

초음파 영상장치에서 측방향 해상도 향상에 관한 연구

이후정* · 이행세* · 김영길* · 이민화**

= Abstract =

A Study on the Improvement a Lateral Resolution of the Ultrasound Imaging System

Hoo-Jeong Lee*, Haing-Sei Lee*, Young-Kil Kim*, Min-Hwa Lee**

In this paper, a new focusing method, to be called the pipelined sampled delay focusing (PSDF), is implemented. This method improves the lateral resolution in ultrasound imaging system. In PSDF, the analog delay lines are no longer necessary because sampling sum process can replace the conventional delay sum process. Also, the method offers continuous dynamic focusing on the resolution pixel basis, and eliminates the constraint that the maximum delay time is less than the sampling interval. Second order sampling is adopted in order to extend the sampling interval.

1. 서 론

인체의 내부를 관찰하는 의료용 진단장치로는 X선, γ 선, NMR, 초음파 진단장치등이 있는데 이중 초음파 진단장치는 인체에 무해하며 실시간 처리가 가능하고 경제성이 뛰어나므로 최근에 특히 연구, 개발되고 있다.

초음파 진단장치는 인체내부를 단층영상으로 나타내는 스캐너와 움직이는 부분에서 반사신호의 도플러 주파수를 검출하여 움직이는 물체의 속도를 측정하는 도플러 장치로 분류되는데, 그중 대표적인 영상장치로 B (brightness)-mode Scanner가 있다.

<접수 : 1988년 6월 10일>

*아주대학교 전자공학과

Dept. of Electronic Eng., Ajou-University

** (주)메디슨

Medison Co., Ltd

(위 논문은 1987년도 한국과학재단 일반연구비 지원으로 연구되었음.)

B-Scanner 방식은 인체내에 초음파 펄스를 쏘아 서로 다른 특성 임피던스를 갖는 매질의 경계면에서 반사되는 반사파를 처리하여 화면에 밝기로 단층영상을 나타내는 것이다.

이러한 초음파 영상장치 (Ultrasound Image System)의 성능을 결정하는 가장 중요한 요인은 측방향 해상도 (axial resolution)와 측방향 해상도 (lateral resolution)에 의해 결정되는 resolution cell의 크기이다. 측방향 해상도는 사용되는 초음파 펄스의 대역폭 (bandwidth)에 의하여 결정되므로 초음파 펄스의 주파수를 증가시키면 보상이되고 측방향 해상도는 측정되는 위치의 빔폭 (beamwidth)에 의하여 결정되므로 빔 (beam)을 집속 (focusing) 시킴으로써 향상시킬 수 있다.

실시간으로 변환기 소자 (transducer element)의 서로 다른 round-trip-time의 차를 보상하는 가변집속 (dynamic focusing)은 주로 수신 집속시에 사용된다. 기존의 가변집속 방법으로는 그림 1에 나타나 있는 아날

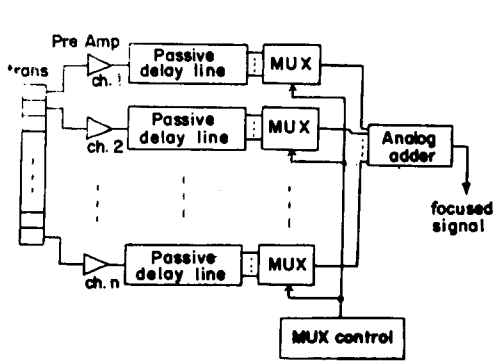


그림 1 Passive 지연소자와 MUX를 이용한 집속.

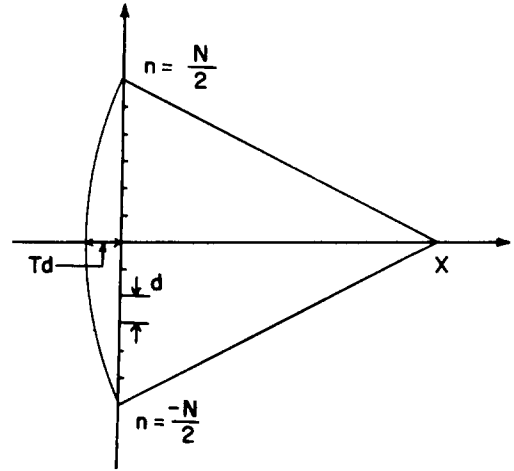
로그 지연소자(passive delay line)과 멀티 플렉서를 이용한 방법이 있다. 이것은 측정하고자 하는 위치에서 반사되어오는 신호는 측정위치와 변환기 각 소자들의 위치에 따라 도달하는 시간이 다를 것이므로 소자에 따른 서로 다른 round-trip-time의 차를 아날로그 지연소자를 이용하여 보상한 후 집속하는 방법이다¹⁾.

그러나 이 방법은 delay quantization error를 작게 하기 위하여 지연탭(delay tap) 수가 많아지므로 집속회로가 매우 복잡하고 커지게 된다. 게다가 삽입손실 및 임피던스 부정합(impedance mismatching) 등으로 실현이 어렵고 지연탭의 변경시 나타나는 스위칭 잡음에 의한 제한때문에 pixel basis resolution 대신에 zone basis resolution만 가능하다는 단점이 있다²⁾.

다른 방법으로는 반사파의 carrier phase와 group delay를 분리 처리하는 방법이 있다. 이것은 위상 변환기(phase shifter)에 의해 캐리어를 지연시키고 지연소자에 의해 펄스 포락선(pulse envelope)를 지연, 보상해 주는 방법이다³⁾. 이 방법은 지연탭수는 감소하지만 매우 정확한 위상 변환기가 필요하고 여전히 회로가 복잡하다.

아날로그 지연소자를 사용하지 않고 반사파를 직접 디지털처리하고, 디지털 메모리를 디지털 지연소자로 사용하는 synthetic focusing method⁴⁾가 있으나 이 방법 역시 디지털 회로 하드웨어가 커지고 각 배열 소자 채널 사이의 acquisition time의 차이때문에 motion blur가 발생한다는 단점을 가지고 있다.

본 논문에서는 아날로그 지연소자를 사용하지 않고 기존의 delay sum sampling 방법을 sampling sum 처리



$$T_d = [(\text{SQRT}(x^2 + (nd)^2)) - x] / v$$

- x : resolution cell
- d : transducer element interval
- v : ultrasound velocity
- T_d : delay time

그림 2 지연시간의 계산

를 하는 SDF(Sampled Delay Focusing) 방법을 적용하여 연속적으로 집속을 가능하게 하고, 최대지연시간이 샘플링 주기보다 큰 경우에 피부 표면 부근(near field)에서의 반사신호를 FIFO(First In First Out)를 사용하여 처리하는 PSDF(Pipelined Sampled Delay Focusing) 방법을 구현함으로써 실험결과를 통하여 이 방법이 B스캐너의 측방향 해상도를 향상시킬 수 있음을 보였다.

2. PSDF Method

인체 내에서 반사되어온 반사파는 변환기 배열소자의 위치에 따라 그림 2와 같은 지연시간을 갖는다.

집속을 하기 위한 지연시간은 인체내의 반사면인 $x(k)$ 와 변환기 소자인 n 에 의해서 결정된다. 기존의 delay sum sampling method에 의한 반사신호의 집속을 (1)식과 같이 나타낼 수 있다.

$$f(kt) = \sum_{n=-N/2}^{N/2} Xn(t - Td(k, n)) \delta(t - KT) \dots (1)$$

T : Sampling interval

N : Transducer element의 총수

Xn : n번째 element에서 수신된 반사신호

k : 반사위치

여기서 변환기의 각 소자에 도달하는 반사파의 최대 지연 시간이 샘플링주기 T_s 보다 작다면 샘플링을 먼저 한 후 그 값을 지연시켜 서로 다른 도달시간을 보상해 주어도 같은 결과를 얻을 수 있다. 이것은 (2)식으로 표현될 수 있다. 그림 4와 (2)식에서 아날로그 지연소자를 사용하지 않고 가변집속을 할 수 있는 **sampled delay focusing** 방법을 볼 수 있다.

$$f(kT) = \sum_{n=-N/2}^{N/2} Xn(t) \delta(t - KT - Td(k,n)) \dots \dots (2)$$

그러나 이 방법은 샘플링주기보다 큰 지연시간을 갖는 반사신호는 한 반사면에서 반사된 신호의 샘플링값을 모두 처리하기 전에 다음 반사면의 신호와 겹쳐지게 되므로 즉, 변환기 가까이(near field)에 있는 부분의 반사신호는 처리가 곤란하다는 제한을 받는다.

위의 관계는 $T_s > \max(Td(k,n))$ 과 같이 나타낼 수 있다.

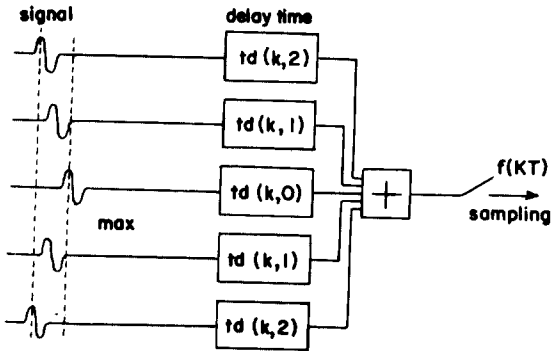


그림 3 Delay sum sampling 방법

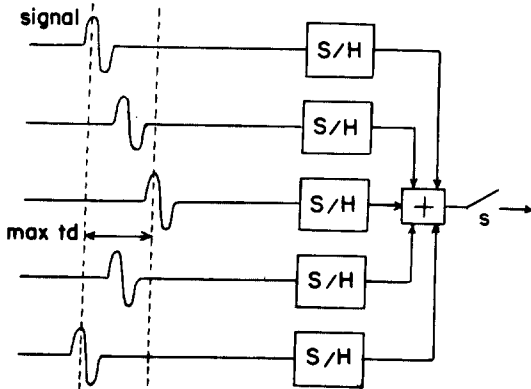


그림 4 Sampled delay focusing 방법

본 연구에서는 위의 제한을 벗어나는 많은 신호들을 처리하기 위하여 **FIFO**를 사용하였다. 즉, 변환기에 수신된 반사신호를 각 소자에서 A/D변환을 거친 다음 보상이 필요한 시간동안 FIFO에 저장한 후 일정한 클럭으로 데이터를 읽어내어 처리하는 것이다⁵⁾.

이 때 샘플링 주파수를 f_s , i 번째 소자의 지연시간을 τ_i 라하면 FIFO의 필요한 메모리 용량은 $M_i = f_s \cdot \tau_i$ 가 될 것이다. 그림 5에 FIFO를 이용하여 변환기 가까이에 있는 부분의 반사신호를 처리하는 PSDF 방법이 있다.

3. 2차 샘플링 방법

변환기에 수신된 초음파 반사신호를 디지털로 FIFO에 저장하기 위하여 샘플링을 하는데 일반적인 저역 통

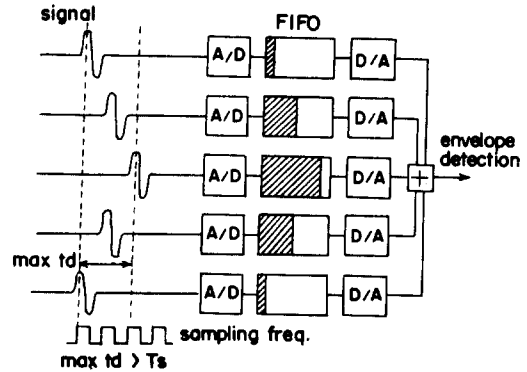


그림 5 Pipelined sampled delay focusing 방법

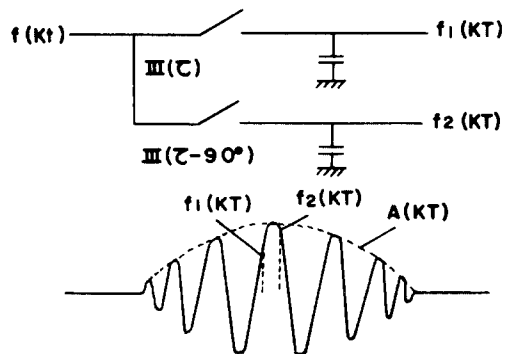


그림 6 2차 샘플링에 의한 포락선 검파

과 샘플링 방법 (low pass sampling method)에서 중심 주파수가 f_0 이고 대역폭이 B 일 때 샘플링 주파수는 $2f_0 + B$ 가 되어 너무 크므로 실현이 어렵다. 그러므로 여기서는 샘플링 주파수를 대역폭 B 로 줄일 수 있는 대역폭 샘플링 (bandwidth sampling) 중 2차 샘플링 방법을 이용하였다^{2,6,7,8}.

2차 샘플링에 의하여 반사펄스는 다음과 같이 $f1(kT)$ 와 $f2(kT)$ 의 두개의 신호로 나눌 수 있다.

$$f1(kT) = f(kT) = (-1)^{kr} Ai(kT)$$

$$f2(kT) = f(kT - \alpha) = (-1)^{kr} Aq(kT - \alpha)$$

$$= (-1)^{kr} Aq(kT) ; \text{협대역 수신신호}$$

여기서 $1/T_s = 2f_0/r > BW$ (r : integer, BW : bandwidth)이고, $\alpha = 1/4f_0$ 이다.

α 가 캐리어 주파수의 90° 차이가 나므로 다음과 같이 포락선을 얻을 수 있다.

$$A(kT) = (f1(kT)^2 + f2(kT)^2)^{1/2}$$

그림 6에 2차 샘플링 방법과 포락선 검파를 나타내었다.

4. 실험 및 결과

그림 7에 전체 시스템의 블록 다이어그램이 있다. 실험에서는 중심주파수 3.5 MHz와 대역폭 100 KHz를 갖는 변조신호의 포락선을 검출해 봄으로써 PSDF 시스템이 B 스캐너의 측방향 해상도를 향상시키는 새로운 집중 장치임을 보이겠다. 변조된 신호는 A/D 변환을 거쳐 변환기 소자에 따른 지연시간 만큼 FIFO에 저장된 후 D/A 변환된다. A/D 변환을 할 때 2차 샘플링에 의한 포락선 검파를 위하여 중심 주파수의 90° 인 71 nsec 만큼의 차이를 갖는 두개의 클락으로 샘플링 하기 때문에 D/A 출력은 동상 (In-phase) 신호와 직각 위상 (Quadrature-phase) 신호가 반복되어 나타난다. 그러므로 포락선 검파를 위해 아날로그 스위치를 사용하여 동상 신호와 직각 위상 신호를 분리한 후 집중한다.

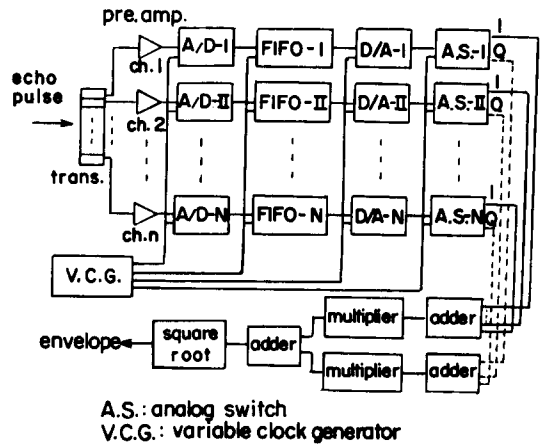
포락선 검출부분을 디지털 회로로 구성하면 시스템이 커지고 복잡하며 시간상의 문제가 있으므로 아날로그 곱셈회로와 제곱근 회로로 구성하였다.

그림 8에 실험에 사용한 VCG (Variable Clock Generator)의 하나의 제어 클락이 있다.

그림 8의 A는 71 nsec 만큼 차이 나는 두개의 클락이 875 KHz의 샘플링 주기로 반복되는 것으로 A/D와

FIFO의 write 클락으로 사용된다. 시스템의 규모와 하드웨어가 증가하는 것을 막기 위하여 동상 신호와 직각 위상 신호의 분리를 2개의 A/D 변환기로 하지 않고 1개의 A/D 변환기만 사용하였다. B는 1.75 MHz의 클락으로 FIFO의 read 클락과 D/A 클락으로 사용된다. C, D는 아날로그 스위치의 제어 클락으로 C는 동상 신호를 D는 직각 위상 신호를 분리하는 클락이다.

E와 F는 FIFO의 처음 번지 (initial point)와 메모리의 사용용량을 제어하는 클락이다.



A.S.: analog switch
V.C.G.: variable clock generator

그림 7 시스템 구성도

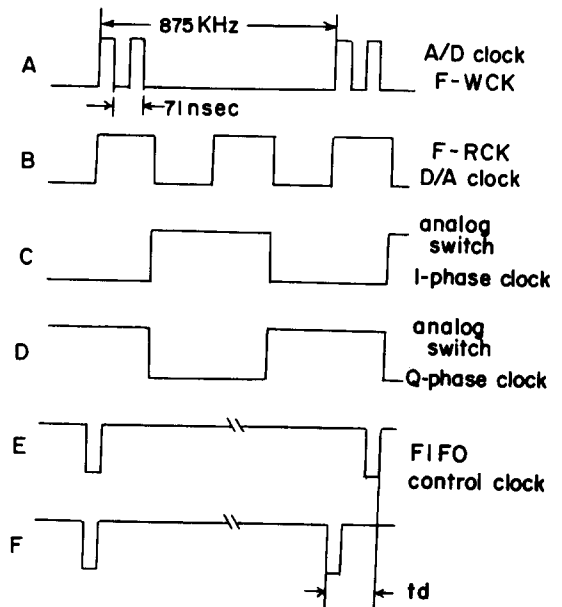


그림 8 Control clock

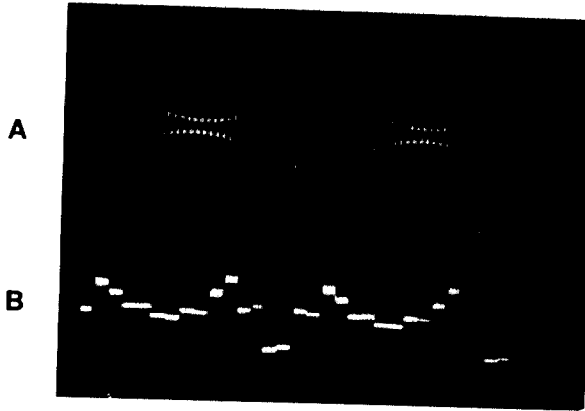


그림 9 A : 변조 신호
B : D/A 출력

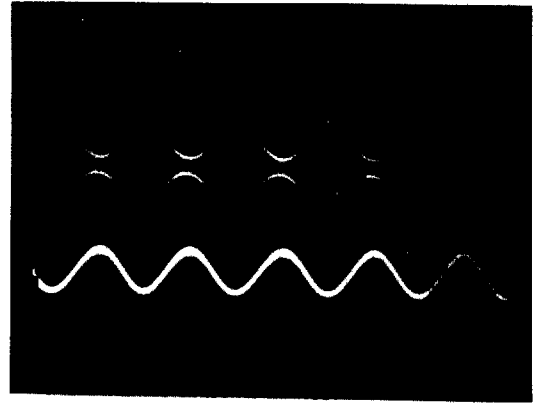


그림 12 포락선 검출 신호

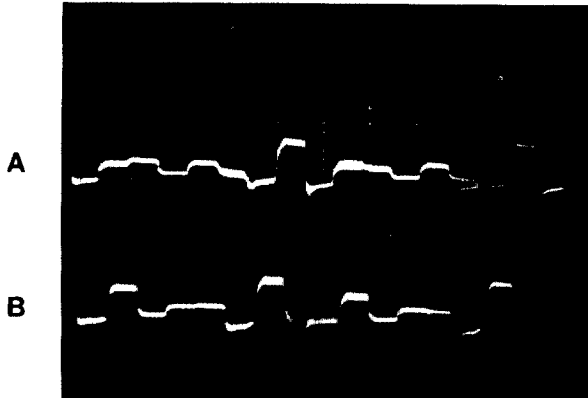


그림 10 A : In-phase 신호
B : Quadrature-phase 신호

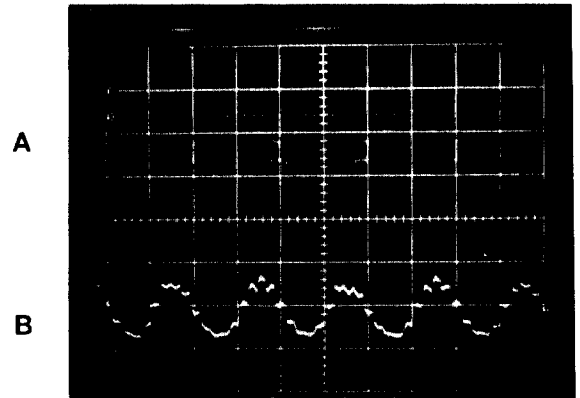


그림 13 1 trace 신호

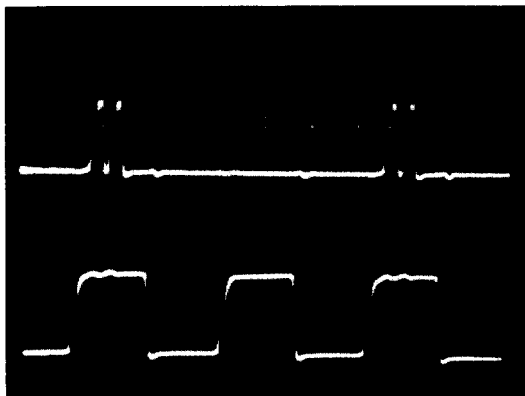


그림 11 A : A/D 클락과 FIFO의 write 클락
B : D/A 클락과 FIFO의 read 클락

그림 9의 A에는 3.5 MHz의 중심주파수와 100 KHz의 대역폭을 갖는 변조신호가 있고 이 신호를 A/D 변환한 후 FIFO에 저장하였다가 D/A 처리한 출력이 그림 9의 B에 나타나 있다.

그림 10은 D/A 출력을 아날로그 스위치를 사용하여 동상 신호와 직각 위상 신호로 각각 분리한 사진이다. 그림 10의 A는 동상 신호이고, B는 직각 위상 신호이다.

그림 11의 A는 875 KHz의 샘플링 주기를 갖는 A/D 클락과 FIFO의 write 클락이고 그림 11의 B는 D/A 및 FIFO의 read 클락이다. 최종 결과인 실제 포락선을 검출해 본 사진이 그림 12에 있다. 그림 13은 1 trace 파형을 검출해 본 것이다.

그림 11과 12를 통하여 PSDF 방법으로 반사면의 한 위치에서 변조신호의 포락선을 검출할 수 있음을 보였다. 이것은 변환기에서 떨어진 어느 위치에서도 FIFO의 제어 클락을 조정하면 round-trip-time이 서로 다른 배열

소자들에 수신된 신호들을 정확하게 집속할 수 있다는 것을 보여주는 것이다.

4. 결 론

이상의 실험으로 PSDF 이론을 이용하여 변조신호의 포락선을 검출해 봄으로써 변환기 가까이에 있는 부분의 반사신호도 처리할 수 있을 뿐만 아니라 875 KHz 샘플링 주파수에 의한 0.88 mm 간격의 거의 연속적인 집속을 하여 pixel basis resolution이 가능함을 보였다. 이러한 PSDF 이론을 초음파 스캐너에 이용한다면 기존의 가변집속 때보다 더 좋은 측방향 해상도를 얻을 수 있을 것이다.

참 고 문 헌

- 1) 김영모 “초음파 진단장치의 개발에 관한 연구” KAIST 석사 학위 논문, 1983.
- 2) Min Hwa Lee “A Study on Performance Improvements in the Ultrasound B-Scan System” KAIST

Ph. D Thesis (1986)

- 3) G.F. Manes, C. ATZENI, and C. SUSINT “Design of a Simplified Delay System for Ultrasound Phased Array Imaging” *IEEE Trans. Sonics Ultrasonics SU-38*, pp. 350-354 (1983)
- 4) D.K. Peterson and GORDON S. KINO “Real Time Digital Image Reconstruction: A Description of Imaging Hardware and an Analysis of Quantization Errors” *IEEE Trans. Sonics Ultrasonics SU-31*, pp. 337-351 (1984)
- 5) Joo Han Kim, Tae Kyong Song and Song Bai Park “Pipelined Sampled-Delay Focusing in Ultrasound Imaging System” KAIST Ph. D. Thesis 1988
- 6) D.A. LINDEN “A Discussion of Sampling Theorems” *Proc. IRE 47*, pp. 1219-1226 (1959)
- 7) Roger G. PRIDHAM and Ronald A. MUCCT “Digital Interpolation Beamforming for Lowpass and Bandpass Signals” *IEEE Proceeding Vol. 67, No. 6, June*, pp. 904-919, 1979.
- 8) 이후정, 김영길, 이행세 “초음파 영상장치에서 해상도 향상에 관한 연구” 전자. 전기공학회 학술대회 논문집 (II), pp. 1235-1238 (1987)