

초음파 합성구경 영상을 위한 효율적인 움직임 추정 및 보상 기법

김강식 · 황재섭 · 정종섭 · 송태경

서강대학교 전자공학과

(2001년 9월 5일 접수, 2002년 4월 6일 채택)

An Efficient Motion Estimation and Compensation Method for Ultrasound Synthetic Aperture Imaging

Kang-Sik Kim, Jae-Sub Hwang, Jong-Seob Jeong, Tai-Kyong Song

Department of Electronics, Sogang University

(Received September 5, 2001. Accepted April 6, 2002)

요약: 본 논문에서는 대상체의 움직임이 합성구경 기법에 미치는 영향을 조사하고, 이를 토대로 합성구경 기법의 움직임 결함을 극복할 수 있는 방법을 제안하였다. 제안한 방법은 일정한 관심영역 내에서 대상체의 대표적인 축방향 움직임을 추정하고 이에 의한 집속 지연 오차만을 관심영역의 모든 영상점에 대하여 동일하게 보상하는 영역 기반의 움직임 보상 기법을 사용한다. 이때 대표 움직임은 관심영역 내에서 집속된 신호의 에너지가 최대가 되는 점에서의 움직임을 상호상관을 이용하여 계산할 수 있다. 또한 자기상관 기반의 도플러 평균 주파수 추정 기법을 이용하여 관심영역 내의 대표적인 축방향 움직임(대표 움직임 속도)을 추정하는 방법을 제안하였다. 모의 실험과 실제 인체 실험 결과 두 방법 모두 합성구경 영상의 움직임 오류를 제거함으로써 양방향 동적집속의 구현을 가능하게 하여 초음파 영상의 해상도 및 SNR을 현저히 개선시킬 수 있음을 확인하였다. 또한 자기상관 방법은 훨씬 적은 계산량으로 상호상관 방법과 거의 동일한 성능을 제공함을 확인하였다.

Abstract: This paper describes a method for overcoming the motion artifacts inherent in synthetic aperture(SA) imaging, based on the investigation results as to the influence of a target motion on synthetic aperture techniques. This method uses a region-based motion compensation approach in which only the axial motion is estimated and compensated for a given region of interest(ROI) under the assumption that the whole ROI moves uniformly. The estimated axial motion is calculated with a crosscorrelation(CC) method at the point where the focused signal has the maximum energy within the ROI. We also presents a method for estimating the axial motion using the autocorrelation(AC) method that is widely used to estimate average Doppler frequency. Both computer simulations and in vivo experiments show that the proposed methods can improve greatly the spatial resolution and SNR of ultrasound imaging by implementing the SA techniques for two-way dynamic focusing without motion artifacts. In addition, the AC-based motion compensation method provides almost the same results as the CC-based one, but with a dramatically reduced computational complexity.

Key words: Medical ultrasound imaging, Synthetic aperture, Motion estimation, Phase distortion, Motion compensation, Spatial resolution.

서 론

최근의 의료용 초음파 영상 시스템은 어레이 변환자(array transducer)를 사용한 전기적인 빔 집속 시스템의 개발과 디지털 기술의 발전에 따라 양질의 영상을 제공할 수 있게 되었다 [1]. 특히 어레이 변환자의 사용은 수신동적집속(receive dy-

namic focusing)을 가능하게 함으로써 해상도 증대에 큰 기여를 하였다[2-4]. 일반적으로 초음파 어레이 시스템의 복잡도는 각 주사선을 구성하기 위해 동시에 사용하는 배열소자의 수, 즉 채널(channel) 수에 비례하여 증가한다. 한편 영상의 해상도는 이러한 배열소자들로 이루어진 전체 구경(full aperture)의 크기에 비례한다. 따라서 한번의 송수신 과정으로 하나의 주사선을 구성하는 일반적인 동적집속(CDF: conventional dynamic focusing) 기법에서 초음파 영상 시스템의 복잡도와 해상도는 서로 상충하는 관계를 갖는다.

이에 반하여 합성구경(SA: synthetic aperture) 기법은 시

통신저자: 김강식, (121-741) 서울시 마포구 신수동 1,
서강대학교 전자공학과

Tel. (02)707-3007, Fax. (02)707-3008

E-mail. kkim@sogang.ac.kr

스텝의 복잡도를 증가시키지 않고 높은 해상도를 얻을 수 있기 때문에 90년대 이후 많은 연구가 이루어져 왔다. 합성구경 기법에서는 적은 수의 변환소자로 구성된 부구경(subaperture)들을 이용하여 차례대로 송수신한 후 여러 부구경들의 수신 신호들에 적당한 시간지연을 인가하여 결합함으로써 각 주사선을 구성한다[5,6]. 따라서 각 주사선을 구성하기 위하여 사용한 부구경들의 전체 크기에 해당하는 합성구경을 이용하여 초음파를 집속한 효과를 얻기 때문에 효과적으로 해상도를 개선할 수 있다. 최근에는 2차원 단면 영상의 해상도를 획기적으로 개선할 수 있는 양방향 동적집속과 실시간 3차원 영상 등에 필요한 고속주사를 위한 여러 가지 합성구경 기법들이 개발되었다[5-9]. 그런데 합성구경 기법에서는 하나의 주사선을 구성하기 위하여 인접한 여러 개의 부구경 신호들을 이용하여야 하므로 CDF 기법과 달리 초음파 변환기(transducer)의 흔들림, 피검사체의 움직임, 또는 인체 내부 조직의 움직임 등에 상당히 민감할 수 밖에 없다. 이러한 움직임은 인체 조직에서의 음향 특성의 불균일성과 더불어 수신된 에코 신호에 위상 왜곡을 초래하여 초음파 집속 성능을 저하시키는 원인이 된다. 따라서 합성구경 기법을 이용하여 빠르게 움직이는 대상체의 영상을 관찰하기 위해서는 이러한 움직임 결함(motion artifact)을 극복하여야 한다[10]. 이를 위한 가장 일반적인 방법은 각 주사선이나 영상점에 대하여 여러 부구경을 이용하여 집속한 신호들 사이의 상관관계로부터 움직임을 추정하고 보상하는 것이다[10,11]. 하지만 이러한 방법들은 모든 영상점에 대하여 일차원이나 이차원 상관을 이용하여 움직임을 추정하므로 계산량이 매우 크다. 또한 빔 패턴의 특성에 의하여 발생하는 주변의 움직임에 대한 영향을 제거하지 못하여 정확도가 떨어진다.

이러한 기존의 방법들이 갖는 한계를 극복하고자 본 논문에서는 먼저 여러 가지 점 대상체(point target)에 대한 컴퓨터 모사실험을 통하여 대상체의 움직임이 합성구경 기법에 미치는 영향을 조사하였다. 실험 결과 축방향(axial direction) 움직임은 그 속도에 따라 점 대상체의 확인이 어려울 정도의 위상 오류(phase error)를 유발하는 것을 확인하였다. 이에 반하여 측방향(lateral direction) 움직임은 움직인 거리만큼 합성구경 기법의 측방향 빔폭을 증가시키는 것 외에 초음파 집속에 미치는 영향은 무시할 수 있는 정도였다. 한편 1-D 어레이를 이용한 2차원 영상에 있어서 고도방향의 움직임 성분은 추정할 수 없으며 또한 측방향과 축방향 해상도에 아무런 영향을 미치지 못한다. 또 측방향 움직임을 포함한 임의의 방향의 움직임을 추정하는 것은 측방향 움직임 추정에 비해서 훨씬 많은 계산량이 요구된다. 더구나 측방향 움직임을 추정하는 주사선 간격과 펄스 반복 주기에 영향을 받기 때문에 정확히 추정하기 어렵다. 이러한 이유로 본 논문에서는 실시간 SA 영상을 위하여 대상체의 측방향 움직임만을 추정하고 보상하는 기법을 제안한다.

제안된 기법에서는 먼저 일정한 관심영역(ROI : region of interest)을 정한 후 이 영역 내에서 대상체의 대표적인 측방향 움직임을 추정하고, 그 값에 대응하는 위상왜곡을 보상하기 위

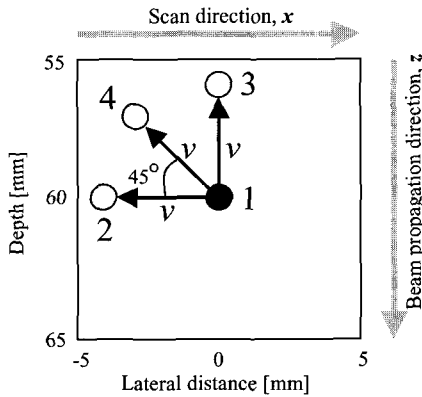
한 집속 지연을 이 영역 내의 모든 영상점에 대하여 동일하게 적용한다. 이때 대표 움직임을 관심영역 내에서 집속된 신호의 에너지가 최대가 되는 점에서의 움직임을 상호상관(cross-correlation)을 이용하여 계산한다. 모든 영상점에 대하여 독립적으로 측방향 움직임을 추정하고 보상하지 않는 이유는 주변에 움직이는 대상체가 있는 영상점에서는 실제 움직임이 없음에도 불구하고 빔패턴의 축엽에 의하여 대상체로부터 반사된 신호가 수신되고 움직임이 있는 것처럼 추정될 수 있기 때문이다. 이렇게 잘못 추정된 움직임을 보상하는 것은 해당 점 대상체에 대한 빔 패턴의 축엽을 증가시키는 역할을 하게 된다. 제안된 방법을 점 대상체에 대하여 적용한 결과 모든 방향으로의 움직임에 대하여 축엽의 증가없이 합성구경 영상의 해상도를 현저히 증가시킬 수 있음을 확인하였다. 또 성인 남자의 심장을 합성구경 기법을 적용하여 관찰하기 위한 실제 영상 실험에서도 동일한 결과를 얻을 수 있었다. 구체적으로 심장 근육 및 주변 조직들이 CDF 영상보다 합성구경 영상에서 보다 명확하고 세밀하게 표현되었다. 반면에 일반적인 합성구경 영상에서 매우 빠르게 움직이는 승모판막은 해상도의 저하로 인하여 거의 나타나지 않았다. 하지만 제안한 움직임 보상 기법을 적용한 경우에는 속도에 상관없이 월등히 개선된 해상도와 CNR(contrast to noise ratio)[9]을 가지고 승모판막을 관찰할 수 있었다.

본 논문에서는 또한 자기상관(autocorrelation) 기반의 도플러 평균 주파수 추정 기법을 이용하여 관심 영역 내의 대표적인 측방향 움직임(또는 평균 움직임 속도)을 추정하는 방법을 함께 제안하였다. 이 자기상관 기반의 움직임 보상 기법은 상호상관 방식에 비하여 성능은 거의 같은 반면 계산량이 획기적으로 감소되어 실시간 영상에 매우 유리하다.

이 논문의 구성은 다음과 같다. 먼저 2장에서는 점 대상체에 대한 합성구경 기법의 움직임 오류를 살펴보고, 상호상관 기반의 화소단위 움직임 보상 방법을 적용하였을 때의 효과를 조사한다. 3장에서는 2장의 결과를 토대로 상호상관과 자기상관을 이용한 영역기반의 움직임 보상 기법을 제안한다. 4장에서는 제안된 기법에 대한 실제 인체 영상 실험 결과를 보이고 5장에서 결론을 맺는다.

합성구경 기법에서 움직임 효과 : 점 대상체 실험

기존의 CDF 기법과 합성구경 기법에 대하여 대상체의 움직임이 빔 패턴 상에 미치는 영향 및 여러 움직임 보상기법을 적용하여 움직임을 보상하였을 때의 효과를 정량적으로 비교 분석하기 위해서 컴퓨터 프로그램을 이용하여 여러 방향으로 움직이는 점 대상체들에 대한 모사 실험을 실시하였다. 그림 1은 컴퓨터 모사실험에 사용된 네 개의 점 대상체의 초기 위치, 움직임 속도 및 방향에 대한 정보를 나타내고 있다. 첫번째 주사선 상으로 초음파를 송신하기 시작할 때 모든 점 대상체들은 동일한 초기 위치에 있으며, 그 위치는 깊이 방향(z 축)으로 60mm, 측방향(x 축)으로는 0mm(96번째 주사선에 대응)라고



v : Moving velocity \rightarrow 60 (mm/s)

- Case 1 : FPT (Fixed point target)
- Case 2 : LMPT (Laterally moving point target)
- Case 3 : AMPT (Axially moving point target)
- Case 4 : DMPT (Diagonally moving point target)

그림 1. 움직임을 있는 점 대상체의 초기 위치, 움직임 속도 및 움직임 방향에 대한 정의.

Fig. 1. Four moving point targets: original locations, velocities, and directions.

가정하였다. 그림 1에서 고정된 대상체는 FPT(fixed point target), 측방향으로 움직이는 대상체는 LMPT(laterally moving point target), 축방향으로 움직이는 대상체는 AMPT(axially moving point target), $x-z$ 평면상에서 사선으로 움직이는 대상체는 DMPT(diagonally moving point target)로 표현하였다. 움직이는 점 대상체들에 대해서는 각 방향으로 60mm/s의 동일한 속도를 부여하였다. 점 대상체 실험을 위해 7.5MHz의 중심주파수와 192개의 변환소자를 갖는 선형 어레이를 사용하였고, 각 주사선은 64개의 변환소자를 이용하여 구성하였으며, 한 단면 영상을 위한 전체 주사선수는 192개로 하였다. 이상의 사양은 실제 초음파 영상 진단에서 근거리 영역을 얻을 때 흔히 사용되고 있는 것이다. 또한 송신 집속점은 20mm, 펄스 반복 주기(pulse repetition interval)는 200 μ s이며, 매질 내의 음속 c 는 1540m/s로 가정하였다. 또한 인체 조직의 스펙클 패턴을 나타내기 위하여 점 대상체 주위에 단위 면적(1 cm^2) 당 5000개의 산란체(scatterer)를 무작위로 분포시켰다.

그림 2(a)와 2(b)는 그림 1의 점 대상체들에 대하여 기존의 CDF 방식과 합성구경 기법을 적용하여 얻은 영상들이다. 본 논문에서는 여러 합성구경 기법 중에서 실험의 편의상 데이터 송,수신 과정이 일반적인 동적 집속 방법과 동일하며 가장 높은 SNR을 얻을 수 있는 양방향 화소 단위 집속(BiPBF: bi-directional pixel based focusing) 기법[12,13]을 이용하였으며, 인접한 65개 주사선의 RF 데이터를 합성하여 한 개의 주사선을 구성하였다. 하지만 본 논문에서 제안하는 기법은 어떠한 합성구경기법에도 적용가능하다. 그림 2(a)에서 보듯이 CDF 기법

을 적용하였을 경우에는 모든 점 대상체들이 거의 동일하게 나타남을 볼 수 있다. 반면에 SA 기법을 적용하였을 경우(그림 2(b))에는 네가지 점 대상체들에 대한 해상도와 주변 스펙클과의 대조(contrast)가 모두 다르게 나타난다. 먼저 FPT의 경우에는 양방향 동적집속 효과 때문에 CDF 영상보다 SA 기법에 의한 영상에서 점 대상체의 측방향 해상도가 훨씬 우수하며 주변 스펙클과 훨씬 명료하게 대비되고 있다. LMPT의 경우(맨 아래 영상)에도 SA 기법에 의한 영상이 CDF 기법에 의한 영상보다 우수한 해상도를 갖는 점 대상체 영상을 제공한다. 하지만 LMPT의 SA 영상은 FPT의 SA 영상과 비교하여 측방향 주엽폭이 증가된 것을 보여 주고 있는데, 이는 대상체가 펄스 반복 주기마다 속도에 비례하여 일정한 거리를 이동하기 때문이다. 이에 반하여 측방향의 움직임 성분을 갖고 있는 DMPT와 AMPT에 대해서는 CDF 영상이 SA 영상보다 훨씬 우수한 해상도를 제공한다. 특히 측방향 속도가 DMPT보다 $\sqrt{2}$ 배 빠른 AMPT의 SA 영상에서는 움직임에 의한 영향이 더욱 심해져 대상체가 매우 번져 보인다.

일반적으로 합성구경 기법을 적용할 때 대상체가 측방향으로 움직이는 경우에는 주엽폭이 속도에 비례하여 증가하는 반면에 축방향으로 움직이는 경우에는 집속 과정에서 심각한 시간 지연 오차를 유발할 수 있다고 알려져 있으며[10], 그림 2(a)와 2(b)의 실험도 이러한 결과를 보여 주고 있다. 또한 측방향 움직임을 추정은 주사선 간격과 펄스 반복 주기에 영향을 받기 때문에 정확하게 추정하기 어려울 때가 많으며, 측방향과 측방향 성분을 함께 추정하는 것은 측방향 성분만을 추정하는 것보다 매우 많은 계산이 요구된다. 따라서 본 논문에서는 측방향 움직임을 추정하고 보상함으로써 적은 계산량으로 합성구경 기법의 움직임 결함을 효과적으로 극복할 수 있는 방법을 제안한다.

그림 2(b)의 합성구경 영상에 있어서 i 번째 주사선 상의 n 번째 영상점에 대한 집속 신호 $S_{SA}^i(n)$ 는 아래와 같이 표현할 수 있다.

$$S_{SA}^i(n) = \sum_{j=i-M}^{i+M} FSS_j^i(n), M=32 \quad (1)$$

여기서 $FSS_j^i(n)$ 는 그 중심이 j 번째 주사선 상에 위치하는 부구경(j 번째 부구경)에 의하여 송신된 후 같은 부구경의 각 소자에 의하여 수신된 신호들을 i 번째 주사선 상의 n 번째 영상점에 집속한 신호로써 송신 합성지연[12]이 고려된 신호이다. 참고로 CDF에 의하여 구성된 i 번째 주사선에 대한 RF 신호는 식 (1)에서 $M=0$ 을 대입하여 구할 수 있다. 식 (1)과 같은 SA 기법에서는 임의의 i 번째 주사선을 구성하기 위하여 주변의 65개의 주사선에 대한 수신신호들을 이용하므로, 65번의 송수신 기간동안 대상체의 움직임에 의한 오류가 발생할 수 있다. 이러한 움직임 오류를 보상하기 위해서는 먼저 i 번째 주사선에 위치한 대상체의 움직임을 추정하여야 한다.

	CDF	SA	SA-PBMC(NCC)	SA-RBMC(NCC) or SA-RBMC(AC)
FPT				
AMPT				
DMPT				
LMPT				
	(a)	(b)	(c)	(d)

그림 2. 컴퓨터 모사실험에 의한 그림 1의 점 대상체들에 대한 초음파 영상 : (a) CDF, (b) SA, (c) SA-PBMC(NCC), (d) SA-RBMC(NCC) 또는 SA-RBMC(AC)

Fig. 2. Computer generated images of the four point targets in Fig. 1: (a) CDF, (b) SA, (c) SA-PBMC(NCC) and (d) SA-RBMC(NCC) or SA-RBMC(AC)

본 논문에서는 각 주사선 상의 축방향 움직임을 추정하기 위하여 다음과 같이 정의되는 $FSS_i^j(n)$ 과 $FSS_j^i(n+r_j^i(k))$ 사이의 NCC(normalized crosscorrelation)값을 이용한다.

$$C[r_j^i(k)] = \frac{\sum_{n=-k}^{k+M/2} [FSS_i^j(n) - FSS_i^j] [FSS_j^i(n+r_j^i(k)) - FSS_j^i]}{\sqrt{\sum_{n=-k}^{k+M/2} [FSS_i^j(n) - FSS_i^j]^2 \sum_{m=-k}^{k+M/2} [FSS_j^i(m+r_j^i(k)) - FSS_j^i]^2}} \quad (2)$$

여기서 $W+1$ 은 상호 상관의 계산에 사용된 창 함수(window function)의 길이(또는 k 번째 영상점 주변의 샘플 수)이며, FSS_i^j 및 FSS_j^i 는 이 창 함수 구간 내에서의 $FSS_i^j(n)$ 과 $FSS_j^i(n)$ 각각의 평균값이고, $r_j^i(k)$ 는 NCC를 계산하기 위한 $FSS_i^j(n)$ 와 $FSS_j^i(n)$ 사이의 상대적인 이동거리이다. 만일 i 번째 송수신 기간에 영상점 (i, k) 에 위치하는 대상체가 축방향의 움직임을 가지고 있다면 j 번째 송수신 기간에는 다른 곳에 위치할 것이며, 그 상대적인 움직임 변위(displacement) $R_k^i(j)$ 는 다음을 만족하는 $r_j^i(k)$ 이다.

$$\max_{r_j^i(k)} C[r_j^i(k)] \quad (3)$$

본 논문에서는 이렇게 구한 $R_k^i(j)$ 의 궤적($i-M \leq j \leq i+M$)을 영상점 (i, k) 에 대한 (축방향) 움직임 추정 변위 곡선이라고 정의한다. 대상체의 축방향 움직임의 속도가 일정한 경우에 움직임 추정 변위 곡선은 직선을 이루며 그 기울기는 속도를 나타낸다.

모든 영상점에 대하여 식 (3)으로 정의된 움직임 추정 변위 곡선이 구해지면 각 영상점에 대하여 움직임이 보상된 합성구경 방식에 의한 집속 신호를 구성할 수 있다. 이렇게 NCC 기법을 기반으로 각 영상점마다 독립적으로 움직임을 추정하고 보상하는 기법을 NCC를 이용한 화소 단위 움직임 보상 기법(PBMC(NCC): pixel-based motion compensation using NCC)으로 부를 것이다. 이렇게 구한 i 번째 주사선 신호는 다음과 같이 표현된다.

$$S_{SA-PBMC(NCC)}^i(k) = \sum_{j=i-32}^{i+32} FSS_j^i(k - \frac{R_k^i(j)}{c}) \quad (4)$$

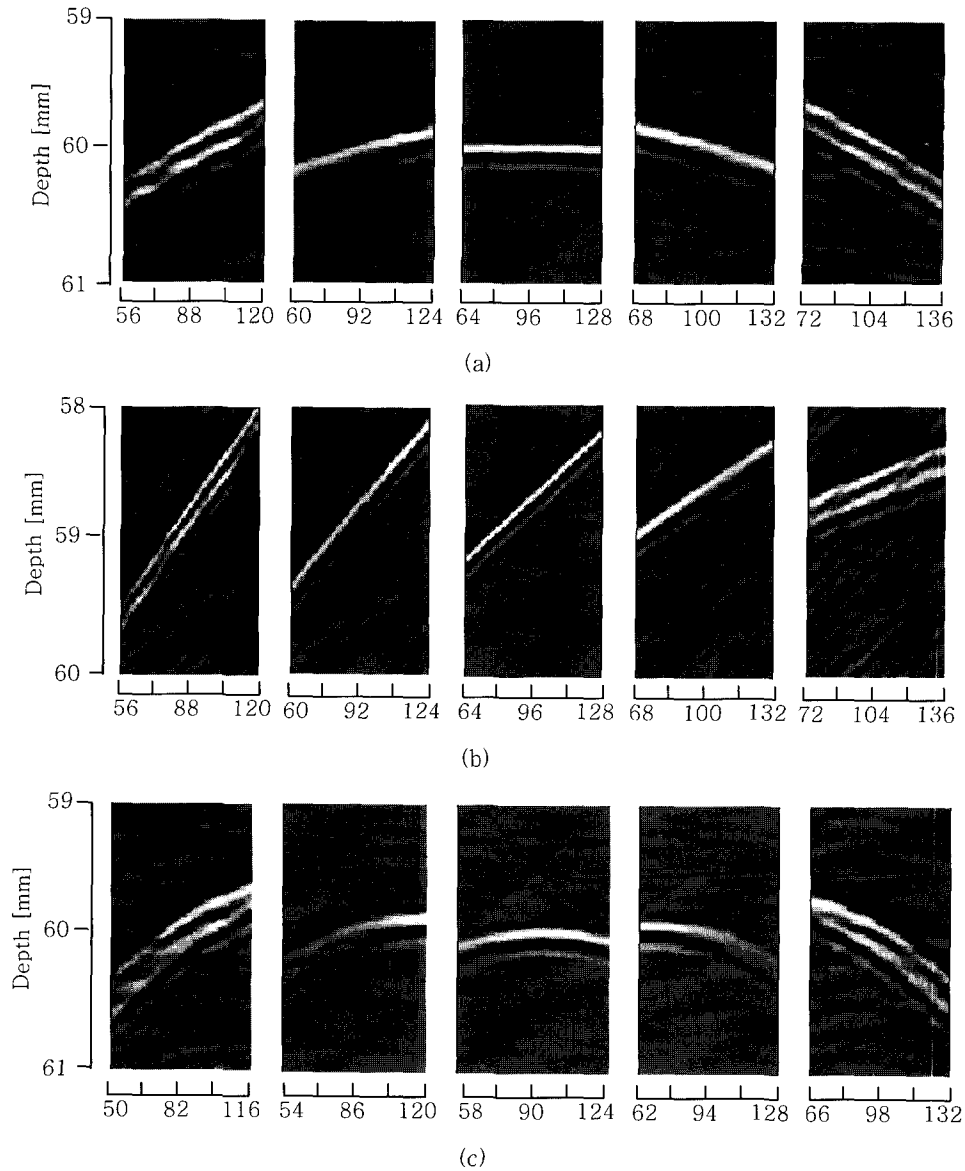


그림 3. SA 기법 적용시 $|FSS'_i(k)|$ 영상 : (a) FPT($i=88, 92, 96, 100, 104; 1573 \leq k \leq 1627$), (b) AMPT($i=88, 92, 96, 100, 104; 1546 \leq k \leq 1600$), (c) LMPT($i=82, 86, 90, 94, 98; 1573 \leq k \leq 1627$)

Fig. 3. $|FSS'_i(k)|$ plots for SA method: (a) FPT($i=88, 92, 96, 100, 104; 1573 \leq k \leq 1627$), (b) AMPT($i=88, 92, 96, 100, 104; 1546 \leq k \leq 1600$) and (c) LMPT($i=82, 86, 90, 94, 98; 1573 \leq k \leq 1627$)

여기서 c 는 초음파의 속도이고, $R'_i(j)/c$ 는 PBMC(NCC) 기법을 사용하여 축방향 움직임을 보상하기 위한 지연 시간이다. 그림 2(c)는 그림 1의 점 대상체들에 대하여 PBMC(NCC) 기법을 적용하여 구한 합성 구경 영상(SA-PBMC(NCC))을 나타내고 있다. 축방향 움직임을 보정한 결과 AMPT와 DMPT에 대한 주엽의 크기가 FPT의 주엽의 크기와 같이 나타났다. 그 결과 SA 영상과는 달리 두 점 대상체들이 주변 스펙클 패턴과 명확히 구분되었다. 또 LMPT의 경우에도 주변 스펙클 패턴에 비교하여 대상체의 신호의 크기가 증가되어

CNR이 개선된 것을 확인할 수 있다. 하지만 FPT의 경우에는 CNR의 변화가 거의 없고 오히려 축엽의 크기가 증가하여 해상도가 크게 저하되었다. 이러한 축엽의 상승은 모든 대상체들에 대해서 동일하게 나타나는데 이는 움직임 보상을 모든 영상점에 대하여 독립적으로 수행하기 때문이다.

화소 단위의 움직임을 보상을 할 때 축엽이 증가하는 원인을 조사하기 위하여 먼저 그림 2(b)의 FPT, AMPT, LMPT의 경우에 있어서 각 영상을 구성하기 위하여 사용한 $FSS'_i(k)$ 의 크기를 그림 3에 나타내었다. 구체적으로 그림 3(a)와 3(b)는

각각 FPT와 AMPT가 실제 위치하는 96번째 주사선을 중심으로 인접한 총 5개(왼쪽부터 오른쪽으로 $i=88, 92, 96, 100, 104$)의 주사선을 선택한 뒤, 각각의 경우에 대하여 각 부구경에 의해 집속된 신호들($FSS_j^i(k), i-32 \leq j \leq i+32$)을 보여주고 있다. LMPT의 경우에는 측방향 움직임으로 인하여 점 대상체가 실제로는 90번째 주사선 상에 위치하는 것과 같게 되므로 이 주사선을 중심으로 총 5개(왼쪽부터 오른쪽으로 $i=82, 86, 90, 94, 98$)의 주사선에 대한 $FSS_j^i(k) (i-32 \leq j \leq i+32)$ 를 보여주고 있다.

그림 3(a)의 FPT에 대해 살펴보면 실제 점 대상체가 위치한 96번째 주사선을 합성하기 위해 사용된 $FSS_j^{96}(k)$ 의 위상은 일정한 반면 측엽에 해당하는 주변의 $FSS_j^i(k) (i=88, 92, 100, 104)$ 의 위상은 서로 다르게 나타난다. 따라서 식 (1)과 같이 이 신호들을 합하여 각 주사선을 구성하면 실제 대상체가 존재하는 주사선의 신호는 서로 같은 위상의 신호들이 더해져 증가하지만, 측엽에 해당하는 인접 주사선들의 신호는 서로 다른 위상의 신호들이 더해져 감소하기 때문에 결과적으로 CDF 기법에 비해 해상도는 향상되고 신호의 세기는 증가하게 된다. AMPT에 동일한 방법을 적용한 결과(그림 3(b)) $FSS_j^i(k) (i=88, 92, 96, 100, 104)$ 의 위상이 펄스 반복 주기동안 대상체의 측방향 움직임으로 인해 주사선의 위치에 따라 측방향으로 일정한 기울기를 가지며, 대상체가 존재하는 96번째 주사선에 대해서도 0이 아닌 기울기를 갖는다. 따라서 모든 주사선에 대해서 서로 다른 위상을 갖는 신호들이 더해지므로 전체적으로 신호의 세기가 약해지고 해상도가 현저히 저하되는 현상이 나타난 것이다. LMPT(그림 3(c))의 경우에는 $FSS_j^{90}(k)$

의 위상이 FPT의 경우와 같이 모든 j 값에 대하여 완전히 같지는 않지만 매우 완만한 곡선을 이루고 있다. 한편 측엽에 해당하는 $FSS_j^i(k) (i=82, 86, 94, 98)$ 의 위상도 FPT의 경우와는 달리 곡선을 이루고 있지만 $FSS_j^{90}(k)$ 에 비해서 훨씬 큰 범위에서 변화한다. 이러한 이유로 SA 영상에 있어서 LMPT의 주엽폭은 FPT의 주엽폭 보다 큰 값을 갖게 된다.

한편 그림 2(c)의 SA-PBMC(NCC) 영상은 SA 경우와는 달리 $FSS_j^i(k)$ 들을 식 (4)와 같이 결합하여 해당 주사선을 합성하게 된다. 이러한 보상을 각 영상점에 대하여 독립적으로 수행할 경우에는 그림 3의 모든 경우에 있어서 $FSS_j^i(k)$ 들을 동위상으로 더하는 것과 같기 때문에 측엽이 증가하게 되고 그 결과 그림 3(c)와 같이 해상도가 저하된 영상들을 얻게 된다. 이러한 문제를 해결하기 위해서는 각각의 영상점에 대하여 독립적으로 움직임을 보상하기 보다는 전체 영상을 적당한 영역으로 나누고 각 영역마다 대표 움직임을 추정한 후 그 값에 따라 그 영역내의 모든 영상점에 대하여 동일하게 움직임을 보상하여야 할 것이다. 실제로 인체 내의 대부분의 조직들은 주변의 세포 조직들과 함께 움직이므로 이러한 접근 방식은 매우 타당한 것이다. 그림 2(d)는 다음 장에 자세히 소개할 영역기반의 움직임 보상법을 이용하여 얻은 영상으로 그림 2(c)의 SA-PBMC(NCC) 영상과는 달리 측엽의 증가 없이 움직임이 보상되어 모든 점 대상체들이 개선된 해상도와 CNR을 가지고 표현되는 것을 관찰할 수 있다.

영역기반의 움직임 보상 기법

A. 상호상관(NCC)을 이용한 방법

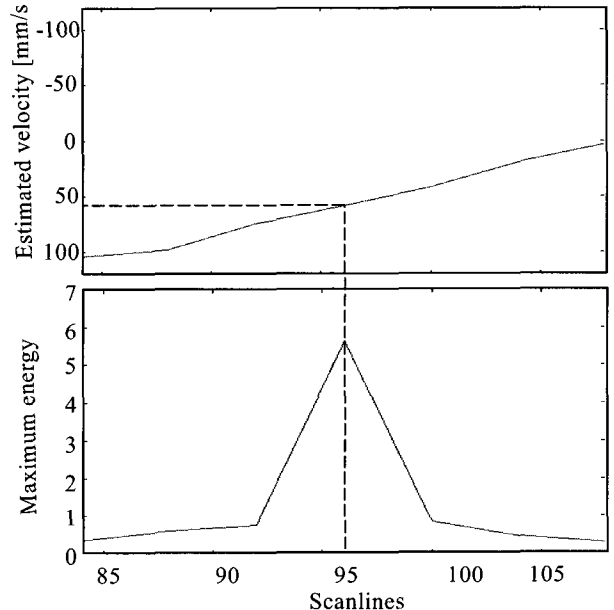
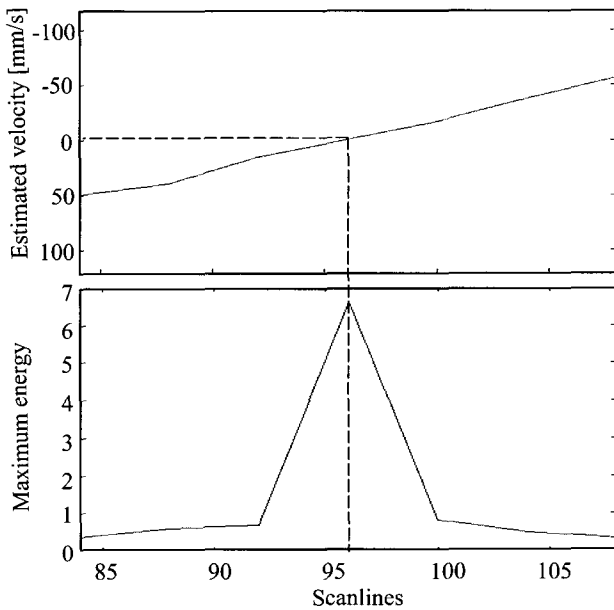


그림 4. ROI 내 모든 주사선(84-108)에서 추정된 대표 움직임 속도 및 신호의 에너지: (a) FPT, (b) AMPT
 Fig. 4. Estimated velocity and energy of each scanline(84-108) within a given ROI: (a) FPT and (b) AMPT

앞서 설명한 것과 같이 영역기반의 움직임 보상을 하기 위해서는 해당 영역 내의 축방향 움직임에 대한 대표 움직임을 정확하게 추정하여야 한다. 그림 1과 같은 점 대상체들의 정확한 축방향 움직임은 대상체가 실제 위치하는 주사선 상에서 측정된 값과 같을 것이며, 집중된 신호의 세기가 최대가 되는 점 또한 이 주사선 상에서 측정될 것이다. 그림 4는 FPT와 AMPT 두 경우에 대한 주사선 별 대표 추정 속도와 집중된 신호의 최대 에너지를 나타낸다. 이때 신호의 최대 에너지는 $84 \leq i \leq 108$ 와 $1467 \leq k \leq 1733$ (55mm-65mm에 상응)로 정의되는 영역 내에서 각 주사선 별로 다음과 같이 주어지는 신호의

에너지 $E_i(k)$ 의 최대값이다.

$$E_i(k) = \sum_{n=k-\Delta k}^{k+\Delta k} |FSS_i^j(n)|^2 \quad (5)$$

여기서 $FSS_i^j(n)$ 는 CDF 기법에 의하여 집중된 i 번째 주사선 신호를 의미한다. 또 대표 추정 속도는 각 주사선 상에서 최대 에너지가 나타나는 점에서 $R_i^j(j)$ ($i-32 \leq j \leq i+32$)의 시간에 대한 기울기이다. 그림 4의 실험에서 사용한 Δk 의 값은 20(0.75mm에 대응)이었다. 그림 4(a)에서 FPT가 실제로 위치

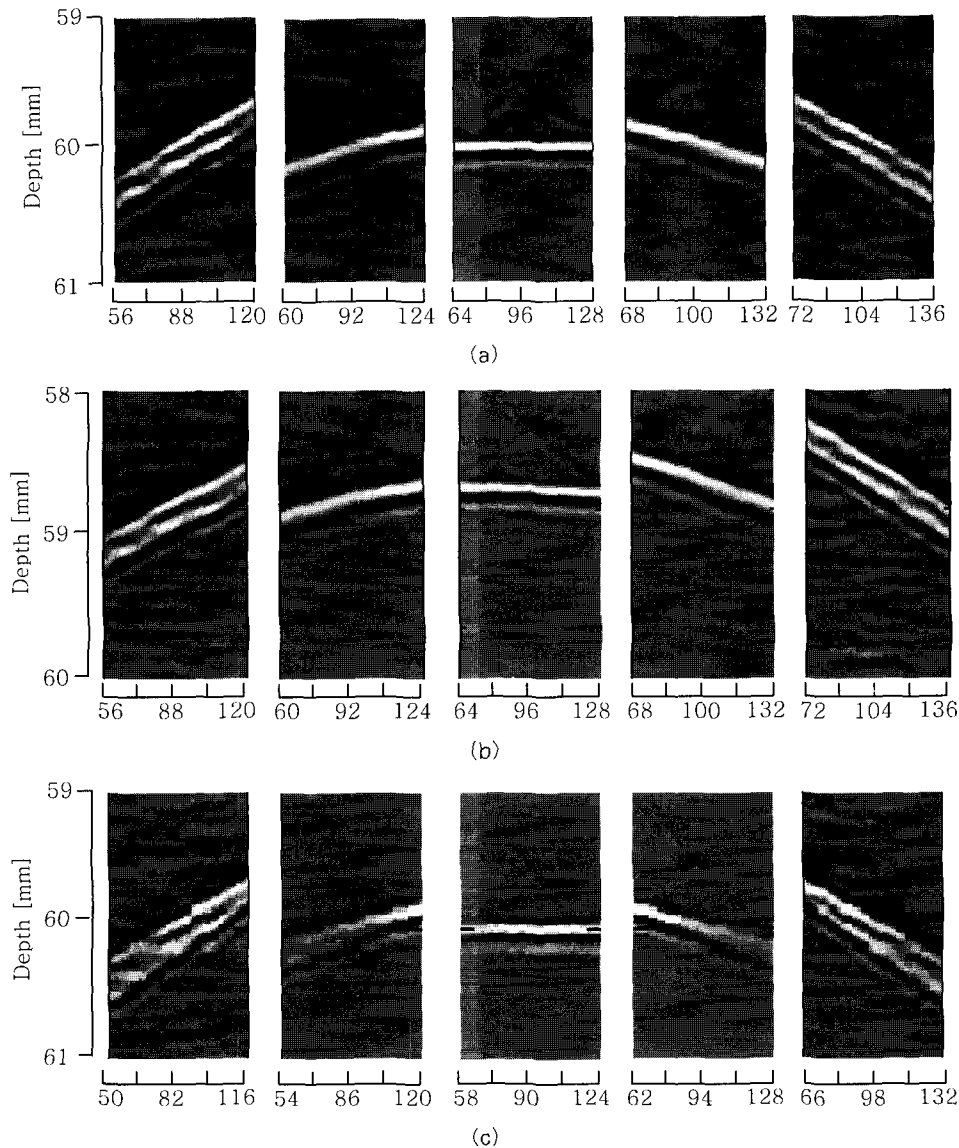


그림 5. SA-RBMC(NCC) 기법 적용후 $|FSS_i^j(k-R_k^l(j)/c)|$ 영상: (a) FPT($i=88, 92, 96, 100, 104; 1573 \leq k \leq 1627$), (b) AMPT($i=88, 92, 96, 100, 104; 1546 \leq k \leq 1600$), (c) LMPT($i=82, 86, 90, 94, 98; 1573 \leq k \leq 1627$).

Fig. 3. $|FSS_i^j(k-R_k^l(j)/c)|$ plots for SA-RBMC(NCC) method: (a) FPT($i=88, 92, 96, 100, 104; 1573 \leq k \leq 1627$), (b) AMPT($i=88, 92, 96, 100, 104; 1546 \leq k \leq 1600$) and (c) LMPT($i=82, 86, 90, 94, 98; 1573 \leq k \leq 1627$).

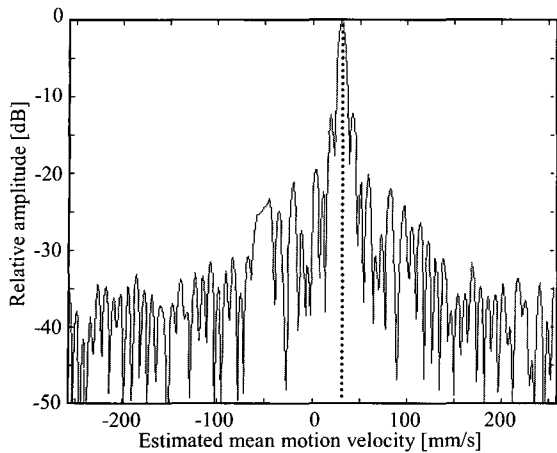


그림 6. $F_p=5\text{KHz}$ 일 때 AMPT의 도플러 스펙트럼
 Fig. 6. Doppler spectrum obtained with the AMPT($F_p=5\text{KHz}$)

한 96번째 주사선($i=96$) 상에서의 대표 추정 속도는 0mm/s 이지만 인접한 주사선 상에서는 $FSS_j^i(k)$ 의 위상이 그림 3(a)와 같이 기울기를 가지므로 추정 속도는 0mm/s 이 아니게 된다. AMPT의 경우에도 대상체가 존재하는 주사선에서의 속도는 실제 실험에서 가정된 60mm/s 와 일치하지만 그 인접 주사선에 대해서는 다른 속도가 검출되었다. 한편, 두 경우 모두 신호의 에너지는 점 대상체가 존재하는 주사선 상에서 최대가 되는데, 이는 CDF에 의한 빔 패턴이 해당 주사선 상에서 최대의 값을 갖기 때문에 당연한 결과이다.

이상의 결과들을 토대로 본 논문에서는 PBMC(NCC) 기법이 갖는 단점을 보완하기 위하여 주어진 ROI내에서 최대 에너지를 기반으로 추정된 대표 움직임을 사용하여 해당 ROI 전체에 대해 동일하게 움직임을 보상하는 NCC를 이용한 영역기반 움직임 보상 기법(RBMC(NCC) : region-based motion compensation using NCC)을 제안한다. 실제 인체 데이터에서는 위상 왜곡 현상과 움직임 자체가 점 대상체와 같이 일정하지 않기 때문에 움직임 추정 변위 곡선은 일반적으로 직선이 아니다. 따라서 제안한 기법에서는 최대 에너지를 갖는 점에 대하여 움직임 추정 변위 곡선을 구한 뒤, 이를 관심 영역 내의 대표 움직임 변위 곡선으로 가정해서 일괄적으로 움직임을 보상하게 된다. 제안된 움직임 보상 기법을 SA 방식에 적용하여 구성된 i 번째 주사선 신호는 다음과 같이 표현된다.

$$S_{SA-RBMC(NCC)}^i(k) = \sum_{j=1}^{i+32} FSS_j^i(k - R_k^i(j)/c) \quad (6)$$

여기서 $R_k^i(j)$ 는 RBMC(NCC) 기법을 적용할 때 주어진 ROI 내에서 최대 에너지를 갖는 영상점 (I, K)에 대한 움직임 추정 변위 곡선이며 이 값을 PBMC(NCC) 기법을 적용할 때의 식 (4)와 달리 ROI 내 영상점의 위치 (i, k)에 상관없이 일정한 것을 알 수 있다.

그림 5는 FPT(a), AMPT(b), LMPT(c)의 경우 RBMC(NCC) 기법을 사용하여 움직임을 보상했을 때의 $FSS_j^i(k - R_k^i(j)/c)$ (FPT, AMPT의 경우: $i=88, 92, 96, 100, 104$. LMPT의 경우: $i=82, 86, 90, 94, 98$) 크기를 나타낸다. FPT의 경우에는 $I=96, K=1600(60\text{mm}$ 에 상응)이었으며 그림 4(a)에서와 같이 대표 움직임 속도가 0mm/s 이므로, 그림 5(a)는 그림 3(a)와 동일하다. 한편 AMPT의 경우에는 $I=96, K=1570(58.9\text{mm}$ 에 상응)이며 그 결과를 그림 5(b)에 나타내었다. 따라서 96번째 주사선 합성을 위해 사용된 $FSS_j^i(k - R_k^i(j)/c, 64 \leq j \leq 128)$ 신호들의 위상은 일정한 반면 측엽에 해당하는 주사선에 대한 $FSS_j^i(k - R_k^i(j)/c)$ ($i=88, 92, 100, 104$)의 위상은 기울어져 있음을 확인할 수 있다. 특히 그림 5(b)에서 $i=88, 92, 100, 104$ 에 대한 위상 패턴들은 원래 패턴인 그림 3(b)와는 완전히 다르며 그림 5(a)와 거의 일치함을 알 수 있다. 따라서 제안된 방법으로 움직임을 보상한 경우에는 그림 2(d)에서와 같이 FPT와 AMPT 영상들이 매우 유사하게 나타나게 되는 것이다. 즉 그림 2(d)에서 AMPT에 대한 SA-RBMC(NCC) 영상은 같은 대상체에 대한 그림 2(c)의 SA-PBMC(NCC) 영상에서 관찰되는 측엽의 상승이 일어나지 않기 때문에 FPT와 같은 영상을 얻게 된다. LMPT의 경우(그림 5(c))에도 $FSS_j^i(k - R_k^i(j)/c)$ 의 위상이 대상체가 존재하는 90번째 주사선에 대해서는 일정하고 그 외의 주사선에서는 FPT와 AMPT의 경우처럼 선형 기울기를 갖는다. 이때 82, 86, 94, 98번째 주사선들에 대한 위상이 FPT와 AMPT의 경우보다는 약간 완만하게 변화하기 때문에 LMPT의 주엽폭이 증가하였다. 한편 그림 2(d)에서 DMPT의 경우에는 측방향 움직임 성분 때문에 측방향 주엽폭이 증가 되었지만 측방향 움직임 성분이 완전히 보상되어 CDF와 SA 영상들에 비해 해상도와 CNR이 현저히 개선된 것을 알 수 있다.

그림 5와 2(d)의 결과는 영역기반의 보상 방법이 측엽을 증

표 1. 세가지 움직임 보상 기법에 대한 전체 MPR 및 APR 비교.

Table 1. Comparison of three motion compensation methods in MPR and APR.

	전체 MPR 개수	전체 APR 개수
SA-PBMC(NCC)	SL(N-1)(3W+4)M	SL(N-1)(7W+4)M
SA-RBMC(NCC)	(N-1)(3W+4)M	(N-1)(7W+4)M
SA-RBMC(AC)	4N+1	4N-2

가시되지 않고 움직임을 보상할 수 있으며, 축방향 움직임을 보상하여도 움직임 오류를 효과적으로 극복할 수 있음을 보여 주고 있다.

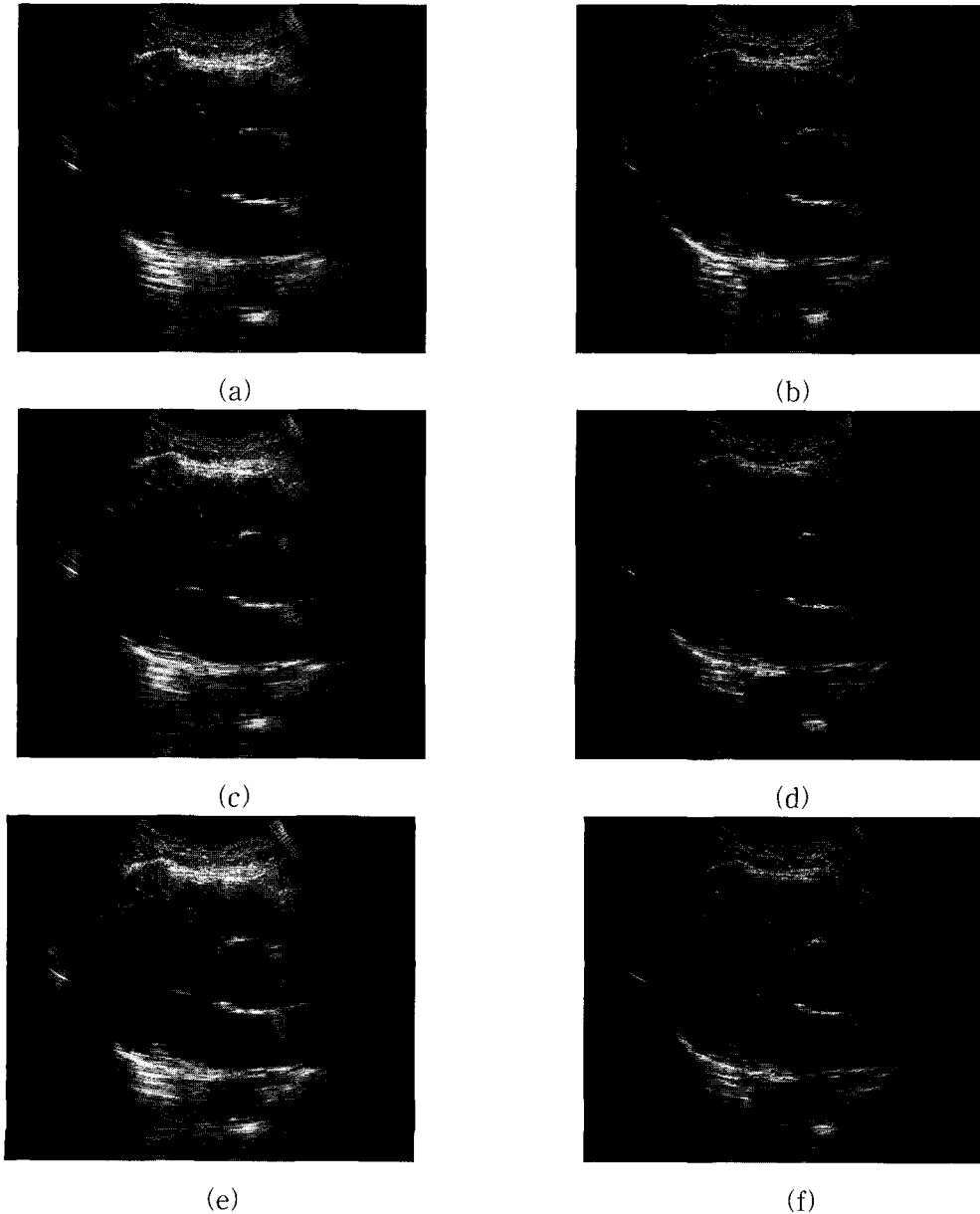
B. 자기상관(AC)을 이용한 방법

제안된 RBMC(NCC) 방법은 축방향 움직임을 효과적으로 보상하여 점 대상체의 경우 합성구경 영상의 화질을 현저히 개선시킬 수 있음을 확인하였다. 하지만 이 방법은 많은 계산량을 요구하기 때문에 실시간 영상에 응용하기 위해서는 부적합할 수도 있다. 본 논문에서는 훨씬 적은 계산량으로 RBMC(NCC) 방법과 거의 동등한 효과를 갖는 자기상관(AC : auto-correlation)을 이용한 영역기반의 움직임 보상기법(RBMC(AC))을 함께 제안한다. 이 방법에서는 RBMC(NCC)에서 대

표 움직임 추정 곡선을 구하는 대신 주어진 ROI내에서 최대 에너지를 갖는 영상점에서의 대표 움직임을 추정하여 영역기반의 움직임 보상을 수행한다.

본 논문에서 사용하는 합성구경 기법에서는 모든 영상점 (i, k) 에 대하여 인접한 65개의 부구경으로부터 집속된 신호 $FSS_j^i(k)$ 를 구성하므로 다음과 같이 각 영상점 (i, k) 에서의 축방향 평균 움직임 속도 $v(i, k)$ 를 추정할 수 있다[14].

$$v(i, k) = \frac{c}{2f_0} \frac{F_p}{2\pi} \tan^{-1} \frac{\sum_{j=i-32}^{i+32} \{s_j^i(k)c_{j-1}^i(k) - c_j^i(k)s_{j-1}^i(k)\}}{\sum_{j=i-32}^{i+32} \{c_j^i(k)c_{j-1}^i(k) + s_j^i(k)s_{j-1}^i(k)\}} \tag{7}$$



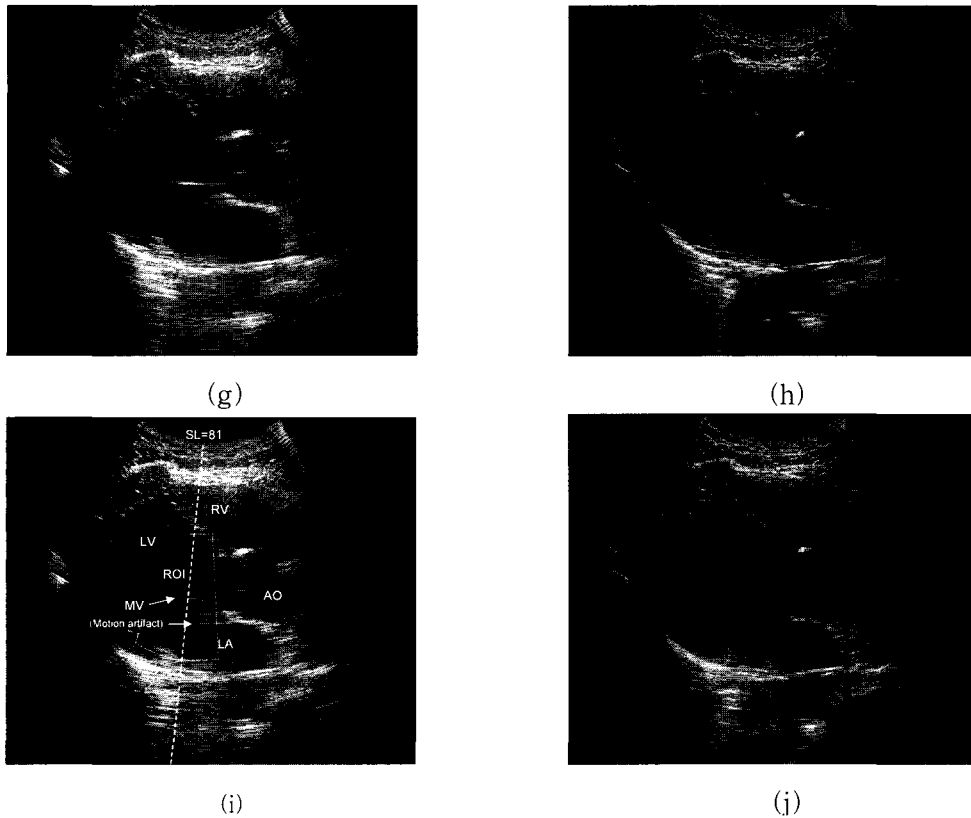


그림 7. 시간적으로 연속되는 다섯 프레임의 심장 초음파 영상 : CDF 기법에 의한 초음파 영상(왼쪽 패널)과 SA 기법에 의한 초음파 영상(오른쪽 패널).

Fig. 7. 5 Consecutive images of a human heart : CDF images(left panels) and SA images(right panels).

여기서 c 는 초음파의 속도이고, f_0 는 송신 신호의 중심주수이다. 또한 $c_j^i(k), s_j^i(k)$ 는 $FSS_j^i(k)$ 의 동상(inphase)및 직각(quadrature) 성분을 나타내고, F_p 는 주사선간 펄스 반복 주

파수이다. 따라서 RBMC(AC)에서의 대표 움직임 속도는 최대 에너지를 갖는 영상점 (I, K) 에서 측정된 $v(I, K)$ 가 되며, 이를 이용하여 주어진 ROI내의 움직임을 보상한다. 이를 그림 4에서 취급한 FPT와 AMPT에 적용하여 구한 대표 움직임 속도는 각각 0mm/s와 60mm/s로 RBMC(NCC)에서 구한 속도와 일치하였다. 참고로 AMPT의 경우에 최대 에너지가 나타나는 영상점에 대한 65개의 복소수 신호 $c_j^i(k) + js_j^i(k)$ 의 주파수 스펙트럼을 그림 6에 나타내었다. 펄스 반복 주파수 F_p 가 5KHz이므로 추정할 수 있는 속도의 범위는 f_0 가 7.5MHz일 때 그림 6의 가로축에 표시된 것처럼 약 $-250mm/s \leq v(i, k) \leq 250mm/s$ 이다. 사용된 AMPT에 대한 대표 속도는 그림 6의 스펙트럼이 최대 크기를 갖을 때의 주파수에 대응하는 속도로서 그림에 표시된 것과 같이 60mm/s이었다.

점 대상체에 대하여 RBMC(AC)를 적용한 결과 FPT와 AMPT의 경우에는 RBMC(NCC)를 적용하였을 때와 동일한 영상을 얻었다. 또한 측방향 움직임이 포함된 DMPT와 LMPT의 경우에는 그림 2(d)와 거의 구분할 수 없는 영상을 얻을 수 있었다. 이런 이유로 SA-RBMC(NCC)와 SA-RBMC(AC) 결과를 그림 2(d)에 함께 표시하였다. 이 결과와 같이 RBMC(AC)는 RBMC(NCC)와 거의 유사한 성능을 갖는 대신 실제로 구현하기 위한 하드웨어 복잡도 또는 계산량 측

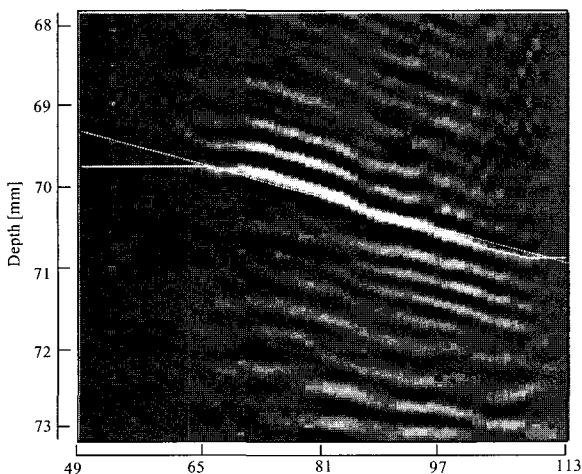


그림 8. 그림 7(i)의 심장 영상에 대한 $|FSS_{49 \le j \le 113}^{81}(k)|$ 영상.
Fig. 8. $|FSS_{49 \le j \le 113}^{81}(k)|$ plot for a heart image of Fig. 7(i)

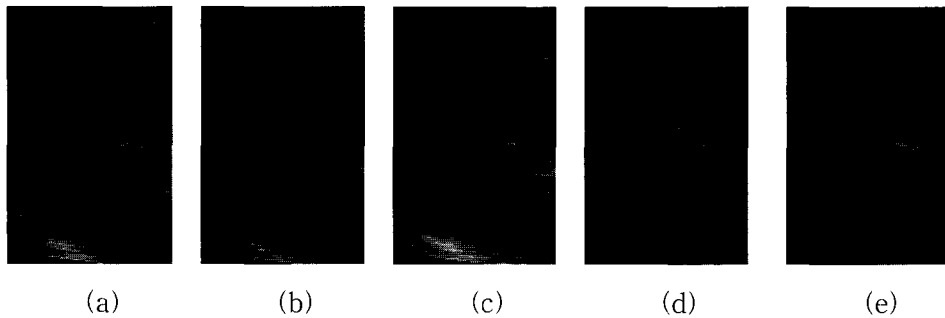


그림 9. 여러 기법에 의한 그림 7(i)의 승모판막 영상의 비교 : (a) CDF, (b) SA(BiPBF), (c) SA-PBMC(NCC), (d) SA-RBMC(NCC), (e) SA-RBMC(AC)

Fig. 9. Comparison of images of a small ROI containing the MV shown in Fig. 7(i), which are obtained with (a) CDF, (b) SA(BiPBF), (c) PBMC(NCC), (d) SA-RBMC(NCC) and (e) SA-RBMC(AC)

표 2. 그림 9의 다섯가지 영상에 대한 CNR 비교

Table 2. CNR comparison between the five images in Fig. 9

	CDF	SA	PBMC(NCC)	RBMC(NCC)	RBMC(AC)
Figure	그림 9(a)	그림 9(b)	그림 9(c)	그림 9(d)	그림 9(e)
CNRs	2.54	1.31	2.91	3.82	3.80

면에서는 훨씬 유리하다. 표 1은 PBMC(NCC), RBMC(NCC), RBMC(AC) 기법들의 복잡도를 주어진 관심 영역에서 움직임을 추정하는데 필요한 곱셈수(MPR : multiplication per ROI)와 덧셈수(APR : addition per ROI) 관점에서 비교한 결과이다. 이때 주어진 ROI 내의 주사선 개수를 S , 한 주사선 내의 샘플 개수를 L , 합성 주사선의 개수를 N , NCC를 취하기 위한 시간창 내 샘플 수를 $W+1$, 주사선간 변위($R_k^i(j)$)를 찾기 위한 검색 창(search window)의 길이를 M 으로 가정하였다. 또한 편의상 RBMC(NCC)의 경우 식 (2)에서 분모의 제곱근 및 나눗셈에 대한 계산을 RBMC(AC)의 경우에는 식 (7)에서 $\tan^{-1}(\cdot)$ 및 한번의 나눗셈 동작을 각각 제외시켰다. 예로써 $S=23$, $L=1600$ (샘플링율을 80MHz로 하였을 때 10mm의 깊이에 대응함), $W+1=160$ (1.5mm 깊이에 대응), $N=65$, $M=320$ (3mm 깊이에 대응)인 경우 PBMC(NCC) 기법에서 움직임 추정에 필요한 MPR은 2.4×10^{11} 이며 RBMC(NCC) 기법을 위한 MPR은 9.9×10^6 이다. 또한 동일한 환경에서 RBMC(AC) 기법을 구현하기 위한 MPR은 261이다. 즉, RBMC(NCC)는 PBMC(NCC)에 비하여 MPR이 2.4×10^4 배 적으며, RBMC(AC)는 다시 RBMC(NCC)와 비교하여 MPR이 38×10^3 배 줄어 들었다. 또한 APR도 PBMC(NCC), RBMC(NCC), RBMC(AC) 각각의 경우 5.6×10^{11} , 22.9×10^6 , 258 로서 RBMC(AC) 기법이 가장 효율적임을 알 수 있다.

실험 결과

제안한 영역기반의 움직임 보상기법을 인체에 적용하였을 때의 효과를 살펴 보기 위한 실험을 수행하였다. 이를 위하여

상용 초음파 영상장치(SA9900, (주)메디슨, Korea)를 개조하여 모든 어레이 변환자 소자들에 수신된 RF 샘플들을 주사선 별로 저장할 수 있도록 하였다. 이렇게 저장된 샘플들을 외부 컴퓨터로 전송하여 처리하였다. 실제 실험에서는 움직임이 심한 인체 심장(20세 중반의 건강한 남성 자원자)의 RF 데이터를 복부용 검사에서 일반적으로 사용되고 있는 중심주파수 3.5MHz, 192개의 변환소자, 반지름 50mm 및 진단 각도 77.5°의 곡면 배열 변환기(curved or convex array)를 사용하여 획득하였다. 이때 송신 초점은 20mm 깊이에 고정하였고 최대 진단 깊이가 200mm가 되도록 펄스 반복 주기는 269 μ s, 한 프레임 당 주사선 수는 192개, 프레임율은 19Hz로 선택하였다. 또한 모든 영상을 나타낼 때 동적 범위(dynamic range)는 50dB로 하였다.

그림 7은 연속한 다섯 프레임의 심초음파 영상으로서 왼쪽 패널에 위치하고 있는 영상들(그림 (a), (c), (e), (g), (i))은 CDF 기법에 의해 구성된 영상들이며, 오른쪽 패널에 있는 영상들(그림 (b), (d), (f), (h), (j))은 인접한 65개 주사선의 RF 데이터를 이용하여 한 개의 주사선을 구성하는 BiPBF 기법을 적용한 SA 영상이다. 이 실험에서는 복부용 곡면 배열 변환기를 이용하여 갈비뼈 사이로 심장의 영상을 얻었으며, 상용 시스템에 추가한 RF 데이터 획득 회로의 잡음 특성이 양호하지 못하고, 또한 BiPBF 기법의 성능을 향상시키기 위해 송신 초점을 변환기의 근거리(20mm)에 고정하였기 때문에 CDF 영상의 화질이 일반적인 영상에 비하여 떨어지는 것을 볼 수 있다. 하지만 같은 데이터를 이용하여 SA 기법을 적용하였을 경우에는 CDF 영상에 비하여 잡음이 많이 감소하였으며 심장 근육과 횡경막 등이 보다 명료하게 나타나 있다. 또한 좌심실(LV) 및 심실 중격(septum)의 형상이 훨씬 잘 표현되고 있으며, 승모판막(MV)의 모습도 CDF 기법을 적용한 영상에 비해

매우 선명하게 보인다. 뿐만 아니라 CDF 영상에서의 움직임 해상도 합성구경 영상에서는 거의 보이지 않는다. 이상의 의견은 숙련된 전문 초음파 방사선 기사들로부터 청취한 것이며, 두 기법의 영상들에 대해서 사전에 어떠한 정보도 주지 않은 상태에서 얻어진 것이다. 하지만 빠르게 움직이는 대상체의 경우에는 앞서 점 대상체의 경우와 같이 해상도가 현저히 악화되어 대상체 자체가 사라지는 현상이 발생하였다. 즉, 그림 7(i)와 7(j)는 심초음파 영상에서 가장 중요한 관찰 장기중 하나인 승모판막(MV)이 매우 빠르게 움직이는 경우인데 CDF 영상에서는 승모판막이 나타나 있지만 SA 영상에서는 거의 보이지 않는다. 이 현상은 점 대상체의 경우에서와 같이 축방향으로의 빠른 움직임 때문에 인접한 주사선 간의 위상 차이가 상쇄 간섭을 일으킨 결과이다.

제안된 방법을 이용하여 축방향 움직임을 보상하기 위하여 먼저 81번째 주사선을 중심으로 승모판막을 포함하는 이웃한 35개의 주사선으로 구성된 ROI(그림 7(i)에서 점선으로 표시)를 설정하고, 그 영역을 대표하는 축방향 움직임을 NCC와 AC를 이용하여 추정하였다. 이 ROI내에서 최대 에너지를 갖는 영상점은 그림에 표시된 81번째 주사선 ($i=I=81$)상의 1872번째 영상점 ($k=K=1872$)이었다. 그림 8은 81번째 주사선에 대한 $FSS_1^{81}(k)$ 를 보여주고 있다. 이 그림에서 NCC를 이용하여 구한 움직임 추정 변위 곡선 $R_{1872}^{81}(j)$ 을 흰색 실선으로 표시하여 두었다. 한편 AC를 이용하여 구한 대표 움직임 속도는 -90.3mm/s 였으며 비교를 목적으로 이 속도에 대응하는 가상적인 움직임 추정 변위 곡선을 흰색 점선으로 함께 표시하였다. 그림에서 보듯이 대상체의 속도가 일정하지 않고 조직 내부에서의 음향 특성의 불균일성으로 인해 점 대상체의 경우와는 달리 움직임 변위 곡선이 일정한 기울기를 갖지 않음을 확인할 수 있다. 또한 AC방법으로 구한 대표 속도에 해당하는 움직임 추정 변위 곡선은 특히 신호의 크기가 큰 영역에서 NCC 방법으로 추정된 움직임 변위 곡선을 잘 나타내고 있다.

그림 9(a)-(e)는 각각 그림 7(i)에 표시한 ROI에 대한 CDF, SA, SA-PBMC(NCC), SA-RBMC(NCC), SA-RBMC(AC) 영상들을 보여 주고 있다. 따라서 그림 9(a)와 9(b)는 각각 그림 7(i)와 7(j)에서 선택된 ROI 내의 영상과 동일한 영상이다. 그림 9(b)에서 승모판막이 움직임에 의한 상쇄 간섭에 의해서 거의 사라지는 현상이 분명하게 나타나 있다. 또한 모든 영상 점에 대해서 독립적으로 움직임을 추정하고 보상하는 SA-PBMC(NCC) 기법을 적용한 영상(그림 9(c))에서는 승모판막이 다시 관찰되지만 축엽의 증가로 인해 해상도가 저하되었으며, 이러한 현상이 모든 영상점에서 발생하여 주변 영역과의 구분이 명확히 되지 않음을 볼 수 있다. 반면에 SA-RBMC(NCC)(그림 9(d))와 SA-RBMC(AC)(그림 9(e))영상들의 경우에는 축엽의 상승없이 움직임이 효율적으로 보상되어 월등히 개선된 해상도를 갖는 승모판막을 보여 주고 있으며 신호 대 잡음비 측면에서도 다른 영상들과 비교하여 현격하게 향상된 결과를 보

여 주고 있다. 특히 SA-RBMC(AC) 기법은 인체 영상에서도 적은 계산량으로 SA-RBMC(NCC) 기법과 거의 차이가 없는 영상을 제공하는 것을 알 수 있다.

그림 9에 나타난 여러 기법에 의한 영상의 질을 정량적으로 비교하기 위해서 각 기법에 의한 영상들에 대해 CNR을 측정하여 표 2에 정리하였다. 그림 9에서 시각적으로 확인할 수 있는 것과 같이 SA-RBMC(NCC)와 SA-RBMC(AC) 기법들에 의한 CNR이 각각 3.82와 3.80으로 나머지 방법들에 의한 CNR보다 우수하게 나타났다.

결 론

본 논문에서는 우선 컴퓨터 프로그램으로 다양한 움직임을 갖는 점 대상체(point target)에 대한 컴퓨터 모사실험을 통하여 대상체의 움직임이 합성구경 기법에 미치는 영향을 조사하고, 이를 토대로 합성구경 기법의 움직임 결함을 극복할 수 있는 방법을 제안하였다. 점 대상체 실험 결과 합성구경 영상의 해상도에 결정적인 영향을 미치는 것은 축방향 움직임으로 빠른 움직임의 경우에는 빔 집속시 점 대상체가 관찰이 안될 정도의 위상 오류를 유발한다는 것을 확인하였다. 이를 바탕으로 컴퓨터 모사실험을 통하여 모든 영상점에서 축방향 움직임을 추정하고 보상하였더니 점 대상체를 다시 명료하게 관찰할 수 있었으나 축엽이 현저히 증가하여 해상도가 크게 저하되는 것을 확인하였다.

이러한 문제점들을 해결하기 위하여 본 논문에서는 먼저 일정한 관심영역 내에서 대상체의 대표적인 축방향 움직임을 추정하고 이에 의한 집속 지연 오차만을 관심영역의 모든 영상점에 대하여 동일하게 보상하는 영역 기반의 움직임 보상 기법(RBMC(NCC))을 제안하였다. 이때 대표 움직임은 관심영역 내에서 집속된 신호의 에너지가 최대가 되는 점에서의 움직임을 상호상관을 이용하여 계산할 수 있음을 보였다. 제안된 방법을 점 대상체에 대하여 적용한 결과 모든 방향으로의 움직임에 대하여 축엽의 증가없이 합성구경 영상의 해상도를 현저히 증가시킬 수 있음을 확인하였다. 또 성인 남자의 심영상을 합성구경 기법을 이용하여 관찰한 경우에도 동일한 결과를 얻을 수 있었다. 즉 합성구경을 적용하였을 때 심장 근육은 CDF 영상보다는 명확하게 나타나지만 승모판막과 같이 빠르게 움직이는 대상체의 신호의 크기 및 해상도가 현저히 감소되었다. 이를 제안한 방법으로 보정한 결과 움직임이 효과적으로 보상되어 높은 해상도와 CNR을 갖는 승모판막 영상을 얻을 수 있었다. 본 논문에서는 또한 자기상관 기반의 도플러 평균 주파수 추정 기법을 이용하여 관심 영역 내의 대표적인 축방향 움직임(대표 움직임 속도)을 추정하는 방법을 제안하였으며, 실험 결과 훨씬 적은 계산량으로 상호상관 방법과 거의 동일한 성능을 제공함을 확인하였다.

이상의 결과들로부터 본 논문에서 제안한 SA-RBMC(AC)는 SA 기법을 실제 영상에 적용할 때 발생하는 움직임 오류를 실시간으로 보상할 수 있는 효율적인 방법이라고 말할 수

있다.

참 고 문 헌

1. A. Macovski, "Medical Imaging Systems", Prentice Hall, pp. 73-224, 1983
2. J.H. Kim, T.K. Song, and S.B. Park, "A pipelined sampling delay focusing in ultrasonic imaging systems", *Ultrason. Imaging*, vol. 9, pp. 75-91, 1987
3. T.K. Song and S.B. Park, "A new digital array system for dynamic focusing and steering with reduced sampling rate", *Ultrason. Imaging*, vol. 12, pp. 1-16, 1990
4. M. O'Donnell, et al., "Real-time phased array imaging using digital beam forming and autonomous channel control", *IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 1499-1502, 1990
5. M. Karaman and M. O'Donnell, "Subaperture processing for ultrasonic imaging", *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr.*, vol. 42, pp. 126-135, 1998
6. 송태경, "초음파 선형주사 영상을 위한 합성구경 기법의 해석 및 응용", *대한의공학회지*, 제 20권, 제 4호, pp. 503-513, 1999
7. J.T. Ylitalo and H. Ermert, "Ultrasound synthetic aperture imaging: Monostatic approach", *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, vol. 41, pp. 333-339, 1994
8. G.R. Lockwood, J.R. Talman, and S.S. Brunke, "Realtime 3-D ultrasound imaging using sparse synthetic aperture beamforming", *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr.*, vol. 45, no. 4, pp. 980-988, 1998
9. M. Karaman, P.-C. Li, and M. O'Donnell, "Synthetic aperture imaging for small scale systems", *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, vol. 42, pp. 429-442, 1995
10. G.E. Trahey and L.F. Nock, "Synthetic receive aperture imaging with phase correction for motion and for tissue inhomogeneities-Part II: Basic principles", *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr.*, vol. 39, pp. 496-501, 1992
11. Mustafa Karaman, Hasan S. Bilge, and Matthew O'Donnell, "Adaptive Multi-element Synthetic Aperture Imaging with Motion and Phase Aberration Correction", *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, vol. 45, no. 4, pp. 1077-1087, 1998
12. M.-H. Bae, M.-K. Jeong, "A study of synthetic-aperture imaging with virtual source elements in B-mode ultrasound imaging systems", *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr.*, vol. 47, pp. 1510-1519, 2000
13. M.H. Bae and M.K. Jeong, "Bidirectional pixel based focusing in conventional B-mode ultrasound imaging", *Elec. Letters*, vol. 24, no. 22, pp. 2105-2107, 1998
14. K. Namekawa, C. Kasai, M. Tsukamoto, and A. Koyano, "Realtime Blood Flow Imaging System Utilizing Auto-Correlation Technique", in *Proc. 3rd Conf. World Fed. Ultrason. Med. Biol.*, AR. A. Lersky, Eds. Elmsford, NY: Pergamon, pp. 203-208, 1982