

## Reverse Engineering 기법의 레이저 스캐너를 이용한 의치상의 정확도에 관한 연구

서울대학교 치과대학 치과보철학교실 성균관대학교 의과대학\*

이시혁 · 장익태 · 임순호\*

### I. 서 론

가철성 의치 특히 총의치에 있어서 최대의 유지를 얻기 위하여 고려되어야 할 요인들은 응집, 응착, 표면장력, 모세관 현상, 대기압, 타액의 점도, 중력, 의치상의 친수성 등이며 이러한 요인들로 인한 유지력에 있어 총의치와 구강 조직면과의 긴밀한 적합도는 대단히 중요하다

초기의 의치상 재료로서는 nitrocellulose, phenol-formaldehyde resin, glyptal resin, vinyl copolymer, vulcanized rubber 등이 사용되었으며 특히, 1850년 중반부터 1920년대까지는 의치상 재료로서 hard rubber가 일반적이었다<sup>1)</sup>. 1935년 독일에서 아크릴릭 레진이 개발된 후<sup>2)</sup> 1937년부터 의치상 재료로 사용되었다. 이때 개발된 PMMA(poly methyl methacrylate)계 레진은 현재까지 사용되는 가장 흔한 의치상 재료이다. 그러나 이 레진은 다양한 변형요인을 지니고 있다.

의치상 레진의 변형은 이러한 다양한 요인에 의해 초래되며 변형을 감소시키기 위해 여러 중합방법이 소개되었다. 즉, 열중합 가압성형법, 자가중합 가압성형법, 자가중합 주입법, 열중합 가압주사법, 저온중합 가압주사법, 마이크로파를 이용한 중합법 및 가시광선을 이용한 중합법 등이다. 그외에 열가소성 재료를 이용하여 가압주조하는 방법도 사용되고 있다.

최근에 의치상 레진의 대체재료로서 engineering plastic을 소재로 한 몇 가지가 개발되었는데 polycarbonate, polysulfon, polyethylsulfon등을 들 수 있다. 이미 1870년에 Hyatt 형제가 셀룰로이드를 사용하여 thermoplastic moulding의 방법으로 총의치를 제작하였으며 실질적으로는 Laeis 이후 1945년부터 위와 같은 재료들이 동일한 제작방법을 통해 사용되었다<sup>3)</sup>. 이 중 polycarbonate는 일찍부터 총의치 의치상 재료로 주목받아 왔다. Nakaseko 등<sup>4)</sup>은 polycarbonate 레진의 안전성 연구를 통해 구강점막 자극성, 세포독성, 그리고 용혈성 등에 대하여 음성임을 보고하였다. Haruyuki 등<sup>5)</sup>은 polycarbonate 레진으로 만든 총의치에 대한 임상적 평가 보고서 적합성, 장착성, 저작성, 그리고 중량감 등에 대하여 일반적인 PMMA계 레진 의치와 동등이상의 결과로 평가하였다. Sato 등<sup>6)</sup>은 polycarbonate 레진으로 제작하는 총의치 가공 과정을 발표하였다.

최근에는 고가의 장비 및 재료에도 불구하고 가압 주사 방식으로 많은 의치상이 완성되고 있다. 그러므로 본실험의 목적은 이 중 국내에서 비교적 쉽게 제작할 수 있는 PMMA계 레진을 재료로하는 두 종류의 저온중합형 가압 주사 방식과 한 종류의 열중합형 가압 주사방식 및 polycarbonate 수지를 재료로하는 한 종류의 열가소성 가압 주조(thermoplastic injection casting) 방식으로 의치상을 제작한 후 이들의 주모형과의 적합도를 비교하는 것이었다.

이 연구는 1996년도 서울대학교 병원 지정진료연구비(02-96-251)지원에 의해 이루어 졌음.

그런데, 이같이 다양한 재료와 중합방법 등을 통해 의치의 적합도를 높이는 노력이 지속되었음에도 의치상 적합도의 측정은 주로 기계적인 측정법에 의존해왔다. 따라서 이러한 한계를 극복하기 위해 첨단기술을 이용한 과학적 방법들이 시도되어 왔다. 그중 홀로그래피는 1948년 Garbor<sup>7)</sup>에 의해 이론이 발전되어 첫 홀로그램은 Leith 와 Upatnieks에 의해 1964년에 제작되었다<sup>8)</sup>. 그리고 1970년대 이후에 이르러 치은조직과 치아의 외형 및 측정, 저작시 치아의 변위, 교정력으로 인한 치아의 이동 측정 및 안면골의 응력분포, 그리고 고정성 보철물에서의 저작으로 인한 변위등 다양한 연구들이 있었다. 특히, 의치상 재료와 연관되어 Dirtoff 등<sup>9)</sup>은 홀로그래피를 이용한 상악 총의치 실험에서 환자가 사용할 때에 일어나는 시간에 따른 변형은 상당히 비대칭적으로 일어난다고 하였다. 박 등<sup>10)</sup>은 다양한 열중합레진을 시편으로 온도에 따른 변형형태를 홀로그래피 간섭계를 이용하여 연구하였다. 그런데, 홀로그래피의 뛰어난 정확성에 반해 온도, 습도, 물체의 위치 등에 의한 영향이 예민하다는 점이 지적되고 있다. 또다른 입체적 평가로서 Moire topography 가 있으며 Frejlich 등<sup>11)</sup>이 상악 총의치에서의 적합도를 측정하였다. 이 방법은 광학 비접촉식 방법으로 격자무늬를 통과한 빛의 그림자를 대상물에 투영하여 명암으로 표시되는 광선의 주름을 판독하여 계측하는 것이며 약 25 $\mu$ m의 정확도를 갖는다.

치과치료에 있어 컴퓨터의 응용은 다양한 방법으로 적용되어 왔으며 특히 CAD-CAM(computer aided design-computer aided manufacturing)으로 수복물의 형태를 결정하고 이를 다시 동일한 모양의 수복물로서 만들어 내는 일은 아직까지는 제한적이기는 하나 일반적인 치료로서 시술되고 있다. 이로서 인상채득, 모형제작, wax up, 매물, 주조 등의 과정이 생략될 수 있다. 이러한 CAD-CAM을 응용한 치과 수복물 제작과정은 크게 digitizing 과정과 manufacturing 과정으로 구분된다. 첫 번째 digitizing 단계는 수복물의 형태를 결정하기 위한 과정으로 CEREC system<sup>12)</sup>과 같이 optic impression으로 모형 자체를 생략하는 것도 있고, PROCERA system<sup>13)</sup>이나 Titan system<sup>14)</sup>처럼 모형을 제작한 후에 contact digitizer 로서 모형의 표면을 입체적으로 읽어 여기서 얻어진 수치를 기본으로하여 수복물을

제작하는 방법, 혹은 비접촉식 방법으로 제작된 모형에 저에너지의 레이저광을 조사하여 반사되는 광을 광센서로 읽는 레이저 스캐너를 통해 다시 수치화하여 이를 통해 모형을 자료 file화 하고 또한 수복물의 형상을 file 화하는 방법<sup>15)</sup>등이다. 두 번째 단계로서의 제작과정은 이미 데이터화된 수복물의 수치를 기본으로 milling machine 및 spark erosion 등의 과정을 거쳐 생산해내는 것을 말한다. 이러한 응용분야중에서 본실험에서 의도하는 의치상 입체적 측정방법을 위하여 레이저 스캐닝법을 택하였다. 이 방법을 사용하여 상하악 주모형의 삼차원 형상을 레이저 스캐너로 읽어 삼차원 수치를 파일화한 후에 동일한 방법으로 상하악 의치상 조직면의 삼차원 형상을 레이저 스캐닝하여 이를 컴퓨터 소프트웨어로 중첩시켜 의치의 삼차원 주모형에 대한 변형부위 및 변형량을 측정 비교하였으며 이에 대한 다소의 의견을 얻었기에 그 결과를 보고하는 바이다.

## II. 연구재료 및 방법

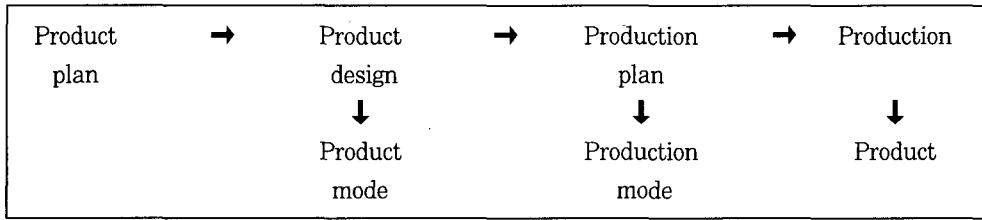
### 1. 역모델링(reverse engineering) 기법

#### 1) 개요

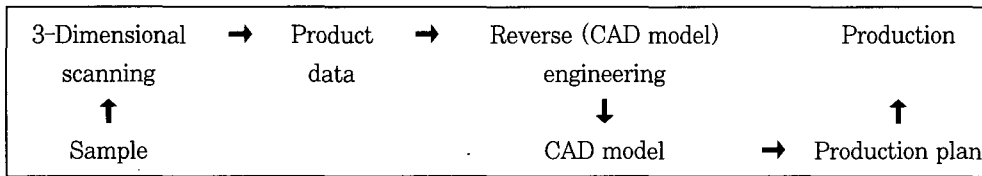
지난 몇 년간 세계에서는 가상 공간에서의 삼차원 형상을 구현하는 것과 관련된 많은 분야가 급속히 발전되었다. 이는 광고나 영화계 뿐만 아니라 산업계의 개발 및 생산에 관련된 분야에서 컴퓨터를 이용하여 자료를 형상화하고 이것을 이용하여 분석하고 제조하는 관리시스템을 운영하는 것으로도 잘 알 수 있다. 이런 움직임 속에 개발기간을 단축하고 삼차원 CAD 자료를 이용하여 빠른 시간내에 시제품을 만들어 볼 수 있는 rapid prototyping 분야가 생겨났으며 이와 유사한 시기에 자유곡면의 형상을 가진 제품들을 CAD 자료로 만들어 가공, 분석, 영상자료 등으로 이용할 수 있는 역모델링이라는 분야가 새롭게 생겨났다.

현재 역모델링 분야는 새로운 엔지니어링의 한 분야로써 모든 제조업에서 추진되고 있는 '신제품의 개발기간 단축'과 '상용제품에서의 신제품 개발' 등과 같은 여러 가지 요소로 인하여 급성장하고 있다. 이는 삼차원 레이저 스캐닝 기술과 삼차원 모델링 기술을 혼합한 양식으로 기존의 제품에서 더 새로운

Table 1. Difference between two production systems



〈Conventional production system〉



〈Production system using reverse engineering〉

제품을 창조하는 엔지니어링 분야로 평가받고 있다.

구체적으로 역모델링이란 원래 제조 분야에서 종래의 제품을 만들기 까지의 생산 양식을 개선한 방법으로 개발단계에서의 개발기간의 단축 및 제품의 정밀도 향상을 주목적으로 두고 있으며 부가적으로 생산된 제품을 정밀히 측정하여 개발단계에서 빠른 시간 내에 오류를 수정하고 제품의 표준화 구축 및 제작비용 또는 수정비용을 절감할 수 있는 효과를 가지고 있다.

Table 1에서와 같이 종래의 작업방법에서는 업무의 흐름이 일관되지 않는 작업이 많아 효율이 떨어지고 개발기간 역시 길어질 수 밖에 없으나 역모델링을 이용하면 업무의 흐름이 항상 일정하여 각 업무단계에서의 부서간 협조가 가능하며 비효율적인 요소들을 줄이는 데 기여할 수 있다.

## 2) 역모델링의 시스템

시스템의 구성은 X, Y, Z 축을 제어할 수 있는 CMM(coordinate measuring machine)장비 또는 CNC(computer numerical control)장비와 접촉식 혹은 비접촉식 측정시스템을 가지고 있어야 하며 이 측정자료를 CAD화 할 수 있는 소프트웨어가 필요하다. 이 때 사용되는 비접촉식 방법에는 레이저 스캐너 (접촉정식), 슬릿판 간섭계 (선측정식), 모아레 간섭계 (영역 측정식), 홀로그래프 간섭계 (영역 측정

식), 스테레오 비전 (영역 측정식) 등이 있으며 이들의 장점은 측정 속도가 고속이며, 탄성있는 제품의 정밀한 측정이 가능하며, 여러 용도로 CAD와 작업이 가능하고, 정확한 형상면의 구현이 가능한 것들이다. 단점은 측정 정밀도가 접촉식에 비해서는 떨어지는 것과 측정영역간의 겹치는 형상으로 데이터의 후처리가 필요한 점이다. 접촉식 방법은 접촉감지 프로브 방식과 연속형 프로브 방식이 있으며 전자는 형상의 벡터에 대한 정밀한 측정이 가능하나 속도가 느리며 후자는 접촉감지 방식 보다는 빠른 측정속도를 보이나 프로브 제작이나 작업시 어려움이 따르는 점이다. 본 실험에서는 점측정식의 비접촉식 레이저 스캐너를 사용하였다.

역모델링 작업은 두 부분으로 나누어 볼 수 있는데 삼차원 형상물을 CMM 장비 위에 올려놓고 측정하여 측정시스템으로부터 점군들의 데이터를 얻는 스캐닝 작업과 측정된 점군들을 이용하여 역모델링용 CAD 소프트웨어를 이용하여 면을 만드는 CAD 작업으로 나눌 수 있다.

## 2. 삼차원 레이저 스캐너를 이용한 정밀측정법

### 1) 개요

삼차원 형상을 정밀 측정하는 데는 크게 두가지 의미를 둘 수 있다. 하나는 제품의 제작 및 수정을

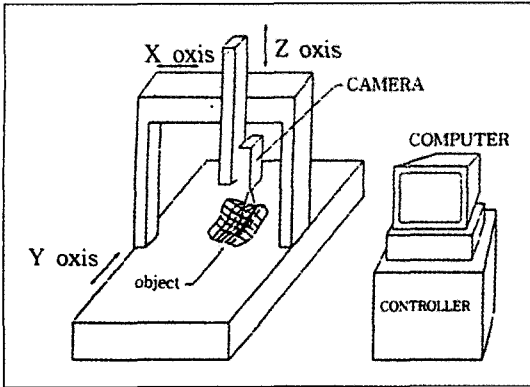


Fig. 1. Schematic diagram of CMM setup.

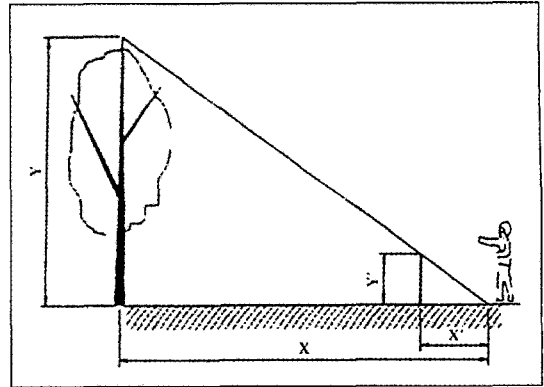


Fig. 2. Triangulation.

Table 2. Environmental values of Hyscan system

Age Group(year)	Male	Female
Contents	Hyscan values	
Speed	10,000 points/sec	
Measuring accuracy	±0.025mm	
Depth of field	40mm	
Scan width	70mm	
Stand-off	100mm	
Resolution of Z-axis	0.003mm	
Resolution of x-axis	0.001mm	
Resolution of y-axis	0.001mm	

위함이고 다른 하나는 가공 공정상의 오류를 찾기 위함이다. 스캐닝작업은 Fig. 1과 같이 CMM 장비 위에 형상물을 고정시킨 후 X, Y, Z 방향으로 CMM을 움직여 형상물에서 점 데이터를 얻어낼 수 있다. 이 때 CMM 장비의 레이저 카메라는 형상물을 삼각측량하여 위치점을 고속으로 얻어내며 이 점들은 컴퓨터로 전송되어 화면에 나타나고 저장된다.

이 때 적용되는 삼각측량의 원리는 Fig. 2에서와 같이 나무의 높이 Y를 앞에 세워 놓은 막대기의 높이와 거리에 대한 정보로부터 얻는 것으로  $Y = X \times Y' / X'$  라는 공식에서 알 수 있다. 마찬가지로 Fig. 3에서와 같이 삼차원 형상에 닿은 레이저 빔이 CCD(Charge-Coupled Device) array의 눈금에 닿아 레이저와 렌즈의 초점길이 w와의 거리인 h를 알 수 있게된다. 따라서  $Z = w \times (h + h') / h'$  라는 공식이 성립한다. 여기서 CCD는 대부분의 광학 장치에 사용되는 삼차원 센서의 한 구성품이다. 측정된 점데이터는 역모델링용 소프트웨어인 SURFACER

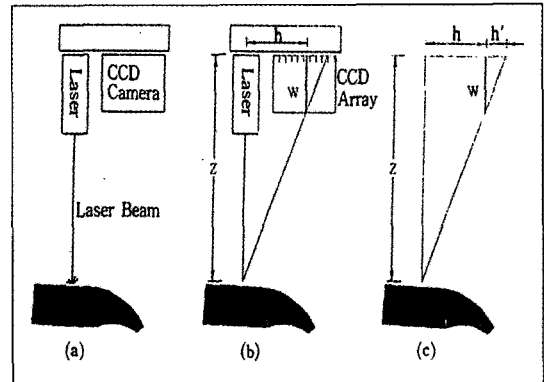


Fig. 3. Principle of laser measurement.

(Imageware Co., U.S.A.)를 이용하여 입체적인 형상의 삼차원 모형을 데이터화하게 된다.

## 2) 작업방법

대상물을 HYSCAN 45C 3D SCANNER(Hymarc Co., Canada)로 스캐닝하여 얻어진 점데이터들을 CAD 소프트웨어인 SURFACER에 입력하여 Fig. 4와 같은 형식으로 면데이터를 얻을 수 있다. Table 2와 Table 3에 HYSCAN 45C 3D SCANNER의 환경과 SURFACER의 데이터 format을 설명했다.

## 3. 상하악 주모형의 제작 및 삼차원 레이저 스캐닝

상하악 무치악 모형용 실리콘 음형에 의치제작용 내압고팽창경석고(Sulfon stone, High-Dental Co.,

Table 3. Data format of Surfacer

a. Input data format

Ascii Delimited	Kreon Ascii
Auto CAD(DXF)	Kreon Binary
Auto Form	Laser Design ASCII
Breuckmann	Medar
BMW	Nastran
Cubital data	Perceptron LASER
Cyberware Data	Perceptron P4000
Daimler-Benz	Raw Data
Dibibotics	RIS Data
EOIS	Sharno Data
EOS EOSSCAN	Steinbichler
Hymarc Hyscan	STL ASCII
IGES	STL Binary
Iso-G Code Data	VDA-FS Data
Imageware	Wavefront Data

b. Output data format

Ascii Delimited	Nastran
Auto CAD(DXF)	Steinbichler
Auto Form	STL ASCII
BMW	STL Binary
Cubital Data	VDA-FS Data
IGES	Wavefront Data
Imageware	

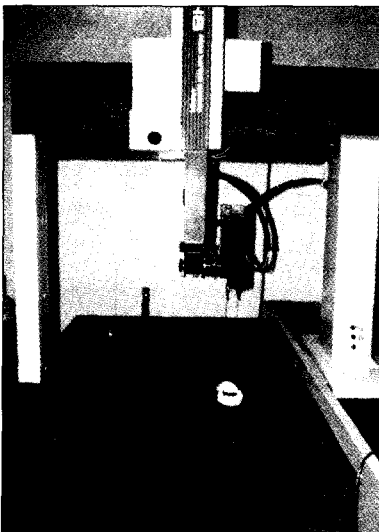


Fig. 5. Model scanning on the HYSCAN 45C 3D SCANNER.

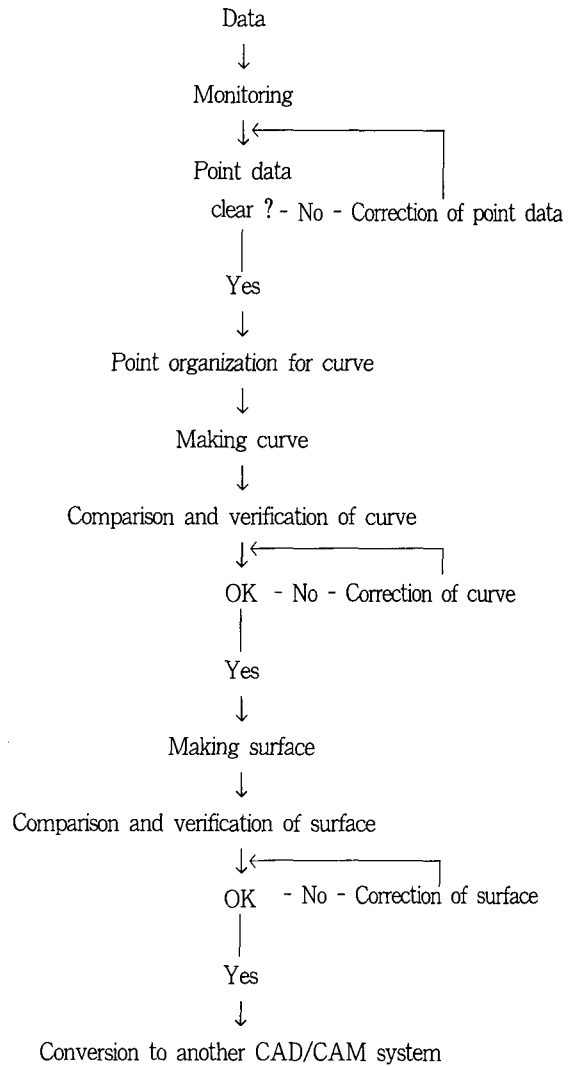


Fig. 4. Procedure for surface data.

Japan)를 제조사의 지시대로 혼수비(100g/24ml)를 맞추어 상악모형 20개와 하악모형 20개를 제작하였다. 이 모형을 Fig. 5와 같이 HYSCAN 45C 3D SCANNER에서 스캐닝하여 40개 주모형의 삼차원 조직면 수치 데이터를 SURFACER를 통해 제작 저장하였다.

4. 납의치의 제작 및 4종의 상이한 제작 방법에 따른 의치의 제작

삼차원 레이저 스캐닝이 끝난 상하악 40개의 모형

Table 4. Curing systems used in denture processing

System	Curing resin	Curing method (pressure/temperature/time)
PERform Inkovac system	PERform resin	+5(-0.7) bar/45°C/40 min.
Palajet system	PalaXpress resin	+2 bar/55°C/30 min.
SR-Ivocap system	SR-Ivocap plus resin	+6 bar/100°C/35 min.
Sulfon system	Hi-Polycarbonate resin	Pressure injection casting

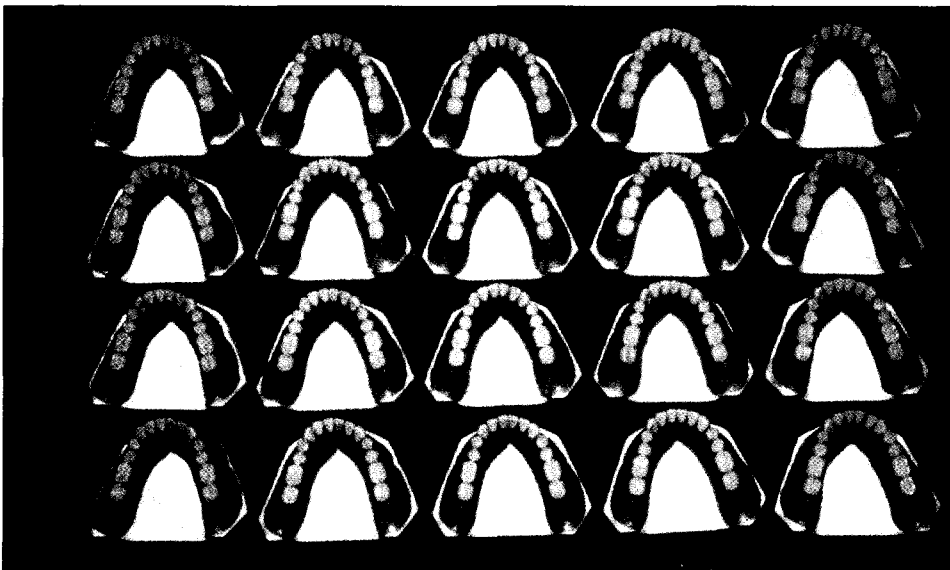
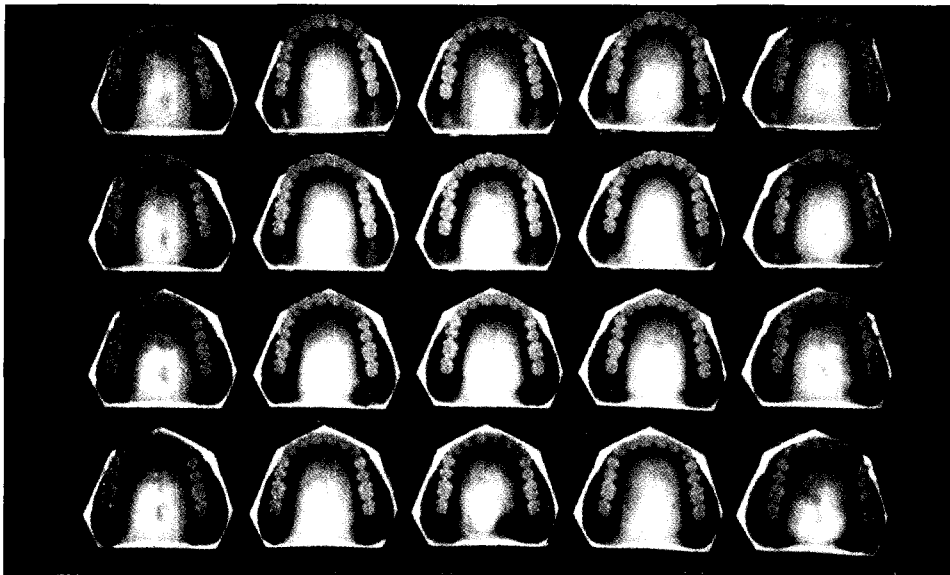


Fig. 6. Wax dentures on the master casts.

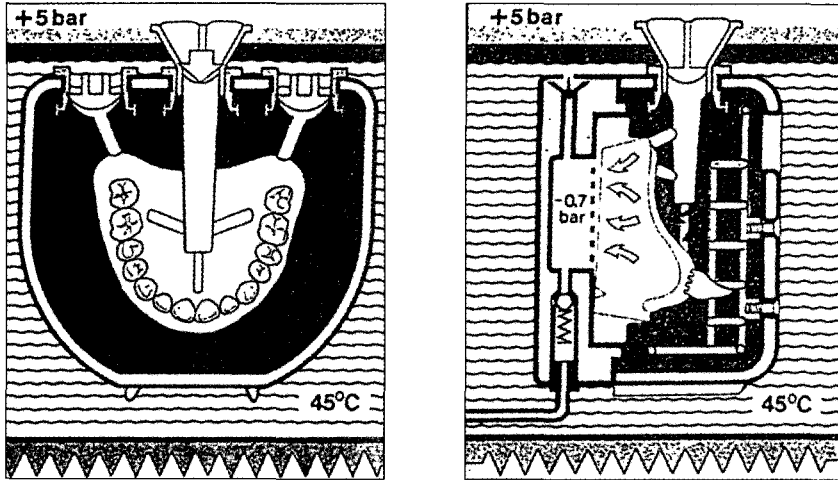


Fig. 7. Schematic diagram of PERform Inkovac system.

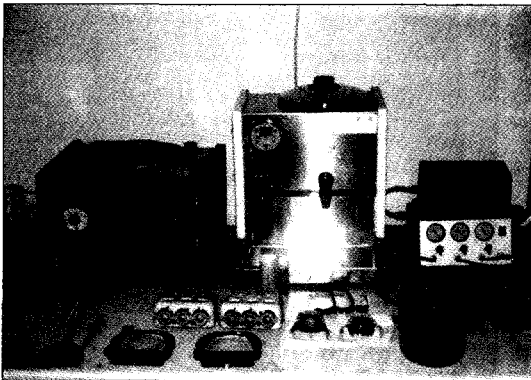


Fig. 8. Equipments for PERform Inkovac system.

에 대한 동일한 형태의 납의치를 제작하기 위하여 상악과 하악에 각각 레진치아를 배열한 납의치를 제작하고 납주입봉을 만든 후 실리콘 고무로 음형을 제작하였다. 이 음형에 동종의 레진치아를 배열한 후 용융된 납을 주입하여 Fig. 6과 같이 복제된 납의치 상하악 40개를 제작하였다. 상악 5개씩과 하악 5개씩의 각 10개의 상하악 납의치를 4종의 가압주사식 중합시스템(Table 4)을 이용하여 의치상을 제작하였다.

1) PERform Inkovac system (Hedent Co., Germany)

이 시스템은 PERform 레진을 사용하여 45°C에서

중합하는 저온중합형 가압주사방식으로, 의치가 중합되는 동안 가압(+5 bar) 및 음압(-0.7 bar)을 동시에 적용하여 주모형에서 의치가 최대 적합을 유지하도록 해준다(Fig. 7-8). 또한 플라스크 내의 연마면 매물시에 석고 대신 가역성 친수콜로이드인 아가를 사용하여 조직면의 가공을 용이하게 끝낼 수 있다. 중합시간은 약 40분 정도이며 중합 후에도 약 7일간 계속적인 중합반응이 의치상 내의 미중합 잔량분에서 일어나게 되어 시간에 따른 경도는 증가하는 경향이 있다.

2) Palajet system (Kulzer Co., Germany)

이 시스템은 저온중합형 가압주사방식으로 총의 치용 PalaXpress 레진을 혼합하여 Palajet 주입장치에서 가압하여 플라스크에 주입하고 5분동안 유지한 후 2 bar 압력의 55°C 온수로 채워진 Palamat practical 압력탱크에 플라스크를 넣고 30분간 중합하는 방법이다(Fig. 9). 역시 약 7일간의 지속적 중합반응이 의치상 내에서 일어난다.

3) SR-Ivocap system (Ivoclar Co., Liechtenstein)

이 시스템은 열중합형 가압주사방식이며 모노머와 폴리머가 들어있는 Ivocap 레진 캡슐을 Cap-Vibrator에서 5분간 혼합하여 약 6 bar의 압력으로 100°C의 수조에 담긴 플라스크내로 35분간 주사 및 중합하여 제작하는 방법이다(Fig. 10).

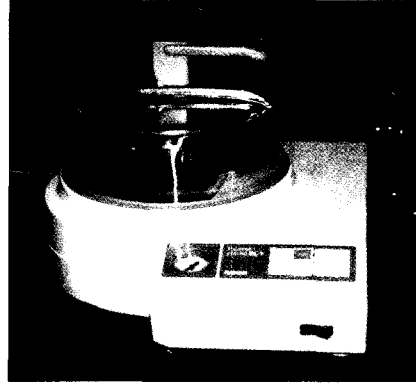
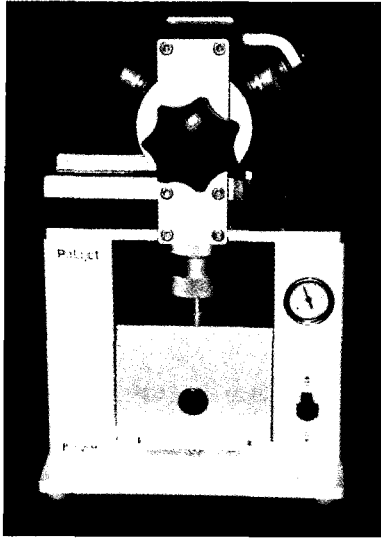


Fig. 9. Palajet and Palamat curing system.

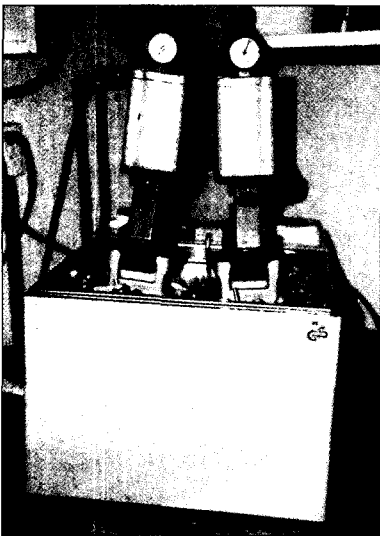


Fig. 10. Curing unit for SR-Ivocap system.



Fig. 11. Injection unit of Sulfon system.

4) Sulfon system (High Dental Co., Japan)  
이 시스템은 polycarbonate 레진을 사용하며 PM-MA계 레진과는 달리 polycarbonate 레진의 열가소성을 이용하는 물리적 반응이므로 반응열이 발생하지 않는다. 약간 굵은 파우더 형태의 Hi-polycarbonate 레진을 건조후 용융시켜 매몰이 끝난 플라스틱내로 고속으로 주입한 후 용융된 레진이 플라스틱

내에서 고화 하는 동안 고압(35kg/cm<sup>2</sup>)을 유지하고 의치상이 완성되면 제거한다(Fig. 11).

#### 5. 완성된 의치의 삼차원 레이저 스캐닝

완성된 의치를 플라스크에서 제거하여 조직면을 깨끗이 한 후 연마과정을 거치지 않고 상온의 수조에서 24시간 보관 후 상하악 주모형과 동일한 방법



으로 레이저 스캐닝하여 컴퓨터에 저장하였다.

## 6. 데이터의 비교

총의치 중합 전에 입력한 각 주모형의 삼차원 자료와 중합 후에 입력한 각 총의치의 삼차원 자료를 Fig. 12와 같이 SURFACER 프로그램에서 점데이터를 면데이터로 변환시킨 후 석고 주모형에 대한 총의치 조직면의 positive error(두 면의 최대 적합시 석고 주모형에서 총의치 조직면이 이개되는 거리)와 negative error(두 면의 최대 적합시 석고 주모형에 대해 총의치 조직면의 변형으로 주모형 내부로 수축된 의치상의 길이)에 대한 수치를 mm단위로 중합방법에 따른 차이를 비교하였다.

## Ⅲ. 연구성적

### 1. 각 중합방법에 따른 의치상에 나타난 error scale의 양상 및 발생량

PERform Inkovac system, SR-Ivocap system, Palajet system, Sulfon system 등의 4가지 중합방법으로 제작한 상악의 의치상의 적합도에 대한 positive error scale과 negative error scale을 컴퓨터 소프트웨어인 SURFACER 프로그램에서 비교 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

PERform system으로 제작한 상악 의치상에서 positive error는 주로 무치악 치조제의 전치 설측부위에서 발생하였다. 상악 전체 모형에서 positive error의 가장 큰 값은 약 0.56mm였으나 error가 발생한 부위에서의 평균적인 이개량은 대개 0.2mm를 넘지 않았다. negative error는 주로 전치부의 변연에서 발생했으며 그 양은 positive error 보다 크고 가장 큰 값은 0.72mm였고 error가 발생한 부위의 평균적인 수축량은 대개 0.5mm 이내에 있었다.

SR-Ivocap system으로 제작한 상악 의치상에서 positive error는 역시 무치악 치조제의 전치부 설측에서 발생했으며 그 범위는 PERform system에 비해 다소 넓어지는 경향을 보였고 두번째 주모형의 경우는 후방연까지 연장되어 나타났다. positive error의 가장 큰 값은 약 0.93mm였으며 error가 발생한 부위의 평균적인 이개량은 대개 0.3mm를 넘지 않았다.

negative error는 전체적으로 의치의 변연을 따라 발생했으며 그 양은 positive error 보다 크고 가장 큰 값은 1.17mm였다. 그리고 error가 발생한 부위의 평균적인 수축량은 대개 0.6mm 이내에 분포하였다.

Palajet system으로 제작한 상악 의치상에서 positive error는 무치악 치조제 전치 설측에서 후방연으로 연장되는 경향이 있었으며 주로 편측성 이개를 나타냈다. positive error의 가장 큰 값은 약 0.87mm였으며 error가 발생한 부위의 평균적인 이개량은 0.4mm 이내에 있었다. negative error는 의치 변연을 포함하여 다소 넓은 부위에서의 수축양상을 보였다. 세번째 주모형의 경우는 후방연의 수축까지 나타내었다. 가장 큰 negative error값은 1.59mm였고 error가 발생한 부위의 평균적인 수축량은 대개 0.5mm 이내에 분포하였다.

Sulfon system으로 제작한 상악 의치상에서 positive error는 전방 무치악 치조제 설측에 다소 넓게 분포하였다. 가장 큰 positive error값은 0.95mm였으며 error가 발생한 부위의 평균적인 이개량은 대개 0.5mm 이내에 분포하였다. negative error는 전체적으로 모든 변연에서 비교적 넓게 나타났다. negative error의 가장 큰 값은 1.05mm였으며 error가 발생한 부위의 평균적인 수축량은 대개 0.4mm 이내에 있었다.

PERform system으로 제작한 하악 의치상에 있어 positive error는 주로 설측 내면을 따라 발생하는 경향이 있었다. positive error의 가장 큰 값은 약 2.50mm였고 error가 발생한 부위의 평균적인 이개량은 대개 0.5mm 이내에 분포하였다. negative error는 전치부의 순측 변연 주위에 집중되었고 가장 큰 값은 약 2.54mm였으며 error가 발생한 부위의 평균적인 수축량은 대개 0.5mm 이내에 존재하였다.

SR-Ivocap system으로 제작한 하악 의치상에 있어 positive error는 역시 설측 내면을 따라 발생했고 가장 큰 값은 2.48mm였다. error가 발생한 부위의 평균적인 이개는 0.5mm 이내에 분포하였다. negative error는 전치부 순측 변연에 집중되었고 후방 설측 변연부에도 발생하였다. 가장 큰 negative error값은 2.53mm였으며 error가 발생한 부위의 평균적인 수축량은 대개 0.5mm 이내에 존재하였다.

Palajet system으로 제작한 하악 의치상에 있어 positive error는 설측 내면의 변연 상부에서 양측성으로 의치상의 형태를 따라 발생하였다. 가장 큰

positive error값은 2.52mm였으며 error가 발생한 부위의 평균적인 이격은 0.4mm 이내에 분포하였다. negative error는 주로 전치부 순면과 설면의 변연부에 발생하였다. 가장 큰 negative error값은 2.35 mm이며 error가 발생한 부위의 평균적인 수축량은 대개 0.5mm의 범위내에 존재하였다.

Sulfon system으로 제작한 하악 의치상에서 positive error는 설측 내면의 변연부를 따라 양측성의 띠 형태로 나타났으며 가장 큰 값은 2.51mm였다. error가 발생한 부위의 평균적인 이격은 약 0.4 mm의 범위내에 분포하였다. negative error는 주로 전치부 순면과 후방 후구치 삼각 부위에서 발생하였다. 가장 큰 negative error값은 2.49mm였으며 error가 발생한 부위의 평균적인 수축량은 대개 0.5mm의 범위내에 존재하였다.

## 2. 통계처리 및 그 결과

각각의 중합방법에 따른 positive error scales과 negative error scales의 최대값과 평균값만을 대상으로 하여 상악, 하악 및 상하악 전체에서 각각 ANOVA를 실시하였고, 유의한 차이가 인정된 경우는 사후비교를 위해 Scheffe 검정을 실시하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

- 1) 상악 의치상만을 대상으로 다음의 error scale들에 있어 4종의 중합방법 사이에 차이가 있는지 검증한 결과 positive error의 최대값, positive error의 평균값, negative error의 평균값들의 각 error scale에서 모두 중합방법 사이의 유의한 차이가 인정되지 않았다( $p>0.05$ ).
- 2) 하악 의치상만을 대상으로 다음의 error scale들에 있어 4종의 중합방법 사이에 차이가 있는지 검증한 결과 positive error의 최대값, positive error의 평균값, negative error의 평균값에 있어서는 유의한 차이가 인정되지 않았으나 ( $p>0.05$ ), negative error의 최대값에 있어서는 유의한 차이가 인정되었다( $p<0.05$ ). 그래서 개별군간의 유의성을 검증한 결과 PERform system과 Palajet system 사이, PERform system과 Sulfon system 사이, 그리고 SR-Ivocap

system과 Palajet system 사이에서 유의한 차이가 인정되었다( $p<0.05$ ).

- 3) 상하악 의치상 전체를 대상으로 다음의 error scale들에 있어 4종의 중합방법 사이에 차이가 있는지 검증한 결과 positive error의 최대값, positive error의 평균값, negative error의 최대값, negative error의 평균값들의 각 error scale에서 모두 중합방법 사이의 유의한 차이가 인정되지 않았다( $p>0.05$ ).
- 4) 4종의 각 중합방법에서의 상하악 사이 error scale들의 비교.
  - a. PERform system에서는 positive error의 최대값, positive error의 평균값, negative error의 최대값, negative error의 평균값에서 모두 상하악 사이의 유의한 차이가 인정되었다( $p<0.05$ ).
  - b. SR-Ivocap system에서는 positive error의 최대값, positive error의 평균값, negative error의 최대값에 대하여는 상하악 사이의 유의한 차이가 인정되었으나( $p<0.05$ ), negative error의 평균값에 대하여는 상하악 사이의 유의한 차이가 인정되지 않았다( $p>0.05$ ).
  - c. Palajet system에서는 positive error의 최대값에 있어서만 상하악 사이의 유의한 차이가 인정되었고( $p<0.05$ ), positive error의 평균값, negative error의 최대값, negative error의 평균값에서는 상하악 사이의 유의한 차이가 인정되지 않았다( $p>0.05$ ).
  - d. Sulfon system에서는 positive error의 최대값에서만 상하악 사이의 유의한 차이가 인정되었고( $p<0.05$ ), positive error의 평균값, negative error의 최대값, negative error의 평균값에 있어서는 상하악 사이의 유의한 차이가 인정되지 않았다( $p>0.05$ ).
- 5) 상악, 하악 그리고 상하악 전체를 대상으로 4종의 각 중합방법에서 positive error값과 negative error값 사이의 크기 비교.
  - a. 상악 의치상만을 대상으로 4종의 각 중합방법에서 positive error값과 negative error 값 사이에 크기의 차이가 있는지 검증한 결과 PER

form system에서는 positive error의 최대값과 negative error의 최대값 사이에도 유의성이 인정되었고( $p < 0.05$ ), positive error의 평균값과 negative error의 평균값 사이에서도 유의성이 인정되었다( $p < 0.05$ ). SR-Ivocap, Palajet, Sulfon system에서는 모두 positive error의 최대값과 negative error의 최대값 사이에서는 유의성이 인정되지 않았고( $p > 0.05$ ), positive error의 평균값과 negative error의 평균값 사이에서만 유의성이 인정되었다( $p < 0.05$ ).

- b. 하악 의치상만을 대상으로 각 4종의 각 중합방법에서 positive error값과 negative error값 사이에 크기의 차이가 있는지 검증한 결과 PERform system과 SR-Ivocap system에서는 positive error의 최대값과 negative error의 최대값 사이에서는 유의성이 인정되지 않았고( $p > 0.05$ ), positive error의 평균값과 negative error의 평균값 사이에서만 유의성이 인정되었다( $p < 0.05$ ). Palajet system과 Sulfon system에서는 positive error의 최대값과 negative error의 최대값 사이에도 유의성이 인정되었고( $p < 0.05$ ), positive error의 평균값과 negative error의 평균값 사이에서도 유의성이 인정되었다( $p < 0.05$ ).
- c. 상하악 의치상 전체를 대상으로 4종의 각 중합방법에서 positive error값과 negative error값 사이에 크기의 차이가 있는지 검증한 결과 모든 중합방법에서 positive error의 최대 값과 negative error의 최대값 사이에서는 유의성이 인정되지 않았고( $p > 0.05$ ), positive error의 평균값과 negative error의 평균값 사이에서만 유의성이 인정되었다( $p < 0.05$ ).

#### IV. 총괄 및 고찰

총의치상과 구강 무치악 조직사이의 긴밀한 접촉은 의치의 안정 및 유지에 매우 중요한 요소이다. 이러한 총의치와 구강조직 사이의 긴밀한 적합도는 환자 구강상태의 일차 인상으로부터 시작하여 일련의 연속적인 과정을 통하여 최종적으로 완성된 총의치에서 결과적으로 얻어지게 되는 것으로 인상재의 결정, 적절한 트레이의 선택 및 제작, 인상방법과 같은

술자인 치과의사가 직접 관여하며 영향을 줄 수 있는 과정 뿐만 아니라 의치상 재료의 성질 및 중합방식과 다양한 제작시스템 등 기공과정을 통해서도 영향을 받는다. 결국 일련의 과정 속에서 적합도는 술자로부터 얻어진 최종적인 주모형과 납의치에 대하여 행해지는 의치상 재료의 중합과정을 통하여 마지막으로 얻어지는 것이다. 이 때 의치 제작의 최종단계로서 의치상 재료와 중합 방식의 선택은 결국 술자인 치과의사가 집약시킨 모든 노력이 만족할 만한 결과로 나타날 수 있게 하는 중요한 과정이다.

전통적으로 오랫동안 사용되어온 PMMA계 레진은 열중합 가압성형법에 의해 의치 제작에 사용되어 왔는데 이 때 발생하는 대표적 변형요인으로는 중합수축, 고온상태에서 실온으로 이행되는 과정의 열수축, 레진과 석고사이의 열팽창계수의 차이로 인한 내부응력 및 플라스틱에서 의치 제거시의 응력의 방출로 인한 응력변형 등이다. 일반적으로 레진의 중합시에 아크릴릭 모노머의 수축은 21%에 이른다. powder의 체적 변화가 일어나지 않는다고 보면 전체 부피의 약 25%를 차지하는 모노머의 수축으로 인한 부피의 수축은 약 5% 정도이다. 이 때 최종 적합시에 변형을 일으키는 가장 중요한 요소는 선변화율(percent linear changes in dimension)이다. Baemmert 등<sup>16)</sup>은 레진 중합시의 선수축률이 0.2%에서 0.5%라고 하였다. Atkinson과 Dennis<sup>17)</sup>는 레진 중합시의 초기온도가 높을수록 기포를 방지하기 위해 가해지는 압력 역시 높아야 한다고 하였다. 따라서 수조의 온도는 레진이 발열반응으로 인해 고온상태가 되기 전에는 160°F 이상 올리지 않아야 한다고 하였다.

이러한 의치상의 부적합성을 개선하기 위하여 다양한 방법들이 연구 및 적용되었는데 대표적으로 재료의 물리적 기계적 성질의 개선을 위한 레진 모노머와 폴리머의 변화 뿐만 아니라 새로운 제작시스템 즉 마이크로파 중합법, 광중합법, 가압주사법, 저온 중합법이 도입되었다. 이러한 변화들 가운데 현재 유용하게 쓰이는 방법의 대표적인 것이 가압주사법이다. 이 방법은 Pryor<sup>18)</sup>에 의해 처음 도입되었으며 현재 사용되는 방식은 의치상의 중합시에 중합이 먼저 일어나는 부위를 기준으로 발생하는 수축량 만큼을 미중합 부위에서 적절한 압력을 가하여 지속적으로 보상해 주는 방법이다. 이러한 가압주사방법은

열중합 레진 및 저온중합 레진에서 모두 유용하게 적용될 수 있다. 열중합 레진을 사용하는 지속적 가압 주사방법은 SR-Ivocap system 등에서 사용하는데 단열이 잘된 플라스크 시스템의 사용으로 레진의 지속적 가압이 되는 주입구와 반대 방향인 하방에서부터 중합이 일어남으로 안정된 수축에 따른 보상을 해 줄 수 있다고 한다<sup>19)</sup>.

저온중합 방식을 이용한 지속적 가압주사법은 근래에 열중합방식에서 발생하는 온도차에 따른 열수축을 최소화 하면서 지속적 가압주사방식의 적용에 따른 보상작용을 적용하도록 되어있다. 또한 열중합 방식과 달리 의치의 사용중에도 약 7일간 미중합 잔량들의 중합이 지속되므로 시간에 따른 모노머의 잔량이 감소하고 경도가 증가한다. 이러한 저온중합법은 1955년<sup>20)</sup> 자가중합레진을 친수성 콜로이드 주형내로 주입하는 방법으로 시도된 이후 Winkler<sup>21)</sup>와 Shepard<sup>22)</sup>에 의해 발전되었다. 열중합 방법은 열에너지가 촉매 즉 반응시작인자로서의 benzoyl peroxide를 분해하여 두 개의 활성화된 radicals을 만들어 이것들이 모노머의 중합을 일어나게 하는 것이나 자가중합의 경우는 화학적 촉매인 모노머 내의 tertiary amine이 polymer내의 benzoyl peroxide를 분해하여 활성화 시키게 된다. Takamata 등<sup>23)</sup>은 열중합 가압성형법으로 Acron과 Acupac 20, 마이크로파 중합법으로 Acron MC와 Acupac 20, 광중합으로 Triad, 그리고 저온중합형 지속가압 주사법으로 PERform Inkovac을 이용하여 적합도를 평가하였다. PERform에서 의치상과 모형사이의 공간이 가장 적게 나타났고 마이크로파로 중합한 Acron MC 와 함께 가장 뛰어난 적합도를 보인다고 하였다.

본 실험에서 사용된 4가지 시스템은 일반적으로 사용되는 가압성형법에 비해 고가의 장비와 각 시스템에 적합한 별도의 의치상 재료를 필요로 한다. PERform Inkovac system의 경우는 의치상 레진의 저온중합을 이용하면서 지속적인 가압 주사방식을 적용하였다. 동시에 주모형이 있는 플라스크 내에서는 약 0.7bar의 음압을 걸어 가압으로 인한 레진의 모형과의 밀착을 더욱 용이하게 해주는 방식이다. 그러나 총의치 연마면의 매몰시에는 석고 대신 아가를 사용하는데 이는 이미 플라스크에 일차 매몰된 납의치의 연마면을 아가로 인상을 채득한 후에 치아를 제거하여 왁스를 깨끗이 제거하고 다시 납의치

조직면의 인상체인 아가 내로 치아를 재위치 시킨다. 이러한 과정에서 납의치의 변형 또는 치아의 위치이동이 생길 수 있을 가능성이 있다. 납의치의 왁스를 제거한 후 레진은 주입선을 따라 약 5 - 6bar의 고압하에서 수축 보상을 진행하며 중합되는데 석고면과 아가면 사이에서 중합된다. 이 때 연마면은 석고가 아닌 아가이므로 주위의 약 45℃의 온도와 중합열 그리고 고압으로 인한 아가 자체의 변형 요인이 있으며 이는 절대적으로 치아의 위치에 영향을 준다고 생각된다. 따라서 조직면과의 적합도와 함께 치아의 위치에 대한 연구도 필요할 것이다. Palajet system 역시 저온 중합방식을 사용하며 지속적 가압법으로 제작하는데 이 방식은 비교적 제작과정이 간단하다. 즉 가압성형법에서 레진을 혼합하여 플라스크에 외압을 가한 상태에서 레진을 의치상 공간에 채우듯 Palajet 주입장치에서 약 4bar의 압력으로 플라스크내로 레진을 주입하고 약 5분을 유지한 후에 2bar의 압력이 걸린 55도의 온수가 담긴 압력통 Palamat에서 중합하는 방식이다. 이 방법은 일반적인 자가중합 레진을 사용하여 압력통에서 중합하는 방식과 유사하다. 중합직후 의치상내의 모노머의 잔량은 약 30mg/g 정도로 열중합방식의 약 8mg/g 보다 높게 나타나나 7일 이후에는 약 6mg/g 정도로 낮게 나타난다. SR-Ivocap system은 열중합 방식의 지속적 가압주사식으로 비교적 많이 사용되는 방법이다. 그러나 이 방법은 고온의 열중합방식을 이용하므로 저온중합법에 비해 온도차에 의한 의치상의 열수축량이 큰 점을 지적할 수 있다. Sulfon system은 일반적인 PMMA계 레진이 아닌 열가소성의 polycarbonate를 사용하는 방식이다. 이러한 새로운 의치상 재료로 현재 사용되고 있는 것은 polycarbonate, polysulfon, polyethylsulfon 등을 들 수 있다. 그러나 각 시스템의 작업이 복잡하며 색조의 안전성 등의 문제로 의치상 재료로서의 좋은 가능성에도 불구하고 사용하기가 어려운 실정이다. 또한 사용되는 레진치아와 성질이 서로 다른 이유로 별도의 레진 프라이머를 사용하나 레진 의치상에 비해 결합력이 저하되는 점이다. 그럼에도 이것의 장점은 열가소성 수지로 PMMA계 레진의 문제점 중의 하나인 모노머가 없다는 점이다. 즉, 잔류 모노머로 인한 점막면의 위해작용이 없고 아크릴 레진에 비해 강도가 높아 쉽게 파절되지 않는다. 또한 중합 촉매로서 아민류

를 사용하지 않으므로 변색이 거의 없다는 장점도 있다. 이 중에서 비교적 의치상으로 적절한 세라믹 섬유를 보강한 polycarbonate 수지와 polysulfon 수지를 비교해 보면 색조에 있어 polycarbonate는 무색 투명이나 polysulfon은 담황갈색을 띄므로 의치상으로서 색조를 내기에는 polycarbonate가 적절하다고 본다. 또한 열변형 온도에 있어서 polysulfon은 170℃이나 polycarbonate는 약 140℃이므로 polycarbonate쪽이 성형성이 뛰어나다고 볼 수 있다. 이러한 polycarbonate를 이용한 설본 시스템의 원리는 열가소성에 의한 가압 주조라고 할 수 있다. 이 방법은 1870년에 Hyatt 형제에 의해 최초로 사용되어 셀룰로이드의 열가소성을 이용한 총의치가 제작되었으며 실질적으로는 1945년 Laeis 이후 부터 발전되었다. 이러한 열가소성을 이용한 제작시 주의점은 최대 두께가 3mm를 넘지 않아야 하는데 총의치상에서는 부분적으로 두꺼운 부위가 생기게 되며 따라서 적합도가 저하되는 곳이 생기게 된다<sup>24)</sup>.

본 실험의 결과에서 네가지 중합방법의 positive error와 negative error 그리고 이 두가지의 average error에 대하여 최대값과 평균값 그리고 표준편차를 얻었으며 또한 주모형 각 부위에서의 의치상의 적합도의 양을 색변화표로 얻었다. 이 가운데에 적합도와 관련하여 유용한 수치는 positive error와 negative error에서의 최대값과 평균값이라고 사료되어 이 값들을 기준으로 상호비교를 시행하였다.

상악의 경우 네가지 중합방법에서 모두 의치상 전치부 치조정 설측에서 positive error가 가장 많이 발생하였고 negative error는 의치상의 변연부에서 많이 나타났다. positive error의 최대값에서는 4종의 중합방법에서 상호간에 유의한 차이가 인정되지 않았다. positive error의 평균값은 대체로 PERform군에서 비교적 낮은 수치를 보이지만 통계처리 후의 유의성은 인정되지 않았다. negative error의 최대값 및 평균값에 대해서 중합방법에 따른 유의성이 인정되지 않았다.

하악의 경우 네가지 중합방법에서 positive error는 대체로 설측부의 변연을 중심으로 일어났고 negative error는 전치부의 수축 변연을 비롯한 주위 변연에서 발생하였으며 최대값 및 평균값에 있어 중합방법 사이의 차이는 없었다. negative error의 최대값에서는 중합방법 사이에 차이를 보이는데 PERform

system에서 가장 큰 값을 보였으며 SR-Ivocap, Sulfon, Palajet 순으로 작은 값을 보였다. 그러나 negative error의 평균값에 있어서는 중합방법 사이에 차이가 없었다.

또한 상하악 전체를 각각의 중합방법에 따른 error scales의 차이가 있는지 검증한 결과 유의한 차이가 인정되지 않았다.

다음에는 각 중합방법에서 상하악 사이의 error scales을 비교하였다. PERform system에서는 모든 값에서 하악 의치상에서 오차가 크다고 인정되어 상악 의치상이 하악 의치상에 비교하여 전체적인 error scale이 작은 중합방법이라고 할 수 있다. SR-Ivocap system의 경우는 negative average값에서는 상하악 사이의 차이가 없으나 나머지 값들에서는 상악 의치상의 오차가 하악에 비해 적으며 따라서 상악 의치상이 하악에 비해 error scale이 작은 중합방법이라고 할 수 있다. 반면 Palajet system과 Sulfon system에서는 positive maximum값에서만 하악의치상의 오차가 크고 나머지 측정값들에서는 상하악간에 오차의 유의성이 없었다. 따라서 Palajet system과 Sulfon system에서는 의치상 제작시 상하악 사이의 적합도 차이가 없다고 할 수 있다.

끝으로 상하악 의치상 및 중합방법에 따라 positive error와 negative error값의 크기 차이 여부를 조사하였다. 그 결과 positive average값은 negative average값에 비해 중합방법에 따른 모든 상하악 사이에서 작은 값으로 처리되었다. 즉 평균적인 의치상의 수축량은 중합방법과 상악과 하악의 구분없이 이 개도에 비해 크게 나타났다고 할 수 있다. 그러나 의치상의 이개와 수축의 최대값에 있어서는 상악의 경우 PERform system에서는 최대 수축값이 최대 이개값에 비해 크다고 인정되었으나 나머지 중합방법에서는 두 값의 차이가 인정되지 않았다. 하악의 경우는 Palajet system과 Sulfon system에서 최대 수축값이 최대 이개값보다 크다고 할 수 있었으며 PERform system 및 SR-Ivocap system에서는 차이가 인정되지 않았다. 상하악 전체 비교시의 두 최대값의 사이에는 차이가 없었다.

물체에 대한 3차원 측정방법은 접촉식과 비접촉식으로 나뉘는데 접촉식의 경우 작업자의 동작에 주로 의존하게 되며 측정방법의 규격화 및 편의성에 있어 비접촉식에 비해 단점을 가진다.

McDowell 등<sup>25)</sup>은 삼차원적인 자연치의 마모도를 접촉식 digitizer probe를 사용한 Michigan Computer-Graphic Coordinate Measuring System(MCGCMS)으로 측정할 수 있음을 보고하였다.

또한 Turck 등<sup>26)</sup>도 동일한 장비를 사용하여 가압성형법의 열중합, 마이크로파 중합, 광중합등으로 상악 무치악 모형에서 제작된 총의치의 2개의 전두면상을 측정하여 22부위의 변화를 비교하였는데 세 가지 중합방법상의 전체적인 적합도의 차이는 없으나 광중합 방식에서 협측면 변형이 크다고 보고하였다. Dastane 등<sup>27)</sup>은 자연치와 수복물의 표면을 접촉식의 stylus probe assembly를 이용한 MTS bio-mechanical test system으로 정밀하게 측정할 수 있음을 보고하였다. Harrison 등<sup>28)</sup>은 접촉식 probe를 이용한 computerised coordinate measuring machine(CCMM)으로 무치악 모형과 열중합 가압성형법으로 제작한 총의치 조직면의 단면을 비교하여 구개부의 중앙부에서 최대의 변위를 보이고 협측면에서 최소의 변위를 보이는데 변위량은 약 0.4mm까지 라고 하였다.

일반적으로 접촉식에 의한 측정은 정확도가 뛰어난 반면 의치상과 같이 넓은 부위의 입체적 측정보다는 치아와 같은 좁은 부위의 미세 측정에 많이 사용된다. 총의치상과 같이 넓은 부위에 대한 측정의 임상적 의미는 미세한 정확도 보다는 입체적인 변형의 양상이 보다 중요하게 된다. 즉 총의치는 구강내 연조직의 탄성이라든지 약 17 $\mu$ m에서 25 $\mu$ m에 이르는 타액의 피막도 등을 고려할 때 주조 금판과 같은 적합도와는 다른 의미로서 적합도의 수치뿐만 아니라 변형이 일어나는 부위가 의치의 유지와 관련하여 중요하다고 생각된다. Morimitsu 등<sup>29)</sup>은 고정밀 레이저 변위계측기(LC-2320, KEYENCE, Tokyo)를 이용한 무치악 모형 치조제의 입체적 측정결과에서 단지 2.5%의 계측 오차만 있음을 보고하였다. Yamashita 등<sup>30)</sup>은 하악의 Kennedy class 1 부분무치악 모형의 인상채득시 왁스공간의 부여 여부에 따른 인상체의 차이를 비접촉식의 gradient법을 이용한 vertical scan으로 측정하였다. 이 방법은 물체의 표면에 격자 무늬를 투영하며 이동시 이 무늬의 밝기를 CCD-TV 카메라로 읽어 변형 부위의 변위 파장을 통해 결과를 얻는다. 이 방법은 100 $\mu$ m의 높이 차이가 있는 경우 약  $\pm 10\mu$ m의 오차를, 1,000 $\mu$ m의 차이에서

는  $\pm 30\mu$ m의 오차를 보이는데 왁스 공간을 부여하지 않은 쪽과 협측부에서 보다 많은 변형을 보인다고 하였다.

따라서 근래에는 정밀도 뿐만 아니라 작업환경의 편의성을 지닌 삼차원 비접촉식 레이저 측정을 많이 사용한다. 빠른 시간 내에 많은 점들을 원하는 물체에서 얻게되며 이 점들은 컴퓨터를 이용하여 다시 원래의 물체 형상으로 전환된다.

본 실험에서 사용한 HYSCAN 시스템은 flying spot 방식이므로 기존의 삼차원 레이저의 측정방법과는 다른 특성을 갖는다. 즉 CMM이나 CNC장비 위에 설치된 HYSCAN 카메라는 형상을 따라가면서 점들을 얻을 수 있다. 스캐닝 방식은 삼각측량 방식이고 Table 2에서 depth of field는 측정가능한 Z축의 높이를 말하며 scan width는 측정되는 레이저 빔의 범위를 말한다. 그리고 stand-off는 측정물과 유지되어야 하는 레이저 빔 Z축의 높이를 의미한다. HYSCAN으로 읽은 점데이터들은 SURFACER 프로그램에 의해 면데이터화 해서 원하는 데이터 값의 비교, 표면의 변형, 단면의 절단 및 비교등의 과정을 수행할 수 있게 된다. 본 실험은 총의치 제작 전의 석고 주모형을 레이저 스캐닝 후에 동일한 모형에서 제작한 총의치의 조직면 비교를 컴퓨터 프로그램상에서 수행하였다. 이러한 과정은 역모델링의 한 부분으로 볼 수 있는 바 의학 분야에 도입된 형상화에 대한 의미는 대단히 크다고 할 수 있다. 즉 신체 일부에 대한 CT나 MRI자료를 이용하여 동일 부위에 대한 삼차원 형상화를 통해 급속조형시스템(rapid prototyping)을 이용하여 실제의 크기를 만들어 수술 전에 먼저 형상을 파악하고 예비수술까지 시행할 수 있다. 이 때에 CAD자료를 사용하여 형상을 얻는 방식은 다양하다. LOM(laminated object manufacturing)방식은 물체의 단면에 해당되는 부위의 얇은 종이를 레이저 광선으로 절단과 동시에 접착하여 적층하는 방식이며 완성된 상태에서는 목재와 같은 성질을 지닌다. FDM(fused deposition molding)방식은 왁스같은 열가소성 물질을 적층시켜서 형상을 만드는 방법이며 여기서 만들어진 형상은 보통 주조를 위해 사용된다. SLS(selective laser sintering)방식은 nylon, polycarbonate, resin 같이 분말로된 물질을 CO2 laser를 이용하여 고체화시키는 방식이다. Stereolithography는 액상의 광중합 물질에 laser

beam을 한 단면씩 조사하여 광중합 방식으로 입체적인 물체를 형상화하는 방식이다. 이것은 1986년에 시작되어 현재 가장 많이 사용되는 방법중의 하나이다. 이러한 방법들 외에도 milling이나 spark erosion 등을 이용하는 등 다양한 종류가 있다.

또한 신체의 대칭되는 부위의 상실이 있는 경우 반대측 부위에서 얻어진 CT나 MRI자료 등으로 보정기구나 보철물등을 제작하여 대치할 수도 있다. Eufinger 등<sup>31)</sup>은 외상이나 절제등으로 인한 두개안면골의 결손이 있는 경우 CT자료와 milling machine(Mikron WF 54 CH, Mikron, Biel, Switzerland)을 사용하여 titanium, triazin, PMMA resin 등으로 각 개인에게 맞는 형태의 이식재료를 제작하여 수술하였음을 보고하였다. 또한 8cm에서 14cm의 비교적 큰 두개골의 결손이 있는 경우에도 CT 자료와 milling machine을 이용하여 동일한 이식재료로 수술전에 미리 제작하여 성공적으로 시술하였음을 보고하였다.<sup>32)</sup> Arvier 등<sup>33)</sup>은 악안면의 결손이나 기형이 있는 경우 CT 자료를 근거로 stereolithography apparatus를 이용하여 레진으로 악안면 부위의 형상물을 제작하여 수술 부위의 acrylic stent를 제작 후 이것을 기준으로 골이식편의 형태를 만들어 수술에 사용하였다. HaBfeld 등<sup>34)</sup>은 환자의 CT와 MRI로 제작된 3차원 컴퓨터 그래픽을 화면에 영상화한 후 수술시 3D navigation system의 digitizer를 사용하여 화면의 영상과 연결하여 화면을 보면서 수술을 진행하는 방법을 사용하였는데 2mm 이내의 정확도를 보인다고 하였다.

본 실험은 상하악 의치상의 중합방법에 따른 적합도를 비교하기 위하여 공업제품의 제작과정에서 자주 사용되는 reverse engineering 기법의 레이저 스캐너를 이용하여 석고 주모형과 상온의 수조에서 24시간 보관한 의치상 조직면을 컴퓨터 수치 자료로 파일화하여 입체적으로 비교 분석하였다. 추후 환자가 실제 장착한 후 사용하는 시간 및 관리에 따른 적합도의 변화 등에 대한 연구도 계속되어야 할 것으로 생각된다.

## V. 결 론

Reverse engineering 기법에서 사용되는 레이저 스캐너와 이와 연관된 컴퓨터 소프트웨어를 이용하여

가압 주사법으로 제작된 상하악 의치상의 적합도를 입체적으로 측정하기 위하여 상악 20개, 하악 20개의 무치악 모형을 제작하였다. 이 모형들을 HYSCAN 45C 3D SCANNER(Hymarc Co., Canada)와 SURFACER (Imageware Co., U.S.A.)를 이용하여 컴퓨터에 기록하였다. 동일한 모형상에서 상악 및 하악 의치상을 PERform system, SR-Ivocap system, Palajet system, Sulfon system으로 제작하여 모형과 동일한 방법으로 의치상 조직면을 컴퓨터에 저장한 후 두 개의 형상을 SURFACER 프로그램을 이용하여 중첩시켜 적합도를 비교하여 다음의 결과를 얻었다.

1. 상악에서 가압 주사식으로 제작한 4종의 의치상들은 전치부 치조제 설측부에서 모형의 조직면과 분리되는 양상을 나타내며 수축은 의치상 변연을 따라 나타났다.
2. 하악에서 가압 주사식으로 제작한 4종의 의치상들은 설측 내면을 중심으로 양측성으로 모형의 조직면과 분리되는 양상을 보이며 수축은 전치부 순측 변연 주위에서 많이 나타났다.
3. 상악 및 하악 그리고 상하악 전체에서 가압 주사식으로 제작한 4종의 의치상들이 주모형과 분리되는 수치와 수축되는 수치들의 평균값과 최대값들을 비교한 결과 하악 의치상의 수축값의 최대값에서만 제작방법에 따른 차이가 인정되었고 그 외에는 제작방법에 따른 차이가 없었다.
4. PERform system과 SR-Ivocap system은 동일한 방법으로 제작된 상악 의치상에 비해 하악 의치상의 적합도가 저하되는 경향이 있었다.
5. 가압주사식으로 제작된 4종의 의치상들은 상하악에 관계없이 모형에서 분리되는 정도 보다는 수축되는 정도가 컸다.

## REFERENCES

1. Woelfel, J.B., Paffenbarger, G.C. and Sweeney, W.T.: Dimensional changes occurring in dentures during processing. J. Am. Dent. Assoc. 61:413-430, 1960.
2. Uhlig, H.: Uber Eigenschaften und Anwendungsgebiet schnellpolymerisierender Kunststoffe. Dtsch. Zahnartztl. Z.

- 5:1290-1300, 1950.
3. Janke, G.:Die Spritzverfahren zur Herstellung von Kunststoffprothesen. Dtsch. Zahnarztl. Z. 17:1057-1070, 1962.
  4. Nakaseko, I., Katsuta, S., Suzuki, J., Kaneuji, Y. and Satou, H.:Newly developed material resin for denture. First report about safety of the Polycarbonate resin. Quintessence 12:426-438, 1993.
  5. Haruyuki, K., Kuniyasu, K. and Mutsuo, Y.:Clinical evaluation of reinforced Polycarbonate denture. Research of New Medical Devices. 2:43-51, 1994.
  6. Sato, S., Kinoshita, T. and Nakaseko, I.:Newly developed material resin for denture. Quintessence Dent. Technol. 18:645-649, 1993.
  7. Garbor, D.:A new microscope principle. Nature 161:777, 1948.
  8. Leith, E.N. and Upatnieks, J.:A wavefront reconstruction with diffused illumination of 3-D objects. J. Opt. Soc. Am. 54:1295, 1964.
  9. Dirtoft, B.I., Jansson, J-F. and Abramson, N.H.:Using holography for measurement of in vivo deformation in a complete maxillary denture. J. Prosthet. Dent. 54:843-846, 1985.
  10. 박동관, 장익태, 김광남:Holographic interferometry를 이용한 열중합 아크릴릭 레진의 변형에 관한 연구. 대한치과보철학회지 33:48-74, 1995.
  11. Frejlich, S., Dirckx, J.J.J., Goodacre, C.J., Schwartz, M.L. and Andres, C.J.:Moire topography for measuring the dimensional accuracy of resin complete denture bases. Int. J. Prosthodont. 2:272-279, 1989.
  12. Mormann, W.H. and Bindl, A.:The new creativity in ceramic restorations:Dental CAD-CIM. Quint. Int. 27:821-828, 1996.
  13. Russell, M.M., Andersson, M., Dahlmo, K., Razzoog, M.E. and Lang, B.R.:A new computer-assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures. Quint. Int. 26:757-763, 1995.
  14. Samet, N., Resheff, B., Gelbard, S. and Stern, N.:A CAD/CAM system for the production of metal copings for porcelain-fused-to-metal restorations. J. Prosthet. Dent. 73:457-463, 1995.
  15. Schmitt, S.M. and Chance, D.A. : Fabrication of titanium implant-retained restorations with nontraditional machining techniques. Int.J. Prosthodont. 8:332-336, 1995.
  16. Baemmert, R.J., Lang, B.R., Barco Jr, M.T. and Billy, E.J.:The effects of denture teeth on the dimensional accuracy of acrylic resin denture bases. Int. J. Prosthodont. 3:528-537, 1990.
  17. Atkinson, H.F. and Dennis, C.G.: Experiments on the polymerization of acrylic resin denture base material. Aust. Dent. J. 4:13, 1959.
  18. Pryor, W.J.:Injection molding of plastics for dentures. J. Am. Dent. Assoc. 29:1400-1408, 1942.
  19. Sykora, O. and Sutow, E.J.:Practical assessment of a continuous-injection denture processing technique(SR-Ivocap). Quintessence Dent. Technol. 12:147-154, 1988.
  20. Fairchild, J.M. and Kelly, E.K.:Centrifugal casting process for resin base dentures. J. Prosthet. Dent. 21:607-612, 1969.
  21. Winkler, S.:Pour technique for denture base processing. Dent. Digest 5:200-203, 1967.
  22. Shepard, W.L.:Denture bases processed from a fluid resin. J. Prosthet. Dent, 19:561-572, 1968.
  23. Takamata, T., Setcos, J.C., Philips, R.W. and Boone, M.E.:Adaptation of acrylic resin dentures as influenced by the activation



- mode of polymerization. *J. Am. Dent. Assoc.* 119:271-276, 1989.
24. Janke, G.: Die Spritzverfahren zur Herstellung von Kunststoffprothesen Übersicht. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 17:39-52, 1962.
  25. McDowell, G.C., Bloem, T.J., Lang, B.R. and Asgar, K.: In vivo wear. Part I: The Michigan computer-graphic measuring system. *J. Prosthet. Dent.* 60:112-120, 1988.
  26. Turck, M.D., Lang, B.R., Wilcox, D.E. and Meiers, J.C.: Direct measurement of dimensional accuracy with three denture processing techniques. *Int. J. Prosthodont.* 5:367-372, 1992.
  27. Dastane, A., Vaidyanathan, T.K., Vaidyanathan, J. and Hesby, R.M.: Development and evaluation of a new 3-D digitation and computer graphic system to study the anatomic tissue and restoration surfaces. *J. Oral Rehabil.* 23:25-34, 1996.
  28. Harrison, A., Huggett, R. and Zissis, A.: Measurement of dimensional accuracy using linear and scanning profile techniques. *Int. J. Prosthodont.* 5:68-72, 1992.
  29. Morimitsu, T., Nokubi, T., Ono, T., Watanabe, K., Kibi, M. and Okuno, Y.: Three dimensional shape measurement system for residual ridges. *J. Osaka Univ. Dent. Sch.* 32:97-103, 1992.
  30. Yamashita S., Ai, M., Geng, Q., Sato, M., Shinoda, H. and Ando, S.: Application of a newly developed 3-D deformation measurement system to prosthetic dentistry. *J. Oral Rehabil.* 23:849-855, 1996.
  31. Eufinger, H., Wehmoller, M., Machtens, E., Heuser, L., Harders, A. and Kruse, D.: Reconstruction of craniofacial bone defects with individual alloplastic implants based on CAD/CAM-manipulated CT-data. *J. Cranio-Max.-Fac. Surg.* 23:175-181, 1995.
  32. Eufinger, H., Wehmoller, M., Harders, A. and Heuser, L.: Prefabricated prostheses for the reconstruction of skull defects. *Int. J. Oral. Maxillofac. Surg.* 24:104-110, 1995.
  33. Arvier, J.F., Barker, T.M., Yau, Y.Y., D'Urso, P.S., Atkinson, R.L. and McDermant, G.R.: Maxillofacial biomodeling. *Br. J. Oral. Maxillofac. Surg.* 32:276-283, 1994.
  34. HaBfeld, S., Muhling, J. and Zoller, J.: Intraoperative navigation in oral and maxillofacial surgery. *Int. J. Oral. Maxillofac. Surg.* 24:111-119, 1995.

## ABSTRACT

# DIMENSIONAL ACCURACY OF DENTURE BASE USING LASER SCANNER OF REVERSE ENGINEERING TECHNIC

Si-Hyuk Lee, Ik-Tae Chang, Soon-Ho Yim\*

*Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University,  
Sungkyunkwan University School of Medicine\**

The purpose of this study was to evaluate and compare the fit of denture bases processed by injection pressing technic using laser scanner of reverse engineering technic. The author duplicated 20 maxillary edentulous models and 20 mandibular edentulous models, which were scanned on HYSCAN 45C 3D SCANNER(Hymarc Co., Canada). The scanned data were stored in the personal computer using SURFACER (Imageware Co., U.S.A.) software program. After 40 dentures were cured by PERform Inkovac system, SR-Ivocap system, Palajet system, and Sulfon system, they were stored in water at room temperature for 24 hours. The dentures were scanned on HYSCAN 45C 3D SCANNER(Hymarc Co., Canada). The scanned data were stored in the personal computer using SURFACER (Imageware Co., U.S.A.) software program. By overlapping two images using the same program, the fit between two surfaces was scaled by positive and negative errors.

The obtained results were as follows :

1. In the upper denture, most of the positive errors occurred on the lingual side of anterior alveolar ridge and the negative errors were on the flange of denture bases.
2. In the lower denture, most of the positive errors occurred on the inner side of lingual flange and the negative errors were on the border of anterior labial flange areas.
3. There were no statistical differences among the positive errors of the four types of injection denture curing methods and also no statistical differences between negative errors except only in negative maximum errors.
4. In PERform system and SR-Ivocap system, they have the tendency of inaccurate fit of lower denture bases comparing to that of upper denture bases.
5. The negative error scales were greater than the positive error scales in all types of injection denture curing methods.

---

**Key words** : Fit of denture base, Injection pressing technic, Laser scanning