

論文98-35S-6-8

피부학(Dermatology)을 위한 고해상도 초음파 진단 장치에 관한 연구

(A study of the high resolution Ultrasound Diagnostic system for Dermatology)

柳点洙*, 林春成*, 金榮吉*

(Jeom-Soo Lew, Chun-Sung Lim, and Young-Kil Kim)

요 약

본 연구에서 피부계통의 진단에 이용될 수 있는 고해상도 영상진단기를 개발하였으며 개발된 영상진단기는 sector scanning 방식으로서 A-mode, B-mode, M-mode의 80 μ m 축방향, 250 μ m 축방향 해상도로 5mm \times 5mm의 인체 단면 영상을 초당 20frame으로 나타낸다. 이 영상장치는 대부분의 피부학(dermatology) 계통의 질환에 그 병리학적인 연구에 이용될 수 있을 뿐만 아니라 안과(ophthalmology)나 치과(odontology) 계통의 병리학적인 판단에도 도움을 줄 수 있다고 생각되며 또한 피부미용(dermato-cosmetology)을 위한 분야에도 응용 가능하다.

Abstract

High spatial resolution ultrasonic imaging is necessary in several fields of investigation, in order to permit greater precision of clinical diagnosis in the dermatology, ophthalmology etc. We present a B-mode scan system using sector scanning probe of 20MHz center frequency. This developed system allow the high resolution image of 250 μ m in lateral and 80 μ m in axial, which of display the size of a 5mm \times 5mm image with 20 frames/sec. We have shown the images of various structural elements of the human skin and of the nail. We have compared the skin images obtained for each of the different age and we have shown in a general with the age, the atrophy of the skin thickness and the appearance of the abnormal hypoechogene band under epidermis (named SENEb : Sub Epidermal Non Echogene Band).

I. 서 론

고해상도 영상장치는 다양한 의료 분야에서 필요하며, 그 대표적인 하나의 이용분야로서 피부학(dermatology)분야의 응용을 들 수 있다. 피부계통 질병의 진단과 치료를 위해서는 인체 피부에 대한 구조적 성격, 산성도, 습도, 약물에 의한 구조 변화 등에

대한 특성을 측정하는 것은 매우 중요하다. 이러한 측정정보를 주는 의료기기들은 인체에서 측정하고자 하는 부위의 피부샘플을 취한 후, 조직학적인 분석과 생화학적인 분석을 통하여 피부구조에 대한 정보를 얻는다. 고해상도 초음파 영상 진단기는 이러한 과정 없이 인체에서 원하는 부위의 피부조직 특성을 실시간으로 매우 정확하게 진단하여 원하는 정보를 얻을 수 있다.

초음파 영상진단장치(echography system)에서, 축방향 해상도(lateral resolution)는 변환기 구경(transducer aperture)에 의한 빔폭(beamwidth)에 의해 결정되며, 축방향 해상도(axial resolution)는 수

* 正會員, 亞洲大學校 電子工學部

(Division of Electronics Eng. Ajou Univ.)

接受日字: 1997年11月18日, 수정완료일: 1998年5月4日

신된 신호의 대역폭(bandwidth)에 의해 제한된다. 그 해상도는 한 개의 파장(wavelength; $\lambda_0 = C/f_0$) 길이보다 크다(인체에서의 음파전달속도 1540m/sec는 물에서의 경우1480m/sec와 비슷하다). 변환기(transducer)의 중심 주파수(f_0)를 높임으로써 이러한 제한된 해상도를 향상시킬 수 있으나, 인체에서 초음파 감쇠율(0.5~1dB/cm/MHz)에 따른 제한을 받는다. 일반적으로 성인의 복부에서 영상을 얻기 위해서는 3.5MHz 변환기가 사용되며, 경동맥과 같은 비교적 인체 표면에 있는 부위의 영상을 위해서 7.5MHz에서 10MHz의 주파수가 사용된다. 그러므로 고주파수를 사용하는 영상장치는 깊이에 대한 제한을 가지며, 직경 d , 빔의 초점(focal point) 거리 p 인 둥근 모양(circular) 변환기를 사용한 경우, 그 측방향 해상도는 $\lambda_0 \cdot p/d = C p/f_0 \cdot d$ 수식에 의해 결정되며, 보통 $300\mu\text{m}$ (15MHz)부터 $30\mu\text{m}$ (100MHz)까지이다^[1]. 측방향 해상도는 단순하게, 사용된 변환기 중심 주파수에 의해 결정되지 않으며, 이것은 송신신호 지속 시간에 따른 변환기의 임펄스(impulse) 응답에 의해 결정된다. 보통 -6dB에서 측정되는 대역폭(Δf_0)에서 만일 커다란 측정 대역폭을 갖는 경우, 그 측방향 해상도는 개선이 필요하다. 즉 50MHz의 변환기에서 그 Δf_0 가 40%라면 그 측방향 해상도는 Δf_0 가 100%인 20MHz 변환기의 해상도와 비슷하다. 이러한 고주파 변환기의 고해상도 장점을 유지하기 위해서는 반사된 신호의 수신단은 반드시 측정된 변환기의 임펄스 응답 보다 훨씬 큰 대역폭을 갖게 구성되어야 한다. 일반적으로 측방향 해상도는 $100\mu\text{m}$ (15MHz)부터 $20\mu\text{m}$ (100MHz)이다. 이러한 고주파 변환기의 다른 하나의 제한점은 인체 내에서 초음파 에너지(energy) 양의 깊이에 따른 감쇠 현상으로서, 초음파의 진폭(amplitude)은 $e^{-\alpha x}$ (여기서 x 는 초음파가 반사된 물체의 거리, α 는 감쇠계수)에 비례한다. 그 근사식은 $\alpha \cdot f_0^\beta$ 로서 β 는 인체에서 1.2이다. 이러한 감쇠율뿐만 아니라 시스템의 SNR(Signal-to-Noise Ratio) 또한 측정 깊이를 제한하는 요인이다. 즉 해상도는 측정 깊이를 고려하여 결정된다. 감쇠율 $\alpha = 0.5\text{dB cm}^{-1} \text{MHz}^{-1.2}$, 그리고 최대 SNR이 80dB라 할 때, 측정 가능 깊이는 30mm(15MHz)에서 3mm(100MHz)이다^[2]. 그러므로 최적의 시스템 SNR을 얻기 위해서

는 변환기의 감도(sensitivity), 송신되는 펄스(pulse)의 에너지(또는 진폭), 그리고 수신단의 SNR 증가가 무엇보다 중요한 요소이다.

처음 사용된 고주파(10MHz~30MHz) 초음파 영상은 A-mode로서 피부의 두께를 측정하였다^{[3] [4] [5]}. B-mode 영상은 처음 10MHz 변환기를 사용하여 얻어 졌으나 그 해상도는 만족할 만한 것이 못되었다. 그러므로 15MHz~50MHz 범위의 주파수에서 영상을 얻는 연구가^{[6] [7] [8] [9] [10]} 수행되었으나 실제 사용될 수 있는 수준의 시스템은 아니었다. 인체의 피부 조직 분석을 위한 실제적인 고해상도 B-mode 영상 시스템이 개발되었으나^{[11] [12] [13]} 이 시스템들은 전체 아날로그(analog) 신호처리를 하여 아날로그 X-Y-Z scope상에 영상을 흑백으로 표현하는 방식이다. 본 논문에서는 수신부를 제외한 전체 시스템을 디지털 신호처리 방식을 사용해 인체의 고해상도 영상을 256 color로 mapping할 수 있게 하였으며, 또한 영상 시스템과 computer의 접속으로 A-mode, B-mode, M-mode 영상으로 인체의 조직을 분석하고 모든 시스템의 동작 제어를 computer상에서 할 수 있도록 하였다.

II. 고해상도 영상시스템

그림 1은 제작된 영상 시스템의 구성도로서 probe, 송신부, 수신부, 영상부로 나뉘어 진다.

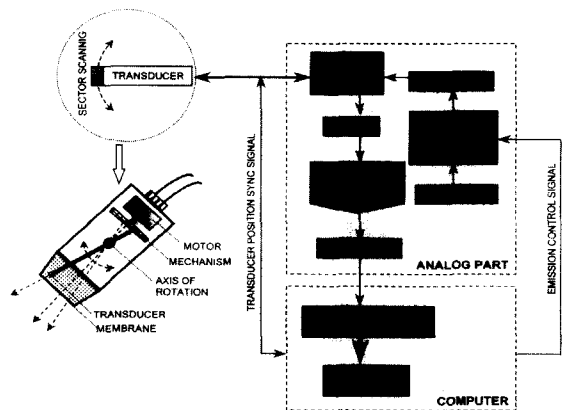


그림 1. 구현 시스템 블록 다이어그램
Fig. 1. Block diagram of b-mode system and of sector scanning probe.

1. PROBE

인체의 모든 부분에 용이하게 사용할 수 있는 probe는 매우 중요하다. 변환기는 DC step 모터(motor)에 의해 좌, 우로 움직이는 하나의 축에 고정되어 sector scanning을 수행한다. 이때 변환기가 움직이는 영역은 거의 직사각형을 형성하므로, 직사각형의 영상을 가지며, 영상의 찌그러짐은 무시 가능하다. Probe의 끝은 제거 가능한 $15\mu\text{m}$ 두께의 얇은 막으로 밀봉되어 있고, 그 안쪽에 물을 채워 변환기가 그 속에서 동작하도록 되어있다. 그리고 매우 작은 입자의 gel을 피부와 probe간 접촉면의 연결물질(coupling medium)로 사용하였다. 변환기를 고정하고 있는 축의 길이를 미세하게 조정할 수 있으므로 초음파 빔(beam)의 초점 영역(focal zone) 위치를 조절할 수 있다. 시스템에 사용된 변환기는 직경 3mm의 piezoelectric 세라믹 디스크(ceramic disc)로서 고대역폭의 주파수(17MHz에서 -6dB 대역폭을 갖는 20MHz 중심 주파수)를 얻기 위해서 고임피던스 backing 물질(high-acoustic-impedance backing material)에 강하게 고정되어 있다. 이 변환기의 초점 거리는 물 속에서 6.5mm이고, 축방향 해상도는 $166.83\mu\text{m}$ 이다.

2. 송신부

고해상의 축방향 해상도를 얻기 위해서는 사용된 변환기와 전자회로의 전자적 특성들이 반드시 고려되어야 한다. Computer로부터 제어되는 PRF(pulse repetition frequency) 주기에 따라 매우 짧고(10nsec), 큰 진폭(약 150volts)을 갖는 한 주기의 송신 펄스(pulse)가 변환기에 여기(burst)되도록 회로를 구성하였다.

3. 수신부

송신신호가 인체에 전송된 후, 반사되어 돌아온 신호는 동일한 변환기에 의해 검출되며, 이 RF 신호는 송신부에서 송신된 커다란 진폭 신호로부터 수신부를 보호하기 위해 고진폭의 신호를 제거한 후, 초단증폭 회로(preampifier)에서 LH0032등의 저잡음 및 광대역의 증폭소자를 사용하여 낮은 잡음율과 큰 대역폭을 가지면서 증폭된다. 또한 보상 증폭기(time gain control amplifier)에 의해 인체에서 신호 감쇠율이 보상되고, 이 신호는 검출기(envelope detector)에

의해 그 신호 포락선을 얻는다. 이렇게 처리된 신호는 약 500dB 이상의 dynamic range를 갖는다.

4. 영상부

포락선으로 검출된 신호는 computer 화면상에 해상도 1024×768 256color의 각종 mode로 디스플레이 하기 위해 하나의 A/D(analog/digital) conversion 카드(DASP100A, Signetic)에 의해 데이터화되어진다. 사용된 디지털 카드는 8bits dynamic range, 100MHz 샘플링(sampling) 주파수를 가지며, 256kbyte 메모리와 고속신호처리를 위한 하나의 TMS320C25가 장착되어 있다. 디지털 영상은 6mm의 영상폭을 갖도록 하기 위해서 320 column(또는 PRF 수)을 한 frame으로 구성하였다. 이 frame은 변환기의 scanning 주기에 따라서 초당 20 frames를 디스플레이한다. 또한 정지 mode를 사용하여 영상을 고정한 후, 영상 데이터를 저장할 수 있고 printer에 의해 출력할 수도 있다.

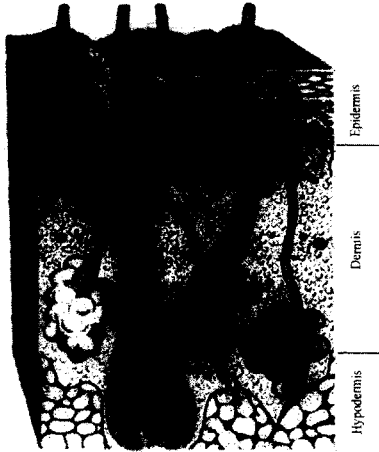
III. 피부 구조와 실험 결과

제작된 고해상도 영상장치를 인체에 적용하여 영상을 얻은 후, 판별을 위해서는 임상학적인 고찰이 필요하므로 이 절에서는 고해상도 영상장치의 광범위한 응용분야인 피부(dermatology)에 대해 그 구조와 역할에 대해 설명하고 실제 인체에서 얻어진 고해상도 영상과 비교한다.

1. 피부 구조와 역할

그림 2에서, 피부는 외부에서 가해지는 shock(수축과 확장 등)로부터 효과적인 완충과 흡수작용을 통해 인체를 보호하는 역할을 한다. 이러한 인체의 피부는 성질, 구조, 특성이 매우 다른 3개의 이질적인 층으로 구성되어 있다. 외피(epidermis)는 가장 상층 부위로서, 그 두께는 인체 부위마다 차이가 있어 $14\mu\text{m}$ (팔부위)~1.6mm(눈꺼풀, 발바닥) 정도이다. 외피는 인체 내부와 외부를 분리하는 하나의 방벽 구실을 하며, 이것은 보통 건강한 사람의 경우 30~45일 주기로 전체가 다시 생성된다. 이 외피와 강하게 붙어 있는 두 번째 층을 형성하는 진피(dermis)는 외피의 구조적인 기반을 제공할 뿐만 아니라 영양분을 섭취하여 외피를 재 생성하는 역할을 한다. 이것은 주로 교원질 섬유

(collagenous fiber), 털을 가지고 있는 난포(hair follicle), 피지 선(sebaceous gland) 등으로 구성되어 있으며, 그 두께는 부위별로 차이가 있어 1mm~4mm 정도이다. 이러한 진피와 근육띠(muscle fascia) 사이에 위치한 하피(hypodermis)는 최하층을 형성하고 그 두께는 인체 부위와 개인별 차이가 매우 커서 1mm~20mm 정도이다.



1. Hair 2. Cornea layer 3. Granular layer 4. Basal layer
5. Papillary dermis 6. Sebaceous gland 7. Adiposity 8. Hair follicle

그림 2. 피부의 일반 구조

Fig. 2. General scheme of the skin.

2. 실험 결과

제작된 시스템의 인체 실험을 통하여 우리는 다양한 고해상도 피부 영상들을 얻었다. 또한 나이에 따른 피부의 변하는 모양을 보여서 외피 아래부분이 두꺼워지는 현상 (SENEB : Sub Epidermal Non Echogene Band)을 보였다.

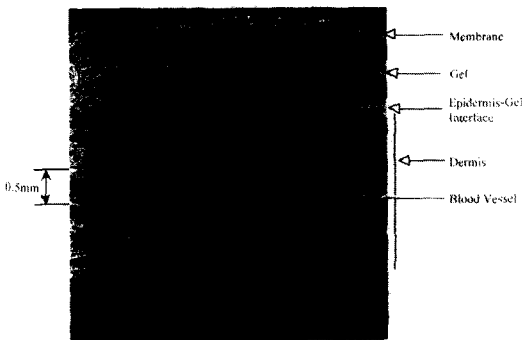


그림 3. 성인 남성의 팔 피부 영상

Fig. 3. Image of the normal forearm skin of an adult man.

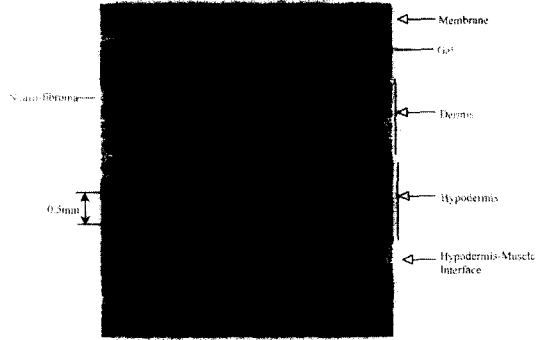


그림 4. 종양이 있는 피부의 영상

Fig. 4. Image of benign tumors of skin.



그림 5. 손톱 생성 부위의 영상

Fig. 5. Image of the nail.



그림 6. 50세 성인(위)과 1세 유아(아래)의 팔 피부 영상

Fig. 6. Skin Images obtained for 50 yrs old(up) and 1 year old(down).

그림 3은 성인 팔 부위의 정상적인 피부에서 얻은 영상으로서 피부를 구성하는 3개 층—외피, 진피, 하피—구조와 작은 혈관의 모양을 판별할 수 있다. 이 혈관내의 혈류의 흐름 역시 측정되었다^[14].

그림 4는 피부를 구성하는 3개 층에 종양(neurofibroma)이 있는 피부 영상으로서 종양의 형성된 모습과 하피와 근육띠의 접촉을 볼 수 있다.

그림 5는 손톱이 생성되는 부위의 단면 영상으로서 진피, 손톱 뒤의 띠(back band), 손톱이 생성되는 모양(cuticle), 그리고 지골(phalange)등을 판별할 수 있다.

그림 6은 나이가 다른 정상적인 피부에서 측정된 영상으로서, 그림6(a)는 50살인 성인 팔 부위 피부에서 얻은 영상이고, 그림 6(b)는 한살된 유아의 팔 부위에서 측정된 영상으로서, 두 영상의 비교를 통하여 그림 6(a)는 피부 쇠약과 SENEBS현상이 있음을 알 수 있다.

IV. 결 론

현재 초음파 영상 기기는 의학적 진단에서 필수적인 측정 기기가 되었다. 1950년 처음으로 개발이 시도된 후, 초음파 영상시스템은 마이크로프로세서, 전자 부품, 그리고 piezoelectric 물질의 발전에 힘입어, 그 영상의 질과 정확성은 점진적으로 발전되어 다른 영상의료기기(NMR, microscopy)를 대체할 수 있을 만한 수준에 도달했다. 본 연구에서, Signetic사의 DASPI00A를 사용하여 피부계통의 진단에 이용될 수 있는 고해상도 영상진단기를 개발하였으며 개발된 영상진단기는 sector scanning 방식으로서 A-mode, B-mode, M-mode의 80 μ m 축방향, 250 μ m 축방향 해상도로 5mm \times 5mm의 인체 단면 영상을 초당 20frame으로 나타낸다. 이 영상장치의 응용분야는 매우 광범위하게 사용될 수 있어서 대부분의 피부계통의 질환에—선천적인 피부기형, 피부경화증(scleroderma), 점액수종(myxedema), 좌상, 흉터, 피부염(inflammation) 등—그 병리학적인 연구에 이용될 수 있을 뿐만 아니라, 안과(ophthalmology)나 치과(odontology)계통의 병리학적인 판단에도 도움을 줄 수 있다고 생각된다. 또한 피부미용(dermatocosmetology)을 위한 분야에도 응용 가능하다.

참 고 문 헌

- [1] C. Escoffier, B. Querleux, J. De Rigal, and J. L. Leveque, "In vitro Study of the Velocity of Ultrasound in the Skin," *Bioeng. Skin*, Vol. 2, pp.87-94, 1986.
- [2] B. Querleux, "Réalisation d'un Echographie Haute Résolution pour l'Imagerie de la Peau in vivo," Thèse INPG, Grenoble, France.
- [3] H. Alexander and D. L. Miller, "Determining Skin Thickness with Pulsed Ultrasound," *J. Invest. Dermatol.*, Vol.72, pp.17-19, 1979.
- [4] C. Y. Han, B. Statham, R. Marks, and P. A. Payne, "Skin Thickness Measurement by Pulsed Ultrasound : Its Reproducibility, Validation and Variability," *Br. J. Dermatol.*, Vol.106, pp.657-667, 1982.
- [5] J. Serup, "Noninvasive Quantification of Psoriasis Plaques. Measurement of Skin Thickness with 15MHz Pulsed Ultrasound," *Clin. Exp. Dermatol.*, Vol.9, pp.502-508, 1984.
- [6] P. A. Payne, G. L. Grove, H. Alexander, R. M. Quilliam, and D. L. Miller, "Cross-sectional Ultrasonic Scanning of Skin using Plastic Film Transducers," *Newsl. Bioeng. Skin.*, Vol.3, pp.241-246, 1982.
- [7] K. A. Dines, P. W. Sheets, J. A. Brink, C. W. Hanke, K. A. Condra, J. L. Clendenon, S. A. Goss, D. J. Smith, and T. D. Franklin, "High Frequency Ultrasonic Imaging of Skin : Experimental Results," *Ultrason. Imaging*, Vol.6, pp.408-436, 1984.
- [8] E. W. Breitbart, V. Rehpenning, R. Hicks, and E. Dyson, "In vivo Investigations of the Skins, its Structure and Elasticity with High Frequency Ultrasound," *Bioeng. Skin*, Vol.1, pp.231-236, 1985.
- [9] P. A. Payne, "Application of Ultrasound in Dermatology," *Bioeng. Skin*, Vol.1, pp.293-320, 1985.
- [10] P. A. Payne, "Ultrasonic Methods for Skin Characterization," *Bioeng. Skin*, Vol.3, pp.347-357, 1987.
- [11] B. Querleux, J. L. Leveque, and J. De Rigal,

- "In vivo Cross-sectional Ultrasonic Imaging of Human Skin," *Dermatologica*, Vol.177, pp.332-337, 1988.
- [12] J. De Rigal, P. Agache, and J. L. Leveque, "Assessment of Aging of the Human Skin by in vivo Ultrasonic Imaging," *Invest. Dermatol.*, Vol.5, pp.621-625, 1989.
- [13] M. Berson, L. Vaillant, F. Patat, and L. Pourcelot, "High Resolution Real-time Ultrasonic Imaging Scanner," *Ultrasound Med. Biol.*, Vol.18, pp.471-478, 1992.
- [14] C. S. Lim, Y. K. Kim, "High Resolution Ultrasonic Diagnostic System II : Measurement of the Skin Blood Flow using Cross-Correlation,"

저 자 소 개

柳 点 洙(正會員)

1993. 2 아주대학교 전자공학과 (학사). 1996. 2 아주대학교 전자공학부(석사). 1992. 12~1997. 1 대양전기(주)부설연구소 연구원. 1997. 3~현재 아주대학교 전자공학부(박사과정). 주관심 분야 : 생체신호처리, 무선근거리통신망 시스템, 의료진단 시스템

林 春 成(正會員)

1992. 2 아주대학교 전자공학과(박사). 1997. 9 프랑스 UFR 의용공학(박사). 1998. 1~ 현재 삼성 SDS 컨설팅 사업부 책임 컨설턴트 주관심 분야 : 생체신호처리, 의료정보 시스템

金 榮 吉(正會員)

1977. 12 제12회 기술고시 통신직. 1977. 1~1978. 2 체신부 정책국 전자통신 전담반. 1978 고려대학교 전자공학과(학사). 1980 한국과학기술원 산업전자공학과(석사). 1984 ENST (France)(박사). 1984. 9~현재 아주대학교 전기전자공학부 교수. 주관심 분야 : 의용신호 및 시스템, 무선근거리통신망, 수중통신, BISDN