

안면골 비대칭 컴퓨터 가상수술의
표면매칭과 수동매칭의 비교

연세대학교 대학원

의 학 과

이 재 욱

안면골 비대칭 컴퓨터 가상수술의
표면매칭과 수동매칭의 비교

지도 교수 김 용 욱

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2004년 12월 6일

연세대학교 대학원

의 학 과

이 재 욱

이재욱의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 김 용 욱 인

심사위원 김 희 중 인

심사위원 김 기 덕 인

연세대학교 대학원

2004년 12월 6일

감사의 글

프랑스의 시인 폴 발레리(Paul Valery)는 “백 사람이 한번씩 읽는 시(詩)보다 한 사람이 백 번씩 읽을 수 있는 시를 쓰고 싶다”고 했습니다. 글에는 품격이 있어야 한다는 뜻으로, 글에 대한 자기 성찰과 노력 없이 저절로 생기는 것은 절대 아니라는 사실을 강조한 말일 것입니다. 논문 또한 예외는 아닐 것입니다. 겨울을 앞두고 지난 일을 생각하니 가슴 뿌듯하면서도 여러 가지 생각이 스쳐 지나갑니다. 부족한 제가 잘 할 수 있을지, 어떻게 해야 할 지를 고민도 많이 했습니다. 하지만 많은 분들의 도움으로 이 논문이 완성될 수 있었고 이 지면을 빌어 감사의 마음을 전하고자 합니다. 여러모로 부족한 제자를 바르게 인도해 주시고 항상 격려와 충고를 아끼지 않으신 지도 교수님이신 김용욱 교수님께 진심으로 감사를 드리고 성형외과 의사로서 보람된 삶을 살 수 있도록 길을 열어 주신 박병윤 주임 교수님, 신극선 교수님, 탁관철 교수님, 나동균 교수님, 유대현 교수님, 유원민 교수님, 노태석 교수님께 진심으로 감사의 말씀을 올리고 싶습니다. 그리고 많은 격려와 협력을 아끼지 않으신 성형외과 의국원 여러분, 이원재, 설철환, 최종우, 이건창 선생님께도 고마운 마음을 전하고 싶습니다. 마지막으로 아리스토텔레스의 한 문구를 가슴에 새기며 끝맺음을 할 까 합니다. “실질적으로 중요한 것은 어떤 일을 해야 하는 것인가에 대해 알고 있는 것이 아니라, 실제로 그 일을 실행하는 것이다. 미덕에 대해 알고 있는 것만으로는 충분치 않으며 그것을 갖추기 위해 노력하고 우리 모두를 이롭게 해주는 일을 실천 해야만 하는 것이다.” 감사합니다.

저자 씀

<차례>

그림 및 표 차례	ii
국문요약	1
I. 서론	5
II. 재료 및 방법	7
1. 실험 대상 및 실험군	7
가. 실험대상	7
나. 실험군	7
2. 실험 방법	8
가. 가상 절골술 (Virtual osteotomy segmentation)	9
나. 정상측의 거울 영상 파일 생성(Creation of mirror of normal side)	10
다. 표면 매칭에 의한 절골 객체(Osteotomy object)의 이동 ...	12
라. 이동된 비정상 골편의 삽입	12
마. 거리 및 체적 측정	13
III. 결과	14
IV. 고찰	17
V. 결론	21
참고문헌	22
영문요약	24

그림 차례

그림 1. 3D reconstructed image from CT data	7
그림 2. Procedure of manual simulation surgery is shown.	8
그림 3. Procedure of automatic simulation is shown. Four steps (creation of mirror image, digital osteotomy, surface matching, creation of defect file) are noted.	8
그림4. Digital osteotomy and segmentation on the preoperative image. A; Original file, B; Affected orbit was segmented from original file. C; Digitally segmented orbit	10
그림 5. Normal half was segmented for an ideal template of simulation	11
그림 6. Mirror image of normal half	11
그림 7. Creation of ideal template of simulation by summation of the normal half and its mirror image	11

그림 8. Straight lines show the distances of measurement before and after simulation surgery. D; Dacryon, P: Porion, ZF; Zygomaticofrontal suture, ILO; Inferolateral orbit. 13

그림 9. Comparison between pre-simulation and post-simulation. Above row shows the pre-simulation images and lower row shows the post-simulation images. 15

그림10. The volume is shown after the subtraction individual final object files of MMS-1, MMS-2, and MMS-3 from the final object file of SMS 16

표 차례

표 1. Pre-simulation distances of normal and abnormal side	9
표 2. The results of distance measurement after each type of simulation surgery	15

안면골 비대칭 컴퓨터 가상수술의 표면매칭과 수동매칭의 비교

두개 안면골의 기형이 있는 환자에서 컴퓨터 전산처리에 의한 컴퓨터 단층촬영과 자기공명 영상 등 의료 영상은 환자의 생체 해부학적 구조를 보여준다는 측면에서 괄목할 만한 성과를 거두었다. 의료영상의 컴퓨터 디지털 프로세싱은 이와 함께 복잡한 두개 안면골의 수술 전 계획을 계층적인 데이터를 제시할 수 있게 해 주었다. 이러한 발전이 진행되면서 수술 전 컴퓨터 가상수술은 컴퓨터 환경 하에서 보다 정확하고 대화식 수행이 가능해졌으며, 3차원의 가상 수술 후 영상을 제공함으로써 실제 수술에 대한 최상의 해결책을 제시할 수 있게 되었다.

이와 같은 대화식 컴퓨터 가상 수술은 컴퓨터상에서 디지털 방식으로 절골술이 시행된 객체를 시술자가 원하는 결과 영상을 이를 때까지 객체의 이동량을 눈으로 결정하여 수동으로 움직여 이루진다. 그러나 이와 같은 수동 매칭의 방법은 주관적인 판단에 의존하고 마우스나 트랙볼에 의한 절골 객체에 대한 여러 방향의 수동적 움직임에 의존하기 때문에 제공할 수 있는 최상의 결과가 일정치 않게 된다.

본 연구에서는 안면골 비대칭 환자의 비정상측 안와골을 대상으로 하여, 디지털방식으로 절골된 객체를 이상적인 위치로 인정되는 정상측의 거울 영상 위치에 표면 매칭 방법으로 이동시켜 수동적인 이동 조작을 배제한 방법을 제시하고, 이에 따른 결과를 수동 매칭의 결과와 비교하고자 하였다. 수동 매칭과 표면 매칭에 의한 가상수술은 아래와 같이 4가지로 구분되어 시행되었다.

1. 수동 매칭 가상 수술 (Manual Matching Simulation; MMS)

- a. 전면 영상에서 직선 이동으로만 시행한 경우 ; MMS-1
- b. 전면 영상과 측면 영상에서 직선 이동으로만 시행한 경우 ; MMS-2
- c. 여러 측면의 영상에서 직선과 회전 이동으로 시행한 경우 ; MMS-3

2. 표면 매칭 가상 수술 (Surface Matching Simulation; SMS)

정상측의 거울 영상으로 표면 매칭에 의해 자동 이동을 시행한 경우

각각의 가상 수술 후 두가지 가상 수술의 비교 분석을 위한 이동 거리 측정은 다음과 같다. 전면 영상에서 측정한 누골점간 거리(interdacryon distance), 측면 영상에서 포리온에서 하외측안와의 거리(porion-inferolateral orbital rim distance)와 포리온에서 관골전두골봉합까지의 거리(porion-zygomaticofrontal suture distance)를 측정하였다. 이와 함께 3가지 수동 매칭 가상수술 후 이동된 절골 객체에서 표면 매칭 후 이동된 절골 객체와 중첩된 부위를 뺀 후의 객체의 체적을 측정하였다. 이는 수동 매칭에 의한 3가지 가상수술의 각각의 결과가 표면 매칭에 의한 가상수술의 결과와의 차이를 파악하는 또 하나의 방법으로 표면 매칭의 결과에서 각각의 수동 매칭의 결과를 체적영상화 한 후, 표면 매칭 과 수동 매칭의 가상 수술에 의해 이동된 객체의 중첩된 체적을 표면 매칭의 체적에서 뺀 값을 비교하였다.

결과는 다음과 같았다.

- 1. MMS-1에서 누골점간 거리는 가상 수술 전 23.5 mm 에서 19.6 mm로 3.9 mm 감소하였다. 그러나, 포리온-하외측안와 거리와 포리온-관골전두골봉합간 거리는 수술 전과 각각 59.3 mm, 61.1 mm로 같았다.
- 2. MMS-2에서 누골점간 거리의 변화는 MMS-1과 같았다. 그러나, 포리

온-하외측안와 거리는 수술전 59.3 mm에서 62.0 mm로 2.7 mm 증가 되었으며, 포리온-관골전두골융합간 거리는 수술 전과 61.1 mm로 같 았다.

3. MMS-3는 누골점간 거리의 변화는 MMS-1 과 같았다. 그러나, 포리온-하외측안와 거리는 수술 전 59.3 mm에서 수술 후 61.1 mm로 1.8 mm 증가하였고, 포리온-관골전두골융합 거리는 수술 전 61.1 mm에서 63.8 mm로 2.7 mm 증가하였다.
4. SMS는 누골점간 거리는 가상 수술 전 23.5 mm 에서 19.5 mm로 3.8 mm 감소하였다. 그러나, 포리온-하외측안와 거리는 수술 전 59.3 mm 에서 수술 후 68.9 mm로 9.6 mm 증가하였고, 포리온-관골전두골융합 거리는 수술 전 61.1 mm에서 69.3 mm로 8.2 mm 증가하였다.
5. 상기 4 항의 결과, 각각의 MMS는 서로 다른 결과를 보였으며, SMS 와 MMS-3의 비교 결과, SMS의 결과가 MMS-3의 결과에 비해 포리 온-하외측 안와거리에서 3배, 포리온-관골전두골융합거리에서 5.3배의 측면 이동 거리의 증가를 보였다. .
6. 최종 생성된 SMS의 객체 파일에서 각각의 MMS 결과 객체 파일을 뿔셈 연산 후 측정된 체적은 MMS-1에서 30487 mm³, MMS-2 에서 25483 mm³, MMS-3 에서 15217 mm³ 이었다.

이상의 결과를 종합하여 볼 때

1. 수동 매칭에 의한 가상 수술은 방법에 따라 결과가 달라진다.
2. 3가지 수동 매칭 가상 수술 중 MMS-3 가 표면 매칭 가상 수술과 가 장 유사한 결과를 보이는 가상 수술임을 알 수 있다. 이는 수동 매칭 가상 수술에서도 그 수행과정이 여러 측면의 관찰과, 직선 및 회전 이 동등이 모두 사용된 보다 치밀한 과정이 있을 경우 더 나은 결과를 생

성한다는 것을 의미한다.

3. 표면 매칭 가상 수술의 측면 이동 결과가 수동 매칭 가상 수술과 큰 차이를 보였다. 이는 수동 매칭에서의 시각적 인식과 수동적 이동에 있어 불충분하다는 것을 의미하며, 미래의 가상 수술에서는 표면 매칭 가상수술과 같은 자동화 이동 방법의 필요성을 시사하였다.

결론적으로 본 연구로 컴퓨터 가상 수술에서 수동적인 그리고 오감에 의지해야 하는 객체의 이동에 의한 수동 매칭 가상 수술 방법보다는 수동적 조작을 배제한 자동적인 표면 매칭 가상 수술 방법이 가능한 프로세스이며, 그 결과에 있어 수동 매칭 가상 수술보다 신뢰할 수 있다는 결과를 제시할 수 있었다.

핵심되는 말 : 수동 매칭, 표면 매칭, 가상 수술, 거울 영상

안면골 비대칭 컴퓨터 가상수술의 표면매칭과 수동매칭의 비교

<지도교수 김용욱>

연세대학교 대학원 의학과

이 재 욱

I. 서론

최근의 전산화 단층 촬영 기술과 컴퓨터에서의 데이터 처리 방법이 발전함에 따라 두개골의 체적 영상화 (volume rendering)가 가능해져 두개골 컴퓨터 단층 촬영 데이터의 3차원 영상은 다양한 선천성 기형의 진단 및 치료 계획에 보다 실제적으로 기여하게 되었다.¹⁻⁴ 이와 함께 치료의 결과에 대한 평가에 있어서도 과거의 사체에 대한 해부학적 개념과는 다르게, 현재의 환자의 상태를 그대로 반영할 수 있게 되어, 이에 따른 컴퓨터 가상 수술법이 인체에 적용될 수 있으며, 다양한 적용 중에 복잡한 두개 안면골에 대한 컴퓨터 가상 수술이 지속적으로 시도되어 왔었다.⁵⁻¹¹ 그러나 신속 조형술(rapid prototyping)을 이용한 가상 수술^{10, 11} 에서와 같이 대부분의 시도가 시술자의 경험적 지식과 예측에 의존하였으며, 객관적으로 진행될 수 있는 두개 안면골에 대한 컴퓨터 가상수술 방법은 거의 없었다. 이러한 컴퓨터 가상수술은 반복적인 실행, 비용 절감이라는 측면에서 계속 연구되고 있다.^{1-4, 12-18}

안면비대칭 기형은 안와부, 상악부, 심할 경우에는 하악부의 양측의 크기가 서로 다른 기형이다. 이 기형의 수술적 치료의 목표는 기형이 발생한 골 구조물 (bone structure)을 절골하여 정상측과 같은 위치로 교정하는 것이다. 그러나 실제 수술에서는 기형이 없는 정상측 골 부위를 일부만 노출시킬 수 밖에 없으므로 수술 도

중에 정확하고, 이상적인 교정은 수술자의 관찰력, 판단, 경험에 의존할 수 밖에 없다. 이때 컴퓨터 가상 수술이나 신속조형물을 이용한 가상 수술을 시행하여 정상 위치로 이동된 후의 위치 변동에 대한 데이터를 제공하여 보다 정확한 결과를 보장하고자 하는 것이 가상 수술의 목표라 할 수 있다. 따라서 이 기형에 대한 3차원 컴퓨터 가상 수술은 비정상측, 즉 저 성장된 부위를 절골 (osteotomy)하여 반대측의 정상 부위의 위치와 일치하도록 가상 수술자가 절골된 부분을 마우스 (mouse)를 통하여 수동으로 움직여 가상 수술을 완료한 후, 절골 부위에 생기는 특정 부위의 골간 간격을 측정 함으로써 가상 수술을 종료한다.^{1,5} 그러나, 이 과정은 영상의 영역분할 (segmentation), 회전 (rotation), 위치 이동(translation) 등의 조작에 있어 측정자의 경험이나 지식에 크게 의존하게 되어 소요되는 시간, 반복성, 정확성에 있어 가상 수술간 차이가 클 수 있다. 따라서 가상 수술의 최종 영상이 만들어 질 때까지 시술자에 의해 수회의 시행 착오를 필요로 한다는 단점이 있다.^{1,18}

본 연구에서는 수동 매칭 방법의 문제점을 극복하기 위한 방법으로 표면 매칭이라는 가상 수술자의 오감에 의한 수동적 조작을 최소화 할 수 있는 방법을 제시하고자 하였다. 제시된 표면 매칭 방법은 정상측의 거울 영상을 가상 수술의 목표치로 설정한 후, 비정상측의 영역 분할된 부위를 컴퓨터 연산으로 이동시키는 방법으로 시행하고자 하였다. 이와 함께 같은 환자에서 수동 매칭과 표면 매칭 가상 수술을 시행한 후, 각각의 방법에서 측정된 골간 간격을 측정하여 비교함으로써 두 가지의 가상 수술 방법의 차이를 비교하여 보다 객관적이고 정확한 안면골 비대칭 환자에서의 컴퓨터 가상수술의 방법을 제시하고자 하였다.

II. 재료 및 방법

1. 실험 대상 및 실험군

가. 실험 대상

우측에 반안면 왜소증을 가진 5세 여환을 대상으로 하였다. CT 촬영은 고해상도의 연속적이며 중복되지 않는 2 mm 두께의 CT axial slice로 촬영하였다. 촬영된 CT의 DICOM 형식의 디지털 데이터를 컴퓨터에 입력하여 3차원 입체 영상으로 재구성하여 3차원 영상 파일을 생성하였다 (Fig. 1).

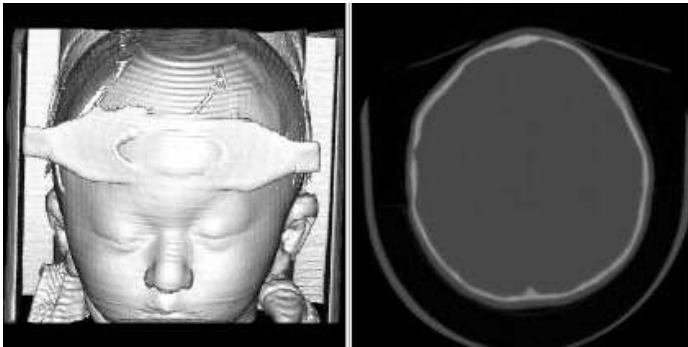


Fig. 1. 3D reconstructed image from CT data.

나. 실험군

실험군은 4가지의 서로 다른 과정의 가상 수술로 시행되었다. 4가지 가상 수술군 중 3가지는 수동 매칭 가상 수술군 (manual matching simulation; MMS)으로 단일면 영상에서 시행된 경우 (MMS-1), 여러 측면 영상에서 시행되었으나 직선 이동으로만 수동 매칭이 이루어진 경우 (MMS-2)와 여러 측면의 영상에서 직선과 회전 이동 모두를 이용하여 수동 매칭이 이루어진 경우 (MMS-3) 로 시행되었다.

표면 매칭 가상 수술은 수동 매칭과 달리 시술자의 상황에 따른 변화가 발생하지 않는 한 가지 경우 (surface matching simulation; SMS)로 시행되었다.

2. 실험 방법

3차원 입체영상으로 재구성된 CT 데이터가 좌표축 상에서 정확히 정중선에 위치하도록 비근점 (nasion), 양측 전비극 (anterior nasal spine), 기저점 (basion) 을 기준점으로 하여 CT 데이터를 위치 조정하였다 (position realignment).

CT 데이터에 가상 수술을 시행하는 프로그램으로 Analyze TM 프로그램 (Mayo Biomedical Imaging Resource, Rochester, MN)을 이용하였다. 컴퓨터 가상 수술의 목표는 변형이 있는 우측 안와골을 이동시켜 좌측 안와골의 위치와 대칭이 되도록 교정하는 것이며, 이것은 실제 수술의 목표와도 일치한다. 가상수술은 다음과 같은 단계로 시행 되었다 (Fig. 2, 3).

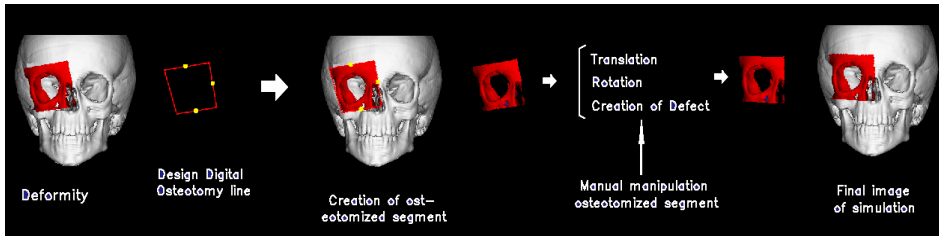


Fig. 2. Procedure of manual simulation surgery is shown.

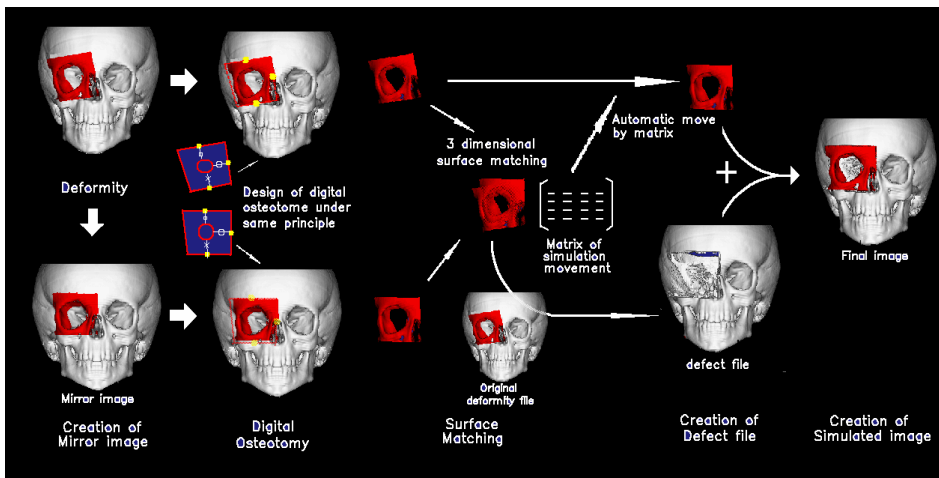


Fig. 3. Procedure of automatic simulation is shown. Four steps (creation of mirror image, digital osteotomy, surface matching, creation of defect file) are noted.

가. 가상 절골술(Virtual osteotomy, Segmentation)

가상 수술의 첫번째 단계로 전체 두개골로부터 실제 수술 시 절골하여 이동시킬 부분을 컴퓨터 상에서 분리하는 과정이다. 이 과정은 이 기능을 수행할 수 있는 여러 컴퓨터 상의 도구에 의해 이루어진다. 본 연구에서는 안와골 (Orbit)을 원으로 가상하여 상부, 하부, 내측부 및 외측부 네 부위 접사선을 긋고, 이 선에서 1 cm 의 간격으로 접사면과 평행하게 4개의 선을 그었다. 이 선들이 이루게 되는 사각형을 따라 일차적으로 가상 절골술을 시행하고, 안와 전방면으로부터 후방으로 1 cm 되는 수평면까지의 골편 (bone segment) 을 전체 두개골에서 분리하였다. 분리된 골편은 직육면체 형태 안에 안와골을 표현해 주게 된다. 이 과정은 컴퓨터 프로세스 중 분리(segmentation)라 불리는 과정에 의해 수행되었다. 이렇게 수행된 전 과정을 가상 절골술 이라 하였다 (Fig. 4). 양측의 안와골에 같은 방법으로 절골술을 시행하며, 우측의 안와골은 비정상, 즉 미 발육된 부위로 좌측의 정상에 비해 후외방(postero-lateral direction)으로 치우쳐져 있다. 따라서 양측의 절골된 안와골은 서로 다른 위치 정보를 가진 디지털 데이터의 골편으로 분리되게 된다. 분리된 골편은 컴퓨터상에 대상 파일(object file)의 형태로 저장되며, 모니터 상에서 시술자의 조종에 따라 자유롭게 이동이 가능한 독자적인 파일 형태를 가지게 되어 가상 수술을 가능케 한다. 이 과정 후 수동 매칭 가상 수술은 수동적 방법으로 수행되었고 (Fig. 2), 표면 매칭 가상 수술은 아래의 4 단계를 거쳤다.

각각의 수동 매칭 방법은 시술자가 좌측의 정상측 안와를 정면, 측면, 또는 여러 면에서 관찰하면서, 가상 수술 후 측정될 각 지표간의 거리를 좌측 정상측에서 측정하여 사용하였다 (Table 1).

Table 1. Pre-simulation distance of normal and abnormal side

	Inter Dacryon Distance	Porion-Inferolateral Orbit	Porion-Zygomaticofrontal suture
Left	23.52 mm	61.96 mm	61.11 mm
Right	(N; 19.6 mm)	59.31 mm	61.61 mm

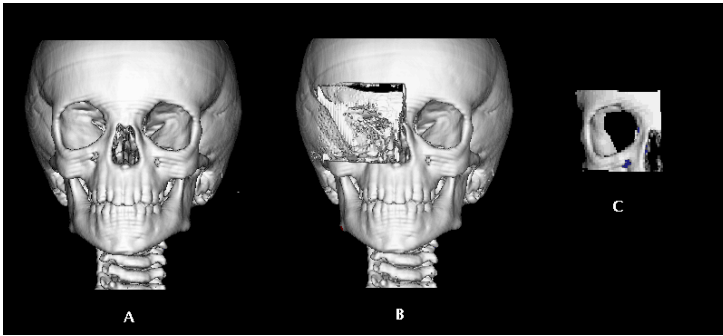


Fig. 4. Digital osteotomy and segmentation on the preoperative image. A; Original file, B; Affected orbit was segmented from original file., C; Digitally segmented orbit.

나. 정상측의 거울 영상 파일 생성 (Creation of mirror of normal side)

환자의 좌측 안와골 부위는 정상으로서 이와 대칭적 위치가 되도록 우측 안와골을 이동시키는 것이 실제 수술이나 가상 수술 모두에서 수술의 목표이다 (Fig. 5). 따라서 이 정상 부위가 대칭으로 이동하여 우측에 위치하는 것이 가장 이상적으로 교정된 안와골 형태를 표현한다고 할 수 있다. 이와 같이 비정상측이 정상으로 표현된 위치에 원래의 비정상 우측 안와골을 이동시킬 때 가장 이상적이고 객관적인 위치로 이동시킬 수 있다. 따라서 이 과정은 표면 매칭 가상 수술에서의 목표 위치를 가정하는 필수적인 단계라 할 수 있다. 이 과정 (Fig. 6)은 환자의 비근점 (nasion)과 전비극 (anterior nasal spine), 기저점 (basion)을 잇는 정중면을 중심으로 좌측과 우측을 분리하여 우측의 영상을 제거한 후, 남아있는 좌측의 영상을 뒤집어서 (flipping) 영상을 제거한 우측 부위에 재위치 시켰다. 이에 양측이 대칭으로 똑 같은 거울 영상 (mirror image)이 생성되고 저장되었다 (Fig. 7). 이 영상에서도 본래의 CT 데이터에 시행되었던 가상 절골술을 좌측 안와골에 시행한 후, 절골된 우측 안와부위를 대상 파일로 저장하였다. 이 파일은 우측에 위치하면서 좌측 안와골의 구조와 위치 정보를 함유한 목표 영상이 되는 것이다.

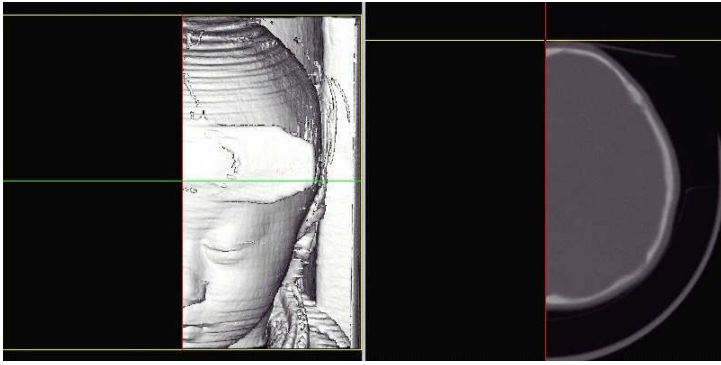


Fig. 5. Normal half was segmented for an ideal template of simulation.

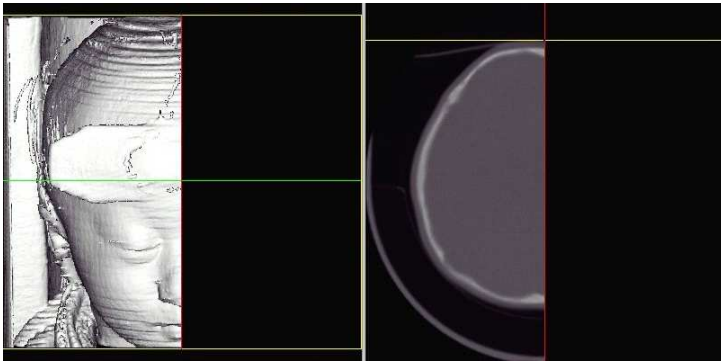


Fig. 6. Mirror image of normal half.

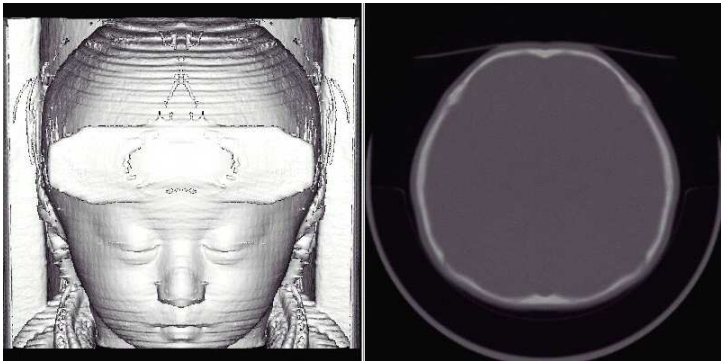


Fig. 7. Creation of ideal template of simulation by summation of the normal half and its mirror image.

다. 표면 매칭에 의한 절골 객체 (osteotomy object)의 이동

상기 1, 2의 과정을 통하여 우측의 비정상적인 안와골의 구조와 위치 정보를 가진 절골 객체 파일과 거울 영상에 의해 생성된 정상적 위치 데이터를 포함한 절골 객체 파일을 생성하였다. 다음 단계로 표면 매칭에 의한 절골 객체의 이동은 원래의 비정상 우측 안와골의 절골 객체 파일을 거울 영상에서 얻어진 절골 객체 파일로 이동시키는 과정으로 수행되었다. 이 작업은 표면 매칭이라는 컴퓨터 프로그램의 기능을 통해 이루어진다. 이 기능은 서로 다른 위치정보를 가진 영상 데이터의 표면 위치를 파악하여 하나의 위치 정보에 다른 하나의 위치 정보를 이동 시켜 객체 파일의 위치 정보가 일대 일로 일치되도록 이동 시킬 수 있는 수식을 계산하여 주는 기능이다. 계산되는 수식은 행렬식 (matrix)로 표현되며, 이는 x, y, z 세 축으로의 직선 이동 및, 회전 이동에 대한 정보를 포함하게 된다. 이 행렬식을 원래의 비정상 우측 안와골객체 파일에 적용함으로써 원래 비정상으로 위치하였던 안와골 부위를 좌측의 정상 안와골 위치와 정확히 대칭이 되는 위치로 이동 시켰다 (Fig. 3).

라. 이동된 비정상 골편의 삽입

상기 3의 과정을 통해 이동된 실제 우측 안와골이 환자의 원래 영상이 있는 데이터에 바로 삽입될 경우, 두 영상이 겹쳐지게 되어 정확한 관찰이 불가능하게 되며, 지표점간의 거리도 측정할 수 없게 된다. 따라서 정상 위치로 이동된 우측 안와골이 제대로 삽입되기 위해 이동 되지 않은 원래의 우측 안와골 부위 뿐만 아니라 정상 위치로 이동된 안와골 부위도 제거된 영상이 필요하다. 이 과정은 원래의 환자의 전체 영상 데이터에서 가상 절골술로 분리한 두 가지의 우측 안와골 객체 파일은 뺄셈 수식 계산으로 수행되었다. 수행된 결과는 우측 안와부위가 제거된 파일로 나타나며, 이 후 정상 위치로 이동 시킨 우측 안와골의 객체 파일을 덧셈 수식 계산으로 합하여 가상 수술의 결과로서의 영상을 합성하였다. 이 영상은 환자의 원래 영상에 비정상 우측 안와골 부위만 내측 (medial), 전방(anterior)으로 이동된 모습을 표현하였다 (Fig. 3).

마. 거리 및 체적 측정

최종 영상에서 정해진 지표간의 거리를 계측 도구를 이용하여 측정하였다. 가상 수술을 시행하기 전에 정상측인 우측에서 측정한 누골점간 거리(interdacryon distance), 포리온-하외측 안와간 거리 와 포리온-관골전두골 봉합간 거리를 측정하였다 (Fig. 8).

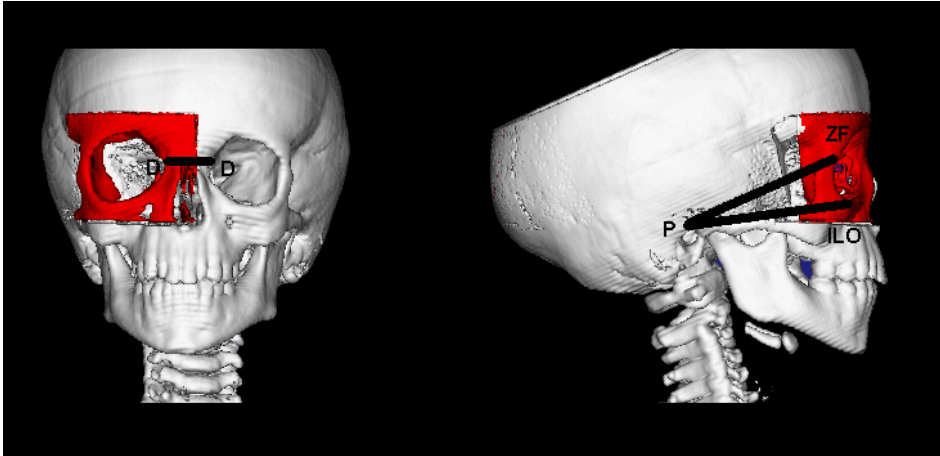


Fig. 8. Straight lines show the distances of measurement before and after simulation surgery. D; Dacryon, P; Porion, ZF; Zygomaticofrontal suture, ILO; Inferolateral orbit.

체적 측정은 표면 매칭 가상 결과와 각각의 수동 매칭 가상 결과와 비교하였다. 표면 매칭의 가상 수술 결과로 이동된 우측 안와골 절골 객체 파일을 각각의 수동 매칭 가상 수술 결과에서 생성된 절골 객체 파일을 Analyze 프로그램의 뺄셈 수식 계산을 하면 표면 매칭 객체 파일에서 각각의 수동 매칭과 중첩된 부위가 표면 매칭 객체 파일에서 삭제된다. 따라서 수동 매칭과 표면 매칭이 많이 겹치게 되면, 다시 말해 가상 수술의 결과가 유사하면 할수록 남게 되는 체적의 양이 적게 된다.

III. 결과

가상 수술의 모든 과정은 오류 없이 시행되었다. 가상 수술 전 누골점간 거리는 23.5 mm 였고, 좌측의 정상 안와골 부위에서 측정된 포리온-하외측안와간 거리는 61.2 mm, 포리온-관골전두골융합간 거리는 61.1 mm 측정되었다 (Table 1). 거울 영상에서 측정된 누골점 간 거리는 19.6 mm 였다. 가상 수술 후 이동된 우측 안와골 부위에서 측정된 결과는 각각의 가상 수술에 따라 다음과 같았다. MMS-1 실험군 에서는 누골점간 거리 19.6 mm, 포리온-하외측안와간 거리 59.3 mm, 포리온-관골전두골융합간 거리 61.1 mm 로 측정되었다. 이것은 누골점간 거리만 감소한 것으로 안와골이 전면 영상에서 보았을 때 내측으로만 3.9 mm 이동 되었음을 시사한다. MMS-2 실험군에서는 누골점간 거리 19.6 mm 포리온-하외측안와간 거리 62.0 mm, 포리온-관골전두골융합간 거리 61.1 mm 로 내측 이동은 MMS-1 과 같았으나 측면에서 포리온-하외측안와간 거리가 증가하여 안와골이 외측부위에서 전방으로 이동되었음을 알 수 있다. MMS-3 실험군에서는 실험군에서는 누골점간 거리 19.6 mm 포리온-하외측안와간 거리 61.1 mm, 포리온-관골전두골융합간 거리 63.8 mm 로 MMS-2 실험군과는 달리 회전 운동에 의해 포리온-관골전두골융합간 거리도 증가되어 가상 수술에서 안와골 외측의 전방 이동이 더 발생하였음을 알 수 있다. 이때 발생한 외측부 골간격은 2.0 mm 였다. SMS 실험군에서는 누골점간 거리 19.5 mm, 포리온-하외측안와간 거리 68.9 mm, 포리온-관골전두골융합간 거리 69.3 mm 로 수동 매칭 실험군에 비해 안와골 외측의 이동이 포리온-하외측안와간 거리는 MMS-3에 비해 5.3배, 포리온-관골전두골융합간 거리는 3배 이상 전방으로 이동하였다. 또한 이때 안와골 외측부에 발생하게 되는 골간격 역시 10.4 mm로 MMS-3에 비해 5배 달했다. 이를 실제 수술에 적용할 경우 커다란 차이가 발생한다. 가상 수술의 결과를 실제 수술에 적용할 경우 다음과 같다. 안와골을 상부, 하부, 내측부, 외측부 경계에서 각각의 바깥쪽으로 10 mm 를 지나는 접사선을 따라 절골한 뒤, 일단 내측의 비골부를 4 mm 부위를 제거하고, 절골된 안와골을 내측으로 이동시킨 후 이 내측면을 회전축으로 하여 외측안와연 부분이 전방으로 반시계 방향 (counter-clockwise)으로 회전하여 골 간격 (bone

gap)이 10.4 mm 또는 2.0 mm 되는 위치에서 고정함으로써 가상 수술의 결과가 실제 수술에 반영된다. 따라서 외측의 이동에 있어 수동 매칭 가상 수술과 표면 매칭 가상 수술의 결과는 5 배의 외측 이동의 차이를 보였다 (Table 2) (Fig. 9).

Table 2. The result of distance measurement after each type of simulation surgery

	Inter Dacryon	Porion-Inferolateral	Porion-Zygomatofrontal
	Distance	Orbit	suture
MMS-1	19.6	59.3	61.1
MMS-2	19.6	62.0	61.1
MMS-3	19.6	61.1	63.8
SMS	19.5	68.9	69.3

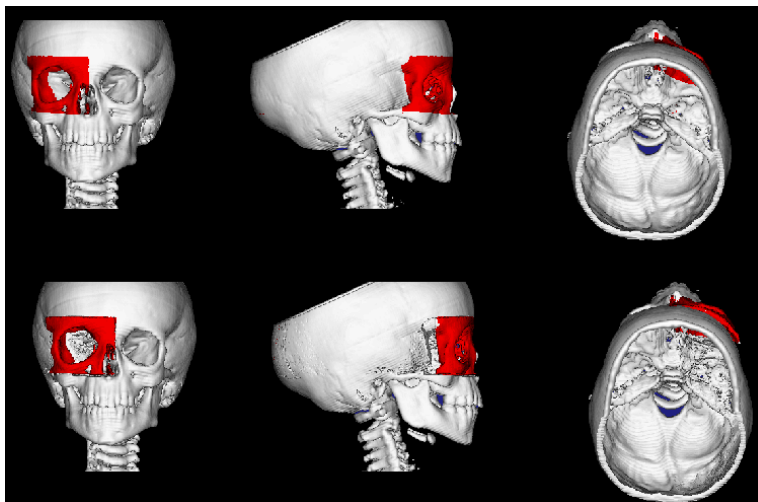


Fig. 9. Comparison between pre-simulation and post-simulation. Above row shows the pre-simulation images and lower row shows the post-simulation images.

표면 매칭 가상 수술 결과에서 중첩된 각각의 수동 매칭 가상 수술 결과를 프로그램 상에서 뺄셈 연산 후 측정한 결과는 MMS-1 에서는 30487 mm³, MMS-2 에서는 25483 mm³, MMS-3에서는 15217 mm³ 로 수동 매칭 가상 수술 중 표면 매칭 가상 수술과 가장 유사하게 시행된 MMS-3 에서 중첩된 체적이 가장 크고, MMS-1과 비교해 약 2배의 중첩 정도를 보여 표면 매칭 가상 수술과 가장 유사한 골편의 이동이 이루어졌음을 알 수 있었다 (Fig. 10).

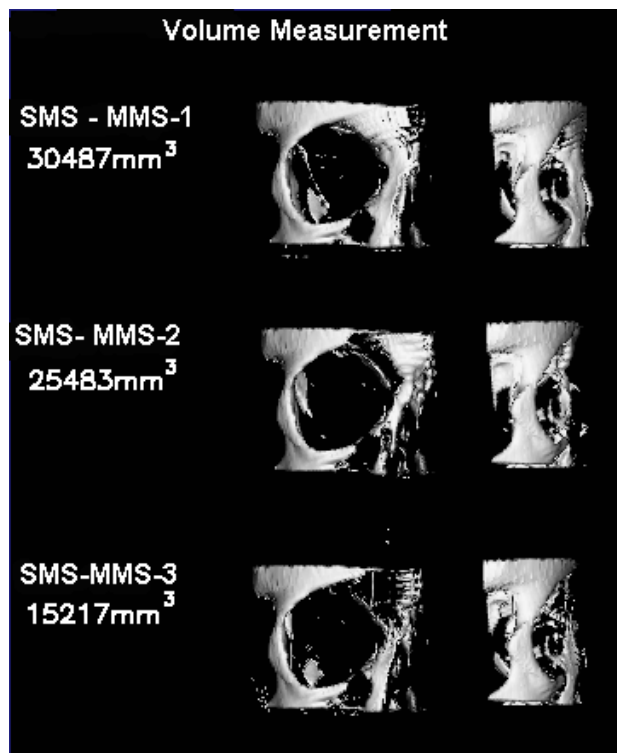


Fig. 10. The volume is shown after the subtraction of individual final object files of MMS-1, MMS-2, and MMS-3 from the final object file of SMS.

IV. 고찰

모든 수술에 있어 수술 전 계획은 성공적인 수술에 있어서 필수 불가결한 요소이다. 현재까지 알려진 두개 안면골에서의 컴퓨터 CT 데이터를 이용한 가상 수술의 방법은 Lo 등²의 발표 이전까지는 대개 의사의 경험이나 방사선(X-ray) 영상, 모형 등을 이용하여 수술 전 계획이 시행되어 왔다고 할 수 있다. 1994년 Lo 등은 컴퓨터상에서 디지털 영상을 이용해서 6가지의 방향(x, y, z 축에 대한 직선 및 회전)의 자유도로 이동시킬 수 있음을 보여주었다.² 이 방법은 복잡한 두개 안면 기형의 환자의 수술에 있어서, 이전의 경험에 의하거나 2차원적인 영상을 이용한 가상 수술 방법^{1, 5-11}보다 더 직관적이며, 수술자의 경험에 의한 3차원 결과에 대한 상상 대신 실제와 같은 3차원의 구체화된 영상으로 관찰하는 것을 가능케 하였다. 그러나, Lo의 방법은 가상 절골술에 의해 생성된 가상 절골 골편을 수술의 목표 지점으로 이동시킬 때 시술자가 눈으로 보면서 수동으로 시행하였다. 따라서 이 방법은 시술자가 상상하는 수술 결과에 대한 목표로 가상 골편을 이동시키는 것이다. 따라서, 이 과정 중 발생하게 되는 시술자의 주관적 판단에 의한 오류의 가능성은 배제할 수 없었다. 다시말해, 시술자의 수술 결과에 대한 목표의 정확도, 컴퓨터 화면 상의 움직임이나 관찰력의 정확도가 가상 수술의 결과의 신뢰도를 좌우하게 되는 것이다. 결국 시술자의 시술하고자 하는 수술에 대한 지식, 수술적 경험, 또한 컴퓨터 기술력까지 가상 수술의 결과에 상당한 영향을 줄 수 있는 것이다.

컴퓨터를 이용한 가상 수술의 기본적인 과정은 약 4가지로 분리될 수 있다. 첫째, 수술 대상 부위의 분리, 둘째, 가상 수술의 목표 설정, 셋째, 수술 대상의 수술의 목표로의 이동, 넷째, 가상 수술의 결과 측정이다. 이 4가지 단계 중 수술 대상 부위의 분리는 분리 과정에서 시술자가 정하는 수치와 원칙을 기록하여 수술 시 직접 반영시키므로 시술자에 따른 차이가 발생하여도 가상 수술 자체의 오류는 발생시키지 않는다. 또한 결과 측정의 과정 역시 이미 여러 보고에서 보고된 바와 같이 측정 오차가 매우 적어 컴퓨터상에서의 거리 측정의 정확도는 이미 입증되었다고 할 수 있다¹². 그러나, Lo 등이 시행한 가상수술은 위의 과정 중 수술 목표의 설정과 수술 대상의 목표로의 이동에 있어 정해진 수치적 목표점이나 수술 대상과 목표

의 위치 계산에 의한 이동이 아닌 시술자의 경험적 지식과 관찰력에 의해 수행될 수 밖에 없다. 본 연구에서는 아직까지 객관화되거나 자동화된 계산에 의한 방법이 보고된 바 없는 이 수술 목표의 설정과 이동 단계를 자동화함으로써 가상 수술을 보다 객관화하고, 반복 재생이 가능한 방법으로 수행해 보고자 하였다.

두번째 단계인 가상 수술의 목표는 실제 수술에서 시술자가 원하는 결과이다. 즉 두개 안면골 수술에서는 수술 부위를 절골하여 시술자가 최종적으로 이동시켜 고정하고자 하는 위치가 된다. 모든 시술자에 있어 이 위치는 수술 전에 시술자의 생각으로 설정되어 있으며, 실제 수술 시 주변 구조물과 비교하면서 최종적 위치를 결정하고 수술을 마치게 된다. 다시 말하면 이는 시술자가 수술 전 뿐만 아니라 수술 중에도 계속 자신의 수술 목표와 실제 보이는 수술 장면 간에 시술자의 뇌 속에서 가상 수술이 시행되고, 그 결과가 실시간으로 실제 수술에 적용되는 과정이 반복된다고 할 수 있다. 따라서 가상 수술의 목표는 대개의 경우 시술자의 생각 속에 있게 되며, 이를 컴퓨터가 미리 알려줄 수는 없는 것이다. 그러나 반안면 왜소증과 같은 편측성 질환에서는 비정상측과 정상측이 같은 환자에서 공존하고 있다. 따라서 이와 같은 경우에는 가장 이상적인 수술 목표는 시술자의 생각 속이 아닌 정상측에 있다고 할 수 있다. 이것이 본 연구에서는 반안면 왜소증 환자의 데이터를 사용한 이유였다. 정상측의 거울 영상이 비정상측에 대한 이상적인 수술 목표가 될 수 있기 때문이었다. 거울 영상은 본 연구 이전에도 가상 수술의 목표로 이용되어 왔었다. 그러나 단순히 정상으로 간주되는 거울 영상과 비정상측 영상을 컴퓨터상에서 시각적으로 비교하였거나 체적과 모양의 차이만을 비교하였고, 거울 영상의 위치로 비정상측 수술대상을 이동시키고자 하는 시도는 없었다. 본 연구에서는 세번째 단계에서 거울 영상으로의 자동화 이동을 시도하였다.

세번째 단계인 수술 대상을 수술 목표로 이동시키는 과정에는 컴퓨터 프로그램을 이용하는 단계이다. 지금까지의 골격에 대한 가상 수술에서는 이 단계가 수동적인 단계였으며 가상 수술의 결과에 가장 큰 영향을 주는 단계였다. 이것은 컴퓨터 그래픽에서 그림의 어떤 부분을 마우스의 왼쪽 단추를 누르면서 드래그 (drag)하는 것과 같은 과정이다. 이 경우 시술자만이 인지하고 있는 수술의 목표점까지 이

동을 시키고, 전후좌우로 영상을 돌려가면서 자신이 원하는 위치로 이동되었다고 여겨졌을 때 이동 단계를 끝내면서 결과 측정 단계로 진행되게 된다. 따라서 이 과정도 두번째의 수술 목표 설정 단계와 마찬가지로 시술자의 능력에 따라 가상 수술 결과에 상당한 차이가 발생할 수 밖에 없으며 실제로 이 과정에서 항상 서로 다른 결과를 도출하고 있다. 이것은 컴퓨터에 의해 영상 데이터를 조작하는 기술이 크게 발전했음에도 불구하고 컴퓨터 가상 수술이 적극적으로 사용되지 못하고 있는 큰 이유이다. 본 연구에서는 이를 극복하기 위해 컴퓨터 프로그램의 기능 중 표면 매칭이라는 기능을 사용하였다. 이 기능은 서로 다른 위치 정보를 가진 두개의 영상을 3차원상에서 어떤 하나의 위치 정보로 이동 시켜 주는 기능이다. 3차원 컴퓨터 영상에서 물체는 3차원 영상을 표시해 주는 단위로 박셀 (voxel)이라는 정육면체의 작은 영상의 조합들로 보다 큰 물체의 영상을 표시하게 된다. 이 경우 서로 다른 두개의 영상을 구성하는 각각의 박셀들은 고유의 위치 정보를 가지고 있으며, 같은 영상 내에서의 모든 박셀들은 서로 연관되어 있는 위치 정보도 가지고 있다. 컴퓨터는 이 두 가지 영상의 모든 박셀의 위치 정보를 파악하고, 하나의 위치 정보에 다른 하나의 위치 정보가 각각의 연관 관계를 손상시키지 않으면서 가장 많은 박셀이 겹쳐지도록 이동 수치를 계산하게 할 수 있으며, 이것을 표면 매칭 기능으로 부른다. 거울 영상에서 얻은 정상 수술 목표인 분리된 안와골 절골 객체 파일의 위치 정보에 비정상측의 분리된 안와골 영상 절골 객체 파일을 겹쳐지도록 할 때, 이동해야 하는 x, y, z 세 축에 대한 직선 이동과 회전이동 정보를 이 기능으로 계산하여 비정상측 안와골의 객체 파일을 이동시켜 영상화 한 것이다. 따라서 이 이동은 시술자가 가진 해부학적 지식이나 컴퓨터 영상을 비교 관찰하는 능력과는 상관 없이 수행될 수 있고, 반복 수행되어도 같은 결과를 생성하는 방법이었고, 본 연구에서 확인할 수 있었다.

마지막 단계인 가상 수술 결과의 측정에서 반안면 왜소증에서는 비교적 작은 수술부분에 대한 시도였음에도, 측정 결과는 실제 수술 시 측정 가능한 4 mm, 10.4 mm의 이동이라는 최종적인 가상 수술의 측정결과를 도출하였다. 이는 비정상측 안와골이 정상측에 비해 후외측(postero-lateral direction)에 위치한다는 것을 의

미한다. 선정된 지표들은 절골술 선상에 존재하지 않는 지표들로 추후 추적 관찰 시 절골술과 관계없이, 같은 지표를 측정하여 수술 결과에 대한 비교 관찰하는데 유용할 것이라 여겨진다.

이상으로 볼 때, 거울 영상과 표면 매칭 기능을 이용하여, 이상적인 수술 목표를 객관적으로 설정할 수 있으며, 컴퓨터 모듈을 통해 자동화 된 가상 수술 방법이 안면골 비대칭 교정 수술에서 시행될 수 있음을 알 수 있었다. 또한 기존의 수동적 모의 수술 방법의 많은 단점을 극복할 수 있음을 알 수 있었다. 그러나, 본 연구에서 사용한 수술 목표인 거울 영상은 편측성 질환, 다시 말해 정상측이 있는 환자에서만 사용 가능한 방법으로서 모든 환자에게서 사용할 수 없다는 한계가 있다. 모든 환자에서, 또한 모든 연령층에서 사용 가능한 두개 안면골에 대한 이상적인 3차원 CT 영상은 존재하지 않는다.^{1,5,9} 이는 앞으로 이 분야에서 해결해야 할 과제로 여겨진다. 이와 함께 수술 대상과 목표의 해부학적 구조가 너무 차이가 클 경우에는, 예를 들어 안와골이 수술 대상이며, 비골이 수술 목표 위치일 경우에는 두 개체의 영상이 일치하는 부분이 거의 없으므로 컴퓨터가 두 영상의 공통점을 찾지 못해 표면 매칭이 이루어지지 않는다. 다시 말해 같은 상악골 및 관골 부위에 외상으로 인해 위치가 변동되고 수회에 걸친 수술에 의해 골이식이나 흡수가 있었던 경우에는 정상측과 비교해서 그 형태의 차이가 커서 표면 매칭 자체가 부정확하거나 수행되지 못하게 된다. 이 역시 표면 매칭에 의한 가상 수술의 한계라 할 수 있다. 따라서 이러한 기능적인 문제에 대한 연구도 계속 되어야 할 것으로 생각된다.

V. 결론

거울 영상으로 이상적인 수술 목표를 생성할 수 있는 반안면 왜소증과 같은 비대칭 안면골 기형 질환에서 3차원 CT 데이터와 표면 매칭을 이용한 자동화된 컴퓨터 가상 수술의 과정은 개발 가능하며, 기존의 수동적인 가상 수술과의 비교 결과, 시술자의 관찰력과 오감에 의지하는 수동 매칭 가상 수술 방법보다는 개발된 표면 매칭 가상 수술 방법이 그 결과에 있어 신뢰할 수 있음을 알 수 있어 차세대 컴퓨터 가상 수술의 모델로서 실제 수술과 환자의 추적 관찰에 유용한 방법으로 제시한다.

참고문헌

1. Marsh JL, Vannier MW, Bresina S, Hemmere KM. Applications of computer graphics in craniofacial surgery. *Clin Plast Surg* 1986; 13: 441
2. Lo LJ, Marsh JL, Vannier MW, Patel VP. Craniofacial computer-assisted surgical planning and simulation. *Clin Plast Surg* 1994; 21: 501
3. Lambrecht JT, Brix F. Individual skull model fabrication for craniofacial surgery. *Cleft Palate J* 1990; 27: 382
4. Girod S, Keeve E, Girod B. Advances in interactive craniofacial surgery planning by 3D simulation. *J Oral Maxillofac Surg* 1995; 24: 120
5. Atobelli DE, Kikinis R, Mulliken JB, et al. Computer-assisted three-dimensional planning in craniofacial surgery. *Plast Reconstr Surg* 1993; 92: 576
6. Cutting C, Bookstein FL, Grayson B, et al. Three-dimensional computer-assisted design of craniofacial surgical procedures: Optimization and interaction with cephalometric and CT-based models. *Plast Reconstr Surg* 1986; 77: 877
7. Cutting C, Grayson B, Bookstein F, et al. Computer-aided planning and evaluation of facial and orthognathic surgery. *Clin Plast Surg* 1986; 13: 449
8. Fujino T, Nakajima H, Kaneko T, et al. Concept of simulation surgery. *Keio J Med* 1993; 42: 104
9. Marsh JL, Vannier MW. Discussion of "Computer-assisted three-dimensional planning in craniofacial surgery." *Plast Reconstr Surg*

1993; 92: 586

10. McEwan CN, Fukuta K. Recent advances in medical imaging: surgery planning and simulation. *World J Surg* 1989; 13: 343

11. Vannier MW, Marsh JL, Warren JO. Three dimensional CT reconstruction images for craniofacial surgical planning and evaluation. *Radiology* 1984; 150: 1769

12. Patel VV, Vannier MW, Marsh JL, Lo LJ. Assessing craniofacial surgical simulation. *IEEE Computer Graphics and Applications* 1996; Jan: 46

13. Kim YO, Choi JW, Park BY. Computer simulation surgery of mandibular distraction osteogenesis using 3D CT data. *J Korean Cleft Palat Craniofac* 2002; 3: 123

Abstract

Comparison analysis between manual matching and surface matching computer simulation surgery on the CT data of asymmetric facial deformity

Jae Wook Lee

*Department of Medicine
The Graduate School, Yonsei University*

(Directed by Professor Yong Oock Kim)

Computer-assisted medical imaging (CT and MR) has shown tremendous improvement in definition of in vivo anatomy of patients with craniofacial anomalies. Computer digital processing of these medical images has enabled quantitative preoperative planning of complex craniofacial operations. In accordance with these developments, preoperative surgical simulation can now be performed more accurately and interactively within the environment of computer graphic workstation and can also provide the best solution for surgery by displaying the 3 dimensional post-simulation images.

The interactive surgical simulation approach is based on digitally

osteotomized objects which have been translocated manually by an operator who visually determines the amount of movement required until the desired end result is achieved. However, this approach depends upon subjective assessment and may not consistently provide optimal simulation in all directions due to manual movement of the osteotomized object by mouse or trackball. In addition, this procedure is time and labor intensive due to repetitive processing to obtain the satisfactory end result.

This study demonstrates a method of surface matching of digitally osteotomized objects, by simulating the deformed orbit to the assumed ideal position of mirror image without manual manipulation of simulation objects, and compare the results of surface matching and manual matching simulation surgery. Three types of manual matching and one type of surface matching were processed as follows.

1. Manual Matching Simulation (MMS)

- a. Using translation moving on anterior view of skull; MMS-1
- b. Using translation moving on anterior and lateral view of skull; MMS-2
- c. Using translation and rotation moving on various view of skull; MMS-3

2. Surface Matching Simulation (SMS)

The measurement was done after individual simulation surgery as follows. The distances were measured from left dacryon to right dacryon, from right porion to right inferolateral orbit, from right porion to right zygomaticofrontal suture. The volume was measured by measuring the remnant volume of the object file of surface matching after subtraction of

object files of manual matching simulations, individually.

The results are as follows.

1. For MMS-1, interdacyon distance reduced 3.9 mm from 23.5 mm of pre-simulation to 19.6 mm of post-simulation. Porion-inferolateral orbit distance and porion-zygomaticofrontal suture distance was same in pre- and post- simulation, 59.3 mm, 61.1 mm, respectively.
2. For MMS-2, interdacyon distance was same with result of MMS-1. Porion-inferolateral orbit distance increased 2.7 mm from 59.3 mm of pre-simulation to 62.0 mm of post-simulation. Porion-zygomaticofrontal suture distance was same in pre- and post- simulation, 61.1 mm.
3. For MMS-3, interdacyon distance was same with result of MMS-1. Porion-inferolateral orbit distance increased 1.8 mm from 59.3 mm of pre-simulation to 61.1 mm of post-simulation. Porion-zygomaticofrontal suture distance increased 2.7 mm from 61.1 mm of pre-simulation to 63.8 mm of post-simulation.
4. For SMS, interdacyon distance was reduced 4.0 mm from 23.5 mm of pre-simulation to 19.5 mm of post-simulation. Porion-inferolateral orbit distance increased 9.6 mm from 59.3 mm of pre-simulation to 68.9 mm of post-simulation. Porion-zygomaticofrontal suture distance increased 8.2 mm from 61.1 mm of pre-simulation to 69.3 mm of post-simulation.
5. Above results show that individual MMS shows different result and the result of SMS shows three times and 5.3 times longer lateral movement when compare with the result of MMS-3.
6. After the subtraction individual final object files of MMS-1, -2, and -3 from the final object file of SMS, the volume was 30487 mm³, 25483

mm³, 15217 mm³, respectively.

Reviewing all above results,

1. MMS shows different result from type to type.
2. Among three types of MMS, MMS-3 shows the most similar result with SMS. This means that the result of MMS-3 can be better if the process accomplished in more detailed and accurate way.
3. There was big difference between SMS and MMS-3 on the lateral movement. This mean that there was incomplete simulation in MMS-3, and then there is a necessity of the automatic process such as surface matching for the computer base surgical simulation surgery in future.

In conclusion, the automatized procedure in simulation surgery of surface matching is well accomplished without manual manipulation, and also shows more reliability of the SMS than manual simulation surgery.

Key Words : surface matching simulation, manual matching simulation, simulation surgery, mirror image