

QA용 두부 팬텀을 이용한 Hitchcoke CT 및 혈관조영 정위적 시스템에 대한 정확도 평가

김성현, 서태석, 윤세철¹, 손병철², 김문찬², 신경섭

가톨릭 대학교 의과대학 생체의공학 연구소, 치료방사선과¹, 신경외과²

정위적 방사선 수술과 신경외과적 수술분야에서는 상호보완적인 영상정보를 얻기 위하여 컴퓨터 단층촬영(CT), 자기공명영상(MRI) 그리고 혈관조영촬영이 사용된다. 본 연구의 목적은 여러 영상 장치와 다목적 QA(Quality Control)팬텀을 이용하면서, 정위적 방사선수술 및 신경외과적 수술분야에서 두정부내의 병소에 대한 모양, 크기, 위치를 정확하게 결정하기 위한 3차원 정위 시스템을 개발하는 것이다. 목표물의 정확한 위치를 정의하기 위하여, Hitchcoke 정위 프레임과 컴퓨터 단층촬영(CT)/혈관 조영촬영용 위치추정 보조기구들을 3차원 공간상에 9개의 목표물을 가진 팬텀에 고정 하였다. 컴퓨터 단층촬영과 혈관 조영촬영을 이용하여 얻은 기하학적 팬텀의 영상들을 이용하여, 목표물의 3차원 정위좌표를 얻기위한 알고리즘이 개발되었다. 개발된 알고리즘에 의해 계산된 목표물들의 위치는 팬텀의 절대 좌표와 비교 되었고, 각 CT 영상에서의 목표물들은 뇌혈관촬영 영상위에 상호 중첩될 수 있도록 개발 되었다. 512×512 매트릭스와 2mm 슬라이스 두께를 가진 컴퓨터 단층촬영에 있어서는 1.02±0.17 mm의 평균거리오차를 보였고, 혈관 조영촬영인 경우에는 0.41±0.05mm의 평균거리오차를 보였다. 목표물의 위치를 결정하는데 있어서 결과로 나온 정확도는 개발된 시스템이 정위적 방사선수술과 신경외과적수술을 위해 충분히 신뢰성이 있음을 확인해주었다.

3-D 정위 시스템, 정위적 방사선 수술, 신경외과적 수술, 히치코크 정위 프레임, QA팬텀

서 론

의학분야에서 서로 다른 각각의 영상들은 상호보완적인 영상정보를 제공한다. 그래서 병소의 진단과 치료의 효율성을 위해 각각의 영상들이 가지는 특징들을 결합시키는 것은 매우 중요한 의미를 가지며 그 필요성이 증가되고 있다. 정위적 방사선 수술 및 신경 외과적 수술분야에서는 상호보완적인 인체정보를 제공하기 위하여 CT(Computed Tomography)와 뇌혈관촬영(X-ray Angiography), MR (Magnetic Resonance) 영상 등이 사용된다[1-5].

뇌의 중심부 또는 기능적으로 중요한 부위에 발생한 동정맥기형이나 종양 등은 수술이 불가능하거나 위험이 따르는 경우 외과적 수술방식 대신 방사선

수술이 이용되고 있다. 뇌 정위적 방사선 수술은 통상적으로 두 개강 내의 작은 병변에 한번에 집중적으로 다량의 방사선을 조사하면서 주위 정상조직 및 주요기관에는 방사선의 피해를 최소화하는 수술법이다[6]. 동정맥기형등의 경우에는 병변의 위치를 정확하게 파악하기 위하여 CT영상 외에 뇌혈관 조영영상이 동시에 사용된다[7,8]. 그러나 이러한 영상들은 독립적으로 사용되기 때문에 신경외과에서는 전체적으로 3차원의 기하학적 구조를 평가하기 위해 해부학적인 구조와 혈관구조를 중첩시켜야 하는 필요성이 증가하고 있다. 선량분포를 나타내어야 하는 방사선치료 계획분야에서도 비슷한 관심들이 나타나고 있으며[3], 방사선 수술시 적절한 병소의 위치를 선정하기 위하여 CT상의 병소와 뇌혈관 촬영 영상에 나타난 병소를 상호 중첩시키는 노력이 필요하다.[4].

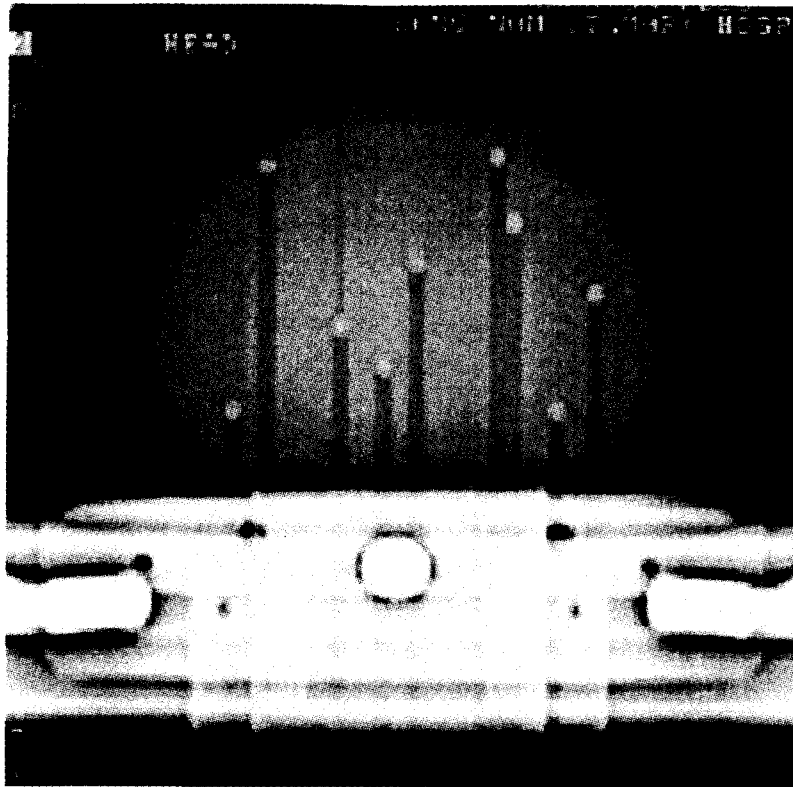


그림 1. QA(Quality Assurance)를 위한 팬텀.

정위적 방사선 수술에서 요구되는 조건은 우선 정위적 기구가 환자의 두개골에 단단히 부착되어야 하며 대상 목표점의 위치가 3차원 공간상에서 정확히 결정되어야 하고 계획된 선량이 목표점에 정확히 전달되어야 한다. 정위적 방사선 수술에서 품질보증(Quality Assurance, QA)은 방사선 수술의 정확성과 안전성을 위해 매우 주요한 작업이다[9,10]. 본 연구의 목적은 정위적 기구와 영상처리 기술을 이용하여 CT와 뇌혈관촬영(X-ray Angiography)영상에 나타난 병변의 정확한 위치와 크기를 파악하고, 병변을 합성시키는 3차원 정위시스템을 개발하는데 있다. 정위시스템은 사용하고자 하는 frame종류와 진단 영상장치(CT, MRI 및 뇌혈관 촬영 시스템등)종류에 따라 각각 달리 개발되어 왔다. 본 연구에서는 hitchcoke 정위 시스템을 이용하여 2차원 영상인 CT와 뇌혈관촬영 영상에 나타나는 병변의 위치를 3차원 정위좌표로 정확히 변환할 수 있는 알고리즘을 개발하였다. 두경부 팬텀을 이용하여 알고리즘의 정확성을 검증하며, 두 영상에 나타난 병소의 위치와 크기를 중첩시켰다.

본 연구를 통하여 개발된 3차원 정위시스템의 정확성은 방사선 정위수술 및 신경 외과적 수술분야에

서 많은 도움이 되리라 사료된다.

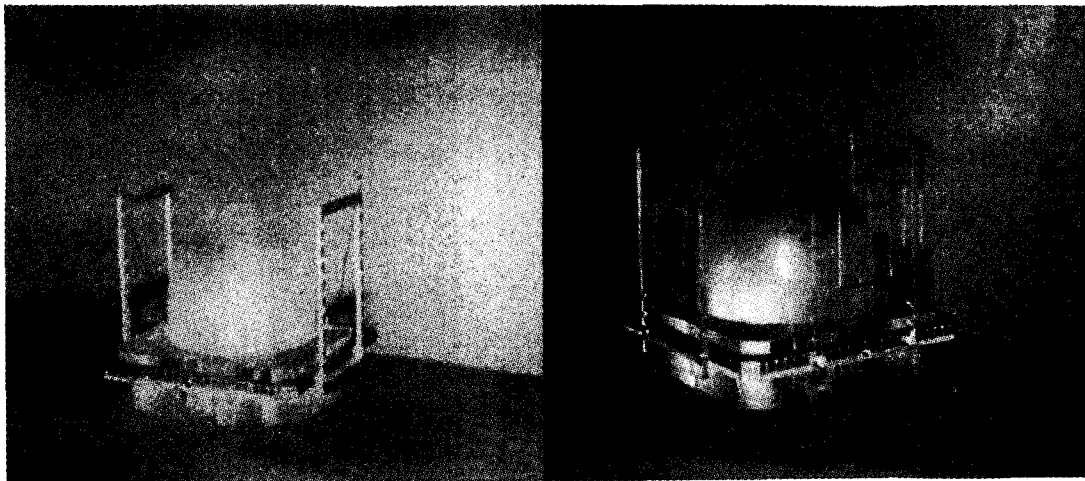
재료 및 방법

1. QA(Quality Assurance)를 위한 두부(head) 팬텀 제작

CT영상과 혈관조영 영상에서 3차원적인 위치를 충분히 반영할 수 있는 9개의 가상병변을 나타내는 인체유사 머리팬텀을 제작하였다. 팬텀은 직경이 180 mm, 높이가 190mm인 아크릴로 구성되며 위부분은 반경 90mm의 반구형태를 이루며 아래부분은 실린더형태로 구성되어 있다. 가상 병변으로써 직경 5mm의 알루미늄볼 9개를 사용하였다.

2. 뇌혈관촬영 위치측정 보조기구(Angiography localizer)제작

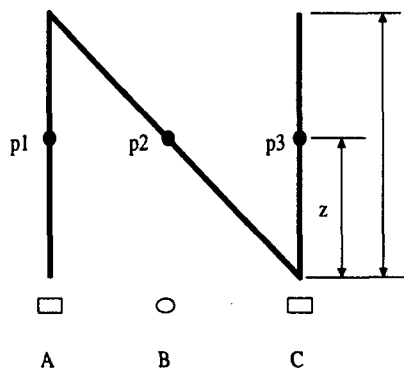
Hitchcoke head ring에 부착될 뇌혈관촬영 위치 측정 보조기구는 아크릴로 제작되었으며 전후좌우 4개의 사각 판으로 구성되었다. 각각의 사각형 꼭지



a)

b)

그림 2. Hitchcock stereotactic ring에 부착된 a) CT localizer 시스템 및 b) angio localizer 시스템.



$$z = H \frac{AB}{AC}$$

영상에서 localization bar의 단면 모양

그림 3. CT localizer의 구조적 특징. p1, p2, p3는 영상평면과 교차되는 점들을 가리킨다.

점은 직경 2.3mm의 납볼로 구성되며 사각형 꼭지점 간의 거리는 60mm이다(그림 2b). CT용 위치측정 보조기구는 상용화된 Hitchcock 시스템을 그대로 사용하였다(그림 2a).

3. 좌표변환

뇌정위적 방사선 수술시 수술계획을 세우는데 필요한 병소 및 병소주위의 인체정보에 관한 3차원적 데이터를 구하기 위하여 (1)hitchcock 정위 시스템 (stereotactic localization system)을 사용하였다. 인체유사 머리팬텀에 위치측정 보조기구(stereotactic frame과 localizer)를 설치(그림 2a)한 후 CT 및 뇌

혈관촬영(angiography)을 한다. (2)필름 스캐너와 디스크 드라이브(MOD)를 통하여 컴퓨터에 입력된 영상으로부터 병소 부위 및 위치측정 보조기구에 대한 상대적 위치정보를 추출하여 두정부 내의 각 화소를 3차원적 정위 좌표로 전환하였다.

1) CT를 이용한 좌표변환

Hitchcock stereotactic head ring에 부착되는 CT localizer는 N자 모양의 특징을 가지며 종축상의 단면에서는 동일선상의 3점을 나타낸다(그림 3). Head ring의 두 측면사이의 거리가 26cm이고 localizer의

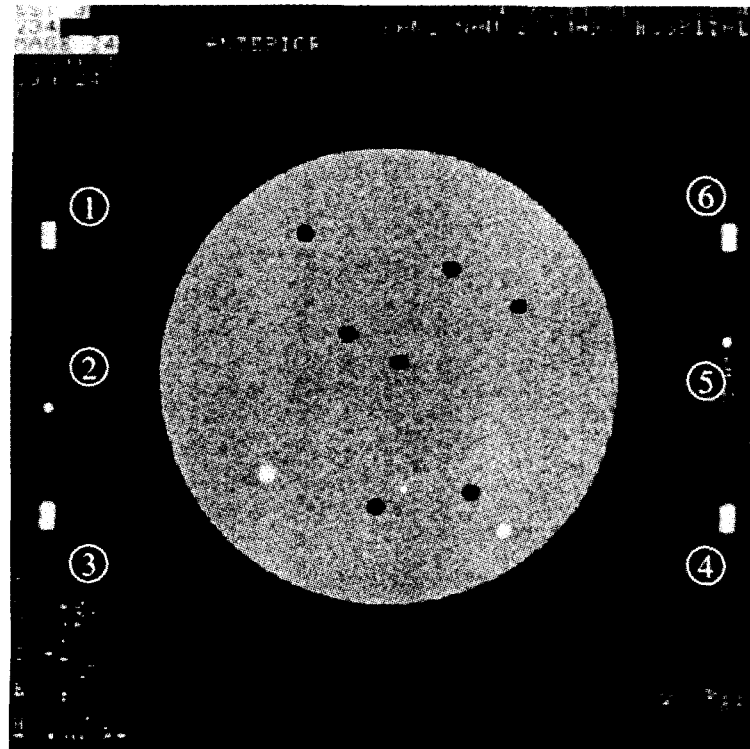


그림 4. Hitchcock CT localizer를 이용하여 종축방향으로 얻은 팬텀의 단면상. 알루미늄 볼의 단면(등근 흰점)과 localizer의 단면을 나타내는 6개의 점을 볼 수 있다.

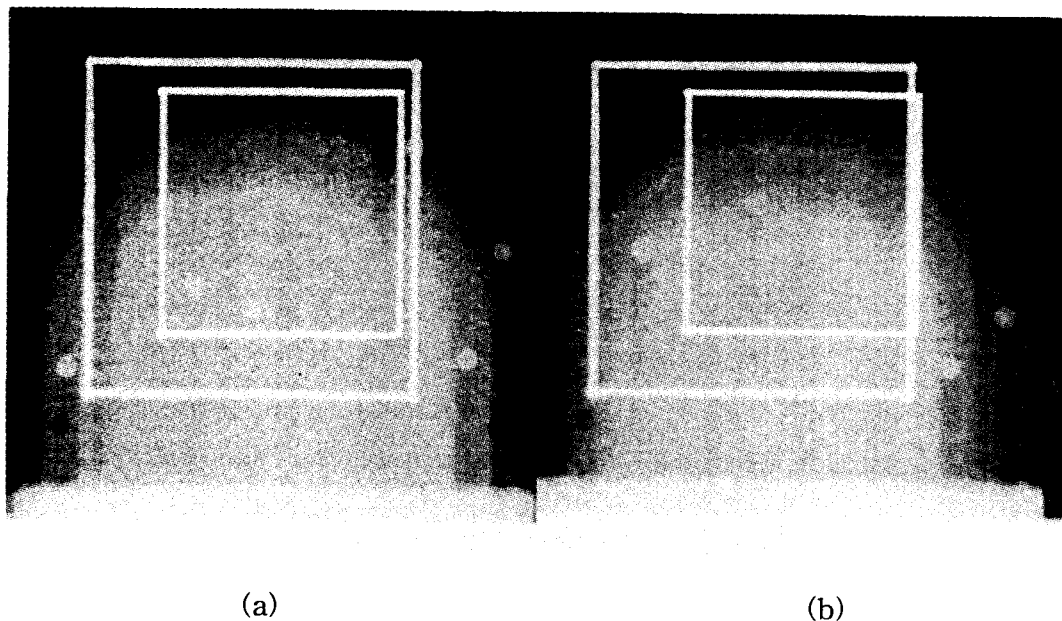


그림 5. 뇌혈관촬영을 이용한 팬텀의 (a) A-P, (b) R-L 영상. 각 영상에 8개의 꼭지점과 9개의 가상 병소가 나타나 있다.

내부 폭은 10cm이다. CT영상에 6개의 점들이 나타나며 4개의 모서리점을 잇는 선들의 교차점을 원점으로 하고 CT영상의 오른쪽 방향을 +x축으로 한다.

CT영상에 나타나는 6개 점들간의 거리관계로부터 병소의 3차원 좌표를 계산한다(그림 4)[3,11,12]. Head ring으로부터 CT단면까지의 위치를 나타내는

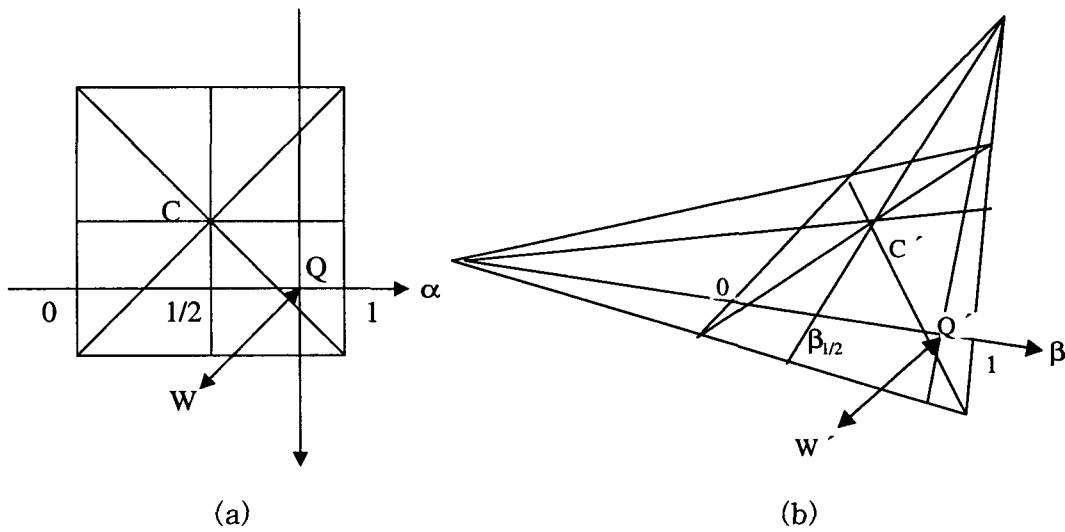


그림 6. (a)임의의 사각판면과 선원-병소 간 교차점 Q와 사각형 꼭지점을 포함 하는 평면도. (b) 선원-필름간 어느 한 방향에 대하여 필름상에 투영된 사각 판의 꼭지점과 Q점의 투영도 Q'을 나타내는 평면도.

z값은 N자 모양을 나타내는 사선과 수직선간의 거리를 이용하여 결정한다(그림3). 3차원 좌표로 전환하는 식은 다음과 같다.

$$[x \ y \ z] = [u \ v \ 1] I \quad (1)$$

(x, y, z)는 영상좌표 (u,v)에 해당하는 정위 좌표이다. 행렬 I는 뇌정위 수술기구 자체의 오차와 CT촬영과정의 오차를 최소화 시키기 위해 회전, 이동[13], 확대, 축소를 시행하면서 영상의 2차원 좌표를 3차원 정위 좌표로 전환한다.

2) 뇌혈관조영을 이용한 좌표변환

두경부내 동정맥기형(AVM)과 같은 병변의 정확한 위치와 크기를 알기 위해서 뇌혈관촬영 위치측정기구(angiography localizer)를 이용하여 전후좌우 두 방향에서 촬영한다. 필름과 중앙X-선이 수직일 필요는 없으며 임의의 각에서 한 점을 기준으로 전후좌우 두 필름을 촬영한다. 각 필름에는 8개의 꼭지점과 병소가 함께 포함되어야 한다(그림 5). 병소점을 통과한 X선과 어느 한 위치측정기구(localizer) 사각판이 만나는 점을 Q(Q=A,P,R,L)라하고 A-P와 R-L을 연결하는 선들의 교차점을 병변의 3차원 좌표로 정의한다[7,14]. Q점을 지나 사각형 한 변에 평행인 축을 α 로 하며, 이 축이 필름상에서는 β 축에 해당한다(그림 6). α 축의 한 변의 길이는 1로 잡고 중간 점은 1/2이다. Q점을 지나는 수직인 α 축은 필름상

에 투사될 때 평행선 법칙에 따라 원근점에 모이게 되며 $\alpha=1$ 은 $\beta=1$ 에 해당되며 $\alpha=1/2$ 은 $\beta=1/2$ 이 아니라 $\beta = \beta_{1/2}$ 로 나타낸다. 전후좌우 두 방향에서 촬영된 필름으로부터 병소의 좌표를 구하는 방법은 BRW localizer를 이용하여 이미 보고되었다[14]. Hitchcock localizer를 이용하여 정위적 좌표를 구하기 위해서, 먼저 어느 한 방향의 필름을 택하여 필름상의 병소 위치 Q' 점을 실제 사각형 localizer상의 Q점으로 변환시킨다. α 와 β 사이의 관계식은 다음과 같다.

$$\alpha = \gamma\beta / [1 + (\gamma - 1)\beta] \quad (\gamma \equiv (1 - \beta_{1/2}) / \beta_{1/2}) \quad (2)$$

α 값과 localizer 사각형의 실제 크기를 이용하여 병소의 좌표를 두 사각 localizer상의 좌표로 나타낸다. 다음은 나머지 방향에 대해서도 똑같은 방법으로 시행한다. 전후좌우 (A-P,R-L) 사각 판의 2점을 연결하는 두 직선은 거의 정확하게 교차하지 않기 때문에 두 선간의 가장 짧은 거리의 중간 지점을 병소의 3차원 정위 좌표로 결정한다. 병소의 위치 결정 외에도 두 필름의 배율을 결정해야 하는데 이는 정확한 AVM의 크기를 알아서 필요한 조사 크기를 결정하는데 사용된다. 필름 상에서 병소의 위치를 알아내는 Q' 점외에 임의의 점 W' 에 대하여 위치 결정 방법을 이용하여 전후좌우 사각판상의 W 좌표 값을 결정한다. W'Q'의 거리를 d' , WQ의 거리를 d 로

나타내면 배율 M_Q 는 다음과 같이 표현된다.

$$M_Q = d'/d \quad (3)$$

같은 방법으로 전후좌우의 점Q(Q=A, P, R, L)에서 배율 M_A, M_P, M_R, M_L 을 구한다. 점 A, P, R, L은 $\vec{R}_A, \vec{R}_P, \vec{R}_R, \vec{R}_L$ 로 나타내며 A-P와 R-L선상의 모든 점들의 위치 \vec{R} 은 다음과 같다. 여기서 병소 점 \vec{R}_T 에 대한 δ_T 와 ϵ_T 값이 구해진다.

$$\vec{R} = \vec{R}_A + \delta(\vec{R}_P - \vec{R}_A) \quad (4)$$

$$\vec{R} = \vec{R}_R + \epsilon(\vec{R}_L - \vec{R}_R) \quad (5)$$

$$\delta_T = (\vec{R}_T - \vec{R}_A) \cdot (\vec{R}_P - \vec{R}_A) / |\vec{R}_P - \vec{R}_A|^2 \quad (6)$$

$$\epsilon_T = (\vec{R}_T - \vec{R}_R) \cdot (\vec{R}_L - \vec{R}_R) / |\vec{R}_L - \vec{R}_R|^2 \quad (7)$$

A-P, R-L필름상의 병소의 배율 $M_{T,AP}, M_{T,RL}$ 은 다음 식에 의해 계산된다.

$$1/M_{T,AP} = 1/M_A + \delta_T(1/M_P - 1/M_A) \quad (8)$$

$$1/M_{T,RL} = 1/M_R + \epsilon_T(1/M_L - 1/M_R) \quad (9)$$

4. 좌표변환 정확도 평가

9개의 가상 병변이 들어있는 머리팬텀에 hitchcoke head ring을 부착시키고 CT localizer를 고정시켰다. 가상 병변이 모두 확인될 때까지 2mm 두께로 팬텀을 촬영하였다. 뇌혈관촬영 역시 localizer를 head ring에 부착시키고 전후좌우 두 방향으로 촬영하였다. 알고리즘에 의해 유도된 가상병변의 3차원 좌표를 이미 알려져 있는 실제팬텀의 좌표와 각각 비교하였다.

5. 영상의 합성

먼저 CT단면영상에 나타난 가상병소의 외각선을 그리고 외각선의 점들이 뇌혈관 촬영을 이용한 A-P, R-L영상 위에 나타나게 하였다. A-P영상에는 외각

선의 (x,z)성분이 나타나게 하고, R-L영상에는 외각선의 (y,z)성분이 나타나게 하였다.

결 과

1. 알고리즘의 정확성 평가

1) CT를 이용한 위치측정

팬텀내에 있는 9개의 알루미늄볼의 좌표는 ± 0.01 의 오차를 가지며 좌표 값은 도표 1과 같다. 일반적으로 평균거리오차(Δr)는 다음과 같이 정의한다.

$$\Delta r = \sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2 + \Delta z^2}$$

512×512크기와 2mm두께의 CT영상에서 9개의 볼에 대한 네번의 위치 측정은 도표 2와 같이 1.02 ± 0.17 mm의 평균 거리오차(Δr)를 보였다. 이 값은 기존의 연구결과[5,6,9,10]와 비교할 만 하다 (2mm 두께에 대하여 0.91 ± 0.3 mm, 4mm 두께에 대해 1.58 ± 0.5 mm)[15]. CT좌표변환 알고리즘에 의한 각 축의 최대오차 ($\Delta x, \Delta y, \Delta z$)는 약 1mm이내에 존재함을 알 수 있었다.

2) X-선 뇌혈관촬영을 이용한 위치측정

X-선 뇌혈관촬영을 이용한 위치측정 오차는 도표 3에 나타나있다. 9개의 볼에 대해 4번의 측정을 시행한 결과 평균거리오차(Δr)는 0.41 ± 0.05 mm의 오차를 보였다. 각 축에 따른 최대오차 $\Delta x, \Delta y, \Delta z$ 는 0.3mm, 0.4mm, 0.6 mm를 나타내었다. 따라서 X-선 뇌혈관촬영의 좌표변환 알고리즘에 의한 위치측정은 기존의 연구결과(0.9 ± 0.4 mm)와 비교할 만 하다. 선원과 필름간의 거리는 약 100cm이고 배율범위는 필름 방향에서는 1.4이고 선원 방향에서는 1.1이 나타났다.

2. 병변의 합성

좌표변환 알고리즘의 정확성을 확인한 뒤 CT영상의 병변을 X-선 뇌혈관촬영의 두 영상(A-P, R-L)의 병변에 나타내었다(그림 7). 따라서 동정맥기형(AVM)의 위치와 크기를 원래 뇌혈관촬영에

나타난 영상과 비교하여 일치하는가를 확인 할 수 있었고 병변의 모양을 조정 보완함으로써 신뢰성 있는 병소에 대한 파악이 가능하게 되었다.

고 찰

본 연구에서는 정위수술 시스템(stereotactic localization system)과 영상처리기술을 이용하여 병소의 위치와 크기를 CT와 뇌혈관촬영 영상에 동시에 구현하였다. CT 및 뇌혈관촬영을 이용한 정위적 방법은 이미 여러 방법이 사용되어왔다. 본 연구에서는 기존에 이미 보고된 BRW의 정위적 방법을 Hitchcock 시스템에 적용할 수 있도록 알고리즘을 변형하였으며 새로운 알고리즘의 신뢰성을 직접 확인 하기 위하여 팬텀을 이용하였다. CT영상을 이용한 좌표변환 알고리즘은 뇌정위 수술기구자체의 오차와 CT촬영과정에서 발생하는 조작과정의 오차를 최소화 시켰으며 뇌혈관 촬영에서는 영상의 왜곡을 없애고 오차를 최소화시키기 위해 아날로그(Analog) 뇌혈관촬영 영상자료를 이용하였다. 시술자가 좌표를 설정하는 과정에서 발생하는 오차에 대해서는 좀 더 고려되어야 할 것이다. 보다 정확한 수술계획을 위해 해부학적인 특징이 우수한 MR영상이 필요시 되며 영상자체의 왜곡현상에 의해 병소의 정확한 위치선정이 어렵기 때문에 왜곡보정도 함께 이루어져야 할 것이다. 방사선 수술 및 신경외과 수술분야에서 수술부위의 정확한 위치 및 크기를 결정하기 위하여 해부학적 특징과 혈관구조를 결합시키는 것은 중요한 의미를 가지며 실제 임상분야에 많은 도움이 될 것으로 사료된다.

결 론

본 연구를 통하여 방사선 정위수술 및 신경외과적 수술분야에서 두경부내 수술부위의 정확한 위치와 크기를 결정할 수 있는 정위시스템이 개발되었으며 팬텀을 제작하여 정위시스템의 신뢰성을 확인하였다. CT를 이용한 정위시스템에서는 $1.02 \pm 0.17\text{mm}$ 의 평균거리오차(Δr)를 보였으며, 뇌혈관 촬영에서는 $0.41 \pm 0.05\text{mm}$ 의 오차(Δr)를 보였다. 배율은 필름 방향에서는 1.4이고 선원 방향에서는 1.1이 나타났다. 그리고 각 축의 최대오차는 약 $\pm 1.0\text{mm}$ 이내임을 확인 하였다. 이러한 결과 값은 기존의 연구결과와 일치하며 뇌정위적 방사선 수술에 적절하다는 것을

확인하였다. 마지막으로 CT와 뇌혈관 촬영영상에서 병소를 중첩시켰다. 이는 합당한 병소의 위치를 선정 하는데 유용하리라 기대된다. 앞으로 해부학적인 특징이 우수한 MR영상이 도입된다면 병소의 위치를 해석하는데 많은 도움이 될 것으로 사료된다.

참고 문헌

1. Peters TM, Clark JK, Olivier A, et al.(1990) Integrated stereotaxic imaging with CT, MR imaging, and digital subtraction angiography. Radiology 161:821-826
2. Petra A van den Elsen, Evert-Jan D Pol, Max A Viergever (1993) Medical Image Matching-A Review with Classification. IEEE Eng Med Biol 12:26-39
3. Henri CJ, Collins, Peters TM (1991) Multi-modality image integration for stereotactic surgical planning. Med Phys 18(2):167-177
4. Chaney EL. Integrated data in planning therapeutic interventions.
5. Peters TM, Clark JA , Pike GB, Henri C, L Collins, D Leksell, O Jeppson (1989) Stereotactic Neurosurgery Planning on a Personal-Computer-Based Work Station. J Digital Imaging, 22:75-81
6. Daniel Yeung, Jatinder Palta, James Fontanesi, Larry Kun (1993) Systematic analysis of errors in target localization and treatment delivery in Stereotactic Radiosurgery(SRS). Int J Radiat Oncol Biol Phys 28:493-498.
7. Tae-Suk Suh, Doug-Young Suh, Sung-Hun Park, Hong-Seok Jang, Bo-Young Choe, Sei-Chul Yoon, Kyung-Sub Shinn, Yong-Whee Bahk, Il-Hwan Kim, Wee-Sang Kang, Sung-Whan Ha, Charn-Il Park (1990) Development of 3-D Stereotactic Localization System and Radiation Measurement for Stereotactic Radiosurgery J Korean Asso Radiat Prot 20.1: 25-36
8. Frank JB, William AF (1991) Stereotactic angiography: an inadequate database for radiosurgery. Int J Radiat Oncol Biol Phys 20:891-895
9. Dong-Rak Choi, Young Chan Ahn, Dae Yong

- Kim, Seung Jae Hun, Jung Il Lee (1997) Accuracy in target localization in stereotactic radiosurgery Medical Dosimetry 22.1:53-58
10. Ramani R, Ketko MG, O'Brien PF, Schwartz ML (1995) A QA phantom for dynamic stereotactic radiosurgery Quantitative measurements. Med Phys 22(8):1343-1346
11. Cheng B. Saw, Komanduri Ayyangar, Nagalingam Suntharalingam (1987) Coordinate transformations and calculation of the angular and depth parameters for a Stereotactic System. Med Phys 14(6):1041-1044
12. Russell A. Brown (1979) A computerized tomography-computer graphics approach to stereotaxic localization. J. Neurosurg 50:715-720
13. Bruce Lulu (1986) Conversion of CT Coordinates to Stereotaxic Frame Coordinates for the Brown-Roberts-Wells Frame. Med Phys 13.4: 583
14. Robert L. Siddon, Norman H. Barth (1987) Stereotaxic localization of intracranial targets. Int J Radiat Oncol Biol Phys 13:1241-1246
15. Yeung D, Palta J, Fontanesi J, Kun L (1994) Systematic analysis of errors in target localization and treatment delivery in stereotactic radiosurgery (SRS) Int J Oncol Biol Phys 28: 493-498

Evaluation of Accuracy on Hitchcock CT/angio localization system using QA head phantom

Sung-Hyun Kim, Tae-Suk Suh, Sei-Chul Yoon¹, Bung-Chul Son²,
Moon-Chan Kim², Kyung-Sub Shinn.

*Dept. of Biomedical Eng., Dept. of Radiation Therapy¹,
Dept. of Neurosurgery², Catholic University Medical College.*

In order to provide complementary image data, CT(computed tomography), MR(magnetic resonance) and angiography have been used in the field of Stereotactic Radiosurgery(SRS) and neurosurgery. The aim of this work is to develop 3-D stereotactic localization system in order to determine the precise shape, size and location of the lesion in the brain in the field of Stereotactic Radiosurgery(SRS) and neurosurgery using multi-image modality and multi purpose QA phantom. In order to obtain accurate position of a target, Hitchcock stereotactic frame and CT/angiography localizers were rigidly attached to the phantom with nine targets dispersed in 3-D space. The algorithms to obtain a 3-D stereotactic coordinates of the target have been developed using the images of the geometrical phantom which were taken by CT/angiography. Positions of targets computed by our algorithms were compared to the absolute position assigned in the phantom. Outlines of targets on each CT image were superimposed each other on angiography images. A spatial mean distance errors were 1.02 ± 0.17 mm for CT with a 512×512 matrix and 2mm slice thickness, 0.41 ± 0.05 mm for angiography localization. The resulting accuracy in the target localization suggests that the developed system has enough qualification for Stereotactic Radiosurgery (SRS).

3-D stereotactic localization system, Stereotactic Radiosurgery(SRS), neurosurgery, Hitchcock stereotactic frame, QA phantom.