

의료용 B-스캔의 경향

金 源 麒*

차 례

- 1. 서 언
- 2. B-스캔장비의 원리 및 구성
 - 가. 송신부
 - 나. 트랜스듀서
 - 다. 수신된 에코신호 처리부
 - 라. 영상의 기억, 처리 및 표시부
- 3. 임상용 B-스캔장비
 - 가. 수동식 복합 B-스캔장비
 - 나. 섹터 B-스캔장비
 - 다. 신형 array B-스캔장비
- 4. 결 론
References

1. 서 언

초음파 영상장비는 군사장비로부터 사용하기 시작하여 어군탐지기등 수산업에도 응용되었고, 1970년 이후 반도체기술의 획기적인 발전으로 의료장비로써의 초음파 영상장비가 개발되어 급속히 보급되고 있어서 X-ray 장비와 함께 진단용장비로써 위치가 확고히 되어 가고있다. [1]

대부분의 의료기관에서는 뇌, 심장, 간, 신장등과 같은 인체기관의 진단에 초음파 영상장비를 사용하고 있는데, 특히 X-ray 장비와 달리 인체에 hazard를 주지않기 때문에 어린이, 임신부의 진단에 유용하게 사용된다. 그러므로 초음파 영상기술은 임상의학에서 중요한 역할은 하게 되었으며 이 분야는 앞으로 연구 개발될 부분이 많이 남아있다.

본 원고에서는 초음파 영상 장비의 주종을 이루고 있는 B-스캔장비에 대한 원리, 구성 및 종류에 대해서 설명하고자 한다.

2. B-스캔장비의 원리 및 구성

B-스캔(brightness mode scan)은 스캔되는 부분의 단면에서 반사되는 에코신호로 2차원 영상을 구성한 것으로 기본구성은 그림 1과 같다. B-스캔영

상을 얻기 위해서 초음파 트랜스듀서에 전압이 400~600V, 상승시간이 10ns 이내인 전기적인 펄스를 인가하면 트랜스듀서에서는 초음파가 발생되어 인체 내에 전달되고 인체내에서 반사파와 산란파가 발생되어 이것이 다시 트랜스듀서에 전달되어 전기적인 신호로 변환되는데 이 신호를 에코신호라고 한다. 에코신호 크기를 CRT의 휘도신호로 사용하고 트랜스듀서의 위치와 에코가 되돌아오는 시간으로부터 2차원상에서 에코신호의 위치를 계산하여 CRT 화면에 인체내부의 2차원적인 단면을 표시할 수 있게 된다.

B-스캔장비의 신호전달 계통도는 그림 2와 같으며 각부분을 세분하여 설명하면 [2],

가. 송신부

인체내에 초음파를 조사하기 위해 트랜스듀서에 전기펄스를 인가하면 전기에너지가 초음파에너지로 변환된다. 펄스를 발생시키는 회로구성은 400~600V DC전압을 캐퍼시터로 충전되어 있는 에너지를 트랜스듀서를 통해 방전시킨다. 이때에 방전펄스의 상승시간은 10ns 이내로 적어야 하는데 이는 트랜스듀서가 광대역 특성을 갖고 있으므로 수신되는 에코신호를 크게하기 위해서는 인가펄스가 고압이면서 상승시간이 적어야만 효과적이다.

신호대 잡음비를 개선하기 위하여 펄스 대신으로 정현파를 사용할 수도 있으나 정현파의 송신시간 만큼 거리 분해능이 저하되므로 B-스캔장비에는 응용

* 延世大 医科大學 医用工學科 專任講師

되지 않고 있으며, 최근에는 레이더에서 사용되는 기술인 pseudo-random 신호를 이용한 송신을 연구중인데 이 방법은 거리분해능이 저하되지 않으면서 신호대 잡음비를 최대 60 dB까지 향상시킨 논문들이 발표되고 있다.^[3]

송신부에서 펄스를 인가할 때 신호를 매칭시키고 초음파의 진행방향과 반대방향의 초음파를 흡수하여 ringing이 감소되므로써 초음파진행방향의 해상도를 향상시킨다.^[4]

트랜스듀서가 갖추어야할 중요한 특성은 전기에너지를 초음파에너지로의 변환 또는 역변환의 효율이 높아야하는데 이것은 전체 시스템의 신호대 잡음특성을 결정하는 요인이 되고, 중심주파수 및 대역폭은 수신된 에코신호의 파형을 결정하므로 초음파진행방향의 해상도를 결정하여 주고, 집속거리 및 디스크의 직경에 의해 초음파 빔폭이 정하여지므로 초음파의 진행방향과 수직인방향의 해상도가 결정된다.

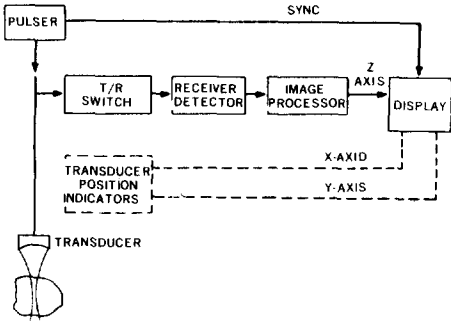


그림 1. B-스캔장비의 기본구성도

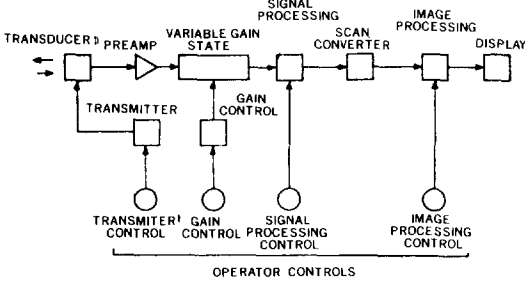


그림 2. B-스캔장비의 신호전달 계통도

나. 트랜스듀서

트랜스듀서는 B-스캔 영상의 화질을 결정하는 가장 중요한 요소로, 디스크형 annular 형, 선형 array 등의 종류로 구분되고 중심주파수, 직경, 집속거리 등의 중요한 파라미터를 갖고 있다.

1) 디스크형 트랜스듀서

초기에 개발된 B-스캔 장비는 디스크형 트랜스듀서를 사용하였고 현재도 수동식 복합 B-스캔장비에 사용하고 있다.

트랜스듀서의 기본구조는 그림 3과 같으며, 액티브 소자의 재질은 일반적으로 PZT를 사용하고 초음파가 방출되는 면은 초음파를 인체에 효과적으로 전달하기 위한 매칭층과 초음파진행방향과 수직방향으로 해상도를 향상시키기 위한 초음파렌즈가 부착되어 있고, 그 반대 방향으로는 초음파를 흡수할 수 있는 backing 층과 전기 신호매칭층으로 구성되어 있어서

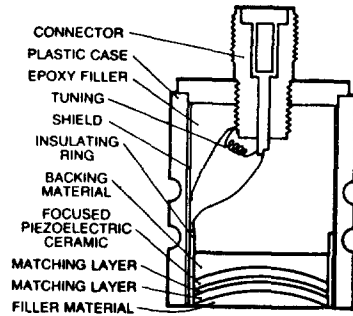


그림 3. 디스크형 트랜스듀서 구조도

2) 선형 array 트랜스듀서

디스크형 트랜스듀서를 사용한 수동복합 B-스캔 장비는 해상도 및 신호대잡음비가 우수하므로 영상의 화질은 우수하지만 리얼타임 영상을 얻을 수 없을 뿐만 아니라 트랜스듀서의 2차원적인 위치를 측정할 데이터와 수신된 에코신호의 시간차이로서 화면상의 에코신호위치를 계산해야하므로 장비의 구성이 복잡하여지고 가격이 비싸게 된다.

이러한 점을 개선하기 위하여 그림 4와 같이 액티브 소자를 작은 직사각형의 array를 구성하여 트랜스듀서를 제작한다. 실제로 사용되는 선형 array 트랜스듀서는 길이가 100~150 mm, 폭이 20~30 mm, 액티브 소자수가 200~300 개 정도이며, 초음파를 발생시키기 위한 전기펄스신호를 각각의 액티브 소자에 인가하지 않고 8~10 개씩 그룹으로 병렬연결하여 신호를 인가하고 수신할 경우에도 그룹으로 수신하므로써 수신된 에코신호의 신호대 잡음비를 향상시키고 초음파 빔을 집속하여 거리 분해능을 향상시킨다.

그러므로 선형 array 트랜스듀서를 사용한 B-스캔 장비가 최근에 급속히 개발되었으며 영상의 화질 특성능면에서 수동복합 B-스캔장비에 비해 떨어지지

않고 가격이 저렴하여 소아과, 내과, 산부인과등 임상학에서 다양하게 사용하므로 선형 array 트랜스듀서는 앞으로 계속해서 연구개발될 것으로 예측된다.

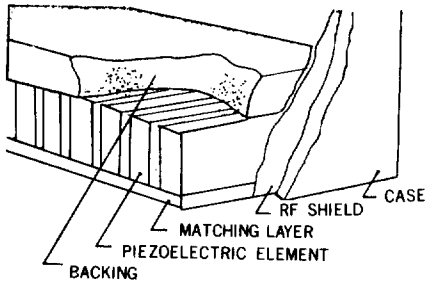


그림 4. 선형 array 트랜스듀서 구조도

다. 수신된 에코신호 처리부

1) 전치증폭기

인체의 내부조직에서 반사된 초음파는 트랜스듀서에 의해 전기적인 신호로 변환되어 전치 증폭기에 인가된다. 입력신호레벨이 $1\mu V \sim 0.1V$ 범위로 광범위하게 변화하므로 다이내믹레인지가 넓어야 하고 신호대 잡음비가 우수해야 하므로 이 증폭기의 초단은 고주파용 MOS FET로 되어 있으며 다이내믹레인지가 100 dB 이상 된다.

2) 이득 조정

초음파가 인체내부에 전송될 때 크기가 감소하므로 이것을 보상하여 주지 않으면 트랜스듀서로부터 가까운 위치에서 반사되어오는 에코신호는 화면상에서 밝게 나타나고 이와 반대로 먼위치에서 반사되어오는 에코신호는 감도가 심하여 어둡게 나타난다. 이와같이 거리 또는 시간에 따라서 증폭기의 이득을 조정해 주어야 하는데 그 방법은 그림 5와 같이 2 가지 방법이 있다.

첫째 방법은 그림 5 (a)와 같이 전치증폭기 다음에서 가변이득증폭기나 아나로그곱셈기를 사용하여 60 - 70 dB 를 가변한 다음 다이내믹레인지가 40 dB 정도 되는 증폭기로 다시 증폭한다. 초음파 영상을 CRT 화면에 표시하는 비데오 신호의 다이내믹레인지는 20 - 30 dB 이면 충분하므로 증폭된 신호의 다이내믹레인지를 40 dB 에서 컴프레서를 거친후 20 - 30 dB 로 감소시켜 최종 비데오 신호를 얻는다.

둘째 방법은 그림 5 (b)와 같이 지수형 컴프레서를 사용하여 다이내믹레인지를 20 - 30 dB 로 감소시킨 다음 제어전압을 가산하여 영상구성에 필요한 범위만 역지수형 증폭기를 거쳐 최종 비데오 신호의 다이내

믹레인지에 맞춘다.

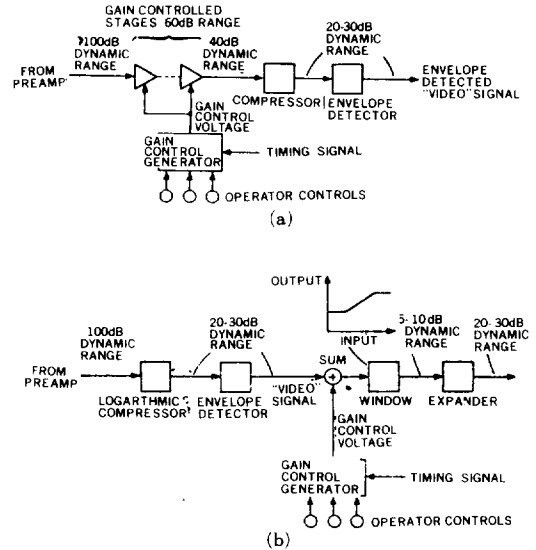


그림 5. TVG (time varied gain) 계통도

위의 2 가지 경우 모두 시간에 따라 변화하는 이득함수를 만들어서 인체내에서 감소되는 에코신호를 보상해 주어야 하는데 이 함수를 TVG (time varied gain), DGC (depth gain compensation), STC (sensitivity time control), TGC (time gain compensation), RSG (range swept gain) 등 여러 용어로 표시한다. 최근에 개발된 장비에는 자동으로 이득이 보상되는 AGC 기능이 있는 장비도 있다.

3) 에코신호 AM 검파

초음파영상용 트랜스듀서는 대역통과필터 특성을 갖고 있으므로 전기적인 펄스를 인가하면 수신되는 에코신호는 그림 6 과 같이 트랜스듀서의 공진주파수를 중심으로 RK 펄스모양으로 변환된다. 이 신호를 그대로 CRT 화면에 재생하면 ringing 으로 인하여 화면에 노이즈가 많이 나타나므로 영상을 해석하기 어려울뿐만 아니라, A/D 변환기의 속도가 빨라야 하고 화면표시용 메모리용량이 증가하므로 에코신호를 AM 검파를 한 후 비데오신호로 사용한다. 이와같이 에코신호를 처리함으로써 위에서 지적된 3 가지 문제점은 해결되지만 초음파의 진행방 해상도가 나빠지게 되는데 이것은 TV 수상기에서 고역비데오 신호를 피킹 시키는 것과 같은 방법으로 에코신호의 고역을 피킹 시킨후에 A/D 변환기에 인가된다. 이것을 "echo process" 또는 "enhancement" 라고 한다.

라. 영상의 기억, 처리 및 표시부

대부분의 B-스캔장비에서 수신된 에코신호로 부터 직접영상을 얻을 수는 없다. 그 이유는 복합 B-스캔장비는 트랜스듀서를 사용자의 손으로 스캔하므로 메모리 스크프나 디지털메모리에 에코신호를 기억

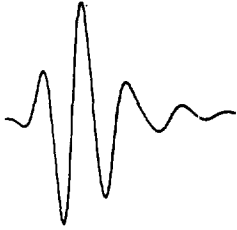


그림 6. 수신된 에코신호파형

시키지 않으면 2차원 영상을 얻기는 불가능하며, 선형 array 트랜스듀서를 사용한 장비에도 수신된 에코신호의 정보량은 표준 TV신호에 비해 적으므로 에코신호 기억부 없이 만족할만한 2차원 영상을 얻기는 힘들다.

2차원 영상을 얻기위한 효과적인 에코신호 기억부는 초기에는 아날로그방식의 스캔변환기를 사용하여 왔으나 1970년대 초부터 A/D변환기와 반도체 메모리를 이용한 디지털 스캔 변환기를 사용하고 있다. 디지털 스캔변환기의 기본구성은 그림 7에서 에코신호의 시간차와 트랜스듀서의 위치로 부터 화면의

X와 Y의 위치를 구하고 에코신호를 A/D 변환시켜 이에 해당되는 어드레스의 메모리에 기억시킨다. 에코신호가 기억된 메모리를 표준 TV비디오 신호형식에 맞도록 읽어서 다시 D/A변환기를 거친후 CRT에 인가하여 TV화면과 같은 2차원 영상을 얻는다. 이와 같이 디지털스캔변환기를 사용하면 화면을 축소 또는 확대가 가능하고 화면을 정지시켜 볼 수 있는 장점도 있다.

3. 임상용 B-스캔장비

임상용으로 사용되고 있는 B-스캔장비 수동식 복합 B-스캔, 섹터스캔, 선형 array 스캔장비등 3가지로 분류할 수 있다. [6]

가. 수동식 복합 B-스캔장비

임상용 초음파장비로써는 가장 먼저 개발된 장비로써 그림 8과 같이 구성되어 있으며 인체의 심장울 계 의한 대부분의 기관을 진단할 수 있으며 영상의 화질이 우수하고 인체의 심층 부위까지 진단할 수 있어서 널리 보급되어 있다.

그러나 이 장비는 리얼타임 영상을 얻기가 불가능하고 트랜스듀서를 수동으로 조작하기 때문에 사용자가 조작기술에 대한 숙달이 필요할 뿐만 아니라 전체 시스템이 복잡하고 가격이 비싸므로 몇몇 제조사를 제외하고는 더이상 연구 개발되지 않고 있는 실정이다.

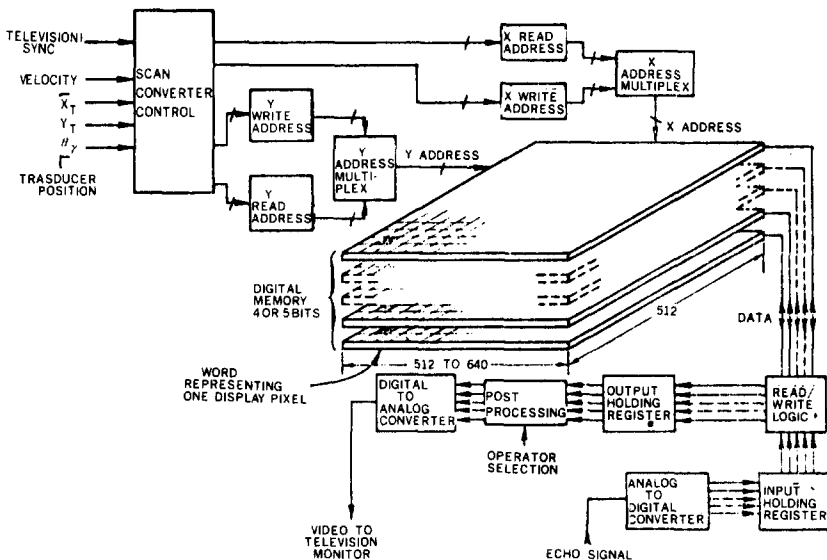


그림 7. 디지털 스캔변환기

나. 섹터 B-스캔장비

초음파 영상장비의 단점은 초음파가 인체내의 골절이나 공기기포에서 전반사가 일어나서 이 부위에 대한 영상을 얻기가 힘든 점이다. 그러므로 인체의 심장을 진단하기 위해서는 늑골사이에 그림 10, 그림 11과 같이 초음파 빔이 섹터로 스캔하므로써 심장의 단면을 영상화 시킬 수 있다.

섹터로 스캔하는 방식은 그림 9와 같이 기계적인 진동으로 초음파 빔을 섹터로 구성하는 방식과 그림 10과 같이 array트랜스듀서에 인가되는 펄스의 위상을 조정하여 전자적으로 섹터를 구성하는 방법이 있는데, 첫째 경우는 트랜스듀서의 빔집속 특성이 우수하여 초음파의 진행방향 해상도가 좋지만 기계적 진

동의 한계로 인하여 사천당 얻을 수 있는 정보량은 둘째 경우보다 적고, 둘째 경우는 빔의 집속 특성이 첫째 경우보다 떨어지지만 초음파 빔의 진동 속도가 매우 빨라서 단위시간당 얻을 수 있는 정보량이 훨씬 많다. 최근에는 다이내믹포커싱, 다이내믹필터등의 기술을 응용하여 array 트랜스듀서를 사용한 장비의 성능이 크게 개선되어 두종류의 장비가 개발 사용중이다.

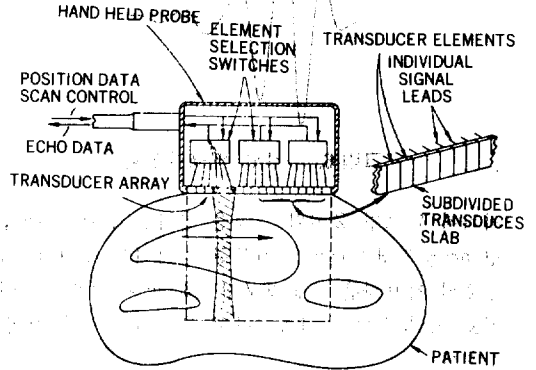


그림 10. 전자식 섹터스캔 프루브

다. 선형 array B-스캔장비

수동식 복합 B-스캔장비의 단점을 보완한 장비로써 2차원영상 신호를 만들어내는 선형 array 프루브는 그림 11과 같이 되어있다. 이 장비는 선형 array 트랜스듀서가 부착된 프루브를 진단하고자 하는 인체 부위에 부착시키면 전자적으로 액터보소자에 스캔되면서 펄스가 인가되어 2차원 영상을 구할 수 있다.

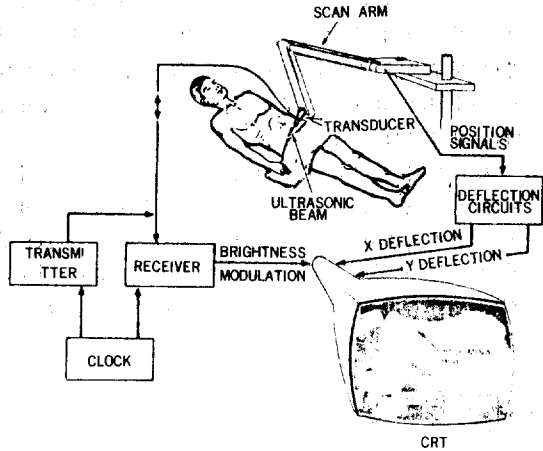


그림 8. 수동복합형 B-스캔장비

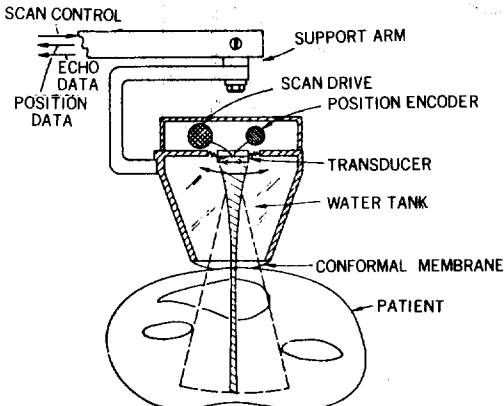


그림 9. 기계식섹터 스캔 프루브

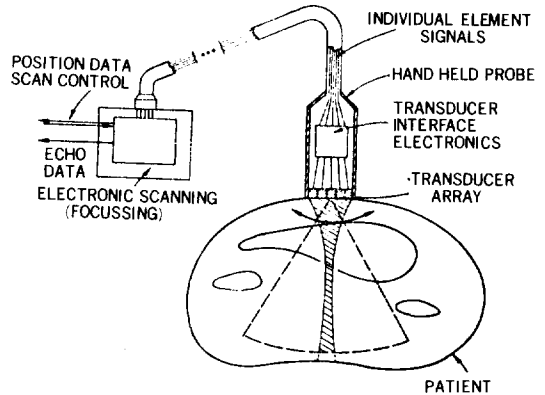


그림 11. 선형 array B-스캔 프루브

그러나 이 장비는 섹터스캔에서 언급된 바와 같이 수동식 B-스캔에 비해 초음파빔의 집속이 잘 되어 있어서 해상도가 떨어지고 진단할 수 있는 깊이가 적은 단점이 있으나 여러회사에서 연구 개선중이어서 앞으로 초음파의료장비 중에서 가장 광범위 하게 사용되어 질 것으로 예측된다.

4. 결 · 론

초음파의 의학적응용은 이제 X-ray 장비와 더불어 진단과 치료에 큰 효과를 올리게 되었다.

지난 20여년간 기술적인 진보는 초음파 시스템의 발전을 가져왔고 장래에 중요한 효과를 줄 것으로 기대 된다.

더구나 의료용 초음파장비는 최근에 진단학의 독특하고 중요한 문제에 역점을 둔 연구 대상으로 발전되어 가고 있다.

앞으로 이러한 새로운 기술은 과학과 공학의 많은 분야 뿐만 아니고 임상학에도 커다란 영향을 미칠것인데, 리얼타임의 고해상도 영상과 이것을 정량적으로 해석하는 방법에 관심을 집중하게 될 것이다.

References

- [1] Kenneth R. Erikson, Francis J. Fry, and Joie P. Jones; "Ultrasound in medicine - a review," IEEE Trans. Sonics - Ultrasonics, vol. SU - 21, No. 3, pp. 144-170, 1974.
- [2] Maxwell G. Maginness; "Methods and terminology for diagnostic ultrasound imaging systems," Proceedings of IEEE, vol. 67, No. 4 pp. 641-653, 1979.
- [3] D. Nahamoo, and A.C. Kak; "Ultrasonic echo imaging with pseudo - random and pulsed sources: A comparative study," Ultrasonic Imaging, vol. 3, No. 1, pp. 1-36, 1981.
- [4] Aero - Tech technical report; "Effects on diagnostic imaging," vol. 1, No. 1-5, 1978.
- [5] James F. Havlice, and Jon C. Taezer; "Meeical ultrasonic imaging: over view of principles and instrumentation," Proceedings of the IEEE, vol. 67, No. 4, pp. 620-640, 1979.