위상이동 형상측정법을 이용한 의치 중합 방법에 따른 적합도 검사

경북대학교 치과대학 치과보철학교실, 경희대학교 치과대학 치과보철학교실*

이청희 · 조광헌 · 최부병*

Ⅰ. 서 론

국소의치 및 총의치에서 사용되는 재료에는 Polycarbonate, epoxy resin, polysterene, vinyl acrylic, nylon 그리고 PMMA가 있으며[1], 그 중에 PMMA계 아크릴릭 레진이 가장 널리 사용되고 있다.

그러나 레진은 그 제작과정에서 야기되는 응력과 재료적 특성 등에 의해서 변형이 일어나는데, 이는 아크릴릭 레진의 내재된 성질, 최종 모형의 제작, 매몰 과정, 의치상의 크기와 형태, 중합과정, 및 마무리와 연마 등에 의한 여러 가지 원인에 의하여 일어나며[2], 또한 이러한 변형은 의치를 사용하는 중에도 일어나게 되어 조직의 적합성과 의치의 안정성에 영향을 주게 되며 이는 환자의 적응 및 주위 조직의 건강에도 영향을 준다.

그러므로 의치의 제작 시나 사용 중에 일어나는 변형을 최소화하는 것은 의치 사용에 대한 환자의 적응 뿐아니라 구강조직의 건강에 비추어 볼 때 중요하다고 할 수 있다.

그래서 Mowery 등[3]이 현미경을 사용하여 의치의 변형량의 차이를 측정한 이래로, Firtell 등[4]은 다양한 중합온도에 따른 의치의 변형에 대하여, Lorton과 Phillips[5]는 제작된 의치의 변형에 미치는 온도나 연마의 효과에 대하여, Grant[6], Carr 등[7], Mainieri 등[8], Atkinson과 Grant[9] 그리고 Zani와 Vieira[10] 는 매몰하는 방법에 따른 의치의 치아 위치 변화에 대하여 연구 보고하였다.

Dirtoft 등[11]은 홀로그래피를 사용하여 환자의 총의치 변형량을 측정하려고 하였으며, Anderson 등[12]은 니콘 광학 비교측정기를 사용하여 SR-Ivocap system이 의치 제작시 수축이 가장 적다고 하였으며, Jackson 등[2]은 치과용 비교측정기를 사용하여 SR-Ivocap 과 Lucitone을 비교하면서 그 변형량의 차이가 없다고 하였다.

또한, Frejlich 등[13]은 모아레 토포그래피를 사용하여 의치의 적합성을 측정하였으며 이 방법과 인상재를 사용하여 의치와 최종 모형사이 공간을 측정하는 방법을 이용하여 Luxident 100, SR-Ivocap, Accupak 20, Lucitone을 비교한 결과 Luxident 100에서 적합성이 우수하였으며 나머지에서는 차이가 없다고 하였다.

Latta 등[14]은 방사선 사진을 이용하여 그 변형량을 측정하려 하였으며, Baemmert 등[15]은 Michigan Computer-Graphics Coordinate Measurement system을 사용하여 선택된 지점을 1um내에서 측정하려 하였으며, Hitge 등[16]은 홀로그래픽 간섭계를 사용하여 변형을 검사하려 하였으며, Habu 등[17]은 3차원 디지털 좌표측정기를 사용하여 18개 기준점들을 측정하여 중합에 따른 변화량과 방향을 연구보고하였다.

그러나, 변형량을 측정하는 많은 방법이 변형의 전체를 보지 못하고 한정된 측정점 간의 거리를 수치적으로 측정 비교하여 변형정도를 나타내는 제한적인 방법이었다. 의치의 인상면의 전체를 비교하는 방법에는 홀로그래픽 간섭계[11,16,18-21] 및 모아레 토포그래피[13] 등이 있으나, 홀로그래픽 간섭계는 정확성

은 아주 좋으나 온도, 압력, 습도, 중력, 및 측정물체의 위치에 의해 영향을 받으며, 또한 이 방법으로 측정하기에는 의치의 변형량이 너무 크다는 단점이 있으며, 그리고 모아레 토포그래피는 측정이 간단하나 정확도가 낮아서 다소 문제가 제기되고 있다.

그리하여 본 연구에서는 의치의 점막면에서의 전반적인 변형 양상을 확인하고 그 변형량을 3차원적으로 모든 부위에서 측정할수 있도록 하기 위하여 위상이동 형상측정법[22,23]을 사용하여 그 정밀도를 향상시킨 다음, 이 방법을 이용하여 의치 중합 방법과 재료에 따라서 중합 후, 연마 후 그리고 37℃ 생리식염수에 30일간 저장 후에 따른 변형량을 측정하여 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

Ⅱ. 연구재료 및 방법

1. 위상이동 형상측정법의 적용

위상이동 형상측정법[22,23]은 광학을 이용한 비접촉식 높이 측정법으로 임의적인 패턴을 측정물체에 조사하여 얻은 위상을 기초로 높이를 측정하는 방법으로서 기존의 레이저를 광원으로 한 주사방식이나 모아레 토포그래피를 이용한 방법에 비하여 측정 소요시간과 높이 측정의 정밀도 면에서 유리한 점이 많다. 이러한 위상 이동법은 주로 레이저를 광원으로 하여 미세물체의 높낮이를 측정하는데 유용하게 사용할 수 있으나, 큰 크기의 관측 대상에 적용하기에는 레이저의 파장이 너무 짧다는 단점이 있다. 즉 레이저 위상 이동법으로 측정 가능한 물체의 외형은 수십 ㎛의 범위에 한정된다.

본 실험의 위상이동 형상 측정법은 레이저 광원의 파장이 짧아 측정대상의 크기의 제한을 극복하기 위하여 인위적인 파장을 가지는 이미지를 측정 대상에 투영하는 방식을 이용하였다. 위상이동 형상 측정법의 구성은 잘 정의된 정현무늬(sine pattern)를 측정대상에 투영하는 위상이동 정현무늬 투영기(phase shifting sine pattern projector)와 정현무늬가 투영된 측정대상의 밝기를 측정하는 CCD카메라로 광학계가 구성되었으며, CCD카메라의 영상 정보를 읽어들이고 광학계의 위상이동을 명령하며 영상 정보를 수치처리 과정을 거쳐 최종 높이에 대한 결과를 산출하는 전산기기들로 이루어졌으며(Fig. 1), 실험의

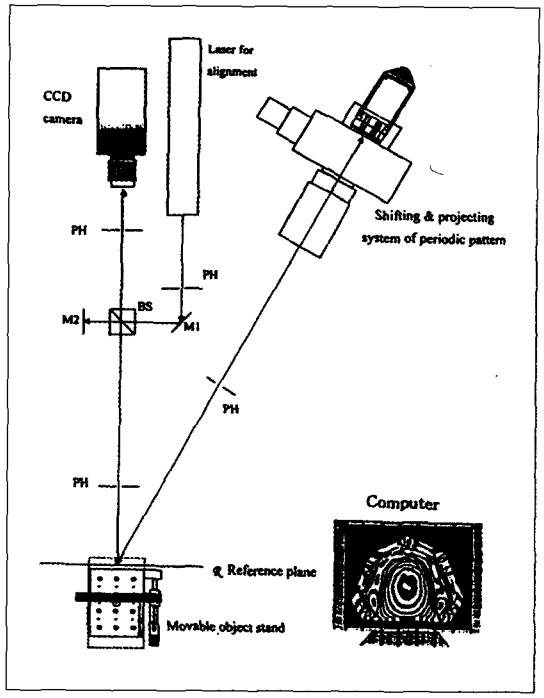


Fig. 1. Schematic diagram of the phase-shifting profilometry system.
BS : beam splitter, M1, M2 : mirror, PH : pin hole for alignment.

단계는 다음과 같이 6단계로 이루어졌다.

1 단계 ; 영상 획득
2 단계 ; 위상 추출
3 단계 ; 위상 결펼침
4 단계 ; 결펼침 위상을 높이로 환산
5 단계 ; 광학계의 기하학적 요인에 의한 왜곡현상의 보정
6 단계 ; 모형의 형태를 수치화하는 단계

먼저 제 1 단계에서 정현무늬를 투사하고 모형에 나타난 정현무늬의 왜곡된 영상을 컴퓨터로 읽어 들이며 이때 영상은 x축 방향으로 640 pixel과 y축 방향으로 480 pixel로 얻어지게 되며, 이러한 과정을 정현무늬를 stepping motor를 이용하여 여러번에 걸쳐 이동시키며 반복적으로 영상을 얻는다. 제 2 단계에서 얻어진 영상을 기준면의 영상과 함께 위상 추출을 위한 수치 처리과정을 거쳐 위상을 얻는다. 만약 측정 대상의 높이가 투영된 정현무늬의 한 파장을 초과하게 되면 계산된 위상도는 2π의 정수배에 해당되는 불확정성을 갖는 위상 결겹침 현상(phase

wrapping phenomena)을 갖게 되는데 이를 제거하기 위해 위상도의 1차 미분값을 고려한 위상 결펼침(phase unwrapping)작업을 제 3 단계에서 수행한다. 제 4 단계에서는 위상을 실체의 높이로 환산하고 제 5 단계에서 광학계의 기하학적 왜곡 현상을 고려하여 이를 보정하는 단계이며 제 6 단계에서 위의 높이 정보를 통하여 모형의 형태를 측정한다.

위상이동 형상측정법은 정현무늬를 측정 대상에 조사한 후, 물체의 높낮이에 의하여 변화된 위상을 읽음으로써 물체의 높이를 역산하는 방법으로 여기서 조사되는 빛의 주기적으로 변하는 빛의 밝기를 위상이동 단계로 볼 수 있는 시간 순으로 관측하여 보면 다음과 같은 식으로 표현된다.

$$I(l) = a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} a'_n \cos[2\pi(l_r - l_0)n/\lambda + 2\pi \ln\lambda]$$
$$= a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} [a_n \cos(2\pi \ln\lambda) + j \cdot b_n \cos(2\pi \ln\lambda)]$$

여기서

$$a_0 = \frac{1}{\lambda}\int_{-\lambda/2}^{\lambda/2} I(l)dl$$
$$a_n = \frac{2}{\lambda}\int_{-\lambda/2}^{\lambda/2} I(l)\cos(2\pi nl/\lambda)dl$$
$$b_n = \frac{2}{\lambda}\int_{-\lambda/2}^{\lambda/2} I(l)\sin(2\pi nl/\lambda)dl$$

이다. 우리의 관심은 l=0에서의 위상을 구하는 것인데, n차 조화파의 위상은 위에서 기술한 Fourier series의 sine 과 cosine 계수를 다음과 같은 식으로 계산하여 얻는다.

$$\phi_n = \arctan\left(\frac{b_n}{a_n}\right) = \arctan\left\{\frac{\int_{-\lambda/2}^{\lambda/2} I(l)\sin(2\pi nl/\lambda)}{\int_{-\lambda/2}^{\lambda/2} I(l)\sin(2\pi nl/\lambda)}\right\}$$

그런데 이식은 실험적으로 구현하기가 어려운데, 이는 이차원상의 수 많은 측정 점들에 대하여 위의 적분을 수행하기 위해서는 매우 많은 양의 샘플링을 하여야 하기 때문이다. 따라서 적분을 대신하여 몇 번의 샘플링만으로 위상을 구하는데

$$\phi_n = \arctan\left\{\frac{\sum_{m=0}^{M(N-1)} I\left(\frac{m\lambda}{N}\right)\sin(2\pi nm/N)}{\sum_{m=0}^{M(N-1)} I\left(\frac{m\lambda}{N}\right)\cos(2\pi nm/N)}\right\}$$

과 같은 식의 형태가 된다. 여기서 M은 샘플링하는 주기의 수를 나타내고 N은 한 주기내에서의 샘플링하는 수를 의미한다. 통상적으로 위상계산법은 n = 2 이상의 성분을 없을 것으로 생각하여 만들어 진 것들인데, 이 경우 M은 1이고 N은 4에서 13까지 변하는 수이다. 문제는 샘플링의 수가 적은 경우에 고차 조화파에 의하여 1차 항의 위상이 영향을 받게 된다는 것이다. 또한 위상 측정의 정밀도가 측정 전자회로의 전기적 잡음에 매우 민감한데, 고차 조화파 성분에 의한 위상 왜곡과 잡음에 의한 정밀도 저하 문제를 해결하는 방법은 M값과 N값을 모두 증가시키는 방법을 취하는 것이다. 우리의 실험에서는 M을 10으로 N을 32로하여 총 320회의 위상이동 및 측정을 하였다. 이렇게 함으로 고차 조화파 성분에 의한 영향은 현저히 감소되었으며 측정 정밀도는 위상을 실제 거리로 환산하여 2cm의 높낮이를 측정할 시에 5㎛ 정도이었다. 이러한 측정 횟수가 증가함에 따른 정밀도의 향상되는 정도는 평면에 대하여 측정 결과를 비교함으로 확인하였다(Fig. 2).

이러한 위상이동 형상측정법은 광학적인 관계로 거리에 따른 왜곡이 있게 되며, 또한 확산되는 정현무늬 패턴을 관측 대상의 측면에서 조사하는 경우에

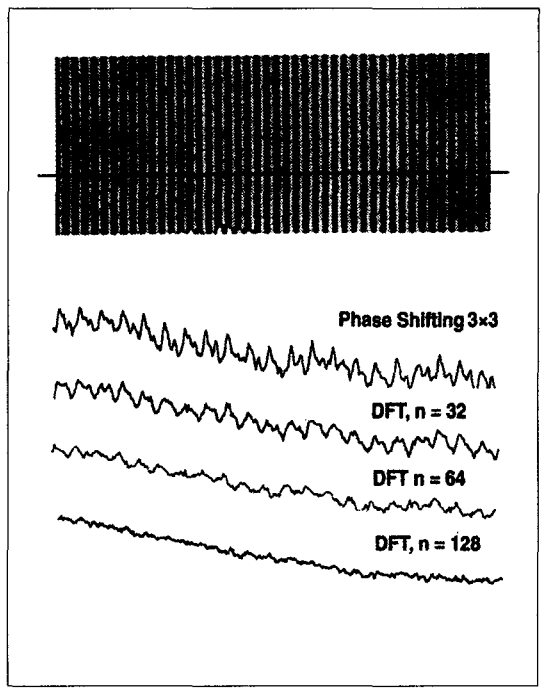


Fig. 2 Phase error induced by harmonics involved pattern.

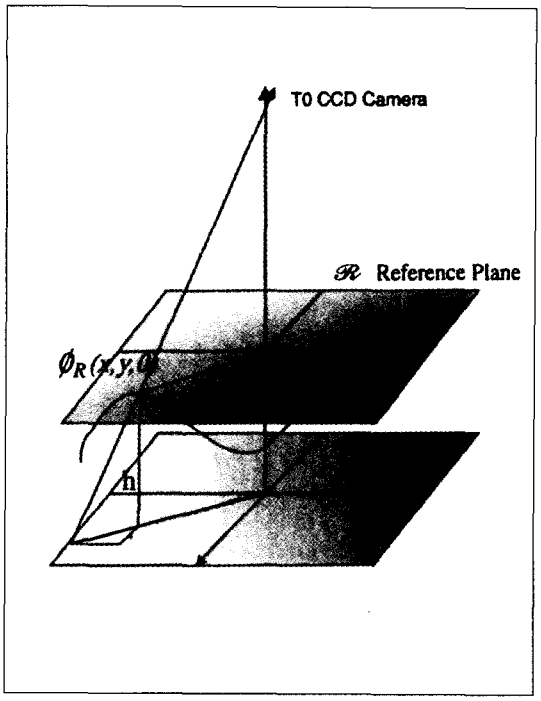


Fig. 3. Height measurement from acquired phase.

는 위상을 바로 높이로 환산하기 어렵게 되어 이를 보정하기 위한 과정이 필요하다.

$$\phi(x,y,z)=\frac{2\pi}{(x-x_p)\sin\theta-(y-y_p)\cos\theta}$$
$$\left\{xz_p-x_pz-\frac{y}{\tan\eta}(z_p\cos\theta-x_p\sin\theta)\right\}+\phi_0$$

y축으로 평행한 정현무늬를 각도 θ로 조사하는 경우에 위상과 좌표와의 관계는 다음과 같다. 여기서 (x_p, y_p, z_p)는 조사하는 렌즈의 출사동공의 위치를 뜻하며 η는 조사하는 광학계와 측정하는 광학계의 비틀림 각도이다. 이 공간대 위상의 연관식으로 부터 촬영하는 렌즈의 영향을 고려하여 위상을 높이로 환산하는 식을 찾을 수 있는데, 이는 다음의 식을 만족하는 z 값을 찾는 것이다(Fig. 3). 여기서 α와 β는 촬영하는 렌즈가 보는 x축 방향과 y축 방향의 각도이다.

$$\Delta\phi(x,y)=\{\phi_R(x,y,0)-\phi_o(x+z\sin\alpha, y+z\sin\beta, z)\}$$

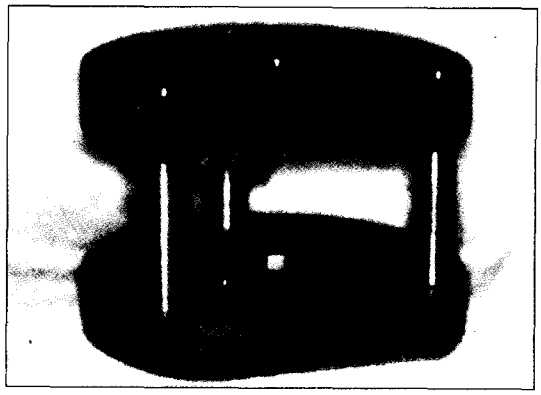


Fig. 4. Jig used in the experiment.

2. 중합방법에 따른 적합도 실험

가. 최종모형의 제작 및 측정

측정기에 모형을 항상 일정한 위치에 고정시키기 위하여 Jig의 상판부와 하판부가 서로 평행하고 경계부위가 일치하도록 밀링기계를 이용하여 Jig를 제작하였다(Fig. 4).

무치악 환자에서 채득한 상악모형을 본 실험에 적합하도록 다소 형태를 조정한 다음 공업용 실리콘(Shin Etsu Silicone, Shin Etsu Silicone Korea Co., Korea)을 사용하여 형틀을 제작한 후 치과용 경석고(GC FUJIROCK, GC Co, Belgium)를 사용하여 20개의 상악 총의치 모형을 제작하였다.

제작된 모형 하나를 인상면이 밑으로 가도록 Jig의 중앙에 위치시킨 다음 석고를 이용하여 Jig의 상판부에 고정시키고 모든 모형을 같은 위치에 고정하기 위하여 Jig의 하판부에 고정되는 모형 index를 경석고를 사용하여 제작하였다. 이 모형 index를 이용하여 모든 실험 모형을 Jig에 석고를 사용하여 고정시켰으며, 이때 모형의 밑면 3 곳에 홈을 만들어 재위치할 수 있도록 분리모형법을 이용하였다. 모형이 고정된 Jig의 상판부를 측정기의 기준면에 맞추어 위치시킨 다음 위상이동 형상측정법을 이용하여 모든 모형의 점막면의 형태를 촬영하여 계산하였다.

Jig에 고정된 모형을 분리한 후 교합기를 이용하여 베이스 플레이트 왁스 두장 두께의 왁스상에 잔존치조정에서 10mm에 치아의 교합면이 형성되도록 통상적인 방법으로 치아를 식립한 후, 치아가 식립된 모형을 Jig에 재위치시킨 후, 치아의 위치를 치과

Table 1. Classification of experimental groups.

Group	no	method	curing schedule
Ⅰ	5	quick curing	room temp. 30 min 100℃ × 20 min
Ⅱ	5	9-hour curing	room temp. 30 min 74℃ × 9 hour
Ⅲ	5	SR-Ivocap	100℃ × 35 min
Ⅳ	5	metal base quick curing	room temp. 30 min 100℃ × 20 min

용 실리콘(Exaflex Putty, GC Co., Japan)을 이용하여 Jig의 하판부에 고정되는 실리콘 치아 index를 제작하였다.

나. 중합실험 및 형태의 측정

측정된 모형은 다음과 같이 각각의 4개의 실험군으로 나누었다(Table 1).

실험 Ⅰ, Ⅱ 그리고 Ⅲ군에서는 의치상의 두께를 베이스플레이트 왁스 두장의 두께로 한 다음, 그리고 실험 Ⅳ군에서는 먼저 통상적인 방법으로 구개측에만 코발트-크롬 금속의치상을 제작하고 금속의치상 이외의 레진상에는 왁스 두장의 두께로 한 다음 치아 index와 Jig를 사용하여 인공치아를 위치시킨 후, 연마면의 형태를 마무리하여 왁스 의치를 제작하였다.

실험Ⅰ, Ⅱ와 Ⅳ군에서는 임상에서 많이 사용되는 제료 중의 하나인 QC-20레진(Dentsply, England)을 사용하여, 실험Ⅰ군과 Ⅳ군에서는 빠른 중합법으로 제조회사의 지시에 따라 레진을 진입한 후 상온에서 30분간 유지한 후 100℃에서 20분간 끓여서 중합시켰으며, 실험Ⅱ군은 9시간 중합법으로 30분간 상온에 유지한 후 74℃에서 9시간 유지하여 중합시켰다. 그리고 실험 Ⅲ군에서는 SR-Ivoclar system으로 회사의 지시에 준하여 실험하여 100℃에서 35분간 중합시켰다.

중합이 완료된 후 제조회사의 지시사항에 맞게 상온에서 서냉한 다음 모형을 플라스크에서 분리한 후 중합된 의치가 부착된 모형을 Jig의 상판부에 재위치시킨 다음, 완성된 의치를 Jig의 하판부에 위치시킬 수 있도록 석고를 사용하여 각각의 실험시편의 교합면 index를 만든 후, 모형에서 의치를 분리시켰다.

완성된 의치상 레진의 빛에 대한 반투명성을 제거하기 위하여, 모든 시편에 중합 후 1회만 전처치로서 입자의 크기가 약 90㎛의 알루미늄 옥사이드로 약 5 기압하에서 의치 내면을 균일하게 샌드브라스팅하였다.

샌드브라스팅된 의치를 교합면 index를 사용하여 Jig의 하판부에 의치의 인상면을 측정할 수 있도록 고정한 다음, 측정기의 기준면에 맞추어 위치시킨 후 형태를 측정하였으며, 측정 후 모든 시편의 연마면을 통상적인 방법으로 연마한 후 그리고 구강조건과 유사하게 하기 위하여 37℃ 생리식염수의 항온조에 30일간 보관한 다음, 위에서와 같은 방법으로 각각 형태를 측정하여서 중합에 따른 변화, 연마 후의 변화, 그리고 30일 후의 변화량을 비교하였다.

다. 변형량의 비교

제작된 의치의 변형량을 측정하기 위하여 먼저 각각의 실험군에 사용된 모든 최종 모형의 인상면(Fig. 5-A)에서 기준면을 이용하여 거울상(Fig. 5-B)을 계산으로 구한 다음, 각각의 조건에 따라 제작된 의

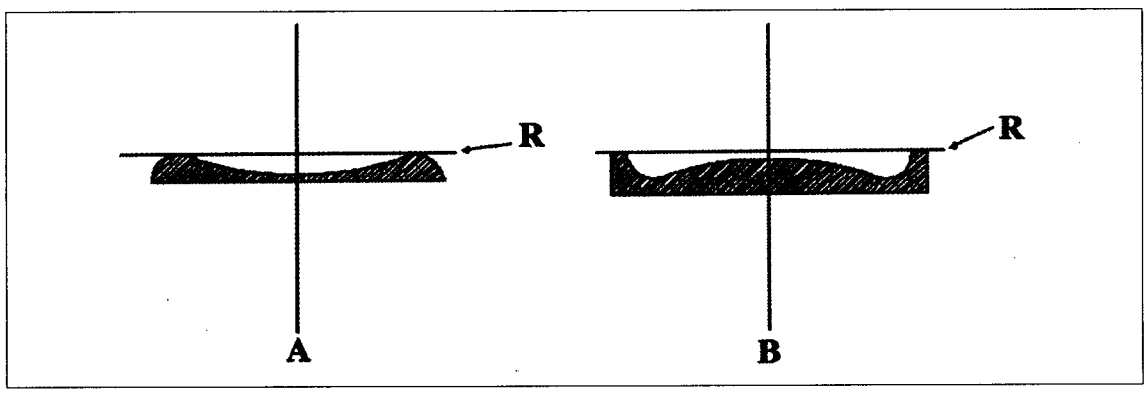


Fig. 5. Schematic reference plane(R) of mirror view.

치의 인상면에 해당되는 모형의 겨울상을 autocorelation 개념을 이용한 corelation program을 사용하여 두 형태가 가장 적절하게 적합되면서 구개측 부위가 서로 접촉하도록 위치시킨 다음 구개측 부위에 대하여 변형된 다른 부위의 위치 변화를 관찰하였다. 의치의 경계를 넘는 부위는 마스킹 방법으로 모든 비교 실험에서 일정하게 제거한 후 비교 계산하였다.

조사된 변형의 양태는 먼저 의치제작에 사용된 재료와 중합방법이 의치의 변형에 미치는 영향, 제작된 의치가 연마에 따라 발생하는 열에 대한 영향 여부, 37℃ 생리식염수 항온조에 30일간 보관한 후의 변형의 양태를 비교 검토하였고, 그리고 의치의 연마에 따른 변화량과 생리식염수 저장에 따른 효과를 계산하고 비교하였다.

각각의 실험시편의 변형 양상을 시각적으로 비교할 수 있었으나, 여기서는 연마 후의 모형에 대한 의치의 변형량, 연마에 따른 효과, 그리고 저장 후의 효과를 그림으로 나타내었으며 특정 부위를 비교하기 위하여 3 방향의 기준선을 다음과 같이 설정하여 시상면 정중부를 지나는 선(A), 좌우측의 제 2소구치 교두정을 연결한 선(B), 그리고 좌우측의 제 2대구치의 원심면을 연결한 선(C)을 기준선으로 하였다 (Fig. 6).

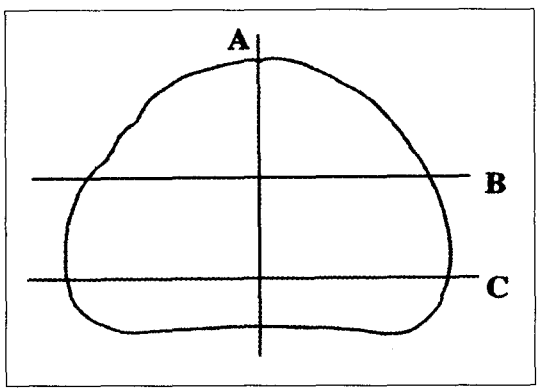


Fig. 6 Reference lines used in difference profile view.
A; Mid-sagital line
B; Line between cusp tips of 2nd premolars
C; Line between distal surfaces of 2nd molars

Ⅲ. 연구 성적

1. 점막면에 대한 의치상의 변형 양상

연마후의 모형에 대한 의치의 변형량의 차이를 3차원 도면으로 표현하였으며, 이러한 변형량과 방향을 색깔로 표시하였으며, 의치가 조직 방향으로 변형된 것은 음의 값으로, 그 반대 방향으로 변형된 것은 양의 값으로 나타내었다. 한편 기준선에서의 변화량의 크기는 각 기준선(A, B, & C)에 따라 양상과 방향을 기록하였다.

가. 실험 Ⅰ군

전반적인 변형의 양상은 구개측 부위에서의 심한 변형으로 인하여 의치가 연마면 방향으로 휘어지는 양상으로서, 의치의 구개측의 후측방 부위가 심하게 점막면과 떨어지는 양상으로 나타났고 이로 인하여 치조제의 협측 부위 즉 의치의 순협측연에서는 점막면 방향으로 변형된 양상으로 나타나게 되고 의치의 변연 부위는 조직의 전정에서 떨어지는 양상으로 나타났다. 이러한 현상은 중합 후, 연마 후, 그리고 저장 후에도 다소의 차이는 있으나 비슷한 양상으로 나타났다(Fig. 7, 8, 사진부도 1).

나. 실험 Ⅱ군

의치가 연마면 방향으로 휘는 양상은 실험 Ⅰ군과 비슷하나 그 정도는 감소되어 구개측의 후측방 부위에서는 의치가 점막면에서 떨어지는 양이 실험 Ⅰ군에 비하여 훨씬 적었으며 전방 부위에서는 변형이 심하게 나타나지 않았다. 치조제의 협측 부위 즉 의치 협측연에서는 실험 Ⅰ군에 비하여 점막면 방향으로 심하게 변형된 양상으로 나타났다. 이러한 현상은 중합 후, 연마 후, 그리고 저장 후에도 다소의 변화는 있었으나 같은 양상으로 나타났다(Fig. 9, 10, 사진부도 2).

다. 실험 Ⅲ군

의치가 점막면 방향으로 휘어져 양측의 치조정 부위와 협측연 부위가 점막면 방향으로 수축되었으며, 특히 상악 결절의 협측연에서 심하게 점막면 방향으로 휘어지는 것으로 나타났으며 순측연 부위는 조직과 조금 떨어져 있는 양상으로 나타났다. 이러한 현

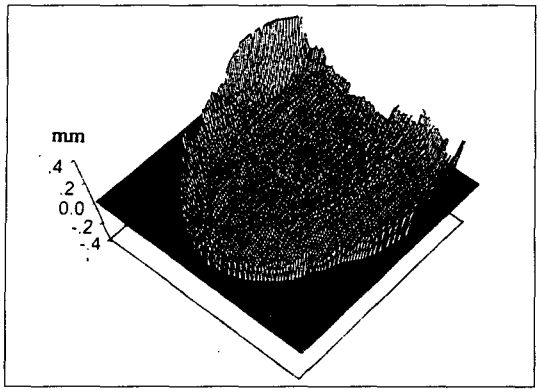


Fig. 7. 3-dimensional plot of difference after polishing in group Ⅰ.

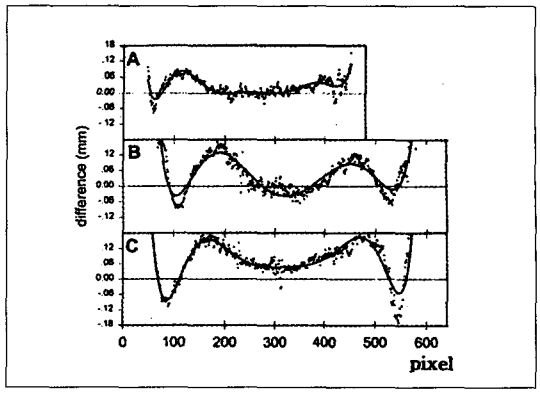


Fig. 8. Difference profile at the reference lines(A,B,C) after polishing in group Ⅰ.

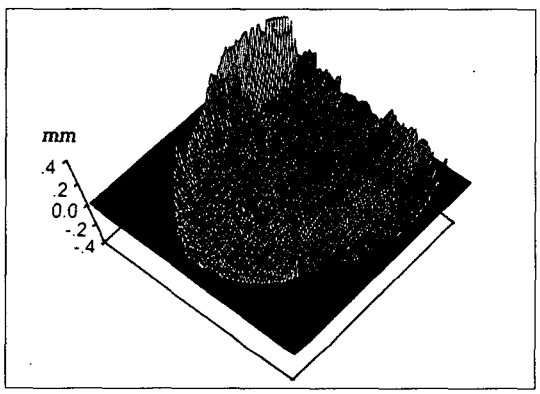


Fig. 9. 3-dimensional plot of difference after polishing in group Ⅱ.

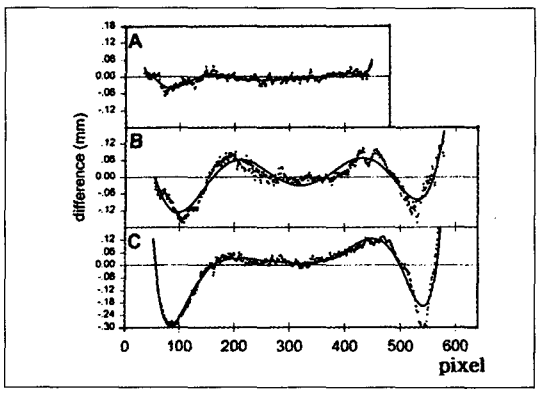


Fig. 10. Difference profile at the reference lines(A,B,C) after polishing in group Ⅱ.

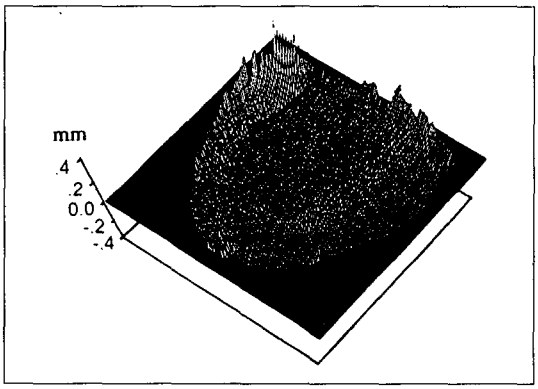


Fig. 11. 3-dimensional plot of difference after polishing in group Ⅲ.

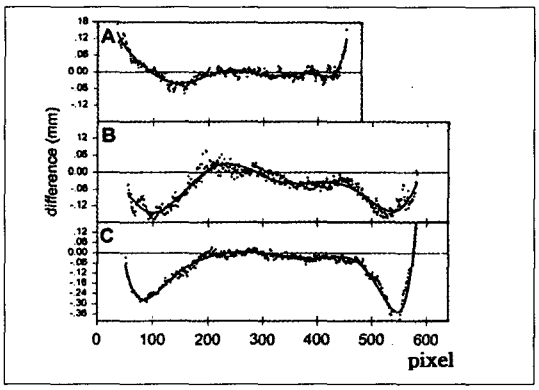


Fig. 12. Difference profile at the reference lines(A,B,C) after polishing in group Ⅲ.

상은 중합 후, 연마 후, 그리고 저장 후에도 약간의 변화는 있었으나 유사한 양상으로 나타났다(Fig. 11, 12, 사진부도 3).

라. 실험 Ⅳ군

구개측 부위의 후방부가 점막면에서 떨어져 있으

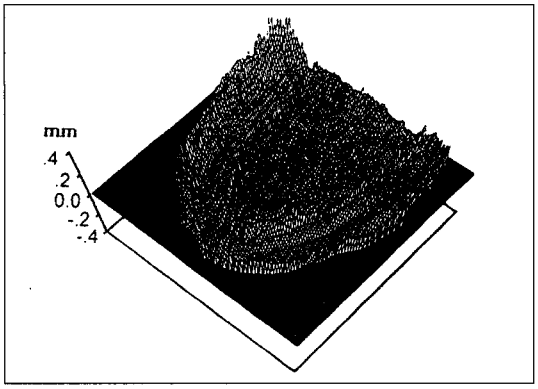


Fig. 13. 3-dimensional plot of difference after polishing in group Ⅳ.

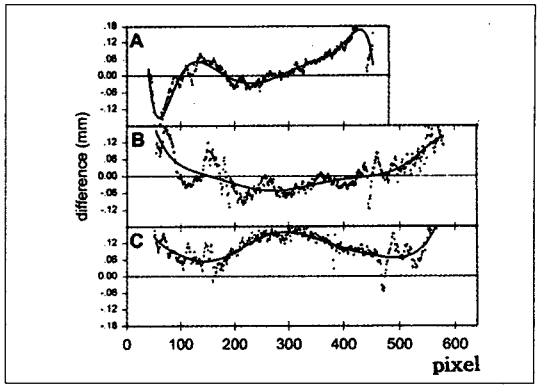


Fig. 14. Difference profile at the reference lines(A,B,C) after polishing in group Ⅳ.

며, 아크릴릭 레진으로 덮혀지는 의치상협측연 부위는 점막면에서 떨어져 있는 양상으로 나타났다. 이러한 현상이 중합 후, 연마 후, 그리고 저장 후에도 서로 간에 약간의 차이는 있었으나 유사한 양상으로 나타났다(Fig. 13, 14, 사진부도 4).

2. 점막면에 대한 총변형량

각 실험군에서 중합 후, 연마 후, 그리고 30일 간 식염수에 저장한 후에 모형에 대한 변형량을 점막면으로 변한 것(−)과 점막면에 반대 방향으로 변한 것(+), 그리고 이들의 합인 총변형량을 체적으로 계산하였고, ANOVA로 각 실험군 사이의 평균 편차를 구한 후, Duncan ′ s multiple comparison으로 사후검정을 하였다(Table 2, 3, 4).

중합 후의 총변형량에 있어서, 실험 Ⅲ군에서 체적의 변화가 가장 적었으며, 다음이 실험 Ⅱ군, 실험 Ⅰ군, 그리고 실험 Ⅳ군의 순으로 나타났으며 실험군 사이의 통계학적 유의성은 없었으나, 점막면 방향으로 변한 정도에 있어서는 실험 Ⅲ군이 실험 Ⅱ, Ⅰ, 및 Ⅳ군에 비하여 그리고 실험 Ⅱ군이 실험 Ⅰ과 Ⅳ군에 비하여 통계적으로 유의성이 있는 변형을 보였으며, 점막면 반대 방향으로의 변형에서는 위와 반대로 실험 Ⅳ과 Ⅰ군이 실험 Ⅱ과 Ⅲ군에 대하여, 그리고 실험 Ⅱ군이 실험 Ⅲ군에 대하여 유의성이 있는 변형이 나타났다(Table 2).

연마 후의 총변형량에서는 실험 Ⅱ군이 가장 적었으며, 실험 Ⅲ군, 실험 Ⅰ군, 그리고 실험 Ⅳ군의 순으로 나타났으나, 유의한 차이는 없었으며, 점막면 방향이나 그 반대 방향으로의 변화에 대하여서는 중합 후에서와 같은 양상으로 변하여 유의한 차이가 있었으며(Table 3), 37℃ 생리식염수에 30일 간 저장한 후의 총변형량에 대하여서는 실험 Ⅱ군이 가장 적었으며, 실험 Ⅲ군, 실험 Ⅳ군, 그리고 실험 Ⅰ군의 순으로 나타났으며, 실험 Ⅱ군이 실험 Ⅰ과 Ⅳ군에 비하여 유의하게 변형이 적게 일어났으며, 점막면

Table 2. Volumic change and statistical comparison after curing in each group(mm^3).

Group	−		+		total change
Ⅰ	20.95±10.07		185.91±54.34		208.84±46.89
Ⅱ	84.42±22.21	*	103.02±30.84	*	187.39±35.99
Ⅲ	146.09±28.86	*	26.15±11.46	*	172.30±20.46
Ⅳ	19.52± 5.58		204.39±62.45		223.94±58.33

−; distortion in the direction of mucosa
+; distortion in the opposite direction of mucosa
* ; significant difference ($p<0.0001$)

Table 3. Volumic change and statistical comparison after polishing in each group(mm^3).

Group	−	+	total change
Ⅰ	24.24± 7.54	180.33±30.54	204.59±28.19
Ⅱ	69.24±17.39	101.55±25.15	170.82±13.55
Ⅲ	161.17±29.79	21.66±13.30	182.70±16.55
Ⅳ	20.77± 9.87	212.04±65.17	232.79±59.53

−; distortion in the direction of mucosa
+; distortion in the opposite direction of mucosa
* ; significant difference ($p<0.0001$)

Table 4. Volumic change and statistical comparison after storage in each group(mm^3).

Group	−	+	total change
Ⅰ	12.36± 5.94	220.80±35.17	233.19±31.16
Ⅱ	59.08±17.27	96.21±32.32	155.38±17.59
Ⅲ	176.71±28.73	15.60±10.40	192.27±24.39
Ⅳ	20.42± 6.59	188.42±56.00	208.79±52.98

−; distortion in the direction of mucosa
+; distortion in the opposite direction of mucosa
* ; significant difference ($p<0.0001$)
** ; significant difference ($p<0.05$)

방향이나 그 반대 방향으로의 변화에 대하여서는 중합 후에서와 같은 양상으로 변하여 유의한 차이를 보였다(Table 4).

3. 연마 및 저장에 따른 의치의 변형

각각의 실험군의 연마에 따른 효과, 연마 후의 의치의 인상면과 중합 후 의치의 인상면의 차이와 30일 간 37℃ 생리식염수에 저장한 후의 변화량, 저장 후의 의치의 인상면과 연마 후의 의치의 인상면의 차이에 대하여서도 점막면으로 변한 것(−)과 점막면에 반대 방향으로 변한 것(+), 그리고 이들의 합인 총변형량을 체적으로 계산하였다(Table 5).

연마에 따른 변형량을 비교하여 보면 실험 Ⅳ군이 가장 적은 변형량을 나타내었으며, 그 다음 실험 Ⅱ군, 실험 Ⅲ군 그리고 실험 Ⅰ군에서 가장 큰 변형을 나타내었으나 통계적 유의한 차이는 보이지 않았다. 저장에 따른 변형량에서도 실험 Ⅳ군이 가장 적은 변형량을 나타내었으며, 그 다음 실험 Ⅱ군, 실험 Ⅲ군 그리고 실험 Ⅰ군에서 가장 큰 변형을 나타내었으며 실험 Ⅳ군과 Ⅱ군이 Ⅰ군에 대하여 유의하게 변형이 적었다.

이상과 같은 실험의 결과, 의치의 중합, 연마, 그리고 37℃ 식염수에 30일간 저장 후의 조직에 대한 의치의 변형의 양상은, QC-20 아크릴릭 레진을 사용한 실험 Ⅰ군의 빠른 중합에서는 의치의 구개 부위가 연마면 방향으로 휘어져서 구개의 후측방 부위가 조직에서 심하게 떨어졌고 순협측연 부위가 점막면 방향으로 변형된 양상으로 나타났고, 실험 Ⅱ군의 9시간 중합에서는 의치의 구개측 부위가 연마면으로 조금 휘어져서 구개의 후측방 부위가 조금 떨어졌으며, 협측연 부위는 심하게 점막면 방향으로 변형되었으며, 실험 Ⅲ군인 SR-Ivocap system에서는 구개측 부위의 변형은 거의 없이 의치의 협측연 부위가 점막면 방향으로 심하게 변형되는 형태로 나타났으며 그리고 금속의치상을 사용한 실험 Ⅳ군에서는 아크릴릭 레진 부위인 치조제와 순협측연이 연마면 방향으로 변형되는 형태로 나타났다.

Table 5. Volumic change and statistical comparison according to polishing and storage in each group(mm^3).

Group	polishing effect	storage effect	
Ⅰ	68.39±30.43	90.74±25.21	
−	38.78±26.58	19.57±12.11	
+	29.57±17.35	71.19±31.26	
Ⅱ	47.67± 7.76	55.62±28.10	*
−	16.88±10.05	27.42±16.79	
+	30.83±14.16	28.26±14.27	
Ⅲ	51.36±17.09	64.98±27.28	
−	36.14±18.36	44.80±28.00	
+	15.22± 8.62	20.12±10.19	
Ⅳ	34.39± 2.95	45.34± 7.50	
−	12.71± 3.07	35.77± 8.46	
+	21.79± 4.43	9.47± 3.65	

−; distortion in the direction of mucosa
+; distortion in the opposite direction of mucosa
*; significant difference ($p<0.05$)

Ⅳ. 총괄 및 고찰

의치는 응착력, 응집력, 모세관 인력, 표면장력, 그리고 대기압 등에 의하여 유지를 얻게 된다. 이러한 유지를 얻기 위한 필수적인 조건은 조직과 의치의 긴밀한 접촉과 의치상은 가능한 넓은 부위를 피복하여야 한다는 것이다[24]. 그러나 같은 환자에서 의치가 피복되는 연조직면의 면적은 일정하므로 의치가 조직에 가능한 긴밀히 접촉하는 것이 의치의 유지에 대단히 중요하다고 할 수 있다. 이러한 긴밀한 접촉이 이루어 지기 위해서는 먼저 정확하고도 조직에 변형을 주지않는 인상 채득이며 그 다음은 최종 모형에 정확하게 적합할수 있도록 의치를 제작하는 것이라 하겠다.

그러나 의치의 제작에 많이 사용되는 아크릴릭 레진은 그 재료적인 특성과 중합과정 그리고 연마 등과 같은 외부의 스트레스에 의하여 지속적인 변형이 일어나며 이러한 변형은 의치를 사용하는 과정 중에서도 일어난다.

이러한 의치의 변형의 결과는 두가지 양태로 나타날 수 있는데, 하나는 의치의 수직고경과 중심교합의 변화를 야기시키는 것이고 또 하나는 조직과의 부적합으로 나타나 결국은 그 정도가 심하면 환자의 불편감을 야기시켜 의치를 실패하게 한다. 의치가 조직과의 적합이 적절하지 못할 경우에 의치의 유지와 안정에 문제가 야기되나, 그 정도가 심하지 않고 조직의 내성의 범위에서는 조직의 변성을 야기시켜 병적인 조직으로 유도하며 결국은 지속적인 치조골의 흡수를 야기하게 된다.

이러한 의치의 변형 정도를 비교 검사하기 위하여 다양한 측정기구와 방법을 이용한 많은 연구가 있어 왔다. 이러한 연구에 사용된 측정 기구와 방법을 비교하여 보면, 광학 측미계[4,25-27], 니콘 광학 비교측정기[28-33], 현미경[34-41], 측경기[42-47], 방사선 사진[14,48]과 3차원 좌표측정기[17,49-52] 등과 같은 측정기구를 이용하는 방법은 측정할 점을 미리 표시한 다음 그 점들 사이의 거리를 측정하여 의치의 변형량을 계산하는 방법이며, 의치와 최종 모형 사이에 인상재를 넣은 후 일정한 힘을 가한 다음 의치와 모형 사이에 존재하는 인상재의 무게를 측정하거나 특정 부위의 두께를 측정하여 그 변형량을 비교하는 방법들[53-55]이 있으나 측정 물체의 전반적인 변화 및 원하는 부위의 변화를 계측할 수 없는 단점이 있었다.

전반적인 형태에 대하여 검사할수 있는 방법인 홀로그래픽 간섭계와 모아레 토포그래피 방법이 있는데 홀로그래픽 간섭계는 정밀성은 우수하나 본 실험에서와 같은 모형의 거울상을 계산으로 구할 수 없으며, 모아레 토포그래피 방법은 단 한번의 관측으로 넓은 피측정물의 굴곡을 측정하는 장점이 있으나, 반사율의 정도에 따라 반사되는 광량이 달라서 이를 계산하는데 보다 많은 전산 처리 단계를 필요로 하며 또한 정밀도가 우수하지 못하다.

그러나 위상이동 형상측정법은 측정 횟수는 훨씬 증가되나 측정 정밀도가 우수하며 3차원 측정기에서 측정 탐침을 사용하는 것과 달리 비접촉식 측정방법이어서 쉽게 측정 탐침에 의해 변형될 수 있는 물체의 변형을 측정하는데에도 유용하며 또한 전체 측정 물체의 형태를 측정하여 전반적인 변형의 양태를 볼 수 있으며 재위치시킬 경우에 위치 차이 정도가 적으면 측정량에 큰 영향을 주지않는 방법으로서, 본 실험을 시작하기 전에 320회의 반복적인 측정과 위상 왜곡의 보정과정을 시행함으로써 사방 10cm, 높이 2cm 의 크기의 물체에서 ±5㎛으로 정밀도를 향상시킬 수 있었으며 얻어지는 형태에 관한 기록은 모두 컴퓨터에 저장한 다음 비교 검사를 할수 있도

록 하였다.

본 실험의 목적은 환자에게 의치를 장착할 때, 먼저 점막면의 적합이 우선적으로 검사되고 조정되어진 후 교합면의 조정의 검사 및 조정을 하기 때문에 의치의 교합면의 변형에 대한 것보다 점막면의 변형에 대하여 알아보기 위하여 실험하였으며, 제작된 의치를 비교하고자 할 때 최종 모형을 환자의 점막면으로 생각하여 비록 각각의 최종 모형이 동일한 형틀에서 같은 재료를 사용하여 제작되었으나 그 모양이 약간은 차이가 생겼다고 판단하고여 제작된 의치 각각의 최종 모형의 점막면의 형상을 기준면을 이용하여 반대의 거울상으로 만든 다음, 각각의 의치의 인상면과 비교하였다. 모형의 거울상은 빛의 주사각과 점막면의 높이 등에 따라 거울상 제작시에 상의 왜곡이 심하였으나, pixel 하나 하나에 대하여 위치와 높이를 보정함으로써 정확한 거울상을 얻을 수 있었다.

위상이동 형상측정법으로 촬영할 때 최종 모형의 영상을 얻는 데에는 문제가 없었으나 의치의 영상을 얻는 데에는 아크릴릭 레진이 반투명이어서 정현무늬의 일부가 흡수되는 문제가 발생하였고, 이 문제를 해결하기 위하여 흰색의 도료를 촬영부위에 바르는 방법, 반투명의 레진에 색을 넣어 불투명하게 하는 방법, 그리고 샌드 브라스팅하여 표면을 거칠게 하여 불투명하게 하는 방법을 생각할 수 있다. 도료는 그 두께가 21±3㎛으로 기공과정 중, 그리고 저장 후에 다시 발라야 하는 불편이 있을 것으로 사료되었고, 불투명한 색을 넣는 것은 그 자체가 레진의 성질에 영향을 줄 것으로 사료되었어 배재하기로 하였으며, 샌드브라스팅은 처리 시에 발생하는 열과 야기되는 마모로 인하여 의치의 변형량을 측정하는데 많은 영향을 줄 것으로 사료되었으나 약 90um Al_2O_3로 약 5기압에서 샌드브라스팅한 후의 변형량을 비교하기 위한 5개의 의치 시편으로 행한 예비실험에서 그 영향이 32.55±6.65mm^3 으로 본 실험의 변형량의 크기에 비하여 그 양이 적은 것으로 사료되었으며(Fig. 15, 사진부도 5), 한번 샌드브라스팅을 한 후에는 다시 할 필요성이 없기 때문에 본 실험에 이용하기로 하였으며, 본 실험에서는 한 명의 술자가 중합 후에 모든 제작된 의치를 1회 샌드브라스팅하여 같은 조건 하에서 실험하려고 하였다.

의치를 제작하기 위하여 많은 새로운 레진이나 변

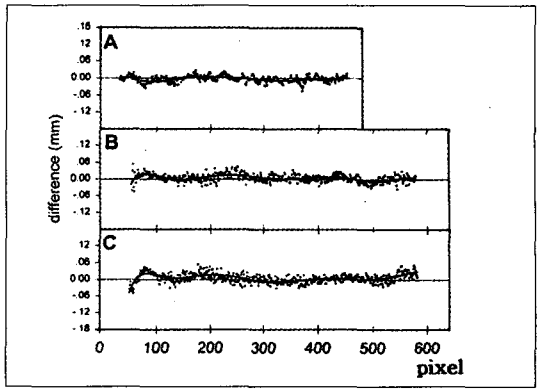


Fig. 15. Difference profile at the reference lines(A,B,C) after sandblasting.

형된 레진이 소개되어 왔는데, 여기에는 보편적인 압력 방법, 액체성 레진, 주입형(습열식), 주입형(건열식), transinjection molding, directional hydraulic compression, 그리고 electrovacuum technique 등이 있다[15]. Anderson 등[12], Strohaver[46], Sykora와 Sutow[47], Huggett 등[33], 그리고 Salim 등[56]는 주입형 방법이 일반적인 방법 보다 우수하다고 하였으며, Jackson 등[2], 그리고 Garfunkel[43]은 일반적인 방법과 SR-ivocap이 차이가 없다고 하였으며, Baemmert 등[15]은 일반적인 방법이 주입형보다 우수하다고 하였다. 또한, Murphy 등[30], McCartney[44], 그리고 Huggett 등[33]은 중합시간에 따른 변형의 차이에 대하여 연구 보고하였다. 그리고 금속 의치상에 대하여서는 McGivney[57]는 하악의치에서 주조 금 의치상이나 금 프레임이 의치 수축에 미치는 영향에 대한 연구에서 금 의치상이나 금 프레임을 사용한 경우에서 유의하게 팽창한다고 하였고, Barsoum 등[58]은 알루미늄 상의 적합을 비교하여 알루미늄의 적합이 보다 우수하다고 하였으며, Windecker와 Dippel[59]은 Co-Cr의치상이 레진상보다 훨씬 정확하다고 보고하였다. 이를 참고하여 본 실험에서는 임상에서 널리 사용되는 빠른 중합법, 9 시간 중합법, 구개측만 금속의치상인 경우, 그리고 SR-Ivocap system을 사용하여 어떠한 방법과 재료가 변형이 적으며, 그 변형의 양태는 어떠한지 알아보기 위하여 실험하였다.

의치의 두께도 변형에 영향을 줄 수 있는데, Woelfel 등[60]은 의치 제작시 하악에 비하여 상악에서 변형이 적으며 두께가 두꺼울수록 변형이 적다고 하였고, Wolfaardt 등[26]은 레진의 두께에 따라서 다양

하게 체적의 변형이 일어난다고 하였으며, Chen 등[39]은 체적의 안정성에 대한 의치 두께의 효과에 대한 연구에서 두꺼운 경우에 구치간 거리에서는 수축이 적으나 구개측 부위에서의 변형은 크다고 하였으며, Huggett 등[33]은 실험에서 3mm 왁스를 사용하여 일정한 두께의 의치를 제작하려고 하였다. 본 실험에서도 일정한 두께의 의치를 제작하여 두께에 따른 변형의 차이를 없애기 위하여 베이스 플레이트 왁스 두 장 두께가 되도록 의치를 제작하였다.

또한 실험과정에서 인공치아의 유무가 의치의 변형에 영향을 줄 수 있는데, Glazier 등[25]은 인공치아의 종류에 따른 변형량에 대하여 연구하였으며, Baemmert 등[15]은 인공치아가 있는 경우에 더 정확하였다고 하였으며, 이에 반하여 Barco 등[53]은 오히려 치아가 없는 경우에서 변형이 적었다고 보고하였다. 그러나 임상에서 의치를 제작할 경우에 인공치아의 존재는 당연하므로 임상적인 면을 고려하여 모든 시편에 치아 index를 사용하여 일정한 위치에 치아가 식립되도록 하였다.

그리고 변형량을 측정하는 시점이 중요한데, 재료와 중합 방법에 따라서 야기되는 변화량을 비교하기 위하여 중합 후에 측정하였으며, 임상에서 제작된 의치가 환자에게 장착될 경우에는 의치가 최종 연마된 상태이므로 연마에 따른 변형의 정도에 관심을 두었으며, 환자가 의치를 장기간 사용에 따른 변형을 측정하기 위하여 30일간 37℃ 생리식염수에 저장한 후에 각각 측정하였다. 연마의 방법은 한 사람의 술자에 의하여 통상적인 방법으로 denture bur, rubber point, pumice, 그리고 rouge를 순서대로 사용하여 연마하였으며 환자가 장기간 사용에 따른 의치의 변형을 실험하기 위해서는 환자가 직접 사용하는 것이 저작압과 다양한 의치 변형 요인이 작용함으로 정확한 변형 관계를 얻을 수 있으나, 일정한 모양의 의치를 동일한 조건 하에서 사용하여야 하기 때문에 환자와 가장 유사한 동일한 조건을 주기 위하여 항온조를 사용하여 37℃ 생리식염수에 보관하였으며, 그 기간은 Mowery 등[3]이 모든 의치의 큰 변화는 1달에 일어난다고 하였으며, Barco 등[53], Murphy 등[30,31], 그리고 Ristic과 Carr[61] 등도 1개월 전후의 변형량을 검사하여 보고한 결과를 인용하여 본 실험에서도 연마 후 30일 경과 후에 그 변형량을 측정하였다.

본 실험의 변형량의 검사 방법은 각각의 최종 모형 점막면의 거울상에 그 모형에 중합된 의치, 연마된 의치, 그리고 30일간 37℃ 생리식염수에 보관한 의치의 인상면의 상을 컴퓨터에서 비교하여 모형의 거울상과 의치 인상면의 상의 차이가 최소가 되고 구개측 부위가 서로 일치하도록 위치시킨 다음에 그 모형의 거울상에 대한 의치의 변형량과 방향, 그리고 전체의 체적을 계산하는 것으로서, 이러한 최적의 위치로 의치의 상에 모형의 거울상을 위치시키는 프로그램은 autocorelation 개념을 응용한 corelation program을 개발하여 사용하였는데 이는 두 형상을 최적의 위치로 할 때 좌표에서 두 점사이의 차의 제곱한 값이 최소가 되도록 위치시킨다는 최적화 개념을 이용한 것이다. 구개측 부위를 서로 간에 일치시켰는데 이는 실험에서 서로의 변형의 양상을 비교할 때에 기준되는 것으로 구개측 부위의 위치가 의치의 가운데에 있고, 금속의치상도 구개측에만 제작되어 있어서 변형의 양상을 효과적으로 볼 수 있을 것으로 생각되어 구개측이 일치하도록 하였다. 또한, 연마 후의 의치의 상에 연마 전 즉 중합 후의 의치의 상을 비교하여 연마에 따른 효과를 평가할 수 잇었으며, 30일 간 저장한 후 변한 의치의 상에 환자에게 장착시켜 준 의치 즉 연마 후의 의치의 상을 비교하므로 저장에 따른 효과를 평가할 수 있었다.

실험에 위상이동 형상측정법을 사용하므로 실험단계에 따라서 그리고 원하는 부위의 변형량의 크기와 방향을 알 수 있었으나, 본 실험에서는 연마 후에 의치가 환자에게 장착되기 때문에 실험군의 연마 후 변형량의 차이와 방향에 대하여서만 3차원 도면과 사진으로 보고하였으며, 또한 3개의 기준선에서의 변형량을 도표로 나타내었는데 여기서 pixel의 숫자는 측정할 시에 영상이 x축 방향으로 640 pixel과 y축 방향으로 480 pixel로 기록되기 때문에 검퓨터에 기록된 의치 영상의 각각의 점의 위치를 표시한 것이다. 그리고 실험군간 및 단계에 따른 점막면에 대한 의치의 전체적인 변형량의 크기를 비교하기 위하여 변형량을 체적으로 계산하고 통계처리하였으며, 의치의 연마에 따른 효과 및 저장에 따른 효과에 대하여서도 변형량의 크기를 체적으로 계산하고 통계처리하였다.

완성된 의치의 변형의 양상은 실험 I 군에서는 의치가 연마면 방향으로 심하게 휘어지는 양상을 보여

의치의 구개측 후측방 부위가 점막면과 떨어지고 구개측 전방부위는 후측방에비해 약간 떨어지는 양상으로 나타났으며 이로 인하여 치조제의 협측 부위 즉 의치의 순협측연에서는 점막면 방향으로 변형되었고 의치의 변연 부위는 조직의 전정에서 떨어지는 양상으로 나타났는데, 이것은 구개측 부위에서의 수축이 연마면 방향으로 심하게 일어났기 때문이라고 사료되었다. 실험 Ⅱ군에서는 의치의 구개측 부위가 연마면으로 휘는 정도가 실험 Ⅰ군보다 훨씬 적어서 구개의 후측방 부위가 점막면에서 약간 떨어졌으며, 반면에 협측 의치연 부위는 점막면 방향으로 심하게 변형되는 양상으로 나타났다. 이에 비하여 실험 Ⅲ군에서는 의치가 점막면 방향으로 휘어져 양측의 치조정 부위와 협측연 부위가 점막면 방향으로 변형되었으며, 특히 상악 결절의 협측연에서 심한 변형이 있는 것으로 나타났는데, 이는 구개측 부위에서는 수축이 수평적으로 일어났고 의치연에서의 점막면 방향으로의 수축이 심하게 일어났기 때문이라고 사료되었다. 그리고 실험 Ⅳ군에서는 구개측 금속의치상의 후방이 점막면에서 떨어져 있으며 아크릴릭 레진만으로 덮혀지는 의치상 부위는 점막면에서 떨어져 있는 양상을 보였는데, 이것은 구개측 부위는 금속으로 되어 있어 큰 변형은 없으나 의치의 인상면에 모형의 점막면을 최적의 위치로 위치시킬 때 금속의치상의 후방부위가 점막면에서 떨어졌는 것으로 생각되었다. 각 실험군 간의 통계적 차이는 없으나 9시간 중합법으로 한 실험 Ⅱ군이 빠른 중합법으로 한 실험 Ⅰ군에 비하여 모든 경우에서 변형량의 차이가 적었는데, 이는 McCartney[44]와 Murphy 등[30]의 실험에 긴 시간 중합한 경우에서 의치의 변형이 적은 것과 일치한다고 생각되며, 실험 Ⅳ군에서 총 변형량의 크기가 큰 것은 금속부와 레진상의 연결부에 응력이 많이 발생되었다고 생각되며 레진상 부위가 말꿉모양으로 되어있어 폭에 비하여 길이가 증가하였기 때문에 의치의 연마면 방향으로 변형이 심하게 일어났다고 생각되었다. 이러한 실험 Ⅳ군의 변형 양상은 McGivney[57]의 실험 결과와 일치한다고 사료되었으나, Barsoum 등[58]과 Windecker와 Dippel[59]의 실험 결과와 일치하지 않는 것은 이들 실험에서는 점막면을 모두 포함하는 금속의치상을 제작하였기 때문이라고 생각되었다.

또한, 실험 단계마다의 점막면으로 변형된 것(−)을 비교할 경우, 실험 Ⅲ군이 실험 Ⅱ군, 실험 Ⅰ과 Ⅳ군에 대하여, 그리고 실험 Ⅱ군이 실험 Ⅰ과 Ⅳ군에 대하여 심하게 변형되었으며($p<0.0001$), 점막면에 반대 방향으로 변형된 것(+)을 비교할 경우에도 그 반대로 실험 Ⅳ와 Ⅰ군이 실험 Ⅱ군과 실험 Ⅲ군에 대하여, 실험 Ⅱ군이 실험 Ⅲ군에 대하여 심하게 변형된 것으로 나타나($p<0.0001$), 전체 변형의 양으로 나타낸 체적과는 다르게 의치는 제작 방법에 따라 다양한 방향과 크기로 변형되는 것을 알 수 있었다.

연마에 따른 효과 즉, 연마 후의 의치의 상과 중합 후의 의치의 상의 비교와 37℃ 생리식염수에 30일간 저장에 따른 효과 즉 저장 후 의치의 상과 연마 후의 의치의 상의 비교에서 저장 후에 실험 Ⅳ와 Ⅱ군이 실험 Ⅰ군에 대하여 유의하게 적은 변형을 보인 것($p<0.05$)을 제외하고는 서로 간의 통계적 유의성은 없었으나 실험 Ⅳ군의 변형이 가장 적은 것은 금속의치상이 있기 때문인 것으로 생각되었다.

본 실험에서는 의치의 중합 방법에 따른 의치의 변형량을 측정하기 위하여 위상이동 형상측정법을 사용함으로서 변형의 형태를 연속되는 실험과정에 따라 계속적으로 측정하고 그 형태를 컴퓨터에 입력함으로써 지속적인 변형량과 방향, 그리고 변형의 양상을 서로 비교 검사하는데 아주 유용하였으며, 의치내에서의 변형에 대하여서도 알 수 있었다.

이러한 위상이동 형상측정법은 임상에서 환자가 사용 중인 의치의 지속적인 변화 및 의치의 조정 후 그 조정량도 측정할 수 있을 것으로 생각되며, 실험의 시편이 작을 경우에는 더욱 높은 정밀도로 측정이 가능하여 보철물의 사용에 따른 마모도 조사, 치아의 마모도 조사, 악궁에서의 치아의 위치변화, 잔존 치조골의 변화 등 다양한 방향으로 정밀한 측정이 필요한 실험에도 사용이 가능하리라 생각한다.

본 실험에서는 의치의 중합방법에 따른 적합도 조사로 의치의 중합 후, 연마 후, 그리고 30일간 37℃ 생리식염수에 저장한 후의 변형과 그에 따른 점막면과의 적합도에 대하여 실험하였으나, 장착 후의 의치에 사용되는 소독방법에 따른 변형이나, 환자가 직접 장기간 사용한 의치의 변형에 대한 연구도 계속되어야 할 것으로 사료되었다.

Ⅴ. 결 론

위상이동 형상측정법을 반복 측정하고 보정과정을 통하여 정밀도를 향상시킨 다음, 상악 총의치 최종모형 20개를 사용하여 먼저 모형의 점막면의 형태를 측정한 후 거울상을 계산하였다. 4개의 실험군에 각각 5 개씩으로 나누어 베이스 플레이트 왁스 두장의 두께로 하는 왁스 의치를 제작한 후, 실험 Ⅰ군에서는 QC-20 아크릴릭 레진으로 빠른 중합법으로 하였으며, 실험 Ⅱ군에서는 QC-20 레진으로 9 시간 중합법으로 하였으며, 실험 Ⅲ군에서는 SR-Ivocap system을 사용하여 재료의 사용 방법에 따라 중합하였으며, 실험 Ⅳ군에서는 구개측에 금속의치상을 사용한 후 QC-20 레진으로 빠른 중합으로 하였다.

중합 후, 연마 후, 그리고 연마 후 30일간 37℃ 생리식염수의 항온조에 보관한 후의 의치의 인상면의 형태를 위상이동 형상측정법을 이용하여 측정한 다음, 각각의 의치의 인상면과 그 해당되는 최종모형 점막면의 거울상을 적절한 위치로 위치시킨 후 점막면에 대한 의치의 변형량과 방향을 비교 분석하였으며, 또한 각 의치의 연마 및 저장에 따른 효과를 비교하여 다음의 결과를 얻었다.

1. 실험 Ⅰ군에서는 의치상의 구개측 부위가 점막면의 반대방향으로 변형되는 양상을 나타내어, 의치의 구개측의 후측방 부위가 점막면과 떨어지는 양상을 보였고, 이로 인하여 의치의 순협측연에서는 점막면 방향으로 변형된 양상을 보였다.
2. 실험 Ⅱ군에서는 의치상의 구개측의 후측방 부위가 점막면과 조금 떨어지는 양상을 보였으며, 의치의 양협측연에서의 점막면 방향으로 심하게 변형된 양상을 보였다.
3. 실험 Ⅲ군에서는 의치상의 구개측 부위의 변형은 거의 없었으나, 좌우측 구치부의 치조정 부위와 협측연 부위가 점막면 방향으로 변형되었으며, 특히 상악 결절의 양협측연에서 심한 변형을 보였다.
4. 실험 Ⅳ군에서는 구개측 금속의치상과 연결된 협측 부위의 아크릴릭 레진 의치상에서 점막면에서 떨어져 있는 양상으로 나타났다.
5. 반복 측정과 보정과정을 한 위상이동 형상측정법은 상악 총의치의 기공과정과 장착 후에 각 부분에서의 변형의 크기와 방향을 비교하는데 유용하였다.

참 고 문 헌

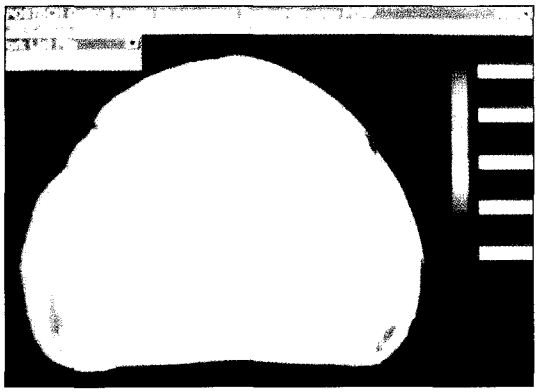
1. Polyzois, G.L., Karkazis, H., Zissis, A.J., and Demetriou, P. P.: Dimensional stability of dentures processed in boilable acrylic resins : A comparative study. J. Prosthet. Dent., 57: 639-647, 1987.
2. Jackson, A.D., Grisius, R.J., Fenster, R.K., and Lang, B.R.: The dimensional accuracy of two denture base processing methods. Int. J. Prosthodont., 2: 421-428, 1989.
3. Mowery, W.E., Burns, C.L., Dickson, G., and Sweeney, W.T.: Dimensional stability of denture base resins. J. Am. Dent. Assoc., 57: 345-353, 1958.
4. Firtell, D.N., Green, A.J., and Elahi, J.M.: Posterior peripheral seal distortion related to processing temperature. J. Prosthet. Dent., 45: 598-601, 1981.
5. Lorton, L. and Phillips, R.W.: Heat-released stress in acrylic dentures. J. Prosthet. Dent., 42: 23-26, 1979.
6. Grant, A.A.: Effect of the investment procedure on the tooth movement. J. Prosthet. Dent., 12: 1053-1058, 1962.
7. Carr. L., Cleaton-Jones, P., Fatti, P., and Wolfaadt, J.: An experimental comparison of vertical tooth movement of 33° and 0° teeth after denture processing procedures. J. Oral Rehabil., 12: 263-278, 1985.
8. Manieri, E.T., Boone, M.E., and Potter, R.H.: Tooth movement and dimensional change of denture base materials using two investment methods. J. Prosthet. Dent., 44: 368-373, 1980.
9. Atkinson, H.F. and Grant, A.A.: An investigation into tooth movement during the packing and polymerizing of acrylic resin denture base materials. Aust. Dent. J., 7: 101-108,1962.
10. Zani, D. and Vieira, D.F.: A comparative study of silicone as a separating medium for den-

ture processing. J. Prosthet. Dent., 42: 386-391, 1979.
11. 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.
12. Anderson, G.C., Schulte, J.K., and Arnold, T.G.: Dimensional stability of injection and conventional processing of denture base acrylic resin. J. Prosthet. Dent., 60: 394-398, 1988.
13. Frejlich, S., Dirckx, J.J.J., Goodacre, C.J., Swartz, 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.
14. Latta, G.H.Jr., Bowles, W.F.Ⅲ, and Conkin, J.E.: Three-dimensional stability of new denture base resin systems. J. Prosthet. Dent., 63: 654-661, 1990.
15. 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 base. Int. J. Prosthodont., 3: 528-537, 1990.
16. Hitge, M.L., Kalk, W., and Schenk, J.: A study of acrylic resin denture base material distortion using computer-aided holographic interferometry. Int. J. Prosthodont., 4: 577-585, 1991.
17. Habu, T., Takahashi, Y., Hirata, K., and Sawamura, N.: Dimensional changes of denture base of patial denture following polymerization. Part 1. Maxillary denture of Kennedy Class Ⅰ Modification 1. J. Jpn. Prosthodont. Soc., 39: 891-899, 1995.
18. Goldstein, G.R., Wesson, A., Schweitzer, K., and Culter, B.: Flexion characteristics of four-unit fixed partial denture frameworks using holographic interferometry. J. Prosthet. Dent., 67: 609-613, 1992.
19. Wesson, A., Goldstein, G.R., and Schulman, A.: Flexion characteristics of fixed partial denture frameworks tested by using elapsed-time holographic interferometry. J. Prosthet. Dent., 60: 308-310, 1988.
20. Schwaninger, B., Schmidt, R.L., and Hurst, R.V.V.: Holography in dentistry. J. Am. Dent. Assoc., 95: 814-817, 1977.
21. Burstone, C.J., Every, T.W., and Pryputniewicz, R.J.: Holographic measurement of incisor extrusion. Am. J. Ortho., 82: 1-9, 1982.
22. 임 현춘 : 위상이동 형상측정법에 관한 연구. 포항공과대학교 대학원 석사학위 논문. 1996.
23. Saldner, H.O. and Huntley, J.M.: Profilometry using temporal phase unwrapping and a spatial light modulator-based fringe projector. Opt. Eng., 36: 610-615, 1997.
24. Zarb, G.A., Bolender, C.L., Hickey, J.C., and Carlsson, G.E.: Boucher's prosthodontic treatment for edentulous patients. 10th ed., pp169-174, 1990.
25. Glazier, S., Firtell, D.N., and Harman, L.L.: Posterior peripheral seal distortion related to height of the maxillary ridge. J. Prosthet. Dent., 43: 508-510, 1980.
26. Wolfaardt, J., Cleaton-Jones, P., and Fatti, P.: The influence of processing variables on dimensional change of heat-cured poly(methyl methacrylate). J. Prosthet. Dent., 55: 518-525, 1986.
27. Lechner, S.K. and Thomas, G.A.: Changes caused by processing complete mandibular dentures. J. Prosthet. Dent., 72: 606-613, 1994.
28. Goodkind, R.J. and Schulte, R.C.: Dimensional accuracy of pour acrylic resin and conventional processing of cold-curing acrylic resin base. J. Prosthet. Dent., 24: 662- 668, 1970.
29. Becker, C.M., Smith, D.E., and Nicholls, J.I.: The comparison of denture-base processing techniques. Part Ⅱ, Dimensional changes due to processing. J. Prosthet. Dent., 37: 450-459,

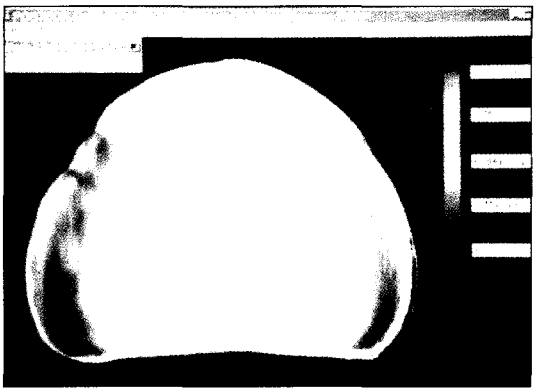
1977.
30. Murphy, W.M., Huggett, R., and Handley, R.W.: A laboratoy and clinical study of Trevalon denture base material. J. Oral Rehabil., 9: 401-411, 1982.
31. Murphy, W.M., Bates, J.F., Huggett, R., and Bright, R.: A comparative study of 3 denture base materials. Br. Dent. J., 152: 273-276, 1982.
32. Al-Mulla, M.A.S., Huggett, R., Brooks, S.C., and Murphy, W.M.: Some physical and mechanical properties of a visible light-activated material. Dent. Mater., 4: 197-200, 1988.
33. Huggett, R., Zissis, A., Harrison, A., and Dennis, A.: Dimensional accuracy and stability of acrylic resin denture bases. J. Prosthet. Dent., 68: 634-640, 1992.
34. Mirza, F.D.: Dimensional stability of acrylic resin dentures. Clinical evaluation: J. Prosthet. Dent., 11: 848-857. 1961.
35. Antonopoulos, A.N.: Dimensional and occlusal changes in fluid resin denture. J. Prosthet. Dent., 39: 605-615, 1978.
36. Hardy, F.: Comparison of fluid resin and compression molding methods in processing dimensional changes. J. Prosthet. Dent., 39: 375-377, 1978.
37. de Gee, A.J., ten Harkel, E.C., and Davidson, C.L.: Measuring procedure for the determination of the three-dimensional shape of dentures. J. Prosthet. Dent., 42: 149-153, 1979.
38. O' toole, T.J., Furnish, G.M., and von Fraunhofer, J.A.: Linear distortion of acrylic resin. J. Prosthet. Dent., 53: 53-55, 1985.
39. Chen, J.C., Lacefield, W.R., and Castleberry, D.J.: Effect of denture thickness and curing cycle on the dimensional stability of acrylic resin denture bases. Dent. Mater., 4: 20-24, 1988.
40. Harvey, W.L. and Harvey, E.U.: Dimensional changes at the posterior border of baseplates made from a visible light-activated composite resin. J. Prosthet. Dent., 62: 184-189, 1989.
41. Breeding, L.C., Dixon, D.L., and Lund, P.S.: Dimensional changes of processed denture bases after relining with three resins. J. Prothet. Dent., 66: 650-656, 1991.
42. Morris, D.R. and Elliott, Jr., R.W.: Effect of ultrasonic cleaning upon stability of resin denture bases. J. Prosthet. Dent., 27: 16-20, 1972
43. Garfunkel, E. : Evaluation of dimensional changes in complete dentures processed by injection-pressing and the pack-and-press technique. J. Prosthet. Dent., 50: 757-761, 1983.
44. McCartney, J.W.: Flange adaptation discrepancy, palatal base distortion, and induced malocclusion caused by processing acrylic resin maxillary complete dentures. J. Prosthet. Dent., 52: 545-553, 1984.
45. Polyzois, G.L., Stavrakis, G.A., and Demetriou P.P.: Dimensional accuracy of duplicate dentures prepared by different methods. J. Prosthet. Dent., 55: 513-517, 1986.
46. Strohaver, R.A.: Comparison of changes in vertical dimension between compression and injection molded complete dentures. J. Prosthet. Dent., 62: 716-718, 1989.
47. Sykora, O. and Sutow, E.J.: Comparison of teh dimensional stability of two waxes and two acylic resin processing techniques in the production of complete dentures. J. Oral. Rehabil., 17: 219-227, 1990.
48. Lechner, S.K., and Lautenschlager, E.P.: Processing changes in maxillary complete dentures. J. Prosthet. Dent., 52: 20-24, 1984.
49. Habu, T., Inanaga, A., Takeuchi, T., Sawamura, N., Kawaguchi, M., Miyazaki, K., and Horibe, T.: Studies on dimensional changes of dentures during polymerizing

process. Part 1. Three dimensional investigation in the denture base area of maxillary complete dentures. J. Jpn. Prosthodont. Soc., 29: 310-318, 1985.
50. Urume, H., Kubota, Y., Yamada, H., Tajima,N., Izumita, K., Ariwwaa, Y., Fujimori, Hoshino, T., and Moriya, Y.: Three dimensional changes in full dentures during processing. Part I Displacements of teeth and deformations of surface contoures. J. Jpn. Prosthodont. Soc., 30: 155-168, 1986.
51. Takahashi, Y., Takeuchi, T., Sawamura, N., Inanaga, A., and Habu, T.: Improved denture measuring method using the three dimensional measurent system. J. Jpn. Prosthodont. Soc., 32: 1358-1362, 1988.
52. Takahashi, Y.: Three dimensional changes of the denture base of the complete denture following polymerization. J. Jpn. Prosthodont. Soc., 34: 136-148, 1990.
53. Barco, Jr.M.T., Moore, B.K., Swartz, M.L., Boone, M.E., Dykema, R.W., and Phillps, R.W.: The effect of relining on the accuracy and stability of maxillary complete dentures - An in vitro and in vivo study. J. Prosthet. Dent., 42: 17-22, 1979.
54. Jow, J.: Mechanical undercuts as a means of decreasing shrinkage in the postpalatal seal region of the maxillary denture. J. Prosthet. Dent., 62: 110-115, 1989.
55. Takamata, T., Setcos, J. C., Phillips, 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.
56. Salim, S., Sadamori, S., and Hamada, T.: The dimensional accuracy of rectangular acrylic resin specimens cured by three denture base processing methods. J. Prosthet. Dent., 67: 879-881, 1992.
57. McGivney, G.P.: Comparison of the adaptation of different mandibular denture bases. J. Prosthet. Dent., 30: 126-133, 1973.
58. Barsoum, W.M., Eder, J., and Asgar, K.: Evaluating the accuracy of fit of aluminum-cast denture bases and acrylic resin bases with a surface meter. J. Am. Dent. Assoc., 76: 82-88, 1968.
59. Windecker, D. and Dippel, M.: Comparative studies of the exactness of fit of maxillary complete dentures with resin and cast metal bases. Quintessence Dent. Technol., 5: 427-430, 1981.
60. Woelfel, J.B., Paffenbarger, G.C., and Sweeney, W.T.: Clinical evaluation of complete dentures made of 11 different types of denture base materials. J. Am. Dent. Assoc., 70: 1170-1188, 1965.
61. Ristic, B. and Carr, L.: Water sorption by denture acrylic resin and consequent changes in vertical dimension. J. Prosthet. Dent., 58: 689-693. 1987.

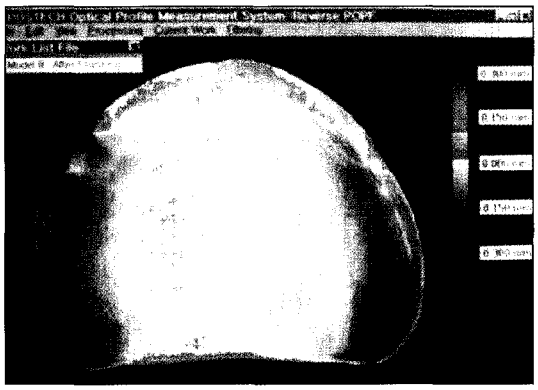
사 진 부 도



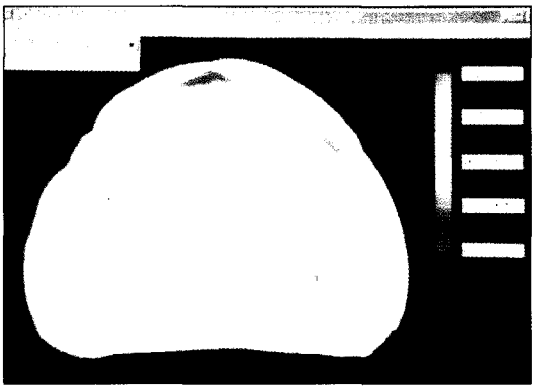
사진부도. 1. Expression of the amount and direction of distortion after polishing in group Ⅰ.



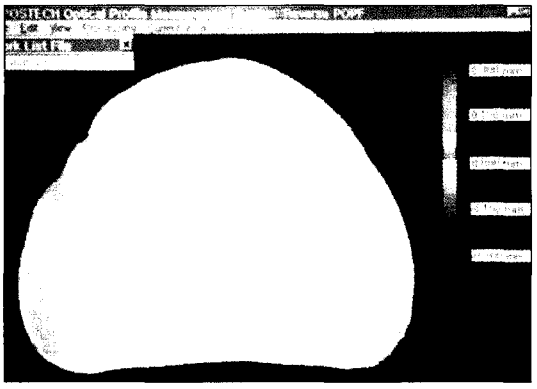
사진부도. 2. Expression of the amount and direction of distortion after polishing in group Ⅱ.



사진부도. 3. Expression of the amount and direction of distortion after polishing in group Ⅲ.



사진부도. 4. Expression of the amount and direction of distortion after polishing in group Ⅳ.



사진부도. 5. Expression of the amount and direction of distortion after sandblasting.

ABSTRACT

FITNESS TEST USING THE PHASE-SHIFTING PROFILOMETRY ACCORDING TO THE DENTURE CURING METHODS

Cheong-Hee Lee, Kwang-hun Jo, Boo-Byung Choi*

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Kyungpook National University,
*Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Kyunghee University**

According to repeated measurements and correction procedures, the accuracy of the phase-shifting profilometry was developed.

At first, after 20 final models for maxillary complete denture were duplicated , the mucosa surfaces of models were measured with the phase-shifting profilometry and each mirror view of these was calibrated.

Maxillary casts were divided into 4 groups of 5 casts per each, and wax dentures with 2 sheets of baseplate wax and artificial teeth were made and then cured according to the curing method of each group.

Group Ⅰ : quick curing with QC-20 acrylic resin

Group Ⅱ : 9 hour curing with QC-20 acrylic resin

Group Ⅲ : SR-Ivocap system

Group Ⅳ : metal base and quick curing with QC-20 acrylic resin

After curing, polishing, and storing at 37℃ in saline for 30 days, the forms of the impression surface of the dentures were measured with the phase-shifting profilometry.

Then, the impression surface form of each denture was placed in the optimal position of comparison with the mirror view of the same final cast. The amount and direction of distortion of each denture was analyzed and the effects of polishing and storage in each denture were compared.

The obtained results were as follows :

1. In Group Ⅰ, the denture was observed as the appearance distorted in the opposite direction of the mucosa and the postero-lateral part of palatal portion of the denture was observed as the appearance separated from the mucosa. Also, the buccal flanges of the denture were observed as the appearance distorted in the direction of the mucosa.
2. In Group Ⅱ, the postero-lateral part of palatal portion of the denture was observed as the appearance separated slightly from the mucosa. The bilateral buccal flanges of denture were observed as the appearance distorted severely in the direction of the mucosa.
3. In Group Ⅲ, the bilateral part of the residual ridge crest portions and the buccal flanges of the

denture were observed as the appearance distorted in the direction of the mucosa, and specially, the buccal flanges of the maxillary tuberosities were distorted severely.

4. In Group Ⅳ, the acrylic resin base of the buccal portion of the denture was observed as the appearance distorted in the opposite direction of the mucosa.
5. The phase-shifting profilometry, done with repeated measurements and correction procedures, was effective in comparing the amount and direction of distortion at every position after the laboratory work and the delivery of maxillary complete denture.

Key words : Denture curing methods, Impression surface, Mirror view, Phase-shifting profilometry