

디지털 혈관 조영 장치의 영상기술 응용에 관한 연구

남 문 현 **
** 건국대학교 전기공학과

김 성 룡 *
* 서울대학교 병원 소아방사선과

A Study on the Applications of the Digital Subtraction Angiography Imaging Technique

Moon-Hyon, Nam
Dept. Electrical Engineering
Kon-Kuk University, Seoul

Sung-Ryong, Kim
Dept. Pediatric Radiology
Seoul National University Hospital, Seoul

Abstract

Digital Subtraction Angiography(DSA) technique has been widely used to detect vascular diseases and hemodynamic parameters noninvasively. However, there are few quantitative studies on the factors in fluencing the resultant DSA image quality.

In this paper, several important factors are suggested to improved the DSA image quality based on mathematical analysis. Experimental DSA images for different filters are shown and also dicussed the difference between original and process-ed image quality.

1. 서 론

일반적인 촬영기법은 방사선을 인체에 투사한 후 증감지를 통하여 농도차이를 모니터나 필름에 나타낸다.

반면, 디지털 혈관조영 장치는 농도차이를 디지털로 변환시켜 양적영상과 음적영상을 조합 가감하여 조영제만 나타내게 하는 방법이다. 그러나 인체를 투과한 방사선에너지는 인체의 여건에 따라 명도차이가 한계치 이상으로 나타남으로써 화질이 저하되는 등 여러가지 매개변수의 영향을 받는다.

본 연구는 화질개선 목적으로 여러모양의 필터를 사용하여 투과된 방사선이 균일한 에너지를 가지고 영상증배관에 도달되도록 조절하고, 또한 조영제의 농도와 량을 효과적으로 주입하고, 촬영당시 움직여진 상태를 제거하기 위하여 조영제가 주입되지 않은 마스크(Mask)영상을 이동시키는 기법과 확산병행 이동기법을 적용하여

임상적으로 화질을 향상시키는 방법에 대하여 연구한 것이다.

2. 디지털 혈관 조영장치의 구성 및 개요

디지털 혈관 조영장치는 미국의 아리조나 대학과 위스콘신대학의 연구팀이 1979년 개발한 이후 실용화되기 시작하여 많은 발전을 거듭하였고 국내에서도 서울대학교 병원에서 SRM-II(1983) 장치를 개발하여 임상적으로 실용화하여 많은 환자를 시술한 바 있다. [1], [2], [8] 첨단 영상과학에 힘입어 최근에는 다양한 기종이 새로 등장하고 있으며 디지털 혈관 조영장치 DVI-CV의 개요도는 그림 [1]과 같다.

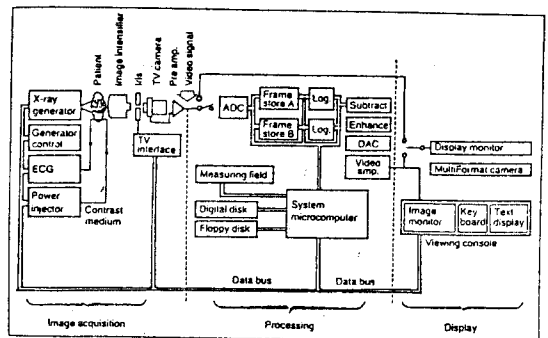


그림 [1] DVI-CV 블럭 선도

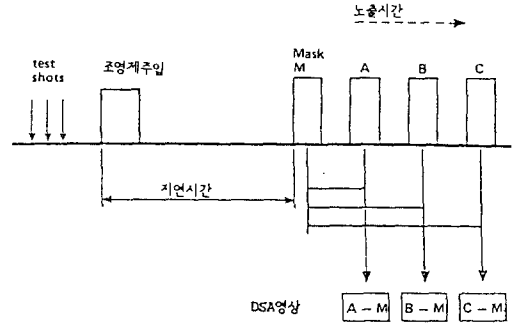
혈관조영술에 이용되는 디지털 혈관조영 장치는 조영제 주입후 촬영조영 장치에 조영제가 도달하기전 마스크영상을 기억시킨후 다시 조영제가 주입된 영상을 총합하여 디지털 혈관 조영상을 얻게되는데 영상출력은 다음과 같이 표시할 수 있다. [9]

$$y(i, j) = \frac{1}{N} \sum_{k=k_1}^{k_1+N-1} f(i, j, k) - \frac{1}{N} \sum_{k=k_0}^{k_0+N-1} f(i, j, k) \quad \text{--(1)}$$

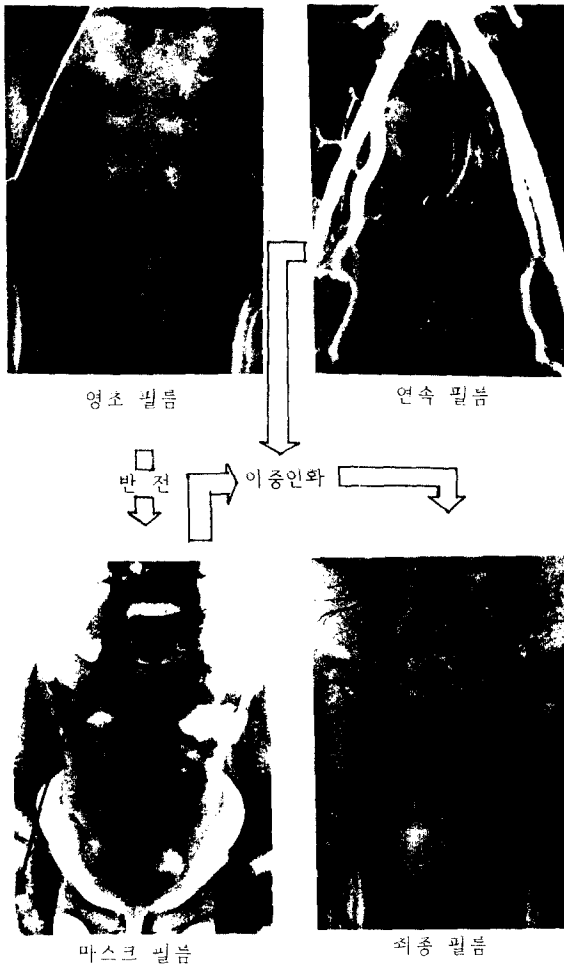
식(1)에서

$f(i, j, k)$: 입력영상
 이 때 i, j : 영상에서의 2차원 좌표
 k : 영상순서

512 x 512 화소영상인 경우 i, j 의 범위는 $1 \leq i, j \leq 512$ 이며 N 은 평균가산 횟수를 표시하고 마스크 영상도 N 번 평균을 하므로 $K_m > K_o + N$ 이 된다. 감골처리식 열관조영술의 과정은 그림[2] 와 같으며 디지털 혈관 조영술의 촬영과정은 그림[3]과 같다. 이렇게 얻어진 영상은 메모리 디스크에 보관하여 CRT 필름으로 촬영 하므로써 영구적으로 자료를 보관할 수 있다.



그림[3] 촬영 방식



그림[2] 감골처리식 열관조영과정

3. 화질인자에 대한 실험 및 결과

1) 전기적 특성

방사선은 인체에 투사되어 흡수와 산란 그리고 투과의 세가지 특성으로 이루어지며 투과돼 나온 방사선에너지가 흡수차로 영상을 이루게 된다.

전기적인 에너지를 방사선 에너지로 변환시키는데 필요한 것이 KVp, mA, Sec 이며 이인자를 루위에 따라 적절히 사용하여 양질의 화질을 이루게 된다.

KVp, mA, Sec 를 감소시키면 흡수가 증가하게 되고 산란선이 감소되지만 투과량이 적어지므로 영상의 대조도가 감소하게되고, 반면 KVp, mA, Sec 를 증가시키면 영상에 산란선이 발생하여 산란선은 영상의 대조도, 선예도 및 해상력을 저하시킨다.

방사선의 흡수율은 원자번호, 밀도 그리고 두께에 비례하여 이루어지며 물체를 투과한 방사선이 방향을 바꾸지 않으며 산란을 발생하지 않고 직진하는 단일파장이라 생각할때 지수법칙을 적용하면 다음과 같은 식으로 표현할 수 있다. [6]

공, 두께 t 의 물질을 투과한 후의 방사선 강도는

$$I_t = I_0 e^{-\mu t} \quad \text{-----}(2)$$

위 식에서

- I_0 : 입사 방사선 강도
- μ : 선흡수 계수
- t : 두께

이 I_t 가 영상증배관에 도달하여 카메라의 광출력에 전달되면 영상이 나타나게 되는데 이 때 I_t 가 영상의 화질에 영향을 미치게 된다.

2) 필터링

인체의 각부분은 두께와 농도가 서로 다르기 때문에 방사선이 방사되는 부분이나 피검자 신체부위에 필터를 부착시켜 다른부분을 보상하여 농도가 균일하도록 해야 하며, 이 때 썸기형 필터와 등가필터를 사용하고 디지털 혈관조영술을 시행한다.

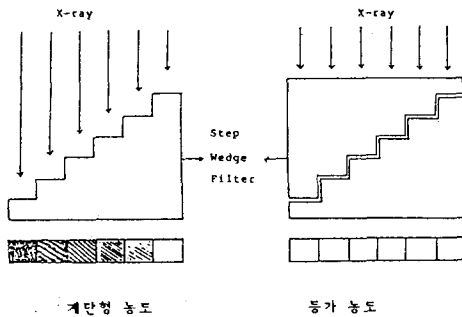
(1) 등가 필터

일반적인 촬영 시스템에서는 인체의 사지등은 적은 KVP, mAs 로 촬영되어 질수 있으나 방사선 피폭선량이 많아지고 화질이 저하되기 때문에 진단용 방사선 장치에서는 40-150KVP 로 사용하도록 국제방사선방어 위원회(NCRP) 는 권장하고 있다.

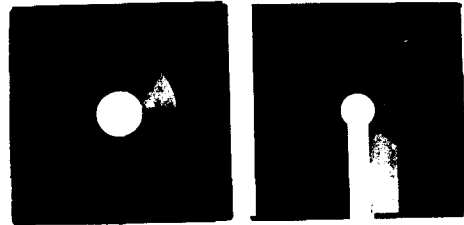
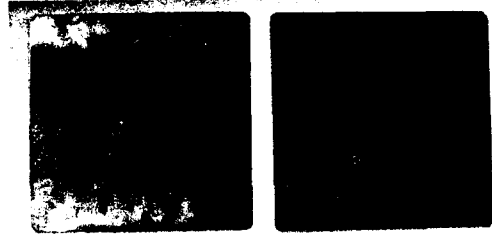
그러나 디지털 혈관조영장치인 DVI-CV 는 실질적으로 50-90KVP 범위에서만 촬영되도록 고안되어져 소아환자(0-15세) 의 디지털 혈관조영술의 경우 이 범주내에 미치지 못하는 경우 다음과 같은 등가필터를 사용하여 50-90KVP 범주에 도달하도록 해야한다.

- Cu : 0.3, 0.5, 1.0, 1.5, 2.0mm 의 판
- Al : 5, 10, 20mm 의 판

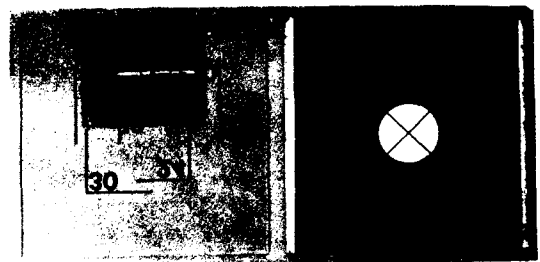
이러한 등가 필터를 사용하면 투과량이 균일하게 된다. 그림[4]는 등가 및 썸기형 필터를 나타낸 것이고 그림[5]는 등가 필터의 사진이며 그림[6]은 부분등가필터 사진이다.



그림[4] 등가 및 썸기형 필터



그림[5] 등가 필터



그림[6] 부분등가 필터

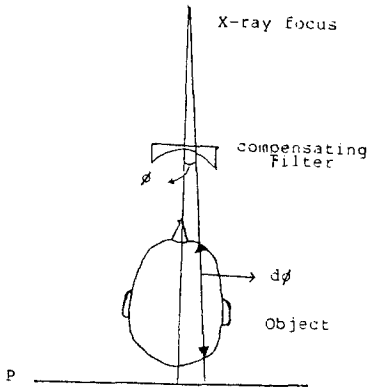
(2) 쉐기형 필터

인체의 굴곡이 많이 형성되어 있는 부분이나 두께가 일정하지 않아 농도상으로 심한 차이가 나는 부분은 쉐기형 필터를 사용하여 균일한 농도를 얻고자 하는 방법이다. 그림 [7]은 쉐기형 필터를 사용하여 방사선 흡수를 나타낸 것이다. [8] 쉐기형 필터를 사용하여 비디오 전압출력을 살펴보면 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$V = KI^m \quad \text{-----(3)}$$

위 식에서

- K.m : TV 카메라 고유상수
- V : 형광면에서 카메라의 비디오전압
- I : 형광면의 방사선 강도



영상 증배관 입력 형광면
그림 [7] 방사선 흡수

7) 피사체가 없을 때

- $\mu\theta s$: 각도 θ 일 때 피사체가 없을 경우 행로 $d\theta$ 를 따라 생기는 필요감쇄계수
 - $I\theta s$: 영상증배관 표면 P에서의 방사선 강도
 - $V\theta s$: P에서 신호에 따른 TV카메라 출력전압
- 그러므로 식(3)에 따라

$$V\theta s = K\theta I\theta s^m = V_s \quad \text{-----(4)}$$

보상용 필터를 사용하여 영상전반에 걸쳐 일정한 출력이 되도록 조절한다.

8) 피사체가 있을 때

- $\mu\theta t$: 각도 θ 에서 행로 $d\theta$ 를 따라 생기는 필요감쇄계수
 - $I\theta t$: P에서의 방사선 강도
- $$I\theta t = I\theta s \exp[\mu\theta t - \mu\theta s]d\theta \quad \text{-(5)}$$
- $V\theta t$: P에서의 TV 신호는 식(3)에 따라 감쇄계수

$$V\theta t = V_s \exp[-m(\mu\theta t - \mu\theta s)d\theta] \quad \text{-----(6)}$$

그러므로 실제의 영상신호는

$$\exp[m(\mu\theta t - \mu\theta s)d\theta] = V_s / V\theta t \quad \text{-----(7)}$$

$$(\mu\theta t - \mu\theta s)d\theta = \ln(V_s / V\theta t) / m \quad \text{-----(8)}$$

인체의 각부위는 $\mu\theta t$ 값이 다르므로 보상필터가 없는 경우 따라서 $\mu\theta t$ 값이 변하면 보상해줄 수 있는 필터를 사용하면, 고분 화질의 영상을 얻을 수 있는데 그림 [8]은 보상용 필터를 나타낸 것이다. 이러한 보상용 필터를 두개골, 복부, 사지, 슬관절 등의 디지털 열관조영의 경우 사용하면 화질이 현저히 향상되는 것을 알 수 있다. 또한 긴물주머니 등을 대퇴부나 슬관절사이에 놓고 촬영을 해도 화질이 좋은 영상을 얻을 수 있다.

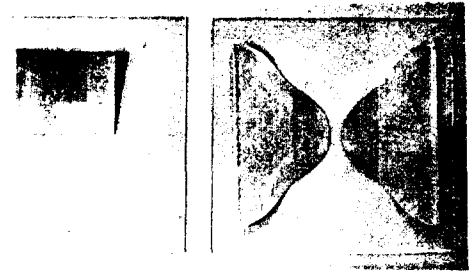
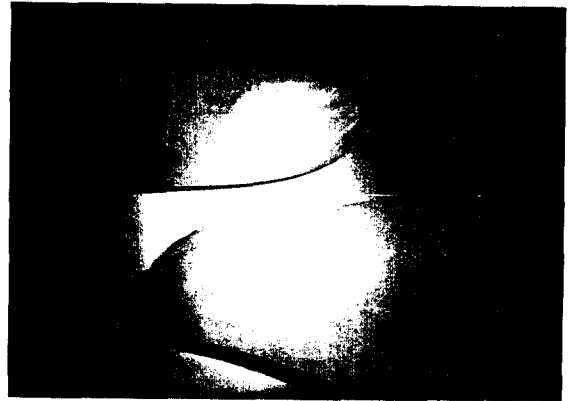


그림 [8] 보상용 필터



3) 피조물의 움직임

환자의 움직임은 디지털 열관조영술의 경우 영상에 커다란 영향을 미치므로 아주 중요한 문제이다. 환자를 고정하여 움직임을 방지하고 조장 및 대상은 연동운동 및 경련으로 움직이는 것은 인간의 의지로는 고정시킬 수 없으므로 촬영직전 환자의 움직임을 억제시킬 수 있는 약을 주입하여 일시 정지시키는 방법도 시행되는 반면, 이들의 움직임에 대한 영상은 확소이동기법을 써서 향상된 영상을 얻을 수 있다.

4. 고찰

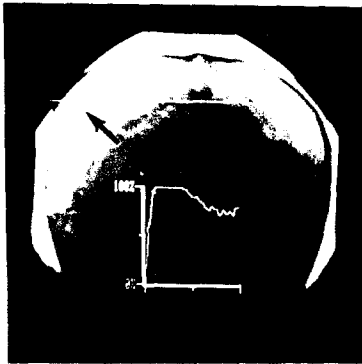
1) 필터링에 관한 해석

인체를 투과한 방사선이 균등하지 않다는 것은 식(2)에서 언급된바와 같이 투과 방사선이 균등하여야 영상의 화질이 향상된다. 그림 [9]의 사진에서 농도 프로파일 (density profile) 측정기준은 흰부분을 100%로 정하고 검은 부분을 영(zero)%로 정한 사진이다. A)에서의 농도 프로파일은 필터가 없기때문에 머리상부 곧 화살표 부분의 농도는 100%로 가장 중요한 마스크

에서부터 영상이 형성되지 않고 있으므로 B)에서와 같이 디지털 혈관조영상의 화살표 부분의 농도가 없는 결과로 영상이 나타나지 않고 있다.

반면 C)에서는 Cu : 0.5mm+Al : 12mm 의 이중 필터를 사용하여 촬영한 결과 필터의 원형 양쪽 가장 자리만 농도가 약간 증가하고 나머지 부분은 농도가 균등한 것을 알 수 있다.

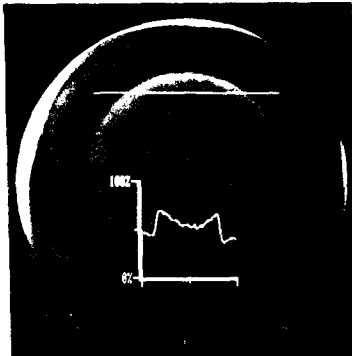
농도가 균등하므로 사진 D)에서와 같이 디지털 혈관조영상의 화질이 향상되어 많은 정보를 제공할 수 있게 된다.



A) 필터없는 마스크 영상



B) 필터없는 혈관 조영상



C) Cu : 0.5mm+Al : 12mm 의 필터를 삽입한 마스크 영상

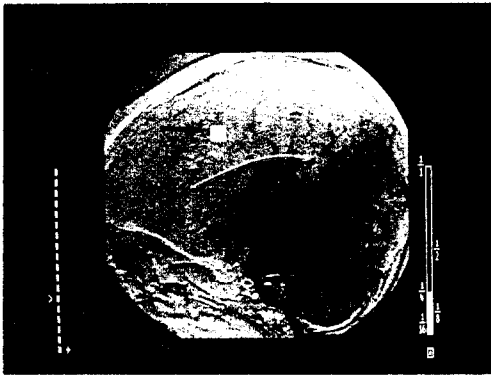


D) Cu : 0.5mm+Al : 12mm 의 필터를 삽입한 혈관 조영상

그림 [9] 필터링의 해석

2) 확소이동기법의 이용

피조물의 움직임 때문에 영상의 농도가 균일하지 않아 영상에 영향을 미치게 된다. 움직임은 미세혈관에 대한 영상의 화질을 저하시키는 원인이 된다. 이러한 피조물의 운동에 의한 것들은 영상을 병영이동하여 영상을 재조합시켜 화질을 보완 향상시켰다. 그림 [10] 사진 A)에서 머리속에 있는 기다란 모양의관이 확살표에서 나타난 것처럼 뚜렷하게 보이는데 이것은 디지털 혈관조영술을 시행할 때 환자 자신이 움직인 영상의 결과이다. 이러한 움직임 때문에 나타난 영상은 제거하여야 하는데 사진 B)에서 보면 확살표 부분의 농도가 균일한 것을 알 수 있는데 이 영상은 확소이동기법을 이용하여 영상을 재조합시킨 결과로 화질이 개선된 것을 알 수 있다.



A) 원래의 영상



B) 병영이동시킨 영상.

그림 [10] 확소병영 이동시킨 영상

5. 결 론

본 연구는 화질 개선에 관한 연구로 실험을 통하여 얻은 결과를 요약하면 다음과 같다. 디지털 혈관조영 장치로부터 영상을 얻는 과정에서 농도가 균일하지 않아 좋은 화질을 얻을 수 없으므로 보상 필터, 곧 플라스틱, 알루미늄, 동 그리고 물주머니 등을 부가하여 균일한 디지털 혈관조영상을 얻을 수 있었으며, 조영제의 주입방법에 따라 영상에 영향을 미치므로 조영제 주입시 선형상승시간(linear rise time)을 되도록 짧게 하는 것이 이상적인 영상을 얻을 수 있음을 알았다. 경미한 피조물의 운동은 확소이동기법과 마스크 이동기법을 적용하여 해결할 수 있었으며 조영제의 량과 화질면에서 볼 때 선택적 조영술로써 디지털 혈관조영상을 얻는 것이 효과적임을 알 수 있었다.

참고문헌

- [1] Joachim H. Bunsch, M.D., et al : Assessment of Arterial Blood Flow Measurements by Digital Angiography ; Radiology 141:39-41, October 1981.
- [2] Edward Buonocore, M.D., et al : Digital Subtraction Angiography of the Abdominal Aorta and Renal Arteries ; Radiology 139:281-286, May 1981.
- [3] Thomas F. Meaney, M.A. Weinstein, et al : Digital Subtraction Angiography of the Human Cardiovascular System : AJR 135: 1153-1160, December 1980.
- [4] 남문연 : 인간의 머리운동 제어에 대한 생체공학적 연구 ; 건국대학교 학술지 제27집(2) 1985.
- [5] Digital Subtraction Angiography in Clinical Practice : Published by Philips Medical Systems Bests, The Netherlands.
- [6] 어준번 : X-선 기술 원론 ; 고분사, 1974.
- [7] 김희찬, 이태수, 박광식, 한만청, 민병구 : 디지털 혈관조영장치의 개발 및 국산화에 관한 연구, 의공학회지 제6권 제2호, PP29-32, 1985.
- [8] Merrill's Atlas of Radiographic Positions and Radiologic procedures. 5th ed, Vol.3, 1986.
- [9] DVI-CV, Release 4.2 ; Philips Operator's Manual.