

技術解説

초음파와 의학

Ultrasound in Medicine

서 상 준

(한국표준과학연구원 음향전동연구실)

1. 서 론

1880년 Curie부부에 의해 압전효과가 발견된 이후 초음파의 발생과 측정이 손쉬워지면서 초음파의 활용 기술과 응용범위가 다양해지기 시작했다.

현재 초음파는 여러가지 산업분야에서 광범위하게 활용되고 있으며 군사적인 목적으로도 이용되고 있다. 이 외에도 빼놓을 수 없는 분야가 초음파의 의학 적 활용이다.

초음파가 의학적으로 이용되기 시작한 일사는 오래 거슬러가지 않는다. 초음파가 생체조직에 영향을 미친다는 것은 SONAR의 초기 활용시에 초음파 변환기 근처의 작은 물고기가 죽는 것을 보고 알았다. 그러나 이에 대한 연구를 본격적으로 연구하기 시작한 것은 진앙관 발전기의 개발 이후로 주파수와 전압 증폭이 비교적 용이해진 시기부터이다.

초음파가 생체조직에 미치는 영향을 조사한 초기의 연구모서는 1927년 Wood와 Loomis에 의해 이루어졌다. 이들은 약 300KHz의 초음파를 수분간 작은 물고기와 개구리에 조사하였을때 이들이 죽는 것을 관찰하였으며 해조류가 파괴된다는 것을 보고하였다¹⁾. 1930년대 말에 초음파를 이용한 질병치료의 예가 보고되었으며²⁾ 1940년대에 초음파 진단장치가 개발되어³⁾ 세간의 관심을 끌기 시작하면서 급속한 발전을 거듭하여 오늘에 이르렀다.

초음파가 인체를 대상으로한 질병의 진단, 치료, 수술등에 널리 이용되고 있는 커다란 이유중의 하나는 X-선이나 γ-선과는 달리 인체에 큰 영향을 미치지

않기 때문이다. 물론 초음파가 인체에 전혀 영향을 주지 않는 것은 아니지만 지금까지의 연구 결과에 의하면 일정한 상도 이상의 초음파가 아니면 인체에 심각한 영향을 주지 않는 것으로 알려져 있다.

본 해설논문에서는 의료용 초음파의 응용분야와 각 분야에서의 응용범위 및 진단장치의 동작 원리를 간단하게 소개하고자 한다.

II. 초음파 수술

초음파의 학적 활용분야는 크게 수술, 치료, 진단으로 나눌 수 있으며 각 분야별로 사용되는 초음파 유향세기의 범위는 Table I에서 보는 것과 같다.

Table 1. Exposure ultrasonic intensity in medical applications.

분 야	유향세기(SATA)
수술용	$>10 \text{ W/cm}^2$
치료용	$0.5 \sim 3 \text{ W/cm}^2$
진단용(초음파 영상기)	$0.05 \sim 0.5 \text{ W/cm}^2$
진단용(가시)	$0.0001 \sim 0.05 \text{ W/cm}^2$

I(SATA): Spatial average of time averaged intensity

Table I에서 보듯이 수술에 사용되는 초음파의 유향세기는 10 W/cm^2 이상으로 비교적 강한 유향세기를 요구한다. 이러한 강한 초음파에 의해 초음파의

진행경로상에 있는 조직의 손상을 피하기 위해 일반적으로 출력이 약한 여러개의 초음파 변환기에서 발생한 초음파가 환부에 촛집이 형성되도록 배열하는 방식을 이용한다.

초음파 수술의 대표적인 예가 Meniere병의 치료이다. Meniere병은 달팽이관의 전정(前庭)에 이상이 있어 발생하는 것으로서 심한 현기증을 유발하게 된다. 일반적인 외과수술로서도 치유가 가능하지만 종종 청력상실을 동반하기도 한다. 그러나 22 W/cm^2 정도의 강한 초음파를 반규관(半規管)에 조사하면 청력에는 사장을 초래하지 않으면서 현기증이 사라지게 된다¹⁴⁾.

초음파는 백내장과 양성종양의 치료에도 사용된다. 백내장의 수술에서는 20-40kHz로 진동하는 가늘은 바늘을 환부에 삽입하여 손상된 부위를 유화(乳化)시킨 후, 흡수관을 이용하여 제거한다. 이 방법은 기존의 외과 수술적 방법과 치유효과는 동일하나 수술시간을 단축시킬 수 있다는 장점이 있다¹⁵⁾.

한동안 많은 관심의 대상이 되었던 초음파를 이용한 수술방법이 체내의 담석을 외과수술을 거치지 않고 제거하는 것이다. 이 방법에서는 강한 초음파를 담석에 조사시켜 담석을 잘게 부수어 제거한다. 초기에는 가는 진동체를 체내에 삽입하여 담석과 접촉시켜 파괴한 후 체외로 추출하는 방법을 이용하였으나 요즘에는 여러개의 초음파 변환기를 체외에 설치하여 담석에 촛집이 형성되도록 하기 때문에 외과적 수술과 통증없이 담석을 제거할 수 있다¹⁶⁾.

초음파가 조직에 흡수되면 음향 에너지는 열에너지로 변환하게 된다. 이러한 효과를 이용하면 조직의 일부분을 일정한 온도로 가열시킬 수 있어 열에 약한 세포를 선택적으로 파괴시킬 수 있다. 특히 암세포나 악성 종양은 열에 약하기 때문에 이들 세포를 42°C 정도로 가열하면 성장을 멈추거나 회복능력의 상태가 되어 궁극적으로 종양의 치료효과를 가져오게 된다¹⁷⁾. 다행히 정상세포는 45°C 정도까지 가열되더라도 신진대사에 영향을 받지 않는다.

III. 초음파 치료

초음파는 이미 50여년 전부터 질병치료에 사용되어 왔다¹⁸⁾. 초음파 치료는 관절염, 결핵낭염(結核囊炎), 근육경련, 타박상 등에 효과적인 것으로 알려져 있다.

초음파 치료의 주 목적은 다음과 같다.

1) 통증제거

2) 성식된 근육의 이완

3) 치유효과와 가속

초음파가 질병치료에 사용되는 주된 이유는 조직의 특정부위를 선택적으로 가열시킬 수 있기 때문이다. 조직이 일정한 온도로 가열되면 혈관이 팽창되어 혈액순환이 원활하여 조직의 치유에 필요한 영양소의 공급과 노폐물의 제거가 잘 이루어지게 된다. 또한 조직이 가열되면 생화학적 반응을 증가시키며 신경세포의 통증한계(pain threshold)도 높여 준다¹⁹⁾.

초음파 치료시 환부의 적정 온도범위는 $40-45^\circ\text{C}$ 인 것으로 알려져 있다²⁰⁾.

강한 초음파를 인체에 조사하면 통증을 느끼며 종종 화상을 입기도 한다. 따라서 적절한 세기의 초음파를 환부에 조사하여야 하는데 이에 대한 기준은 사람마다 다르기 때문에 서서히 초음파 세기를 증가시키다가 환자가 통증을 호소하는 세기보다 약간 작은 초음파 세기를 유지시키는 것이 통상적인 방법이다.

초음파는 치아의 치석제거나 이물질은 제거하는데에도 효과적으로 사용된다. 치석제거 장치에는 18-40kHz로 가진되는 작은 scraper가 부착되어 있으며 이의 진동진폭은 수 μm 정도이다²¹⁾. 이 장치를 사용할 때에는 냉각을 위해 진동체 끝단에 물을 뿌려준다. 물을 뿌려줌으로써 기계적인 치석제거 효과 외에 cavitation에 의한 효과도 얻을 수 있다.

IV. 초음파 진단

초음파 진단은 인체의 이상 유무를 판단하기 위해 널리 이용된다. 초음파는 인체내를 전파하면서 서로 다른 특성을 갖는 조직의 경계면에서 일부 반사되고 나머지는 투과된다. 초음파의 이러한 특성을 이용하면 쉽게 인체조직의 영상을 얻을 수 있으며 이 영상으로부터 조직의 크기나 위치를 설정할 수 있다. 이러한 원리를 이용한 초음파 진단장치가 초음파 scanner이다. 여기에서는 각종 초음파 scanner의 원리 및 용도에 대해 살펴보기로 한다.

1. A-Scan (A-Mode)^(14, 15)

초음파를 이용한 scanning 방법중에서 가장 간단한 방법이 A-모드이다. 이 방법에서 초음파 변환기는 발진기와 수신기의 역할을 같이 하며 인체의 특정 방향을 지시한 후, Fig. 1(a)에서와 같이 초음파 선폭이 지나가는 경로상의 반사면만을 검출하기 때문에 1차원 모드라고도 한다. Fig. 1(b)에서 세로축은 반사파

의 크기를 나타내며 가로축은 반사되어 돌아오는 시간, 즉 반사면의 깊이를 나타낸다.

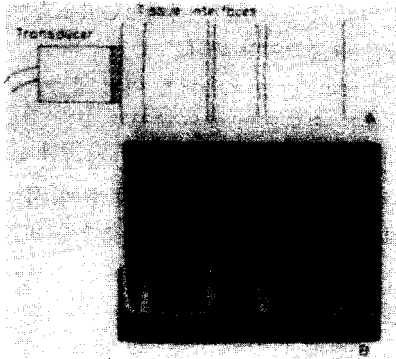
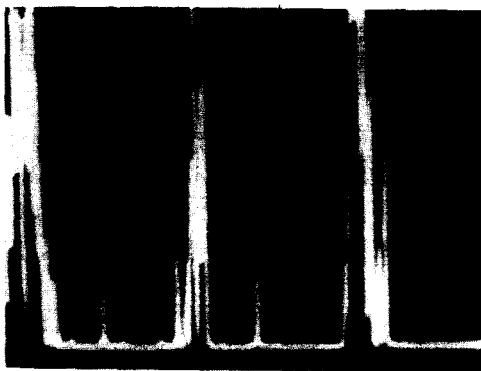


Fig. 1. A-scan trace and related reflecting surfaces.

A-모우드는 인체의 해부학적 구조가 비교적 간단하며 반사면을 쉽게 확인할 수 있는 경우에 많이 이용된다. A-모우드는 Fig. 2에서와 같이 뇌의 중심선 (midline) 및 안구의 조사 이외에도 조직의 크기를 정확하게 측정하는데 이용된다.



Head



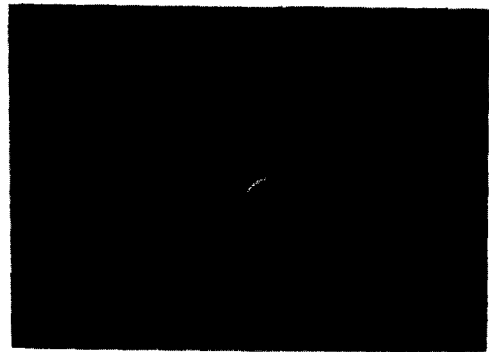
Eye

Fig. 2. A-scan trace from head. The echoes from the midline are positioned between strong echoes from the skull. A-scan trace from the eye shows

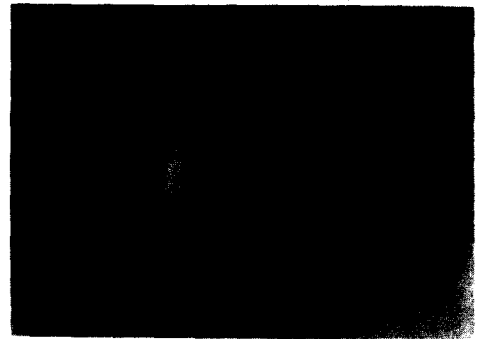
cornea and lens echoes on the left and orbital echoes on the right.

2. B-Scan(B-Mode, Section Scan)^(16, 17)

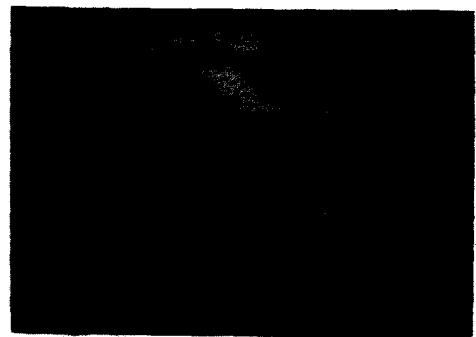
일차원적인 A-모우드에서는 종종 측정 결과에 모호한 점이 있기 때문에 해부학적 단면을 가시화하기 위한 방법이 B-모우드이다. B-모우드에서 초음파 선폭은 인체의 단면을 주사(走査)하게 된다. 각 선폭의 진행 경로에서 선폭의 방향별 반사면 위치를 기록한



(a)



(b)



(c)

Fig. 3. Build up of simple B-scan image. (a) Structures scanned; (b) sample lines of echoes; (c) complete image of fetus.

후, 각 방향별 정보를 모두 합하면 단면에 대한 2차원 영상을 얻을 수 있다.

Fig. 3에서와 같이 B-모드를 사용하여 염산부의 복부를 검사할 때에는 초음파 변환기를 복부의 좌측으로부터 조금씩 이동하면서 각 위치에서 검출된 신호를 CRT 스크린상에 기록한다. 이때 CRT 화면상에 나타난 주사선의 방향 및 위치는 초음파 선폭의 방향 및 위치와 일치하여야 한다. 이와같이 각각의 선폭에 대한 정보를 하나의 화면에 종합하면 Fig. 3(c)와 같은 단면에 관한 영상을 얻는다.

단면 영상을 얻기 위한 주사 방법에서 선형 주사 방법은 초음파 변환기의 이동속도를 전자적으로 조절할 수 있기 때문에 영상구성이 비교적 쉽다. 그러나 굴곡진 인체의 표면을 따라 주사하는 방법에서는 정밀하고도 복잡한 기계장치와 전자장비를 필요로 한다. 일반적으로 복합 B-모드(compound B-mode)로 알려진 이 방법에서는 좀더 많은 방향에서 조사할 수 있기 때문에 많은 정보를 얻을 수 있다.

3. Real-Time Scan^(18, 19)

인체의 한 단면에 대한 영상을 반복적이고도 빠른

시간 내에 얻을 수 있다면 조직경계면의 움직임을 관찰할 수 있다. 이러한 기법을 실시간 scanning이라고 하며 실시간 영상을 얻기 위해서는 1초당 25회 이상의 영상을 형성하여야 한다.

실시간 scanner는 초음파를 여러 방향으로 발생시키거나 빠른 속도로 방향을 바꿀수 있는 초음파 변환기의 나발을 사용한다. 대부분의 실시간 scanner는 Fig. 4와 같이 초음파 주사장치와 환자 사이에 수조가 설치되도록 제작된다. 수조와 초음파 변환기 나발로 이루어진 scanner는 환자의 넓은 환부와 접촉할 수 있게끔 해주며 초음파 변환기와 환자를 격리시킬 수 있기 때문에 다양한 변환기와 구동장치의 설계할 가능케 한다. 또한 수조로 인해 초음파 변환기와 인체 사이에 간격이 있어 초음파 변환기의 근접장(near field) 영향을 피할 수 있기 때문에 피하조직의 선명한 영상을 얻을 수 있다.

4. Time-Motion Scan(T-M Scan, M-Scan, Time-Position Scan)^(20, 21)

T-M 모드에서는 조직의 움직임을 관찰하기 위해 초음파 펄스를 사용한다. 이 방법은 심장을 조사하는데 많이 이용되기 때문에 echocardiography라고도 한다.

초음파 선폭을 조사하고자 하는 조직을 향하도록 설치한 후, 움직이는 경계면에서 반사된 반사파를 A-모드에서와 같이 화면상에 표시하면 초음파 변환기로부터 거리가 변하는 것을 관찰할 수 있다. 좀 더 실질적인 영상은 시간적으로 변하는 반사파 신호를 저장 가능한 화면에 기록하거나 기록지에 기록하는 것이다.

Fig. 5는 심장의 T-M scanning 결과를 기록한 것

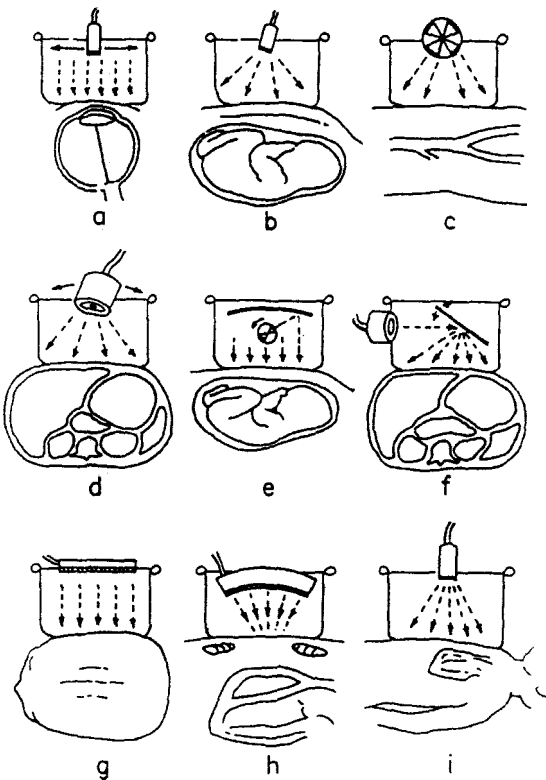


Fig. 4. Principle of real-time scanner with water baths.

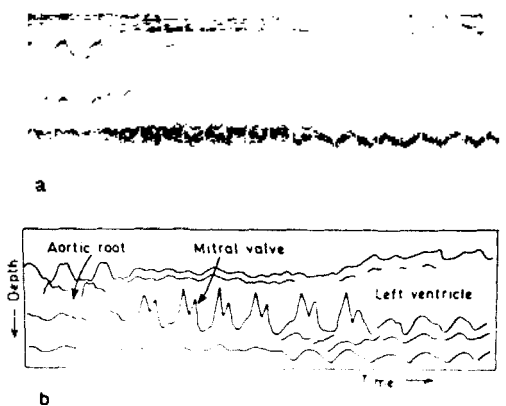


Fig. 5. Adult heart action recorded by T-M scanning. The direction of the ultrasound beam was slowly altered during the recording

이다. 기록하는 도중에 초음파의 방향을 천천히 변화시키면서 대동맥, 승모판(僧帽瓣), 좌심실벽 등과 같은 인접 조직을 동시에 조사하였다.

T-M 모우드는 B-모우드나 실시간 모우드와는 달리 특정 방향에 대한 정보만을 얻을 수 있기 때문에 조카 태아의 심장 운동이나 승모판의 운동을 조사할 수 있다.

5. Doppler Scan^(22, 23)

음파에서 Doppler 효과는 음원이나 관측자의 운동으로 인해 측정된 음파의 주파수가 변하는 것을 말한다. 움직이는 물체에서 반사된 음파에서도 Doppler 효과가 나타난다.

Fig. 6에서와 같이 일정한 속도 u 로 혈관 속을 흐

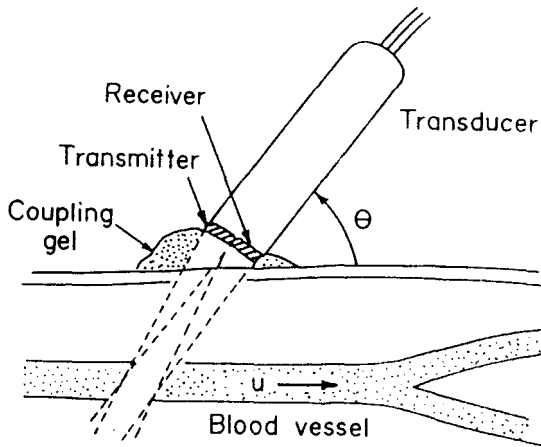


Fig. 6. Doppler technique examination of blood flow in a vessel.

르는 혈액에 주파수 f_0 을 갖는 초음파가 θ 의 각도를 갖고 입사하면 움직이는 혈액 세포는 입사된 초음파를 사방으로 산란시킨다. 이때 초음파 변환기로 되돌아 온 초음파는 Doppler 효과에 의해 주파수가 변화되어 f_1 의 주파수를 갖는다. Doppler 효과에 의한 주파수 변화량은 다음과 같이 주어진다.

$$f_1 = f_0 - f_0 = f_0 \frac{2u \cos\theta}{c} \quad (1)$$

여기서 c 는 혈액 속에서의 초음파 속도를 나타낸다.

일반적으로 Doppler scanner에서는 연속적인 초음파를 사용하는데 좀 더 보강된 Doppler scanner는 펄스를 이용하기도 한다. 펄스를 이용하는 경우에는 이동하는 물체의 속도뿐만 아니라 깊이도 측정할 수 있

다.

V. 결 론

초음파가 의료용으로 사용되는 커다란 이유는 X선이나 방사선은 달리 인체에 큰 영향을 미치지 않기 때문이다. 초음파의 의학적 이용으로는 수술, 치료, 진단등이 있다. 초음파 진단장치는 국내에서도 많이 보급되어 활용되고 있으며 타박상이나 관절염 등의 물리치료에 초음파 치료기가 흔히 사용된다.

초음파 진단장치에 비해 초음파 수술이나 치료기가 널리 활용되고 있지 않은 이유중의 하나는 이에 관련된 물리적 현상이 명확하게 규명되지 않은 탓도 있다. 미국이나 유럽에서는 초음파에 의한 담석의 파괴, 관절염이나 타박상의 치유 효과 등에 관한 물리적 현상을 규명하기 위한 연구가 활발하게 이루어지고 있다.

차제에 국내에서도 의료용 초음파에 관심있는 학자들의 적극적인 노력과 참여로 이 분야의 활성화를 기해 효율적이고도 안전한 의료용 초음파 장치의 개발에 박차를 가해야 할 것이다.

참 고 문 헌

1. R.W.Wood and A.L.Loomis, "The Physical and Biological Effects of High-Frequency Sound Waves of Great Intensity," *Philos. Mag.*, 4, 417, 1927.
2. E.N.Harvey and A.L.Loomis, "The Destruction of Luminous Bacteria by High Frequency Sound Waves," *J. Bacteriology*, 17, 373, 1929.
3. R.Polman, R.Riechter, and E.Parow, "Über Die Ausbreitung und Absorption des Ultraschalls im Menschlichen Gewebe und Seine Therapeutisch Wirkung an Ischias und Plerusneuralgia," *Dtsch. Med. Wschr.*, 65, 251, 1939.
4. H.Gohr and T.Wedekind, "Der Ultraschall in Der Medizin," *Klin. Wschr.*, 19, 25, 1940.
5. K.T.Dussik, "Possibility of Using Mechanical High Frequency Vibrations as a Diagnostic Aid," *Z. Neurol. Psychiat.*, 171, 153, 1942.
6. G.Kassaf, J.R.Windsorworth, and P.E.Dugley, "The round Window Ultrasonic Technique for Treatment of Meniere's Disease," *Arch. Otolaryng.*, 86, 83, 1967.
7. R.Arrott, "The Ultrasonic Technique for Cataract Removal," *Trans. Ophthal. Soc. U.K.*, 93, 33, 1973.
8. S.El Fahiq and D.M.Wallace, "Ultrasonic Lithotriptor for Urethral and Bladder Stones," *Br. J.*

- Urol.*, 50, 255, 1978.
9. P.M.Corry, W.Spanos, E.Tilchen, and B.Barlogie, "Combined Ultrasound Radiation Therapy of Human Superficial Tumors." *Rad. Res.*, 83, 464, 1980.
 10. J.A.Dickson and S.K.Calderwood, "Temperature Range and Selective Sensitivity of Tumors to Hyperthermia: A Critical Review." *Ann. N.Y.Acad. Sci.*, 335, 180, 1980.
 11. J.F.Lehmann, *Therapeutic Heat and Cold*, 3rd /ed., Williams & Wilkins, Baltimore, 1982.
 12. J.F.Lehmann and A.W.Guy, "Ultrasound Therapy," p.41 in *Interaction of Ultrasound and Biological Tissue*, J.M.Reid and M.R.Sikov Ed., DHEW (FDA) 73-8008(U.S. Government Printing Office, Washington, D.C.), 1972.
 13. H.M.Frost, "Heating under Ultrasonic Dental Scaling Conditions," p.64 in *Symposium on Biological Effects and Characterizations of Ultrasound Sources*, D.Hazard and M.Litz Ed., DHEW(FDA) 78-8048 (U.S. Government Printing Office, Washington, D.C.), 1977.
 14. D.N.White and G.R.Curry, "Registration Errors in Midline Echoencephalography." *Med. Biol. Eng.*, 12, 712, 1974.
 15. G.W.Lewis, "Ultrasonic Measurements of the Living Primate Eye: The Effect of Transducer Manipulations," *Ultrasonics*, 10, 267, 1972.
 16. A.J.Hall, J.E.E.Fleming, and U. Abdulla, "Ultrasonic Fetal Cephalometry-Some Improvements and Future Developments." *Ultrasonics*, 8, 34, 1970.
 17. J.S.Paton, M.B.D.Cooke, and G.R.Sutherland, "A New Ophthalmic Ultrasonic B-Scanner." *Br. J. Radiol.*, 53, 28, 1980.
 18. C.R.Bow, W.N.McDicken, T.Anderson, et al, "A Rotating Transducer Real-Time Scanner for Ultrasonic Examination of the Heart and Abdomen," *Br. J. Radiol.*, 53, 29, 1979.
 19. F.Winsberg, "Real-Time Scanner: A Review," *Ultrasonnd*, 3, 99, 1979.
 20. M.J.Godman, P.Tham, and B.S.Langford Kidd, "Echocardiography in the Evaluation of the Cyanotic Newborn Infant," *Br. Heart J.*, 36, 154, 1974.
 21. D.H.Evans, W.N.McDicken, and D.A.Robertson, "The Accuracy of Cardiac Function Indices Derived from Ultrasonic Time-Position Scans," *Cardiovasc. Res.*, 10, 65, 1976.
 22. R.J.Albright and J.H.Harris, "Diagnosis of Urethral Flow Parameters by Ultrasonic Backscatter," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, BME-22, 1, 1975.
 23. D.W.Baker, S.A.Rubenstein, and G.S.Lorch, "Pulsed Doppler Echocardiography: Principles and Applications," *Am. J. Med.*, 63, 69, 1977.

▲서 상 준



- 1952年 5月 28日生
 1975년 2월 : 서강대학교 물리학과 졸업(이학사)
 1977년 2월 : 한국과학기술원 물리학과 졸업(이학석사)
 1990년 8월 : 한국과학기술원 물리학과 졸업(이학박사)
 1977년 3월 ~ 현재 : 한국표준과학연구원 음향진동연구실장