

초음파 섹터 B-스캐너의 개발(Ⅱ)

—디지털 스캔 컨버터—

김주한 · 김영모 · 이범석 · 장흥순
송태경 · 구자일 · 박송배

Development of Ultrasound Sector B-Scanner(Ⅱ)
—Digital Scan Converter—

Joo-Han Kim, Yeong-Mo Kim, Bum-Seok Lee, Heung-Soon Jang,
Tae-Kyeong Song, Ja-Il Koo, Song-Bai Park

= Abstract =

In a conventional digital sector scan system in the ultrasound medical imaging, the sampling space is in the polar coordinates while the display space is in the cartesian coordinates, which necessitates a coordinate transformation process resulting the overall system very complex and bulky.

In this paper we propose a new architecture of the Digital-Scan-Converter (DSC) for the ultrasound sector scan system in which sampling space is the same as the display space, so the data are displayed as they are acquired without any interpolation process required. To implement the above real time DSC, two frequency synthesizers with very high switching time and a low-pass filter are required. The former determines the precise location of the data points and the latter fills the gap between pixels in the horizontal direction.

요 약

기존의 의료용 초음파 디지털 섹터주사 시스템에서 입력주사는 극좌표계에서 이루어지고 영상표시주사는 직교좌표계에서 이루어지므로 양좌표계간의 좌표변환 처리가 따르게되어 시스템의 하드웨어 실현이 상당히 복잡 비대해진다.

본 논문에서는 초음파 입력주사 및 영상표시주사가 동일한 좌표계에서 행해지는 주사변환 알고리즘을 실현시킬 수 있는 새로운 디지털 주사변환기의 구조를

제안한다. 제안된 디지털 주사변환기를 실현시키기 위하여 2개의 가변 주파수합성기와 저역통과 여파기가 요구되며 전자는 새로 제안된 좌표계를 구성하는데 이용되고 후자는 제안된 좌표계상에서 각 샘플간의 간격을 채우는 목적으로 이용된다.

1. 서 론

의료용 초음파 진단장치에 있어서 중요한 부분중의 하나인 디지털주사변환기(Digital-Scan-Converter(DSC))는 실시간으로 발생하는 초음파 영상신호를 T.V와 같은 raster 주사방식의 영상신호로 변환시켜 주는 시스템이다¹⁾.

초음파 진단장치에 DSC를 사용함으로써 첫째 Video-Tape-Recording(VTR)이 가능하여지고, 둘째 여

<접수 : 1986년 12월 11일>

한국과학기술원 전기 및 전자공학과

Dept. of Electrical Eng. and Electronic Eng., Korea Advanced Institute of Science and Technology

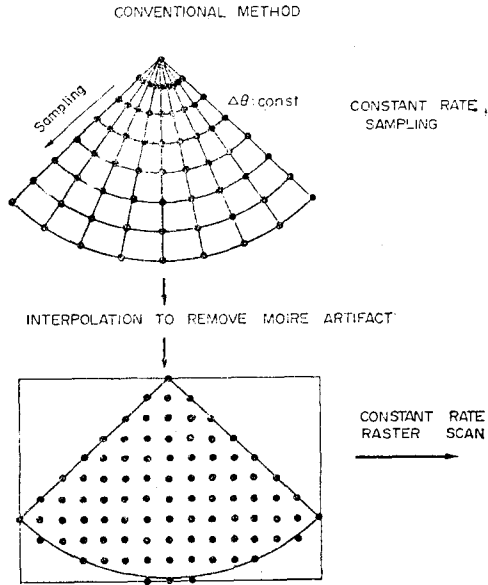


그림 1. 기존방법에 의한 주사변환 과정.

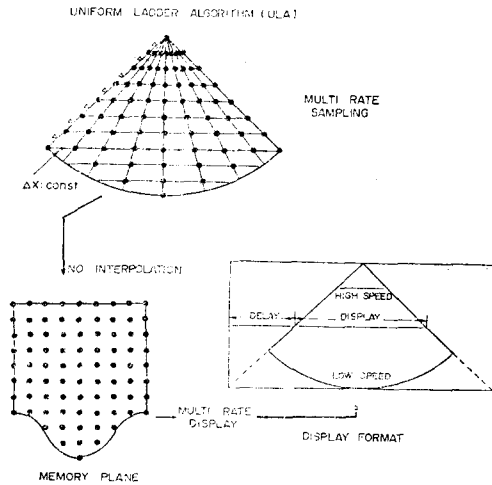


그림 2. ULA 에 의한 주사변환 과정.

러가지 영상에 관련된 정보를 영상신호와 함께 overlay 할 수 있으며, 세계 영상식별이 용이하도록 하는 영상치리를 수행할 수 있는 장점이 있다. 보편화되어 있는 DSC의 출력영상 주사방법은 NTSC 방식을 이용하고 있으며 입력되는 초음파 영상신호의 주사방식은 linear 주사 및 sector 주사의 2가지 방법이 있다. linear 주사의 경우 DSC의 입출력신호의 주사는 모두 적교좌표계에서 발생되지만 sector 주사의 경우에는 입력

신호의 주사는 극좌표계, 출력신호의 주사(NTSC)는 직교좌표계에서 발생되므로 DSC에 좌표변환처리기능이 필요하게 된다(그림-1 참조). 현재까지 잘 알려진 좌표변환 알고리즘들은 상당히 복잡한 보간과정(interpolation process)을 거쳐야하므로 DSC의 하드웨어가 상당히 복잡비대해지나 최근 발표된 Uniform-Ladder-Algorithm(ULA)에서는 입력신호의 주사 및 출력신호의 주사가 모두 동일한 좌표계에서 이루어지므로 복잡한 보간과정을 필요로 하지 않는다²⁾. 그림-2에 ULA에서 정의되는 좌표계인 Uniform-Ladder-Space(ULS)와 ULS 상에서의 주사변환과정을 나타낸다.

본 논문에서는 논문 I³⁾에 이어 위의 ULA 방식의 sector 주사용 DSC 구조의 개발을 보고하며 시스템제어를 위한 소프트웨어 개발결과를 기술한다.

2. DSC 사양

초음파 진단장치에 필요되는 DSC의 기본적인 설계 사양은 다음과 같다.

- 관측길이 : 9 cm, 12 cm, 15 cm, 18 cm
- 초당 입력화면수(OF) : 20장/초
- 주사변환방법 : ULA 방식
- 입력주사선수 : 125주사선
- 주사선당 sample 수 : 450
- 관찰각도(View angle) : 80도, 60도, 30도
- 영상표시방법 : NTSC
- B/M 모드 가능

위의 사양을 만족하기 위한 DSC의 구성은 2개의 가변주파수합성기(multirate-clock-generator(MRCG)), 영상신호를 기억하기 위한 영상메모리(frame memory(FM)), 그리고 외부와의 입출력을 비동기 방식으로 수행하기 위한 입력 FIFO(First-In-First-Out) 및 출력 FIFO로 이루어진다. 위의 시스템은 그림-3의 기능별 계통도와 같이 구성된다.

3. DSC의 구조

(1) MULTIRATE-CLOCK-GENERATOR (MRCG)

ULA를 실현하기 위한 샘플링 Clock과 표시(display) Clock이 갖추어야 할 조건은 다음과 같다.

- 빠른 주기변환
- 정확한 주기
- 정확한 초기위상제어

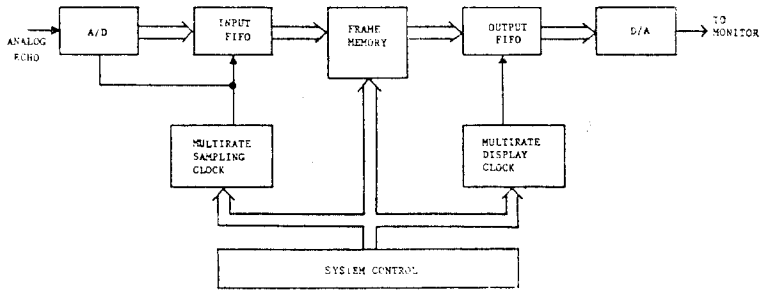


그림 3. DSC의 기능별 계통도

데이터 입력을 위한 샘플링 Clock의 경우에는 n 번째 입력주사선에서의 샘플링 주기가 $n+1$ 번째의 입력주사선에서는 다른 주기로 바뀌게되며 허용되는 전이(transition)시간은 초음파 입력주사의 블랭크(blank) 시간동안이다. 초음파 영상을 TV 모니터에 표시하기 위한 표시 clock의 경우 수평회귀기간 동안에 주파수 변환이 이루어져야 하며 약 $10 \mu\text{sec}$ 정도가 된다.

지금까지 서술한 바와 같이 ULA를 실현하기 위한 MRCG는 엄격한 사양을 요구한다. 일반적으로 많이 사용되는 PLL 방식은 사용이 간편하나 주파수 변환시간이 $0.1 \sim 1.0 \text{ msec}$ 정도로 길고 주파수 해상도도 $1 \sim 100 \text{ KHz}$ 로 다른 방법들에 비해 좋지 못하다. PLL에서 주파수 해상도와 변환시간사이에는 다음과 같은 관계를 갖는다.

$$\Delta f \cdot t_r = k > 1 \quad \dots(1)$$

여기에서 Δf 는 주파수 해상도, t_r 은 주파수 변환시간을 의미하며 대부분의 PLL 시스템은 $k > 10$ 인 관계가 있다. 따라서 PLL은 ULA를 실현시키기 위한 사양을 만족하지 못한다.

직접합성법은 시스템의 융통성이나 정확도가 요구되는 측정기기들에 널리 사용되는 방법으로 요구에 따라 수 μsec 이내의 주파수 변환시간과 0.01 Hz 이하의 주파수 해상도를 만족시킬 수 있다. 주파수 해상도를 높이기 위해서 Mix-divider여파기를 적절로 연결하면되나 그 결과 RF 회로와 디지털회로가 상당히 증가하며 시스템이 커지게 된다. 더 큰 문제는 RF 신호의 발산을 방지하기 위한 충분한 차폐가 필요하다는 것이다.

본 논문에서는 기존 시스템들이 가진 문제점을 극복하기 위하여 디지털표찾기방법을 사용한 새로운 주파수 합성기를 제안하고 이를 실현하였다. ULA를 위한 샘플링 clock과 표시 clock의 경우 두 샘플링 위치사이의 간격보다는 원점으로부터의 거리가 더 중요하다. 즉 누적위치 오차가 충분히 작아야하며 이러한 누

적오차를 본 연구에서는 보정된 표찾기 방법으로 원하는 오차허용 한계를 넘지않도록 하였다.

보정된 표찾기방법에서 i 번째 초음파 주사선 및 수평표시 주사선의 clock 주파수 f_i 는 상당히 높은 clock 주파수 f_m 을 분할비함수 $N(i)$ 으로 나누어 발생하도록 한다. 즉,

$$f_i = \frac{f_m}{N(i)} = \frac{f_m}{N(i)_I + N(i)_F} \quad \dots(2)$$

여기에서 $N(i)_I$ 와 $N(i)_F$ 는 각각 분할비함수의 정수 및 소수부분을 나타낸다. 디지털하드웨어로는 실수의 나누기를 실현시킬 수가 없으므로 실제 발생하는 clock 주파수 f_i 는 다음과 같은 방법으로 발생시킨다.

$$f_i = \frac{f_m}{N(i)_I + C} \quad \dots(3)$$

여기에서 C 는 $N(i)_F$ 에 의해 누적되는 누적오차를 보정하는 상수로써 0과 1의 두가지 값만 존재한다. 이때 최대누적오차는 마스터 주파수(f_m)의 반주기 이배가 되며 마스터 주파수를 100 MHz 라 할 때 최대누적오차는 5 nsec 를 넘지않게 된다.

분할비함수의 정수부분과 보정상수를 기억하기 위한 기억용량 M 은 다음과 같이 주어진다.

$$M = (N_s/W + 1)I \quad \dots(4)$$

여기서 N_s 는 주어진 주사선에서의 Clock의 갯수, W 는 메모리의 Word 길이, 그리고 I 는 주사선의 갯수가 된다.

(2) FRAME MEMORY(FM)

FM은 입력되는 초음파 영상신호를 기억하면서 다시 NTSC방식의 주사방법으로 영상 데이터를 출력시키는 시스템으로서 그림-4와 같은 방법으로 데이터를 기억시킨다. sector 주사를 하여 ULA로 샘플링된 데이터를 linear 주사의 경우처럼 순차적으로 메모리주소가 증가하면서 기억하게 되므로 간단한 주소방식의 하드웨어

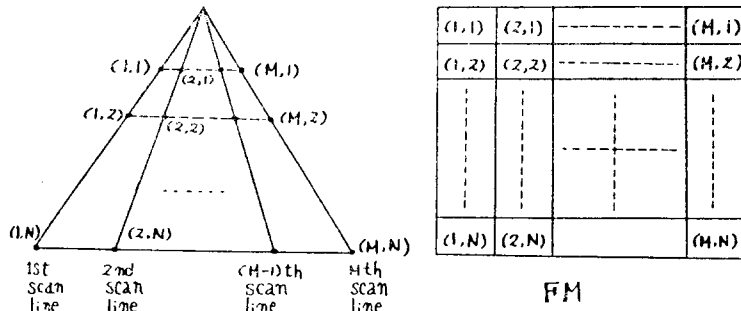


그림 4. ULS 좌표계 (a)와 영상 메모리에 데이터가 기억되는 위치 (b)

로서 구성이 된다.

FM 실행시 가장 어려운 문제는 FM의 입출력 속도의 제한이다. 2절에서의 시스템 사양으로부터 FM의 크기는 64킬로바이트의 용량을 가져야되며 Dynamic RAM(DRAM)으로 실행시키는 것이 보통의 방법이다. 그러나 입출력 데이터의 전송속도를 근사적으로 고려해 보면 다음과 같다.

- 입력속도 : 450/1 RP 기간 = 1.2 MHz
- 출력속도 : 320/1수평회귀기간 = 5 MHz

따라서 FM의 총스피드용량은 약 6.2 MHz가 되며 이 경우 DRAM의 cycle 시간은 160 nsec 이하가 되어야 하므로 실제시스템실행시 어려운 문제로 남게 된다.

본 논문에서는 이러한 문제를 해결하기 위한 방법으로 다음 세가지 방법을 채택하였다.

- FM과 입출력 시스템간의 비동기접속(asynchronous interface)
- DRAM의 page 모드동작
- DRAM의 공간분할 방식

그림-3에서 보는바와 같이 FM의 좌우입출력 FIFO로서 FM과 외부 입출력간의 비동기접속을 실현하였으며 이로 인하여 입력에서 발생된 초음파 데이터를 FM에 기억시킬때 가장 효율적인 시간에 이루어지도록 하였으며 DRAM의 page 모드 동작으로 인해 DRAM의 cycle 시간을 반으로 줄일수가 있게 되었다. 또 DRAM의 공간분할방식으로 인하여 1회 메모리 동작시 2개의 데이터를 동시처리함으로써 전체적인 입출력스피드 용량을 증가시켰다.

4. 하드웨어의 구성

주사변환을 위한 DSC의 구성은 6장의 PCB(Printed Circuit Board)로 이루어지며 다음과 같다.

- 1) CPU 회로와 기본 clock 발생

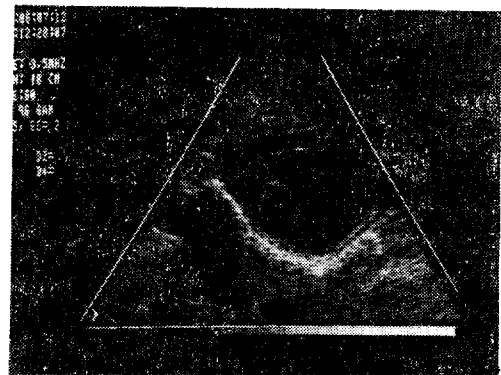


그림 5. 인체의 초음파 B 스캔영상

- 2) 입력 ADC, FIFO 및 MRCG
- 3) 출력 DAC, FIFO 및 MRCG
- 4) 영상메모리 및 메모리 제어부분
- 5) 글자와 그림발생 회로
- 6) 사용자를 위한 키보드

전체 시스템을 제어하는 CPU는 인텔사의 8085 8-bit 마이크로프로세서를 이용하였고 2), 3), 그리고 4)는 앞절에서 설명한 ULA를 수행하는 DSC의 중심부분이 된다. 문자 및 그림발생회로는 모니터에 영상에 관련된 여러가지 정보를 나타내는 overlay 기능을 담당한다. 참고적으로 이상에서 설명된 DSC를 이용하여 복부부분을 주사한 출력영상을 그림-5에 표시한다.

5. 소프트웨어

전체 DSC를 제어하는 프로그램의 흐름도는 그림-5와 같다⁴⁾.

전체 프로그램의 길이는 약 30K 바이트정도이고 가로깨기(interrupt)를 3개 이용했다. 시스템이 동작할

때 제일 먼저 하는 일은 시스템의 초기화로서 각 PCB의 제어부분에 초기값을 준다. 이 초기화가 끝나면 사용자와의 대화매개체인 키보드의 상태를 조사하게 된다. 키가 눌러지지 않았으면 시계(Real timeclock)에서 현재의 시간을 읽어 화면에 표시한 후 다시 키보드의 상태를 조사한다. 각 서브루틴에서 만들어진 제어용 데이터중 A/D변화기에서 영상메모리까지의 하드웨어를 제어하기 위한 데이터는 one frame(OF)에 의해 걸리는 RST 6.5의 가로채기 때 출력된다. 이 방식을 사용하는 이유는 데이터를 얻고 있는 도중에 제어신호를 출력하면 영상데이터가 도중에 변화되기 때문이다. 영상메모리에서 D/A 변환단까지 필요한 제어신호는 수직동기신호에 의해 RST 7.5의 가로채기가 걸릴때 내보내어진다. 이 방식도 RST 6.5를 사용한 것과 동일한 이유에서 사용된다.

6. 결 론

본 연구에서는 새로운 섹타주사변환 알고리즘인 ULA의 실현으로 기존의 섹타주사용 DSC가 안고 있는 좌표변환 문제를 해결하였다. 이외에도 DSC의 영상메

모리를 CPU가 직접 입출력을 할 수 있게함으로써 영상처리의 기본적인 기능을 갖도록 하였다. 또한 linear주사용 DSC를 사용할 수 있어 linear/sector결용의 DSC로 이용될 수 있는 장점이 있다.

참 고 문 헌

- 1) Jonathan Ophir, Nabil F. Makad: "Digital scan converter in diagnostic ultrasound imaging" *proceeding of the IEEE, Vol. 69, No. 4, p654-663, April 1979*
- 2) M.H. Lee, S.B. Park: "Analysis of a scan conversion algorithm for a real time sector scanner" *IEEE., Transaction on medical imaging Vol. 5, No. 2 pp99-105 June, 1986.*
- 3) 권성재, 이범석, 박종철, 신동희, 김주한, 김영모, 박송배 : 초음파 섹터 B 스캐너의 개발 I: 시스템 및 아나로그부분" 대한의용생체 공학회, 동호, 1986
- 4) 박용현 : "초음파 진단장치에 대한 시스템 소프트웨어" KAIST, 석사논문, 1984