

Registration of Multiple CT Images Using Principal Axis-based Rigid Body Transformation

俞善國* · 金容旭** · 李惠妍*** · 金熙中§ · 金起德§§ · 金南鉉§§§

(Sun Kook Yoo · Yong-Oock Kim · Hye-Yeon Lee · Hee-Jung Kim · Kee-Deog Kim · Nam-Hyun Kim)

Abstract - In this paper, the method to register multiple sets of skull CT images to absolute coordinate system is proposed. Contrary to correspondence paired mapping of previous techniques, four anatomical landmark points, three coplanar points and one non-coplanar point, compose three principal axes simple and unique for efficient registration by means of rigid body transformation. Throughout the numerical simulation with added random noises, the error performances in terms of different rotation and rounding-off of landmark points, and incorrect localization of anatomical landmark and target points are quantitatively analyzed to generalize the proposed technique. Experiments using real skull CT images demonstrate the feasibility for an efficient use in clinical practice.

Key Words : multiple CT images, registration, principal axis, rigid body transformation

1. 서 론

CT 영상들간의 상호관계를 나타내기 위한 중요한 수단 중의 하나는 정합(registration)이다 [3]. 즉 정합을 통하여 서로 다른 좌표계로 정의되는 (즉 촬영한 시간, 환자에 따라 얻어진 CT 영상의 좌표 시스템은 틀리다.) 다른 영상들을 공통된 영역으로 변형시킬 수가 있으며, 이는 서로 다른 영상 데이터를 공통 좌표시스템에서 유기적으로 비교할 수가 있다. 공통 좌표계로의 변환은 다양한 데이터의 비교분석을 통하여 진단, 치료, 컴퓨터 수술계획 뿐만 아니라, 인체기관의 개인적인 변화를 정량적으로 측정하기 위한 유용한 수단이 될 것이다. 의료영상분야에서 그동안 많은 정합 알고리즘들이 연구되어 왔으며 [7][11][6], 본 연구에서 적용하고자 하는 뼈조직에 관계된 두부(skull)의 CT영상에서는 정합을 위한 계측점 (landmark) 을 사용한 강체변환(Rigid Body Transformation)이 적당할 것이다[8].

현재까지 연구되어온 강체변환은 반드시 대응되는 2개의 대응쌍 점들(corresponding points pair)이 2개의 CT 데이터에 정의되어, 한 개의 CT 영상을 다른 하나의 CT 영상으로 정합하는 한쌍의 대응영상 문제이었다 [3][5]. 이러한 대응영

상 문제는 여러 데이터가 존재하는, 즉 시간별, 개인별 CT 데이터를 정합하는데는 부적합하다. 따라서 본 연구에서는 기존의 방법과 차별적으로 개인별, 시간별 다중 CT영상 집합을 변형없이 공통 좌표계로 정합하는 방법을 제시하여, 모든 영상을 동시에 비교하는데 매우 유용한 수단을 제공하는 것이다. 즉 이러한 방법은 공통좌표계로 정합된 영상집합들로부터, 개인적인 해부영상의 차이를 가시적으로 비교하고, 질병에 의한 해부학적 변화를 측정하고, 컴퓨터 응용 모의 수술에서 대칭영상모델과 같은 3차원 수술모델을 생성하는데 유용하게 사용될 것이다 [1][10][11].

본 연구의 구체적 목적은 수술후 정량적 인체부위의 변화를 측정하는데 활용하고자, 여러 사두증 환자(plagiocephaly patient)의 술전(pre-operative), 술후 CT 볼륨 영상 데이터를 변형없이 공통 좌표계로 정합하는 방법의 제시이다. 인체의 두부는 딱딱하며 (rigid), CT 영상에서의 뼈조직은 매우 대조도가 좋으며, 사두증 환자 두부(skull)의 일부분은 질병으로 인한 변형이 올수 있다는 제한조건하에 방법을 제시하였다. 제안방법은 두부 CT 영상에서 선택한 최소 해부학적 기준점 (anatomical landmark)을 사용한 강체변환에 기반을 두어 설계하므로서 제한조건을 만족하였다. 만약 해부학적 기준점이 두부 내의 뼈조직내의 무변형 부위에서 개인별 지정 (marking) 오차가 적도록 잘 선택되었다면, 3개의 동평면 (coplanar) 내의 기준점과 1개의 비동평면(non coplanar) 기준점은 간단하고, 유일하게 2개의 서로 수직인 평면을 구성한다. 이러한 서로 수직인 2개의 평면은 3개의 주축 (principal axis)를 정의하게 되며, 이는 다중 CT 영상 데이터를 정합할 절대 좌표계를 구성한다.

제안한 방법의 정밀도 및 임상 활용 가능성을 검증하기 위하여 합성한 수치모형데이터에 랜덤 잡음을 혼입하여 실험

* 正 會 員 : 延世大學 醫學工學敎室 副敎授 · 工博
 ** 準 會 員 : 延世大學 成形外科學敎室 助敎授 · 醫博
 *** 準 會 員 : 延世大學 解剖學敎室 副敎授 · 醫博
 § 準 會 員 : 延世大學 診斷放射線學敎室 副敎授 · 工博
 §§ 準 會 員 : 延世大學 齒科大學 副敎授 · 工博
 §§§ 準 會 員 : 延世大學 醫學工學敎室 敎授 · 工博
 接受日字 : 2003年 4月 29日
 最終完了 : 2003年 5月 13日

하였으며, 3명의 사두증 환자에 적용하였다. 모의실험을 통하여 서로 다른 회전각, 계측점의 반올림 오차, 기준점 및 측정점 (target point)의 부정확도를 정량적으로 분석하였으며, 환자데이터를 통한 실험을 통하여 제안한 방법이 실제 임상에서 사용 가능함을 제시하였다.

2. 3주축 기반 강체변환

2.1 3주축 구성

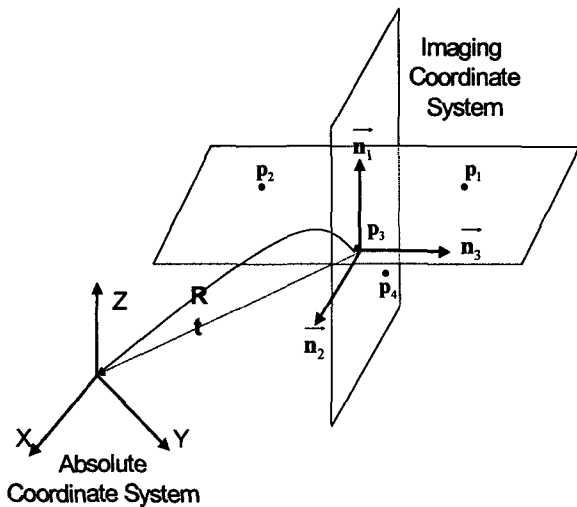


그림 1 4개의 점은 3개의 주축을 유일하게 결정.

영상 과 절대좌표시스템

Fig. 1 Four points determine three principal axes uniquely. The imaging and absolute coordinates system are related by rigid body transformation.

환자 개인별, 시간별 차이에 영향을 받지 않는 3차원 절대좌표계를 구성하기 위하여는 최소 4개의 기준점이 필요하다. 이중 3개의 점은 동일평면을 구성하여야 하며, 1개는 동평면 밖에 위치하여야 한다 (3 coplanar, 1 non-coplanar). 만약 절대 좌표계가 잘 정의 된다면, 개별 환자들에 대한 다중 CT 영상은 공통의 방향을 갖도록 정렬할 수 있다. 그림 1에서와 같이 3개의 동평면 기준점(P_1, P_2, P_3)은 수평면 (horizontal plane)을 정의하고, 하나의 동평면 기준점(P_3)과 하나의 비동평면 기준점(P_4)은 수평면에 수직인 수직면 (vertical plane)을 구성한다. 이러한 2개의 수직면으로부터 정의할 수 있는 3개의 표준벡터(normal vector), (n_1, n_2, n_3),는 3개의 수직인 주축(principal axis)를 유일하게 정의한다. 3개의 주축은 각각, 벡터 (P_3P_1 과 P_3P_2), (n_1 과 P_3P_1), (n_1 과 n_2)를 외적(cross product) 계산한다.

2.2 강체변환

다중 CT 영상 집합 데이터의 절대좌표계로의 변환은 4개의 기준점이 딱딱(rigidity)하며, 유일(uniqueness)하다는 조건

하에서 강체변환으로 계산한다. 강체변환은 환자로부터 획득한 좌표계로 정의되는 임의의 점 $P(x, y, z)$ 를 절대좌표계에서 정의되는 점 $P'(x', y', z')$ 로 변환한다. 즉 절대좌표계는 고정되는 반면, CT 영상 좌표 시스템은 환자가 촬영할때의 환자의 방향에 의존적으로 가변된다.

$$P' = RP + t \tag{1}$$

여기서 R 는 3X3 회전행렬(rotation matrix)이고, t 는 3X1 이동벡터(translation vector)다. 만약 3개의 벡터 (n_1, n_2, n_3)가 절대좌표계의 3개의 삼차원 축 (Z, X, Y)에 매핑되고, t 가 (0, 0, 0) 이라고 가정하면, R 은 다음과 같이 계산된다.

$$R = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} n_1 \\ n_2 \\ n_3 \end{bmatrix}^{-1} \tag{2}$$

한개의 비동평면 기준점이 수평면 근처에 위치하게 될 때 발생하게 되는 유일점(singularity)을 피하기 위하여 식(2)의 역행렬 계산은 유일값분해(singular value decomposition)방법으로 계산한다 [13]. 임의의 t 는 절대좌표계를 정의할 수 있다. 하나의 가능한 t 의 선택방법은 벡터 P_3P_4 와 (P_1, P_2, P_3)로 정의되는 수평면과의 교점을 절대좌표계의 축 Y 의 중심점과 주어진 축 분해능의 Y 의 중심점에서 교차한다고 정의하는 방법이다.

2.3 해부학적 기준점 선택

상대적인 고정위치에 4개의 해부학적 기준점을 안정되고 정확하게 결정하기 위하여, 다음과 같은 조건을 고려하였다. 첫째, 기준점은 해부학적 변형을 피하기 위하여 딱딱한 인체 기관에 선정하여야 한다. 둘째, 인체 영상내에서 쉽게, 충분한 정확도를 갖도록 결정하기 위하여 점같은 해부학적 부위를 선정한다 [2][5]. 셋째, 기준점은 개인차가 적으며, 질병에 의한 변형확률이 적은 부위를 선정한다. 넷째, 기준점은 측정시 정확도를 높이기 위하여 측정점 근처에 위치하도록 한다 [8]. 마지막으로, 기준점은 정렬의 정확도를 높이기 위하여 가능한 서로 멀리 떨어지도록 선정한다 [2][8].

본 연구에서 적용하고자 하는 사두증 환자의 두 개 CT 영상의 경우, 뼈조직의 내외곽 경계선을 구선하는 점들을 1차적으로 첫 번째와 두 번째 조건을 만족하는 점으로 선택하였다. 그 중에서 두 개의 중심면에서 떨어진 상부점과 하부점들을 3번째, 4번째 조건을 고려하여 제외하였다. 그중에서 서로 서로가 가장 멀리 떨어져 있는 4개의 코너 점(corner point)를 최종조건을 만족하는 기준점으로 선정하였다. 선택된 4개의 점, REAC(Right External Auditory Canal), LEAC(Left External Auditory Canal), ANS(Anterior Nasal Spine) Basion은 P_1, P_2, P_3, P_4 에 각각 대응된다.

3. 실험데이터 구성

3.1 환자 CT 데이터

3명의 사두증 환자에 대한 두 개 CT 데이터를 0.5 mm 화소 분해능과 1 mm 단면 간 두께를 갖도록 Siemens 회사의 Somatom Plus IV 촬영기로 획득하였다. 각각의 환자에 대한

수술전, 수술후 획득간격은 10개월에서 16개월 간격에 있다. 마지막으로 Analyze 소프트웨어를 사용하여 단면간 분해능이 0.5 mm 가 되는 정방 체적소(voxel)가 되도록 선형 보간하였으며, 이를 3차원 영상 가시화와 다중평면 재관측 영상(MPR: Multi-planar reformatted view)을 활용하여 4개의 기준점을 수동으로 찍었다.

3.2 수치데이터

4개의 기준점과 12개의 측정점이 모의수치 실험을 위하여 합성하였다. 4개의 기준점 (P_1, P_2) 와 (P_3, P_4)가 서로 대칭되도록 합성하였으며, 단 P_4 는 비동평면 조건을 위하여 Z 축으로 약간 차이를 갖도록 하였다. 합성된 4개의 기준점은 각각 (176, 256, 150), (336, 256, 150), (256, 316, 150), (256, 196, 136) 이었다.

각각의 집합이 4개의 측정점으로 구성된 3개의 측정점 집합은 각각 3개의 수직 평면상 (n_1n_2, n_2n_3, n_1n_3)에 위치한다. 이때 평면의 중심점은 3개의 동평면의 중심(TC: Target Center), (256, 256, 150), 에 위치한다. 각 집합에서의 4개의 측정점은 중심점 TC로부터 각각 4개의 사분면에 45도 각도를 갖으며 동일 거리에 위치하도록 합성하였다. 합성된 점들은 정량적 분석의 절대 기준점으로 사용하였다.

최대 5 화소 (0.5 mm) 크기를 갖도록 유니폼 분포를 갖는 랜덤잡음을 생성하여 합성된 점들에 혼합하였다. 각각의 잡음 크기에 대하여 다른 값으로 합성된 랜덤잡음을 100번 반복하여 정확도를 LAE(Landmark Alignment Error)와 TAE(Target Alignment Error)를 사용하여 분석하였다. LAE는 N개의 서로 다른 잡음값에 대하여, 잡음이 혼입안된 절대 기준점(G_{ref} : 절대좌표계에서의 절대기준점)과 랜덤 잡음이 혼입되어 회전 및 이동 변환(transform) 된 기준점(M_i : 영상좌표계에서의 잡음이 혼입된 기준점)과의 평균거리로 정의하였다. 마찬가지로, TAE는 잡음이 혼입 안된 측정점(G_{target})과 잡음혼입 기준점으로부터 계산되어 얻어진 변환행렬값으로 변환된 측정점(T_i)과의 평균거리로 정의하였다. 여기서 R 는 3X3 회전행렬, t 는 3X1 이동벡터 이다.

$$LAE = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sqrt{(RM_i + t - G_{ref})^2} \tag{3}$$

$$TAE = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sqrt{(RT_i + t - G_{target})^2}$$

4. 결과

4.1 모의실험결과

부정확한 기준점 지정에 따른 오차는 4개점 좌표에 각각 유니폼 랜덤잡음을 혼입하고, 또한 동시에 4개의 점(REAC, LEAC, ANS, Basion)에 랜덤잡음을 혼입하여 실험하였다 (그림 2의 All points 경우). 혼입된 잡음의 무작위성은 평균 오차를 줄이게 되기 때문에 그림2와 같이 동시 잡음 혼입이 개별 잡음 혼입보다 적은 LAE를 보였다.

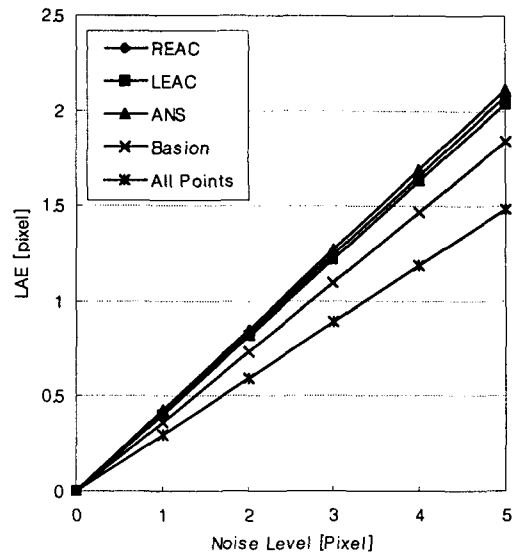


그림 2 랜덤잡음의 크기에 따른 기준점 정렬 오차
Fig. 2 The landmark alignment error for different levels of added random noises.

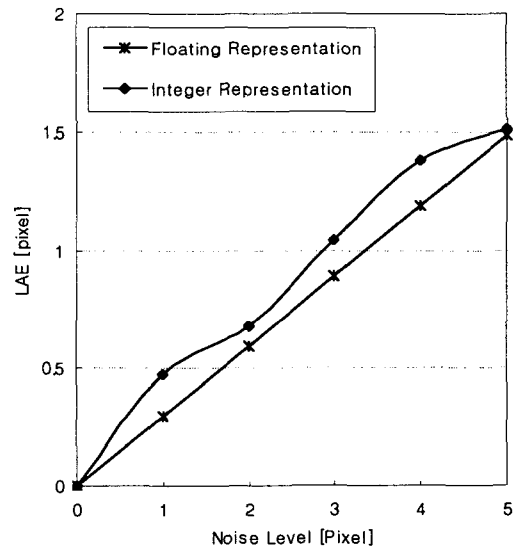


그림 3. 실수, 정수표현에 대한 기준점 정렬 오차
Fig. 3. The landmark alignment error with respect to floating and integer representation.

즉 실 상황에서는 4개 기준점을 잘못 찍을 확률이 다 존재하므로, 동시 잡음 혼입 실험이 개별 잡음 실험보다 좀더 실용적이다. 개별경우에서는 Basion이 비동평면에 해당하며, 이는 상대적으로 수직평면의 방향을 결정하는데 나머지 3 기준점(REAC, LEAC, ANS)보다 더 많은 영향을 주게 되므로, Basion 경우가 나머지 경우보다 적은 LAE를 보였다. 최대 5 화소 잡음에 대한 최대 LAE가 2.1임에도 불구하고, LAE는 일반적인 잡음상황 (실제 임상에서 전문의가 보편적으로 잘못 찍을 경우)인 1, 2 화소 혼입 잡음에 대하여 LAE는 1화소 오차범위 내에 있었다. 동시 경우에 대한 최대 오차 1.49는

모든 모의 실험 잡음에 대하여 반올림된 1화소 범위내에 있었다. 특히 동시잡음인 경우는 유니폼 랜덤잡음에 대한 이론적인 표준편차인 $(NoiseLevel)/\sqrt{12}$ 과 일치하였다.

CT 영상에서 지정된 해부학적 기준점의 좌표는 실수대신 정수로 표현되므로, 랜덤잡음이 혼입된 기준데이터를 실수대신 정수로 표현하여 오차를 분석하였다. 그림 3.에서와 같이 LAE는 실수형과 같이 혼입된 잡음의 크기에 비례하였으나, 실수표현보다 약간 큰 (평균차이 0.13) LAE 값을 보였다. 그러나, 최대 LAE는 1.51 이었으며, 보편상황의 1, 2 화소 오차에 대한 LAE는 모두 1 화소 오차범위내에 들어왔다.

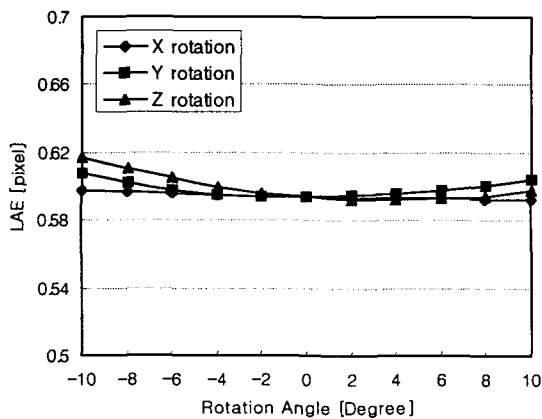


그림 4. 4개의 기준점 회전에 대한 기준점 정렬 오차
Fig. 4 The landmark alignment error with respect to the rotation of four landmark points

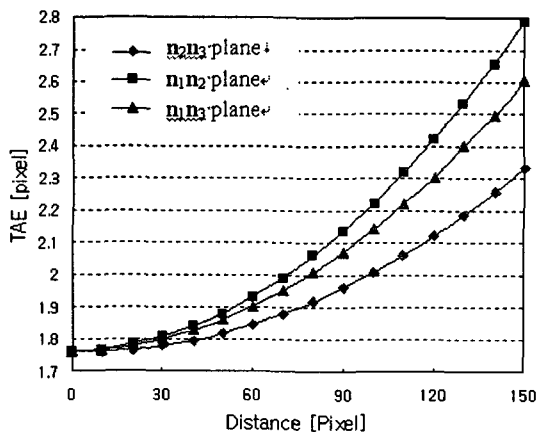


그림 5. 중심과 측정점간의 거리 변화에 대한 측정점 정렬 오차
Fig. 5. The target alignment error with respect to the distance between the target points to the center (TC)

회전에 대한 영향을 고찰하기 위하여 2화소 크기의 랜덤잡음을 회전한 4개의 기준점에 혼입하였다. 회전각은 -10도에서 +10도 까지 각각의 X, Y, Z 축에 대하여 변화시켰다. 그림4.과 같이 회전각이 증가함에 따라 LAE의 값은 아주 작은 양이 증가하였다. 즉 오차가 다른 축에 대해 가장 큰 Z축에 대한 회전경우에서도 최대 LAE와 최소 LAE의 차이가 0.025

의 작은 값을 보이므로 이는 기준점 지정이 회전에 둔감함을 의미한다.

2화소 크기의 잡음을 혼입한 4개의 기준점을 사용하여 강제변화에 필요한 회전행렬을 추정한 후에, 측정점을 각각 3개의 평면, (n_1n_2, n_2n_3, n_1n_3) , 에 대하여 TC로부터 거리를 증가시켜가며 생성한 후에 강제변환하여 TAE를 측정하였다. 그림 5.에서와 같이 TAE는 거리의 제곱에 근사적으로 비례하였다. 최대 150 화소 거리에 대한 최대 TAE는 2.8 화소였으며, 0 거리에 대한 윗셋 TAE가 1.76 이므로 TAE는 기준점의 정확도에 매우 민감하였다. 즉 정확한 기준점 선정이 측정점 오차에 중대한 영향을 준다. 또한 측정점이 n_2n_3 평면에 있는 경우(측정점이 수평면 근처에 위치) 가장 적은 TAE 오차를 보이므로, 적은 오차를 보이는 기준점 선정 기준(기준점은 측정점 근처에 선정)과 일치함을 알 수 있다.

4.2 인체데이터 실험결과

2명의 성형외과 전문의와 한명의 해부학의사가 3명의 환자에 대한 술전, 술후 데이터 집합 (전체 6)을 사용하여 기준점의 정확도를 실험하였다. 기준점 지정시의 기억효과를 줄이기 위하여, 6개의 데이터 집합은 하루에 한번씩 무작위로 선택하여 20일 동안 측정하여 20일 평균값을 기준좌표로 사용하였다. 기준좌표에 대한 3명의 전문의사의 기준점 지정 표준편차는 1.83, 1.95, 1.98 화소를 보였으며, 모두 2 화소 오차 범위안에 있었다. 그림 6.은 지정한 4개의 좌표와 이를 기준으로 하여 계산된 강제변환의 결과를 도식하고 있다.

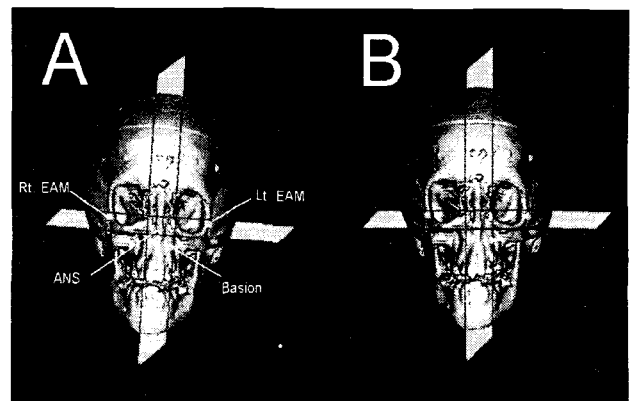


그림 6. 4개의 기준점선정 (A), 수직평면의 구성 및 정합(B)
Fig. 6 Selected four landmark points (A) compose two orthogonal planes. (B) Registered rendered image. Rt. EAM(Right External Auditory Meatus:REAC), Lt. EAM(Left External Auditory Meatus:LEAC), ANS(Anterior Nasal Spine).

시각적 관측을 통한 주관적인 평가를 시행하였다. 그림 7.은 한 사두증 환자에 대한 술전, 술후 데이터를 nasion 위치에서 추출한 CT 단면과 3차원 가시화 결과를 동시에 표시하고 있다. 정합된 영상 B-1과 B-3를 비정합된 영상 A1과 A3와 비교하면, 정합된 술전, 술후 영상의 방향이 잘 일치하고 있음을 확인할 수 있다. 또한 정합된 체적데이터로부터 추출

한 단면 B2와 B4는 동일한 해부학적 구조를 보이고 있으나, 비정합된 단면 A2와 A4는 서로 상이한 해부학적 구조를 보이고 있으므로, 정합의 효과를 평가할 수 있었다. 그림 8.은 4개의 데이터 집합 (2명 사두증환자에 대한 술전, 술후 데이터)에 대하여 비정합 데이터(a, b, c, d)의 방향이 정합을 통하여 모두가 (e, f, g, h)가 절대 좌표계로 정합 되었음을 주관적으로 확인할 수 있었다.

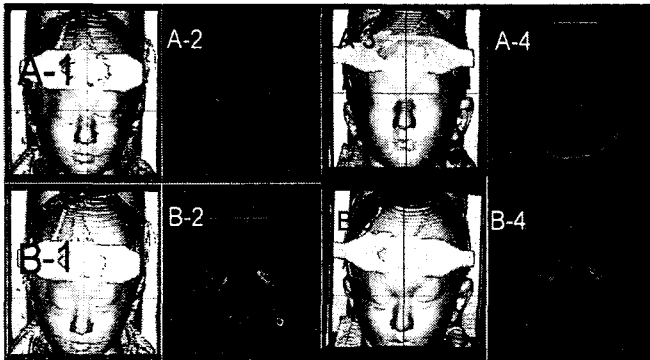


그림 7 술전, 술후의 3차원 및 단면표시에 의한 정합방법의 주관적 평가 (A-1에서 A-4는 비정합, B-1에서 B-4는 정합), (A-1, B-1은 술전, A-3, B-3는 술후 데이터)며 단면영상은 왼쪽의 입체영상과 대응한다.

Fig. 7 3D rendered views and 2D sectional images for pre and post operative CT data are compared for subjective evaluation of registration method

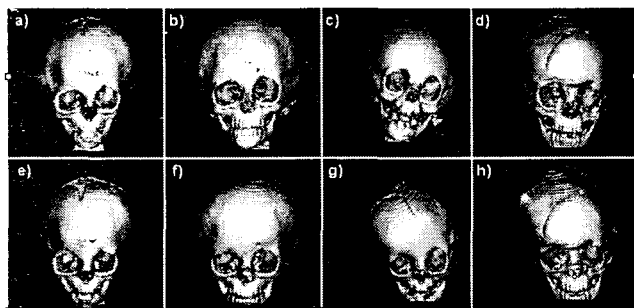


그림 8 2명의 사두증 환자의 술전, 술후 데이터의 절대 좌표 계로의 정합결과의 시각적 비교 (a)(c) 술전비정합 (b)(d) 술후비정합 (e)(f) 술전정합 (g)(h) 술후정합.

Fig. 8 Four sets for two patients with pre- and post-operative scans are registered to absolute coordinates system for visual comparison

5. 결과고찰

본 논문에서는 개별적인 술전, 술후 데이터를 공통 방향으로 정합하는 방법을 제안하였다. 기존 방법 [2][3][5][8]은 정합하기 위한 대응쌍을 사용하여 다중 데이터를 공통화 하는데 부적합한 단점을 갖는데 반하여 제안한 방법은 공통쌍 정보를 활용하지 않는다는 특징을 갖고 있다. 대신 제안한 방법은 개인적 해부학적 변동, 질병, 수술, 시간의 변화에 대한 해부학적 조직의 변화를 감안하여, 가능한한 절대좌표계를 유

일하게 선택할 수 있는 3개의 주축을 정의하였다. 그러나 모든 응용에서 유일하게 할 수 있는 주축은 존재하지 않으므로, 본 연구에서는 특히 사두증 환자의 두 개 CT 영상에 제한적으로 적용하였다.

절대좌표계를 구성하는데 있어서 기준점은 선이나 표면을 사용하는 방법에 비하여 유리하다 [9]. 점은 선과 면을 구성하는 요소이므로 좀더 일반적이며, 계산면에 있어서 선과 면보다 작은 숫자의 점으로 기준 축을 정의할 수 있다. 특히 중요한 면은 질병이나 성장으로 영향을 덜받는 유일한 특징을 추출함에 있어 작은 크기를 갖는 점이 선과 면보다 좀더 유리하다. 기준점의 수는 정합 알고리즘의 정확도에 영향을 준다. 만약 점의 개수가 4개 이상이 사용된다면 식(1) 방법은 최소자승최소화(least square minimization) 방법으로 추정한다 [13]. 만약 많은 수의 기준점의 지정 오차가 지정된 범위 내에 들게 된다면, 추정오차는 기준점의 개수가 증가하면 비례하여 준다. 그러나 지정된 범위를 벗어난 기준점(outlier)이 존재하면, 최소자승최소화 방법의 성능은 급격히 저하된다 [13]. 또한 기준점의 수가 증가하면 할수록, 수동방법에 의한 기준점 지정 오차 확률과 소요되는 시간이 증가하게 되어, 비실용적이 된다.

결과에서 분석하였듯이, CT 영상의 정합 오차는 기준점 지정오차에 비례하나, 기준점의 회전에는 둔감하다. 측정정합 오차는 기준점과 측정점 사이의 거리에 제곱에 비례한다. 이러한 실험결과는 대응쌍에 대한 이론적인 오차 예측치와 일치하는 결과이다 [8]. 그러므로 수평면근처에서의 측정점의 선정과 정확한 기준점의 선정은 제안한 방법의 적용에 있어서 매우 중요하다. 특징적으로는 비록 기준점 선정이 회전에 둔감하나 실제 상황에서는 CT 영상이 회전이 많아지면, 전문의사 조차 CT 단면으로부터 공간적인 인체 구조물인 기준점을 인식하기 어렵게 되어 상대적인 오차는 증가한다.

결론적으로 본 연구에서는 최소한의 해부학적 기준점을 지정하여 딱딱하고 유일하다는 조건하에서 다중 CT 데이터를 정합하는 방법을 제안하였다. 해부학적 기준점으로부터 정의되는 3개의 주축은 다른 환자, 다른 시간 CT 데이터를 보상하여 절대좌표계로 정합하는 강체변환의 요소를 정의한다. 정합 방법은 기준점 및 측정점의 정밀도에 영향을 받는다. 모의 수치실험은 제안한 방법의 정밀도를 일반화 하였으며, 실제 사두증 환자를 사용한 실험은 임상사용의 가능성을 제시하였다. 제안한 정합 방법은 개인적 인체기관의 상이성 관찰, 수술 후 인체기관의 변형의 정량적 계측 및 컴퓨터를 활용한 모의 수술 모델의 생성에 효율적으로 적용할 수 있을 것이다.

감사의 글

본 연구는 한국과학재단 목적기초연구 (R01-2002-000-00205-0) 지원으로 수행되었음.

참고 문헌

- [1] A.J. Gandhe et al, "Combined and three-dimensional rendered multimodal data for planning cranial base surgery: a prospective evaluation" *Neurosurgery*,

vol.35, pp.463-471, 1994

- [2] A. Panigrahy et al, "Registration of three-dimensional MR and CT studies of the cervical spine" *Am. J. Neuroradiol.*, vol.21, pp.282-289, 2000
- [3] C.R. Maurer, J.M. Fitzpatrick, M.Y. Wang, R.L. Galloway, R.J. Maciunas, and G.S. Allen, "Registration of head volume images using implantable fiducial markers" *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.16, pp.447-462, 1997
- [4] D.J. Rudolph, J.M. Coggins, and H. Moon, "Investigation of filter sets for supervised pixel classification of cephalometric landmarks by spatial spectroscopy" *Int. J. Med. Inf.*, vol.47, pp.183-191, 1997
- [5] D.L.G. Hill et al, "Registration of MR and CT images for skull base surgery using point-like anatomical features" *Br. J. Radiol.* vol.64, pp.1030-1035, 1991
- [6] D.L.G. Hill, P.G.Batchelor, M.Holden, and D.J.Hawkes, "Medical image registration" *Phys. Med. Biol.* vol.46, pp.R1-R45, 2001
- [7] J.B.A.Maintz, and M.A. Viergever, "A survey of medical image registration" *Med. Image Anal.* vol.2, pp.1-36, 1998
- [8] J.M. Fitzpatrick, J.B. West, and C.R. Maurer, "Predicting error in rigid-body point-based registration" *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.17, pp.694-702, 1998
- [9] J.P. Thirion, "Extremal points: Definition and application to 3D image registration" *Proc. IEEE Conf. On Computer Vision and Pattern Recognition (Seattle, WA)*, pp.587-592, 1994
- [10] M.W. Vannier, J.L. Marsh, and J.O.Warren, "Three-dimensional CT reconstruction images for craniofacial surgical planning and evaluation" *Radiology*, vol.150, pp.179-184, 1984
- [11] R.A. Robb: *Three-dimensional biomedical imaging: principles and practices* (New York: VCH) ch5(Registration and Fusion) ch7(Practical Application), 1995
- [12] R.J.A. Lapeer, and R.W. Prager, "3D shape recovery of a newborn skull using thin-plate splines" *Comput. Med. Imaging Graph.*, vol.24, pp.193-204, 2000
- [13] W.H. Press, B.P. Flannery, S.A. Teukolsky, and W.T. Vetterling: *Numerical recipes: the art of scientific computing* (Cambridge University Press) ch 2 (Solution of Linear Algebraic Equations), 1986

저 자 소 개



유 선 국(兪善國)

1959년 1월 8일 생. 1981년 연세대 전기공학과 졸. 1983년, 1989년 동대학원 전기공학과(석, 박사). 1990-1995 순천향대 전기공학 전임강사, 조교수. 1998-2000 The University of Iowa Visiting Associate. 현재 연세대 의학공학교실 부교수



김 용 옥(金容旭)

1959년 7월 16일 생. 1980년 연세대 의학과 졸. 1992년 성형외과 전문의. 1992년 동대학원 의학과(석사). 1996년 동대학원 의학과(박사). 1992-2000 가천의대 성형외과 과장 1996-1997 와싱턴 의과대학 교환교수. 현재 연세대 의대 성형외과 조교수.



이 혜 연(李惠妍)

1960년 9월 29일 생. 1986년 연세대 의학과 졸. 1988년 동대학원 의학과(석사). 1991년 동대학원 의학과(박사). 1996-1998 Univ. College London 연수. 1998-1999 Mayo Clinic 연수. 현재 연세대 의대 해부학교실 부교수.



김 희 중(金熙中)

1955년 7월 21일 생. 1983년 연세대 전기공학과 졸. 1987년 George Washington 대학교(석사). 1991년 George Washington 대학교(박사). 1997-현재 연세대학교 진단방사선학교실 조교수, 부교수



김 기 덕(金起德)

1988년 연세대 치의학과 졸. 1997년 동대학원 치의학과 (박사). 2002-2003 The Univ. of Iowa 방문교수, 1994-현재 연세대학교 치과대학 전임강사, 조교수, 부교수



김남현(金南鉉)

1954년 8월 30일 생. 1977년 연세대 전기공학과 졸. 1982년 동대학원 전기공학과(석사). 1987년 동대학원 전기공학과(박사). 1988-현재 연세대학교 의학공학교실 전임강사, 조교수, 부교수