

총의치 온성방법에 따른 교합 및 수직 고경의 변화

전북대학교 치과대학 보철학교실

김문영, 정관호, 유형우, 안승근, 송광엽, 박찬운

1. 서론

납의치가 완성된 후 환자에게 시적되고 의치가 안착 될 때까지 인공치의 위치에 많은 변화가 일어난다. 흔히 온성과정중의 변형으로 알려진 이들 변화는 시적 단계에서 조화로운 교합관계를 방해한다. 치아의 이동은 아크릴릭 레진 의치상이 온성, 분리, 연마되는 동안 체적의 변화로 인해 삼차원적으로 발생된다⁽¹⁻³⁾. 이러한 교합 부조화는 환자가 의치를 사용하기전에 교합조정을 필요로 한다. 아크릴릭 레진은 의치상을 만드는데 가장 흔히 사용되는 재료이며 그것의 체적변화는 온성방법과 다른 요소들에 의해 영향을 받는다. Lorton과 Philips⁽⁴⁾는 치과의사와 기공사는 아크릴릭 레진의 민감도에 대해 알아야 하며, 의치연마시의 과도한 열발생이 의치의 변형을 야기할 수 있다고 주장하였다. Woelfel⁽⁵⁾, Sadamori⁽⁶⁾ 등은 아크릴릭 레진 의치의 두께가 온성동안 발생하는 수축의 양을 결정하는데 중요한 요소라고 주장했으며, Wolfaardt⁽⁷⁾는 체적의 변화는 중합하는 레진의 두께에 따라 다양하고 의치함내의 위치에 따라서도 다양하다고 보고했다.

레진의 물성이 온성과정중 일어나는 변형의 유일한 원인은 아니며 매물재의 종류 또한 인공치아의 위치변화에 영향을 미친다⁽⁸⁾. Grant⁽⁹⁾는 치아의 움직임이 의치함에 두번째로 부은 매물재의 팽창결과로 나타남을 알아냈으며, 또한 온성과정 동안 가해진 압력에 의해 본래의 주모형이 변형되어 교합의 변화가 나타난다고

주장하였다.

총의치의 적합도를 개선시키기 위한 새로운 재료의 개발과 개선된 온성방법에 대한 연구는 계속되었는데, Schmidt⁽¹⁰⁾와 Trage⁽¹¹⁾ 등은 Ivoc-lar가 소개한 새로운 의치온성 방법인 SR-Ivo-cap system이 완성된 의치가 모형을 정확히 복제해 낼 수 있는 방법이라고 소개하였다.

Trage⁽¹¹⁾ 등은 SR-Ivocap system은 지속적 가압주사식 방법으로 단량체와 polymer를 미리 계량하여 기계적으로 혼합한 후, 압력에 의해 지속적으로 의치함내에 주사하면서, 주사관에서 가장 먼 곳부터 항상 중합이 일어나도록 함으로써 중합시 일어나는 수축을 보상하도록 했다고 보고했다.

Trage⁽¹¹⁾, Anderson^(12, 13), Strohaber⁽¹⁴⁾ 등은 주사법에 의해 주사된 SR-Ivocap 레진의 중합수축이 통상의 방법에 의한 레진의 중합수축보다 훨씬 적다고 하였으나 Garfunkel⁽¹⁵⁾은 중합이 끝난 의치를 석고 모형으로부터 분리하기 전의 고경변화는 열중합에 의해 제작된 의치보다 오히려 더 크다고 했다.

국내에서 윤⁽¹⁶⁾이 수종의 의치상용 레진으로 제작된 총의치의 크기 안정성을, 김⁽¹⁷⁾은 의치 온성시 발생하는 교합 및 수직고경 변화와 관한 실험적 연구를, 황⁽¹⁸⁾은 지속적 가압주사식 열중합 의치상 레진에 대한 열중합, 자가중합 및 광중합 레진의 결합력에 관한 비교 분석을, 채⁽¹⁹⁾는 의치상 레진의 중합 방법에 따른 크기의 안정성 및 표면형태에 관한 연구를 보고하였다.

총의치 제작시 발생하는 교합의 부조화를 평가하는 방법으로 전치향도핀에서의 수직고경의 변화를 측정하는 방법^(1, 14, 17, 20-22), 인공치아의 접촉위치 및 접촉점수의 변화를 측정하는 방법^(1, 17, 23) 그리고 직접 각 인공치아의 수직고경을 계측하는 방법^(3, 16, 24) 등이 이용되어 왔다.

많은 문헌에서 총의치 제작시 발생하는 인공치아의 위치 변화와 체적변화를 일으키는 요소들을 연구하고 그러한 현상을 최소화하는 방법을 연구해 왔으나 curing system이 이에 미치는 영향에 대해서는 소수의 연구^(12, 13, 15, 19, 25)만이 시행되었다. 이에 본인은 기존의 통상적인 가압성형법과 Ivoclar가 소개한 새로운 온성방법인 지속적 가압주사식방법을 이용하여 의치 온성전, 후의 수직고경변화를 관찰하며, 납의 치와 온성 후의 레진치아에서의 접촉점의 수를 교합지와 T-scan system을 이용하여 비교하고, 인공치아의 접촉점의 변화를 관찰하며, 이 접촉점의 변화와 수직고경 변화간에 상관관계가 있는지 알아보고자 한다.

II. 실험재료 및 방법

1. 실험재료

본 연구에 사용한 재료는 실험모형의 제작에 치과용 경석고(Silky-Rock stone, Whip-ix Co., U.S.A.)와 의치상용 납(Paraffin wax, Yushin dental Co., Korea)을 사용하였고 주납의치 제작시 레진치(Trubyte Biotone, Dent-sply International Inc., U.S.A.)는 33° 치아를 사용하였다. 실리콘 음형을 만들기 위해 신에츠 실리콘(KE-1300, Shin-Etsu Silicone Korea Co. Ltd., Korea)을 사용하였으며, 통상의 열중합법으로 온성시 열중합레진은 Vertex(Dentimax zeist, Holland)를 사용하였다.

2. 실험방법

(1) 실험모형의 제작

함몰부위가 없는 상, 하악 무치악 경석고 모형을 실리콘 음형을 이용하여 각 10-개씩 총 20개를 제작하

였다. 이때 모형의 기저부는 보다 정확한 재부착을 위해 자석 system인 Ney Ar-tic-U-Loc(Ney industrial park, U.S.A.)을 사용하여 striker plate를 기저면에 부착시키고 4개의 구를 형성하였다. 모형이 경화된 후 striker plate 표면의 경석고를 깨끗이 제거한 다음 모형 trimmer와 연마지를 이용하여 모형의 변연을 정리하였다.

(2) 납의치의 제작

상, 하 각각 1개의 모형에 의치상용 납으로 교합제를 형성한후 이상적인 관계로 반조절성 교합기(Hanau Modular Articulator, Teledyne Hanau, U.S.A.)에 부착하였다. 통법에 따라 33°의 레진치아를 배열하고 치은형성을 하여 상, 하 한쌍의 33°의 레진 치아로 배열된 주납의치를 제작하였다.

이 주납의치를 교합기에서 떼어내 좌, 우측 견치부의 및 후방의치 변연부에서 모형의 기저부까지 연장되는 납주입봉을 부착하여 용융된 납과 공기의 유입로 및 배출로로 제공하였다(Fig. 1). 이것을 boxing하여 실온에서 중합되는 공업용 실리콘 고무를 이용하여 음형을 제작하였다(Fig. 2).

제작된 음형에 동종의 레진 치아를 정확히 배열시키고 용융된 납을 주입하고 모형을 정확히 위치시켰다. 납이 경화된 후 모형과 복제납의치를 음형에서 분리하여 납주입봉을 제거하고 약간의 수정을 가하여 각 10쌍의 33° 레진치아의 복제납의치를 제작하였다.

(3) 교합기에 부착 및 계측

모든 복제납의치모형의 기저부에 부착된 striker plate에 자석을 정확히 위치시킨 후 분리제를 도포하고 주납의치의 인공치아 배열시 제작해 두었던 재부착 기록을 이용하여 상악 복제납의치를 교합기에 부착시켰다. 이어서 최대교합상태로 하악복제납의치를 부착시킨 다음 교합지를 이용하여 교합조정을 하여 소구치와 제2대구치는 한 점에서, 제1대구치는 두점에서 양측성으로 균일한 접촉이 이루어지도록 설측교합(lingualized occlusion)을 형성한 후 계측을 하였다(Fig. 1).

수직고경의 측정은 최대교합상태에서 전치향도핀이

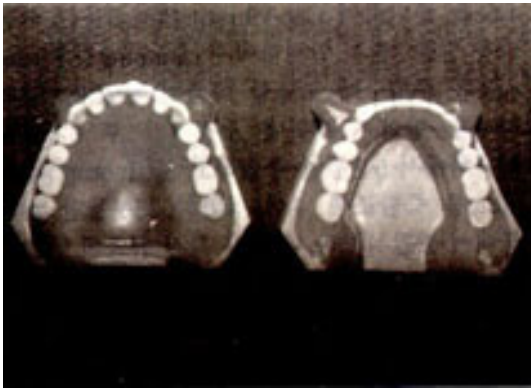


Fig. 1. Master wax denture with four wax sp-rues



Fig. 2. Silicone molds for the fabrication of the identical duplicate wax dentures.



Fig. 3. Mounting on articulator with linguallized occlusion

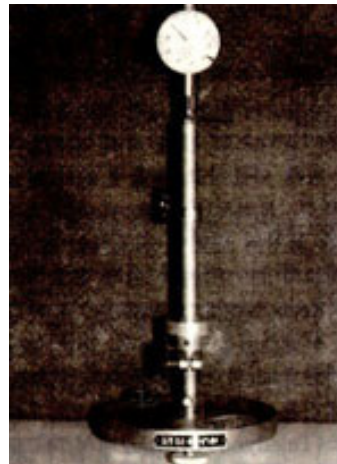


Fig. 4. Measuring dial gauge.

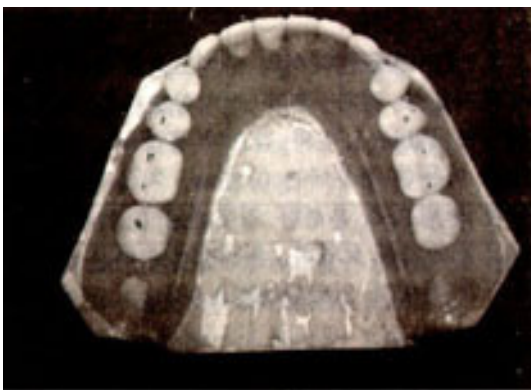


Fig. 5. The tooth contacts recorded by the articulating ribbon before processing.

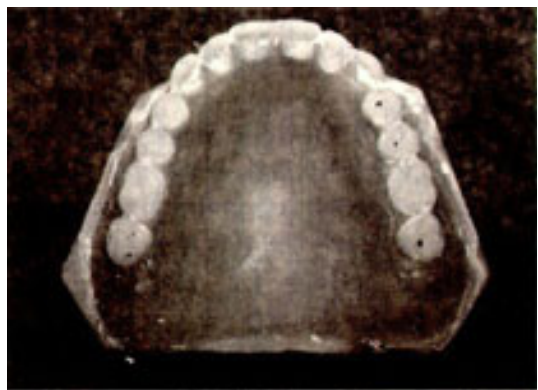


Fig. 6. The tooth contacts recorded by the articulating ribbon after processing.

전치향도판에 닿게한 후 교합기의 upper member에서부터 전치향도판의 특정한 흠까지의 거리를 0.01mm까지 계측가능한 dialgauge(Mitutoyo Manufacturing Co., Ltd., Tokyo, Japan)로 5회 측정하여 기록하였다.(Fig. 4). 치아접촉점의 기록은 33° 레진치아가 배열된 상악 납의치에 교합지(Accufilm II Double-sided occlusal making film, Parkell, U.S.A.)에 의해 인기된 접촉점의 수를 세어 기록하였다(Fig. 5).

(4) 의치의 제작 및 계측

의치의 제작은 다음과 같이 2개의 군으로 나누어 시행하였다.

1군 : 5쌍의 납의치를 기존의 가압성형법으로 온성한 후 수직고경의 변화와 접촉점의 수를 기록한다.

2군 : 5쌍의 납의치를 지속적 가압주사식방법에 따라 온성한 후 수직고경의 변화와 접촉점의 수를 기록한다.

1군의 모든 복제납의치는 필요한 계측을 한후 기저부를 알루미늄박으로 감싸 즉시 의치함에 3차 매몰법에 의해 매몰하고 통법에 따라 납을 제거한다음 레진 분리제(GC Acro-sep, GC Co., Japan)를 모형의 변연에 도포하였다. 열 중합레진을 제조회사의 지시에 따라 혼합하고 유압식가압기(Reco dental, Germany)로 가압 성형하였는데 시압전입은 통상 3회 이상 실시하여 가능한 레진 flash의 두께를 최소화하였다. 가압성형성된 레진은 실온에서 30분 동안 계류시킨 후 온성조(Teledyne HANAU)에서 74°C로 9시간 동안 중합시켰다. 공기중에서 실온에 도달된 후 복제모형과 의치가 손상되지 않도록 모형과 의치가 부착된 상태로 의치함에서 분리한 후 알루미늄박을 제거한 다음 재부착용 자석을 이용해 다시 정확하게 교합기에 재부착 시켰다.

2군의 모든 복제납의치는 필요한 계측을 한후 지속적 가압주사식방법의 온성과정에 따라 온성하였다. 먼저 경석고를 섞어서 하함의 절반을 매몰하고 경석고가 경화된후 주입구를 3-5mm의 직경으로 상악에는 1개, 하악에는 2개 형성한 다음 Ivoclar 분리제를 2회 도포한후 상함의 절반을 매몰하였다. 그후 뜨거운 물에 5분

동안 계류시킨후 꺼내어 상함과 하함을 분리하고 납을 제거한 다음 모형을 깨끗이 하였다. Cap-sule을 준비하여 Cap-vibrator에서 5분간 섞은 다음 함을 3통의 압력하에서 clamping한후 cap-sule을 주입구에 도달할 때까지 넣었다. 압력장치를 5분동안 주입하고 SR-Ivocap assembly를 중합조에 넣어 정확히 35분동안 끓는물에서 중합시켰다. 중합후 즉시 찬물에 넣는데 처음 20분동안은 압력이 가해진 상태에서 계류시키고 이후 10분동안은 압력이 제거된 상태로 계류시켰다. 복제모형과 의치가 손상되지 않도록 모형과 의치가 부착된 상태로 의치함에서 분리한 후 Ney Artic-U-Loc system을 이용해 다시 정확하게 교합기에 재부착 시켰다.

그 후 수직고경은 복제납의치에서와 동일한 방법으로 측정하였으며 치아접촉점의 수는 온성후 교합기에 재부착된 상, 하악 의치에서 중심교합으로 폐구시 교합지와 T-Scan system(Tekscan Inc., U.S.A.)에 의해 인기된 상악의치에서의 접촉점의 수를 기록하였다(Fig. 6). T-Scan system에 의한 치아접촉점 계측시 T-Scan sensor가 부착된 sensor 지지장치를 의치의 정중선에 맞추어 위치시키고, T-Scan의 프로그램 메뉴 중 시간분석 모우드를 선택한 후 손으로 균일한 힘을 교합기상에서 수직방향으로 가하여 악구의 형태를 결정하고 4번의 반복 시행을 통하여 얻은 치아접촉점의 기록을 온성방법에 따라 평균내어 측정값으로 기록하였다.

III. 실험성적

1. 전치향도판에서의 수직고경의 변화

의치온성 전과 후의 전치향도판의 길이의 차이는 Table 1, 2와 같으며 통상의 가압성형법을 이용한 경우에는 0.75mm, 지속적 가압주사식 방법으로 온성한 경우에는 0.31mm의 수직고경 증가를 보였다. 온성방법에 따른 군간의 유의한 차이가 있었다(p<0.05).

2. 치아접촉점수의 변화

Table 3은 온성전, 후의 치아접촉의 수를 보여 주고

Table 1. Changes in vertical opening, resulting from processing dentures in compression technique and injection technique as measured on the special device

Denture No.	Amount of vertical opening(mm)	
	Compression	Injection
1	0.8290	0.3420
2	0.6840	0.3360
3	0.7020	0.3260
4	0.8220	0.2420
5	0.7300	0.2820
	0.7534	0.3056

Table 2. Comparison between the average pin opening of samples processed by compression and injection method(t-test applied)

Pin opening(mm)	Compression	Injection	t-test
Mean	0.7534	0.3056	t=24.87
SD	0.073	0.053	(singnificant)

Table 3. The number of contact pints by using articulating ribbon & T-Scan system before and after processing of dentures

Method	Denture No	Tooth				Total B A T
		1st p B A T	2nd p B A T	1st M B A T	2nd M B A T	
Compression	1	2 1 0.75	2 1 0.75	4 1 0.75	2 2 2.0	10 5 4.25
	2	2 1 1.25	2 1 1.0	4 3 1.25	2 1 1.0	10 6 4.5
	3	2 0 0.25	2 0 0.25	4 3 2.75	2 2 1.5	10 5 4.75
	4	2 1 0.5	2 0 0.25	4 2 1.25	2 1 0.25	10 4 2.25
	5	2 0 0	2 0 0.25	4 2 1.0	2 2 1.5	10 4 2.75
Mean		2 0.6 0.55	2 0.4 0.7	4 2.2 1.4	2 1.6 1.25	10. 4.8 3.9
Injection	1	2 1 1.25	2 1 1.0	4 4 2.5	2 2 1.5	10 8 6.25
	2	2 1 0.5	2 1 1.25	4 3 2.0	2 2 1.75	10 7 5.5
	3	2 1 0.5	2 1 1.0	4 2 1.5	2 2 1.5	10. 6 4.5
	4	2 1 0.5	2 2 1.5	4 4 3.25	2 2 1.5	10. 9 6.75
	5	2 0 1.0	2 1 0.25	4 3 1.25	2 2 1.0	10 6 3.5
Mean		2 0.8 0.75	2 1.2 1.0	4 3.2 2.1	2 2 1.45	10 7.2 5.3

B : the number of contact points by using articulating ribbon before processing

A : the number of contact points by using articulating ribbon after processing

T : the number of contact points by T-Scan system after processing

M : molar

P : premolar

Table 4. Correlation analysis between the amount of vertical pin opening and the number of reduction of contact points by using articulating ribbon after processing of dentu-res

Compression	pin opening(mm)	Mean	SD	Pearson correlation coefficients -0.741*
	Changes in Contact points(No.)	0.7534	5.2	
Injection	Pin opening(mm)	0.3056	0.053	Pearson correlation coefficients 0.4742*
	Changes in contact points(No.)	2.8	1.056	

* : no significant correlation
SD : Standard deviation.

Table 5. Correlation analysis for the contact points by using articulating ribbon & T-Scan system

Compression	A 1.20± 0.95 *
	T 0.93± 0.68
Injection	A 1.80± 1.06 *
	T 1.33± 0.71

*P>0.1

A : Articulating ribbon
T : T-Scan

있다. 통상의 가압성형법을 이용한 경우 의치 온성후 교합지에 의해 인기된 총치아접촉점 수(4.8)가 납의치에서의 총 치아 접촉점 수(10)에 비해 52% 줄어 들었다. T-Scan에 의해 인기된 접촉점의 수는 3.9개로 61% 감소하였다. 지속적 가압주사식으로 온성한 경우 교합지에 의해 인기된 총 치아접촉점 수는 7.2개로 28% 감소하였고 T-Scan에 의해 인기된 접촉점의 수는 5.3개로 47%감소 하였다.

의치온성 후의 전치향도핀에서의 수직고경 증가량과 치아접촉점의 감소수 간의 상관관계를 Pearson의 상관계수를 이용하여 통계분석한 결과 유의한 상관관계가 없었다(Table 4).

Table. 5는 의치를 온성 후 교합지와 T-Scan system에 의해 기록된 치아접촉점의 수를 보여주고 있는데 접촉점수 간에 유의한 상관관계는 없었다.

IV. 총괄 및 고찰

총의치 제작시 매몰이나 레진의 가압성형에 의한 온성과정 중 일어나는 변화에 의해 인공치아의 위치변화가 생기고 결과적으로 교합의 부조화가 초래된다. 이러한 인공치아의 위치변화에 의한 교합의 부조화는 환자에게 의치를 장착시키기 전에 교합의 조정을 필요로 하게 한다.

Wolfaardt등⁽⁷⁾은 열 중합 과정에서 일어나는 크기 변화는 단순하지 않으며 중합되는 레진의 두께와 의치 함내에서의 납의치의 위치에 따라 다양하게 나타난다고 하였다. Woelfel등⁽⁵⁾은 의치의 적합도에 대하여 아크릴릭 레진은 중합수축에 의해 0.4%~0.6%의 선변형이 주로 상악의치의 후방부에서 발생하였다고 보고하였으며, Hardy⁽²⁶⁾는 주입법과 가압성형법의 중합과정 중의 크기변화를 비교한 결과 주입형 레진에 의한 것이 가압성형에 의한 일반적인 열중합 방법보다 수축변형이 적게 나타났다고 보고하였다. Garfunkel⁽¹⁵⁾은 상악의치상에서 주사주입형 레진은 주로 팽창변형이 일어난 반면 열 중합 레진은 수축 변형이 크게 일어난다고 보고하였다.

의치온성에 따른 교합의 변화는 레진 단량체의 중합수축^(5, 27, 28), 수분흡수^(5, 27, 28), 가열^(5, 28), 건조⁽²⁹⁾, 내부기포^(28, 29), 및 내부응력의 유리⁽²⁸⁾ 등과 같은 레진 자체

의 물성뿐만 아니라 사용된 매몰재의 종류에 따라서도 영향을 받는다. Marc-roft⁽²⁰⁾는 Layered silicone rubber mold를 사용한 결과 보다 만족스런 교합관계를 얻을 수 있었다고 했으며, Rudd⁽³⁰⁾는 매몰재로 경석고를 사용하면 치아의 이동을 감소 시킬 수 있다고 했다. Zakhari⁽³¹⁾는 매몰재로 석고를 사용하고 교합면만 경석고로 감싸는 방법을 함께 사용했을 때 수직고경을 최소화할 수 있었고 치아의 이동도 적었다고 했다. 한편 Mainieri⁽³²⁾는 매몰재로 silicone rubber와 석고를 사용한 방법과 석고만을 사용한 경우에 체적의 변화에 차이가 없었다고 보고하였다. 의치온성시 여러 요인에 의해 교합고경의 변화가 발생되는데 Peyton, Anthony등⁽³⁴⁾은 가압성형중에 의치함에 가해지는 압력이 가장 중요한 원인이라고 하였으며, 주의를 기울인다면 전치향도핀의 수직고경 증가를 0.5mm 이내로 줄일 수 있다고 하였고, Wesley⁽¹⁾는 매몰재로 경석고를 사용한 경우에 전치향도핀의 수직고경 증가는 0.56mm이었다고 보고하였다. Shippee⁽³³⁾, Woelfel⁽⁵⁾ 등은 통상의 가압성형법으로 의치온성 후에 전치향도핀에서의 수직고경 증가량은 최대 1.49mm였다고 보고하였다. 국내의 김⁽¹⁷⁾ 등은 의치온성 후 전치향도핀에서의 수직고경 증가량은 0° 레진치아에서 0.78mm, 33° 레진치아에서 0.87mm였다고 보고하였다. 한편 Strohaber⁽¹⁴⁾는 지속적 가압주사식으로 의치온성 후 전치향도핀에서의 수직고경 증가는 0.02mm였다고 보고하였고 Trage⁽¹¹⁾는 0.06-0.08mm였다고 보고하였다.

본 실험에서 의치온성 후 전치향도핀에서의 수직고경의 증가량은 통상의 가압성형법에서 0.75mm, 지속적 가압주사식으로 온성한 경우에 0.31mm로 주사식 온성법에서 작았으며 이는 Anderson^(12, 13), Strohaber⁽¹⁴⁾ 등의 실험과 같은 결과를 보였다.

Schmidt⁽¹⁰⁾는 SR-ivocap주사식 레진을 전자 현미경으로 관찰한 결과 SR-ivocap주사식 레진은 polymer입자가 기질내에 완전히 용해되어 있는 무형의 구조로써, 화학적, 기능적, 기계적으로 보통의 레진보다 우수하며 균일한 질의 의치를 제작할 수 있다고 하였다. 그러나 Gar-funkel⁽⁴⁵⁾은 중합이 끝난 의치를 석고 모형으로부터 분리하기전의 고경변화는 통상의

열중합법에 의해 제작된 의치보다 주사식 중합법에서 더 크며, 완성된 의치의 고경변화도 우수하기 못하다고 하였다. 그러나 Trage⁽¹¹⁾, Sykora⁽³⁵⁾의 조사에 의하면, 지속적 가압주사식방법으로 제작된 의치는 체적변화가 거의 없고 레진의 무형구조로 인해 인장강도가 매우 높아 의치의 장착시 교합조절이 거의 필요하지 않기 때문에 임상에서 가장 적절한 의치온성 방법이라고 소개하였다. 이와 같이 지속적 가압주사식 열중합 레진은 기존의 의치상 레진과는 다른 레진으로서, 중합수축에 관한 약간의 논란이 있으며 고가의 장비가 필요하다는 단점은 있으나, 이의 임상이용이 증가하는 추세이다.

치아접촉의 상태를 알기 위하여 많은 방법이 이용되고 있으며, 이는 크게 정성적방법(qualitative method)과 정량적방법(quantitative method)으로 나누어 생각할 수 있다. 정성적 방법은 교합지, 교합왁스, shim stock, 교합체득재료등을 이용하여 교합접촉의 위치와 접촉여부를 확인할 수 있는 것을 말한다⁽³⁶⁻³⁸⁾. 그러나 정확하게 접촉점을 나타내지 못하고 잘못 표시될 수 있으며 치아의 접촉순서나 접촉강도를 알기가 어려웠다. 정량적인 방법으로는 접촉 강도를 동시에 알수 있는 광탄성 wafer를 이용한 광교합술(photocclusion)^(39, 40)을 들수 있으며 광탄성 wafer의 두께와 경직성, 정확한 재현성등에 문제점이 발견되었다. Pameijer등⁽⁴¹⁾에 의해 소개된 intraoral occlusal telemetry는 치아접촉의 발생부위와 빈도를 기록할 수 있는 소형화된 기계장치이나 대상이 고정성 보철물을 가진 경우로 그 사용이 제한된다.

그후 정성적, 정량적 판독뿐만 아니라 시간별 분석도 동시에 가능하도록 컴퓨터화된 시스템으로서 T-Scan이 Maness와 MIT연구원들⁽⁴²⁾에 의해 개발되었다. 이 시스템은 감압지, 손잡이와 전선, 시스템 유닛, 및 소프트웨어로 구성되어 있다(Fig. 7).

1회용인 감압지는 이 시스템의 가장 중요한 요체(Fig. 8)이며, 표면과 바닥은 1500개 이상의 감지점을 갖고 0.67mm의 정확성을 갖는 X-Y grid로 형성되어 60 μ m이하의 두께의 강도, 천공이나 찢어짐에 대한 저항성 및 변형에 대한 신축성등의 장점을 가지는 폴리 에스터 필름기질에 전기적인 도체인 3-4층의 잉크로

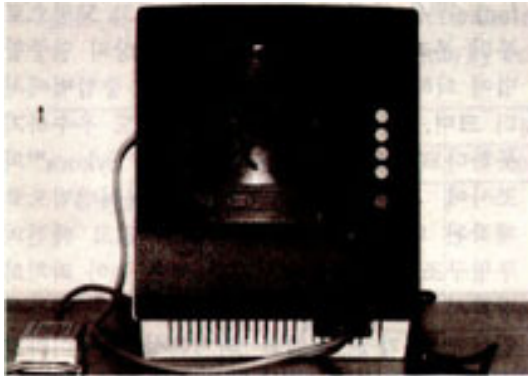


Fig 7. T-Scan unit



Fig. 8. T-Scan sensor foil

구성 되어 있다⁽⁴³⁾. Sensor에 압력이 가해지면 그 부위에서 전기저항의 감소가 일어나고 이런 전기저항의 변화를 이용하여 sensor는 접촉점의 위치 및 치아접촉의 순서 그리고 접촉강도에 관한 정보를 얻는다. T-Scan의 sensor에는 70 μ A의 전류가 흐르고 있어 0.01초 단위로 교합 접촉의 시간 분석이 가능⁽⁴²⁾하며 은 원소간 간격이 1.25mm이므로 반경 0.67mm내에 찍힌 접촉점을 하나의 교합접촉점으로 인지한다⁽⁴³⁾. T-Scan system에 사용되는 감압지로는 푸른색의 표준 감압지와 감도가 높은 붉은색의 감압지가 있는데 인지 가능한 힘의 양은 푸른색의 감압지가 100g에서 1.1 Kg까지⁽⁴⁴⁾이며 붉은색의 감압지는 통상적인 푸른색의 감압지보다 약 4배가량 감도가 높아 소수의 교합접촉과 적은 교합력이 적용될 때 사용하도록 설계되어 있는 감압지이다. 그러나 접촉점이 10개 이상으로 많은 경우 감압지의 정확성이 떨어지므로 전체적인 교두 교합의 진단 용으로는 적절하지 못해⁽⁴⁵⁾ 푸른색의 표준감압지를 사용했다.

T-Scan은 교합과 관계되는 모든 치과 분야에서 다음과 같은 광범하게 이용될 수 있다.

즉 교합의 진단, 교합상태의 변화관찰, 교합조정, 금관·가공의치 제작전후의 교합상태 및 조정, 의치교합의 조정, 교합상의 조절, 치과 임플란트에 있어서 균등한 양측성 교합을 부여하기 위해 교합력의 세기조정등 교합조정에 응용될 수 있고, 교합조절에 의해 악관절 치료, 치주 및 교정치료등에 이용될 수 있고, 기공실과

의 교합관계의 의사소통등에 사용되며 환자에게 치료 전의 상태를 설명하고 치료의 필요성을 알려줄 수 있어 환자교육용 등으로 이용될 수 있다고 하였다⁽⁴⁶⁾.

국내에서 연⁽⁴⁷⁾은 정상치열을 가진 성인을 대상으로 T-Scan system을 이용하여 교합접촉의 정량분석을 하였는데 교합력이 증가할수록 치아접촉수는 증가하였다고 보고하였고 김등⁽¹⁷⁾은 의치온성시 발생하는 교합 및 수직고경변화를 T-scan을 이용하여 측정하였으며 Boening과 Walter⁽⁴⁸⁾는 총의치환자에서 중심교합위에서 재부착전후의 교합접촉점수와 접촉력을 기록하여 이 시스템이 교합조정의 필요성을 증명하는데 유용하다고 하였다. 최등⁽⁴⁹⁾은 중심교합위에서 치아접촉을 T-scan상에 나타난것과 실리콘으로 채득한 %교합인기를 비교검토한 결과 교합접촉점수는 T-scan에서 실리콘교합인기의 경우보다 적게 나타났다고 보고하였다.

본 연구에서 총 치아접촉점수는 통상적인 가압성형법으로 온성한 경우 교합지와 T-scan에서 각각 48%, 39%로 감소하였고 지속적 가압주사식방법으로 온성한 경우에 교합지와 T-scan에서 각각 72%와 53%로 감소하였는데 이는 인공치아의 위치변화에 따른 교합의 변화가 있었음을 의미한다. 의치온성 후의 전치향도핀에서의 수직고경 증가량과 치아접촉점의 감소수간에 유의한 상관관계가 없었는데 Wesley⁽¹⁾, 김등⁽¹⁷⁾에 의하면 수직고경의 변화는 치아접촉점의 감소수보다는 인공치아가 이동된 양에 관련되기 때문이라고 했

다.

본 연구에서 의치온성 후 교합지와 T-Scan system에 의해 기록된 접촉점의 수 간에는 차이가 있었으며 일정할 상관관계는 없었다. 이처럼 같은 의치에서 접촉점의 차이를 보이는 이유에 대해 김등⁽⁴⁷⁾은 T-Scan sensor의 두께가 60 μ m 정도로서 교합지로 사용된 Accufilm의 두께 32 μ m와는 차이가 있으며 또한 T-Scan의 se-sensor는 감각점당 100g 이상의 힘이 가해져야 접촉점으로서 인가되는 교합지와는 차이가 있기 때문이라고 주장했고, 채등⁽⁴⁹⁾은 T-Scan 감압지의 특성상 인접해서 위치한 교합접촉점이 하나의 커다란 접촉면을 이루어 나타내기 때문이라고 보고했다. 따라서 T-Scan system을 이용시 정량적인 치아의 접촉분석이 가능하지만 접촉점으로 인지되기 위해 필요로 되는 힘의 양이 너무 크기 때문에 조기접촉을 찾아내기 보다는 과접촉을 알아내는데 적합한 것으로 생각된다.

의치를 주모형으로부터 분리시 교합관계의 변화가 명확히 나타나게 되는데 임상적인 재부착 과정이 의치 장착시 수행된다면 의치장착후의 조정시간은 확실히 감소하게 된다. Holt⁽⁵⁰⁾는 주모형에서 의치 분리시 교합의 변화가 발생하는 것을 관찰하고 환자에게 의치장착시 의치상의 조직면을 재조정해 주고 치료실과정에서 임상적 재부착에 의해 의치교합을 재조정해 주는 것이 의치장착 후의 조정 횟수를 현저히 줄여줄 수 있고 골의 흡수율을 감소시킬 수 있으며 환자는 보다 편안함을 느낄 수 있다고 하였다. 교합조정시 구강내에서 보다는 교합기에서 시행하는 것이 좋는데 구강에서 시행시 연조직이 변형되어 교합오차를 명확히 볼 수가 없고 의치의 정확한 안정을 얻을 수 없으며 타액의 분비로 인한 조작상의 어려움이 있기 때문이다. 따라서 구강내에서 교합지를 이용한 과도한 선택삭제는 실제적으로 교합의 오차를 더 심화시킬 수 있다.

본 실험에서 모든 계측은 온성된 의치를 주모형에서 분리하지 않은 상태에서 시행하였다. Woelfel⁽⁵⁾에 의하면 대부분의 체적변화는 의치가 모형에서 분리될 때 발생하는데 이는 모형으로부터 의치 분리시 내부응력의 유리때문이라고 하였다. 또한 하악의치의 수축이 상악의치의 수축보다 1.5배 크며, 얇은 의치의 수축률이 두꺼운 의치의 수축률보다 2배 크다고 주장하였는

데 Lerner 등의 실험 결과와 일치한다. 한편 McCartney⁽⁵¹⁾는 임상실험에서 의치를 장착한 6명의 환자중 0.002inch의 교합변화를 모든 환자가 인지할 수 있었고, 의치내면에서 0.004inch의 변화를 6명 모두가 감지할 수 있었다고 했다.

본 실험의 결과로 볼 때 총의치 제작시 온성방법에 따라 발생하는 교합 부조화의 양이 조절을 필요로 하는 정도의 크기라는 것을 알 수 있었으며, 환자에게 의치를 장착하기 전에 재부착 과정을 통해 세심한 교합조정이 필요하리라 생각된다. 또한 지속적 가압주사식으로의 온성방법이 통상적이 가압성형법보다 수직고경의 변화 및 교합오차가 적게 나타났으므로, 지속적 가압주사식방법을 사용하여 의치를 온성함으로써 조정의 필요성을 줄일 수 있으리라 생각된다. 그리고 T-Scan system을 교합접촉의 분석방법으로 이용시 교합지와 병용하는 것이 보다 정확한 결과를 얻을 수 있는 방법으로 생각되며, 근본적으로 총의치의 적합도를 개선시킬 수 있는 온성방법, 매몰재, 의치상 재료에 대한 연구 및 교합접촉점의 분석을 보다 정확히 할 수 있는 방법등에 대한 계속적인 연구가 필요하리라 사료된다.

V. 결론

본 연구에서 인공치아의 교두경사각이 33°인 레진 치아가 배열된 10쌍의 납의치를 제작하여 기존의 통상적인 가압성형법과 지속적 가압주사식방법에 의해 온성한 후 교합수직고경의 변화를 vertical dial gauge를 이용하여 측정하고 의치온성에 따른 접촉점의 변화를 교합지와 T-Scan system을 이용해서 관찰한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 전치향도핀에서의 수직고경은 의치온성 후 통상적인 가압성형법과 지속적 가압주사식온성방법에서 각각 0.75mm, 0.31mm 증가하였으며 t-test 결과 상호간에 유의한 차이가 있었다. (p<0.05).
2. 교합지에 의해 인가된 총 치아접촉점의 수는 통

상적인 가압성형법과 지속적 가압주사식 방법에서 납의치의 접촉점수에 비해 각각 48%, 72%로 감소하였고 T-scan에서는 각각 39%, 53%로 감소하였다.

3. 통상적인 가압성형법으로 의치온성 후 교합지에 의해 인기된 각 인공치아별 접촉점의 수는 평균 제2대구치에서 1.6개, 제1대구치에서 2.2개, 제2소구치에서 0.4개, 제1소구치에서 0.6개였고, 지속적 가압주사식 방법에서 각각 2, 3.2, 1.2, 0.8이었다.
4. 의치온성방법에 따른 치아접촉점의 감소수와 전치향도핀에서의 수직고경 증가량 간에는 상관관계가 없었다.
5. 통상적인 가압성형법으로 의치온성 후 T-scan system에 의해 치아접촉점 측정시 평균 제2대구치에서 1.25개, 제1대구치에서 1.4개, 제2소구치에서 0.7개, 제1소구치에서 0.55개였고, 지속적 가압주사식방법에서 각각 1.45, 2.1, 1.0, 0.75개이었다.
6. 두가지 온성방법에서 의치온성 후 교합지와 T-scan system을 이용하여 측정한 치아접촉점의 수 간에 유의한 상관관계는 없었다($p>0.1$).

Reference

1. Wesley RC, Henderson D, Frazier QZ, Ra-yson JH. Processing change in complete dentures : Posterior tooth contact and pin opening. J Prosthet Dent 1973 : 29 : 46-54.
2. Becker Cm, Smith DE, and Nichols JI, The comparison of denture base processing to-chniques Part 2 : Dimension changes due to processing. J Prosthet Dent 1977 : 37 : 450-9.
3. Shetty NS, Udani TM. Movement of artifi-cial teeth in waxed trial dentures. J Prosthet Dent 1986 : 56 : 644-8.
4. Lorton L, Phillips RW. Heat-released st-ress in acrylic dentures, J Prosthet Dent 1979 : 42 : 23-6.
5. Woelfel JB, Paffenbarger GC, Sweeney WT. Dimensional changes occuring in de-ntures during processing. J Am Dent As-soc 1960 : 61 : 413-30.
6. Sadamori S, Ganfiyanti T, Hamada T, Arima T. Influence of thickness and loca-tion on the residual monomer content of denture base cured by three processing methods. J Prosthet Dent 1994 : 72 : 19-22.
7. Wolfaardt J, Cleaton-Jones P, Fatti P. The influence of processing variables on dime-nsonal changes of heat-cured poly(methyl metacrylate). J Prosthet Dent 1986 : 55 : 518-25.
8. Mahler DB. Inarticulation of complete de-ntures processed by the compression mol-ding technique. J Prosthet Dent 1951 : 1 : 551-9.
9. Grant AA. Distortion of gypsum casts fol-lowing the polymerizaion of methyl meta-crylate. J Dent Res 1963 : 42 : 8(Abstr. No. 9).
10. Schmidt KH. SR-Ivocap system and den-ture structure. Qunitessence Int 1976 : 4 : 29-32.
11. Trage R. Experience gained with the SR-Ivocap system. Quntiessence Int 1980 : 1 : 23-8.
12. Anderson GC, Schulte JK, Arnold TG. Di-mensional stability of convensional proce-ssing of denture base acrylic resin. J Prosthet Dent 1988 : 60 : 394-8.
13. Arnold TG, Schulte JK, Anderson GE. Di-mensional stability of injection and conve-ntional processing of acrylic%Abstract%. J Dent Res 1987 : 66 : 150.
14. Strohaber RA. Comparison of changes in vertical dimension between compression and injection molded complete dentures. J Prosthet Dent 1989 : 62 : 716-8.
15. Garfunkel E. Evaluation of dimensional changes in complete dentures porcessed by injection-pressing and pack-and-press technique. J

- Prosthet Dent 1983 : 50 : 757-61.
16. 윤석대, 김창희 : 수종의 의치상용 레진으로 제작된 총의치의 크기 안정에 관한 실험적 연구. 서울치대 논문집 : Vol. 1, 1998.
 17. 김기성, 김창희 : 의치온성시 발생하는 교합 및 수직교경 변화에 관한 실험적 연구. 대한치과보철학회지 : Vol. 28, No.2, 1990.
 18. 황승우, 정문규 : 지속적 가압 주사식 열중합 의치상 레진에 대한 열중합, 자가중합 및 광중합 레진의 결합력에 관한 비교분석. 연대치대 논문집 : Vol.31, No.3,1993.
 19. 채숙영, 방몽숙 : 의치상 레진의 중합 방법에 따른 크기의 안정성 및 표면형태에 관한 연구. Vol.30, No.3, 1992.
 20. Marcroft KR, Tencate RL, Hurst WW. Use of a layered silicon rubber mold technique for denture processing. J Prosthet Dent 1961 : 11 : 657-64.
 21. Lerner H, and Pfeiffer KR. Minimum vertical occlusal changes in cured acrylic resin dentures. J Prosthet Dent 1964 : 14 : 294-7.
 22. Dukes BS, Fields H, Olsen JW. A laboratory study of changes in vertical dimension using acrylic resin and porcelain teeth. J Am Dent Assoc 1983 : 106 : 842-3.
 23. Lechner SK, Thomas GA. Changes caused by processing complete mandibular dentures. J Prosthet Dent 1994 : 72 : 606-13.
 24. Antonopoulos AN. Dimensional and occlusal changes in fluid resin dentures. J Prosthet Dent 1987 : 39 : 605-15.
 25. Huggett R, Zissis A, Harrison A, Dennis A. Dimensional accuracy and stability of acrylic resin denture bases. J Prosthet Dent 1992 : 68 : 634-40.
 26. Hardy F. Comparison of fluid resin and compression molding methods in processing dimensional changes. J Prosthet Dent 1978 : 39 : 375-7.
 27. Pickett HG, and Appleby RC. A comparison of six acrylic resin processing techniques. JADA, 1970 : 80 : 1309-14.
 28. Phillips RW. Skinner's science of dental materials, 8th. Ed., W.B. Saunders company, 1982.
 29. Grunewald AH, Paffenbarger CC, and Dickson G. The effect of molding processes and some properties of denture resins. JADA, 1952 : 44 : 269-84.
 30. Rodd KD. Processing complete dentures without tooth movement. Dent. Clin. North Am, 1964 : 675-91.
 31. Zakhari KN. Relationship of investing medium to occlusal changes and vertical opening during denture construction. J Prosthet Dent 1976 : 36 : 501-9.
 32. Mainieri ET, Boone ME, Potter RH. Tooth movement and dimensional changes of denture base materials using two investment methods. J Prosthet Dent 1980 : 44 : 368-73.
 33. Shippee RW. Control of increased vertical dimension of compression molded dentures. J Prosthet Dent 1963 : 13 : 269-82.
 34. Peyton FA, Anthony DH. Evaluation of dentures processed by different techniques. J Prosthet Dent 1963 : 13 : 269-82.
 35. Sykora O, Sutow EJ. Practical assessment of a injection-denture processing technique(SR-Ivocap). Quintessence Dent Technol 1998 : 12 : 147-54.
 36. Berry DC, and Singh BP. Effect of electromyographic biofeedback therapy on occlusal contacts. J Prosthet Dent 1984 : 51 : 397-403.
 37. Long JH. Occlusal adjustment as treatment for tenderness in the muscles of mastication in category 1 patients. J Prosthet Dent 1992 : 67 : 519-24.
 38. Zibert GJ, and Denegran SJ. Tooth contacts and stability before and after occlusal adjustment. J

- Prosthet Dent 1979 : 42 : 276-81.
39. Amsterdam M, Purdun LC, and Purdum KL. The occlusograph : A graphic representation of photocclusion data. J Prosthet Dent 1987 : 57 : 94-108.
 40. Dawson PE, and Arcan M. Attaining harmonic occlusion through visualized strain analysis. J Prosthet Dent 1981 : 46 : 615-22.
 41. Pameijer LHN, Glickman I, and Roger FW. Intraoral occlusal telemetry. Tooth contact in chewing, swallowing, and bruxism J Prosthet Dent 1969 : 40 : 253-58.
 42. Maness WL, Benjamin M, Podoloff R, Bobick A. Computerized occlusal analysis : A new technology. Quintessence Int. 1987 : 18 : 287-92.
 43. Maness WL, Chapman RJ, Dario LD. Laboratory evaluation of a direct reading digital occlusal sensor. J Prosthet Dent 1985 : 43(special issue) : 308(abstr no.1199).
 44. Halperin GC, Halperin AR, Norling BK. Thickness, strength and plastic deformation of occlusal registration strip. J Prosthet Dent 1982 : 48 : 575-8.
 45. Riise C, Ericsson SG. A clinical study of the distribution of occlusal tooth contacts on the intercuspal position at light and hard pressure in adults. J Oral Rehabil 1983 : 10 : 473-80.
 46. 양재호 : Computerized T-scan system을 이용한 정량적 교합분석 방법에 관한 연구, 대한치과의사협회지 Vol.27, No.9, 1989.
 47. 연태호, 김영구 : Computerized occlusal analysis system을 이용한 occlusal contact에 관한 연구. 대한구강내과학회지 14 : 81-8, 1989.
 48. Boening KW, Walter MH. Computer-aided evaluation of occlusal load in complete dentures. J Prosthet Dent 1992 : 67 : 339-44.
 49. 최부병, 박남수, 채영아 : T-scan을 이용한 성인정상교합자의 하악운동시 치아접촉양상에 관한 연구. 대한치과보철학회지 Vol. 31, No.4, 1993.
 50. Holt JE. Research on remounting procedures. J Prosthet Dent 1977 : 38 : 338-41.
 51. McCartney JW. Flange adaptation discrepancy, palatal base, distortion, and induced malocclusion caused by processing acrylic resin maxillary complete dentures. J Prosthet Dent 1984 : 52 : 545-53.

=Abstract=

OCCLUSION AND VERTICAL DIMENSION CHANGES ACCORDING TO DENTURE PROCESSING TECHNIQUES

Mun-Young Kim, D.D.S., Kwan-Ho Chung, D.D.S., M.S.D., Hyoung-woo Yu, D.D.S., M.S.D., Seung-Geun Ahn, D.D.S., M.S.D., Kwang-Yeob Song, D.D.S., Ph. D., Charn-Woon Park, D.D.S., Ph. D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chonbuk National University

The purpose of this study was to compare the amount of the vertical pin opening of dentures processed by the conventional compression method & the injection-processing method. The articulating ribbon and T-Scan system were used to determine the changes in tooth contacts and the correlation between the changes in tooth contacts and the amount of the vertical pin opening after processing was analyzed statistically.

The obtained results were as follows.

1. The amounts of the vertical pin opening were 0.75mm, 0.31mm for conventional compression method and injection-processing method, respectively. The difference between the two methods was highly significant on the basis of t test statistics($p < 0.05$).
2. The total number of contact points recorded by articulating ribbon after processing was decreased to 48%, 72%, of that before processing for conventional compression method and injection-processing method, by T-Scan system, 39%, 53%, respectively.
3. The mean values for the number of contacts points per tooth recorded by articulating ribbon after processing were 1.6 for the second molar, 2.2 for the first molar, 0.4 for the second premolar, 0.6 for the first premolar in conventional compression method, and 2, 3.2, 1.2, 0.8 in injection-processing method.
4. The correlation between the reduction of contact points and the amount of the pin opening after processing was not significant.
5. The mean values for the number of contact points per tooth recorded by T-Scan system after processing were 1.25, 1.4, 0.7, and 0.55 at the second molar, the first molar, the second premolar, and the first premolar in conventional compression method, and 1.45, 2.1, 1.0, 0.75 in injection method, respectively.
6. The correlation between the number of contact points by using articulating ribbon and T-Scan system after processing was not significant in both methods.