

한개의 채널을 사용한 초음파 펄스 도플러 시스템에 관한 연구

金 英 吉
(亞州大 工大 教授)

■ 차 례 ■

- | | |
|-----------------------|-------------------------|
| 1. 서 론 | 3.1 고주파 부분 |
| 2. 동작 원리 | 3.2 Stationary Canceled |
| 2.1 도플러 효과 | 3.3 도플러 주파수 판별기 |
| 2.2 원 리 | 4. 결 과 |
| 2.3 위치 위상 정보 신호의 스펙트럼 | <참고문헌> |
| 3. 시스템 개요 | |

1 서 론

최근 수 년 동안 초음파 (Ultrasound) 를 이용하는 각종 진단 (Diagnostics) 방법들이 인체에 장해를 초래하지 않는 특성들로 인하여 진단에 중요한 도구로 쓰여 왔으며 꾸준하게 개발되어 왔다. ^{1), 2)}

진료에 쓰이는 초음파 기계들은 레이다 (Radar), 소나 (Sonar) 와 같은 원리를 사용한다. 초음파 발생 장치 (Transmitter) 를 사용하여 인체에 초음파 비임을 발사하고, 초음파 수신 장치 (Receiver) 로 인체의 여러 기관이나 조직에서 나오는 반사파 (Echo) 를 탐지한다. 만약 인체의 여러 기관들이 완전한 동질 (homogeneity) 이라면 초음파 비임은 적은 에너지 손실을 하며 인체 내부로 전파하여 들어간다. 이와는 반대로 만약 초음파 비임이 생체 특성 저항 (Acoustic Impedance) 이 다른 기관들의 경계 (Interface) 에 도달하면 일부 에너지는 반사되고, 나머지는 계속투과를 한다. 이들 반사되는 에너지를 이용하는 방법에 따라 초음파 기계들은 크게 두 가지로 분류 된다. 하나는 초음파 비임이 생체 특성 저항이 다른 경계 부분에서 반사되는 에너지를 측정 처리하는 것이고 (A-scan, B-scan, C-scan), 다른 하나는 발사된 초음파의 주파수와 반사된 초음파의 주파수를 비교하는 것이다. (Doppler System).

첫번째 사용된 혈류 측정 장치는 1961 년에 FRAN KLIN에 의하여 나타났다. 이 측정장치는 연속파 도플러 시스템 (Continuous Wave Doppler System) 으로서 초음파 비임을 한 개의 송신 변환기 (Piezoelectric Transmitter) 로 계속하여 발사하고, 다른 한 개의 수신변환기 (Piezoelectric Receiver) 로 반사되어 나오는 에너지를 받아들이는 것이다. 이 연속파 도플러 시스템은 혈관 (blood vessels) 외부에서 혈액의 속도를 측정할 수 있다는 가능성을 보여 주었다. 그러나 혈액 흐름 (flow) 의 방향을 구별하지 못했다.

1967 년 이 후에 STRANDES ³⁾ 은 미국에서, L. POURCELOT ⁴⁾ 는 프랑스에서 각각 혈액 흐름의 방향을 구별하는 연속파 도플러 시스템을 만들었다. 이 장치들은 처음 나온 장치와 같이 두 개의 변환기를 사용했으나, 흐름의 방향을 구별하기 위하여 복잡한 전자 회로가 추가 되었다. 그러나 이 장치들은 흐름의 방향은 구별했으나 속도가 측정되는 혈액이 혈관의 어느 부분 인가를 알 수 없었고, 더욱이 혈관벽 (vessel walls) 과 인접한 다른 혈관 (adjacent vessels) 에서 오는 반사파들로 인하는 정확도가 떨어지는 단점들을 계속 갖고 있었다.

펄스 도플러 시스템은 (Pulsed Doppler System) 원하지 않는 신호들 (clutter) 과의 오염을 피하면서 초음파 비임의 진행 방향에 위치한 작은 샘플 체적 (Sample volume) 의 속도를, 흐름의 방향을 측정

한다. 그러므로 관심있는 부분에서 측정 샘플 체적의 위치(position)를 찾고 유지(maintenance)하는 데에는 약간의 기술이 필요하다^{5), 6)} 특히 펄스 반사 시스템(Pulsed Echo System, B-Scan)과 펄스 도플러 시스템(Pulsed Doppler System)의 조합은 측정 샘플 체적의 위치를 쉽게 해 줄 것이다.⁷⁾

② 동작원리

그림 1에 변환기, 초음파 비임, 혈관과 채널사이의 관계가 있다. 시스템에 들어가기 전에 도플러 효과와 한 채널 펄스 도플러 시스템의 원리와 위치 위상 정보 신호(Spectrum of the Range Phase Signal)를 살펴보자.

[그림 1 설명]

A) 한 개의 변환기가 피부(skin)와 접촉 시약(jelly compound)으로 접촉 되어 있다.

B) 2개의 고주파(sine wave)가 버스트(burst)(570 ns, 3.5 MHz)로서 6.8 kHz 펄스 반복 주파수를(Pulse Repetition Frequency) 갖고 변환기를 여기(excite) 시킨다. 최대 가청 주파수는 3.4KHz이며, 12cm 깊이에 있는 혈관까지 측정할 수 있다.

C) 반사파들이 세포 경계면(tissue boundary)과 헤모글로빈(hemoglobin)에서 발생한다.

D) 주 발진기(Master Oscillator)와(C)의 반사파를 혼합(mixing)하여 위치 위상 정보(range phase information)을 얻는다.

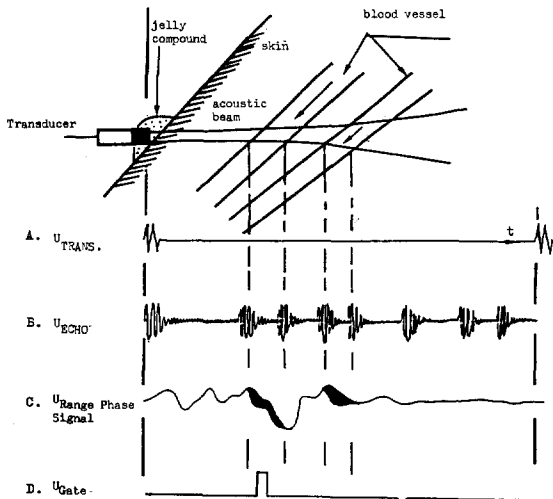


그림 1. 변환기, 혈관과 게이트 사이의 관계

E) 샘플링 게이트(sampling gate)로 원하는 부분의 측정 샘플 체적을 선택하여 정보들을 얻는다.

2.1 도플러 효과

도플러 효과란 초음파가 움직이고 있는 물체에서 반사되었을때 반사된 초음파의 주파수는 이동하는 물체의 속도에 영향을 받는다는 것이다. 그림 2에서 도플러 변화 주파수는(Doppler Shift Frequency, F_D) 다음 식에서 주어진다.

$$F_D = \frac{2 F_t v}{C} \cos \theta$$

Where $\left\{ \begin{array}{l} F_t : \text{Transmitter frequency} \\ V : \text{Moving target velocity} \\ \theta : \text{Angle of attack} \\ C : \text{Ultrasonic propagation velocity} \\ \quad (\text{water } 1540 \text{ m/s}) \end{array} \right.$

즉 도플러 변화 주파수(F_D)의 변화는 F_t 와 C 가 주어졌을때 반사하는 물체의 속도에 비례한다. 그러므로 주파수의 변화를 측정하므로 이동하는 물체의 속도를 알 수 있다.

2.2 원리

그림 2에서 보면 주 발진기에 의하여 발생된 초음파

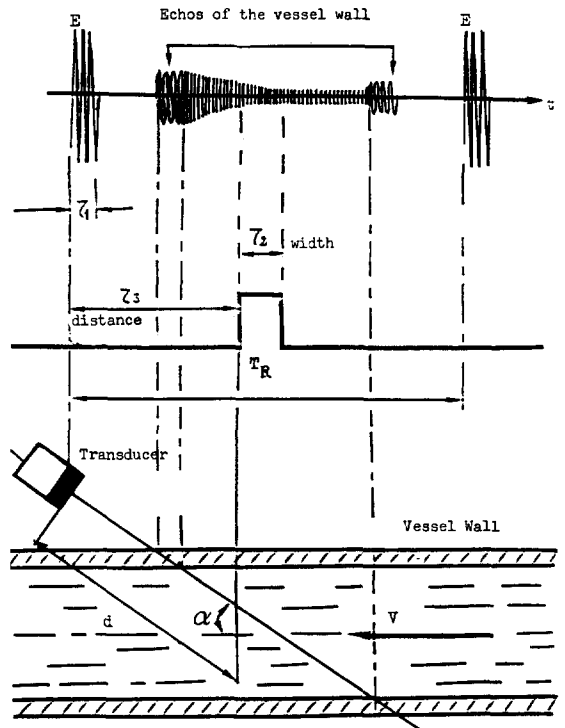


그림 2. System의 원리

펄스 버스트가 τ_1 기간 (duration) 동안 F_i 라는 주파수로 송신 변환기를 통하여 펄스 반복 주파수 ($F_R = 1 / T_R$) 마다 조직과 기관으로 전파한다. 초음파 비임의 통과 경로에 있는 생체 특성 저항이 다른 기관들의 경계와 이동하는 헤모글로빈에서 초음파 에너지가 일부분 반사된다 (그림 1. C). 두 개의 초음파 버스트 사이에서 송신 변환기는 반사된 에너지를 잡는 수신 변환기로 동작한다. 게이트를 이용하여 피부에서 샘플 측정 체적까지의 거리 (τ_3 , distance) 를 조정하여 이동하는 헤모글로빈에서만 나오는 반사 에너지를 잡는다. 측정 샘플 체적의 크기는 (τ_2 , width) 게이트에서 잡은 정보는 검파회로 (detection circuit) 에서 처리한다 (그림 1, D, E).

2.3 위치 위상 정보 신호의 스펙트럼

그림 3은 세포 경계면 (tissue boundary)에서 발생한 반사 신호에서 (그림 1, C) 위상이 변화 (방향변화) 하는 것을 측정하기 위하여 주 발진기 주파수와 혼합한 위치 위상 신호의 특성을 보여준다. 잡음인 클러터 (clutter) 라고 불리는 피크들은 펄스 반복 주파수 (PRF) 와 그것의 배수 (multiples) 되는 곳에 위치한다. 이들은 혈관 벽과 세포 경계면에서 나오는 커다란 반사파로 원하는 도플러 신호보다 크기 (Amplitude) 가 40~60dB 정도 크다. 그러나 이들의 주파수 성분은 원하는 도플러 변화 신호 (Doppler shift flow signal) 보다 낮다. (예 : 경동맥의 F_D 는 3KHz 인데 비교하여 이 잡음 들은 50~100 Hz 정도이다). 그러므로 위치 위상 정보들을 얻기 위하여 이 잡음들을 제거해야 한다.

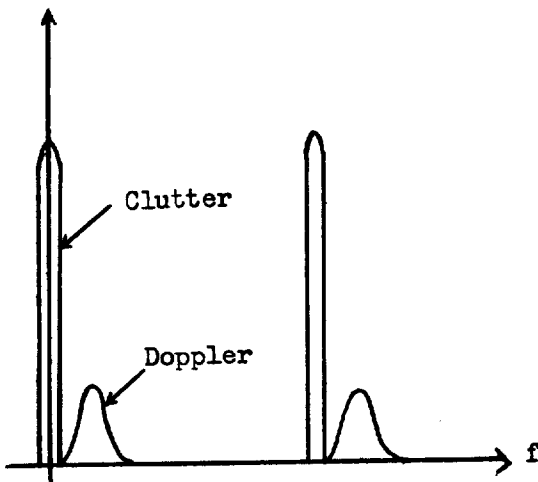


그림 3. Range phase signal 의 스펙트럼

③ 시스템 개요

제작된 시스템은 크게 3부분으로 구분된다. (그림 4 참조)

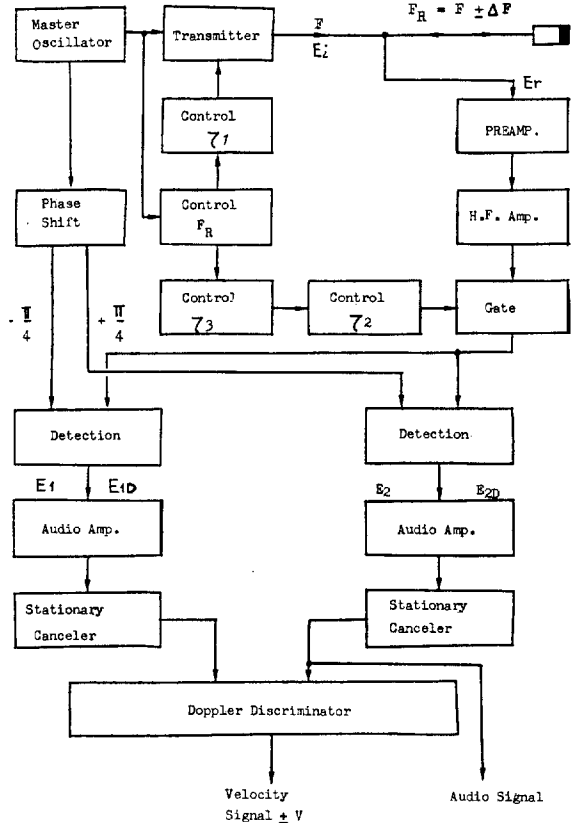


그림 4. System block 회로도

3.1 고주파 부분

발진기에 의하여 발생된 초음파 버스트가 송신 변환기에 의하여 인체의 혈관으로 발사하고 인체내의 입자 (particle, hemoglobin)에 의하여 반사 (back scattered) 된 신호를 수신 변환기로 잡는다. 그림 2에서 보았듯이 펄스의 공급 기간 (τ_1) 과 측정 부분까지의 거리 (τ_3) 와 게이트의 폭 (τ_2) 은 PRF에 맞추어 조정한다. 사용한 시스템에서 보면 $\tau_1 = 570$ ns, $\tau_2 = 0.8 \mu s \sim 4.0 \mu s$, $\tau_3 = 0 \sim 12$ cm, $F_i = 3.5$ MHz, PRF = 6.8 KHz 이다.

게이트로 잡은 신호는 광대역 수신기 (wide band receiver)로 증폭되고, 위상 변화를 찾기 위하여 주 발진기 주파수와 혼합된다. 90° 위상차 출력 (Quadrature output) 을 만들기 위하여 기준 90° 위상차 신호 (Quadrature reference signal) 이 검파기

(phase detector) 에 공급된다. 이러한 신호 처리로 변환기를 향하여 오는 흐름 (Doppler spectrum in upper sideband) 과 멀어져 가는 흐름 (Doppler spectrum in lower sideband) 을 구별한다. 위상 검파기의 원리를 보면 그림 4에서

$$E_i = A \cos \omega_0 t$$

$$E_r = B \cos (\omega_0 t + \phi) + C \cos (\omega_0 \pm \Delta \omega) t$$

$$\Delta \omega = 2 \pi \Delta F = 2 \pi F_D$$

$B \gg C$ where B : amplitude of the clutter

C : amplitude of the Doppler shift signal

$$E_1 = [B \cos (\omega_0 t + \phi) + C \cos (\omega_0 \pm \Delta \omega) t] \cdot D \cos \omega_0 t = \frac{1}{2} [BD \cos (2 \omega_0 t + \phi) + BD \cos \phi + CD \cos (2 \omega_0 \pm \Delta \omega) t + CD \cos (\pm \Delta \omega) t]$$

$$E_2 = [B \cos (\omega_0 t + \phi) + C \cos (\omega_0 \pm \Delta \omega) t] \cdot D \cos (\omega_0 t + \frac{\pi}{2}) = \frac{1}{2} [BD \cos (2 \omega_0 t + \phi + \frac{\pi}{2}) + BD \cos (\phi + \frac{\pi}{2}) + CD \cos \{(2 \omega_0 \pm \Delta \omega) t + \frac{\pi}{2}\} + CD \cos \{(\pm \Delta \omega) t + \frac{\pi}{2}\}]$$

고주파 필터로 DC 성분을 제거하고 저주파 필터로 $2 \omega_0$ 성분을 제거하면

$$E_{1D} = K \cos (\pm \Delta \omega) t$$

where $E_{1D} = K \cos \Delta \omega t$ if $\Delta \omega > 0$

$E_{1D} = K \cos \Delta \omega t$ if $\Delta \omega < 0$

마찬가지로

$$E_{2D} = K \cos \{(\pm \Delta \omega) t + \frac{\pi}{2}\}$$

where $E_{2D} = K \cos (\Delta \omega t + \frac{\pi}{2})$ if $\Delta \omega > 0$

$E_{2D} = K \cos (\Delta \omega t - \frac{\pi}{2})$ if $\Delta \omega < 0$

따라서

$$\text{Phase shift : } +\frac{\pi}{2} \text{ if } \Delta \omega > 0$$

$$-\frac{\pi}{2} \text{ if } \Delta \omega < 0$$

즉 검파기 출력에서 반사파와 발진기 사이의 위상 관계를 알 수 있으므로 흐름의 방향을 결정할 수 있다. 그러므로 검파기 출력 신호를 위차 위상 신호(그림 1. D)라고 부른다.

3.2 Stationary Canceled

그림 3에서 보았듯이 원하지 않는 신호들의 크기는 도플러 변화 주파수 신호 (Doppler shift frequency signal) 보다 40~60 dB 정도 크나 이들의 주파수는 도플러 신호보다 낮다. 그림 5에 도플러 주파수의 영역이 있다. 도플러 신호를 찾기 위하여

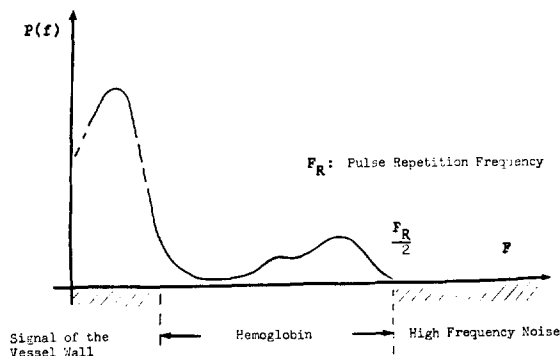


그림 5.

원하지 않는 신호를 제거해야 한다. 제작한 한 채널 펄스 도플러 시스템에서는 50~100 Hz 정도의 원하지 않는 신호를 제거하기 위하여 절단(cut off) 주파수가 200 Hz 인 HPF (High Pass Filter) 를 사용하였다. 샘플링 이론 (Sampling Theorem)에 의하여 $PRF / 2 = F_R / 2$ 이상의 주파수는 잡음이므로 절단 주파수가 3.4 KHz 인 L.P.F (Low Pass Filter) 를 사용하여 고주파 잡음을 제거한다. 그러므로 이 시스템으로 측정할 수 있는 혈액의 최고 속도는 1.5 m/s 이다.

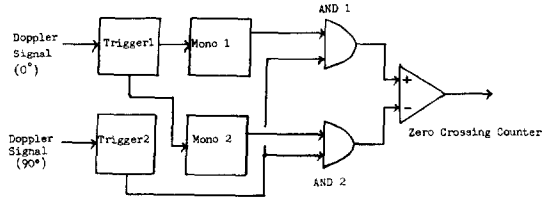
$$V_{max} = \frac{F_D \cdot C}{2 F_i \cos \theta} \approx 150 \text{ cm/s}$$

where $F_D : 3.4 \text{ kHz}$ $\theta = 60^\circ$

$F_i : 3.5 \text{ mHz}$ $C = 1540 \text{ m/s}$

3.3 도플러 주파수 판별기

도플러 주파수 판별기는 혈액 흐름의 방향을 찾는 위상 검파기와 도플러 주파수를, 모니터에 표현(Display) 하기 위하여, 전압으로 변환시키는 제로 크로싱 카운터 (Zero Crossing Counter) 로 구성 되어있다. 흐름의 방향을 찾는 방법은 여러가지가 있으나 여기서는 가장 간단한 방법을 사용했다. (그림 6) 우선 Trigger 1 으로 두 개의 단안정 발진기 (Monostable) 를 동작시킨다. Mono 1은 Trigger 1에서 나온 신호가 올라갈 때 펄스를 주고, Mono 2는 Trigger 1에서 나온 신호가 내려갈 때 펄스를 준다. 이와 같이 얻은 크기와 폭이 일정한 펄스들은 Trigger 2에 의하여 조정되는 두 개의 AND게이트에 보내어진다. Trigger 2는 채널 1과 채널 2 (Doppler Signal 90°) 사이의 위상차가 $-\frac{\pi}{2}$ 일때 채널 1의 AND게이트를 동작시키고, 두 채널 사이의 위상차가 $+\frac{\pi}{2}$ 일때는 채널 2의 AND게



얻는다. 한 개의 적분기 (Integrator) 로 일정한 시간에 펄스의 수에 비례하는 전압을 얻는다. 이 전압이 순간 속도이고 적당한 적분기를 사용하여 평균 속도 신호도 얻을 수 있다.

4 결과

설계된 시스템으로 중요한 동맥과 정맥의 흐름 속도를 들을 수 있었으며 스펙트럼 해석기 (Spectrum Analyser) 를 통과한 출력을 그림 8에 보였다. 게이트의 수를 증가시킨 다중 채널 펄스 도플러 시스템을 사용하므로 혈관 각 부분에서 흐름 단 면도 (flow profil)와 속도 신호를 (velocity signal) 얻을 수 있는 가능성을 보였다.

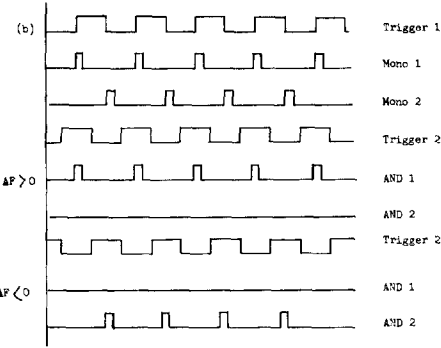


그림 6. 위상 검파기의 원리

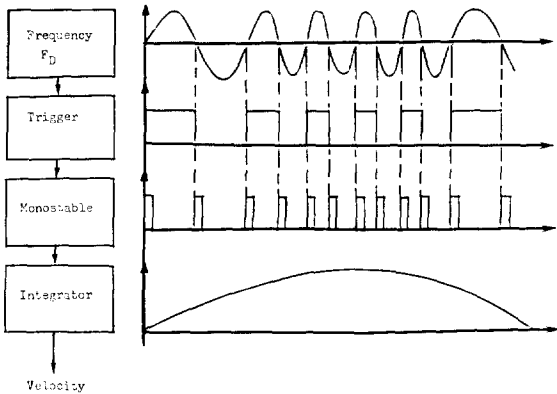


그림 7. Crossing counter 의 원리

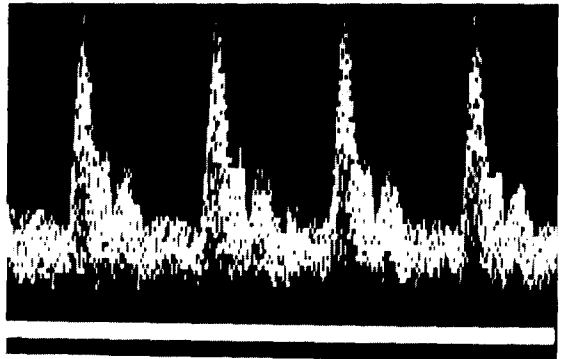


그림 8. 경동맥의 spectrum

트를 동작 시킨다. 그러므로 두 AND 게이트 출력을 합하여서 변환기 방향으로 오는 흐름과 변환기에서 멀어져 가는 흐름을 다 결정 할 수 있다.⁸⁾

Zero Crossing Counter 의 원리가 그림 7에 있다. 이것은 측정된 도플러 주파수를 표현하기 위하여 전압으로 변환하는데 사용된다. 이 회로는 주파수에 비례하는 출력 전압을 준다. 즉 PRF에서 샘플링 되고 원하지 않는 신호를 트리거의 입력으로 주고, 그 출력에서 도플러 신호가 영점 (zero) 지날 때 마다 펄스들을 얻는다. 이 펄스들은 도플러 주파수와 같은 주파수를 갖는다. 이 트리거가 단안정 발진기를 동작시키고, 트리거 펄스의 상승과 하강 부분에서 펄스 폭이 일정하고, 크기가 일정한 펄스들을

참고문헌

- 1) KENNETH R. ERIKSON, FRANCIS J. FRY and JOIE. P. JONES; "Ultrasound in Medicine" IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics, vol. SU-21. No. 3. 144-170.
- 2) P.N.T. WELLS; "Biomedical Ultrasonics" Academic Press. London, 1977.
- 3) STRANDES D.E., KENNEDY J.W., LED. McF.D.; "Transcutaneous directional flow detection" A preliminary report. An Heart, J, 1969. pp. 65-74.
- 4) POURCELOT. L.; "Application Clinique de l'examen Dopler transcutane" I.N.S.E. R.M., Octobre, 1974. vol. 24, pp. 213-240.

- 5) ARNOLD P.G. HOEKS, ROBERT S. RENEMAN and PERONNEAU; "A Multigate Pulsed Doppler System with Serial Data Processing" IEEE TRANS. On Sonics and Ultrasonics, vol. SU-28, No. 4, July 1981.
- 6) PERRONNEAU. P.: "Analyse de l'écoulement dans les gros vaisseaux par methode ultrasonore." Thèse de Doctorat d'Etat, Université de Paris-Sud, 1977.
- 7) POURCELOT. L, BERSON M, RONCIN A, BESSE D, PEJOT C: "Nouveaux developpements de l'Echotomographie en temps réel utilisant une sonde à multi-transducteurs: focalisation dynamique, balayges composés, imagerie du sang circulant." I.N.S.E.R.M. 1979, vol. 88, pp. 49-68.
- 8) Young-Kil KIM "Etude et Realisation d'un système Doppler Pulseé Multiporte (128) Directionnel, A Traitement de Signal Séquentiel". Thèse de Docteur-Ingénieur. E.N.S.T. (Paris) 1984.

□ 報 道 資 料 □

金星計電(株), 경영 전략 발표회 가져

국내 최대 산업용 전기·전자 종합 메이커인 금성계전(대표:崔善來)에서는 2월 2, 3일 양일간 도고 호텔에서 전 임직원 및 관리자가 참석하여 '85년 사업확장 및 목표 설정을 위한 경영전략 발표회를 가졌다.

경영전략 발표회는 동사가 '83년 이래 실시하여 성공적 성과를 거둔 목표관리 제도를 한층더 발전시킨 것으로서 최선래 사장이 신년사에서 사장 경영방침으로 밝힌 품질의 고급화, 시장의 다변화, 제품의 다각화를 효율적으로 추진키위한 각 사업부별 방침전개, 목표설정, 목표달성의 세부 전략을 확정하고 아울러 '84년도 목표달성 부서에 대한 시상도 거행됐다.