醫工學會誌 : 第13卷, 第1號, 1992
J. of KOSOMBE : Vol. 13, No. 1

研 究 論 文
92-13-1-04

이중 프로젝션 필터를 이용한 흉부 X-선 영상의 복원

이태수* · 민병구**

=Abstract=

Restoration of Chest X-ray Image Using Dual Projection Filter

Tae Soo Lee* and Byoung Goo Min**

A new restoration method of chest X-ray image (dual project filter) was proposed to improve SNR(signal to noise ratio) characteristics. In this method, a priori information of system and anatomical structure and statistics of projected object are used in the design of filter.

Dual projection filter varies its parameters, adapting to the local regions of chest(lung region, mediasternum, subdiaphragm) and the structure of chest (bone, tissue, blood vessel, bronchia). The performance of Dual Projection Filter was 0.1-0.2dB better than Dual Sensor Wiener Filter, which was used for initial estimate of Dual Porjection Filter.

1. 서 론

흉부 X-선 영상은 일반 영상과는 달리 고유의 해부학적인 구조를 가지고 있다. 따라서 일반적인 영상의 처리 특히 영상의 복원을 위해서 가정하는 영상의 통계적 특성인 Stationary를 가정할 수 없으므로, 흉부의 각 국소부위에 따른 적응 처리가 요구된다[1]. 이러한 적응 처리를 하지 않을 경우, 늑골과 같이 근접한 조직부위와 현저하게 영상의 통계적인 특성이 다르기 때문에 연속적인 에지가 나타나는 부위에서는 Stationary를 가정한 비적응 영상 복원필터는 심각한 모델오차를 발생하게 된다. 늑골 에지 부위에서의 급격한 명도 변화는 계단 모양으로 가정할 수 있다. 이 경우 모델오차로 인해 늑골에지의 방향으로 여러개의 음영 에지들이 나타나게 된다. 이러한 모델오차를 Lagendijk 등은 "Ring 현상"이라 정의한 바 있다.

이러한 현상을 없애기 위해 이들은 가중 Hilbert 공간이라는 새로운 개념을 도입하여, 영상 상의 에지 정보를 가중치에 포함시키는 기법을 시도해 오고 있다[2].

본 논문에서는 흉부 영상 고유의 해부학적인 구조, 통계적인 특성 및 시스템의 특성을 사전정보로

〈접수:1991년 10월 24일〉
*충북대학교 의과대학 의공학교실
**서울대학교 의과대학 의공학교실
* Division of Biomedical Engineering College of Medicine Chungbuk National University
** Division of Biomedical Engineering College of Medicine Seoul National University

충분히 사용하는 새로운 개념의 이중 프로젝션 필터를 제안하고자 한다.

시스템에 대한 사전정보는 X—선 발생장치, X—선 센서의 구조 및 특성에 대한 사전 정보이다. 이는 저자 등이 이미 해석한 바 있는 이중센서 위너필터에서 필터의 파라메타 결정에 사용될 뿐아니라[3], 공간 주파수 영역에서 모델 및 신호의 불완전성에서 기인한 오차에 영향을 받지 않는 영역 즉 복원한 영상의 공간주파수 성분중에서 신뢰할 수 있는 주파수 영역(이하 신뢰주파수 영역)을 정하는 데에 사용된다.

흉부 영상고유의 해부학적인 구조에 대한 사전정보는 국소 부위마다 다른 명도의 공간적 편차로써 나타낼 수 있으며, 통계적 특성은 명도의 공간적 평균치로 계산할 수 있다. 이들은 상호 결합된 조건하에서 범위를 벗어나지 않도록 하는 제한조건으로 나타낼 수 있다.

이러한 사전정보를 사용해서 흉부 X—선 영상을 복원하는 새로운 필터인 이중 프로젝션 필터가 종래의 비반복, 비적응 기법을 사용하는 필터에 비해 성능이 우수함을 시뮬레이션을 통해 밝히고자 한다.

2. 이중 프로젝션 연산자

사전정보를 제한 요소화하고 이를 이용하여 프로젝션 연산자를 설계해서 영상복원의 근본적인 난문제를 해결하려는 시도는 Youla와 Webb에 의해 처음 행해진 것으로, 이들은 Hilbert공간에서 프로젝션 개념에 입각한 11가지의 프로젝션 연산자를 수치적으로 구현하고, 이들을 토대로 복원하려는 영상에 대한 사전정보를 반복적으로 적용하는 기법을 제안하였다[4]. Sezan과 Stark는 이러한 기법을 실제로 영상 복원문제에 적용하여 사전정보를 이용하는 알고리즘을 구현하여 Gerchberg—Papoulis 알고리즘에 비해 복원의 성능이 우수함을 수치적으로 보였다[5].

이러한 프로젝션 연산자를 이용한 영상의 복원기법은 Trussel에 의해 더욱 발전되었는데, 그는 POCS(Projection Onto Convex Set)기법을 이용하여, 가능한 해의 영역을 프로젝션을 통해 계속 줄여감으로써 최종 추정치를 구하는 시도를 해오고 있다[6]. 이러한 기법은 거의 반복적인 기법을 통해 최종추정치로 수렴할 수 있는 조건을 만족하고 있다.

본 논문에서는 이중채널의 경우 프로젝션 또한 이중 채널이 되어야 하며 이를 이중 프로젝션 연산자라 정의한다. 이중 프로젝션은 두개의 입력을 가지며 이들을 각각 X_1, X_2라 할 때, 이중 프로젝션 연산자 P는

$$Px = \begin{bmatrix} P_{11} P_{12} \\ P_{21} P_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_1 \\ X_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} P_1(X_1, X_2) \\ P_2(X_1, X_2) \end{bmatrix}$$

$$= \begin{bmatrix} X, X \in R \\ T_1(X_1, X_2) \\ T_2(X_1, X_2) \end{bmatrix}, \text{ other wise} \qquad (1)$$

가 된다. 여기서 T는 프로젝션 함수로서 본 논문에서 사용한 T는 다음 절에서 상술하기로 한다.

3. 이중 프로젝션 필터

본 논문에서 제안하는 이중 프로젝션 필터는 그 사용하는 사전정보의 종류에 따라 세 가지의 단계로 구성되며, 흉부 영상 고유의 특성에 적응하는 반복적인 구조를 갖는다.

3·1 초기치

이중 프로젝션 필터의 초기치는 저자 등이 제안한 이중 센서 위너필터의 추정치로한다. 따라서 초기치 $F_0(u, v)$는

$$= \begin{bmatrix} F_{01}(U,V) \\ F_{01}(U,V) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A_{11}(U,V) & A_{12}(U,V) \\ A_{21}(U,V) & A_{22}(U,V) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} G_1(U,V) \\ G_2(U,V) \end{bmatrix} \qquad (2)$$

이며, 여기서 필터 파라메타 $A_{ij}(u, v)$는

$$Aij(U,V) = \frac{Hj(U,V)^* \dfrac{Sfij(U,V)}{Snij(U,V)}}{|+1H_1(U,V)|^2 \dfrac{Sn_{11}(U,V)}{Sn_{11}(U,V)} + |\ H_2(U,V)\ |^2 \dfrac{Sf_{22}(U,V)}{Sn_{22}(U,V)}}$$

for i=1,2 and j=1,2

이다(3). 식 3에서 $H_i(u, v)$와 $H_2(u, v)$는 각 이중 채널의 시스템 전달함수이며, $Sf_{ij}(u, v)$와 $Sn_{ij}(u, v)$는 각각 신호 및 잡음의 전력 스펙트럼이다.

3·2 신뢰주파수 영역

신뢰 주파수 영역의 개념은 원래 Sezan과 Tekalp에 의해 처음 도입된 개념으로 이들은 복원

영상의 가공오차를 분석하여 신호에 의한 오차와 잡음에 의한 오차를 구분하였다[7]. 이때 신호에 의한 오차는 시스템의 전달 함수가 저주파 여과기인 경우 필터를 적절히 설계하므로써 저주파 영역에서는 신호성분에 비해 충분히 작게할 수 있지만, 고주파 영역에서는 필터를 어떻게 설계한다 하더라도 신호에 의한 오차가 신호의 크기를 가지게 되므로 심각한 가공오차를 발생시키게 된다. 따라서 이러한 신호 성분에 의한 가공오차를 발생시키지 않는 공간주파수 영역(시스템의 전달함수가 저주파 여과기인 경우, 대개 저주파영역이 됨)을 신뢰주파수 영역으로 정의하며, 복원영상 성분 중에서 신뢰주파수 영역내의 주파수성분만을 비적응 비반복기법에 의한 추정치를 신뢰하고 여타의 주파수성분은 반복의 각 단계마다 바꾸어 나가는 프로젝션을 설계할 수 있다. 이중센서 위너필터의 경우에 신뢰주파수 영역은 식3의 분모 부분이 1보다 충분히 큰 영역이어야 하므로,

$$|H_1(U,V)|^2\frac{Sf_{11}(U,V)}{Sn_{11}(U,V)} + |H_2(U,V)|^2\frac{Sf_{22}(U,V)}{Sn_{22}(U,V)} > T \qquad (4)$$

를 만족하는 주파수 영역이며, 이하 $R_{(U,V)}$로 나타낸다. 단 여기서 T는 1보다 충분히 큰 수로서, 대개 10정도의 값을 가진다.

따라서 이중 프로젝션 Pd는

$$FT[Pd_1(X_1,X_2)](U,V)=\begin{cases} A_{11}(U,V)G_1(U,V)+A_{12}(U,V)G_2(U,V),(U,V)\in R(U<V) \\ FT[X_1](U,V)\ ,\text{other wise}\end{cases}$$

$$FT[Pd_2(X_1,X_2)](U,V)=\begin{cases} A_{21}(U,V)G_1(U,V)+A_{22}(U,V)G_2(U,V),(U,V)*\in R(U<V) \\ FT[X_1](U,V)\ ,\text{other wise}\end{cases}$$

로 정의할 수 있다. 여기서 FT는 퓨리어 변환이다.

3·3 해부학적 구조

흉부영상의 해부학적인 구조에 대한 사전정보는 흉부영상 중의 공간적인 변화 정도에 의해 나타낼 수 있으며, 늑골의 에지와 폐영역 에지, 그리고 횡격막에 의한 에지 등 변화가 아주 큰 영역(Ra_1), 기관, 기관지 및 폐혈관 등에 의한 변화가 큰 영역(Ra_2), 폐영역의 조직 등과 같이 변화가 작은 영역(Ra_3) 및 종격동이나 횡격막 하부와 같이 변화가 거의 없는 영역 (Ra_4) 등으로 구분할 수 있다.

이러한 사전정보는 추정된 복원 영상에서도 만족하여야 하며 이를 이용한 프로젝션을 설계할 수 있다. 이 경우 각각의 영역에 해당하는 프로젝션 Pa_1, Pa_2, Pa_3 Pa_4는

$$Pai\ X=\begin{cases} X \\ X+\dfrac{X-M}{|X-M|}*Tai & |X-M|^2<Tai \\ & |X-M|^2>Tai\end{cases}$$

for i=1,2,3,4

로 표시할 수 있다. 여기서 Ta_i는 국소부위의 공간적 변화도를 나타내는 매개변수이다.

3·4 통계적 특성

흉부 영상의 통계적 특성은 영상의 히스토그램에 의해 대표될 수 있으며, 이를 사전정보로 이용해서 영상을 세 부분으로 분리할 수 있다.

즉 히스토그램상에서 세 개의 첨두치 사이에 흉부의 세 부위를(폐영역, 종격동, 횡격막하부) 구분하는 명도가 있게 된다. 이러한 사전정보는 추정된 복원영상에서도 만족되어야 하며, 각 부위에 해당하는 프로젝션 P_{S1}, P_{S2}, P_{S3}는

$$Psj\ X=\begin{cases} X, & Xibj<X<Xubj \\ Xibj, & X<Xibj \\ Xubj, & X>Xubj\end{cases} \qquad \text{for } j=1,2,3$$

가 된다. 여기서 X_{lbj}와 X_{ubj}는 각각 해당영역의 최소 및 최대치이다.

상술한 바와 같은 프로젝션 연산자들을 구성 요소로 하는 이중 프로젝션 필터의 개요도는 그림 1과 같이 나타낼 수 있다.

4. 실험 및 결과

4·1 시뮬레이션

본 논문에서 제안하는 흉부 X-선 영상의 새로운 복원기법의 성능을 시험해 보기 위해, 1024x1024의 해상도를 가지는 디지탈 래디오그래피 시스템으로 입력한 영상을 흉부가 촬영된 관심이 있는 영역(ROI) 512x512만을 선택한 영상(그림 2)을 다시 2 : 1로 재표본화한 256x256 영상을

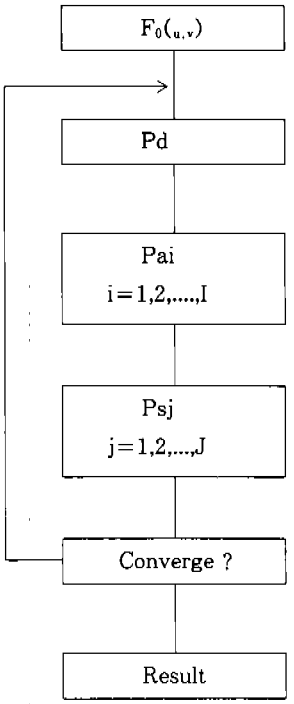

그림 1 이중 프로젝션 필터의 개요도

Fig. 1 Flow chart of dual projection filter

그림 2 512×512 해상도의 흉부 X-선 영상

Fig. 2 Chest X-ray image of 512x512 resolution

원영상으로 하고, 이중센서 입력을 시뮬레이션하는 두 영상 (그림 3)을 컴퓨터로 계산한 다음, 비반복, 비적응 기법인 이중센서 위너필터를 적용한 결과 영상과 이중 프로젝션 필터를 적용한 결과영상 (그림 4)을 비교하여 보았다.

시뮬레이션을 위해 원영상을 표1의 매개변수를 사용해서 열화시킨 두 입력 영상(이하 영상1, 영상2라 한다)을 이중센서 위너필터에 통과시켜 이중 프로젝션 필터의 초기치 $F_{01}(u,v)$, $F_{02}(u,v)$로 하였다. 표1에서 Var_x, Var_y는 각각 이중 센서 시스템의 시스템 전달함수를 결정하는 매개변수로서 시스템 전달함수를 2차원 가우시안형을 가지는 것으로 할 때, X 및 Y 방향의 분산치를 화소 단위로 나타낸 것이다. σ_n은 시스템의 잡음특성을 나타내는 매개변수로서 첨가된 잡음의 표준편차이다. SNR_i는 열화영상의 신호 대 잡음비를 dB단위로 나타낸 것이며, $BSNR_i$는 블러된 영상신호 대 첨가 잡음비를 dB단위로 나타낸 것이다.

표 1 시뮬레이션을 위한 열화영상의 열화를 나타내는 매개변수

Table 1 Parameters of degrade image for simulation

	영상 1	영상 2
Var_x,Var_y	8.00	3.00
σn	8.00	20.00
Signal Power	34050.00	34050.00
Degrade Noise	89.46	388.5
SNR_i(dB)	25.80	19.42
Blurred Signal	33953.00	33999.00
Additive Noise	63.65	376.1
$BSNR_i$(dB)	27.27	19.56

DPF를 적용할 시에 신뢰주파수 영역은 그림 5와 같다. 그림 5의 좌측 영상은 식2의 부등호 좌변에 나타나는 값에 10을 곱하여 256x256 주파수 해상도를 가지는 영상화한 것으로 그림상에서 밝게 나타날수록 신뢰주파수 영역에 가깝게 되고 어둡게 나타날수록 신뢰주파수 영역에서 멀어지게 된다. 주파수 영역(u,v)의 원점(0,0)은 그림상의 좌측 상단에 위치하게 하고, 공간주파수 u는 x방향으로 공간주파수 v는 -y방향으로 한것으로 공간

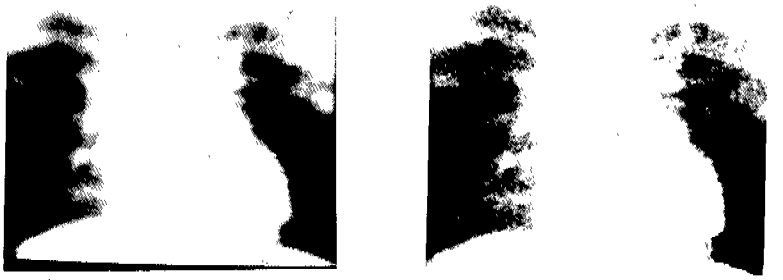

그림 3 시뮬레이션용 이중센서 입력영상
좌 : 영상1 우 : 영상2

Fig. 3 Dual sensor input for simulation
Left : Image 1 Right : 2

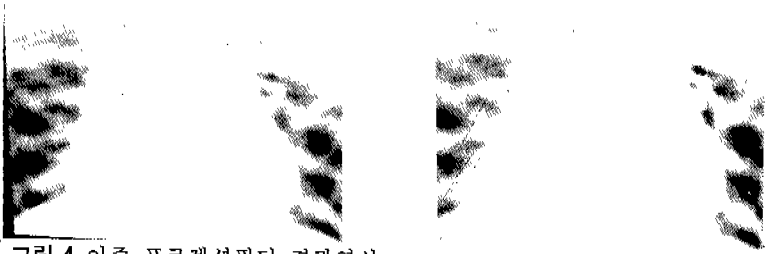

그림 4 이중 프로젝션필터 결과영상
좌 : 영상1 우 : 영상2

Fig. 4 Result image of dual projection filter
Left : Image 1 Right : Image 2

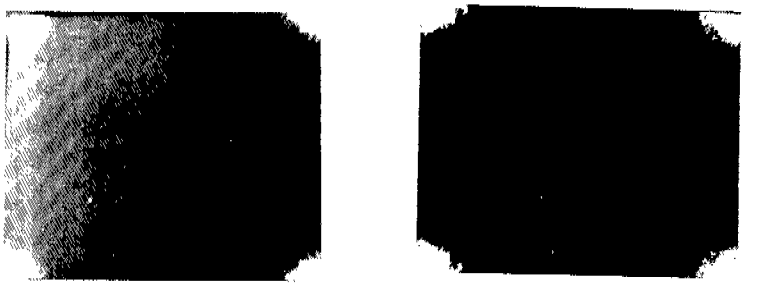

그림 5 신뢰주파수 영역을 나타낸 영상
좌 : 파라메타 영상
우 : 신뢰주파수 영역 영상

Fig. 5 Image representing reliable frequency region
Left : parameter image
Right : image of reliable frequency region

영역에서의 상호상관함수 및 점확산함수가 실수대칭형이므로 주파수 영역에서도 그림과 같이 실수대칭형으로 나타나게 된다.

그림 5의 우측영상은 식 4에서 영역을 구분하는 문턱치인 T를 5.0으로 두었을 때 신뢰주파수 영역으로 나타난 영역은 명도 50으로 두고, 그 이외의 영역은 0으로 하여 영상화한 것이다. 따라서 그림상에서 밝은 부분이 신뢰주파수 영역이다. 본 실험에서는 신뢰주파수 영역은 시스템의 점확산함수를 가우시안 형태로 가정하였기 때문에 저주파 영역에 집중되어 있음을 알 수 있고, 흉부 영상 고유의 전력 스펙트럼에 영향을 받아 영역의 경계선이 결정되게 되어 그림과 같은 형태를 가지게 된다.

그림 6은 표2의 파라미터를 이용하여 원 영상을 국소영역으로 나눈 파라미터영상으로 표2에서 구분한 여섯개의 국소 영역 0에서 5까지에 각 국소영역을 대표하는 번호에 16을 곱하여 이 값을 영상화 한 것이다.

표 2 흉부영상의 국소화 파라미터

Table 2 Regional parameters of chestimage

폐 영 역		종격동 및 횡격막 하부	
45<Mf<189		190<Mf<255	
0. 조직영역	Vf<400	3. 심장, 횡격막하부	Vf<100
1. 기관지, 폐경색	400<Vf<1600	4. 녹골 등 에지	100<Vf<400
2. 녹골에지	Vf>1600	5. 경계영역	Vf>400

표 2에서 M_f와 V_f는 각각 영상의 각 부위에서 5x5 크기의 창 내에서 계산한 평균치 및 분산치이다. 그림 6에서 알 수 있듯이 표2로 구분한 흉부영상의 각 부위가 파라미터 영상과 잘 대응하고 있다.

4·2 결과 및 결과 고찰

이중센서 위너필터와 이중 프로젝션 영상 1과 영상 2에 적용했을 때, 각각 신호대 잡음비의 개선도는 표3과 같다. DSWF 결과영상, 즉 DPF의 초기치에 비해 DPF 결과영상은 그 개선도가 0.09 dB 및 0.16dB이 커졌으며 이는 본 논문에서 제안한 흉부 영상에 적응하는 반복적인 기법의 성능이 비적응, 비반복적인 기법에 비해 우수함을 나타낸다.

그림 6 흉부영상의 국부영역을 나타내는 파라메타 영상

Fig. 6 Parameter image representing local region of chest

표 3 이중센서 위너필터(DSWF)와 이중 프로젝션 필터(DPF)의 비교

(dB 단위로 나타낸 신호대 잡음비 개선도)

Table 3 Comparison of Dual sensor wiener filter and dual projection filter

(SNR improvement measured by dB unit)

	DSWF	DPF	Improvement
영상 1	5.27dB	5.36dB	0.09dB
영상 2	11.65dB	11.71dB	0.16dB

DPF의 적용시에 각 반복회수마다 256x256 크기의 DFT, IFT가 각각 한번씩 들어가고, 6개의 프로젝션 필터 결과를 계산해야 하므로, 계산량이 많기 때문에 수렴의 속도가 본 알고리즘의 중요한 제한요소가 되는데, 알고리즘의 초기치로 DSWF 복원영상을 사용하므로, 영상복원이 일부된 상태에서 처리되므로, 수렴속도가 빠른 편이어서 10회 이내에서 수렴이 되었다. 영상 1은 1번의 반복회수에서 수렴이 되었고, 영상 2는 9번의 반복회수에서 수렴

이 되었는데 영상 1의 경우에는 본 실험에서 적용한 프로젝션의 파라메타로 표현되는 복원 영상에 대한 제한요소가 매우 엄격했음을 나타내고 있는 것으로, 제한요소가 엄격할 수록 수렴 속도는 빠른 대신 제한요소들로 결정되는 가능한 해 영역의 범위가 점점 좁아져서, 그 정도가 과대하게 되면 영역 자체가 없어지게 되는 결과를 빚게 되어 반복 적용시에 신호대 잡음비가 개선되지 않고 악화되는 악영향을 주게될 가능성이 있다.

반면에 제한요소의 엄격성이 덜한 경우에는 가능한 해영역이 상대적으로 커져서 수렴속도가 느리게 된다. 본 실험에는 영상 2의 경우에 평균자승오차의 감쇄는 그림 7과 같다.

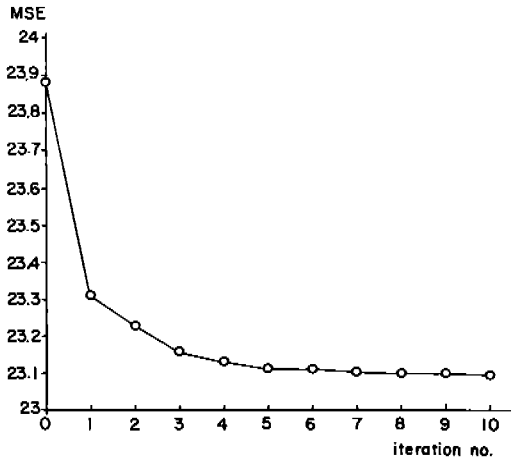

그림 7 반복회수에 따른 평균자승오차의 수렴

Fig. 7 Convergence of mean square error in each iteration step

5. 결론 및 토의

본 논문에서는 시스템에 대한 사전 정보 및 피조체의 해부학적, 통계적 특성을 알고리즘에 활용하는 이중 프로젝션 필터를 새로이 제안하였다.

이는 영상의 국부특성에 적응하는 반복적인 기법이다. 제안된 새로운 필터를 256x256 해상도의 흉부 영상에 적용하여, 비적응, 비반복 기법과 비교하였을 때 그 성능이 0.1-0.2dB 정도 개선됨을 보였다.

본 기법과 같이 여러 알고리즘들이 복합적으로 포함되는 기법에서는 많은 파라미터들을 정확히 조절할 수 있는 방법이 요구된다. 따라서 이러한 파라미터들의 미세한 변동에 결과가 영향을 받지 않도록 하는 알고리즘의 강인화가 필수적이며, 이는 앞으로 계속 연구되어야 할 과제로 생각된다.

흉부 영상의 복원은 시스템의 해상도가 충분히 높아서 Aliasing 효과가 시스템의 변조 전달 함수에 영향을 주지 않을 정도일 때 흉부 노듈 등 미세한 부위를 관찰하는데 필수적인 알고리즘이다. 디지탈 래디오그래피 시스템의 경향도 점차 고해상도화해가는 추세에 있어 이에 대한 많은 연구가 이루어질 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

1) H.Joel Trussel, "Processing of images, " Proc. of IEEE, Vol. 69, pp.615-627, May 1981.

2) R.L.Lagendijk, Jan Biemond, and D.E.Boekee, "Regularized iterative image restoration with ringing reduction," IEEE Trans. ASSP. vol. ASSP. 36, pp.1874-1888, Dec. 1988.

3) T.S.Lee and B.G.Min, "Image restoration of digital radiography using dual sensor wiener filter," KOSOMBE Trans. vol. 10, no. 3, pp.293-302, Dec. 1989.

4) D.C.Youla and H.Webb, "Image restoration by method of convex projections:Part1-Theory," IEEE Trans. Medical Imaging, vol. MI-1, pp. 81-94, Oct. 1982.

5) M.I.Sezan and H.Stark, "Image restoration by method of convex projections:Part2-Application and numerical results," IEEE Trans. Medical Imaging, vol. Mi-1, pp.95-101, Oct. 1982.

6) H.J.Trussel and M.R.Civanlar, "The feasible solution in signal restoration," IEEE Trans. ASSP. vol. ASSP.-32, pp. 201-212, Apr. 1984.

7) M.I.Sezan and A.M.Tekalp, "Adaptive image restoration with artifact suppression using the theory of convex projection," IEEE Trans. ASSP. vol. ASSP.-38, Jan. 1990.