

유한요소법을 이용한 환자별 교정시스템 구축의 기초 알고리즘 개발과 적용

신 정욱¹⁾ · 남 동석²⁾ · 김 태우³⁾ · 이 성재⁴⁾

본 연구는 최근 많은 연구가 행해지고 있는 유한요소를 이용한 교정시스템 구축에 있어서 정상교합자가 아닌 부정교합 환자별 유한요소 모델 구축을 위한 기초 알고리즘 개발에 그 목표가 있다. 기존에는 유한요소 분석을 위해서 한 환자의 치열을 유한요소 모델로 재현하고자 할 때, 전처리 과정에 대부분의 시간을 소요해야만 했다. 본 연구에서는 이 전처리과정을 자동화할 수 있는 기초 알고리즘을 마련하여, 향후 이 방면의 연구를 용이하도록 하였다. 이를 위하여 임의로 선택된 부정교합 환자의 상하악 모형을 이용하여 치아의 삼차원적인 위치를 계측할 수 있는 표준화된 방법을 제시하였으며, 또한 본 연구를 통하여 개발된 프로그램을 이용하여 유한요소의 전처리 과정을 자동화할 수 있는 기초를 마련하였다. 본 연구는 아래와 같은 단계를 거쳐 수행하였다.

1. 상,하악 중절치에서 제2대구치까지 14개의 치아 형상을 상,하악 각각 구축하여 개별 파일로 저장한다.
2. 이 치아에 standard bracket을 치관의 FA point와 bracket slot의 중앙이 일치되도록 부착한다.
3. 대상 환자의 석고 모형을 제작한다.
4. 석고 모형에서 본 연구를 위해 제작된 기구들로 치아의 crown inclination, angulation, 그리고 교합면에서 치관첨까지의 수직거리를 계측한다.
5. 표준화하여 촬영한 석고 모형의 사진을 이용하여 화상처리기법으로 치아의 치열궁 형태를 파악한다. 또한 사진상에서 치아의 수평적 위치 및 회전량을 측정한다.
6. 계측된 crown inclination, angulation, 수직거리, 그리고 치열궁의 형태 및 치아의 회전정도 등을 회전행렬을 이용하여 만든 프로그램에 입력한다. 이 프로그램은 유한요소 전처리 과정에 필요한 치아의 배열상태를 담고 있는 데이터를 결과 파일로 제공하는데, 이 결과 파일은 일반적인 상용 유한요소 프로그램에서도 사용 가능하다.
7. 개개의 치아 파일은 이 결과 파일에 따라 삼차원적인 위치로 배열되어 선택한 특정 환자의 유한요소 모델을 완성하게 된다.

상기와 같은 여러 단계를 거친 후 임의로 선택한 부정교합자의 상,하악 유한요소 모델 구축을 위한 기초 자료를 구축할 수가 있었으며, 개개인 환자의 모형에서 얻은 정보로 유한요소 모델로 재현하기 위한 전처리과정의 기초 알고리즘을 마련하였다.

(주요 단어 : 유한요소법, 환자별 치열 유한요소 모델, 화상처리기법, 회전행렬)

I. 서 론

1,4) 인제대학교 보건대학 의용공학과

2,3) 서울대학교 치과대학 교정학교실

본 연구는 한국과학재단의 핵심전문연구비 지원에 의한 것임.(과제번호 942-0700-012-2)

최근에는 유한요소법을 이용한 교정학 분야의 연구로서 정형력에 대한 상하악골 내의 응력 분석과 변위에 관한 분석^{1,3,4,10,23)}, 한 개의 치아 및 치조골에서

능력 분산과 변위에 관한 분석^{2,8,20,22)}, 그리고 성장 연구 분석^{12,16,18,21)} 등 여러 연구가 국내에서 활발히 진행되고 있다.

어떠한 물리적 현상이 미분방정식으로 표시가 가능하다면, 이를 빠른 속도로 발전된 컴퓨터의 도움으로 수치해석의 일종인 유한요소법으로 해석이 가능할 것이다. 치과 교정은 불규칙하게 배열된 치아에 외부의 하중을 가하여 결과적으로 치아의 이동을 유발하는 것이므로 유한요소법의 도입은 적절하다고 할 수 있다. 이를 바탕으로 최근 유한요소법을 이용한 교정학에 관한 연구가 국내외적으로 활발히 수행되고 있다. 하지만 대부분의 연구¹¹⁾는 정상교합자를 바탕으로 이루어져 왔다. 이러한 정상교합자의 유한요소 모델을 이용하여 얻은 결과를 다양한 부정교합의 형태를 적용시키려면 이에 관한 보다 세밀한 후속 계산이 필요함은 물론, 정상교합자에 관한 연구 결과를 부정교합 환자에 적용시키는 데에는 여전히 술자의 경험적인 해석을 필요로 하게 된다. 한편, 개개 치아의 이동 현상을 파악하기 위해서 관련된 몇 개의 치아만을 대상으로 유한요소 해석을 시도하는 경우도 있으나⁷⁾, 이 또한 교정장치의 장착시 다른 치아에서 일어나는 여러 현상을 종합하여 치료계획 수립에 반영하기에는 미흡한 상황이다.

유한요소에 관한 프로그램을 개발하는 것은 과거 10여년 전만 하더라도 연구자의 직접적인 프로그래밍에 의존하였으나, 최근에는 많은 종류의 상용 소프트웨어가 개발, 검증되어 최근에는 대부분의 경우 이들과 같은 상용 소프트웨어를 이용하고 있다. 특히 교정치료와 같이 힘과 변형, 이동에 관한 구조적인 문제는 대부분 상용 소프트웨어를 사용하고 있다. 이러한 상용 소프트웨어는 과거 많은 시간을 요구한 해석과정 프로그래밍 시간을 단지 컴퓨팅 시간으로 바꾸어 줌으로써 현재는 대부분의 시간의 전처리과정에 쓰이고 있다. 하지만 전술한 바와 같이 부정교합의 경우 그 증례가 많아서 환자별 유한요소 모델을 구축, 해석하여 진단 및 치료계획 수립에 유용한 정보를 얻기 위해서는 실로 많은 시간을 요구하고 있을 뿐만 아니라, 설사 많은 시간을 투자한 후 어떠한 부정교합 환자에 대한 유한요소 모델을 구축한다고 하더라도 그 효용성은 선택된 특별한 환자에 대한 연구에 그치는 것이 대부분이고 다른 부정교합 환자에 대해서는 또 다시 많은 시간을 재투자하여야 하는 실정이다. 따라서 본 연구에서는 다양한 부정교합 환자의 유한요소 모델구축에 있어서 많은 시간을 필요로 하는 전처리

과정을 자동화시킬 수 있는 기초 알고리즘을 화상처리와 회전행렬을 바탕으로 개발하여 일반적으로 많이 사용되는 상용 프로그램과의 접목을 통하여 유한요소법의 적용을 보다 용이하게 하고자 하였다. 또한 이를 위해 임의로 선택된 부정교합 환자의 상하악 모형을 가지고 치아의 삼차원적인 위치를 계측하는 표준화된 방법을 제시하였다. 본 연구는 궁극적으로 부정교합 환자의 치료 연구를 위해서 뿐 아니라, 치료 계획을 보다 체계적이고 예측 가능하게 세우기 위해 개별 부정교합 환자의 유한요소 모델을 구축하는 기초 작업을 마련하는데 목적이 있다.

II. 연구 방법

본 연구에서 연구한 알고리즘을 검증하기 위해서 사용된 상용 유한요소 소프트웨어는 미국 Swanson Analysis사의 ANSYS(ver. 5.0A, 교육용)이다. 알고리즘은 Borland사의 Turbo-C로 프로그래밍 되었으며, 이 프로그램은 본 연구에서는 ANSYS의 전처리 입력 파일을 자동으로 생성하여, 다른 상용 유한요소 소프트웨어에서의 사용도 가능하다.

첫 단계로 부정교합 환자의 치열 상태를 3차원의 기하학적 견지에서 파악하여 수식화 시켰다. 이러한 기하학적 해석을 위해 필요한 여러 정보는 대상 환자의 석고 모형을 통하여 여러 가지의 변수, 즉 crown inclination, angulation, 그리고 교합평면에서의 수직 거리 등을 제작된 기구들로 계측하는 한편, 화상처리 기법을 통하여 치아의 수평적인 배열 상태를 계측하여 얻었다. 이와 같이 얻어진 정보는 본 연구에서 개발된 프로그램에 입력되고 그 결과 파일은 본 연구에서 사용된 ANSYS의 전처리 파일 형태로 만들어져 입력되어 자동으로 부정교합 환자의 상태가 재현되도록 하였다. 본 연구의 흐름도가 그림 1에 나타나 있고 각 단계에서의 작업 내용은 아래와 같다.

A. 개별치아 형상과 치아 크기의 조절

일반적으로 각 치아의 형상과 그 크기는 환자별로 다르다. 이전의 유한요소를 이용한 연구에서 선택된 치아를 grinding하여 단면의 형상을 얻은 후 이들을 치아의 길이 방향으로 조합하여 각 치아의 형상을 구축하였다⁹⁾. 하지만 이러한 방법은 많은 시간이 소요될 뿐 아니라, 선택된 치아 또한 특정 환자의 형상에 국한된 것임을 피할 수가 없어 다른 환자에서의 사용이 일반성

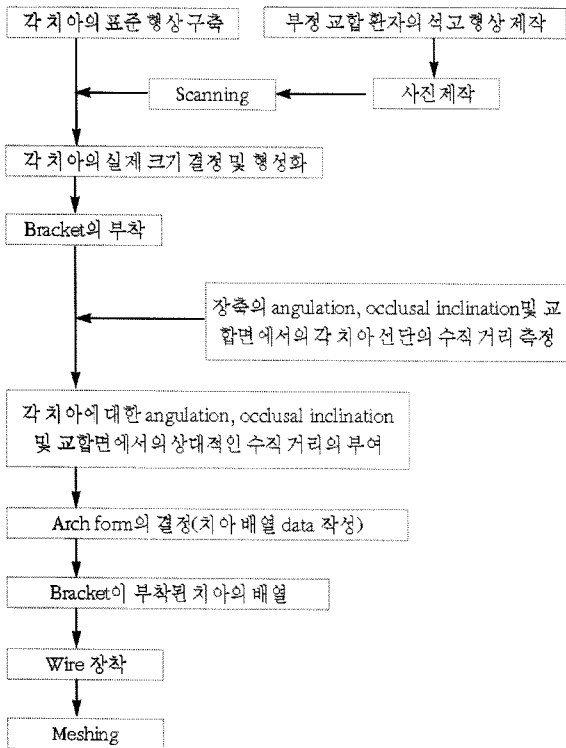


그림 1. 연구 흐름도

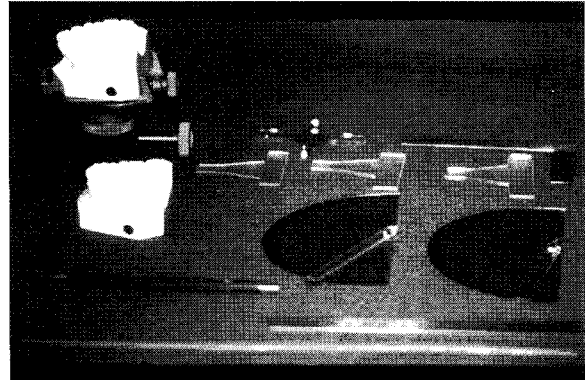


그림 2. 계측 기구들

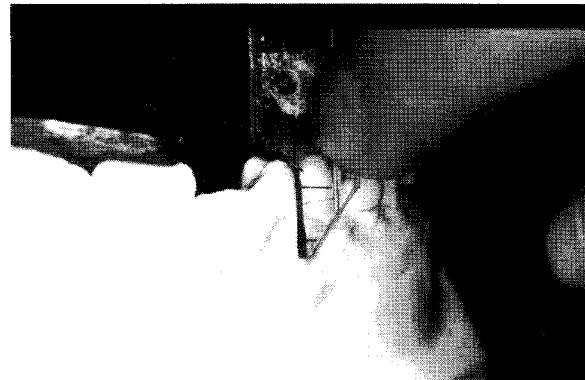


그림 3. Crown inclination을 측정하는 방법

이 상실된다. 따라서 본 연구에서는 환자별 치아의 전반적인 형상은 동일하다는 가정하에서 Wheeler²⁴⁾가 제시한 치아 형상을 표준으로 선택하여 구축하였다. 이와 같이 구축된 형상은 환자별 치아의 크기가 다를 수 있다는 점을 고려하여 형상을 유지하되 그 크기는 조정이 가능하도록 하였다. 즉 각 개인별 환자 치아의 최대폭을 계측하고 Wheeler 모형과 비교하여 일정 비율로 그 크기를 조절하도록 하였다. 이와 같은 방법으로 형성된 상,하악 각각 한쪽 치열 7개의 치아 파일, 총 14개의 파일이 저장된다.

B. Crown inclination, Crown angulation, Vertical position 계측

본 연구에서 crown inclination 및 angulation을 계측하기 위해 고안된 기기들이 그림 2에 각각 나타나 있다. 이러한 계측을 위해서 먼저 기준면(reference plane)을 잡기 위해 플라스틱 template를 교합면에 고정한다. 고정을 위해서는 Utility wax를 이용하였다. 이 때 template는 3점에서 치아와 접촉하게 된다. 이 3점은 대개 제 1 또는 제 2 대구치의 교두나 전치 절단면의 한 점으로 구성된다. 이 기준면은 컴퓨터 상에

서 치아를 orientation하기 위한 목적이므로 교합면과 일치할 필요는 없다.

1. Crown inclination

치관 inclination의 정의는 치아의 근심 또는 원심에서 보아 기준면에 수직인 선과 FA point에서 FA-CC(Facial Axis of the Clinical Crown)^{14,15,19)}에 평행하면서 접하는 선과의 사이에 이루는 각도를 말한다. 만일 이 접선이 수선에 비해 labio-또는 buccoversion되어 있으면 +값을 가지고 linguoversion되어 있으면 -값을 가진다.

이 과정은 이를 위해 고안된 protractor를 사용하여 read-out할 수 있도록 하였으며 각 치관의 길이에 따라 다양하게 응용할 수 있도록 여러 종류를 제작하였다. protractor를 template 위에 안정되게 놓고 바늘을 돌려서 FACC에 평행하게 한 다음, tip이 FA point에 닿도록 하여 바늘의 중앙을 가르키는 각도를 측정한다(그림 3).

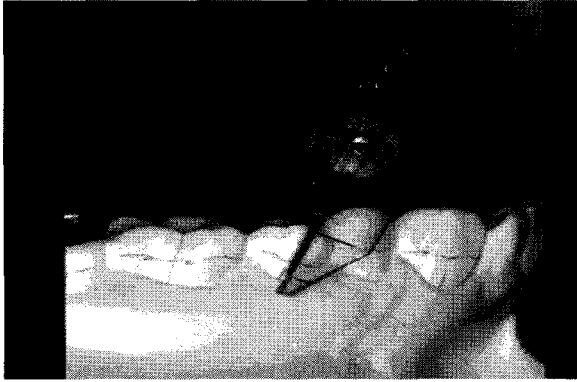


그림 4. Crown angulation을 측정하는 방법

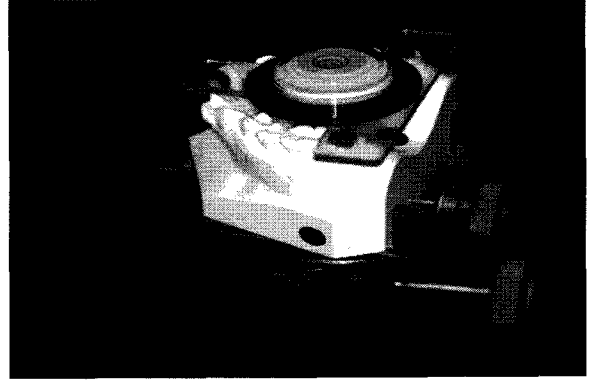


그림 6. 사진 촬영을 위한 수평 확인

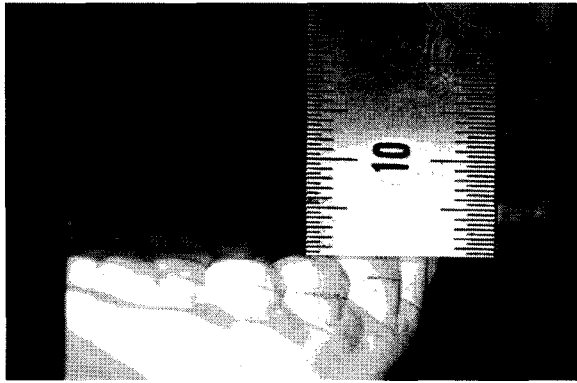


그림 5. Vertical position의 측정

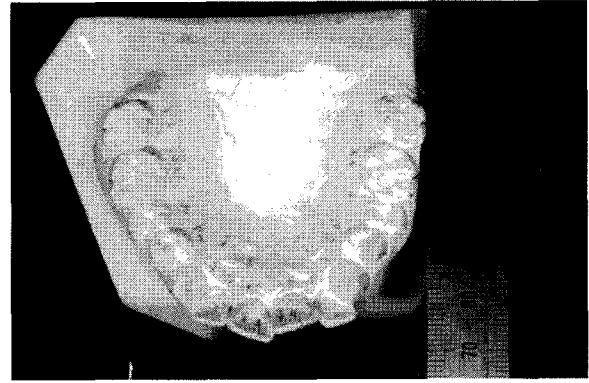


그림 7. 치열의 교합면을 기준면에 수직으로 촬영한 사진과 자의 눈금

2. Crown Angulation

치관 angulation의 정의는 순면 또는 협면에서 보아 FACC가 기준면의 수선과 이루는 각도를 말한다. +는 mesial tipping을 의미하고 -는 distal tipping을 의미한다. Protractor를 template 위에 놓고 순면 또는 협면에서 바늘의 중심선이 FACC와 일치하게 놓고 각도를 계측한다(그림 4).

3. Vertical Position

자 또는 caliper를 이용하여 template의 치아를 향한 면과 치관 tip까지의 거리를 계측한다. +는 기준면보다 intrusion이 되었음을 의미하고, -는 기준면보다 extrusion되었음을 의미한다(그림 5).

C. Bracket의 부착

부정교합의 증례에 따라 또는 교정의사의 선택에 따라 bracket을 다르게 하여야 하지만, 본 연구에서는

standard bracket을 사용하였다. Bracket에는 이미 형성된 28개의 치아에 FA point와 bracket slot의 중앙이 일치하도록 부착하였다. Bracket이 부착된 각 치아는 아직 crown inclination, crown angulation, vertical position에 대한 정보가 부여되지 않은 상태이다.

D. 치열궁의 결정과 치아의 수평위치 및 수평회전 정도

정상교합자의 경우 치열궁의 형태를 수학적인 (함수로 표시한 경우가 있으나⁶⁾ 부정교합 환자의 경우에는 치열궁의 형태를 단순히 표시하기란 어렵다. 따라서 본 연구에서는 선택한 환자의 석고모형을 사진 촬영한 후 이를 화상처리 기법을 사용하여 치열궁의 형상을 파악하였다. 환자의 모형에 template를 고정하고 수준계를 얹어서 수평을 확인한 후, 사진기 역시 수평을 확인하여, 사진 촬영시 촬영 각도에 따른 변형

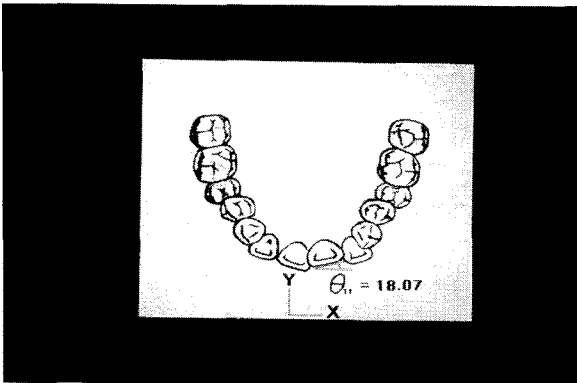


그림 8. 석고 모형 사진을 다시 tracing paper로 옮긴 후 스캐너로 화상화한 것이다. 상악 중절치의 각도가 나와 있다.

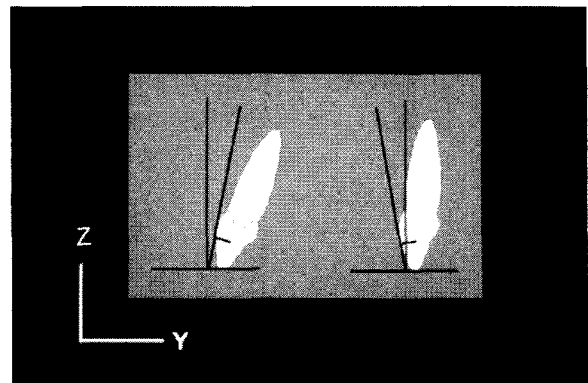


그림 9. Crown inclination에 관한 기하학적 해석

을 최소화한다(그림 6). 렌즈의 배율에 따라 실제의 크기가 다르게 나타나므로 석고 모형 기준 높이에 자를 놓고 같이 사진을 찍어 실제 화상처리시 화상 상에서 1 pixel이 실제 모형의 몇 mm에 해당되는지를 파악하게 된다. 선택된 환자의 상악과 하악의 형상에 자를 두고 찍은 사진이 나와 있다(그림 7).

Tracing paper를 사진 위에 놓고, 2H 연필로 tracing한 후, 이를 스캐너로 컴퓨터 화상화한다. 이를 이용하여, 치아의 수평위치 및 회전정도에 관한 정보를 얻는다. 회전정도는 설정된 좌표계에서 Z축을 중심으로 회전각도를 측정한다. 그림 8은 석고 모형 사진을 다시 tracing paper로 옮긴 후 스캐너로 화상화한 것이다. 상악 중절치에 관한 각도가 나와 있다.

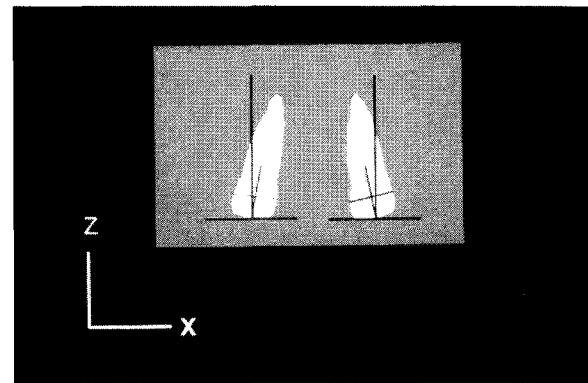


그림 10. Crown angulation에 관한 기하학적 해석

E. 삼차원적인 치아위치에 관한 위의 자료의 변환

각 치아의 crown inclination, crown angulation 그리고 치열궁으로의 배열에 필요한 Z축 중심으로의 회전 정도를 수학적으로 표시하기 위해서 회전행렬을 사용하였다. 개별치아의 crown inclination, crown angulation의 수학적 해석이 본 연구에서 설정한 좌표와 함께 그림 9.과 그림 10.에 나타나 있다. Crown inclination은 설정된 좌표계의 X축을 중심으로 치아를 회전시킨 양, crown angulation은 Y축을 중심으로 치아를 회전시킨 양에 해당된다.

이와 함께 치열궁에서의 배열에 필요한 Z축을 중심으로 한 치아의 회전 정도를 수식으로 함께 표시하는 과정이 그림 11.에 나타나 있다. 그림 11.에서 γ , β , α 는 각각 crown angulation, crown inclination, 그리고 Z축을 중심으로 한 치아의 회전 정

도에 해당된다. 초기에 구축한 치아와 bracket의 형상을 나타내는 각 점의 좌표를 (x, y, z) 라 할 때 이와 같이 γ , β , α 가 부여된 후 치열궁에서 일정한 거리 (X_0, Y_0, Z_0) 를 평행 이동한 후의 최종 좌표 (X, Y, Z) 는 아래와 같이 표시될 수 있다.

$$\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\beta \cos\gamma & \cos\beta \sin\gamma - \sin\alpha \cos\gamma & \cos\beta \sin\gamma + \sin\alpha \cos\gamma \\ \sin\alpha \cos\beta & \sin\alpha \sin\beta \cos\gamma & \sin\alpha \sin\beta \sin\gamma - \cos\alpha \cos\gamma \\ -\sin\beta & \cos\beta \sin\gamma & \cos\beta \cos\gamma \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} X_0 \\ Y_0 \\ Z_0 \end{bmatrix}$$

또는

$$[F] = [R][L] + [T]$$

여기서 행렬[R]은 회전 행렬이라고 불리우며, 행렬에서 사용된 s,c는 sine, cosine을 각각 줄여서 쓴 것이다. (X_0, Y_0, Z_0) 에서 (X, Y, Z) 는 스캐닝한 치열궁의 형태에서 1mm가 몇 pixel에 해당된다는 것을

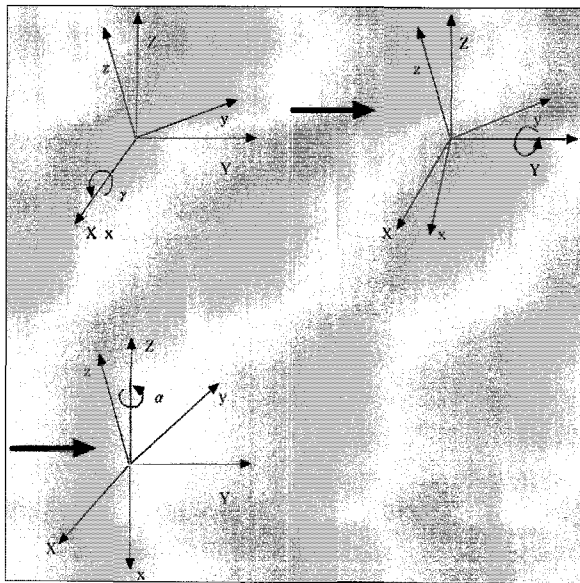


그림 11. 회전행렬을 이용한 치아의 회전과 평행이동에 관한 설명

F. Meshing

형상이 구축된 후에는 요소분할 작업인 meshing 작업을 수행하게 된다. 형성된 부정교합 환자의 형상은 크게 3종류, 즉 치아, bracket, 그리고 호선으로 분류된다. bracket과 호선은 치아의 이동에 가해지는 외력, torque를 치아에 전달하게 되므로 3차원적 요소와 beam요소로 meshing되어진다. 치아의 경우 일반적으로 3차원의 육면체, 혹은 사면체를 많이 사용하고 있으나 교정치료에서는 치아의 변형보다는 치아의 이동이 주관심사이고, 또한 계산시간을 고려해 볼 때 shell형태의 요소도 고려해 볼 수 있다. 이 문제는 총괄 및 고안에서 다시 논하였다.

III. 연구결과

본 연구에 선택된 환자의 석고 모형에서 상악에서 계측된 crown inclination, crown angulation, 그리고

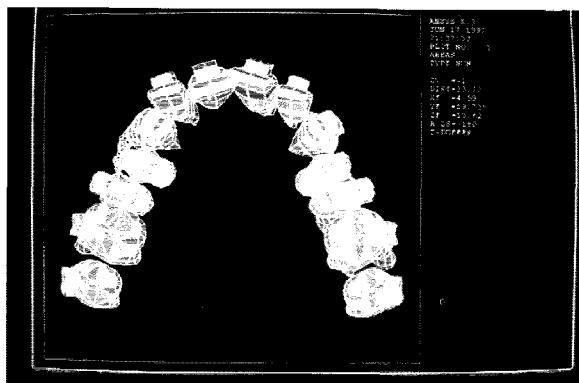
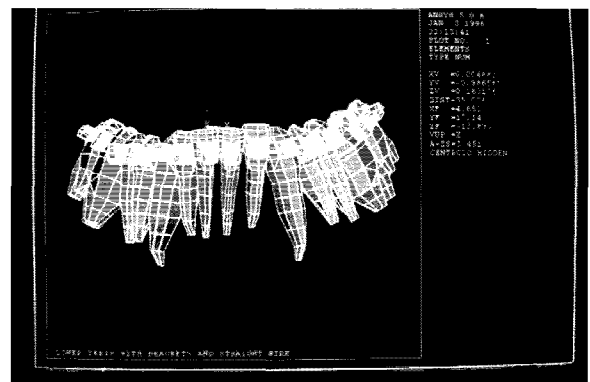


그림 12. a) 완성된 유한요소 모델(상악 교합면)



b) 완성된 유한요소 모델(상악 전면)

이용하여 계산할 수가 있으며, Z_0 는 교합평면에서 치관 tip까지 계측한 거리에서 얻을 수가 있다

이와 같은 알고리즘을 Turbo-C로 프로그램화한 후 계측한 값들, 즉 γ , β , α , (X_0, Y_0, Z_0) 그리고 (x, y, z) 의 값을 프로그램에 입력하여 bracket이 부착된 부정교합 환자의 형상을 구축하였다. 본 연구에서 이와 같은 프로그램으로 치아의 배열 상태에 관한 정보를 가지고 있는 결과 파일은 ANSYS(Ver.5.0A, 교육용)의 전처리 파일 형식으로 만들어진 후, 자동으로 입력되어 전처리 과정을 자동화하였다.

교합평면에서 각 치관 tip까지의 거리가 표 1.에 나타나 있다.

이와 같이 계측된 수치와 개발된 프로그램으로 만들어진 유한요소 전처리용 결과 파일을 ANSYS에 입력하여 구축된 부정교합 환자의 상,하악 모델이 그림 12.와 그림 13.에 나타나 있다. 그림 12.는 그림 7.에서 나타난 부정교합 환자의 상악을 재현한 것으로 meshing이 되지않은 상황이고, 그림 13.의 하악의 경우는 mesh가 된 후 wire을 장착한 경우이다.

표 1. 석고 모형에서 계측된 수치들(상악)

치아명칭	inclination (degree)	angulation (degree)	교합평면에서의 거리 (mm)
상악 우측 제2대구치	-6.5	0.0	+1.8
상악 우측 제1대구치	-8.0	+9.0	+1.3
상악 우측 제2소구치	-1.0	+12.5	+1.0
상악 우측 제1소구치	-10.0	+4.5	0.0
상악 우측 견치	-13.0	+15.0	+0.2
상악 우측 측절치	+17.0	-12.0	+3.0
상악 우측 중절치	+1.0	+3.0	+1.6
상악 좌측 중절치	+12.0	+15.0	+1.8
상악 좌측 측절치	+12.0	+2.0	+2.5
상악 좌측 견치	-1.0	+13.0	+1.6
상악 좌측 제1소구치	-3.5	+10.5	0.0
상악 좌측 제2소구치	+8.0	+24.0	+1.5
상악 좌측 제1대구치	-12.0	+14.5	0.0
상악 좌측 제2대구치	-6.5	+5.0	+2.5

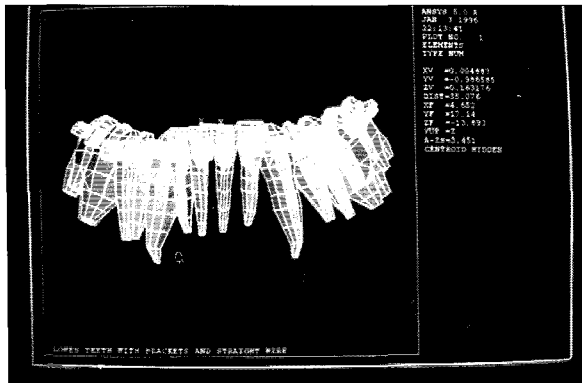


그림 13. 완성된 하악의 유한요소 모델

IV. 총괄 및 고안

본 연구는 전술한 바와 같이 일반적인 상용 유한요소 프로그램 사용시 많은 시간이 소요되는 부정교합 환자별 유한요소 모델의 전처리 과정을 자동화하는데 역점을 두었으며, 이를 위한 기초 알고리즘의 개발에 그 목적이 있다. 또한 개별환자에서 치아의 삼차원

적인 위치를 객관화하여 계측할 수 있도록 표준화된 계측 방법을 제시하였다. 최종적으로는 환자의 치아 및 치열을 가급적 정확하게 유한요소 모델로 컴퓨터 상에 재현하는 데에 역점을 두었다.

이를 위하여 삼차원적인 치아 위치의 표준 계측 방법을 고안하였으며, 수학적 개념, 즉 회전 행렬과 공학의 화상처리 기법을 도입하여 일반적인 알고리즘을 개발하였다. 본 연구는 앞으로 유한요소법이 교정치료법 개발 및 분석, 교정치료계획의 수립 등에 좀더 광범위하게 이용될 수 있는 기초를 마련할 수 있었다고 사료된다. 앞으로 이 방법의 적절한 이용과 보다 완벽한 자동화 과정을 발전시켜 나가기 위해서는 아래와 같은 여러 가지 점들을 고려하여야 할 것으로 생각된다.

- 1) 유한요소의 해석에서는 대상체의 물성치 뿐만 아니라 해석시 부과되는 구속조건이 해석의 결과에 지대한 영향을 미치게 된다. 교정치료에 있어서는 치아의 이동양상을 연구하게 되므로 구속조건은 치아에 부과할 수 없고, 치아와 거리가 먼 치조골

- 의 외곽에 부과되어야 한다. 따라서 치조골의 자동생성 프로그램도 개발되어야 할 것으로 사료된다.
- 2) 치아의 이동에는 치근막도 중요한 역할을 하는 것으로 알려지고 있다. 비록 치근막의 강도나 부피로 보아서는 치아의 이동에 많은 저항을 나타낼 것으로는 사료되지 않으나 초기 이동에는 미끄럼 현상이 일어날 수가 있어 이에 대한 연구도 병행되어야 한다. 일반적으로 치근막에 관한 모델은 얇은 박(薄) 형태의 thin shell 요소를 사용하여 마찰을 고려한 비선형 해석을 시도하고 있다¹⁷⁾. 하지만 이를 위해서는 먼저 실험적인 고찰이 선행되어야 한다.
 - 3) 본 연구에는 standard bracket만을 모델에 포함시켰다. 하지만 전술한 바와 같이 부정교합의 증례에 따라서 보다 다양한 bracket을 모델에 포함시켜야 한다. 이를 위해서는 많은 발전을 거듭하고 있는 CAD(Computer Aided Design) 프로그램의 도입이 필요할 것으로 사료된다. CAD기법을 통하여 다양한 bracket의 형상에 관한 데이터 베이스가 구축되면 이를 IGES(Initial Graphics Exchange Specification)을 통하여 받아들여 배열된 치아에 부착을 하면 부정교합 환자의 치료계획 수립을 위한 유한요소 모델을 보다 광범위하게 응용하게 될 것으로 사료된다.
 - 4) 교정치료는 일반적으로 장시간이 소요된다. 하지만 현재 유한요소로 의한 교정치료의 연구는 단순 탄성체 역학 이론에 근거하고 있다. 따라서 대부분의 연구 결과, 즉 응력, 변위등은 정량적인 결과가 아니고 정성적인 것으로 이해되어야 한다. 보다 정량적인 결과를 위해서는 점성을 고려한 실험치와 해석이 수반되어야 할 것이다.
 - 5) 치아의 요소 분할에 있어서 일반적으로 3차원의 육면체, 혹은 사면체가 많이 사용되고 있다. 하지만 앞서 언급한대로 현재 사용되고 있는 이론은 정성적인 결과를 제공하고 있고, 또한 교정치료의 주 관심사는 치아의 변형이 아니라 치아의 이동에 있으므로 치아를 두꺼운 shell의 형태로 요소를 분할하되 그 강도를 높이면 계산과 요소 분할에 있어서 시간을 많이 단축할 수 있음과 동시에 정성적인 결과에는 영향을 미치지 않을 것으로 사료된다.
 - 6) 개별치아의 형상과 치아 크기 조절에 있어서, 본 모델은 환자별로 치아의 전반적인 형태는 동일하

- 다고 가정하였고, 그 크기를 비례적으로 조절할 수 있도록 하였다. 실제 여러 특정 환자의 치아 형태를 재현하기 위해서는 다양한 기본 형태의 기초적 연구가 뒷받침되어야 하며 이를 바탕으로 개발된 치아형태에 따른 각종 치아의 모델이 개발되어야 좀더 개별환자의 특정 조건에 맞는 모형을 개발할 수 있을 것이다.
- 7) 모형에서 3차원적인 데이터 수집은 수작업으로 수행되었다. 일반 교정의사가 이 과정을 수행하는 데에는 특별한 장비나 고가의 장비가 필요치 않다는 점에서 임상에 사용하기에 적당하나, 연구 목적으로 좀더 정확한 재현을 위한다면, 모형의 특정한 지점을 데이터화할 수 있는 기구와 방법의 발전이 필요하리라 본다. 그리고 사진 촬영 및 scanning 과정은 앞으로 digital camera나 video capturing 기구들이 좀 더 일반화된다면 이를 이용한 직접적인 화상 입력이 응용될 것이다.
 - 8) Aging, 골흡수 침착과 같은 생물학적, 생화학적 및 조직학적인 변화라던가 이에 따른 개개인 특성은 반영되지 않으므로 이 결과의 해석에는 임상적 경험과 지식이 수반되어야 할 것이다.

참 고 문 헌

1. 김광호, 손병화, 박영철. 각종 Headgear를 사용한 정형력이 두 개안면골에 미치는 영향에 대한 광탄성학적 연구. 대치교정지 1986;16:71-84.
2. 김영원, 손병화. 견치 원심이동시의 초기변화에 관한 유한요소법적 연구. 대치교정지 1988;18:25-53.
3. 김주영, 손병화. Reverse headgear가 상악골체에 미치는 영향에 관한 유한요소법적 분석. 대치교정지 1985;15:7-22.
4. 김현순, 남동석. 경부고정 headgear 사용할 때 안면두개골의 변위에 관한 장력 계측법 및 유한요소법적 분석. 대치교정지 1987;17:185-98.
5. 이인수, 손병화. Headgear가 상악골에 미치는 영향에 관한 유한요소법적 연구. 대치교정지 1985;15:211-27.
6. 이진형, 남동석. 형상기억합금호선의 역학적 해석. 대치교정지 1994;24:735-58.
7. 장재완, 손병화. 상악중절치 후방이동시 이동양상에 관한 유한요소법적 연구. 대치교정지 1991;21:617-33.
8. 전경민, 남동석. Multiloop edgewise archwire의 역학적 해석. 대치교정지 1991;21:31-45.
9. 조정현, 이기수, 박영국. 상악 제1대구치의 저항중심에 관한 유한요소법적 분석. 대치교정지 1993;23:263-73.
10. 조호구, 이기수. 정형력에 대한 하악골내의 응력분석과 변위에 관한 유한요소법적 분석. 대치교정지 1984;14:71-92.
11. 천옥진, 김태우, 서정훈. 상악 4절치의 후방전인시 나타나는 현상에 관한 유한요소법적 분석. 대치교정지 1995;25:525-41.

12. 탁선근, 박영현. 한국아동의 악안면 성장에 관한 유한요소법적 연구. *대치교정지* 1988;18:343-65.
13. 황치일, 서정훈. 상악호선 torque 부여시 나타나는 상반작용에 관한 유한요소법적 연구. *대치교정지* 1994;24:479-508.
14. Andrews, L.F.: JCO interviews on the straight-wire appliance, *J. Clin. Orthod.*, 1990; 26: 493-508.
15. Andrews L.F. Straight wire, the concept and appliance, 1989 L.A. Wells Co.
16. Cheverud J, Lewis J, Bachrach W, Lew WD. The measurement of form and variation in form: an application of three-dimensional quantitative morphology by finite element methods. *Am J Phys Anthropol* 1983; 62: 151-65.
17. Cobo J, Sicilia A, Arguelles J, Suarez D, Vijande M. Initial stress induced in periodontal tissue with diverse degrees of bone loss by an orthodontic force: Tridimensional analysis by means of the finite element method. *Am J Ortho Dentofac Orthop* 1993; 104: 448-54.
18. Diewert VM, Lozanoff S, Ciriani D. Craniofacial growth in embryonic mice analyzed with finite element methods. *J Dent Res* 1987; 66: 166.
19. Germane N, Bentley Jr. BE, Isaacson RJ. Three biologic variables modifying faciolingual tooth angulation by straight-wire appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1989; 96: 312-19.
20. McGuinness NJP, Wilson AN, Jones ML, Middleton J. A stress analysis of the periodontal ligament under various orthodontic loadings. *Europ J Orthod* 1991; 13: 231-42.
21. Moss ML, Skalak R, Patel H, Sen K, Moss-Salentijn L, Sinozuka M, Vilmann H. Finite element method modeling of craniofacial growth. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1985; 87: 453-72.
22. Tanne K, Nagataki T, Inoue Y, Sakuda M, Burstone CJ. Patterns of initial tooth displacements associated with various root lengths and alveolar bone heights. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1991; 100: 66-71.
23. Tanne K, Hiraga J, Kakiuchi K, Yamagata Y, Sakuda M. Biomechanical effect of anteriorly directed extraoral forces on the craniofacial complex: A study using the finite element method. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1989; 95: 200-7.
24. Wheeler RC. A textbook of dental anatomy and physiology. Saunders, 1965:135-54, 192-84, WB Saunders, Philadelphia.

-ABSTRACT-

Finite Element Method Modeling for Individual Malocclusions: Development and Application of the Basic Algorithm

Jung-Woog Shin¹⁾, Dong-Seok Nahm²⁾, Tae-Woo Kim³⁾, Sung Jae Lee⁴⁾

^{1,4)} Dept. of Medical Eng., College of Health Science, Inje University

^{2,3)} Dept. of Orthodontics, College of Dentistry, Seoul National University

The purpose of this study is to develop the basic algorithm for the finite element method modeling of individual malocclusions. Usually, a great deal of time is spent in preprocessing. To reduce the time required, we developed a standardized procedure for measuring the position of each tooth and a program to automatically preprocess. The following procedures were carried to complete this study.

1. Twenty-eight teeth morphologies were constructed three-dimensionally for the finite element analysis and saved as separate files.
2. Standard brackets were attached so that the FA points coincide with the center of the brackets.
3. The study model of a patient was made.
4. Using the study model, the crown inclination, angulation, and the vertical distance from the tip of a tooth was measured by using specially designed tools.

5. The arch form was determined from a picture of the model with an image processing technique.
6. The measured data were input as a rotational matrix.
7. The program provides an output file containing the necessary information about the three-dimensional position of teeth, which is applicable to several finite element programs commonly used. The program for a basic algorithm was made with Turbo-C and the subsequent outfile was applied to ANSYS.

This standardized model measuring procedure and the program reduce the time required, especially for preprocessing and can be applied to other malocclusions easily.

KOREA. J. ORTHOD. 1996 ; 26 : 815-824

※ **Key words** : Finite Element Method, Individual Malocclusion, Image Processing Technique, Rotational Matrix