

기하학 기술을 이용한 인레이/온레이의 외면 모델링

유 관 희[†] · 하 증 성^{††}

요 약

본 논문에서는 부분적으로 파손된 치아의 수복에 사용되는 인레이/온레이 인공치아를 효과적으로 모델링하는 기법을 제안한다. 인레이/온레이는 지대치에 부착되는 내면과 밖으로 들어나는 외면으로 구성된다. 내면은 지대치와의 밀착력을 확보하기 위하여 지대치의 삭제된 표면의 확장된 부분으로 Minkowski sum을 이용하여 모델링된다. 외면을 모델링하기 위해서는 표준치아 모델, 환자 치아 석고모형을 스캔한 메쉬 자료, 환자 치아 교합을 측정된 FGP(functionally guided plane) 등 세 가지 정보와 DMFFD(direct manipulation free-form deformation)[19]과 MWD(multiple wires deformation)[17]의 3D 메쉬 변형 기술들을 이용한다. 표준치아 모델은 외면의 기본적인 형태를 결정하기 위하여 사용되는 반면 석고모형 데이터와 FGP는 환자 치아 인접면과 교합면마다 약간 다르지만 정확한 기능에 매우 중요한 고유 특성을 반영하기 위해 사용되는 정보이다. 이러한 정보들을 입력으로 DMFFD 기법과 MWD 기법을 각각 적용하여 인레이/온레이 인접면과 교합면을 메쉬 자료로 자동으로 생성해낸다. 연구된 기법은 치과의사에 의한 요구사항을 반영하여 생성된 메쉬 모델을 가시화하면서 보다 정확하게 인레이/온레이를 디자인할 수 있도록 구현되었다.

키워드 : 인공치아, 인레이/온레이, 기하학 기술, 변형 기법

An External Surfaces Modeling of Inlay/Onlay Using Geometric Techniques

Kwan-Hee Yoo[†] · Jong-Sung Ha^{††}

ABSTRACT

This paper presents a method for effectively modeling inlay/onlay prostheses restoring a tooth that are partially destroyed. An inlay/onlay is composed of internal surface adhering to an abutment, and external surface revealed to the outside sight. Internal surfaces are modeled using Minkowski sum expanding the grinded surface parts of abutments so that the internal surfaces can adhere to the abutments with closer contact. In modeling external surfaces, we exploit 3D mesh deformation techniques: DMFFD(direct manipulation free-form deformation)[19] and MWD(multiple wires deformation)[17] with three kinds of informations: standard teeth models, mesh data obtained by scanning a plaster cast of a patient's tooth, FGP(functionally guided plane) measuring the occlusion of the patients's teeth. The standard teeth models are used for building up the basic shapes of external surfaces, while the plaster cast and FGP data are used for reflecting the unique properties of adjacent and occlusal surfaces of the patients's teeth, which are slightly different to each other but very important for correct functioning. With these informations as input data, the adjacent and occlusal surfaces are automatically generated as mesh data using the techniques of DMFFD and MWD, respectively. Our method was implemented so that inlay/onlay prostheses can be designed more accurately by visualizing the generated mesh models with requirements by dentists.

Key Words : Artificial Tooth, Inlay/Onlay, Geometric Techniques, Deformations

1. 서 론

지금까지 대부분의 치과병원에서 환자의 치아 재건을 위한 작업 처리 절차는 수작업으로 이루어지고 있다. 이로 인하여 환자는 장기간동안 병원을 방문해야 되고, 오랜 기간 동안 임시적인 인공치아(prostheses)를 끼우고 지내야 하는

불편을 겪고 있다. 또한 치과기공사에 의한 수작업으로 인공치아가 제작됨으로 인하여 오차 정도가 심하다. 최근에는 컴퓨터 기술의 발달에 따라 치료시간 단축, 인공치아 제작 시간 단축, 치과계에서 요구하는 0.025mm의 오차한계 유지를 위하여 CAD/CAM을 이용한 인공치아 제작 기법이 활발히 연구되고 있고, 전 세계적으로 효율적이고 효과적인 인공치아 제작 시스템의 개발이 시도되고 있다[1-7, 10, 16].

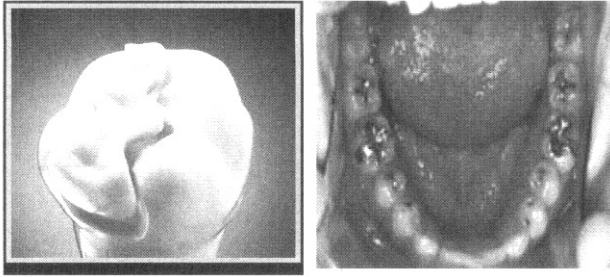
일반적으로 CAD/CAM 기술을 이용한 인공치아 재건 및 제작 시스템의 과정을 살펴보면 먼저 환자의 치아를 그대로 표현하는 석고모형을 제작한 후 3D(삼차원) 스캐너로 입력 받아 치아의 표면을 모델링한다. 모델링된 치아 정보를 이

* 이 논문은 2005년도 충북대학교 학술연구지원사업의 연구비 지원에 의해서 연구되었음.

† 종신회원: 충북대학교 컴퓨터교육과 및 정보산업공학과 교수

†† 종신회원: 우석대학교 컴퓨터공학과 교수

논문접수: 2005년 9월 1일, 심사완료: 2005년 11월 3일



(그림 1) 인공치아 인레이/온레이의 예[7]

용하여 치과의사가 원하는 형태의 인공치아와 정확히 일치하는 3D 모델을 만든다. 일반적으로 인공치아는 코아(cores)와 크라운(crown)으로 구성된다. 코아는 원래 치아와 크라운간의 접착력을 증대시키기 위한 부분으로 치과의사가 갈아낸 치아와 직접적으로 접촉하는 부분을 의미하며, 크라운은 만들어진 인공치아를 환자에게 끼웠을 때 밖으로 들어나 보이는 부분을 말한다.

크라운 인공치아에는 다양한 종류가 있으며 이들 중 하나의 치아가 일부 파손되어 수복되어야 할 때 사용되는 인공치아를 인레이/온레이(inlay/onlay)라 한다. 인레이는 최소의 치아우식증이나 이전의 수복물이 있는 2개의 면, 즉 인접면과 교합면을 포함하는 수복물이며, 온레이는 협설측 교두가 건전하게 남아 있고 다른 곳이 파괴된 치아에 대한 완전한 교합면/인접면을 포함하는 수복물이다. (그림 1)(a)가 일부 소실된 치아에 대해 인레이/온레이를 제작한 상태를 보여주고 있고, (그림 1)(b)가 특정 치아에 대해 인레이/온레이의 수복물을 환자에 장착한 예를 보여주고 있다.

본 논문은 3D 메쉬 기반 모델에서 보다 정확한 인레이/온레이를 효과적으로 모델링하기 위한 기법을 다룬다. 일반적으로 모델링 측면에서 볼 때 인레이/온레이는 지대치(abutment)와 접하는 내면과 밖으로 들어나는 외면으로 구성된다. 내면은 지대치와 인공치아와의 강한 접착력을 위한 밀착도를 증가시키기 위하여 연마된 지대치 표면을 확장하는 Yoo 등[11, 20]의 Minkowski Sum 방법을 적용하여 모델링한다. 본 논문에서는 인레이/온레이의 외면을 효과적으로 모델링하기 위한 방법에 집중적으로 논의하고자 한다. 우리의 방법에서는 표준치아 모델, 환자 치아 석고모형을 스캔한 메쉬 자료, 환자 치아 교합을 측정된 FGP(functionally guided plane)[7] 등 세 가지 정보를 외면 모델링의 입력자료로 사용하고 DMFFD(direct manipulation free-form deformation) 기법[19]과 MWD(multiple wires deformation) 기법[17]을 적용하여 인레이/온레이 인접면(adjacent surface)과 교합면(occlusal surface)을 메쉬 자료로 자동으로 생성한다. 여기에서 표준치아 모델은 외면의 기본적인 형태를 결정하기 위하여 필요하며 석고모형 데이터와 FGP는 환자 치아 인접면과 교합면마다 약간 다르지만 정확한 기능에 매우 중요한 고유 특성을 반영하기 위해 필요하다.

제 2장에서는 본 논문에서 논의할 인레이/온레이 모델링의 기존 연구 결과를 언급하고 제 3장에서는 인레이/온레이

를 모델링을 위한 전체적인 과정을 설명한다. 제 4장에서는 표준치아 정보 생성과 변형기법을 적용한 인레이/온레이의 외면 모델링 기법을 상세히 기술한다. 제 5장에서는 인레이/온레이 모델링의 실험 결과를 가시화 측면에서 논의하고 마지막으로 제 6장에서는 연구 결과를 요약하고 향후 연구 방향을 제시한다.

2. 관련 연구

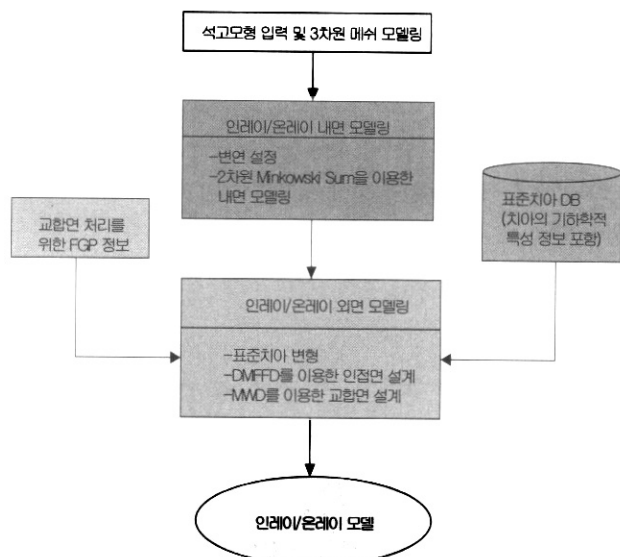
CAD/CAM 기술을 이용한 인레이/온레이 인공치아 제작 시 가장 중요한 사항은 치과의사가 만들고자 하는 형태의 인공치아를 삼차원으로 정확하게 모델링하는 것이다. 즉, 원래 치아에 붙는 내면 접착력을 극대화하고 이웃한 치아와의 적절한 인접성과 반대편 치아와의 정확한 교합력이 확보될 수 있도록 해야한다. 인공치아 모델링을 위해 기본적으로 사용할 수 있는 방법으로는 기존의 3D 모델링 도구인 3DMax, Maya, CATIA, SolidWorks 등을 사용하는 것이다. 그러나 기존 도구들이 인레이/온레이 모델링을 위한 요구조건을 모두 충족할 수 없기 때문에 인레이/온레이 인공치아를 모델링한다는 것은 불가능할 수도 있고 혹은 가능하더라도 장시간이 요구된다. 따라서 인레이/온레이 인공치아를 효과적으로 모델링하기 위한 전용 모델링 도구의 개발이 필요하다.

인레이/온레이 모델링에 관한 연구는 크게 2D 영상 기반과 3D 메쉬 기반으로 연구가 진행되고 있다. 영상 기반의 대표적인 연구는 스위스의 주리히 공대와 Brains사가 공동으로 개발한 Cerec 시스템[25]에서 제시되었다. 그들은 인레이/온레이를 설계하기 위해 먼저 구강내에서 치아를 직접 카메라로 스캔한다. 입력된 영상 정보에서 치아의 경계 부분을 찾아 설계자에게 표시해주면 설계자는 인레이/온레이의 외면 경계 정보를 보면서 수동으로 원하는 형태로 모델링한다. 그러나 이 방법은 삼차원의 치아 정보와 치아의 기하학적 특성을 반영하고 있지 못해 매우 부정확하게 단일 크라운의 외면이 설계될 수밖에 없어 더 이상 사용되지 않고 있다. 좀더 향상된 연구 결과가 Kunii 등[2], Myszkowski 등[13], Savchenko 등[14]에 의하여 각각 제시되었다. 1996년 Kunii 등[2]과 Myszkowski 등[13]은 2D 영상을 삼차원화하여 치아를 모델링한 후 이 상태에서 텍의 시뮬레이션을 통해 치아의 인레이/온레이의 교합면을 찾았고, 찾아진 교합면을 이용하여 삼차원 치아 모형의 변형하였다. 그러나 이 방법은 교합면을 찾기 위해 한번 이동이 있을 후 이차원으로 투영하여 점의 깊이값 비교로 거리를 계산하는 방식을 취한다. 또한 이차원과 삼차원간의 전환을 전체로 하고 픽셀단위의 복잡한 조작을 거쳐야 함으로 단일 크라운을 모델링하기 위해 2~3시간이 요구된다. 그 후 2001년 Savchenko 등[14] 등이 치아의 거리영상(range image)에 대해 유전자알고리즘(genetic algorithm)을 이용하여 인레이를 모델링할 수 있는 기법을 제시하였다. 그러나 이 방법에서 최적화 기술을 활용하여 인레이를 모델링하고 있어 하나의 인레이를 설계하는데 몇 시간이 걸리는 문제점을 안고 있다.

다음으로 3D 메쉬상에서 직접 인레이/온레이를 모델링하기 위한 기존 연구 결과를 살펴보자. 몇 년 전부터 치과계에서 사용가능한 접촉식/비접촉식 3D 스캐너가 등장하기 시작하였다. 이 스캐너를 이용하면 환자로부터 얻은 석고모형을 삼차원으로 모델링할 수 있다. 역시 유사한 방법으로 표준치아에 대해서도 삼차원으로 모델링하여 데이터베이스로 구축할 수 있다. 이러한 정보를 단일 크라운의 외면을 모델링하는데 활용할 수 있으며, 대표적인 방법으로는 Nobel Digital Process 사에서 개발한 Procera 시스템에서 설계 기법[26]과 GC 사에서 개발한 GN-I 시스템에서 사용하는 방법[27]이 있다. Procera 시스템에서는 기공사에 의해 처리된 Pin-Die 작업이 완료된 석고모형을 삼차원으로 모형화한 후, 앞에서 소개한 3D 모델링 도구와 같은 기법을 이용하여 인레이와 온레이를 모델링하였다. GN-I에서는 치과외사에 의해 환자로부터 얻어진 석고모형의 삼차원 모형위에 역시 환자로부터 얻어진 교합 정보인 FGP(functional guiding plane)[7]을 놓고 표준치아를 변형하여 원하는 인레이/온레이를 모델링하였다. 그러나 이들 시스템은 정확도 측면에서 문제가 많아 아직도 계속 개선되고 있는 상황이다.

3. 인레이/온레이 모델링 과정

(그림 2)가 기하학 기술을 이용한 인레이/온레이의 효과적으로 모델링하기 위한 전체적인 과정을 보여주고 있다. 먼저 3D 접촉식 스캐너를 이용하여 환자에 대한 석고모형을 입력받고 인레이/온레이 외면의 교합면 상태를 보여주는 FGP를 입력받는다. 여기서 FGP는 레진(Resin) 재료에 의해 환자 구강내의 턱 운동을 통해 만들어진 교합 상태를 보여주는 정보이다. 3D 접촉식 스캐너에 의해 입력된 정보가 스캔라인(scanline) 형태로 되어 있어 스캔라인간의 삼각화를 통해 3D 메쉬를 만든다[18, 24].



(그림 2) 인레이/온레이 모델링 과정

인레이/온레이 내면을 설계하기 위해서는 3D 스캐너로 입력받아 만들어진 3D 치아 모델로부터 먼저 삭제된 치아 부위와 다른 부분과의 경계인 변연(margin)을 추출하여야 하며 Yoo[9]에 의해 제시된 변연 찾기 알고리즘을 이용한다. 본 연구에서는 치아 정보의 정밀도를 보장하기 위해 3D 접촉식 스캐너를 사용하고 자료 입력 간격으로 X와 Y 좌표 각각에 대해 0.05mm를 준다. 일반적으로 치과외사에 의해 살아남은 치아 모델은 접촉식 3D 스캐너로부터 추출되었기 때문에 지형(terrain) 모델이 갖고 있는 특성을 그대로 갖고 있다. 따라서 인레이/온레이의 내면 모델링 기법은 지형 모델을 일정한 크기로 확장하는 문제로 변환될 수 있다. 다시 말해 삼차원 공간상의 지형 모델 T 를 확장값 σ 로 확장한 모델 T' 를 구하는 Minkowski Sum 문제로 다음과 같이 형식화된다.

$$T' = T + S = \{x + y | x \in T, y \in S\} \quad (1)$$

식 (1)에서 S 는 σ 를 반지름으로 하는 구를 의미하며, S 의 중심은 T 의 표면에 존재한다. 일반적으로 지형 모델이 아닌 일반 3D 모델에서 Minkowski Sum 문제는 매우 난해하고 구현하기가 매우 어렵다[12, 24]. 이 문제를 좀더 간단하게 만들기 위해 Yoo 등[20]에서의 결과대로 치아 모델과 내면의 특성을 이용한다. 먼저 원래 치아와의 접합력을 강하게 하기 위해 변연으로부터 0.5mm이하의 본래 치아 부위를 0.0120mm 정도로 확대하고 0.5mm 이상의 치아 부위는 0.0125mm 정도로 확대하는 것이 적절하고 이 확대량은 주어진 자료의 X와 Y 좌표 간격보다 매우 작다는 사실로부터 인공치아의 내면 모델링을 이차원 Minkowski Sum 문제로 변환하였다. 일반성에 모순이 없이 치아 모델이 XY 평면에 놓여 있는 지형 유형이라고 가정하고 치아 모델의 최소 Y 값과 최대 Y 값을 구한 후, 최소 Y 값부터 0.05mm 간격으로 차례대로 XZ 좌표값을 갖는 2D 다각선을 만든다. 구해진 모든 다각선에 대해 Minkowski Sum 알고리즘[24]을 적용하기 전에 내면 설계시 요구되는 변연으로부터 일정한 높이가 아래의 부위를 결정한다. 분명 이 부위는 다각선의 양쪽 끝부분에 존재한다. 이렇게 찾아진 다각선에 대해 Minkowski Sum 알고리즘을 적용하면 최종적으로 원하는 인레이/온레이 내면을 생성할 수 있다. 좀더 자세한 내용은 문헌 [20]을 참고할 수 있다.

다음 단계는 설계된 내면을 기반으로 인접면과 교합면으로 구성된 인레이/온레이의 외면을 설계하는 것이다. 여기서 인접면은 만들고자하는 치아에 접하는 면을 총칭하여 말하며 교합면은 상악과 하악의 움직임의 통하여 반대편의 치아와 접촉하는 면을 총칭하여 말한다. 이 단계를 위하여 먼저 인공치아의 기본 형태에 대응하는 표준치아 데이터베이스 정보인 치아의 3D 메쉬 표면, 치아의 기준축, 교합 특성을 나타내는 치아의 기하학적 특성 등이 생성되어 있어야 한다. 그러면 인접점, 설측점, 협측점 등 표준치아의 배치 정보와 환자 치아의 위치 정보를 이용하여 표준치아를 변환(trans-

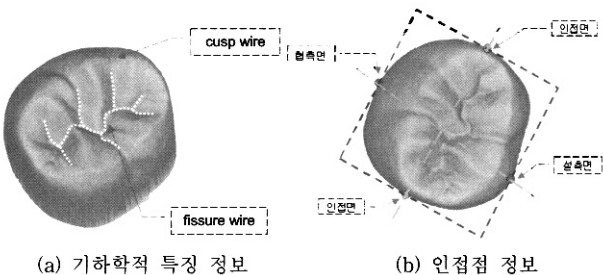
formation)하여 정렬(alignment)한다. 정렬된 표준치아의 인접점을 고려하여 DMFFD 변형기법[19]을 적용하여 표준치아 모델을 변형하여 인접면을 생성한다. 교합면을 생성하기 위해서는 표준치아에서 추출된 기하학적 특성을 나타내는 다각선들에 대응하는 FGP상의 다각선을 구하여 두 다각선에 MWD 변형기법을 적용한다. 표준치아 정보의 생성과 인레이/온레이의 인접면과 교합면 설계에 대한 각 내용은 다음 장에서 상세히 기술한다.

4. 인레이/온레이의 외면 모델링

4.1 표준치아 정보 생성

본 논문에서는 인레이/온레이의 외면 모델링을 위해서 표준치아의 3D 메쉬 모델을 사용한다. 이를 위해 3D 스캐너에 의해서 입력된 모델의 조합 알고리즘[18]에 의해 만들어진 삼차원 표준치아 외면에 대한 메쉬 모델을 데이터베이스에 저장하였다. 저장된 표준치아 외면 모델의 종류로는 상악과 하악에 존재하는 모든 치아이며, 표준치아의 크기는 보다 정확한 치아 정보를 입력받기 위해 실제 크기보다 5배 큰 모형을 사용하였다. 본 논문에서는 변형기법을 이용하여 인레이/온레이 외면 모델링을 처리하기 위해 표준치아 정보를 저장할 때 축 정보와 그 치아에 대한 기하학적 특성 정보를 추가로 저장하였다. 일반적으로 하나의 치아는 바로 옆의 두 치아와 접하는 부위와 입술과 혀에 의해서 접촉되는 부위가 있다. 치아 형태 분석 측면에서 볼 때 이들 부위에 기준이 되는 점이 존재한다[7]. 본 논문에서는 이들 네 기준점을 표준치아와 같이 저장하였다. 향후 이들 기준점은 실제 치아 모델에서 설계하고자 하는 인레이/온레이 모델이 어디에 위치해야 가장 적합한지를 제시해주기 위해 사용된다.

다음으로 저장될 정보가 치아의 기하학적 특성 정보인데, 이 정보 또한 치아 형태학적 측면에서 교합면 설계시 매우 중요한 요소로 제시되고 있다. 치아의 기하학적 특성은 치아 표준에 나타나는 주요 특징을 말한다. 이들 특성으로는 교두(cusp), 능선(ridge), 열구(fissure)와 피트(pit) 등이 있다. 교두는 교합면에서 봉우리처럼 튀어 나온 부분을 말하며, 능선은 교두로부터 열구쪽으로 내려오는 부분을 말하며, 열구는 불규칙하게 오목하게 함몰된 부분이고, 피트는 열구들중에 가장 깊고 작은 점 모양의 속 들어간 부분을 말한다. (그림 3)에서 보는 바와 같이 이들 기하학적 특성 각각은



(그림 3) 표준치아 정보

다각선 형태로 구성되어 있으며, Yoo 등[21, 22]에 의해 제시된 알고리즘을 이용하여 반자동으로 찾을 수 있다. 하나의 표준치아에 대해 다각선의 집합이 치아의 기하학적 특성으로 데이터베이스에 저장된다.

4.2 인접면 모델링

인접면은 온레이를 위한 외면 모델링을 위해 필요한 면으로 인접 치아와 점 혹은 면으로 접촉이 가능하다. 일반적으로 치의학 분야에서는 인접 치아간의 점접촉을 선호한다. 본 논문에서는 점접촉을 처리하기 위해 메쉬의 변형기법 중에 점을 이용한 DMFFD(direct manipulation free form deformation) 기법을 적용한다.

DMFFD는 Sederberg 등[15]에 의해 제안된 FFD(free form deformation) 기법을 기반으로 하고 있다. FFD는 변형시키고자 하는 3D 메쉬 부위에 대해 평행관형태의 격자(parallel piped lattice)를 할당한 다음, 격자점을 조절점으로 취급하여 이들 조절점을 이동시킴으로써 지정된 메쉬 부위를 변형시키는 방법이다. 먼저 직교벡터 S, T, U 로 각각 격자의 축을 나타내고 이 격자의 원점 X_0 를 가지는 지역좌표계를 가질할 때 이 지역좌표계를 기준으로 임의의 점 X 는 다음과 같이 나타낼 수 있으며 이 식에서 얻어진 s, t, u 는 점 X 에 대응되는 각 축의 매개변수, 즉 X 가 격자의 지역좌표계로 사상(mapping)된 좌표 값이다.

$$X = X_0 + sS + tT + uU \tag{2}$$

또한 각 축으로 격자 개수가 각각 l, m, n 개인 조절점들 $P_{i,j,k}$ 는 다음과 같이 정의된다.

$$P_{i,j,k} = X_0 + \frac{i}{l}S + \frac{j}{m}T + \frac{k}{n}U \tag{3}$$

임의의 점 X 에 대하여 그 지역좌표값의 함수를 가중치로 하는 조절점들의 합을 새로운 점으로 결정하면 조절점들의 이동에 따라 점 X 의 위치도 이동하게 된다. 이 변형함수로 Sederberg 등[15]은 Bernstein 다항식을 사용하였으나 본 연구에서는 [19]에서와 같이 국부제어성이 좋은 B-스플라인의 브랜딩함수 $B_i()$ 를 사용한다. 그러면 $4 \times 4 \times 4$ 개로 구성된 조절점들 $P_{i,j,k}$ 의 이동으로 지역좌표값 s, t, u 를 가지는 X 가 변형된 정점 좌표 $X_{i,j,k}(s, t, u)$ 는 다음과 같이 나타내어진다.

$$X_{i,j,k}(s, t, u) = \sum_{i,j,k=-3}^0 P_{i+l,j+m,k+n} B_i(s) B_j(t) B_k(u) \tag{4}$$

그러나 FFD 방법은 조절점들의 변화만으로 객체의 변형을 처리하므로 3D 메쉬상에 존재하는 임의의 정점을 직접적으로 조절하기가 힘들다. 따라서 메쉬의 정점을 직접적으로 조절하면서 주어진 메쉬를 변형시킬 수 있는 방법인 DMFFD

기법이 Hsu 등[19]에 의해 제시되었다. 식 (4)를 $X = BP$ 라는 행렬형태로 간단하게 표현하면 점 X 가 새로운 점 X' 으로 이동될 때 $X' = B(P + \Delta P)$, 즉 $\Delta X = B\Delta P$ 라는 사실로부터 사용자에게 의해 명시된 점 X 가 ΔX 만큼 변형하기 위하여 역으로 제어점들의 변형 ΔP 를 다음과 같이 구하였다.

$$\Delta P = B^+ \Delta X \tag{5}$$

식 (5)에서 B^+ 는 정방행렬이 아닌 B 의 의사 역행렬이며 구해진 ΔP 로 점 X 에 FFD를 적용하면 원하는 새로운 점 X' 으로 변형이 된다. 따라서 어느 물체를 표현하는 여러 개의 정점들에 대하여 똑같은 방법으로 ΔP 를 구한 후 FFD를 적용하면 그 물체의 원하는 변형이 가능해지는 것이다. 만약 X 가 4 개의 정점으로 구성된다면 X 는 4×3 행렬이 되고, 조절점들이 64 개의 정점으로 구성된다면 P 는 64×3 행렬이 된다. 물론 B 는 4×64 행렬이 된다. B 은 선택된 X 의 각점에 대해 (s, t, u) 가 정해지므로 이 매개변수를 B-스플라인 브렌딩함수에 적용하여 구할 수 있다.

DMFFD를 표준치아 모델에 적용하여 인레이/온레이의 인접면을 설계하기 위하여 표준치아 모델에 FFD를 위한 격자(lattice)를 먼저 생성하여야 한다. 너무 세밀한 격자를 사용할 경우 전체적인 치아 변형이 일어나지 않고 일부 부위에서만 급격한 변화가 일어날 수 있고 그렇지 않은 경우 그 반대의 현상이 발생할 수 있어 본 연구에서는 $4 \times 4 \times 4$ 격자를 사용하였다. 따라서 $l, m, n = 1$ 로 조절점은 64개의 점으로 구성된다. 인접면을 설계하기 위해 사용자는 만들고자 하는 치아에 대한 인접치아의 특성을 파악하여 변형될 점을 결정한다. 기본적으로 고려될 점으로는 인접치아와의 접촉점, 혀와 닿는 설측점과 입술과 닿은 협측점을 지정한다. 이러한 점을 사용자는 우선적으로 표준치아 모델에서 선택한 후, 사용자 인터페이스를 통해 움직여야하는 위치까지 이동시킨다. 본 논문에서는 인접치아와의 접촉점을 지정함으로써 보다 빠르게 인접점의 위치 변형 벡터를 구하였다. 만약 인접치아와의 접촉을 면으로 하고자 하는 경우 사용자는 면에 해당되는 세 점을 표준치아에서 선택하고 이들 점에 대응하는 인접 치아 세 점을 선택한다. 좀더 세밀한 인접면의 설계를 원하는 경우 변형될 점들을 원하는 수만큼 지정하여 위치를 변형시키면 된다.

4.3 교합면 모델링

인접면과 함께 인레이/온레이의 외면 모델링에 가장 중요한 부분이 상악과 하악이 만나는 부분인 교합면이다. 교합면이 잘못되면 환자가 많은 불편을 느끼므로 기공소에서는 교합기라는 모형화된 장비를 사용한다. 또한 컴퓨터로 턱관절 운동을 시뮬레이션하는 기법[1]도 하지만 시간이 많이 걸리는 단점이 있다. 치과계에서 다른 방법으로 FGP(functionally guided plane) 기술이 있는데 환자에게 이것은 레진(resin)을 물고 턱을 움직여 교합정보를 남게 한 것이다. 본 연구에서는 FGP를 스캐너로 읽어 치아의 기하적 특성인 교

두(cusp), 능선(ridge), 열구(fissure)와 피트(pit) 등을 나타내는 철사곡선(다각선)을 추출한 후 이 정보를 바탕으로 표준치아를 변형시킨다. 본 논문에서는 표준치아의 기하적 정보를 나타내는 철사곡선을 FGP 정보를 이용하여 자연스럽게 변형하기 위하여 교합면 설계를 위해서는 Singh 등[17]에 의해 제안된 MWD(multiple wire deformation) 변형기법을 적용한다.

먼저 하나의 철사곡선을 튜플(tuple) $\langle W, R, s, r, f \rangle$ 로 표현한다. 여기서 W 와 R 은 자유형 매개화 곡선(free-form parametric curve)이며 초기에는 서로 일치한다. s 는 곡선 주변의 방사형 크기를 조절하는 스칼라값이고, r 은 곡선 주위의 영향을 미치는 범위를 나타내는 값이며, f 는 $f: R^+ \rightarrow [0, 1]$ 로 정의되는 스칼라 함수이다. 함수 f 는 적어도 C^1 연속성(continuity)을 보장하고, $f(0) = 1, f(x) = 0$ for $x \geq 1$ 와 $f'(1) = 0$ 의 성질을 만족하면 된다. 본 연구에서는 [17]에서와 같이 C^1 연속성을 갖는 함수 $f(x) = (x^2 - 1)^2, x \in [0, 1]$ 를 사용한다. W 가 R 로부터 변형되면 임의의 점 p 도 변형이 일어날 것이다. pR 를 R 상에서 가장 가까운 점이라고 하고 pW 를 pR 에 대응하는 W 상의 점이라 하자. 분명 pR 과 pW 는 같은 곡선 매개변수 값을 갖는다. W 가 변형되면 점 p 는 다음과 같은 점 p' 으로 이동한다.

$$p' = p + (pW - pR)f(x) \tag{6}$$

식 (6)에서 $f(x)$ 는 R, p , 그리고 범위 매개변수 r 의 함수로 일반적으로 $x = \frac{\|p - pR\|}{r}$ 로 정의한다. 철사의 크기를 조절하기 위해 확장 매개변수 s 를 이용하여, W 가 변형될 때 점 p 를 다음과 같은 점 p' 으로 이동시킬 수 있다.

$$p' = p + (s - 1)(p - pR)f(x) + (pW - pR)f(x) \tag{7}$$

식 (7)으로부터 분명 s 는 점 p 를 $\overline{p - pR}$ 방향으로 이동시키는 성질이 있음을 알 수 있다. 이렇게 하나의 철사 변형 원리를 여러 개의 철사 변형에 확장 적용한다. 철사 W_i 만을 적용했을 때 정점 p 의 변화량을 Δp_i 라 하자. 그러면 n 개의 주어진 철사 $W_i, i = 1, \dots, n$ 에 대해 변형된 점 p' 는 다음과 같이 정의된다.

$$p' = p + \frac{\sum_{i=1}^n \Delta p_i \cdot f_i(x)^m}{\sum_{i=1}^n f_i(x)^m} \tag{8}$$

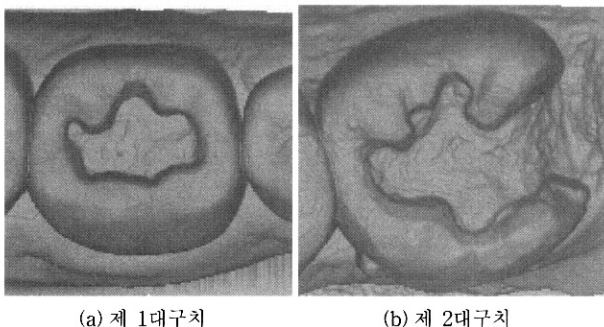
여기서 m 은 다수의 철사 곡선들이 영향을 미칠 때 그 형태를 조절한다. 즉 변형이 일어날 때 W_i 와 s_i 의 영향을 제어한다. 예를 들어, $f_i(x)$ 가 1에 근접하면 W_i 와 s_i 의 영향은 m 이 크면 클수록 급속히 증가됨을 알 수 있다.

MWD 변형기법을 이용하여 인레이/온레이의 교합면을

모델링하기 위해 각 철사에 대한 튜플 $\langle W_i, R_i, s_i, r_i, f \rangle$ 를 어떻게 주는지가 매우 중요하다. 본 논문에서는 이를 위해 4.1 절에서 논의한 표준치아와 함께 저장된 기하학적 특성인 능선, 교두, 열구, 피트 정보 그리고 FGP 정보를 활용한다. 표준치아에 나타나는 기하학적 특성은 모든 다각선으로 주어지므로 이들 다각선의 모든 점을 통과하는 보간 곡선을 구하여 이를 철사 정보 R_i 로 주었다. R_i 에 대응하는 W_i 는 R_i 를 만드는 원래 다각선 각각의 선분 L_i 에 대해 이 선분을 통과하는 Z축과 평행한 평면과 FGP와 교차하는 선분중에 L_i 양 끝점의 x-, y-좌표와 같은 좌표를 갖도록 자른 선분들을 구하여 이를 W_i 를 구성하는 다각선으로 지정하였다. W_i 역시 R_i 처럼 주어진 다각선을 이용하여 보간곡선을 구하였다. 두 주어진 다각선을 구성하는 점들의 수가 같으므로 W_i 의 특정한 점에 대한 보간 곡선의 매개변수 값을 구할 수 있다. 본 논문에서는 보간 곡선으로 Catmull-Rom 곡선[23]을 사용하였다. 함수 f 는 Singh 등[17]이 제시한 함수를 그대로 사용하였다. 교합면 설계시 표준치아의 모형을 그대로 보존할 필요가 있기 때문에 본 논문에서는 모든 $s_i = 1$ 로 주었고, 변형에 영향을 미치는 요소인 r_i 값으로 5.0을 주었다. 그리고 국부적 변형을 지정하는 $m = 1$ 로 주어 표준치아가 일정한 형태로 전체적으로 변형이 일어나도록 하였다. 표준치아를 구성하는 모든 점 p 에 모든 W 과 R 에 대해 pR 과 pW 를 구한 후, 식 (7)에 적용하여 Δp_i 를 구한다. 구해진 모든 철사에 대한 Δp_i 와 f 를 구하여 그 결과를 식 (8)에 적용하여 최종 변형된 새로운 점 q' 를 구한다.

5. 실험 결과

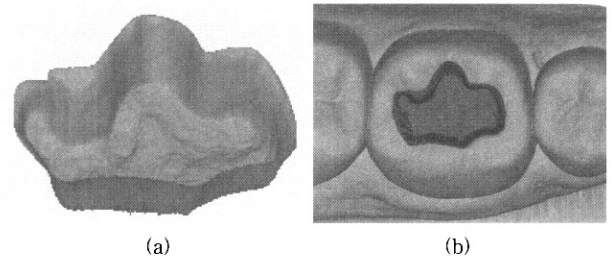
인레이/온레이의 외면 모델링 시스템은 PC환경에서 MFC (Microsoft Foundation Class)와 OpenGL 라이브러리를 이용하여 개발하였다. 입력 정보의 정확성을 40 μ m 보장하기 위해 3D 접촉식 스캐너를 이용하여 치과의사에 의해 만들어진 석고모형을 입력하였다. 인레이/온레이가 요구되는 치아에 대한 석고모형의 삼차원 입력 모델이 (그림 4)와 같다. (그림 4)(a)와 (그림 4)(b)는 각각 인레이/온레이가 요구되는 제 1 대구치(first molar)와 제 2 대구치(second molar)에 대한 환자의 석고모형을 입력한 3D 모델이다.



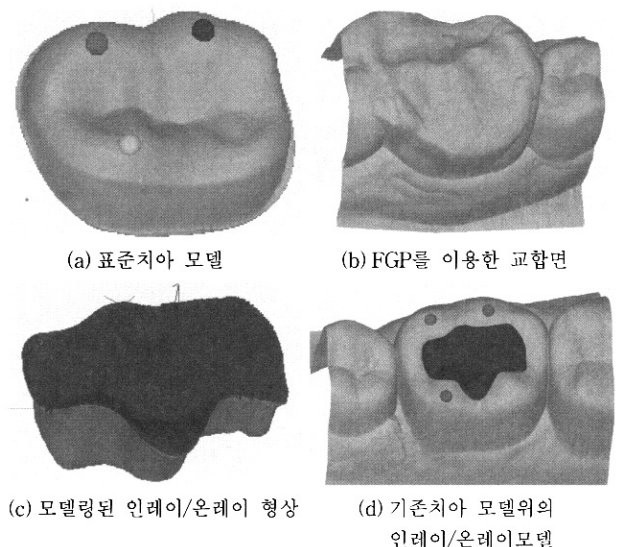
(그림 4) 인레이/온레이 모델링을 위한 석고모형의 삼차원 입력

(그림 5)(a)의 제 1대구치에 대해 인레이/온레이를 모델링하고자 할 때 먼저 Yoo[9]가 개발한 방법을 이용하여 치과의사에 의해 갈아낸 치아 경계 부위인 변연을 효과적으로 찾는다. 추출된 변연을 이용하여 인레이/온레이의 내면을 설계한다. (그림 5)(b)의 빨간색 부분이 추출된 변연으로부터 설계된 인레이/온레이의 내면을 나타낸다. 내면은 원래 치아와의 밀착성을 보장하기 위해 변연으로부터 0.5 mm이하에 대해서는 0.025 mm 두께를 그 이상에 대해서는 0.02 mm를 주었으며, 이차원 Minkowski Sum 알고리즘을 통해 설계된다[20].

(그림 5)에서와 같이 인레이/온레이의 내면을 설계한 후 외면을 설계하기 위해 (그림 6)(a)와 같은 제 1대구치에 대한 표준 치아 모델을 불러온다. 주어진 치아와 표준치아의 정렬(alignment)을 통해 설계될 인레이/온레이의 기본 틀을 생성한다. 정렬한 상태에서 인레이/온레이의 교합면을 모델링하기 위해 3D 스캐너로 입력받은 FGP 모델을 (그림 6)(b)와 같이 입력한다. 주어진 치아 모델, 표준 치아 모델 그리고 FGP 모델에 대해 다중점과 다중선 변형기법을 이용하여 표준 치아의 변형이 이루어진다. 변형된 표준치아의 정보과 미리 설계된 인레이/온레이의 내면 정보를 병합하여 최종적으로 원하는 인레이/온레이의 모델이 설계된다. (그림 6)(c)가 본 논문에서 제시된 변형기법에 의해 모델링된 최종 인레이/온레이 형상으로 빨간색 부분이 기존 치아와 인접하



(그림 5) 인레이/온레이를 위한 변연 추출과 내면 모델링



(그림 6) 인레이/온레이의 외면 모델

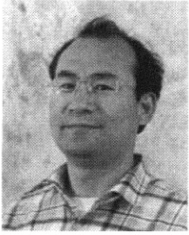
는 부분이고 파란색 부분이 교합에 의해 생성된 부분이다. (그림 6)(c)와 같은 인레이/온레이 모델을 기존의 치아 모델에 올렸을 때의 모습이 (그림 6)(d)에 나타나 있다.

6. 결론 및 향후 연구 방향

본 논문에서는 하나의 치아가 일부 파손되어 수복되어야 할 인공치아인 인레이/온레이(Inlay/Onlay)를 효과적으로 모델링하기 위한 기법을 제시하였다. 또한 간단한 인터페이스를 통하여 다양한 인자를 설정하면서 인레이/온레이의 모델을 가시화하여 정확한 모델링이 가능하도록 구현하였다. 제시된 방법에서는 인레이/온레이 인접면을 모델링할 때 인접점을 수동으로 주고 있는데 자동으로 최적의 점을 계산하여 찾아주는 방법과 교합면 설계시 기준선으로 제공된 FGP와 기하학적 특성을 이용한 교합운동의 재현 방법이 더 연구될 필요성이 있다. 또한 인레이/온레이 이외에 다른 인공치아인 브리지 및 틀니 등에 대한 모델링에 관한 후속 연구를 진행하고 있다.

참 고 문 헌

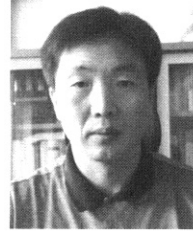
- [1] Jens Herder, Karol Myszowski, Toshiyasu L. Kunii, and Masumi Ibusuki, "A virtual reality interface to an intelligent dental care system," In Suzanne J. Weghorst, Hans B. Sieburg, and Karen S. Morgan, editors, *Medicine Meets Virtual Reality 4: Health Care in the Information Age, Future Tools for Transforming Medicine*. IOS Press and Ohmsha, January, 1996.
- [2] Karo Myszowski, Vladimir V.Savchenko, and Toshiyasu L. Kunii, "Computer modeling for the occlusal surface of teeth," Proc. of Conf. on Computer Graphics International, 1996.
- [3] F. Duret, J. L. Blouin, and B. Duret, "CAD/CAM in dentistry," *Journal Am. Dent. Assoc.*, Vol.117, No.11, pp.715-720, 1988.
- [4] Dianne E. Rekow, "CAD/CAM in dentistry: critical analysis of systems," In *Computers in Clinical Dentistry*, pp.172-185, Quintessence Publishing Co. Inc, September, 1991.
- [5] Christoph Bourauel, Dieter Freudenreich "Simulation of orthodontic tooth movements," *Journal of Orofacial Orthopedics*, Vol.60, pp.163-151, 1999.
- [6] Dieter Dirksen, Steffen Diederichs, "Three dimensional acquisition and visualization of dental arch features from optically digitizes models," *Journal of Orofacial Orthopedics*, 1999.
- [7] 윤창근, 강동완, 정승미, 최신 고정성 보철학, 도서출판 종이, 1999.
- [8] 장진호, 유관희, "근사 곡률을 이용한 치아 모형의 기하학적 특징 검출", 한국정보처리학회, 2003.
- [9] 유관희, "Effective methods for extracting the margin of a grilled tooth," Manuscript, 2005.
- [10] 엄성권, 김병오, 유재수, 유관희, "Computer Modeling Techniques for Teeth Reconstruction," In Proc. of KISS Conf., Korea, Autumn, pp.571-573, 1999.
- [11] 김인섭, 김병오, 강동완, 유관희, "Design and Fabrication of Inner Konus Crown Using Three Dimensional Computer Graphics," Vol.38, No.4, *The Journal of Korea Academy of Prosthodontics*, 2000.
- [12] P. Ghosh, "A unified computational framework for Minkowski operations," *Computer and Graphics*, Vol.17, No.4, pp.357-378, 1993.
- [13] Karo Myszowski, Vladimir V.Savchenko, Toshiyasu L. Kunii "Computer modeling for the occlusal surface of teeth," Proc. CGI'96 Conference, Pohang, Korea, pp.196-198, June, 1996.
- [14] V. V. Savchenko and L. M. Schmitt, "Reconstructing occlusal surfaces of teeth using a genetic algorithm with simulated annealing type selection," Proc. of Solid Modeling 2001, pp.39-46, 2001.
- [15] T.Sederberg and S. Parry. "Free-form deformation of solid geometric models," In *Computer Graphics(SIGGRAPH 86)*, pp.151-160, 1986.
- [16] H.T. Shillingburg, R. Jacobi and S.E. Brackett, *Fundamentals of tooth preparations for cast metal and porcelain restorations*, Quintessence Publishing Co., Inc., 1987.
- [17] K. Singh and E. Fiume, "Wires: A Geometric Deformation Techniques," SIGGRAPH, 1998.
- [18] H. Suzuki, S. Takeuchi and T. Kanai, "Subdivision surface fitting to a range of points," Proc. of Pacific Graphics, pp.158-167, 1999.
- [19] William M Hsu, John F. Hughes and Henry Kaufman, "Direct manipulation of free-form deformations," In *Computer Graphics(SIGGRAPH '92)*, Vol.26, pp.177-184, 1992.
- [20] Kwan-Hee Yoo and Jung Sung Ha, "An Effective Modeling of Single Cores prostheses using Geometric Techniques," *Journal of Computer-Aided Design*, Vol.37, No.1, 2005.
- [21] 유관희, 하종성, "3차원 메쉬에 대한 기하학적 스내핑과 그 의 응용", *Journal of KISS*, Vol.31, No.4, pp.239-246, 2004.
- [22] Kwan-Hee Yoo and Jong-Sung Ha, "User-Steered Methods for Extracting of Geometric Features in 3D Meshes," *Computer-Aided Design and Applications*, Vol.2, 2005.
- [23] Hearn and Baker, *An introduction to computer graphics*, Prentice Hall.
- [24] M.d. Berg, et.al, *Computational geometry-algorithms and applications*, Springer, 1997.
- [25] Sirona Corporation, Cerec Systems, Sirona Corporation, Japan, 1999.
- [26] Nobel Digital Process Corporation, Procera Systems, Nobel Digital Process Corporation, Sweden, 2001.
- [27] GC Corporation, GN-I Systems, GC Corporation, Japan, 2001.



유 관 희

e-mail : khyoo@chungbuk.ac.kr
1985년 전북대학교 전산통계학과(학사)
1988년 한국과학기술원 전산학과(석사)
1995년 한국과학기술원 전산학과(박사)
1988년~1997년 (주)데이콤 종합연구소
선임연구원

1997년~현재 충북대학교 컴퓨터교육과, 정보산업공학과 교수
2003년~2005년 카네기멜론대학교 로보틱스 연구소 방문교수
관심분야: 컴퓨터그래픽스, 3차원 에듀 게임, 덴탈 및 메디칼
응용



하 종 성

e-mail : jsha@woosuk.ac.kr
1984년 서울대학교 컴퓨터공학과(학사)
1986년 한국과학기술원 전산학과(석사)
1996년 한국과학기술원 전산학과(박사)
1986년~1989년 (주)현대전자산업 근무
1990년~현재 우석대학교 컴퓨터공학과 교수

2001년 조지워싱턴대학교 방문교수
관심분야: 응용계산기하학, 컴퓨터그래픽스, CAD/CAM