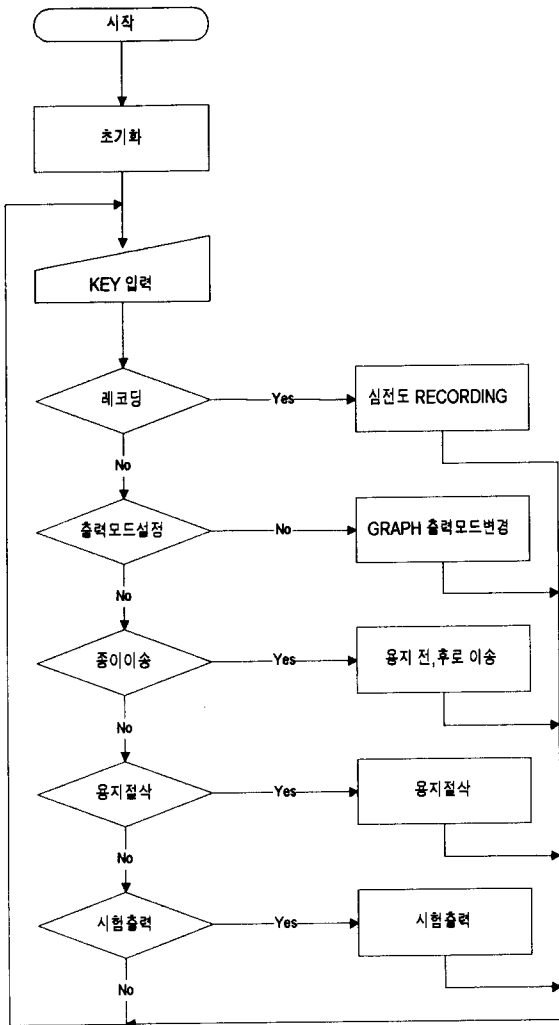


그림 7. 주 프로그램 순서도  
Fig. 7. Flowchart of main program

음과 같다.

- (1) 계측된 심전도 파형의 25mm/s와 50mm/s중 선택 출력 및 여러가지 그래프형식 지원.
- (2) 한글폰트를 이용한 그래프 라벨 및 진단 결과등에 한글 출력구현.
- (3) 벡터합성법에 의한 LEAD3,AVR,AVL,AVF 합성.
- (4) RS-232C를 통한 외부 장치 및 호스트와의 데이터 전송.
- (5) 종이의 이송 및 절단 제어.

그림 7 은 전체 프로그램 구조를, 그림 8은 심전도신호 출력 루틴을 나타내는 순서도다.

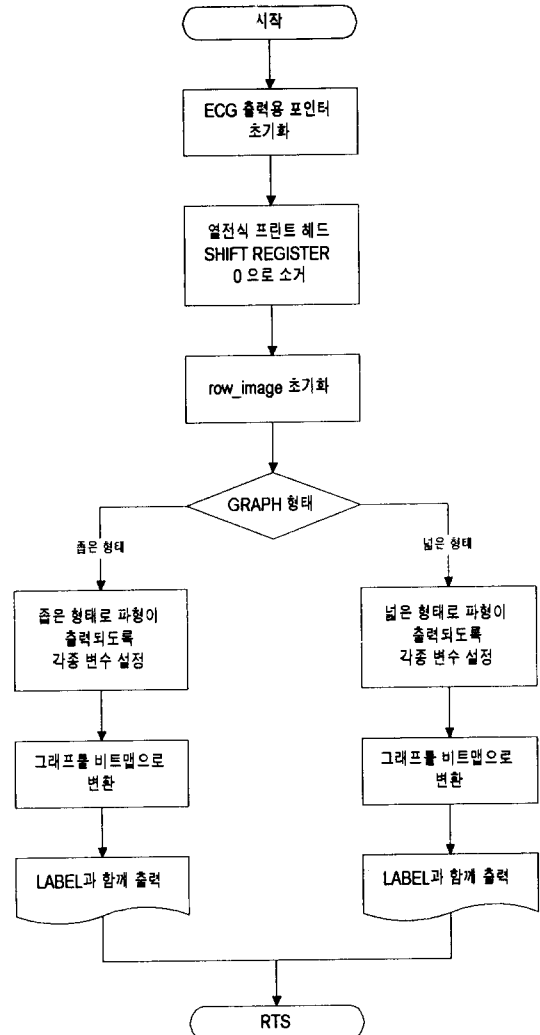


그림 8. 심전도 신호출력 서브루틴 순서도  
Fig. 8. Flowchart of subrou-tine for ECG recording

### 1. 스타트 업 코드

모든 C 컴파일러가 C언어를 어셈블리로 변환할 때 C가 운용될 수 있도록 저수준에서 스택포인트, 변수사용을 위한 초기화등을 담당하는 스타트 업 코드라 불리는 어셈블리 코드를 사용한다. 본 논문에서 사용한 68000용 C 컴파일러의 스타트 업 코드의 역할은 다음과 같다.

- (1) 슈퍼바이저(supervisor) 모드일 경우 슈퍼바이저 스택 포인터(supervisor stack pointer)를 설정하고 사용자 모드로 전환한다. 본 논문은 SSP가 심전도 파형을 A/D로 부터 얻는 인터럽트 루틴에서만 사용되므로 아주 적은 양의 SSP만 사용된다.
- (2) 사용자 스택 포인터(USP)를 설정한다. 여기서 USP는 표준 C에서 사용되는 스택과 동일하다.

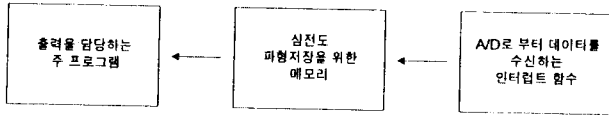


그림 9. 프로그램의 전체적인 동작 구조  
Fig. 9. The overall scheme of the program

- (3) 어드레스 레지스터로 접근가능한 변수영역의 변수를 사용하기 위해서 초기화 한다.
- (4) 데이터 레지스터(D0~D7), 어드레스 레지스터(A0~A4)를 초기화 한다.
- (5) 리셋 벡터를 설정한다.

## 2. 주 프로그램 세부구조

전체적인 프로그램 구조는 그림 9와 같다. 주 프로그램은 각 심전도 파형의 데이터 쓰기에 사용되는 포인터를 검사하여 새로운 데이터가 메모리에 저장되었는지 검사한다. 이때 각 심전도 파형을 저장하는 메모리는 인터럽트 루틴에 의해 백그라운드로 갱신된다. 이와같이 인터럽트 수신구조를 사용하여 실시간 처리(온 라인)가 가능하였다. 이러한 구조를 채택하지 않으면, 데이터 수집을 한 후에 인쇄(오프 라인)를 해야 하므로 실시간 처리가 불가능하다.

인터럽트 루틴은 8채널을 동시에 받아들여야 한다. 500Hz의 심전도 신호의 경우 1초에 4000번의 인터럽트가 발생하게 된다. 더욱이 인쇄와 필터링을 동시에 수행하기 위해서는 인터럽트 루틴이 빠른시간에 처리를 끝내야 한다. 그래서 심전도 데이터의 각각의 채널과 관련된 채널 라벨, 직류 오프셋, 증폭비, 메모리에 쓰기를 위한 포인터, 메모리에 읽기를 위한 포인터, 보간법을 위한 변수를 구조체로 하여 총 12개의 요소를 가진 배열을 작성하였다. 인터럽트 변수를 사용하여 인터럽트가 걸릴때마다 1씩 증가하게 하고, 8이 되면 다시 0으로 초기화 되게 하였다. 즉, 매번 인터럽트가 발생하였을 때에는 인터럽트 루틴에서 이 변수가 가르키는 구조체 배열만을 참조하여 데이터를 처리하면 된다. 이러한 구조를 채택함으로써 인터럽트 루틴에서 실제 데이터를 취급하는 부분은 극히 짧아지게 되었다.

## 3. 보간법

A/D에 의해서 샘플된 데이터는 이산적인 12bit 정수형식의 데이터 자체이다. 이를 그대로 출력하게 되면 그래프가 선이 아닌 점으로 표시되게 된다. 가독성을 높이기 위해서는 점과 점사이를 연결하여 표시하는 것이 필요

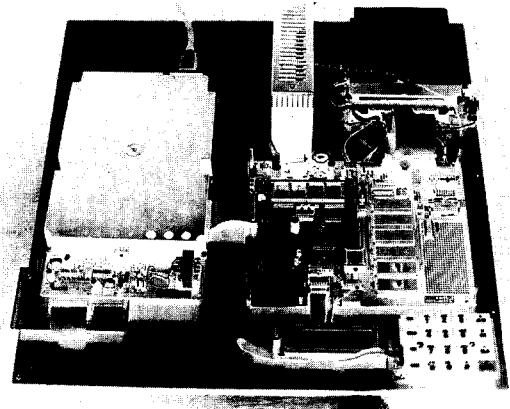


그림 10. 제작된 하드웨어 시스템의 외관  
Fig. 10. The schematic of the designed hardware system

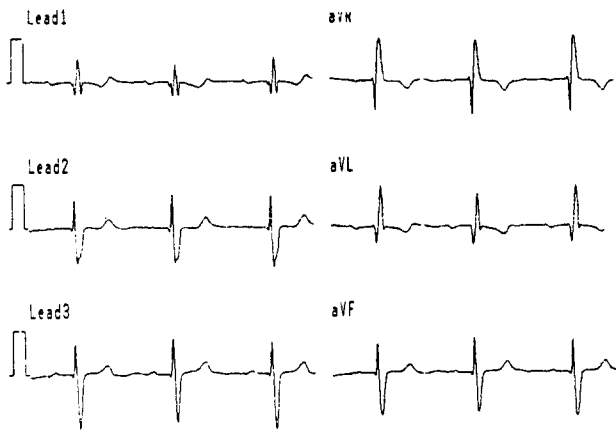
하다. 심전도 데이터를 50mm/s의 고속의 표준속도로 인쇄할 경우 필요한 데이터의 수는 열전식 프린트 헤드의 해상도가 8dot/mm이므로 총 400 sample/s이다. 심전도 데이터는 500Hz로 샘플되므로 샘플과 샘플 사이를 직선으로 보간할 필요는 없다. 그러므로 필요한 것은 단지 점과 점을 연결하는 그래프 출력상의 것임을 알 수 있다.

점과 점을 연결하는 방법으로는 현재의 점과 직전의 점사이를 직선으로 연결하여 1 line을 출력하는 방법을 쓴다. 이경우 사선의 그래프가 계단 모양으로 표시되는 문제점이 발생 할 수 있다. 이를 피하기 위해서, 지금 표시하려는 데이터가 직전의 데이터보다 큰 경우와 작은 경우로 나누어서, 큰 경우에는(이전점+1)과 현재점을 직선으로 하여 출력하고, 작은 경우에는(이전점-1)과 현재점을 직선으로 하여 출력한다.

또한 1/8mm의 가는 선으로만 그래프를 표시하면 가독성이 좋지 못하다. 그래서 출력되는 파형의 선을 약간 두껍게 하여야 한다. 이를 위해서 하나의 직선을 출력할때 이전에 출력했던 직선과 OR시켜서 출력하게 하고, 또한 횡선이 두껍게 출력되도록, 이전의 데이터와 현재 출력하는 데이터가 동일한 경우 선의 두께를 강제로 2로 하게 하는 알고리즘을 추가하였다.

## 4. 90도 회전시킨 폰트

생체 파라미터의 출력에는 원 신호인 파형과 신호에 대한 정보등이 포함되어야 한다. 이와같은 정보는 한글, 영문 및 숫자를 통하여 표시하게 되는 데 이를 위하여 한글, 영문폰트등이 필요하다. 본 논문에서는 한글폰트로 명조체 폰트를 이용하였고, 영문폰트는 가변폭이 아닌 고정폭 폰트를 사용하였다. 또한 기록방향과 평행하게 문자를 표시하기 위하여 모든 폰트를 별도로 제작한 프로그램을 이용하여 90도 회전시켜 프로그램에 내장시켰다. 폰트



연세대학교 전기공학과 의용계측제어연구실 25mm/s 10.0mm/mV

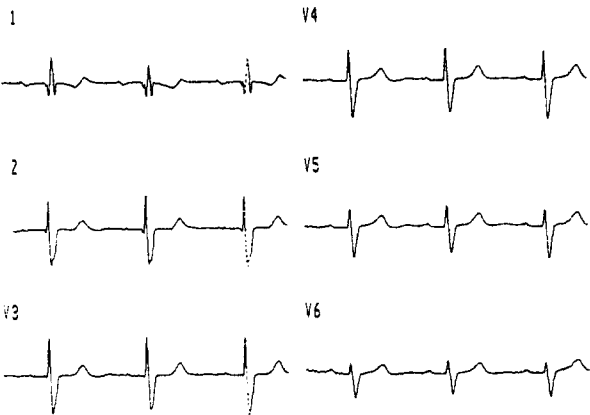


그림 11. 제작된 시스템을 이용하여 출력한 심전도 신호 파형  
Fig. 11. The results of ECG waveform using the proposed system

를 90도 회전시키면 한글 자모를 합성하는 부분을 수정할 필요가 전혀 없다. 단지 기존의 영문 폰트를 90도 회전시키면 가로 세로 비가 816에서 168로 바뀌게 되어 납작한 형태의 문자가 된다. 따라서 영문자의 경우 특별히 세로를 2배 확대하여 1616의 영문 폰트를 사용하였다.

5. 벡터합성법

심전도 파형은 아날로그/디지털 변환기를 통하여 입력된 V1, V2, V3, V4, V5, V6, Lead I, Lead II의 8채널에 관한 데이터와 이를 이용하여 합성해서 만든 aVr, aVl, aVf, Lead III의 4 신호를 포함하여 총 12개의 신호를 출력해야 한다. aVr, aVl, aVf, Lead III는 벡터 합성법에 의해 Lead I, Lead II를 사용하여 합성할 수 있는데, 계산식은 다음과 같다<sup>8-10)</sup>.

심전도, 근전도, 뇌파 등의 생체 파라미터를 측정하는 의료용 계측장비들은 대부분 결과를 영문식 프린터로 출력한다. 의사들은 출력된 파형결과를 의사상 진단을 수행하게 된다. 정확하고 높은 해상도를 갖는 출력결과를 의사가들의 임상적 판단을 결정하는데 중요한 요소가 된다. 1970년대의 의료용 계측장비들은 주로 1인치 크기의 영문식 프린터를 사용하였다. 그러나 사용자의 편의를 위하여 5인치 크기의 영문식 프린터를 사용하게 되었다. 그러나 지속적인 마이크로 프로세서의 발달로 인하여 대부분의 계측장비는 본산형 시스템으로 전이됨에 따라 종래의 영문식 프린터도 많이 소용되게 되었다. 즉 레져 프린터가 갖는 해상도와 이동성도 그러한 소형화를 동시에 만족시키기 위한 한층 발전된 프린터이다. 현재 이와 같은 영문식 레져 프린터는 다양한 기록장치는 역시 영문식 프린팅의 기본이라는 영문식 레져로 부터 화학적으로 처리된 잉크를 사용하여 잉크를 전달하는 원리이다. 영문식 레져는 한 번의 작은 잉크를 작고 구성하는데 이 소자들이 계속적으로 가열하여 출력한다. 즉, 실정된 각 소자들이 잉크를 발생시키는 데에 열화학작용(thermo-chemical) 작용에 의해 잉크를 잉크에 대응하는 감열용지 부위에 감열 타는 원리를 이용한 것이다. 예로, 여러 도트로 이루어진 잉크를 잉크 레져 또는 잉크의 움직임에 따라 잉크의 선택적인 가열로 감열용지에 글자가 프린팅을 하게 된다. 보통 동작방법은 라인 프린터처럼 잉크를 잉크 레져로 프린팅을 하는 방법과 후자가 고속 동작에 적합하기 때문에 잉크 레져를 주로 수행하는 의료용에서는 후자의 방법이 널리 사용된다.

그림 12. 영문 및 한글 텍스트 출력 결과  
Fig. 12. The results of English and Korean text



그림 13. 비트맵 이미지 출력 결과  
Fig. 13. The results of bitmap image

$$aVr = -Lead II + \frac{Lead I}{2}$$

$$aVI = -Lead I + \frac{Lead II}{2}$$

$$aVf = -Lead II + \frac{Lead I}{2}$$

$$Lead III = Lead II - Lead I$$

실험 및 하드웨어 성능평가

본 논문에서 설계, 제작한 하드웨어를 통해 실시간 데이터 샘플링, 출력과 헤드 보호 회로의 동작을 테스트하였



다. 열전식 프린트 헤드보호 장치는 모두 만족스럽게 동작하였다. 용지가 없을 경우에는 뒤로 로딩(back loading)되는 동작이 되지 않았고, 프린팅 도중에도 용지가 없을 때에는 즉시 중단되고, LCD로 에러 메시지가 표시되었다. 릴레이를 사용하여 전원 '온/오프'시 완벽한 헤드 보호가 가능하였다.

심전도 파형출력은 25mm/s 또는 50mm/s의 속도로 출력되었으며, 최대 350pps 까지 출력가능하였다. 또한 인쇄 도중의 데이터 샘플링도 완벽하게 이루어졌다. 그래프와 한글의 출력도 만족할 만한 결과를 얻을 수 있었으며, 헤드의 온도도 측정 및 보호회로도 잘 동작되었다. 또한 헤드가 과열되면 시스템은 정지하고 릴레이를 통해 24V 전원을 차단되었다.

그림 11은 3채널로 출력된 심전도 신호(500Hz,12비트로 샘플링)를 나타내는 그림이고, 그림 12은 영문 및 한글 텍스트를 출력한 결과이고, 그림 13는 PC에서 RS-232C를 통하여 다운로드 된 비트맵 이미지를 출력한 결과이다.

## 결 론

본 연구는 범용 의료용 열전식 프린터 설계에 관한 것으로 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

- 1) TLPU112A를 마이크로 프로세서 TMP68301를 사용하여 제어하였다.
- 2) 심전도 파형 12리드를 3채널로 실시간으로 출력하였다.
- 3) 전원의 '온/오프' 문제와 여러가지 하드웨어, 소프트웨어적인 보호방법으로 안정성을 높였고, FPGA를 사용하여 회로를 간략하게 하였다.
- 4) 여러가지 정보를 영문,숫자, 한글 텍스트로 구현하였다.
- 5) 출력폭의 선택을 자유롭게 선택할 수 있었다.

본 논문은 다양한 크기의 폰트제작과 특히 심전도 전용 출력을 위한 필터링 기능(60Hz 전원노이즈, 기저선 동요, 근잡음신호, 및 스파이크성 노이즈) 첨가 및 다른 계측장비와의 손쉬운 인터페이스를 위한 다양한 프로토콜의 개발을 개선사항으로 남겨두고 있다.

## 참 고 문 헌

1. Van Bommel. Trends in Computer-Processed Electrocardiogram. Amsterdam, North-Holland, 1977.
2. 이명호, "심전도 신호의 처리 및 분석", 전자공학회지, 21(12):pp23-31, 1994.
3. 권혁제, 이명호, "68000 MPU를 이용한 포터블 12리드 심전도 자동진단장치 설계에 관한 연구", 대한 전자공학회, 하계종합학술대회 논문집 15(1):134-135, 1993.
4. Piet Bergveld, H.J. Peuscher, "Real-Time Fetal ECG Recording", IEEE trans. BME-33, No. 5, pp505-509, 1986.
5. H.J Kweon, B.C Lee, and M.H Lee, "Design of Portable 12 Leads automated ECG analyzer Using 68000 MPU", Proc. of 14th International Conference on EMBS, IEEE, pp.1263-1264, Paris, France, 1992.
6. 한우진 "한글라이브러리 1.0", 교학사, 1993.
7. W.J.Tompkins, "Biomedical Digital Signal Processing", Prentice-Hall, 1993.
8. J.A.Kors, "Multilead ECG analysis", Comp. Biomed. Res. Vol. 19, pp.27-46, 1986.
9. W.J. Tompkins, "Digital filters for real-time ECG signal processing using microprocessor", IEEE Tras. BME-32, No 4, pp.708-723, 1985.
10. JR. Glover, "Commentary on digital filters for real-time ECG signal processing using microprocessor", IEEE Trans. BME-34, pp.962-963, 1987.

