

## 개 복부초음파영상의 프랙탈 분석과 히스토그램 분석의 비교평가

최호정\* · 이영원\* · 정인조 · 왕지완 · 이경우\*\* · 연성찬 · 이효종 · 이희천<sup>1</sup>

\*충남대학교 수의과대학, \*\*경상대학교 의과대학  
경상대학교 생명과학연구원

(게재승인: 2007년 11월 2일)

### Comparative Assessment of Fractal Analysis and Histogram in Canine Abdominal Ultrasonographic Images

Ho-jung Choi\*, Young-won Lee\*, In-jo Jung, Ji-hwan Wang, Kyung-woo Lee\*\*, Seong-chan Yeon, Hyo-jong Lee and Hee-chun Lee<sup>1</sup>

\* College of Veterinary Medicine, Chungnam National University, Daejeon, Korea

\*\* School of Medicine, Gyeongsang National University, Jinju, Korea

Research Institute of Life Sciences, Gyeongsang National University, Jinju, Korea

**Abstract :** This study was carried out to show that the fractal analysis complements the practical disadvantage of gray level histogram which is designed to measure the quantitative classification of echo patterns in ultrasonographic image of parenchymal organs such as spleen and kidney and it is a practical method of measurement for quantitative classification. By using ultrasonographs, kidney and spleen of 21 healthy Beagles were fixed under different gain settings to be scanned for echo patterns and results were analyzed with both gray level histogram and fractal analysis. Then it was compared based on the statistical data obtained. Although there was a proportionate increase in histogram along with gain settings, there were consistencies in the fractal dimension. In terms of quantitative analysis in ultrasonographic images, fractal analysis is concluded to complement the practical disadvantage of gray level histogram.

**Key words :** ultrasound, echo pattern, histogram, fractal analysis, dog.

## 서 론

초음파는 비장과 신장을 포함하는 실질장기에 영향을 미치는 여러 가지 질병을 비침습적으로 평가하는 데 사용되는 보편적인 진단도구이며, 초음파 단독 또는 다른 진단 영상장치 등과 병행해서 사용되고 있다. 정상 비장의 초음파 영상은 간 영상에 비해 고에코로 영상화 되며 더 조밀한 echo-texture로 관찰된다(21,22). 그러나 사람에서 신장의 초음파학적 구조에 대한 연구 중 echo pattern을 측정할 만한 효과적인 수단의 부재로 초음파 영상의 조직특성평가가 육안을 통한 주관적인 평가에 제한된다는 문제점이 발생하였다. 이러한 한계점으로인하여 실질장기의 echo pattern에 대한 정량적 측정의 중요성이 대두되게 되었다(11). 따라서 현재 사람과 동물에서 실질장기의 초음파 영상을 정량적으로 분석하기 위하여 gray level histogram을 이용한 실질의 echo pattern 평가(1,2,3,4,18,29), 빔투과의 깊이에 따른 감쇠평가

(5,23,27), computerized texture analysis(15,16), digital analysis of backscattered waveform(5,17,23,26,31) 등의 방법이 지속적으로 연구되어 적용되고 있으며 이들 중에서 gray level histogram이 가장 보편적으로 사용되고 있는 방법이다.

사람에서 간장과 신장의 정상 echo pattern에 대한 평가시 gray level histogram에 의한 방법은 초음파 영상 내 개개의 pixel에 대한 밝기를 분석하기 때문에 조직의 echo pattern을 분석하는 데 있어 가장 간단하고 편리한 정량적 분석방법으로 적용되고 있다. 그러나 이 방법의 경우 초음파 영상 시스템, 기기 조작(gain, dynamic range, TGC), 그리고 관심부위의 선택(크기, 위치, 방위, 개재하는 조직의 음향장애) 등에 의해 상당한 영향을 받는다는 단점을 가지고 있다(18). 이러한 문제점들을 보완하기 위해 현재 활발히 연구되고 있는 영상분석법이 프랙탈 분석법이다(20).

프랙탈의 개념은 Lewis Richardson이 영국의 해안선의 길이를 측정하는 과정에서 처음으로 도입하였고 Mandelbrot에 의해 그 개념이 확립되었다(20). 프랙탈의 수학적 속성은 확대나 축소에 관계없이 동일한 형태의 프랙탈 구조를 나타

<sup>1</sup>Corresponding author.  
E-mail : lhc@gnu.ac.kr

낸다는데서 시작된다(12). 즉 프랙탈 구조의 일부분의 확대는 원래의 형태와 동일하거나 또는 유사한 모양을 갖으며 이러한 프랙탈 구조의 특징은 자기유사성(self-similarity) 또는 복잡성으로 표현된다(10). 프랙탈 구조에 포함되는 형태는 세포수준에서부터 다양한 크기에 이르는 지형의 표면까지 다양하며, 고전적 기하학이 표현하지 못했던 사물의 표면을 설명함으로써 자연계에 존재하는 여러 복잡한 구조물의 특성을 측정하거나 설명할 수 있게 되었다(6,7).

이에 본 연구는 프랙탈 구조로 설명가능한 실질장기의 초음파영상분석을 위하여 비글견에서 신장과 비장의 영상을 획득한 후 대표적 정량분석법인 gray level histogram과 프랙탈 분석을 상호비교하여 이를 실질장기의 echo pattern의 측정에 유용하게 사용될 수 있는지를 평가하였다.

### 재료 및 방법

#### 실험동물

본 실험은 임상적으로 건강한 비글견 21두(암컷:12, 수컷: 9)를 사용하여 진행하였으며, 이들의 평균 연령은 28.7개월, 평균 체중은 8.3 kg이었다.

실험 전에 신체검사, 복강 방사선 검사 및 실시간 초음파 검사, 혈액화학적 검사 등을 실시하여 신장과 비장의 병적소견이나 내재적인 소인이 없는 것을 확인하였다.

#### 초음파학적 검사

진단 초음파기기는 10MHz linear type 탐촉자가 장착된 초음파 진단기(Vivid 3, GE, USA)를 사용하여 좌측 신장과 비장에 대한 초음파검사를 실시하였다. Focusing pattern은 근거리 초점과 원거리 초점의 중간 지점에 고정하였고, dynamic range는 90dB에 고정시켰다. TGC(Time gain compen-

sation)는 직선을 유지시켜 깊이에 따른 초음파의 감쇠의 변화를 고정시켰다. 실험동물을 양와자세로 보정한 후 초음파기기의 gain settings을 실제 임상 초음파검사실에서 일상적으로 사용되고 있는 gain level 20에서 시작하여 30, 40, 50, 60으로 단계적으로 높여 신장은 정중 종축상으로, 비장은 비정맥 출입 부위를 스캔하여 영상화 시킨 후, 각각의 초음파영상을 저장하여 자료를 수집하였다.

#### 영상 처리 방법

수집된 모든 자료를 각각 Image J®(ver 1.37, Wayne Rasband National Institutes of Health, USA)를 사용하여 강력한 반사체나 혈관 등과 같은 영상분석에 장애가 되는 부위를 피하여 균일한 echo pattern을 가진 부위를 개체당 40×40 픽셀 크기의 3군데 관심영역(Region of interest, ROI)을 선택하여 평균값을 구하였다. 모든 ROI 영상은 동일 프로그램을 사용하여 gray level histogram 분석을 실시하였다.

프랙탈 분석을 위한 영상의 경우, noise에 의한 간섭을 최소화하기 위해서 사전영상처리과정을 거쳤다. 사전영상처리과정은 ROI 영상을 먼저 이원영상(binary image)으로 변환하여 auto-thresholding 과정을 거친 후 변환된 이미지를 골격화 영상(skeletonized image)으로 만들었으며, 이를 BENOIT™ 프로그램(Ver 1.3, TruSoft Int'l, Inc)을 이용하여 프랙탈 차원값을 측정하였다(Fig 1).

#### 통계처리

모든 과정을 거쳐 수집된 각 데이터는 SPSS(Ver 10.0 for windows, Chicago, IL, USA)프로그램을 사용하여 표본의 성질에 따라 one-way ANOVA test를 실시하였으며 사후 검정은 Scheffe t-test를 실시하였고 모든 통계처리의 유의수준은 95%로 하였다.

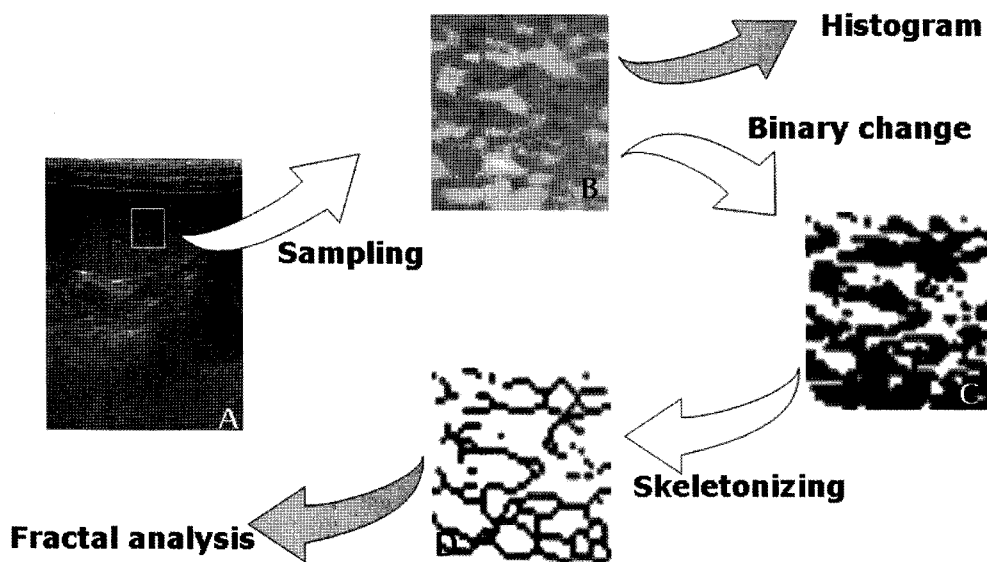


Fig 1. Image preprocessing scheme. A; The original image of spleen. B; ROI(40×40 pixel) selection. C; Binary transformation. D; The skeletonized image.

## 결 과

비글견 신장의 echo pattern에 대한 정량적인 평가를 위한 비교 실험에서 gain settings에 따른 histogram치의 변화는 gain level 20에서는 histogram치가  $9.931 \pm 4.943$ , gain level 30에서는  $17.562 \pm 7.229$ , gain level 40에서는  $24.602 \pm 10.010$ , gain level 50에서는  $32.944 \pm 12.009$ , gain level 60에서는  $40.928 \pm 14.042$ 로 gain settings이 증가됨에 따라 histogram치가 일정하게 증가하였다(Table 1). 현재 소동물 임상에서 주로 사용하고 있는 gain level 40을 기준으로 한 각 gain level간의 상호분석 결과에서 gain level 20과 gain level 60에서 유의적 차이가 인정되었다( $p < 0.01$ ). 이에 반해 프렉탈 차원값은 gain level 20에서는  $1.857 \pm 0.009$ , gain level 30에서는  $1.857 \pm 0.008$ , gain level 40에서는  $1.857 \pm 0.008$ , gain level 50에서는  $1.843 \pm 0.005$ , gain level 60에서는  $1.856 \pm 0.007$ 로 gain settings의 변화에 관계없이 거의 일정한 값이 나타났다. gain level 40을 기준으로 한 각 gain level간의 상호분석 결과에서도 유의적 차이는 인정되지 않았다.

비장의 gain settings조정에 따른 histogram치의 변화는 gain level 20에서  $13.199 \pm 6.923$ , gain level 30에서  $22.573 \pm 10.293$ , gain level 40에서  $30.988 \pm 13.016$ , gain level 50에서  $41.378 \pm 16.132$ , gain level 60에서  $49.905 \pm 18.058$ 로 gain settings의 증가에 따라 histogram치도 증가하였으며 gain level 40을 기준으로 한 각 gain level간의 상호분석 결과에서도 신장에서와 동일한 결과를 나타내었다(Table 2). 프렉탈 차원값은 gain level 20에서는  $1.856 \pm 0.007$ , gain level 30에서는  $1.855 \pm 0.005$ , gain level 40에서는  $1.856 \pm 0.004$ , gain level 50에서는  $1.856 \pm 0.005$ , gain level 60에서는  $1.856 \pm 0.005$ 로 gain settings의 변화에 관계없이 거의 일정한 값이 나타났으며 gain level 40을 기준으로 한 각

gain level간의 비교분석 결과에서도 어떠한 유의적 차이가 인정되지 않았다.

## 고 찰

초음파의 echo pattern은 간장, 신장, 비장과 같은 실질조직의 초음파 영상 판독에 있어서 중요한 기준이 된다(19). Echo pattern은 크게 echotexture와 echogenicity로 나눌 수 있으며, 이러한 echo pattern에 대한 주관적인 판단 기준은 간장, 신장, 비장의 국소병변평가에는 어느 정도 유용하나, 미만성 질환의 진단 시 난관에 봉착하게 된다(13). 또한 초음파 검사시 실질장기의 미만성 실질질환의 평가를 위한 객관적인 기준또한 아직 확립되어 있지 않다. 그 이유는 초음파 영상이 만들어 내는 echotexture의 절대적인 측정방법의 확립이 어렵기 때문이며, 영상을 만들어 내는 여러 가지 parameter들은 초음파영상 시스템, settings, 그리고 관심부위의 선택(크기, 위치, 방위, 개재하는 조직의 음향장해) 등에 의해 상당한 영향을 받기 때문이다(18). Echogenicity의 정량적 평가에 있어서의 문제점은 측정 깊이에 상관없이 일정한 자료를 얻기 위해서 gain settings, 초음파의 감쇠, 탐촉자의 영향, TGC settings 등과 같은 변수들을 일률적으로 조정해야 한다는 것이다(13). 이에 본 연구에서는 gain settings를 제외한 나머지 변수들을 일반적으로 임상에서 사용되는 수치로 유지시켜 보다 객관적인 분석을 실시하고자 하였다.

Gain의 조정은 체내에서 초음파의 물리적인 운동에 대한 상관관계의 판독에 커다란 영향을 미치며 gain을 올리면 평균에코진폭은 증가하게 된다(28). 사람에서 간장과 신장의 echo pattern에 대한 정량적 평가의 연구 중 초음파학자의 선호에 따라 gain settings의 차이가 존재한다는 사실을 확인하고, gain settings와 image brightness간의 상관관계를 규명

**Table 1.** Gray level histogram and fractal dimension of kidneys according to gain settings(mean±SD)

Gain level	No. of ROI	Histogram	Fractal dimension
20	21	$9.931 \pm 4.943^a$	$1.857 \pm 0.009$
30	21	$17.562 \pm 7.229$	$1.857 \pm 0.008$
40	21	$24.602 \pm 10.010^{AB}$	$1.857 \pm 0.008$
50	21	$32.944 \pm 12.009$	$1.843 \pm 0.006$
60	21	$40.928 \pm 14.042^b$	$1.856 \pm 0.007$

The significant differences against A : a;  $p < 0.01$ .

The significant differences against B : b;  $p < 0.01$

**Table 2.** Gray level histogram and fractal dimension of spleens according to gain settings(mean±SD)

Gain level	No. of ROI	Histogram	Fractal dimension
20	21	$13.199 \pm 6.923^a$	$1.856 \pm 0.008$
30	21	$22.573 \pm 10.293$	$1.855 \pm 0.005$
40	21	$30.988 \pm 13.016^{AB}$	$1.856 \pm 0.005$
50	21	$41.378 \pm 16.132$	$1.856 \pm 0.005$
60	21	$49.905 \pm 18.058^b$	$1.856 \pm 0.004$

The significant differences against A : a;  $p < 0.01$ .

The significant differences against B : b;  $p < 0.01$ .

하기 위한 시도의 결과 image brightness와 gain settings는 초음파 기종에 따라 약간의 차이는 존재하지만, 대부분의 기종에서 일정한 비율로 증가하는 선형관계를 가진다고 결론지었다(18). 따라서 본 실험에서 초음파 영상의 정량적 분석을 위해 사용한 gray level histogram은 가장 간편하고 유용한 방법이지만, 초음파 영상내의 개개의 pixel의 밝기를 분석하기 때문에 brightness가 증가할수록 histogram치 또한 비례적으로 증가하게 되는 단점을 가진다. 이러한 한계점으로 인하여 gray level histogram을 이용한 실질 구조의 평가가 객관성과 재현성을 확보하는데 어려움이 있으며, 이러한 내용은 본 연구의 결과와도 동일하다.

이에 반해 프랙탈 차원을 통한 영상분석은 구조분석의 한 방법으로서 pixel gray level variations의 공간적 분포의 복잡도를 평가하는 것이다(29). 영상의 대조도나 밝기가 변화하면 시각적 모습은 영향을 받으나 그 프랙탈 차원은 변화하지 않는다는 개념(14)에 의해 프랙탈 분석은 단순히 영상의 밝기를 평가하는 것이 아니라 영상구조자체를 평가하는 것이다. 즉 프랙탈 차원이 커지면 형태가 더 복잡해진다는 일반적인 원칙(24)을 적용하면 어떤 대상의 복잡도가 증가할수록, 덜 복잡한 대상에 비해 프랙탈 차원이 커진다고 할 수 있다. 본 연구결과를 보면, gain settings이 증가하여도 프랙탈 값의 유의적인 변화는 관찰할 수 없었다. 따라서 echo pattern의 복잡성을 분석하기 때문에 gain의 변화에 관계없이 일정한 값을 유지하는 프랙탈 분석법은 gray level histogram의 약점을 보완하여 보다 객관적이고 정확한 진단 방법으로 이용될 수 있다고 판단된다.

현재 프랙탈은 사람에서 심장의 His-Purkinje system이나 기관지계의 분지와 같은 생물학적인 형태를 설명하는데 응용되고 있다(30). 의료영상에 있어서도 프랙탈 차원은 신경세포의 수상돌기의 묘사(25), 간의 핵의학스캔의 분석(9), 유방조영상의 실질형태 특징화(8) 등에 이용되고 있으며 골 영상에 대한 프랙탈 분석은 골다공증 진단에 사용되어 현재 준임상 적용단계에 이르러 있다. 그러나 수의학에서는 아직까지 그 연구가 미약한 상태이나 그 연구의 필요성이 대두되고 있으며 향후 보다 더 적극적인 연구가 진행되어야 할 것이다.

## 결 론

이상에서와 같이 프랙탈 분석법은 gray level histogram의 단점을 극복하여 echo pattern을 보다 객관적으로 평가하는데 적용될 수 있는 방법이며 개의 신장, 비장, 간장과 같은 실질장기의 초음파 영상분석에 있어 프랙탈 분석을 사용하는 프로토콜이 확립되면 실제 임상에서 질환을 진단할 수 있는 유용한 도구로 이용될 수 있을 것으로 사료된다.

## 참 고 문 헌

1. Acorda JA, Yamada H, Ghamsari SM. Comparative evaluation of fatty infiltration of the liver in dairy cattle by

using blood and serum analysis ultrasonography, and digital analysis. *Veterinary Quarterly* 1995; 17; 12-14.

2. Acorda JA, Yamada H, Ghamsari SM. Comparative evaluation of hydropic degeneration of the liver in dairy cattle through biochemistry, ultrasonography and digital analysis. *Vet Radiol* 1995; 36(4); 322-326.

3. Acorda JA, Yamada H, Ghamsari SM. Ultrasonography features of diffuse hepatocellular disorders in dairy cattle. *Vet Radiol* 1994; 35(3); 196-200.

4. Acorda JA, Yamada H, Ghamsari SM. Ultrasonography of fatty infiltration of the liver in dairy cattle using liver-kidney contrast. *Vet Radiol* 1994; 35; 400-404.

5. Allison JW, Barr LL, Massoth RJ, Berg GP, Krasner BH, Garra BS. Understanding the process of quantitative ultrasonic tissue characterization. *Radiographics* 1994; 14; 1099-1108.

6. Avnir D, Farin D, Pfeelfer P. Molecular fractal surface. *Nature* 1984; 308; 261-263.

7. Burrough PA. Fractal dimensions of landscapes and other environmental data. *Nature* 1981; 294; 240-242.

8. Caldwell CB, Stapleton SJ, Holdsworth DW, et al. Characterisation of mammographic parenchymal pattern by fractal dimension. *Phys Med Biol* 1990; 35; 235-247.

9. Cargill EB, Barret HH, Fiete RD, Ker M, Patton DD, Seeley GW. Fractal physiology and nuclear-medicine scans. *SPIE Proc Medical Imaging III* 1989; 1092; 2-9.

10. Chen DR, Canag RF, Chen CF, Ho MF, Kuo SJ, Chen ST, Hung SJ, Moon WK. Classification of breast ultrasound images using fractal feature. *Journal of clinical imaging* 2005; 29; 235-245.

11. Cook JH, Rosenfield AT, Taylor KJ. Ultrasonic demonstration of intrarenal anatomy. *Am J Roentgenol* 1997; 129; 831-835.

12. Feder J, *Fractals*. New York: Plenum Press 1988; 184-189.

13. Garra BS, Insana MF, Shawker TH, Russell MA. Quantitative estimation of liver attenuation and echogenicity : Normal state versus diffuse liver disease. *Radiology* 1987; 162; 61-67.

14. Geraets WG, van der Stelt PF. Fractal properties of bone. *Dentomaxillofac Radiol* 2000; 29; 144-53.

15. Guenter L, Ivan Z, Adolf L, Heide Z, Uwe H, Peter B, Gerhard VK, Ulrich R. Computerized ultrasound b-scan texture analysis of experimental diffuse parenchymal liver disease: Correlation with histopathology and tissue comparison. *J Clin Ultrasound* 1991; 19; 93-201.

16. Haralick RM, Shanmugam K, Dinstein I. Textural features for image classification. *IEEE Trans Syst Man Cybernet* 1973; SMC-3; 610-621.

17. Kurtz AB, Dubbins PA, Rubin CS, Kurtz RJ, Cooper HS, Catherine CB, Goldberg BB. Echogenicity : Analysis Significance, and Masking. *A J R* 1981; 137; 471-476.

18. Lamont AC, Pelmore JM, Thompson JR, Leonard NW. Ultrasound assessment of liver and kidney brightness in infants : Use of the gray level histogram. *Invest Radiol* 1994; 30(4); 232-238.

19. Laurence N, Kurtz, AB, Rifkin MD, Cooper HS, Pasto ME, Goldberg BB. Sonography of diffuse benign liver disease : Accuracy of pattern recognition and grading. *A J R* 1986; 146; 1011-1015.

20. Mandelbrot BB. *The fractal geometry of the nature*, 3rd ed. New York: WH Freeman and Co 1983; 25-33.

21. Nyland TG, Mattoon JS, Herrgesell ER, Wisner ER. *Spleen*. In: *Small animal diagnostic ultrasound*, 2nd ed. Philadelphia:

- W.B. Saunders Co. 1995: 128-143
22. Nyland TG, Mattoon JS, Herrgesell ER, Wisner ER. Urinary tract. In: Small animal diagnostic ultrasound, 2nd ed. Philadelphia: W.B. Saunders Co. 1995:158-172
  23. Parker KJ, Lerner RM, Waag RC. Attenuation of ultrasound : Magnitude and frequency dependency for tissue characterization. Radiology 1984; 153; 785-788.
  24. Pornprasertsuk S, Ludlow JB, Webber RL, Tyndall DA, Yamauchi M. Analysis of fractal dimensions of rat bones from film and digital images. Dentomaxillofac Radiol 2001; 30; 179-183.
  25. Smith JG Jr, Marks WB, Lange GD, Sheriff WH Jr, Neale EA. A fractal analysis of cell images. J Neurosci Methods 1989; 27; 173-180.
  26. Sommer FG, Joynt LF, Carroll BA, Albert M. Ultrasonic characterization of abdominal tissues via digital analysis of backscattered waveforms. Radiology 1981; 141; 811-817.
  27. Taylor KJ, Riely CA, Lynwood H, Stephen F, Gregory W, Guadalupe GT, Conn HO, Roman K, Barwic KW. Quantitative US attenuation in normal liver and in patients with diffuse liver disease : Importance of fat. Radiology 1986; 160; 65-71.
  28. Thieme GA. Clinical relevance of scattering : in ultrasonic scattering in biological tissues, ed by shung KK and Thieme GA. CRC Press Inc. 1993; 20-48.
  29. Tsukiyama K, Acorda JA, Yamada H. Evaluation of superficial digital flexor tendinitis in racing horses through gray scale histogram analysis of tendon ultrasonograms. Vet Radiol 1996; 37(4); 46-50.
  30. West BJ, Goldberger AL. Physiology in fractal dimensions. Am Scientist 1987; 75; 354-365.
  31. Zvi V, Mohr GA, Benico B, Gessler CJ, Wickline SA, Wear KA, Shoup TA, Weiss AN, Sobel BE, Miller JG, Perez JE. Ultrasound integrated backscatter tissue characterization of remote myocardial infarction in human subjects. J Am Coll Cardiol 1989; 13; 84-91.