

초음파의 의학적 응용 - 초음파 영상 진단기를 중심으로

趙 映 宦

(주)메디슨 研究所

I. 서 론

매질 속을 진행하는 파동 에너지인 초음파는 파의 기본 성질인 전파, 산란(반사), 흡수(감쇄)의 성질을 가지고 있다. 이외에 속도 변화(Doppler 효과)의 성질 등을 가지고 있는데 초음파의 의학적 응용은 이러한 기본 성질을 이용한 것이다.

초음파의 의학적 응용은 크게 나누어 전달, 운반하는 에너지에 대해서 고도의 의미가 부여된 신호나 정보를 실어주어 음향신호를 이용하는 진단과 음향 에너지 자체를 이용하는 치료의 두 분야로 나눌 수 있다. 본 고에서는 각각의 응용 사례를 간략히 살펴보고 초음파의 의학적 응용의 대표적 사례인 초음파 영상 진단기에 대해 그 구성과 동작을 살펴본 후, 초음파 영상 진단기의 최근 기술 동향을 파악해 보기로 한다.

II. 초음파의 의학적 응용 사례

초음파를 치료기에 응용하는 경우는 대부분 초음파의 흡수 효과를 이용하는 것인데 인체 내의 담석 또는 결석 등을 파괴하는 초음파 쇄석기(ultrasonic lithotripter)의 경우 높은 에너지를 갖는 짧은 주기의 초음파를 제거하고자 하는 담석 또는 결석에 집중시켜 이를 제거하는 것이다. 이때 정확한 담석 또는 결석의 위치를 찾기 위해 X-ray나 초음파 진단기를 이용하기도 한다.

초음파 온열 치료기(ultrasonic thermal therapy)는 온열이 지닌 인체 내의 생리 작용을 이용한 물리 치료 장비로서 초음파를 발생시켜 인체 내에 전파할 때 인체 조직 내에서의 초음파의 흡수(감쇄)에 의해 온열을 발생하여 치료를 하는 장비이며 열원으로 초음파 이외에도 전기, 광선, 온수 등을 사용한다. 온열은 국소 또는 전신의 체온을 증가시켜 혈장을 줄게 하는 외에 신진 대사의 촉진, 근 긴장의 완화, 동통 경감을 위해 사용한다.

초음파 hyperthermia는 암이나 종양 세포에 에

너지를 전달하여 초음파의 흡수에 의해 정상 온도보다 높은 온도(41~50℃)로 상승시켜 암을 치료하는 방법이다.^[1] Hyperthermia는 초음파 외에도 전자파, 자기유도 등을 이용하는데 초음파는 인체에 무해하며 인체 내에서의 감쇄가 크지 않아 체내 깊숙히 있는 종양에 충분히 도달할 수 있으며 쉽게 집중시킬 수 있다는 장점을 갖고 있다.^[2] Hyperthermia에 의한 종양 치료에서 이상적인 조건은 정상 세포에 열적 손상을 가하지 않으면서 종양 경계 부분만을 적당한 온도로 가열하는 것이다. 그러나 균일하게 에너지를 공급하기 어렵고 생체내 조직의 비균질성, 기하학적 복잡성 등으로 인해 원하는 부위를 일정한 온도로 유지하기가 거의 불가능하다. 따라서 원하는 부위에 초음파를 가하는 방법과 종양을 비롯한 그 주위의 정상세포의 온도 분포를 추정 또는 측정하는 것이 큰 문제인데 이러한 이유로 인하여 hyperthermia는 아직까지 활발하게 이용되지는 못하고 있다.

진단 장비 중 CW Doppler장치는 흐르는 혈류에 초음파를 방사하여 Doppler효과를 이용하여 태아의 심장 박동을 들춰줌에 의해 태아의 생존 유무 및 건강을 조사하는 장치로 주로 CW(continuous wave)를 많이 이용하며 PW(pulsed wave)를 이용하기도 한다. 그리고 이와 비슷한 장비이지만 용도가 조금 다른 fetal monitor가 있는데 이는 위의 기능(CW Doppler)에다가 특별한 기능을 추가한 것으로 분만 직전의 산모 및 태아를 monitoring하여 자궁의 수축을 감지하여 분만 시간을 알려주며 태아의 심장 박동을 감시하여 태아의 이상 유무를 알아낼 수 있는 장비이다.

요즘 많이 알려진 나이 많은 여자들에게 흔히 나타나는 병으로 골다공증이 있는데 이 병을 진단할 수 있는 골밀도 측정기(bone densitometry)에 초음파가 이용된 것은 1~2년 전부터로 아직까지는 많은 한계성을 갖고 있다. 이는 뼈 부분의 초음파 감쇄량을 측정하거나 전과 시간을 측정하여 뼈의 이상 유무를 측정하는 것으로 건식과 습식의 두 가지가 있다. 그러나 측정시 초음파 변환기의 위치에 따라 오차가 20~30% 정도 발생하므로 아직까지는 X-ray를 이용한 골밀도 측정기가 많이 이용되

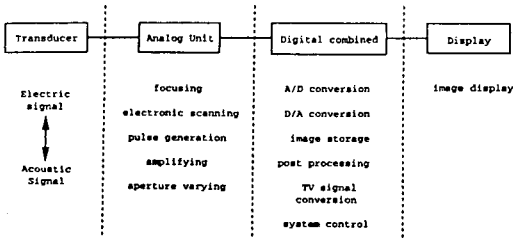
고 있다.

초음파 영상 진단기는 인체 내에서의 초음파 반사 신호를 이용하여 인체의 단면을 화면 상에 표시하는 장치이다. 반사 신호는 인체 내에서 약 100배 정도의 dynamic range를 가지며 감쇄 정도는 약 3배 정도의 크기 차이를 나타내고 속도는 약 10% 정도의 변화만을 나타낸다. 따라서 위의 세 가지 정보 중 임상적으로 쉽게 적용할 수 있는 반사 정보를 이용하여 만든 것이 초음파 영상 진단기이다. 초음파를 인체 내에 전달하면 흡수 또는 반사되는데 초음파 진단기는 이 반사신호를 수신하여 원하는 단면의 단층면을 재구성하거나 Doppler 효과를 이용하여 원하는 위치에서의 혈류 정보를 얻어 내는 장비이다. 초기의 초음파 영상 진단기는 시간에 따라 반사 신호의 진폭을 표시해 주는 A-mode(Amplitude mode)방법을 사용하였으나 70년대 그레이 스케일 영상 표시 장치의 발달로 그 발전 속도가 가속화되어 오늘날과 같은 B-mode(Brightness mode)의 영상을 얻게 되었다. 그 후 전자공학의 발달과 함께 비약적인 발전을 거듭하여 현재는 실시간 영상화가 가능하여 움직이는 물체를 관찰할 수 있으며 Doppler 효과를 이용하여 혈류의 속도 및 방향 측정도 할 수 있다. 이러한 초음파 영상 진단기는 기타의 영상 진단기인 X선, 감마선, MRI 등의 진단 장치에 비해 인체에 무해하며 실시간 영상이 가능하고 경제성이 뛰어나다는 장점을 가지고 있다. 다만 해상도가 다소 떨어지는 단점을 갖고 있으나 영상 획득 비용, 장비가 차지하는 비용, 이동성, 응용의 범위 등을 고려할 때 타 장비에 비해 월등한 경쟁력을 갖고 있다. 특히 응용 범위가 계속 넓어지고 있으므로 거의 모든 병의원과 거의 모든 과별로 초음파 영상 진단기를 사용하고 있다.^[3]

III. 초음파 영상 진단기

1. 초음파 영상 진단기의 구성

초음파 영상 진단기의 시스템 구성은 그림 1과



〈그림 1〉 초음파 영상 진단기 시스템의 구성

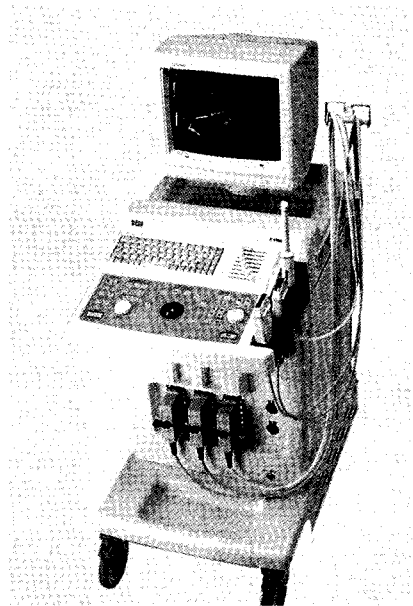
같다. 초음파 영상 진단기는 크게 세 부분으로 나눌 수 있는데, 첫째 전기 신호와 초음파 신호의 변환을 담당하는 변환기와, 둘째 받아들인 신호 또는 보낼 신호를 처리하는 부분, 셋째 생체로부터의 신호를 모니터상에 나타내는 부분으로 구분된다. 다시 신호 처리 부분은 아날로그 회로와 아날로그, 디지털 회로의 조합으로 나눌 수 있는데 각 부분의 역할은 다음과 같다.^[4,5]

(1) 초음파 변환기

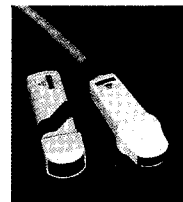
초음파 변환기는 신호 변환의 역할을 한다. 즉 전기 에너지를 음향 에너지로 변환시키며, 또 역으로 음향 에너지를 전기 에너지로 변환시킨다. 시스템으로부터 가해진 전기 신호는 초음파 변환기에서 초음파 신호로 변환되며, 이렇게 발생된 초음파 신호가 생체에 전달되어 흡수 또는 반사되며 이 반사신호를 다시 초음파 변환기가 수신하여 전기신호로 변환시켜 각종 신호처리를 거쳐 단층의 영상을 화면에 표시하게 된다.

(2) 아날로그 회로

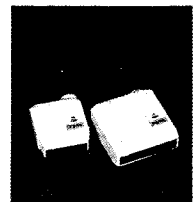
시스템의 아날로그 회로에서 하는 역할은 다음의 다섯 가지로 나누어 생각할 수 있다. 첫째는 전자적으로 초음파 빔을 집속하는 일이다. 초음파 변환기의 각 요소에 시간 지연을 두고 전기 신호를 가하면 원하는 초점으로 집속시켜 줄 수 있다. 이 일은 디지털 소자도 이용하지만 전체적으로 아날로그적인 부분이다. 둘째는 기계적 또는 전자적으로 빔을 생체에 주사하는 역할이다. 셋째는 변환기의 진동자를 동작시킬 고전압 펄스를 만들어 주는



〈그림 2〉 초음파 영상 진단기



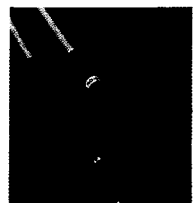
(a) 컨벡스 변환기



(b) 선형 배열 변환기

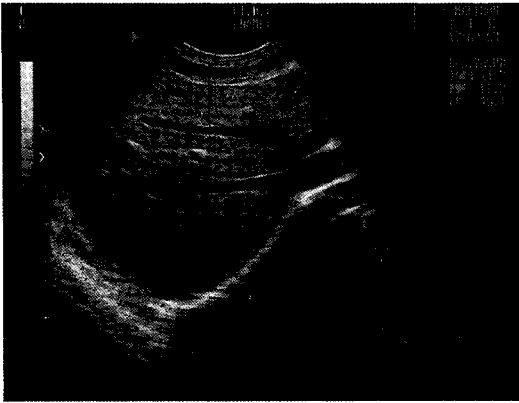


(c) 섹터 주사용 변환기



(d) CW Doppler용 변환기

〈그림 3〉 초음파 영상 진단기용 변환기



(그림 4) 초음파 영상 진단기에 의한 간의 영상

역할이다. 이 고전압 펄스가 진동자에 가해지면 압전 물질의 특성에 의해 진동자가 진동을 하여 초음파 빔이 발생된다. 넷째는 진폭기이다. 진동자에서 발생된 초음파 신호는 생체에 전달되어 진행하다가 생체 내의 반사체에서 반사되어 돌아오게 되는데 이 신호는 변환기에서 다시 전기 신호로 바뀐다. 이 신호는 크기가 작아 증폭을 해야 신호 처리기에서 처리를 하여 모니터상에 나타낼 수 있다. 한편, 변환기의 구경은 전체 상의 범위와 해상도 등을 결정해 주게 되므로 이를 변화시킬 경우가 생기는데 이 일도 아날로그 회로에서 해 주게 된다.

(3) 아날로그와 디지털 회로의 조합

진단기 시스템에서는 신호 파형을 단지 증폭, 전송하는데 그치지 않고 이를 적당히 처리하여 목적하는 정보의 관찰에 바람직하게 만드는 것이 중요하다. 이러한 역할을 담당하기 위해 디지털 회로를 사용하는데 이는 전 주사 영역의 신호를 동시에 얻는 것이 아니므로 상의 신호를 일시적으로 저장할 회로의 역할도 담당한다. 한편 얻어진 신호를 모니터상에 나타내기 위하여 신호의 후처리도 하여야 하며, 이를 TV 신호로 변환시켜 모니터상에 나타나게 하는 회로도 필요하다. 마지막으로 전체 시스템의 제어도 이 영역에서 이루어진다.

(4) 화면 표시 장치

시스템으로부터 받은 영상 이미지를 사용자가 볼 수 있게 하여 주는 모니터가 이 부분에 해당된

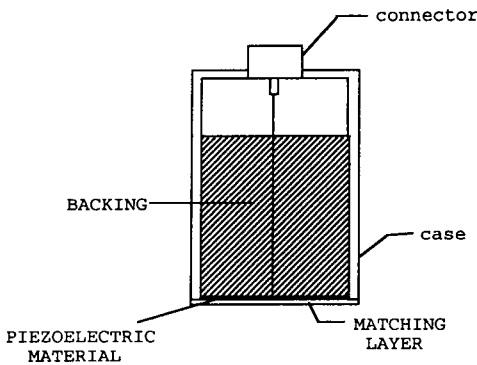
다.

그림 2는 초음파 영상 진단기의 사진이며 그림 3은 초음파 영상 진단기용 변환기의 사진이다. 그림 4는 초음파 영상 진단기에 의한 간의 영상이다.

2. 초음파 영상 진단기용 변환기^[6,7]

초음파 영상 진단기용 변환기는 광대역 변환기로 보통 1~10MHz의 주파수 대역을 갖는다. 초음파 영상 진단기의 주요 성능으로 해상도를 들 수 있는데 다시 해상도는 축방향으로 배열된 반사체의 구별 능력과 측방향으로 배열된 반사체의 구별 능력으로 구분된다. 이러한 해상도는 주로 초음파 변환기에 의해 좌우되는데 축방향 해상도(axial resolution)는 변환기에서 발생되는 초음파 pulse의 길이가 짧을수록 좋아지며 주파수 특성이 광대역이 될수록 pulse의 모양이 impulse에 가까워진다. 측방향 해상도(lateral resolution)는 보통 변환기의 크기, 모양, 주파수 등의 변환기의 물질적 특성에 의해 고정되어 진다. 따라서 이러한 측방향 해상도를 개선하기 위해서는 음향 렌즈나 전자회로의 시간 지연으로 초음파를 집중하여 초음파 beam 폭을 줄여야 한다. 일반적으로 초음파 영상 진단기의 해상도는 주파수가 높을수록 좋아진다. 그러나 주파수가 높아지면 인체 내에서의 감쇄가 심해져서 진단할 수 있는 깊이의 제한이 따르게 되므로 이 두 가지 성능 사이의 절충이 필요하다.

가장 간단한 변환기의 구조는 그림 5와 같이 크게 세 부분으로 구성되어 있다.^[6] 즉 전기 신호를 받아 초음파를 발생시키고 역으로 초음파를 받아 전기 신호로 변환시켜 주는 압전 물질(piezoelectric material)과 압전 물질의 후면에 적당한 음향 임피던스와 손실을 갖는 물질을 결합시켜 압전 물질에서 발생된 초음파 중 후면 방향으로 방사된 성분을 흡수시켜 초음파 pulse의 길이를 짧게 하는 역할을 하는 후면층(backing layer), 그리고 전면 방향으로 방사된 초음파는 압전 물질과 인체 조직과의 음향 임피던스 부정합에 의해 음향 에너지 전달이 어려운데 임피던스 gradient를 낮춤으로써 음향 에너지 전달이 용이하도록 하는 음향 정합층(matching layer)으로 구성되어 있다. 초음파 영



<그림 5> 초음파 변환기의 구조

상 진단기용 변환기는 압전 물질로 보통 압전 세라믹의 일종인 PZT를 사용하는데 PZT의 음향 임피던스는 일반적으로 34Mrayl(1rayl=1kg/m²s)이고 인체의 음향 임피던스는 1.5Mrayl이다.

초음파 영상 진단기용 변환기는 크게 나누어 disc형태의 단일 소자 변환기(single element transducer)나 동심환 배열 변환기(annular array transducer)를 사용하여 모터를 구동하여 주사하는 섹터 주사용 변환기(sector scanning transducer), 여러 개의 소자를 일직선으로 배열한 형태의 선형 배열 변환기(linear array transducer), 선형 배열 변환기를 convex형태로 구부린 것과 같은 컨벡스 변환기(convex transducer, curved linear array transducer), 그리고 phased array transducer의 4가지 종류로 나눌 수 있다. 이러한 변환

기의 비교를 표 1에 나타냈다.

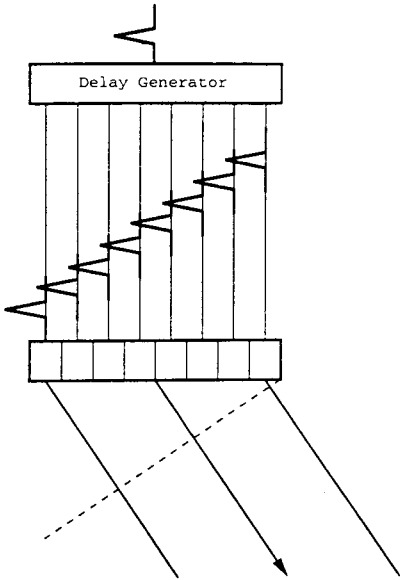
섹터 주사용 변환기는 관련 회로도 단순하며 저가로 좋은 영상을 얻을 수 있으나 환자 검진시 모터의 진동에 의해 환자가 불편함을 느끼게 되며 변환기의 유지 보수가 어렵고 혈류의 흐름을 color로 표시해 주는 CFM(color flow mapping)을 구현할 수 없다는 단점을 갖고 있다. 선형 배열 변환기는 비교적 저가로 좋은 영상을 얻을 수 있으나 환자 검진시 접촉 부위가 넓고 일직선이므로 제한된 범위 외에는 사용할 수 없다는 단점을 갖고 있다. 그리고 phased array transducer는 주변 회로가 복잡하며 영상이 다소 떨어지는 단점이 있으나 환자 검진시 접촉 부위가 좁아 특히 심장 등의 검진에 유리하며 CFM을 구현하기가 좋다는 장점을 갖고 있다. 선형 배열 변환기와 phased array의 장점을 취한 컨벡스 변환기는 비교적 저가로 좋은 영상을 얻을 수 있으며 좁은 접촉 부위를 가져 활용의 폭이 넓어 최근 들어 그 사용이 증가하는 추세이다.

3. 초음파 영상 진단기의 동작

초음파 영상 진단기는 초음파 영상 진단기로부터 발생된 초음파를 인체 내에 전파하여 흡수 또는 반사된 신호를 이용하여 인체 내의 영상을 나타내 주는 것인데 반사된 신호가 깊이에 따라 감쇄 정도가 다르므로 TGC(time gain control)회로를 거쳐 증폭을 한 뒤 포락선 검출을 하여 각 요소별로 시간 지연을 하여 집중시킨 후 디지털 신호로 변환하

<표 1> 각 변환기의 비교

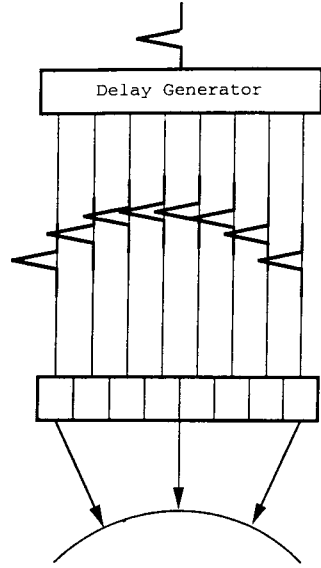
Type	Linear Array Transducer	Convex Transducer	Phased Array Transducer	Sector Scanning Transducer
Near Field View	wide	medium	narrow	narrow
Far Field View	narrow	wide	wide	wide
High Frequency	~10MHz	~7MHz	~7MHz	~10MHz
B/M Mode	OK	OK	OK	No
Dynamic Focusing	OK	OK	OK	Annular array only
Circuit Complexity	medium	medium	complex	simple
Grating Lobe	medium	medium	bad	good
Anatomical Access	bad	medium	good	good



〈그림 6〉 Phased array transducer에서의 steering

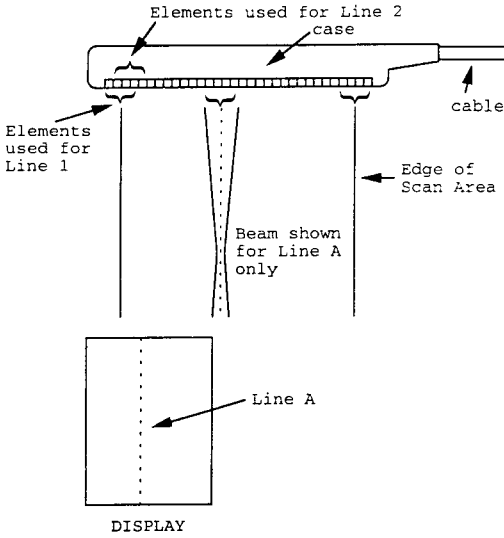
여 화면에 밝기 정보로 표시해 준다.

이때 측방향 해상도를 높이기 위해 집속을 하는데 변환기의 폭 방향으로 음향 렌즈를 통해 초음파 beam을 집속하며 길이 방향으로 각 변환기 요소에 시간 지연을 주어 집속하게 된다. 그림 6과 그림 7은 이러한 시간 지연을 통한 집속의 원리를 나타낸다. 그림 6은 phased array transducer에서 steering을 나타낸 것이며 그림 7은 초음파 beam의 집속방법을 표시한 것이다. 이러한 시간 지연을 통한 집속은 초음파 beam을 송신할 때 뿐만 아니라 수신할 때도 행해진다. 보통 송신할 때는 한 주사선에 1점~4점까지 집속하며 수신할 경우에는 송신할 때보다 많은 점에서 집속하게 되는데 여러 점의 수신 집속점을 갖는 방법을 dynamic focusing이라 한다. 이러한 방법은 송수신시 초음파 빔폭을 전달 깊이에 관계없이 일정하게 유지시켜 줌으로써 해상도를 일정하게 유지시켜 주는 역할을 한다. 한 주사선을 얻기 위해서는 여러 개의 요소를 동시에 동작시켜 초음파 beam을 집속시켜 송수신을 행하고 다시 전체 영상을 얻기 위해서는 그 옆의 요소들을 동작시켜 인접 주사선

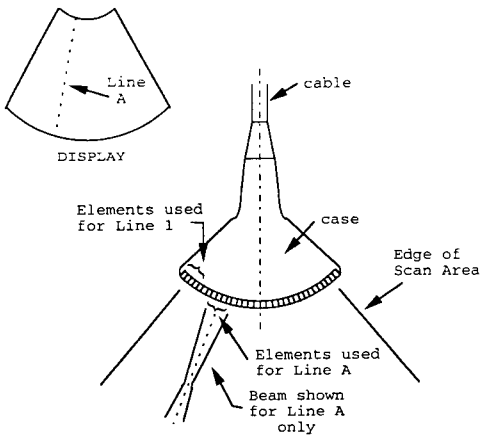


〈그림 7〉 선형 배열 변환기의 집속 방법

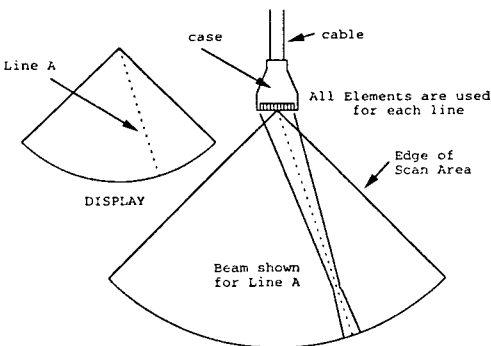
을 얻는 방식으로 주사(scanning)한다. 이러한 주사 방법은 각 변환기에 따라 차이가 있는데 선형 배열 변환기와 컨벡스 변환기의 경우는 전체 요소 중 일부만을 사용하여 순차적으로 주사하게 되며 이때 주사하는 요소의 수는 초음파 영상 진단 시스템의 채널(channel) 수에 의해 결정된다. 그리고 phased array transducer의 경우는 전체 요소를 동시에 동작시켜 주사하며 섹터 주사 변환기는 모터에 의해 변환기를 움직이면서 초음파 beam을 송수신하게 된다. 그림 8, 9, 10은 각각 선형 배열 변환기, 컨벡스 변환기, 그리고 phased array transducer의 주사 방법을 나타낸다. Doppler 효과를 이용하여 혈류 정보를 나타내는 Doppler mode는 움직이는 물체에 의해 반사되어 온 신호를 quadrature detection해서 구한 inphase(I), quadrature-phase(Q)신호에서 원하는 위치(점)의 신호를 sampling하여 데이터를 구하고 그것을 complex FFT하여 spectrum을 시간에 따라 보여주는 spectrogram(시간에 따른 혈류 분포도)을 얻는다. 또한 선택한 단층면에서의 혈류 흐름을 color로 mapping하여 보여줌에 의해 이전에 알 수 없었던 혈관 내부나 심장 내부의 혈류 정보도



〈그림 8〉 선형 배열 변환기의 주사 방법



〈그림 9〉 컨벡스 변환기의 주사 방법



〈그림 10〉 Phased array transducer의 주사 방법

정확하게 파악하여 보다 더 정확하게 질병의 부위와 원인을 알 수 있도록 하였다. 이러한 CFM은 앞의 Doppler mode에서 구한 I, Q신호에서 이차원의 위치에 대한 신호를 sampling하여 시간축 상에서 평균 주파수와 분산을 구해(보통의 경우 autocorrelation을 이용한다) 이를 color로 mapping하여 화면에 B-mode 영상과 함께 보여준다.

4. 초음파 영상 진단기 시장과 기술 동향⁽⁸⁾

초음파 영상 진단기 시장은 93년 현재 전세계 매출 규모가 약 29억 \$로서 영상 진단기 전체의 33%를 차지하고 있으며 연평균 10%의 성장율로 성장하고 있다. 현재 영상 진단기 시장에서 두번째의 비중을 갖는 X-ray는 해마다 그 비중이 작아지는 추세이며 MRI는 매출 규모가 18%에서 계속 유지되고 있다. 초음파 영상 진단기 분야에는 세계적으로 약 20여개의 대기업과 전문기업이 공존하고 있는데 미국의 Acuson, Hewlett-Packard, GE, ATL 등과 일본의 Toshiba, Hitachi, Aloka 등이 강세를 나타내고 있으며 국내의 (주)메디슨은 현재 일반 가정의 시장에서 세계 제1의 시장 점유율을 보유하고 있다. 초음파 영상 진단기 분야는 특히 많은 개발비(매출액 대비 15%선) 투자가 필요한 위험 요소가 큰 산업이다.

초음파 영상 진단기에 관한 최근 연구 동향은 크게 아래의 세 가지를 들 수 있다.

- 다양한 변환기 개발에 의한 신시장 개척
- 초음파 영상 진단기의 디지털화
- 3차원 초음파 영상 진단기

각각에 대해 살펴보면 아래와 같다.

(1) 다양한 변환기 개발에 의한 신시장 개척

초음파 영상 진단기용 변환기는 광대역 변환기이지만 최근에는 이를 더욱 광대역으로 만드는 연구가 진행되고 있다. 광대역의 초음파 pulse를 사용하면 speckle size를 작게 만들 수 있으므로 영상이 부드럽게 표현된다. 또 얇은 부위는 높은 주파수 성분에 의해 해상도를 높이고 깊은 부위는 감쇄가 덜 되는 낮은 주파수에 의해 영상을 얻어 고해상도를 가지면서 진단깊이를 깊게 할 수 있다.

그리고 다양한 종류의 특수 변환기를 개발하는 추세인데 이는 주로 원하는 부위를 좀더 자세하게 보기 위해 측정 위치에 보다 가깝게 접근시킬 수 있도록 인체 내에 삽입하는 변환기들이다. 대표적인 것으로 16주 이전의 태아를 자세히 관측하기 위해 질 속으로 변환기를 삽입하여 태아를 관측할 수 있는 transvaginal probe, 비뇨기과에서 전립선 진단 등에 사용되는 transrectal probe 가 있다. 최근에는 심장이나 위벽 내부를 진단하기 위한 내시경 변환기(transesophageal endoscopic transducer)와 혈관 내부나 심장의 치료를 위해 혈관 내부로 집어 넣어 치료하는 catheter에 초음파 변환기를 부착시킨 intravascular probe 등이 개발되고 있다. Intravascular probe는 X-ray를 통해 catheter의 주입 방향을 결정하던 것을 초음파를 이용하여 주입 방향을 확인하고, 그 주위의 영상을 구하는 변환기이다. 이러한 인체 내에 삽입하여 사용하는 변환기는 진단하고자 하는 부위에 근접시켜 영상을 얻기 때문에 감쇄의 영향을 덜 받으면서 고해상도의 영상을 얻을 수 있다. 따라서 인체내 삽입용 변환기는 동작 주파수로 10~20MHz의 고주파수를 사용할 수 있는데 이러한 고주파수의 변환기에 대한 연구는 최근 아주 활발하다.

(2) 초음파 영상 진단기의 디지털화

초음파를 집속하는 부분의 회로는 이전에는 아날로그 방식을 이용하였는데 최근에는 디지털 방식을 이용하여 완전 디지털 처리에 의한 초음파 진단기도 선보이고 있다. 또한 주문형 반도체(ASIC, application specific integrated circuit)나 SMT(surface mount technology)소자를 이용하여 진단기의 성능개선 및 소형화와 비용 절감에도 힘쓰고 있다.

최근에는 PC를 기본으로 한 초음파 영상 진단기에 대한 연구도 활발한데 PC를 기본으로 한 진단기는 software의 변경으로 hardware의 변경없이 기능을 변경하거나 개선시킬 수 있으며 사용자가 보다 편리하게 사용할 수 있고 획득한 영상의 저장, 재생, 전송 등을 통하여 PACS(picture archiving and communication system)와 원격 진료(telemetry) 등에 손쉽게 이용될 수 있다.

(3) 3차원 초음파 영상 진단기

2차원 단층 영상을 통해 얻을 수 있는 정보는 제한되어 있다. 따라서 보다 정확한 진단을 위해서는 보다 많은 정보를 얻을 수 있어야 하는데 이러한 방법으로 2차원 단층 영상을 여러장 얻어 3차원으로 영상을 재구성하는 3차원 초음파 영상 진단기에 대한 연구가 매우 활발히 진행되고 있다. 여기에는 두 가지 방법이 있는데 첫째는 단순히 3차원의 공간에 변환기에 수직인 평면 뿐만 아니라 변환기와 평행한 평면의 영상을 포함하여 원하는 임의 평면의 단층 영상을 얻는 방법과 둘째는 3차원 형상을 만들어 전체의 윤곽을 한눈에 알 수 있으며 이를 돌려서 원하는 각도로 형상을 위치시켜 진단하는 방법이 있다.

두번째 방법은 많은 회사에서 개발에 힘쓰고 있는 기술로써 현재는 1세대의 3차원 진단기가 개발되어 판매되고 있다. 이 1세대 3차원 진단기는 기존의 방법으로 2차원 단층 영상을 얻으면서 기계적인 주사를 통해 위치 정보와 동시에 여러 장의 2차원 단층 영상을 얻어 3차원 영상을 재구성하는 방법이다. 이러한 방법은 영상을 획득하는 시간이 수 초에서 수 분으로 환자가 움직이거나 진단하고자 하는 부위가 운동할 때 정확한 영상을 얻을 수가 없다. 따라서 실시간(또는 유사 실시간) 3차원 영상 진단기를 개발하기 위해서는 2차원 배열 변환기(2-dimensional array transducer)의 개발이 필수적인데 2차원 배열 변환기는 요소의 수가 현재의 제품이 되므로(예 $64 * 64 = 4096$) 여러 가지 문제들이 발생하게 된다. 제작시 선 연결의 문제, 또한 각 요소의 크기가 작아지므로 충분한 신호 크기를 유지하는 방법, 요소와 요소간의 cross-coupling, 그리고 2차원 배열 변환기를 사용하기 위한 시스템의 채널 수도 제공이 되므로 이를 해결하기 위한 방법 등이 큰 문제이며 이를 위한 연구가 매우 활발히 진행되고 있는 상황이다.

(4) 기타의 연구 방향

위에 열거한 세 가지의 연구 추세 외에도 아래와 같은 연구들이 진행 되고 있는데 이들에 대해 간단히 살펴보기로 한다.

1) Tissue characterization : 인체 내의 조직에

대한 특성을 조사하는 기술로 반사 신호의 크기나 주파수의 변화를 해석하여 영상을 얻는 것과 물과 지방의 비를 측정할 수 있는 nonlinear parameter imaging, 간염 등을 진단하는 데 이용할 수 있는 propagation parameter imaging(감쇄량 측정, 음속의 측정), 방향에 관계없는 혈류속도를 측정할 수 있는 elasticity imaging 등의 방법들이 연구되고 있다.

2) Speckle 감소 : 작은 종양을 보기 위해서는 화면 상의 speckle 크기를 줄여야 한다. Speckle 크기를 줄이기 위한 방법으로 조건이 다른 영상을 여러 장 얻어 이를 서로 평균화하여 speckle 크기를 줄이는 방법이 있다. 여기서 조건어란 pulse를 쏘는 주파수, 대역폭, 위치 등을 말하는 것으로 이를 변화시키면 된다. 이런 방식을 이용하여 speckle의 크기를 줄이는 방식을 compound scan이라 한다. 여기에는 frequency compound scan과 spatial compound scan 방식이 있다. 주파수 방식은 위에서 이야기한 것처럼 광대역의 pulse를 이용하여 동작주파수를 변화시켜 얻는 방법이며 공간상의 방법은 특수한 probe를 이용하여 서로 다른 공간에서 초음파를 송수신하여 얻은 data를 평균화하는 것으로 speckle의 크기를 최소화하는 방법이다. Speckle의 크기를 줄이는 또 다른 방법으로 split spectrum, filtering 등이 연구되고 있다.

3) Contrast agent : 혈류의 반사 정도가 일반 신체조직에 의한 반사신호의 크기보다 매우 작기 때문에 혈류정보(Doppler 신호)를 얻기에 어려운 부위들(예 : 신피질)이 있다. 혈류 속에 반사계수가 큰 입자(contrast agent)를 주입하면 이런 부위에서 반사정보가 크게 되어 혈류정보신호가 커진다. 요즘의 연구로는 좀더 안전한 것을 찾는데 주력을 하고 있다. 주로 폐를 안전하게 통과하는가 주관심사로 아주 명확히 확인된 게 없어 많은 의사들이 기다리고 있는 상황이다.

4) Anti-aliasing : 혈류속도가 크면 우리가 보고자 하는 관측범위를 벗어나게 된다. 이때 aliasing되어 반대편의 속도로 나타나게 되는데 이를 자동으로 보상해 주는 frequency estimator를 연구하고 있다.

(5) 초음파 영상 진단기의 적용 분야^[9]

고급 초음파 영상 진단기는 진단하고자 하는 인체 내의 부위에 따라 종류가 달라진다. 즉 각 측정 부위마다 장비가 특화되어 있다. 예를 들면 심장용, 산부인과용, 주변혈관계용, 방사선과용, 안과용, 비뇨기과용, 일반용으로 나뉜다. 심장용은 심장 판막의 움직임 해석하고, 판막 주위의 혈류를 해석한다. 산부인과용은 태아의 성장을 평가하는데 이상성장유무나 출산예정일, 태아의 몸무게 등을 평가한다. 주변혈관계용은 혈관의 이상유무를 판별하는 것으로 주로 동맥경화같은 질병을 찾는다. 방사선과용은 주로 암을 찾는 용도로 이용되는데 해상도를 높여 작은 조직도 구별이 가능하도록 되어야 한다. 암은 왕성한 번식력 때문에 주변의 혈관을 끌어들이어 암 주위에는 없어야 할 핏줄이 많이 생기는데 이를 2차원 칼라도플러를 이용하면 쉽게 암의 유무를 판별할 수 있다. 이를 통해 상복부의 암이나 유방암을 진단할 수 있다. 안과에서도 동공의 정확한 크기나 이상 유무를 판별할 때 이용한다. 일반용은 주로 복부를 중심으로 간, 신장, 위, 지라, 비장 등의 이상 유무를 판별한다.

IV. 결 론

초음파의 의학적 응용은 초음파 영상 진단기를 제외하고는 아직까지 크게 확산되지 못하였는데 이는 다른 수단에 비해 경쟁력이 떨어지거나 충분한 연구가 이루어지지 못한 때문이다. 그러나 초음파는 인체에 무해하며 집속이 용이하다는 장점을 갖고 있어서 앞으로 많은 발전이 기대된다.

1970년대 전자공학의 발전에 힘입어 급속도로 성장한 초음파 영상 진단기는 1990년대 마침내 영상 진단기의 주도권을 장악한 후 계속 그 영역을 넓혀 나가고 있는데 반도체, 신호처리 등 전자공학의 발전과 더불어 계속적인 발전을 이루고 있으며 컴퓨터, 정보 통신의 발전과 더불어 새로운 영역을 계속 확장해 나가고 있다. 또한 다양한 변환기의 개발로 거의 모든 의료 영역에서 사용되고 있다.

초음파 영상 진단기는 고부가 가치의 첨단 산업으로 국민 보건에 관계되는 분야이므로 대부분의 국가에서 수입 규제 및 수입 관세가 거의 없는 수출 전략 산업이다. 따라서 우리나라의 전략 산업으로써 매우 적합한 분야라고 할 수 있다. 그러나 역으로 국제 경쟁력이 없는 제품은 국내 경쟁력도 취약할 수 밖에 없으며 가격에 대한 탄력성 보다 성능이 우선되는 제품이므로 이에 대한 투자와 연구 개발이 더욱 활발히 전개되어야 할 것이다.

참 고 문 헌

- [1] J. W. Strohbehn et al., "Hyperthermia and Cancer Therapy : A Review of Biomedical Engineering Contributions and Challenges," IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-31, No. 12, pp.779~787, Dec., 1984.
- [2] J. G. Short and P. F. Turner, "Physical Hyperthermia and Cancer Therapy," Proc. IEEE Vol. 68, No. 1, pp.133~142, Jan., 1980.
- [3] C. F. Schueler, Hua Lee and G. Wade, "Fundamentals of Digital Ultrasonic Imaging," IEEE Trans. Son. Ultrason., Vol. SU-31, No. 4, pp.195~217, July, 1984.
- [4] G. S. Kino, Acoustic Waves-Devices, Imaging and Analog Processing, Prentice-Hall, Inc., 1987.
- [5] 의료용 초음파 기기 핸드북, 일본 전자 기계 공업회편
- [6] Ultrasonic Transducer, NTLAC-84-1.
- [7] J. W. Hunt, M. Arditì and F. S. Foster, "Ultrasound Transducers for Pulse-Echo Medical Imaging," IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-30, No. 8, pp.453~481, August, 1983.
- [8] J. M. Reid, "Where will Medical Ultrasound go next?," SYLLABUS, The 7th Congress of WFUMB, 1994.
- [9] C. M. Rumack et al., Diagnostic Ultrasound Vol. I, Vol. II, Mosby Year Book, 1991.

저 자 소 개



趙 暎 宦

1985년 2월 서울대학교 전자공학과 졸업(학사)
 1987년 2월 서울대학교 대학원 전자공학과 졸업(석사)
 1989년 8월 서울대학교 대학원 전자공학과 박사과정 수료

1990년 1월 1일~현재 (주)메디슨 연구소 근무(책임연구원)

주관심 분야 : 초음파 변환기, 초음파 영상 진단기