– 대한 치과 보철학회지 Vol. 28 No. 2, 1990 –

의치온성시 발생하는 교합 및 수직고경 변화에 관한 실험적 연구

서울대학교 치과대학 치과보철학교실

김기성 · 김창회

〈목 차〉

Ⅰ. 서 론
Ⅱ. 연구재료 및 방법
Ⅲ. 연구성적
Ⅳ. 총괄 및 고안
Ⅴ. 결 론
참고문헌
영문초록

Ⅰ. 서 론

총의치 제작시 매몰이나 레진의 가압성형에 의한 온성과정 중 일어나는 변화에 의해 인공치아의 위치가 생기고 결과적으로 교합이 부조화가 초래된다[1~8]. 이러한 인공치아의 위치변화에 의한 교합의 부조화는 환자에게 의치를 장착시키기 전에 교합의 조정을 필요로 하게 한다.

선학들이 지적한 바와 같이 의치온성시 교합에서의 변화를 일으키는 요인은 사용된 매몰재의 경화팽창[9], 레진의 열팽창[10] 및 중합수축[12, 13], 상, 하 의치함간에 존재하는 레진 "flash"[1], 모형에서 의치분리시의 내부응력의 유리[12~15] 등이며 이에 따라 초래되는 결과는 의치안정성 및 유지력의 감소, 구강점막의 압통증[2], 의치의 불균형적 안착[2] 및 치조골의 흡수[16] 등이다.

총의치 제작시 발생하는 교합의 부조화를 평가하는 방법으로는 전치향도핀에서의 수직고경의 변화를 측정하는 방법[3, 17~19], 인공치아의 접촉위치 및 접촉점수의 변화를 측정하는 방법[3] 그리고 직접 각 인공치아의 수직고경을 계측하는 방법[20~22]등이 이용되어 왔다.

Rudd[23]는 치과용 경석고를 사용한 3차 매몰법을 이용하면 수직고경의 증가 및 인공치아의 위치변화를 최소화할 수 있다고 주장하였고, Macroft[17]는 매몰시 layered sillicone rubber mold 방법을 이용한 결과 석고를 사용한 경우보다 더 정확한 교합관계를 얻을 수 있었다고 하였으며, Zakhari[10]는 석고로 매몰하고 인공치아교합면 부분만을 경석고로 피개하는 매몰방법이 교합고경의 증가를 최소화할 수 있다고 보고하였다.

Lam[1]은 매몰된 모형의 경사된 양과 방향에 따라 의치온성 후의 인공치아의 위치변화량과 방향이 변화되며 레진 "flash" 의 양에 따라 인공치아의 이동량이 변화된다고 하였고, Vig[24]은 의치온성시 주로 상악에서 인공치아의 위치변화가 있으며 이동방향은 전방부위로 향하는데 그 이유는 순측 의치연에 의한 고정효과 때문이라고 하였으며 이런 현상을 방지하기 위해 상악의치의 납형제작시 후방변연 부위로의 납의 연장이 필요하다고 주장하였다.

Antonopous[20]는 산악의 경우 인공치아고경의 변화는 0.112mm증가, 하악의 경우 0.083mm증가한다고 하였으며, Grant[6]는 평균해서 0.05-0.08mm 증가한다고 보고하였다. Grunewald[15], Lam[1], Shippee[25], Lener(18)등은 교합고경의 증가원인은 의치형내의 과잉레진이라고 하고 충분한 시압전입이 필요하며 과잉레진이 방출될 수 있는 출구를 부여하든지 또는 모형의 외곽부위나 설공간에 레진격막을 형성하여 완압부 또는 저장부를 제공할 것을 추천하였다.

국내에서는 윤[21]이 수종의 의치상용 레진으로 제작한 총의치의 크기 안정성을, 임[26]은 자가중합 레진으로 제작한 의치상의 변형을, 이[27]는 의치상 조직면 개조시 의치상의 크기변화를 연구한 바 있다.

많은 문헌에서 총의치 제작시 발생하는 인공치아의 위치변화나 교합고경의 증가를 일으키는 요소들을 연구하고 그러한 현상을 최소화하는 방법을 연구해 왔으나 인공치아의 위치변화나 교합고경의 증가에 대한 상악의치나 하악의치 각각의 영향이나 사용된 인공치아니 교두경사각에 따른 영향에 대한 연구는 거의 없었다.

이에 본 저자는 인공치아 교두경사각 0°와 33°인 레진치아를 사용하여 의치제작시 발생하는 교합고경의 변화를 비교 관찰하고, 납의치와 온성 후의 레진의치에서의 치아접촉점의 수를 교합지와 T-Scan system을 이용 비교하여 인공치아의 접촉점의 변화를 관찰하며, 이 접촉점수의 변화와 수직고경의 변화량 간에 상관관계가 있는 지를 알아보고자 하였다.

II. 연구재료 및 방법

1) 연구재료

본 연구에 사용되는 기재는 다음과 같다.

1. 열중합 레진(K-33, Columbus dental, U.S.A)
2. RTV silcone rubber(KE-1300, Shin Etsu Chemical Co. Ltd., Japan)
3. 치과용 경석고(SSS New Gypston Japan)
4. 의치상용 납(De Trey Division, Dentsply Ltd., England)
5. 레진치아(Trubyte Biotone Blend,Dentsply International Inc., U.S.A.와 Qual-E-Dent Plastic teeth, H.D. Justi Co., U.S.A.)
6. 교합지(Accufilm II Double-sided Occlusal Marking Film, Parkell, U.S.A.)
7. 교합기(Hanau Model H Articulator, Hanau Engineering Company, Inc., U.S.A)
8. Digital vernier caliper(Mitutoyi Corp., Japan)
9. T-Scan system(Teksan Inc., U.S.A.)

2) 연구방법

가) 실험모형의 제작

함몰부위가 없는 상, 하악 무치악 경석고 모형을 실리콘 음형을 이용하여 각 20개 씩 총40개를 제작한 후 모형trimmer와 연마지를 이용하여 모형의 기저부를 평평하게 하였다.

나) 납의치의 제작

상, 하 각각 1개의 모형에 2장의 의치상용 납을 적합하고 동종의 납으로 교합제를 형성한 후 이상적인 관계로 반조절성 교합기에 부착하였다. 통법에 따라 33°의 레진치아를 배열하고 치은형성을 하여 상,하 한 쌍의33°의 구치레진치아로 배열된 주납의치를 제작하였다(Fig. 1)

이 주납의치를 교합기에서 떼어내 좌, 우측견치 부위 및 후방의치 변연부에서 모형이 기저부까지 연장되는 납주입봉을 부착하여 용융된 납과 공기의 유입로 및 배출로로 제공하였다. 이것을 boxing하여 실온에서 중합되는 공업용 실리콘 고무를 이용하여 음형을 제작하였다. 또 같은 과정을 거쳐 0° 레진치아의 주납의치의 음형을 제작하였다(Fig. 2).

제작된 음형에 동종의 레진치아를 정확히 배열시키고 용융된 납을 주입하고 모형을 정확히 위치시켰다. 납이 경화한 후 모형과 복제납의치를 음형에서 분리하

Fig.1. Master wax denture with 33°

Fig.3. Duplicated wax denture with four wax sprues.

여 납주입봉을 제거하고 약간의 수정을 가하여 각 10쌍의 0°와 33° 레진치아의 복제납의치를 제작하였다(Fig. 3).

다) 교합기에의 부착 및 계측

모든 복제납의치모형의 기저부에 재부착을 위한 4개의 구를 형성하고 분리제를 도포한 후 주납의치의 인공 치아배열시 제작해 두었던 재부착기록을 이용해 상악 복제납의치를 교합기에 부착시키고 이어서 최대교합상태로 하악 복제납의치를 부착시켰다. 그 후 교합지를 이용하여 교합조정을 하여 모든 구치들에 양측성으로 균일한 접촉이 이루어지도록 한 후 계측을 하였다.

수직고경의 측정은 최대교합상태에서 전치향도핀이 전치향도판에 닿게한 후 교합기의 upper bow에서부터 전치향도핀의 특정한 홈까지의 거리를 0.01mm까지 계측가능한 digital vernier caliper로 측정하여 기록하였다(Fig.5).

라) 의치의 제작 및 계측

의치의 제작은 다음과 같이 4개의 군으로 나누어 시행하였다.

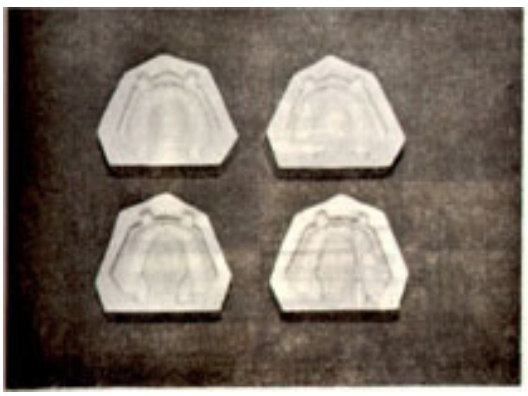

Fig.2. Silicone molds for the fabrication resin teeth of the identical duplicate wax dentures.

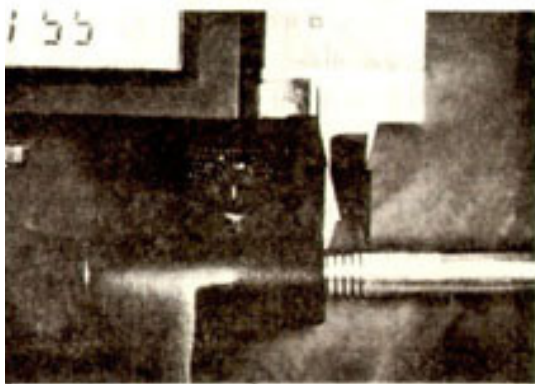

Fig.4. Measurement of the length of the incisal pin before processing.

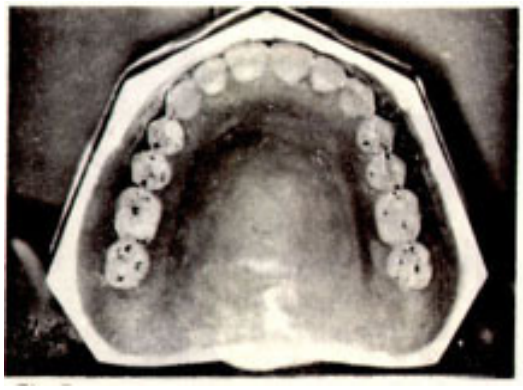

Fig.5. The tooth contacts recorded by the articulating ribbon before processing.

1군 : 한 쌍의 33° 레진치아를 가진 복제납의치중 상악 납의치를 먼저 의치온성 후 수직고경의 변화를 기록하고 다시 하악 납의치를 의치온성 후 수직고경의 변화와 접촉점의 수를 기록한다.

2군 : 한 쌍의 33° 레진치아를 가진 복제납의치중 하악 납의치를 먼저 의치온성 후 수직고경의 변화를 기록하고 다시 상악 납의치를 의치온성 후 수직고경의 변화와 접촉점의 수를 기록한다.

3군 : 한 쌍의 0° 레진치아를 가진 복제납의치중 상악 납의치를 먼저 의치온성 후 수직고경의 변화를 기록하고 다시 하악 납의치를 의치온성 후 수직고경의 변화를 기록한다.

4군 : 한 쌍의 0° 레진치아를 가진 복제납의치중 하악 납의치를 먼저 의치온성 수 수직고경의 변화를 기록하고 다시 상악 납의치를 의치온성 후 수직고경의 변화를 기록한다.

모든 복제납의치은 필요한 계측을 한 후 즉시 의치함에 3차 매몰법에 의해 매몰하고 통법에 따라 납을 제거하고 레진 분리제(Al-cote, Dentsply International Inc.)를 도포하였다. 열중합레진을 제조회사의 지시에 따라 혼합하고 병상에서 유압식가압기(samki, Korea)로 가압성형하였는데 시압전입은 통상 3회 이상 실시하여 가능한 레진 flash의 두께를 최소화하였다. 가압성형된 레진은 온성조(Teledyne HANKAU)에서 74° 로 9시간동안 중합시켰다. 공기중에서 실온에 도달된 후 복제모형과 의치가 손상되지 않도록 모형과 의치가 부착된 상태로 의치함에서 분리한 후 재부착용구를 이용해 다시 정확하게 교합기에 부착시켰다.

그 후 수직고경은 복제납의치에서와 동일한 방법으로 측정하였으며 치아접촉점의 수는 온성 후 교합기에 재부착된 33° 레진치아를 가진 상, 하악의치에서 중심교합으로 폐구시 교합지와 T-Scan system에 의해 인기된 상악의치에서의 접촉점의 수를 기록하였다 (Fig. 6, 7). T-Scan system에 의한 치아접촉점 계측

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

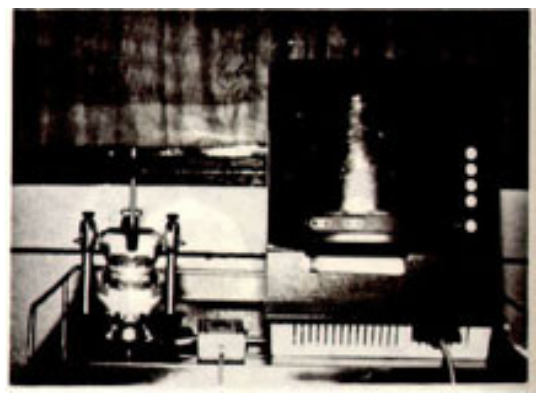

Fig.7. The T-Scan system and Hanau. model H articulator with processed dentures.

시 T-scan sensor가 부착된 sensor 지지장치를 의치의 정중선에 맞추어 위치시키고, T-Scan의 프로그램메뉴 중 시간분석모우드를 선택한 후 손으로 균일한 힘을 교합기상에서 수직방향으로 가하여 악궁의 형태를 결정하고 4번의 반복 시행을 통하여 얻은 치아접촉점의 기록을 인공치아별로 평균내어 측정값으로 기록하였다(Fig. 8).

III. 연구성적

1. 전치향도핀에서의 수직고경의 변화

의치온성 전과후의 전치향도핀의 길이의 차이는 Table 1과 Fig. 9과 같으며, 33°레진치아에서 0.87mm, 0°레진치아에서 0.78mm의 수직고경의 증가를 보였다. 군마다 약간의 치아를 볼 수 있으나 Table 2에서와 같이 33°레진치아를 사용한 군과 0°레진치아를 사용한 군간에 유의한 차이는 없었고 ($p>0.05$), 또한 상악의치 및 하악의치의 온성에 따른 수직고경의 증가량 간에도 유의한 차이는 없었다 ($p>0.05$)

2. 치아접촉점수의 변화

Table 3은 33° 레진치아의 의치온성 전, 후의 치아접촉점의 수를 보여주고 있다. 의치온성후 교합지에 의해 인기된 총 치아접촉점수(10.2개)가 납의치에서의 총 치아접촉점수(24개)에 비해 42.5%로 줄어들었다.

Table 4와 5는 의치온성 후 인공치아들의 접촉점 감소수에 대하여 ANOVA와 Duncan's multiple range test를 시행한 결과를 나타낸 것으로 대구치보다 소구치에서 훨씬 많은 접촉점수의 감소를 보였다.

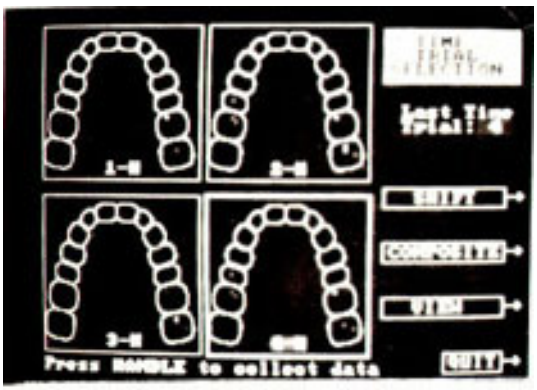

Fig8. Typical time sequence displayrecorded by T-Scan system.

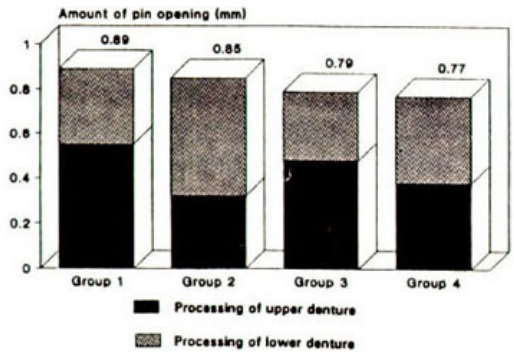

Fig.9. The amount of vertical pin opening after processing.

Table 1. The difference in length of the incisal pin before and after processing(in mm)

33° Tooth					0° Tooth				
Group 1		U	L	U/L	Group 3		U	L	U/L
	Mean	0.55	0.34	0.89		Mean	0.48	0.31	0.79
Group 2		L	U	L/U	Group 4		L	U	L/U
	Mean	0.53	0.32	0.85		Mean	0.39	0.38	0.77
Mean vertical pin opening				0.87	Mean vertical pin opening				0.78

Table 2. Comparison between the pin opening average(mm) of dentures processed with 33° and 0° tooth(applying the paired t-test)

	33° Tooth	0° Tooth	t-test
Mean	0.87	0.78	t=1.02 (not significant)
SD	0.28	0.09	

의치온성 후의 전치양도핀에서의 수직고경 증가량과 치아접촉점의 감소수 간의 상관관계를 Pearson의 상관계수를 이용하여 통계분석한 결과 유의한 상관관계가 있다고 할 수는 없었다(Fig. 10과 Table 6).

Fig. 11은 교두경사각 33°의 레진치아를 가진 의치를 온성 후 교합지와 T-scan system에 의해 기록된 치아접촉점의 수를 보여주고 있는데 Table 7에서와 같이 접촉점수 간에 유의한 상관관계는 없었다.

Table 3. the number of contact points using articulating ribbon and T-Scan system before and after processing of dentures with 33° tooth

Denture No.	Tooth												Total		
	2nd M			1st M			2nd P			1st P					
	B	A	T	B	A	T	B	A	T	B	A	T	B	A	T
1	6	4	3.25	6	3	2	6	0	0	6	0	0	24	7	5.25
2	6	4	2	6	5	1.9	6	2	1.5	6	2	0.75	24	13	5.75
3	6	4	1.5	6	2	1.5	6	1	0.25	6	0	0	24	7	3.25
4	6	4	1.5	6	6	3	6	1	0	6	0	0	24	11	4.5
5	6	5	1.25	6	5	5.5	6	2	1.5	6	1	0	24	13	8.25
6	6	6	4.5	6	2	1.25	6	0	0	6	0	0	24	8	5.75
7	6	4	1.5	6	3	2	6	3	1.75	6	2	1	24	12	6.25
8	6	4	2.5	6	4	3.25	6	0	0.25	6	1	0	24	9	6
9	6	4	1.75	6	4	3	6	2	3.25	6	1	2.75	24	11	10.8
10	6	4	2.5	6	4	1.5	6	2	1	6	1	0.5	24	11	5.5
Mean	6	4.3	2.23	6	3.8	2.45	6	1.3	0.95	6	0.8	0.5	24	10.2	6.13

Table 4. Statistical analysis(ANOVA and Duncan's) on the number of reduction in contact points between teeth after processing

ANOVA	SOURCE	DF	F-value	PR > F
	Tooth	3	31.36	0.0001
Duncan grouping*	Tooth		Mean	
A	Second Molar		1.7	
A	First Molar		2.2	
B	Second Premolar		4.7	
B	First Premolar		5.2	

*: Means with the same letter are not significantly different (P < 0.05).

Table 5. Statistical analysis(ANOVA and Duncan's) on the number of contact points between teeth by using T-Scan system after processing

ANOVA	SOURCE	DF	F-value	PR > F
	Tooth	3	7.91	0.0004
Duncan grouping*	Tooth		Mean	
A	First Molar		2.450	
A	Second Molar		2.225	
B	Second Premolar		0.950	
B	First Premolar		0.500	

Table 6. Correlation analysis between the amount of vertical pin opening and the number of reduction of contact points after processing of dentures with 33° tooth

	Mean	STD DEV	
Articulating ribbon	10.2	2.299	Pearson correlation Coefficients 0.46853*
T-Scan	6.125	2.062	

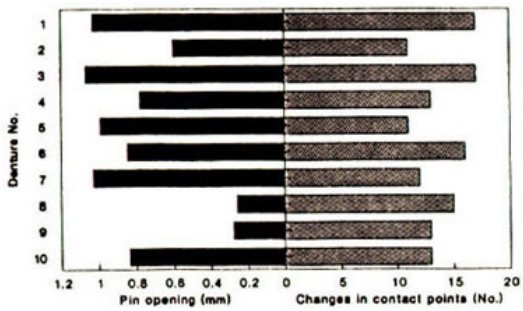

Fig.10. The amount of vertical pin opening and the number of reduction of contact points after processing.

Table 7. Correlation analysis for the number of contact points by using articulating ribbon and T-Scan system

	Mean	STD DEV	
Pin opening (mm)	0.873	0.276	Pearson correlation Coefficients 0.39771*
Changes in contact points (No.)	13.8	2.299	

*: no significant correlation

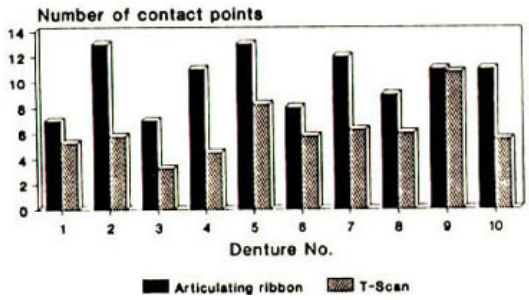

Fig.11. the number of reduction of contact points after processing.

Ⅳ. 총괄 및 고안

의치의 납형성이 완성된 후부터 환자에게 의치가 장착되기 전까지의 인공치아의 위치에는 많은 변화가 일어난다[22, 28~31]. 온성오차라고 알려진 이러한 변화는 환자가 그의 의치를 잘 사용할 수 있도록 미리 사전에 조정되어야만 한다. Woelfel[32]은 실험용 의치의 온성과병 도안의 크기 안정성을 연구한 결과 모든 의치는 의치 후면부에서 선상수축을 보였고, 상악의치보다 하악의치에서 더 많은 변화가 있었으며 두께가 두꺼운 의치보다 얇은 의치에서 더 많은 변화를 보였다고 보고하였다. Phillips[12]는 의치상용레진의 선상중합 수축률은 0.1-0.6%라고 하였으며, Boucher[36]는 의치상의 크기변화는 적은 양이어서 구강 연조직에 의해 수용될 수 있으나 이런 변화에 의해 유발된교합에서의 부조화는 조정되어야만 한다고 하였다.

의치온성에 따른 교합의 변화는 의치상용 아크릴릭 레진의 재료자체의 성질에 의해서 뿐만아니라 매몰재의 종류에 따라서도 영향을 받는다. Wesley[3]는 매몰재이 발열반응에 의해 납의 행창이 일어나고 결과적으로 인공치아의 위치가 변화된다고 하였고, Carr [13]는 매몰재의 발열반응에 의해 납의 연화가 일어나고 매몰재의 경화팽창에 의해 납쪽으로 인공치아가 이동된다고 하였다. Grant[9]는 그의 실험에서 매몰재의 경화팽창에 의해 0.02-0.05mm의 인공치아 이동을 관찰하였으며 또한 온성 중 발생하는 압력에 의해 주모형에 변형이 일어나며 이런 현상 때문에 교합의 부조화는 더욱 커진다고 하였다. 그러나 Viera[33]는 매몰재의 경화팽창은 인공치아의 위치변화에 큰 영향을 주지 않는다고 하였다.

Rudd[23]는 매몰재로서 치과용 경석고를 사용하여 3차 매몰법으로 가압성형할 때 최소의 압력을 가하고 레진 "flash"가 없을 때까지 시압전입을 하는 주의를 기울인다면 인공치아의 위치변화가 거의 없이 의치를 온성할 수 있다고 하였다. 한편 Macroft[37]는 매몰재로서 실리콘과 경석고를 같이 사용할 것을 추천하였고 Winkler[34]는 가역성 하이드로콜로이드 매몰재에 자가중합 레진을 사용하여 수직고경의 증가를 줄일 수 있다고 하였다.

Woelfel[32]은 Pinkington-Turner 레진치아를 사용시 33°레진치아를 사용시 보다 전치향도핀에서 많은 양의 수직고경의 증가가 있었는데 그 이유는 Pinkington 인공치아기 교두경사각이 더 크고 예리한 형태를 갖고 있기때문이라고 하였다. 한편 Zzakhari[10]는 매몰방법이 차이에 따른 인공치아의 위치변화에 관한 연구에서 비해부학적 인공치아를 사용한 결과 앞선 연구들이 보고했던 것 보다 적은 인공치아의 위치변화를 관찰할 수 있었다고 하였다. Carr[13]는 의치온성시 발생하는 인공치아의 위치변화에 관한 연구시 사용되는 인공치아의 형태에 관한 고려가 있어야 한다고 하였으며 33°레진치아보다 0°레진치아를 사용시 인공치아의 수직이동이 적었다고 하였다. 또한 사용된는 매몰재가인공치아의 수직이동량에 큰 영향을 주는 요소이며 매몰재로서 석고를 추천하였다.

Peyton[35]과 Craig[36]는 의치온성시 여러요인에 의헤 교합고경의 변화가 초래되는데 가압성형 중에 의치함에 가해지는 압력이 가장 중요한 요인이라고 하였으며 세심한 주의를 기울인다면 전치향도핀의 수직고경의 증가는 0.5mm이내로 줄일 수 있다고 하였고 Woelfel[32]은 매몰재를 변형시키는 힘이나 매몰재속으로 인공치아를 이동시키는 어떠한 힘도 전치향도핀의 고경을 증가시킨다고 하였다. Grunewald[15], Shippee[25], Woelfel[32], Unger[19]등은 의치온성 후에 전치향도핀에서의 수직고경 증가는 최대 1.49mm였다고 하였으며, Carr[13]는 평균 0.31mm의 인공치아의 수직고경의 증가가 있었다고 보고하였다. 국내의 윤[21]의 연구에 의하면 열중합 레진으로 K-33을 사용시 상악 제2대구치의 경우 인공치아고경이 변화는 0.386mm증가, 하악 제 2대구치 경우는 0.301mm증가하였다고 보고되었다.

본 연구에서는 납의치의 매몰시 Shippee[25]가 추천한 매몰법을 이용하여 1차 매몰은 석고로, 2차매몰은 석고와 경석고를 동량 섞어서, 3차매몰은 경석고를 사용하였다.

의치온성 후 전치향도핀에서의 수직교경의 증가량

은 33° 레진치아에서 0.87mm, 0° 레진치아에서 0.87mm로서 33° 레진치아에서 더 많이 증가하였는데 이는 Woelfel[32], Zakhari[10], Carr[13]등의 보고와 일치한다. 그러나 두 종류의 인공치아에서 교두경사각이 고합고경의 변화에 큰 영향을 미치지는 않는 것으로 사료된다. 또한 상악의치와 하악의치각각의 의치온성에 따른 수지고경의 증가량 간에 거의 차이가 없었는데 이는 의치온성시 주로 상악에서 인공치아들의 이동이 있다고 한 Vig[24]과 Ployzois[37]의 주장과는 상반되나 윤[21]의 연구와는 일치한다.

자연치열이나 총의치에서 이상적인 중심교합 접촉은 양측성으로 동시에 같은 힘으로 접촉하는 것을 의미한다[38, 39]. 수복치료시 교합기상이나 구강내에서 교합조정을 위해 정확히 치아접촉점을 찾아내는 것은 매우 어렵고도 중요한 과정이다. Arcan에 의해 정량적 교합접촉 분석법인 photocclusion이 개발되기 이전에는, wax, ribbon, marking paper, paste, spray 등에 의한 정성적 교합접촉 분석만이 가능했었다[40, 41]. 하지만 이런 정성적인 방법들은 정확하게 접촉점을 나타내지 못하고 잘못 표시될 수도 있으며 치아의 접촉순서나 접촉강도를 알기가 어려웠다[42]. Photocclusion은 광탄성 wafer의 두께와 경직성, 정확한 재현성 등에 문제점이 발견되었다[43].

그 후 정량적 교합분석 방법으로서 컴퓨터를 이용한 T-Scan system이 Maness와 MIT 연구원들에 의해 개발되어 교합분석방법의 하나로 발전되어 왔다[38, 42~45]. T-Scan은 color monitor를 가진 하나의 컴퓨터로서 교합접촉 정보를 정량분석화 해내는 sensor technology 를 이용하고 있다. 이 sensor는 mylar film 2겹으로 되어있는데 이 film에는 수평과 수직방향으로 은 원소들이 격자모양을 형성하여 1500개 이상의 감각점을 갖는다. Sensor에 압력이 가해지면 그 부위에서 전기저항의 감소가 일어나고 이런 전기저항의 변화를 이용하여 sensor는 접촉점의 위치 및 치아접촉의 순서 그리고 접촉강도에 관한 정보를 얻는다..T-Scan 의 sensor에는 70㎂의 전류가 매 0.01초의 주기로 흐르고 있어 0.01초 단위로 교합접촉의 시간분석이 가능하며 은 원소간 간격이 1.25mm이므로 반경 0.67mm내에 찍힌 접촉점을 하나의 교합접촉점으로 인지한다.

T-Scan은 교합의 진단, 교합상태의 변화관찰, 금관 가공의치 제작전, 후의 교합상태 및 조정, 의치교합의 조정, 치과 임플랜트에 있어서 균등한 양축성 교합을 부여하기 위해 교합력의 강도조정 등에 이용될 수 있고 약관절 치료, 치주 및 교정치료 등에 응용될 수 있고, 환자에게 치료전의 상태를 설명하고 치료의 필요성을 알려줄 수 있어 환자교육용으로도 이용될 수 있다고 소개되어 있다[42, 43].

국내에서 연[46]은 정상치열을 가진 성인을 대상으로 T-Scan system을 이용하여 교합접촉의 정량분석을 하였는데 교합력이 증가할수록 치아접촉수는 증가하였다고 보고한 바 있다.

Wesley[3]는 의치온성 후 치아접촉점수는 전반적으로 감소하며 전방의 인공치아에서 더 많이 감소한다고 하였고, 전치향도핀에서의 수직고경 증가량은 치아접촉점의 감소수나 인공치아의 이동방향과는 관계가 없으며 인공치아의 위치변화량과 관련이 있다고 주장하였다.

본 연구에서 총 치아접촉점수는 의치온성 후 42.5%로 감소하였는데 이는 인공치아의 위치변화에 따른 교합의 변화가 있었음을 의미한다. 또한 각 인공치아의 접촉점 감소수에 대한 통계분석 결과 대구치보다 소구치에서 훨씬 많은 접촉점수의 감소를 보였는데 이는 Wesley(3)의 보고와 일치한다. 의치온성 후의 전치향도핀에서의 수직고경 증가량과 치아접촉점의 감소수 간에 유의한 상관관계는 없었는데 이는 Welsey[3]가 주장한 바와 같이 수직고경의 변화는 치아접촉점의 감소수보다는 인공치아가 이동된 양에 관련되기 때문인 것으로 사료된다.

Halperin[47]은 교합조정시 환자가 인지할 수 없는 두께의 적당한 교합지를 사용하는 것이 필요하며 21㎛ 두께 이하의 가소성이 있는 교합지를 사용해야 한다고 주장하였다. 문헌에 의하면 환자가 인지할 수 있는 교합두께는 12.5-100㎛로 보고되어 있다[39, 48, 49].

본 연구에서 의치온성 후 교합지와 T-Scan system에 의해 기록된 접촉점의 수 간에는 차이가 있

었으며 일정한 상관관계는 없었다. 이처럼 같은 의치에서 접촉점의 차이를 보이는 이유는 T-Scan system의 두께가 60㎛정도로서 교합지로 사용된 Accufilm의 두께 32㎛와는 차이가 있으며 또한 T-Scan 의 sensor는 한 감각점 당 100g 이상의 힘이 가해져야 접촉점으로서 인지하기 때문에 가벼운 접촉에도 접촉점이 인기되는 교합지와는 차이가 있기 때문으로 사료된다. T-Scan system을 이용시 정량적인 치아의 접촉분석이 가능하지만 접촉점으로 인지되기 위해 필요로 되는 힘의 양이 너무 커서 조기접촉을 찾아내기 보다는 과접촉(heavy contact)을 알아내는데 적합한 것으로 사료된다.

Holt[50]는 의치를 주모형에서 분리시 발생하는 교합의 변화를 관찰하였으며, 환자에게 의치장착시 의치상의 조직면을 재조정해주고 치료실과정에서 임상적 재부착에 의해 의치교합을 조정해 주는 것이 의치장착 후의 조정 횟수를 현저히 줄여주었다고 하였다.

본 실험에서 보고된 교합의 부조화는 주모형에서 분리되지 않은 상, 하악 총의치에서 관찰한 것이었다. 모형으로부터 의치의 분리시 내부응력의 유리 때문에 더 많은 의치상의 변형과 인공치아의 위치변화가 더 생긴다고 보고되어 있다[32]. McCartney[4]에 의해 보고된 바에 의하면 의치장착자는 0.06-0.12㎜정도의 교합의 부조화를 감별해 낼 수 있다고 하였다.

저자는 본 실험을 통하여 총의치 제작시 발생되는 교합 부조화의 양이 임상적인 의미를 갖는 정도의 크기라는 것을 알 수 있었으며, 치료실 과정에서 임상적 재부착을 통한 교합조정의 필요성을 인식하였고, 최소한의 교합조정을 위해서는 세심하고 주의깊은 시술과정이 필요하다는 것을 알 수 있었다. 또한 T-Scan system을 교합접촉의 분석방법으로 이용시 교합지와 병용하는 것이 보다 정확한 결과를 얻을 수 있는 좋은 방법으로 사료되며 근본적으로 더 얇고, 높은 감도를 가진 sensor의 개발이 필요하다고 생각된다.

끝으로 T-Scan system을 이용하여 의치장착 후 시간에 따른 총의치 환자의 교합변화에 관한 연구가 필요하며, 의치의 크기변화 및 교합변화를 최소화할 수 있는 매몰재 및 매몰방법에 관한 연구 및 광중합 레진 및 고주파 중합법에 관한 연구가 계속되어야 할 것으로 사료된다.

V.결 론

저자는 인공치아의 교두경사각이 0°와 33인 레진치아가 배열된 20쌍의 납의치를 제작하여 의치온성에 따른 교합수직고경의 변화를 digital vernier caliper를 이용해서 측정하고 33°레진치아의 의치온성에 따른 접촉점의 변화를 교합지와 T-Scan system을 이용해서 관찰한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 전치 향도핀에서의 수직고경은 의치온성후 0°와 33°의 레진치아에서 각각 0.78mm, 0.87mm증가하였으며 상호 간에 유의한 차이는 없었다.
2. 의치온성 후 교합지에 의해 인기된 총 치아접촉점의 수는 납의치에서의 수에 비해 42.5%로 감소하였다.
3. 의치온성 후 교합지에 의해 인기된 각 인공치아별 접촉점의 수는 평균 제2대구치에서 4.3개, 제1대구치에 3.8개, 제2소구치1.3개, 제1소구치 0.8개로서 전방으로 갈수록 감소하였다.
4. 의치온성에 따른 치아접촉점의 감소숫자와 전치향도핀에서의 수직고경 증가량 간에는 상관관계가 없었다.
5. 의치온성 후 T-Scan system에 의해 치아 접촉점 측정시 평균 제2대구치에서 2.2개, 제1대구치에서 2.5개, 제2소구치에서 1.0개, 제1소구치 0.5개였다.
6. 의치온성 후 레진의치에서 교합지와 T-Scan system을 이용하여 측정한 치아접촉점의 수 간에 유의한 상관관계는 없었다.

Reference

1. Lam R.V. : Disorientation of the tooth to cast relationship as a result of flasking procedures. J Prosthet Dent 1965 : 15 : 651.
2. Villa H. : Double processing technique for complete dentures. J Prosthet Dent 1971:25 : 152.
3. Wesley R.C., Henderson D., Frazier Q.Z., Rayson J.H., Ellinger C.W., Lutes M.R., Rahn A.O., and Haley J.V. : Processing changes in complete dentures : Posterior tooth contacts and pin opening. J Prosthet Dent 1973:29 : 46.
4. McCartney J. W. : Flange adaptation discrepancy, palatal base distorition, and induced malocclusion caused by processing acrylic resin maxillary complete dentures. J Prosthet Dent 1984 : 52 : 545.
5. Perlowski S.A. : Investment changes during flasking as a factor of complete denture malocclusion. J Prosthet Dent 1953 : 3 : 497.
6. Grant A.A. : Effect of the investment procedure on tooth movement. J Prosthet Dent. 1962 : 12 : 1053.
7. Mainieri E.T., and Potter R.H. : Tooth movement and dimensional change of denture base materials using two investment methods. J Prosthet Dent 1980 : 44 : 368-373.
8. Garfunkel E. : Evaluation of dimensional changes in complete dentures processed by injection-pressing and pack-and-press technique. J Prosthet Dent 1983 : 50 : 757-761.
9. Grant A.A. : Distortion of gypsum casts following the polymerization of methyl methacrylate. J Dent Res 1963 : 42 : 8(Abstr. No.9).
10. Zakhari K.N. : Relationship of investing medium to occlusal changes and vertical opening during denture construction. J.Prosthet Dent 1976 : 36 : 501.
11. Mahler D.B. : Inarticulation of complete dentures processed by the compression molding technique. J. Prosthet Dent 1951 :
12. Phillips R.W. : Skinner's science of dental materials. 7th ed. W.B.Saunders Co., 1973.
13. Carr L. Cleaton-Jones P., Fatti P. et al. : An experimetal comparison of vertical tooth movement of 33° and 0° teeth after denture processing procedures. J. Oral Rehabil 1985 : 12 : 263-278.
14. Woelfel J. B. : Processing complete dentures. Dent Clin North Am 1977 : 21 : 329.
15. Grunewald A.H., Paffenbarger G.S., Dickson G. : The effect of molding processes on some porperties of dentures resins. J Am Dent Assoc 1952:44 : 267.
16. Boucher C.O. : Swenson's Complete Dentures, ed. 6, St. Louis, 1970, the C.V. Mosby Company,P.390.
17. Marcroft K.R., Tencate R.L., and Hurst W.W. : Use of a layered silicone rubber mold technique for denture processing. J Prosthet Dent 1961 : 11 : 657.
18. Lerner H., and Pfeiffer K.R. : Minimum vertical occlusal changes in cured acrylic resin dentures. J Prosthel Dent 1964 : 14 : 294.
19. Unger J.W., Badr S.E., Stone C.R. : Dry heat processing versus conventional processing-The effect on processing error. QDTYEARBOOK 1989 : 133-135.
20. Antonopoulos A.N. : Dimensional and occlusal changes in fluid resin dentures. J Prosthet Dent 1978 : 39 : 605-615
21. 윤석대, 김창회 : 수종의 의치상용 레진으로 제작된 총의치의 크기 안정에 관한 실험적 연구. 서울치대 논문집 : Vol. 1. 1988.
22. Shetty N.S., Udani T.M. : Movement of artifical teeth in waxed trial dentures. J Prosthet Dent

1986 : 56 : 644-648.
23. Rudd K.D. : Processing complete dentures without tooth movement. Dent Clin North Am 1964;675-691.
24. Vig R.G. : Method of reducing the shifting of teeth in denture porcessing. J Prosthet Dent 1975 : 33 : 80-84.
25. Shippee R.W. : Control of increase vertical dimension of compression molded dentures. J Prosthet Dent 1961;11 1080.
26. 임용준 : 즉시 중합Reisn의치상의 안정도에 대한 실험적 연구. 대한치과보철학회지 : Vol. 12, No.1. 1974.
27. 이창한, 김영수 : 수종 레진으로 의치상 조직면 개조시 의치상의 크기변화와 물리적 성질 및 표면 상태 비교 연구. 대한치과보철학회지 : Vol. 28, No. 1, 1990.
28. Wolfaaedt J., Peter C.J., Fatii P. : The influence of processing variables on dimensional changes of heat-cured poly(methyl methacrylate. J Prosthet Dent 1986; 55 : 518-525.
29. Polyzois G.R., Karkazis H.C., Zissis A.J. : Dimensional stability of dentures processed in boilable acrylic resins : A comparative study. J Prosthet Dent 1987 : 57 : 639-647.
30. Becker C.M., Smith D.E., and nicholls J.I. : The comparison of denture bae processing tethniques. Part I : Material characteristics. J Prosthet Dent 1977;30 : 330.
31. Becker C.M., Smith D.E., Nicholls J.I. : The comparison of denture base processing techniques. Part2. Dimensional change due to processing. J Prosthet Dent 1977;37 : 450.
32. Woelfel J.B., Paffenbarger G.C., and Sweeney W.T. : Dimensional changes occuring in dentures during processing. J. Am Dent Assoc 1960;61 : 413-430
33. Vieria D.F. : Change in th relative position of teeth in the construction of dentures. J Dent Res 1962;41 : 1450-1460.
34. Winkler S. : Pour technique for denture base processing. Dent Dig 1967. 73 : 200-203.
35. Peyton F.A., Anthony D.H. : Evaluation of dentures processed by different techniques. J Prosthet Dent 1963;13 : 269-282.
36. Craig R.G. : Restorative dental materials 7 th ed. The C.V. Mosby Co., 1985.
37. Polyzois G.R.. : Minimizing tooth shifting in denture fabrication : A comparative study. QDT YEARBOOK 1989;136-140.
38. Tekscan Inc. : T-Scan operating and application manual, Boston, 1988.
39. Riise D., and Giddon D.B. : Interdental discrimination of small thickness differences. J Prosthet Dent 1970;24 : 324.
40. Neff P., Binderman I., Arcan M. : The siagram of contact intensities : A basic characteristic of occlusion. J Prosthet Dent 1985 : 53-697
41. Amsterdam M., Purdum L.C., Purdum K.L.; The occlusalgraph : a graphic representation of photocclusion data. J Prosthet Dent 1987;57-94.
42. Dawson P.E. : Evaluation, Diagnosis, and Treatment of Occlusal Problems, ed. 2. Pp. 453-456, St. Louis : Mosby, 1989.
43. Maness W., Benjamin M., Podoloff R., Bobick A., Golden R. : Computerized occlusal analysis : a new technology. Quing Internat 1987;4;287.
44. Maness W., Podoloff R. : Disgribution of occlusam contacts in maximum intercuspation. J Prosthet Dent 1989;62 : 238.
45. Chapman R.J. : Principles of occlusion for implant prosthesis : guidelines for position, timing, and force of occlusal contracts. Quint Internat 1989;20;473.
46. 연태호, 김영구 : Computerized occlusan analysis system을 이용한 occlusan contract 에 관한 연구. 구강내과학회지 1989 : 14 : 81-88
47. Halperin G.C., Halperin A.R., Noring B.K. : Thickness, strength, and palstic deformation of occlusal registraiton strips. J Prosthet Dent 1982;

48-575.
48. Brill N., Schubeler S., and Tryde G. : Aspects of occlusan sense in natural and artifical teeth. J Prosthet Dent 1962;12 : 123.
49. Schelb E., Kaiser D.A., Brukl C.E. : Thickness and marking characteristics of occlusan registration strips. J Prosthet Dent 1985; 54 : 122-126.
50. Holt J.E : Research on remounting procedures. J Prosthet Dent 1977; 38 : 338-341.

= Abstract =

AN EXPERIMENTAL STUDY ON OCCLUSAL AND VERTICAL CHANGES AFTER DENTURE PROCESSING

Ki Seong Kim, D.D.S., Chang Whe Kim, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University.

The purpose of this study was to compare the amount of the vertical pin opening of 33° resin and 0° resin teeth during processing and to determine whether the changes in tooth contacts by using articulation ribbon and T-Scan system follow any identifiable pattern, and to determine if there is any correlation between the changes in tooth contacts and the amount of the vertical pin opening after processing.

Through statistical analyses on the data from this study, the following conclusions were obtained.

1. The amounts of the vertical pin opening were 0.78m, 0.87mm for 0° teeth and 33° teeth, respectively. But there was no significant difference between them.
2. The total number of contact points recorded by articulating ribbon after processing was decreased to 442.5% of that before processing.
3. The mean values for the number of contact points per tooth recorded by articulating ribbon after processing were 4.3 for the second molar, 3.8 for the first molar, 1.3 for the second premolar, 0.8 for the first premolar. The reduction of contact points per tooth became greater moving in an anterior direction.
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 numbers of contact points per tooth recorded by T-Scan system after processing were 2.2, 2.5, 1.0, and 0.5 at the second molar, the first molar, the second premolar, and the first premolar, respectively.
6. The correlation between the number of contact points by using articulating ribbon and T-Scan system after processing was not significant.