

컴퓨터 그래픽스 변형 기법을 이용한 인레이/온레이 보철물의 효율적인 모델링

유관희

충북대학교 컴퓨터교육과 및 정보산업공학과

khyoo@cbucc.chungbuk.ac.kr

An Efficient Modeling of Inlay/Onlay Prostheses using Computer Graphics Deformation Techniques

Kwan-Hee Yoo

Department of Computer Education and Information Industrial Engineering

Chungbuk National University

요약

하나의 치아가 일부 파손되어 수복되어야 할 보철물을 인레이/온레이(Inlay/Onlay)라 한다. 본 논문에서는 3차원 메쉬 기반 모델에서 보다 정확한 인레이/온레이를 효과적으로 모델링하기 위한 기법을 제안한다. 인레이/온레이는 지대치와 접하는 내면과 밖으로 들어나는 외면으로 구성된다. 인레이/온레이의 내면 모델링은 2차원 다각선상의 Minkowski Sum 알고리즘을 이용하여 지대치와의 접합력을 확보한다. 그리고 미리 데이터베이스에 저장된 표준 치아 모델, 치과의사에 의해 만들어진 FGP(functionally guided plane) 및 메쉬의 변형 기법인 DMFFD(direct manipulation free-form deformation) 기법[16]과 MWD(multiple wires deformation) 기법[24]을 이용하여 외면을 모델링한다. 데이터베이스에 저장된 표준 치아는 인레이/온레이 외면의 형태를 결정하기 위해 사용되며, FGP는 환자의 인접면과 교합면의 특성을 반영하기 위해 사용되었다. 마지막으로 3차원 메쉬의 두 변형 기법인 DMFFD와 MWD 기법은 환자의 인접면과 교합면을 반영한 치아의 형태를 만들어 내기 위해 사용된다. 본 논문에서 제안한 방법은 인레이/온레이의 내면과 외면을 설계할 때 필요한 정보를 미리 설정하여 처리하므로 기존의 방법에 비해 짧은 시간에 보다 정확한 인레이/온레이를 설계할 수 있었다.

1 서론

현재 대부분의 치과에서 환자의 치아 재건을 위한 작업 처리 절차는 수작업으로 이루어지고 있다. 이로 인하여 환자는 장기간 동안 치과 병원을 방문해야 되고, 오랜 기간 동안 임시 치아를 끼우고 지내야 하는 불편을 겪고 있다. 또한 치과 기공사에 의한 수작업으로 치과 보철물이 제작됨으로 인하여 오차 정도가 심하다. 이런 요구와 더불어 컴퓨터 기술의 발달에 따라 치과 치료시간 단축, 인공치아 제작시간 단축, 치과에서 요구하는 0.025mm의 오차한계 유지를 위하여 CAD(Computer-Aided Design)/CAM(Computer Aided Manufacturing)을 이용한 치과 보철물 제작 기법이 활발히 연구되고 있고, 전 세계적으로 효율적이고 효과적인 치과 보철물 제작 시스템의 개발이 시도되고 있다 [1-6,9-12,16].

일반적으로 CAD-CAM 기술을 이용한 인공 치아 재건 및 제작 시스템의 과정을 살펴보면 먼저 환자 치아를 그대로 표현하는 석고 모형을 제작한다. 이 과정은 기존의 치과에서 진행되었던 과정과 동일하다. 다음으로 제작된 석고 모형을 3차원 스캐너(3D scanner)로 입력받아 치아의 표면을 3차원으로 모델링한다. 모델링된 치아의 3차원 정보를 이용하여 치과의사가 원하는 형태의 인공치아 보철물과 정확히 일치하는 3차원 모델을 만든다. 일반적으로 인공 치아는 코어 보철물(cores prostheses)과 크라운 보철물

(crown prostheses)로 구성된다. 코아 보철물은 원래 치아와 크라운 보철물간의 접촉력을 증대시키기 위한 보철물로 치과 의사가 갈아낸 치아와 직접적으로 접촉하는 보철물을 의미하며, 크라운 보철물은 만들어진 인공치아를 환자에게 끼웠을 때 밖으로 드러나 보이는 보철물을 말한다.

크라운 보철물에는 다양한 종류가 있으며 그들 중에 하나의 치아가 일부 파손되어 수복되어야 할 보철물을 인레이/온레이(Inlay/Onlay)라 한다. 인레이는 최소의 치아 우식증이나 이전의 수복물이 있는 2개의 면, 즉 인접 면과 교합 면을 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[7].



(a) (b)
그림 1: 인레이/온레이

본 논문에서는 3차원 메쉬 기반 모델에서 보다 정확한 인레이/온레이를 효과적으로 모델링하기 위한 기법을 제안한다. 모델링 측면에서 볼 때 인레이/온레이는 지대치와 접하는 내면과 밖으로 들어나는 외면으로 구성된다. 본 논문에서는 유관희 [20]가 제안한 다각형에 대한 Minkowski Sum 알고리즘을 이용하여 내면을 먼저 모델링한 후, 미리 데이터베이스에 저장된 표준 치아 모델, 치과 의사에 의해 만들어진 FGP(functionally guided plane) 및 메쉬의 변형 기법인 DMFFD(direct manipulation free-form deformation) 기법[19]과 MWD(multiple wires deformation) 기법[17]을 이용하여 외면을 모델링한다. 데이터베이스에 저장된 표준 치아는 인레이/온레이의 외면의 형태를 결정하기 위해 사용되며, FGP는 환자의 교합면의 특성을 반영하기 위해 사용된다. 마지막으로 메쉬의 두 변형 기법인 DMFFD와 MWD 기법은 환자의 교합면을 반영한 치아의 형태를 만들어 내기 위해 사용된다.

제 2장에서는 본 논문에서 논의할 인레이/온레이

모델링의 기존 연구 결과를 언급하고 제 3장에서는 인레이/온레이를 모델링을 위한 전체적인 과정을 설명한다. 제 4장에서는 인레이/온레이의 내면 모델링 기법을 기술하고 제 5장에서는 외면 모델링 기법에 대해 기술한다. 마지막으로 제 7장에서는 본 논문의 결과를 요약하고 향후 연구 방향을 제시한다.

2 관련 연구

이번 장에서는 CAD-CAM 기술을 이용하여 인레이/온레이를 모델링한 기존 연구 결과를 언급한다. CAD/CAM 기술을 이용한 인레이/온레이 보철물 제작시 가장 중요한 사항은 치과 의사가 만들고자 하는 형태의 보철물이 3차원으로 정확하게 모델링 되는 지이다. 인공 치아 모델링을 위해 기본적으로 사용할 수 있는 방법으로는 기존의 3차원 모델링 도구인 3DMax, Maya, CATIA, SolidWorks 등을 사용하는 것이다. 그러나 인공 치아 보철물의 요구조건을 충족시키면서 기존의 도구로 이들 보철물을 모델링한다는 것은 불가능할 수도 있고 혹은 가능하다 할지라도 장시간이 요구된다. 따라서 인레이/온레이 인공 치아를 효과적으로 모델링하기 위한 전용 모델링 도구가 요구된다.

인레이/온레이 모델링에 관한 연구는 크게 이미지 기반과 3차원 메쉬 기반으로 연구가 진행되고 있다. 이미지 기반의 대표적인 연구는 스위스의 주리히 공대와 Brains사가 공동으로 개발한 Cerec 시스템[25]에서 제시되었다. 그들은 인레이/온레이를 설계하기 위해 먼저 구강내에서 치아를 직접 카메라로 입력받는다. 입력된 영상 정보에서 치아의 경계 부분을 찾아 설계자에게 표시해주면 설계자는 단일 크라운 외면을 경계 정보를 보면서 수동으로 원하는 형태로 모델링한다. 그러나 이 방법은 3차원의 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 1995년과 2001년 Kunii 등[2]과 Myszkowski 등[13]과 Savchenko 등[14]에 의해 각각 제시되었다. Kunii 등[2]과 Myszkowski 등[13]은 2D 이미지를 3차원화하여 치아를 모델링한 후 이 상태에서 턱의 시뮬레이션을 통해 치아의 인레이/온레이의 교합면(occlusal surface)을 찾았고, 찾아진 교합면을 이용하여 3차원 치아 모형의 변형하였다. 그러나 이 방법은 교합면을 찾기 위해 한번 이동이 있는 후 2D로 투영하여 점의 z-value 비교로 거리를 계산하는 방식을 취한다. 또한 이 방법은 2D와 3D 간의 전환을 전제로 하고 픽셀단위의 복잡한 조작을 거쳐야 함으로 단일 크라운을 모

모델링하기 위해 2-3 시간이 요구된다. 그 후 2001년 최근 Savchenko 등[14] 등이 치아의 Range Image에 대해 Genetic Algorithm을 이용하여 인레이를 모형화할 수 있는 기법을 제시하였다. 그러나 이 방법에서 Optimization 기술을 활용하여 인레이를 모형화하고 있어 하나의 인레이를 설계하는데 몇 시간이 걸리는 문제점을 안고 있다.

다음으로 3차원 메쉬상에서 직접 인레이/온레이를 모델링하기 위한 기존 연구 결과를 살펴보자. 몇 년 전부터 치과계에서 사용가능한 집축식/비집축식 3차원 입력기(3D scanners)가 등장하기 시작하였다. 이 입력기를 이용하면 환자로부터 얻은 석고모형을 3차원으로 모델링할 수 있다. 역시 유사한 방법으로 표준 치아에 대해서도 3차원으로 모델링하여 데이터베이스로 구축할 수 있다. 이러한 정보를 단일 크라운의 외면을 모델링하는데 활용할 수 있으며, 대표적인 방법으로는 Nobel Digital Process사에서 개발한 Procera 시스템에서 설계 기법[26]과 GC사에서 개발한 GN-I 시스템에서 사용하는 방법[27]이 있다. Procera 시스템에서는 기공사에 의해 처리된 Pin-Die 작업이 완료된 석고모형을 3차원으로 모형화한 후, 앞에서 소개한 3차원 모델링 도구와 같은 기법을 이용하여 인레이와 온레이를 모델링하였다. GN-I에서는 석고 모형의 3차원 모형위에 치과 의사에 의해 만들어진 교합 정보인 FGP(functional guiding plane)[7]을 놓고 표준 치아를 변형하여 원하는 인레이/온레이를 모델링하였다. 그러나 이들 시스템은 정확도 측면에서 문제가 많아 아직도 계속 개선되고 있는 상황이다.

3 인레이/온레이 모델링 과정

이번 장에서는 변형 기법을 이용한 인레이/온레이의 효과적으로 모델링하기 위한 전체적인 과정을 기술한다(그림 2참조). 3차원 집축식 입력기로 입력받은 3차원 정보로는 환자에 대한 석고 모형과 인레이/온레이 외면의 교합면 상태를 보여주는 FGP (Functional Guided Plane)이다. 특히 FGP는 레진(Resin) 재료에 의해 환자 구강내의 턱 운동을 통해 만들어진 교합 상태를 보여주는 정보이다. 3차원 집축식 입력기에 의해 입력된 정보가 스캔라인(scanline) 형태로 되어 있어 스캔라인간의 삼각화를 통해 3차원 메쉬를 만든다[18,24].

입력받은 환자의 치아 모델로부터 인레이/온레이를 모델링하기 위해 필수적인 변연 정보를 유관희 [20]에 의해 제시된 알고리즘을 이용하여 추출한다. 찾아진 변연 정보를 이용하여 치과 의사가 원하는 정도의

인레이/온레이의 내면을 설계한다. 내면 모델링의 기본 전략은 지대치와의 접합력을 확보할 수 있도록 설계하는 것이며, 이를 위해 지대치로부터 일정한 양만큼의 크기확장이 요구된다. 본 논문에서는 이를 해결하기 위해 2차원 Minkowski Sum을 적용하였다. 좀 더 구체적인 내용은 제 4장에서 설명한다.

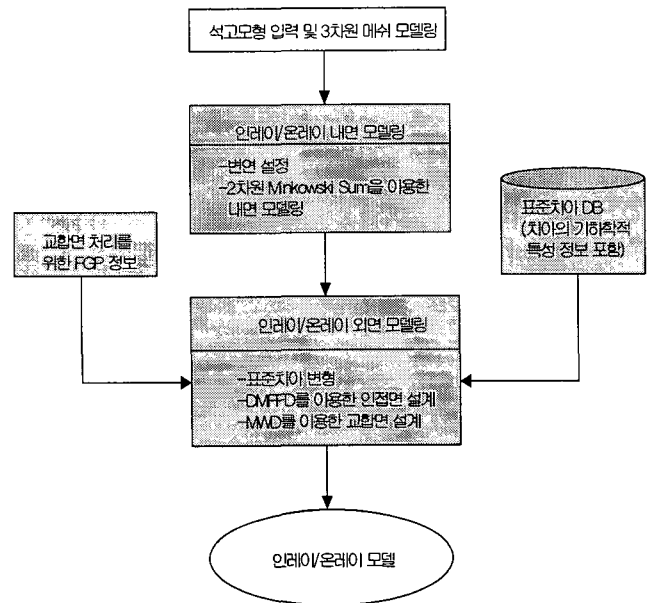


그림 2 인레이/온레이 모델링 과정

설계된 내면을 기반으로 인접면과 교합면으로 구성된 인레이/온레이의 외면을 설계한다. 인접면은 만들고자 하는 치아에 접하는 면을 총칭하여 말하며 교합면은 상악과 하악의 움직임을 통하여 반대편의 치아와 접촉하는 면을 총칭하여 말한다. 본 논문에서는 인접면과 교합면을 효과적으로 모델링하기 위해 만들고자 하는 인공 치아의 기본 형태에 대응하는 표준 치아 정보가 저장된 데이터베이스를 이용한다. 데이터베이스에 저장된 표준 치아 정보로는 표준치아의 3차원 메쉬 정보, 치아의 기준 축 정보, 교합 특성을 나타내는 치아의 기하학적 특성 정보이다. 인레이/온레이의 외면 설계를 위해 먼저 대응하는 표준치아를 데이터베이스로부터 불러들인다. 표준치아의 배치 정보 즉 인접점, 설측점과 협측점과 환자 치아의 위치 정보를 이용하여 표준치아를 변환(transformation)한다. 표준치아의 변형된 상태에서 인접 점을 고려하여 DMFFD(direct manipulation free form deformation) 변형기법[19]을 적용하여 변환된 표준치아 모델을 변형한다. 교합면 모델링을 처리하기 위해 대응하는 표준 치아 모델, 표준치아의 기하학적 특성 정보와 미리 입력된

FGP 정보의 관계를 이용한다. 표준 치아에서 추출된 기하학적 특성인 다각선들에 대응하는 FGP상의 다각선을 구하여 두 다각선간의 변형을 다중철사변형(multiple wire deformation) 기법을 적용하여 처리한다. 인레이/온레이에 관한 인접면과 교합면 설계에 대한 상세 내용은 제 5.2절과 5.3절에 기술되어 있다.

4 인레이/온레이의 내면 모델링

인레이/온레이 내면을 설계하기 위해서는 3차원 입력기로 입력 받아 만들어진 치아 3차원 모델로부터 변연 상단 부분의 정보를 유관희 등[21,22]에 의해 제시된 변연 찾기 알고리즘을 이용하여 추출한다. 특히 치아 정보의 정밀도를 보장하기 위해 본 논문에서는 접촉식 3차원 입력기를 사용하였고 자료 입력 간격으로 X와 Y 좌표 각각에 대해 0.05mm를 주었다. 일반적으로 치과의사에 의해 갈아낸 치아 모델은 접촉식 3차원 입력기로부터 추출되었기 때문에 지형(terrain) 모델이 갖고 있는 특성을 그대로 갖고 있다. 따라서 단일 코아 내면 모델링 기법은 지형 모델을 일정한 크기로 확장하는 문제로 변환될 수 있다. 다시 말해 3차원 공간상의 지형 모델 T를 확장 값 s로 확장한 모델 T'를 구하는 문제는 다음과 같은 Minkowski Sum 문제이다.

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

식 (1)에서 S는 s를 반지름으로 하는 구를 의미하며, S의 중심은 T의 표면에 존재한다. 일반적으로 지형 모델이 아닌 일반 3차원 모델에서 Minkowski Sum 문제는 매우 난해하고 구현하기가 매우 어렵다[11]. 이 문제를 좀더 단순하게 만들기 위해 유관희 등[20]은 치아 모델과 내면의 특성을 이용하였다. 그들은 먼저 원래 치아와의 접합력을 강하게 하기 위해 원치아 모델을 변연으로부터 0.5mm이하의 치아 부위를 0.0120mm 정도로 확대하고 0.5mm이상의 치아 부위를 0.0125mm 정도로 확대한다는 사실을 알았다. 이처럼 확대 정도가 주어진 자료의 X와 Y 간격 보다 매우 작다는 사실로부터 그들은 인레이/온레이의 내면 모델링을 2차원 Minkowski Sum 문제로 변환하였다. 일반성에 모순 없이 치아 모델이 XY 평면상에 놓여 있는 지형 유형이라고 가정하자. 치아 모델의 최소 Y 값과 최대 Y 값을 구한 후, 최소 Y 값부터 0.05mm 간격으로 차례 대로 XZ 좌표 값을 갖는 2차원 다각선을 만든다. 구해진 모든 다각선에 대해 Minkowski Sum 알고리즘[24]을 적용하기 전에 내면 설계 시 요구되는 변연으로부터 일정한 높이 아래에

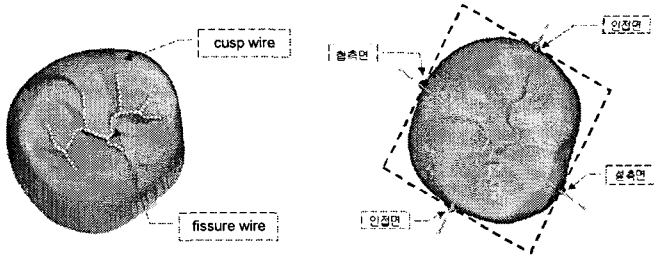
있는 부위를 결정한다. 분명 이 부위는 다각선의 양쪽 끝부분에 존재한다. 이렇게 찾아진 다각선에 대해 Minkowski Sum 알고리즘을 적용하였다.

5 인레이/온레이의 외면 모델링

이번 장에서는 인레이/온레이의 외면을 설계하기 위해 필요한 치아에 대한 데이터 베이스 정보에 관해 기술하고, 이 정보를 기반으로 모델링되어야 할 인접면과 교합면의 모델링 방법을 기술한다.

5.1 표준 치아 정보 생성

본 논문에서는 인레이/온레이의 외면 모델링을 위해서 표준 치아의 3차원 메쉬 모델을 사용하였다. 이를 위해 3차원 스캐너에 의해서 입력된 모델의 조합 알고리즘에 의해 만들어진 3차원 표준 치아 외면에 대한 메쉬 모델을 데이터 베이스에 저장하였다. 저장된 표준 치아 외면 모델의 종류로는 상악과 하악에 존재하는 모든 치아이며, 표준 치아의 크기는 보다 정확한 치아 정보를 입력 받기 위해 실제 크기보다 5배 큰 모형을 사용하였다. 본 논문에서는 변형 기법을 이용하여 인레이/온레이 외면 모델링을 처리하기 위해 표준 치아 정보를 저장할 때 축정보와 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 표준 치아와 같이 저장하였다. 향후 이들 기준 점은 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 설계 시 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 튀어나온 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 3에서 보는 바와 같이 이들 기하학적 특성 각각은 다각선 형태로 구성되어 있으며, 유관희 등[21,22]에 의해 제시된 알고리즘에 의해 반자동으로 찾아질 수 있다. 하나의 표준 치아에 대해 다각선의 집합이 치아의 기하학적 특성으로 데이터베이스에 저장된다(그림 3 참조).



(a) 기하학적 특징 정보 (b) 인접점 정보
그림 3. 표준 치아 추가 저장 정보

5.2 인접면 모델링

인접면은 온레이를 위한 외면 모델링을 위해 필요한 면으로 인접 치아와 점 혹은 면으로 접촉가능하다. 일반적으로 치의학 분야에서는 인접 치아간의 점 접촉을 선호한다. 본 논문에서는 점 접촉을 처리하기 위해 메쉬의 변형 기법중에 점을 이용한 DMFFD(direct manipulation free form deformation)을 하였다. 4.2.1절에서는 DMFFD 개념에 대해 개략적으로 소개하고 4.2.2절에서 인접면을 설계하기 위해 DMFFD를 어떻게 적용하고 있는지에 대해 설명한다.

5.2.1 DMFFD

이번 장에서는 DMFFD(direct manipulation free form deformation)[19]를 개략적으로 소개한다. DMFFD가 Sederberg 등[15]에 의해 제안된 FFD(free form deformation) 기법을 기반으로 하고 있다. FFD는 변형시키고자 하는 3차원 메쉬 부위에 대해 관형태의 격자(parallel piped lattice)를 만들어 할당하는 다음, 격자 점 P를 조절점으로 취급하여 이들 조절점을 이동시킴으로써 지정된 메쉬 부위를 변형시키는 방법이다. 특정한 점 X는 이 격자의 원점을 X_0 라 할 때 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$X(s, t, u) = X_0 + sS + tT + uU \text{ -----(2)}$$

여기서 S, T, U는 각각 격자의 축을 의미하며, s, t, u는 X_0 로부터 X를 만들기 위한 각 축의 매개변수이다. 이렇게 임의의 점을 매개변수로 나타내었을 때, 그들은 변형될 점 q는 조절점 P들로 구성된 선형함수로 표현하였다. 즉, $q = B P$ 이다. 만약 조절점이 64개 구성되었다고 가정하면 좌표계 (s,t,u)를 갖는 임의의 점 q에 대한 변형 정점은 다음과 같다.

$$q_{i,j,k}(s, t, u) = \sum_{l,m,n=-3}^0 P_{i+l,j+m,k+n} B_l(s) B_j(t) B_k(u) \text{ -----(3)}$$

식(3)에서 $P_{i,j,k}$ 는 (s,t,u) 방향으로 각각 i번째, j번째, k번째에 놓인 조절점을 의미하며, B는 B-스플라인의 브렌딩함수를 의미한다. 그러나 이 방법은 조절점들의 변화만으로 객체의 변형을 처리하므로 3차원 메쉬상에 존재하는 임의의 정점을 직접적으로 조절하기가 힘들다. 따라서 메쉬의 정점을 직접적으로 조절하면서 주어진 메쉬를 변형시킬 수 있는 방법인 DMFFD(direct manipulation free form deformation) 기법에 Hsu 등[19]에 의해 제시되었다. 그들은 점 q가 새로운 점 q'으로 변형되면 $q' = B (P + \Delta P)$, 즉 $\Delta q = B \Delta P$ 이라는 사실로부터 사용자에게 명시된 점 q가 Δq 만큼 변형될 경우 제어 점들의 변형 ΔP 를 다음과 같이 구하였다.

$$\Delta P = B^+ \Delta q \text{ -----(4)}$$

식 (4)에서 B^+ 는 B의 의사 역행렬이다. 그들은 그 결과인 ΔP 에 대해 위에서 언급한 FFD를 적용하여 객체의 모든 정점들의 변형을 구하였다. Hsu 등은 여러 개의 정점으로 구성된 q에 대해 똑같은 방법을 적용하여 ΔP 를 구하였고 그 결과에 대해 FFD를 적용하여 물체의 변형을 구하였다. 만약 q가 4개의 정점으로 구성된다면 q는 4X3 행렬이 되고, P가 64개의 정점으로 구성된다면 P는 64X3 행렬이 된다. 물론 B는 4 X 64 행렬이 된다. B 행렬은 선택된 q의 각점에 대해 (s,t,u)가 정해지므로 이 매개변수를 B-스플라인 브렌딩함수에 적용하여 이용하여 구해질 수 있다.

5.2.2 DMFFD를 이용한 인접면 모델링

온레이를 위한 인공 치아의 외면 모델링이 요구된다. 본 논문에서는 앞에서 논의한 DMFFD를 표준치아 모델에 적용하여 인접면을 설계하였다. 이를 위해 표준치아 모델에 FFD를 위한 격자(lattice)를 생성한다. 본 연구에서는 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 4X4X4 격자를 사용하였다. 따라서 l=4, m=4, n = 4로 조절점은 64개의 점으로 구성된다. 인접면을 설계하기 위해 사용자는 만들고자 하는 치아에 대한 인접치아의 특성을 파악하여 변형될 점을 결정한다. 기본적으로 고려될 점으로는 인접치아와의 접촉 점, 혀와 닿는 설측 점과 입술과 닿은 협측 점을 지정한다. 이러한 점을 사용자는 우선적으로 표준치아 모델에서 선택한 후, 사용자 인터페이스를 통해 움직여야하는 위치까지 이동시킨다. 본 논문에서는 인접 치아와의 접촉점을 지정함으로써 보다 빠르게 인접 점의 위치 변형 벡터를 구하였다. 만

약 인접 치아와의 접촉을 면으로 하고자 하는 경우 사용자는 면에 해당되는 세 점을 표준치아에서 선택하고 이들 점에 대응하는 인접 치아 세 점을 선택한다. 더욱이 좀더 세밀한 인접면의 설계를 원하는 경우 변형될 점들을 원하는 수만큼 지정하여 위치를 변형시키면 된다. 사용자에게 의해 선택된 점 k개라며, 각 k 개의 점 q에 대해 주어진 격자 축에 대해 각각 매개변수 (s,t,u)를 구한다. 구해진 k개 선택된 점 각각에 대해 (s,t,u)를 이용하여 B-스플라인 브렌딩 함수 B를 64개의 조절점에 대해 구한다[23]. 그리고 사용자에게 의해 선택된 점의 변형된 위치로부터 변형 벡터 Δq를 구한다. B에 대한 의사 역행렬 B+를 구하여 B+Δq를 통하여 ΔP를 구한다. 구해진 ΔP를 이용하여 표준 치아 메쉬를 구성하는 모든 정점에 대해 FFD 기법을 적용하여 변형된 새로운 정점을 구한다.

5.3 교합면 모델링

5.3.1 MWD(multiple wire deformation)

이번장에서는 교합면 설계에 사용될 철사변형(wire deformation) 기법을 소개한다. 철사 변형(wire deformation) 기법은 Singh 등[17]에 의해 제안되었다. 그들은 하나의 철사뿐만 아니라 여러 개의 철사 곡선간의 변형이 가능한 기법을 제시하였다. 하나의 철사 곡선을 튜플(tuple) <W, R, s, r, f>로 표현하였다. 여기서 W와 R은 자유형 매개화 곡선(free-form parametric curve)이며 초기에는 서로 일치한다. s는 곡선 주변의 방사형 크기를 조절하는 스칼라(scalar) 값이고, r은 곡선 주위의 영향을 미치는 범위를 나타내는 값이며, f는 $f: R^+ \rightarrow [0,1]$ 로 정의되는 스칼라 함수이다. 함수 f는 적어도 C1 연속성(continuity)을 보장하고, $f(0)=1, f(x)=0 \quad x \geq 1$ 와 $f'(1)=0$ 의 성질을 만족하면 된다. Singh 등의 경우 C1 연속성을 갖는 함수 $f(x)=(x^2-1)^2, x \in [0,1]$ 를 사용하였다. W가 R로부터 변형되면 임의의 점 p도 변형이 일어날 것이다. pR를 R상에서 가장 가까운 점이라고 하고 pW를 pR에 대응하는 W상의 점이라 하자. 분명 pR과 pW는 같은 곡선 매개변수 값을 갖는다. W가 변형되면 점 p는 다음과 같은 p' 점으로 이동한다.

$$p' = p + (pW - pR)f(x) \quad \text{-----}(5)$$

식 (5)에서 x는 R, p와 범위 매개변수 r의 함수로 일반적으로 $x = \|p-pR\|/r$ 로 정의한다. 그들은 철사의 크기를 조절하기 위해 확장 매개변수 s를 이용하였고,

W가 변형될 때 점 p는 다음과 같은 p'점으로 이동한다.

$$p' = p + (s-1)(p-pR)f(x) + (pW-pR)f(x) \quad \text{-----}(6)$$

식 (6)으로부터 분명 s는 점 p를 (p-pR)방향으로 이동시키는 성질이 있음을 알 수 있다.

그들은 하나의 철사 변형 원리를 여러 개의 철사 변형에 확장 적용하였다. Δp_i를 철사 W_i만을 적용했을 때 정점 p의 변화량이라 하자. 그러면 n 개의 주어진 철사 W_i, i=0,...,n에 대해 변형된 점 p'는 다음과 같이 정의된다.

$$p' = p + \frac{\sum_{i=1}^n \Delta p_i \cdot f_i(x)^m}{\sum_{i=1}^n f_i(x)^m} \quad \text{-----}(7)$$

여기서 m은 다수의 철사 곡선들이 영향을 미칠 때 그 형태를 조절한다. 즉 변형이 일어날 때 W_i와 s_i의 영향을 제어한다. 예를 들어, f_i(x)가 1에 근접하면 W_i와 s_i영향은 m이 크면 클수록 급속히 증가됨을 알 수 있다.

5.3.2 MWD를 이용한 교합면 설계

앞 절에서 논의한 다중 철사 변형 기법을 이용하여 인레이/온레이의 교합면을 모델링하기 위해 각 철사에 대해 튜플(tuple) <W_i, R_i, s_i, r_i, f>를 어떻게 주는 지가 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 인터폴레이션 커브(interpolation curve)를 구하여 이를 철사 정보 R_i로 주었다. R_i에 대응하는 W_i는 R_i를 만드는 원래 다각선의 각각의 선분 L_i에 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_i를 구성하는 다각선으로 지정하였다. W_i 역시 R_i처럼 주어진 다각선을 이용하여 인터폴레이션 커브를 구하였다. 두 주어진 다각선을 구성하는 점들의 수가 같으므로 W_i의 특정한 점에 대한 인터폴레이션 커브의 매개변수 값을 구할 수 있다. 본 논문에서는 인터폴레이션 커브로 Catmull-Rom 커브[23]를 사용하였다. 함수 f는 Singh 등[]이 제시한 함수를 그대로 사용하였다.

교합면 설계시 표준 치아의 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 표준 치아가 일정한 형태로 전체적으로 변형이 일어나도록 하였다. 지금까지 표준 치아를 구성하는 모든 점 p 에 모든 W 과 R 에 대해 pR 과 pW 를 구한 후, 식 (6)에 적용하여 Δp 를 구한다. 구해진 모든 철사에 대한 Δp 와 f 를 구하여 그 결과를 식 (7)에 적용하여 최종 변형된 새로운 점 q' 를 구한다.

6 결론 및 향후 연구 방향

본 논문에서는 하나의 치아가 일부 파손되어 수복되어야 할 보철물을 인레이/온레이(Inlay/Onlay)를 효과적으로 모델링하기 위한 기법을 제시하였다. 구현된 인레이/온레이 예제를 통해 제시된 기법에 의한 인레이/온레이 보철물의 모델링이 간단한 인터페이스를 통해 이루어질 수 있음을 알았다.

향후 연구 결과로는 본 연구에서 제시한 인레이/온레이의 인접면을 모델링할 때 인접점을 수동으로 주고 있는데 이를 프로그램에서 가장 적합한 점을 제공해줄 수 있는 기법과 교합면 설계시 기준 선으로 제공된 FGP와 기하학적 특성을 이용한 교합운동의 재현에 관한 연구가 요구된다. 또한 인레이/온레이이외에 다른 보철물(브리지, 틀니 등)에 대한 모델링에 관한 연구가 필요하다.

감사의 글

이 논문은 2002년도 한국학술진흥재단의 지원에 의하여 연구되었음(KRF-2002-03-D00309).

참고문헌

- [1] Jens Herder, Karol Myszkowski, 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 Myszkowski, Vladimir V.Savchenko, and Toshiyasu L. Kunii, "Computer modeling for the occlusal surface of teeth," IEEE, 1996.
- [3] F. Duret, J. L. Blouin, and B. Duret, "CAD/CAM in dentistry," *Journal Am. Dent. Assoc.*, 117(11):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*. 60, pp.163-151, 1999
- [6] Dieter Dirksen, Steffen Diederichs "Three dimensional acquisition and visualization of dental arch features from optically digitized 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] 임성권, 김병오, 유재수, 유관희, "Conus Modeling for Teeth Reconstruction," In Proc. of KISS Conf., Korea, Autumn, pp.598-600, 1999.
- [10] 임성권, 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 Myszkowski, Vladimir V.Savchenko, Toshiyasu L. Kunii "Computer modeling for the occlusal surface of teeth" Proc. CGI'96 Conference, Pohang, Korea, June, 196-198, 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 1999*, 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 스네핑과 그의 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