

편측 후방 치아 잔존시 의치 설계에 따른 지대치지지 조직과 잔존 치조제의 응력 분석에 관한 연구

원광대학교 치과대학 치과보철학교실

안광호 · 정영완 · 진태호

I. 서 론

보철치료에 있어서의 근본 치료목적은 생리적 내성의 한계 내에서 잔존치와 관련된 구강 조직을 보존, 회복하거나 유지하는 것이다^{1,2)}. 이러한 목적을 이루기 위해서는 가능한 많은 치아에 직, 간접 유지장치를 이용하거나 완압장치나 resilient stress equalizer를 사용하거나 기능 인상으로 생리적 의치상을 만들어 하중을 분산해야 한다²⁾. Farah등^{1,3)}은 무치악 공간을 회복하려면 보철물이 수직, 수평, 사선방향의 응력에 대하여 지지할 수 있는 지를 반드시 고려해야 한다고 하였으며, Shohet³⁾은 응력을 조절하고 잔존치조제와 잔존치아에 응력을 분산하기 위해서는 치조제와 치아의 상태, 인상법, 의치 디자인에 대한 세심한 주의가 필요하다고 하였다. 즉, 가철성 국소의치에 의해 야기되는 응력의 크기와 분배는 보철물의 실패와 성공 및 구강 잔존조직 건강의 보존에 있어 중요하다¹⁾. Hoffman⁴⁾은 의치를 장착하고 있을 때의 하중하에서 지대치의 동요도를 측정하였는데, 이러한 동요도는 가철성 국소의치 디자인과 의치상의 연장과 관련이 있다고 하였으며, Frechette⁴⁾는 지대치 동요도와 응력 분산에 대한 국소의치 디자인의 영향을 연구 하였으며, 이는 지대치 동요도 뿐만 아니라, 관련된 구강조직에 대한 수직, 수평응력에 대한 것도 포함 하였다.

Clayton등⁵⁾은 가철성 국소의치 설계에 있어 세가지 중요사항으로 최소의 치아피개, 최소의 치은피개 및 응력조절을 들었으며, Kaires⁶⁾는 가철성 국소의치

설계의 효과는 힘의 분산과 저작수행으로 나타난다고 하였고, Frechette⁴⁾, Krol⁷⁾은 저작압이 고루 분산되고 지대치에 미치는 힘을 최소화하기 위해서는 적절한 국소의치의 설계 즉, 주연결장치, 직접유지장치, 간접유지장치의 형태와 종류, 교합면 레스트의 위치와 수, 지대치와 치조골의 상태 등에 대해 연구를 하였다.

치의학 분야에서의 외력에 대한 응력과 변위를 분석하는 방법으로는 광탄성 응력분석법⁸⁻¹²⁾, 유한요소법¹³⁻¹⁶⁾, 홀로그래프법¹⁷⁾, 스트레인 게이지법^{6,18-20)}, Kinesiograph 분석법²¹⁾등이 있으며, 이 중 광탄성 응력 분석법은 실험 모델 전체에 생기는 응력 집중의 양과 위치의 분석을 쉽게할 수 있는 장점과 여러 가지 복합된 재질로 구성된 구조에서는 각기 다른 재료의 물성치를 모사시킬 수 있는 광탄성 재료가 풍부하지 못해 해석결과의 정확도 및 신뢰도가 떨어지는 단점이 있고, 유한요소법의 경우에는 불규칙하고 복잡한 기하학적 형태와 다양한 물성치로 이루어지는 구조물에 대해 그 특성을 모두 수용할 수 있고 분석과 결과의 산출이 빠른 장점과 해석 대상의 구조를 도형 상에서 유한개의 요소로 분할하기 때문에 요소를 분할하는 크기 및 방법에 따라 오차 값이 달라지고 특히 경계조건을 어떻게 선정하는냐에 따라 해석의 결과가 판이하게 달라지는 단점이 있다. 이에 비해 스트레인 게이지법은 구조물 자체나 모형상에 스트레인 게이지를 직접 부착해 변형을 측정하고 물체에 발생한 응력의 분석이 가능하므로 쉽게 적용할 수 있는 장점이 있다. Clayton등¹⁸⁾은 클라스프에

의해 전달되는 힘을 측정하는 방법의 개발 및 클라스프 형태에 따른 연구를 하였으며, Weinberg¹⁹⁾는 가공치의 생역학적인 양상을 고려하여 스트레인 게이지를 이용한 연구에서 교합력의 방향, 축의 경사, 접촉면, 악궁 형태 등에 대하여 보고하였으며, El Charkawi²⁰⁾은 유리단 국소의치에 있어 치관외 어태치먼트의 힘 분배의 연결 효과등에 대해 스트레인 게이지법으로 연구하였다.

부분 무치악이 있는 경우 특히, 편측 후방으로 소수치아가 잔존되어 있는 보철물의 설계에 있어 가장 고려해야 할 점은 잔존 치조제와 잔존치아 상호간의 저작압에 대한 힘의 분산이다. 이런 부분 무치악 환자의 치료 방법으로는 가철성 국소 의치, 임플란트, 오버덴츠크 등이 있으며, 그 중 가철성 국소의치에 의한 방법이 가장 일반적이며, 많이 적용되는 방법이다. 이에 본 연구에서는 클라스프를 이용한 가철성 국소의치(Clasped retained RPD), Mini Dalbo 어태치먼트를 이용한 가철성 국소의치(Attachment retained RPD), 이중금관이 있는 Telescopic 가철성 국소의치(Telescopic RPD), 소수 잔존치가 남아있는 경우에 유지력을 강화한 Swing-Lock 가철성 국소의치(Swing-Lock RPD)등의 4가지 모델을 선정하였으며 편측 설계인 경우 유지, 지지, 안정성 측면에 있어 매우 불리하며 이러한 요소를 만족시키기 위해서 본 연구를 통해 어떤 설계가 힘의 분산이 적절한지 알아보기 위해 스트레인 게이지를 이용하여 실험적 연구를 수행하였다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 시험용 국소의치 모형의 제작

1) 모형 제작

파라핀 왁스를 이용하여 단순화된 하악골의 외형과 유사하게 모형을 만들고 치근이 있는 기성 레진 치아(Dental study model, Shin dental Co., Korea)를 왁스 모형에 심되, 좌측 제 1 소구치, 제 2 소구치, 제 1 대구치, 제 2 대구치를 제외한 부분을 무치악 상태로 하였다. 이때, 치관은 해부학적 치아 길이보다 1mm 하방에 설정하였고, 잔존 치조제의 높이는 이보다 2mm 하방으로 형태를 부여하였으며, 폭은 스트레인 게이지 부착을 위해 4mm로 하였다. 실

리콘을 이용하여 시험용 모형 제작을 위한 음형을 제작하고 모형에 노출되는 부위를 제외한 치아의 치근부위에 붓을 이용해 공업용 실리콘을 2-3회 도포하여 치주인대를 재현하였다. 파라핀 왁스를 제거한 후, 치주인대가 있는 레진을 제자리에 정확히 위치시킨 다음 에폭시 다이 레진(Epoxy-die, Ivoclar Co., Germany)을 사용하여 모형을 제작하였다.

2) 보철물 제작

지대치의 금관은 Ni-Cr 합금(Sankin CB 80, Sankin Co., Japan)으로 제작하였고, 보철물의 표준화를 위해 국소의치의 주연결장치, 직접 유지장치, 간접 유지장치는 주조용 왁스(Protek, Bredent Co., Germany 및 TI-FORMS, Ticonium Co., U.S.A.)를 사용하였으며, 주조에는 Ticonium 합금(Ticonium Co., U.S.A.)을 사용하였다. 직접 유지장치를 위한 지대치 금관의 언더컷(undercut)은 0.01inch로 하였다. 의치상 하부의 잔존 치조제 부위는 탄력성 점막을 재현하기 위해, 실리콘 인상재(Exaflex, GC Co., Japan)의 Injection type을 사용, 2mm 두께의 점막으로 재현하였다. 본 시험에 사용된 4종의 보철물은 다음과 같으며, 통법에 따라 제작하였다.

가) 클라스프를 이용한 가철성 국소의치

직접유지장치로 좌측 제 1 소구치의 협측원심면에 I-Bar 클라스프, 근심면에 proximal plate, 원심교합면에 rest를, 좌측 제 1, 2 대구치에 Double Akers 클라스프를 설계하였다. 좌측 제 1, 2 소구치 및 제 1, 2 대구치는 각각 연결하였다.

나) Mini Dalbo 어태치먼트를 이용한 가철성 국소의치

직접유지장치로 좌측 제 1 소구치의 근심면에 Mini Dalbo 어태치먼트를, 제 1, 2 소구치 사이에 간접유지장치를, 제 1, 2 대구치에 Double Akers 클라스프를 설계하였다. 제 1, 2 소구치 및 제 1, 2 대구치는 각각 연결하였다.

다) Telescopic 가철성 국소의치

먼저 각 지대치를 chamfer margin으로 삭제하여 내관을 제작하여 고정시킨 후, 외관을 제작하여 가철성 국소의치의 금속구조물과 납작 시킨 후 통법으로 국소의치를 제작하였다.

라) Swing-Lock 가철성 국소의치

지대치의 설측 및 인접면 공간 일부는 가철성 국

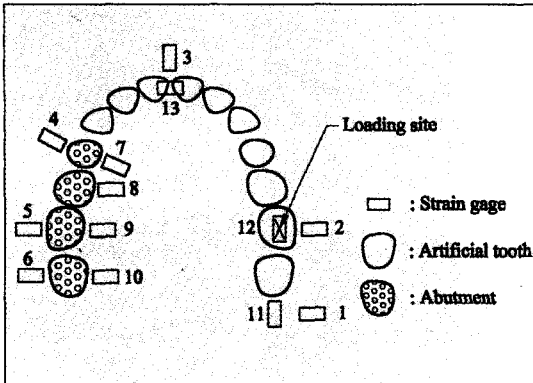


Fig. 1. Measurement site

소의치의 금속구조물의 연장부분인 lingual plate로 피복되도록 하였으며, 좌측 제 2 대구치 후방부의 금속구조물에 hinge attachment를 납착하여 이를 순측바(labial bar)로 연결하여 각 지대치의 협측 치경부 1/3 부위에 T-Bar 클라스프를 위치시키고, 의치상에 latch가 부착되고 lock은 순측바에 고정되어 제 1 소구치 근심면상에서 고정되도록 설계하였다.

2. 스트레인 게이지의 부착

본 연구에 사용된 스트레인 게이지의 부착 위치는 잔존 치아부에서 소구치에서는 치근 중심부 및 대구치에서는 치근 이개부를 선정하였고 잔존 치조제 부위는 치조정 및 잔존 치조제 협측을 선정하여 부착하였다. 스트레인 게이지의 부착 위치는 Fig. 1과 같다.

본 시험에 사용한 스트레인 게이지는 Micro Measurement사의 모델 EA-13-031CF-120으로 게이지 길이가 1mm인 것을 선택하였고, 터미널은 CPF-38C를 사용하였다.

3. 실험모형 고정장치 및 하중부여

시험에 사용한 고정장치는 시험 모형을 고정하기 위한 두 개의 고정용 판과 경사각을 만들기 위한 로울러 형태의 경사판을 이용하여 제작하였다. 우측 제 1 대구치에 해당되는 잔존치조제에 수직하중과 15° 경사하중을 부여하였다.

4. 스트레인 측정장치 및 기록

시험에 사용된 시험기는 SCR 속도 제어식 10톤 Universal test machine(Toyo Baldwin Co., Model UTM 1-10000C, Japan)을 사용하였다. 시험 속도는 변위를 0.5mm/min로 하였고, 자동 하중변위 기록 장치의 차트 속도(chart speed)는 20 mm/min로 하였다.

스트레인 게이지로부터 얻은 스트레인 측정은 Micromasurement사에서 제작된 Strain indicator(Model: P3500)와 Switch and balance unit(Model: SB10)를 이용하여 측정하였다. Switch and balance unit가 10개의 채널로 이루어졌으므로, 본 시험에서는 1번에서 10번까지 스트레인 게이지를 먼저 시험하고 나머지 11번에서 13번까지의 스트레인 게이지를 연결하여 시험하였다.

시험 방법은 치아 모델의 하악 우측 인공치아 중 제 1 대구치에 가해 준 작용하중을 각각 5, 10, 20, 30kgf의 일정 간격의 하중으로 부가하여 변형율을 측정하였다. 측정 회수는 3회로 하였고, 하중 측정의 시간 간격은 재료의 스트레인 회복을 고려하여 한 하중 조건의 측정 후 5분이 지나서 다음 하중을 가하였다.

Ⅲ. 연구성적

1. 설계에 따른 스트레인

Clasp retained RPD에서 수직 하중시 하중이 증가함에 따라 제 1 소구치의 협·설측에서 스트레인의 증가는 보였으나 일정한 양상을 나타냈다(Table 1). 이때, (-)값은 압축 스트레인을 (+)값은 인장 스트레인을 나타낸다. 경사 하중시 제 1 소구치의 협, 설측에서 스트레인 증가를 보였다(Table 2,). Attachment retained RPD에서 수직, 경사 하중시 제 1 소구치 협측, 정중부 치조정, 하중부 치조정, 최후방 치조정에서 큰 스트레인을 보였다(Table 3, 4,).

Telescopic RPD의 수직 하중에서는 하중부 치조정의 스트레인 증가가 컸으며(Table 5,), 경사 하중에서는 하중부, 정중부 치조정 및 제 1 소구치 협측에서의 스트레인 증가를 보였다(Table 6,). Swing-Lock RPD에서는 수직, 경사 하중시 제 1, 2 소구치

Table 1. Strain value in Clasp retained RPD on vertical load

(unit : $\mu\epsilon$)

site \ load	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
5	-12	+15	-17	-54	-7	-18	-101	-93	-23	-8	-16	-60	-42
10	-12	-26	-17	-84	-10	-20	-93	-76	-30	-10	-12	-69	-40
15	-10	-36	-4	-101	-14	-22	-90	-68	-36	-11	-6	-77	-33
20	-10	-53	-3	-110	-16	-23	-97	-59	-42	-14	-3	-85	-25
25	-10	-66	-10	-117	-18	-25	-108	-52	-50	-18	-13	-94	-15
30	-10	-84	-16	-120	-21	-26	-129	-53	-57	-20	-24	-101	-3
35	-10	-104	-25	-129	-24	-28	-157	-55	-66	-24	-36	-111	-17

Table 2. Strain value in Clasp retained RPD on oblique load

(unit : $\mu\epsilon$)

site \ load	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
5	-10	+21	+9	-55	-4	+21	-84	-85	-41	-26	-68	-86	+54
10	-8	+37	+7	-118	-7	+21	-27	-50	-40	-23	-52	-83	+66
15	-6	+49	+4	-184	-11	+19	+33	-10	-37	-20	-33	-72	+73
20	-4	+61	+1	-249	-14	+17	+91	+27	-33	-15	-15	-60	+83
25	-4	+77	-3	-303	-16	+15	+148	+64	-31	-12	+4	-49	+92
30	-4	+93	-6	-344	-16	+13	+198	+97	-30	-10	+21	-40	+103
35	-5	+110	-10	-386	-19	+11	+246	+134	-31	-9	+42	-33	+109

Table 3. Strain value in Attachment retained RPD on vertical load

(unit : $\mu\epsilon$)

site \ load	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
5	+8	+35	+36	-39	-17	+15	-10	+178	-36	-22	-66	-149	+76
10	+10	+64	+42	-142	-36	+20	-21	+174	-69	-59	-100	-285	+186
15	+28	+88	+42	-230	-57	+15	-46	+132	-105	-90	-324	-436	+352
20	+51	+117	+43	-327	-81	-9	-77	+69	-138	-111	-493	-497	+424
25	+88	+140	+42	-445	-111	-31	-113	-15	-169	-138	-478	-472	+454
30	+119	+156	+39	-548	-142	-49	-155	-90	-199	-166	-425	-437	+491
35	+127	+168	+27	-689	-173	-49	-195	-163	-225	-197	-368	-395	+542

설측 및 최후방 치조정에서 큰 스트레인을 나타냈다 (Table 7, 8).

2. 특정부위에서의 스트레인

잔존 치아에서 응력이 가장 많이 나타나는 부위는

제 1 소구치 협, 설측 부위이고 잔존 치조제 부위는 하중부 및 정중부 치조정 부위이다. 정중부 치조정 부위는 주로 인장응력이 작용하고 나머지 부위는 압축응력이 작용한다. 이를 절대값으로 하여 다음과 같은 결과를 얻었다. 수직 하중하의 제 1 소구치 협 측부에서는 Attachment retained RPD만 하중이 증

Table 4. Strain value in Attachment retained RPD on oblique load

		(unit : $\mu\epsilon$)												
site \ load	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
5	+7	+79	+36	-13	-14	+8	-46	+266	-51	-14	-76	-164	+64	
10	+15	+113	+39	-75	-36	+7	-61	+271	-75	-41	-145	-287	+265	
15	+26	+132	+34	-160	-60	-4	-88	+235	-100	-68	-312	-466	+423	
20	+39	+143	+27	-249	-76	-15	-116	+192	-122	-95	-380	-479	+508	
25	+49	+148	+19	-344	-101	-31	-149	+130	-146	-117	-361	-448	+604	
30	+56	+148	+12	-443	-123	-47	-184	+66	-166	-139	-336	-419	+687	
35	+59	+148	+3	-548	-151	-62	-217	-2	-182	-164	-322	-399	+730	

Table 5. Strain value in Telescopic RPD on vertical load

		(unit : $\mu\epsilon$)												
site \ load	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
5	+26	+149	+74	-28	+30	3	-70	-93	-81	-27	-97	-266	+63	
10	+38	+178	+108	-131	+11	-7	-52	-105	-115	-37	-194	-473	+156	
15	+15	+161	+124	-168	+7	-9	-41	-111	-129	-38	-201	-499	+168	
20	+4	+125	+129	-183	+4	-9	-35	-113	-133	-39	-192	-514	+177	
25	-4	+93	+129	-195	+3	-9	-28	-114	-137	-39	-184	-528	+185	
30	-11	+57	+128	-201	+3	-9	-23	-114	-140	-38	-176	-547	+190	
35	-19	+18	+126	-206	+3	-10	-18	-116	-141	-38	-167	-564	+193	

Table 6. Strain value in Telescopic RPD on oblique load

		(unit : $\mu\epsilon$)												
site \ load	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
5	+29	+58	+42	-29	+40	-23	-95	-89	-64	-11	-57	-226	+27	
10	+26	+58	+59	-66	+26	-21	-65	-77	-70	-17	-89	-291	+81	
15	+17	+35	+65	-132	+12	-18	-29	-62	-71	-21	-76	-310	+124	
20	+8	-2	+64	-186	+1	-15	+5	-45	-71	-25	-62	-316	+159	
25	0	-36	+61	-230	-8	-12	+36	-31	-69	-27	-48	-328	+197	
30	-8	-70	+57	-274	-14	-8	+64	-20	-68	-30	-32	-341	+233	
35	-17	-111	+49	-307	-23	-6	+86	-11	-68	-32	-18	-343	+272	

가함에 따라 스트레인이 증가하였고, 다른 설계에서는 적은 스트레인이 일정하게 유지되었다(Fig. 2). 제 1 소구치 설측부에서는 Telescopic RPD는 하중이 증가함에 따라 스트레인이 감소하는 경향을 보였으나, 다른 설계에서는 증가하였다(Fig. 3). 이때 다른 부위에서(689 $\mu\epsilon$)보다 최대 스트레인 절대값(195 μ

ϵ)은 매우 낮았다. 하중부 치조정에서는 Clasp retained RPD에서는 아주 적은 스트레인을 보였으나 다른 설계에서는 증가된 스트레인이 유지되었다(Fig. 4). 정중부 치조정에서는 Attachment retained RPD를 제외하고는 스트레인의 증가가 거의없이 적은 스트레인을 계속 나타내었다(Fig. 5). 경사하중하

Table 7. Strain value in Swing-Lock RPD on vertical load

(unit : $\mu\epsilon$)

load \ site	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
5	-6	+15	+8	-3	-2	+15	-65	-72	-34	+3	-59	-112	+10
10	-8	+36	+16	-21	-14	+33	-116	-137	-53	+1	-224	-301	+58
15	-1	+48	+19	-30	-20	+42	-156	-160	-70	-3	-392	-491	+105
20	+3	+40	+18	-32	-17	+52	-163	-163	-76	-5	-484	-545	+86
25	+6	+32	+15	-33	-14	+58	-167	-165	-80	-7	-540	-571	+72
30	+8	+24	+12	-31	-11	+61	-169	-167	-83	-8	-593	-591	+57
35	+10	+13	+7	-29	-9	+67	-170	-170	-84	-10	-644	-613	+45

Table 8. Strain value in Swing-Lock RPD on oblique load

(unit : $\mu\epsilon$)

load \ site	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
5	+17	+43	+14	-10	+25	+50	-90	-86	-36	+3	-221	-234	+70
10	+28	+65	+19	-32	+11	+62	-118	-119	-47	+13	-402	-419	+141
15	+37	+75	+20	-48	0	+68	-140	-143	-60	+14	-527	-546	+172
20	+40	+71	+15	-51	+1	+74	-148	-149	-63	+13	-588	-580	+158
25	+43	+66	+9	-53	+3	+78	-154	-154	-64	+12	-635	-614	+150
30	+46	+58	+4	-54	+4	+83	-157	-159	-63	+12	-681	-642	+141
35	+48	+50	-1	-56	+4	+89	-161	-162	-62	+11	-726	-668	+137

의 제 1 소구치 협측부에서는 Attachment retained RPD에서 하중이 증가함에 따라 스트레인이 증가하였고, Clasp retained RPD와 Telescopic RPD에서 약간의 증가가 있고 Swing-Lock RPD에서는 가장 적은 스트레인이 일정하게 나타났다 (Fig. 6). 제 1 소구치 설측부에서는 Clasp retained RPD와 Telescopic RPD에서 압축스트레인에서 인장스트레인으로 변화를 보였고 다른 설계에서는 약간의 스트레인 증가가 있었다(Fig. 7). 수직 하중시와 마찬가지로 최대 스트레인 절대값 (246 $\mu\epsilon$)은 다른 부위에서 (730 $\mu\epsilon$)보다 매우 낮았다. 하중부 치조정에서는 Clasp retained RPD에서는 감소되는 가장 적은 스트레인을 나타냈고, Attachment retained RPD에서는 25kgf 하중 이후로 스트레인이 감소되었고, 다른 설계에서는 증가 되었다(Fig. 8). 정중부 치조정에서는 Attachment retained RPD에서 하중 증가에 따라 크게 스트레인이 증가하였고, 다른 설계에서는 적

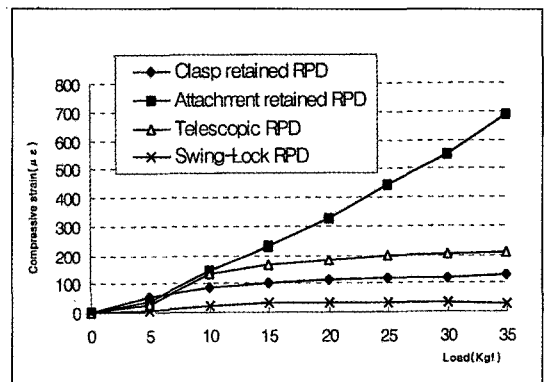


Fig. 2. Comparison of strain on buccal side of 1st premolar on vertical load

게 증가된 스트레인이 유지되었다(Fig. 9).

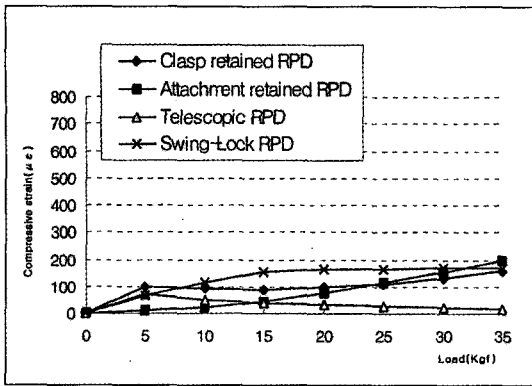


Fig. 3. Comparison of strain on lingual side of 1st premolar on vertical load

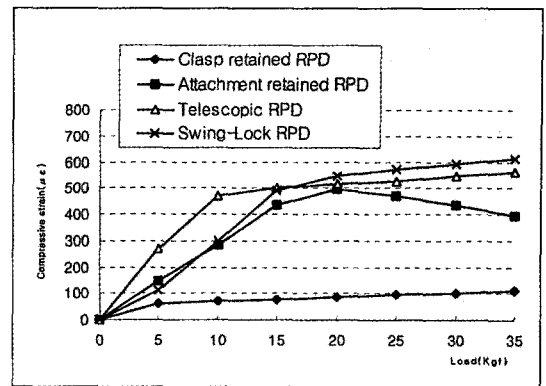


Fig. 4. Comparison of strain on loading site on vertical load

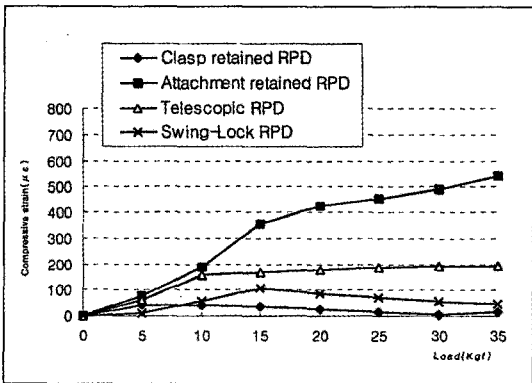


Fig. 5. Comparison of strain on residual ridge crest at midline on vertical load

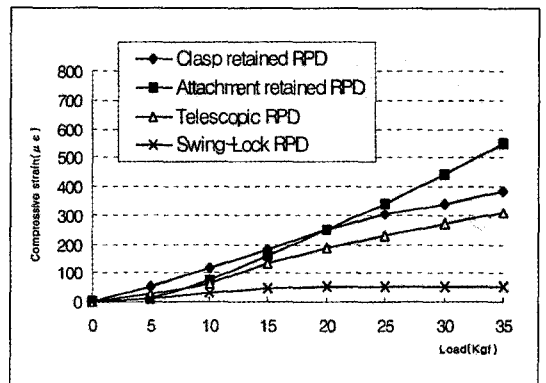


Fig. 6. Comparison of strain on buccal side of 1st premolar on oblique load

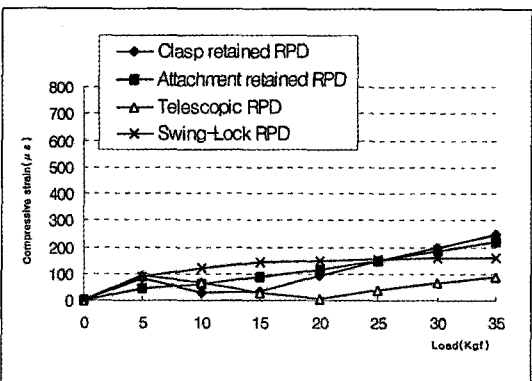


Fig. 7. Comparison of strain on lingual side of 1st premolar on oblique load

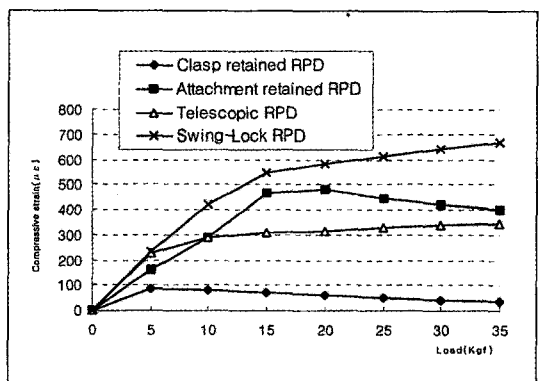


Fig. 8. Comparison of strain on loading site on oblique load

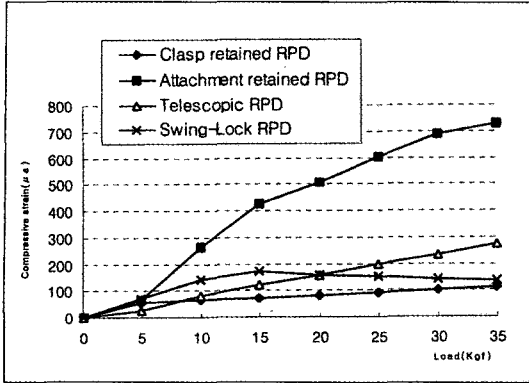


Fig. 9. of strain on residual ridge crest at midline on oblique load

IV. 총괄 및 고찰

구강 내에 잔존치가 남아 있게 되는 경우, 여러 가지 경우가 있을 수 있으나 Kennedy 분류 I, II, III가 91%를 차지한다²²⁾. Kennedy 분류에 있어서 가장 설계하기가 어려운 경우가 편측 후방 결손, 즉 II급 분류이다. 더군다나 후방결손이면서 span이 긴 경우에는 의치의 지지, 안정성, 유지력 등 설계시 모든 요구조건을 충족하기란 쉽지 않다. 금속 구조물의 강성도 중요하고 금속 구조물 각 부분의 역할을 잘 수행하기 위해서는 적절한 부위에 잘 위치시켜서 기능시 모든 조건을 만족하게 해 주어야 한다. 의치는 구강 내에서 단독적으로 존재하는 것이 아니라 구강 환경, 즉 잔존치아, 잔존 치조제와 모든 것을 공유해야 한다. 저작력에 대해 잔존 치아와 잔존 치조제에 무리한 응력 집중이 없어야 하고 응력을 고루 분산시킬 수 있는 의치 설계가 되어 잔존 치아와 잔존 치조제의 파괴 및 붕괴가 일어나질 않는다. 현재는 구강암, 사고 등에 의해 다수의 자연치아를 손실하는 경우가 있는데 본 연구에서는 하악 편측 후방 소수치아 잔존시 클라스프를 이용한 가철성 국소의치, Mini Dalbo 어태치먼트를 이용한 가철성 국소의치, Telescopic 가철성 국소의치, Swing-Lock 가철성 국소의치 등 네 가지의 보철물을 설계시 지대치의 지지 조직 및 잔존치조제에 미치는 응력의 분포를 스트레인 게이지법으로 비교 연구하고자 하였다. 스트레인 만으로도 하중의 증가에 따른 각 국소의치 모델이 수용하는 힘의 분산 경향을 충분히 알 수 있으며 응

력은 스트레인에 모델의 탄성 계수와 상수를 곱해 나타낸 값이므로 일정한 값으로 나타나기 때문에 굳이 응력으로 전환하지는 않았다.

스트레인 게이지의 부착 위치는 보통 응력이 가해지면 치근의 근단부에 응력이 집중하나^{10,13,23)}, 잔존치와 잔존치조제 부위 응력을 서로 비교하기 위해서 치아부에서 소구치에서는 치근 중심부, 대구치에서는 치근 이개부위에 부착하였으며 잔존치조제 부위에서는 점막부위와 치조골 사이의 부위에 부착하였다²⁰⁾.

의치에 가해지는 하중은 지대치 및 주위 치조골, 의치상 하방의 잔존치조 조직에 전달 되는데, 치근막과 치조 점막의 탄성 차이로 인해서 의치 하방에서 발생하는 응력의 분포는 다양하다^{24,25)}. 일반적으로 물체에 외력이 가해지면 가해진 힘의 방향, 외력을 받는 물체의 형태 및 재질 종류에 따라 분산되는 내부응력의 양상이 달라지며, 이러한 내부응력은 물체내의 변형을 야기시키고, 그 크기가 클때는 영구적인 변형 또는 파괴 등을 초래할 수 있다²⁶⁾. 이러한 논리는 악구강계에도 적용 될 수 있는데 잔존치조제의 감소는 해결되지 않는 중대한 구강병변이며 만성적으로 진행되고 재회복되지 않는 질환으로 아마도 다양한 원인으로 발생할 것이다²⁷⁾. 특히, 하악은 지지면적이 상악에 비해 상당히 감소 되어 있어 응력에 아주 민감하여 퇴행성 변화를 일으키기 쉽다고 한다²⁵⁾.

생리적인 흡수를 지연시키거나 방지하기 위해서는 응력을 조절하고 점막과 잔존치아에 응력을 적절하게 분산 시켜야 하며, 잔존치아 및 점막의 상태, 보철물 제작시의 인상채득 기술, 의치 설계 및 가능한 많은 지지 치아와 점막 사이의 응력 분산 등에 대한 주의가 요구되어 진다²⁸⁾. 이를 이루기 위해서는 보상성 균형 교합을 설정하고, 의치상의 기능적 개상 (rebasing), 유동성 의치 이장재 사용, 응력 완압 장치 사용, 간접 유지 장치의 사용, 직접 유지 장치의 적절한 선택등이 수행되어야 한다¹²⁾.

가철성 국소의치로 치료한 경우의 중요한 부작용은 주연결장치 또는 교합면 레스트와 같은 부 연결 장치의 파절과 직접유지 장치의 변형 또는 파절과 같은 기계적 손상이다²⁹⁾. 더군다나, 유리단 국소의치 하방에 있는 잔존치조제의 흡수와 의치치아의 마모는 교합 안정성을 방해한다. 정기적인 개상 또는 교

합조정은 이러한 기술적 교합 부작용을 조절할 수 있다³⁰⁾.

가철성 국소의치 장착과 관련된 치주적 문제에 관련된 관점에서 보면, 의치의 개념과 설계는 의치 장착 후의 조절 및 좋은 구강 위생 유지와 비교시 덜 중요하다³¹⁾. 가철성 국소의치 장착시 위해되는 효과를 감소시키기 위해 의치 설계시 치대 침착 감소를 위해 지대치와 유리단 국소의치 사이의 공간을 설정하여야 하고, 교합력 분배 및 기술적 실패를 방지하기 위해 의치 구조물의 각 부분이 견고해야 된다³²⁾.

지대치에 직접적으로 힘을 전달하는 구조물은 직접 유지 장치이다. 이 장치에 대한 선학의 많은 연구가 있어 왔다^{5,11,24)}. 환상형 클라스프는 지대치 상태가 양호할 때 사용하며 치아에 힘을 직접 전달하는 반면 바형 클라스프는 지대치 상태가 치주적인 문제 등에 의해 안 좋을 때 환상형 클라스프 보다 더욱 가소성이 있기 때문에 이용되어진다.

Applegate^{5,11,24,33)}는 바 클라스프는 지대치에 해를 주는 굽힘 모멘트(bending moment)를 야기한다고 하였고, 또한 유리단인 경우 combination 클라스프가 사용되어야 한다고 하였다. Kotowicz⁵⁾, McCracken¹¹⁾도 combination 클라스프를 권장하였다. Kratochvil¹¹⁾은 지대치에 torquing force를 조절할 수 있는 RPI클라스프를 사용하였으며, Kurrasch²⁸⁾는 최대 풍용점 상에 클라스프의 retentive arm(유지부)이 위치해야 한다고 하였다. Thompson^{7,11,34)}의 연구에 의하면 내적 응력 분산이 가장 우수한 RPI 클라스프를 추천하였는데 이는 치아와 접촉이 적고, 심미적으로 우수하고, 자연치 형태와 부조화가 적기 때문이라고 하였다. Tebrock²⁵⁾은 유리단 국소의치에서 지대치 동요도에 관한 실험 결과 의치의 이탈 하려는 힘에 대한 증가된 저항성 때문에 I-bar 클라스프를 추천하였다. Eliason^{34,35)}은 RPI클라스프가 비적응증 일 때 RPA 클라스프를 사용하였다. 이렇듯 많은 연구에서도 RPI 클라스프를 많이 추천하였는데 본 실험 모델의 경우에서도 RPI 클라스프의 많은 장점 특히 응력 분산의 우수성 때문에 선택하였다. 잔존치조제를 덮고 있는 조직의 두께가 의치 이동량에 영향을 준다고 하였으며 지지조직에 전달되는 힘의 방향에 중요한 요소가 된다고 하였다¹¹⁾. Craig⁵⁾은 점막 두께가 굽힘 모멘트의 정도에 실질적으로 영향을 끼친다고 하였고 두께가 두꺼울 수록 모멘트

정도도 증가한다고 하였다. 본 실험에서는 2mm의 가동성 점막을 똑같이 부여하여 실험의 정확성을 기하였고 2mm 두께는 많은 연구를 기초로 하였다.

무치악 부위와 가장 가까운 지대치에서는 압축력을 받고, 가장 떨어진 지대치에서는 인장력을 받는다고 하였는데¹³⁾ 본 연구에서도 무치악과 가장 인접한 좌측 제 1 소구치에서 압축력의 절대값이 가장 컸으며 원심으로 갈수록 감소하는 경향을 보였다.

Kratochvil¹⁰⁾은 정밀 부착형 유지장치를 사용한 유리단 국소의치 장착시 지대치를 연결 고정할 경우 응력이 크게 감소 된다고 하였고, Aydinlik³⁷⁾은 저작력에 대해 지대치를 보호하고 안정화 시키는 가장 좋은 방법은 지대치 연결 고정방법이라 하였으며, 이렇게 감소된 동요도는 지대치의 안정성과 수명 연장에 도움을 준다고 하였다. 지대치 동요도에 관한 가철성 국소의치의 효과를 임상적으로 맨처음 조사한 Goodkind^{24,38)}는 국소의치의 유도면과 파지부에 의해 지대치의 동요도가 증가되었다고 발표하였으며, Charkawi²⁰⁾은 두 개 치아와 세 개 치아를 연결고정 하였을 때의 응력은 거의 차이가 없으나, 단일 치아와 세 개 치아를 연결고정시 단일 치아에 있어서의 응력이 9배가 된다고 하였다. 치아의 동요도를 감소하기 위하여 지대치를 연결지대치로 하는데 이는 측방력을 수직력으로 유도하여 교합력을 분산시키는 효과가 된다. 본 실험에서도 지대치 동요도를 최소로 하기 위해 내관, 외관이 제작되는 Telescopic RPD를 제외한 나머지 세 모델에서 제 1, 2 소구치 및 제 1, 2 대구치를 연결 고정하였다.

치아동요도의 방향은 자연치에 있어 근원심보다는 협설측으로 더 움직이는데, 이는 각 치아의 측면 접촉이 근원심적 외상으로부터 치아를 보호해 주기 때문이다³⁹⁾. Bergman⁴⁰⁾은 국소의치에 가해지는 교합력과 이로 인한 치주조직의 변화에 대해서 논하면서 연결고정의 유용성을 강조하였고, Carlsson³⁸⁾은 국소의치 치료의 성공은 의치 설계 보다도 생물학적 요소에 더욱 좌우된다고 하였다. 치주 인대가 치아에 가해지는 압축력을 골 조직에서는 인장력으로 전환하여 골의 상태를 유지하는데 도움을 주기도 한다⁵⁾.

Hindel⁴¹⁾은 국소의치에 의한 저작압은 환자의 안면 근의 힘과 인공치의 수 및 크기 등에 의해 결정되어지며 이 저작압은 정확한 기능인상에 의해 잔존지대치 및 잔존치에 골고루 분산되어야 한다고 하였다.

Farah등¹⁾은 보철물이 양측성으로 힘이 가해질 때 응력 분산이 더 용이하다고 하였으며, Preiskel¹⁾, Kaires²⁾는 의치상이 잔존치조직을 최대한 피개할수록 수직, 수평 응력에 저항할 수 있다고 하였다.

유리단 국소의치에 가해진 힘은 교합면 레스트를 중심으로 지렛대 작용이 일어나 지대치 치근막과 점막에 힘이 전달되어 주위 치조직과 지대치에 변위를 가져올 수 있기 때문에 발생하는 응력을 가능한 지대치의 장축 방향으로 유도시켜 지대치가 측방압을 받지 않도록 하여야 하며 유리단 국소의치인 경우 근심레스트가 선택되어야 한다⁴⁴⁾. 본 실험에서는 레스트의 위치가 무치악 부위에 대해 원심쪽이지만 설계상 근심레스트 개념으로 설정하였다.

또한 가철성 국소의치와 관련된 치주 조직의 반응에 초점을 둔 몇몇 임상적 연구가 있는데 Bergman⁴⁰⁾은 임상적, 방사선학적 및 조직학적 방법으로 치주 조직의 반응에 대해 연구하였다.

가철성 국소의치와 관련된 치주조직 붕괴의 세가지 중요한 요소는 플라그와 구강위생, 국소의치의 부분에 의한 변연치은의 피개, 보철물에 의해 잔존치와 치주조직에 전달되는 교합력과 연관되어진다.

가철성 국소의치에서 어태치먼트는 클라스프와 동일한 직접유지장치의 기능을 주로 수행한다. 클라스프는 유지부가 지대치의 undercut 속에 위치하여 국소의치를 탈락시키려는 힘에 저항함으로써 유지를 얻지만, 어태치먼트는 긴밀하게 접합된 구조물 사이의 마찰력이나 spring, screw, locking pin 등에 의해 유지를 얻는다. 전자는 영구성, 경제성, 기공의 편리성 때문에 가장 일반적으로 사용되며, 후자는 우수한 심미성이 주 장점이다. 이외에도 청결이 용이하고, 기계적 유지 및 안정성이 양호하며 지대치 및 잔존치의 치주조직 보호, 의치의 크기조절 기능 등 많은 장점을 가지고 있다⁴⁶⁾.

Koper¹⁰⁾는 설계, 유지와 관련된 관점, 완압되는 형태, 간접적 유지 방법등의 다양성이 전방 및 후방 확장 가철성 국소의치를 위한 선택의 하나로 semi-precision 유지 장치를 추천한다고 하였고, DyKema 등¹⁰⁾은 유리단 의치로 어태치먼트가 사용된다면 지대치의 연결고정이 클라스프 국소의치에서 보다 더 중요하다고 서술하였다. 단일 치아를 지대치로 사용할 때 연결 고정된 지대치에서 보다 불필요한 측방력이 더 증가한다³⁾.

Hayashi⁴⁷⁾는 치아에 대한 힘적응의 방향은 지지조직에서 힘 분포에 지대한 영향을 준다고 보고하였고, 주어진 운동에 대한 힘 분포는 힘의 정도와는 무관하지만 힘의 적용방향과 치근 형태와는 관련있다고 하였다.

Weinberg⁴⁸⁾는 의치상의 측방운동을 허용하지 않는 비완압형 유지장치가 외력분산에 가장 이상적이라고 했으며, Preiskel⁴⁹⁾은 비완압형 치관내 유지장치가 삽입로가 정확하고 견고해 기능시 측방운동이 거의 일어나지 않아 완압형 보다 더 유리하다고 하였다. 이와는 달리 Mensor⁴⁴⁾는 완압형 유지장치가 지대치와 잔존치조직에 외력을 효과적으로 분산시킬 수 있고 지대치에 대한 측방압이 적어 유리하다고 주장하였다.

Kratochvil 등¹⁰⁾은 여러 가지 어태치먼트 유지장치를 비교한바 Dalbo 어태치먼트가 잔존치조직에 가장 큰 응력을 전달하나 지대치에는 가장 적은 응력이 나타났으며, White⁴⁷⁾는 양측성 표준형 Dalbo 어태치먼트에 spring이 없을 경우가 유리한 응력분포를 나타낸다고 하였고, Nally⁴⁹⁾는 완압형인 Dalbo 어태치먼트가 지대치에 대한 압력은 평균치이나 잔존 치체 변위가 매우 크다고 보고하였다.

어태치먼트를 이용한 가철성 국소의치의 장점은 치은에 가까운 부위에서 하중을 가하므로 지대치에 훨씬 더 안정적이며, 삽입 철거시 지대치에 측방압을 가하지 않고, 지대치 및 주위 조직에 대부분의 힘이 균등하게 가해지므로 지대치의 지지조직 파괴가 적다. 또한 클라스프를 이용한 국소의치에 비해 클라스프가 보이지 않아 심미적으로 우수하다^{44,46)}.

단점으로는 지대치의 삭제량이 많고 구조관을 형성해야 하며, 임상과정 및 기공과정이 복잡하다. 삽입 철거를 장기간 하면 마모되어 마찰 저항이 소실되며, 수리 및 제작에 문제가 있을 수 있고, 임상 치관이 짧은 치아는 효과적이지 못하다. 본 실험에서는 한국인의 치아 크기 및 치료하고자 하는 조건 등에 가장 잘 부합되고 널리 사용되는 어태치먼트인 Mini Dalbo 어태치먼트를 사용하였고, 협측부 스트레인이 비교적 게이지 4에서 가장 큰 스트레인이 발생하였고 게이지 2, 5에서 비교적 큰 스트레인이 발생하였으며 게이지 1, 3, 6에서 비교적 작은 스트레인이 발생하였다. 설측부 스트레인은 다른 모델에 비해 비교적 가장 고르게 분포하였다.

Telescopic 가철성 국소의치는 소수잔존치 증례의 치료에 있어 총의치로 이행되는 중간단계의 국소의치로서 시행되었으나 근래에는 여러 가지 보철학적 개념과 재료 및 기술의 발달로 다양한 치료 방법이 개발되었는데, 이중 하나로 내관과 외관, 의치상으로 구성된 국소의치이다⁴⁶⁾. 유지력에 미치는 영향이 큰 요소는 Konus각도인데, 4° ~ 8°로 부여하며 Konus 각이 작을수록 유지력이 증가되고 각이 크면 유지력은 감소된다^{46,49)}. 실험에서는 소수 치아가 잔존하기 때문에 많은 유지력이 필요하여 Konus각은 4°로 하였고 설계는 Cone type으로 하였다.

Telescopic 가철성 국소의치의 장점은 내관과 외관 간의 유지력을 조절 할 수 있고 유지력의 안정성이 장기간이며 보철물을 구강내로부터 철거시에 지대치 상에 아무런 스트레스가 나타나지 않으며, 지대치 상에 2차 연결고정 효과가 발생한다. 또한 발음과 저작에 대한 장애가 거의 없고 우수한 심미성을 얻을 수 있다. 잔존치조제의 흡수가 적게 발생하고 제작 과정이 실제적이며 수리가 쉽게 이루어 질 수 있다. 단점으로는 치경부 주위에 언더컷이 발생되고 이 부위에 음식물 잔사가 축적되어서 치주 문제를 야기할 수 있다. 의치를 제거시 지대치에 전혀 기능을 발휘하지 못하게 되며 의치를 제거하기가 너무 힘들거나 탈락되기 쉬운 경우가 있다.

Pezzoli등⁸⁾은 양측성 유리단인 경우 일반 국소의치, 어태치먼트를 이용한 국소의치, Telescopic 국소의치 등 여섯가지 설계 형태로 응력분산에 대해 광탄성 분석법으로 연구하였는데, Telescopic 가철성 국소의치가 무치악 치조제에서 응력이 가장 적게 나타났고 지대치에 대해서 다른 경우 보다 더욱 균등하게 힘이 전달되었다. 즉, 이 연구에서 교합력을 가장 잘 분산시킨 설계이었다. 본 실험에서는 다른 모델에 비해 변형의 절대값은 비교적 작았지만 최대 스트레인과 최소 스트레인의 차이는 가장 크게 나타났다.

Telescopic crown이 가철성 국소의치 지대치로서 사용될 때, 지대치는 전체적으로 감싸워지고 힘을 축적상으로 전달한다⁹⁾. 그렇게 함으로써 우수한 유지력과 힘의 방향이 치근 방향으로 이동되어 수평력에 대해 저항하게 된다.

Swing-Lock 가철성 국소의치는 일반적인 국소의치의 일종으로 잔존치의 동요도가 심하거나 주 지대치

를 상실하여 일반적인 국소의치의 설계가 부적절한 경우 대안으로 사용된다. 기본적 구조는 일반적인 국소의치의 구조상과 lingual plate (설측상), labial bar (순측바), strut (지주), hinge (접편) 어태치먼트, lock latch 어태치먼트로 이루어진 Swing-Lock 어태치먼트로 되어있다.

Swing-Lock 어태치먼트를 이용한 가철성 국소의치는 한쪽 끝에는 hinge에 의해서 다른 쪽 끝에서는 latch에 의해서 주 연결장치에 연결되는 labial 혹은 buccal bar로 구성된다.

지지는 지대치에 설정되는 여러개의 rest에 의해 이루어지며, 안정성과 보상작용은 지대치와 접촉하는 linguoplate에 의해서 이루어지는데 retentive strut를 가진 labial bar로 보강이 된다. 유지는 지대치 순측면의 infrabulge area와 접촉하는 순면에서 나오는 I 또는 T bar retentive 클라스프에서 이루어진다. 실험 모델에서는 구치부이며, 지대치에 보다 많은 접촉 면적으로 I-beam 효과를 나타낼 수 있는 T bar 클라스프를 적용했다.

이 보철물의 응용범위는 치조골 유지가 좋지않아 치아 동요도가 전치아에 있을 때, 견치와 같은 주 지대치를 상실한 경우, 유지가 부적절 할 때, 악안면 보철을 해야 하는 경우등이다^{46,50)}. 본 실험에서도 편측 소수 치아가 잔존되어 있는 경우로 견치가 상실되어 있으며 많은 유지력을 필요로 하기 때문에 설계에 포함하였다.

Swing-Lock 국소의치는 I-beam 효과에 의해 의치상의 뒤틀림, 동요, 측방운동이 적게 되며, 의치상에 교합압이 가해지는 경우 의치상과 지대치에 대한 역학적 완충효과로 기능시에 의치상에 가해지는 다양한 응력에 대응하며 또한 지대치에 교합압이 가해진 경우 지대치에 대하여 각각 효과적인 역학적 대응을 하게 되는 이중 완충 효과가 있다. 이 치료의 장점은 잔존치의 다수를 또는 치조골 함몰부가 있는 경우 resin veneer에 의해 심미적으로 회복이 가능하며 치은부의 심미감을 도모할 수 있고, I-beam 효과에 의해 의치상의 뒤틀림이 적으며, 잔존치의 추가 결손시 용이하게 인공치의 수복이 쉽다는 것이다.

다른 설계 모델과 달리 스트레인이 큰 제 1 소구치에서 설측 스트레인이 협측 스트레인보다 더 크게 나타났다. 하중 15kgf 까지는 압축 스트레인이 증가

하다가 그 이상의 하중에서는 스트레인이 일정하였다. 이런 현상은 협측, 설측에서 동일 현상으로 나타났는데 이는 이중 완충 효과 등에 의해 설명되어질 수 있다.

본 연구에서의 하중 방향은 수직, 측방 경사 하중이었으나 구강내에서 발생하는 하중은 보다 복합적으로 나타난다. 그러므로 복합적인 하중에 따른 스트레인 측정 방법에 대한 고안이 필요하며, 설계에 포함되지 않은 임플란트를 이용한 치료시의 스트레인에 대한 연구 및 Attachment retained RPD에서 사용된 Mini Dalbo 어태치먼트 이외의 다른 어태치먼트를 이용한 국소의치의 스트레인에 대한 고찰도 필요하다고 사료된다.

V. 결 론

본 연구는 하악 편측 구치부 소수치아 잔존시 클라스프를 이용한 가철성 국소의치, Mini Dalbo 어태치먼트를 이용한 가철성 국소의치, Telescopic 가철성 국소의치, Swing-Lock 가철성 국소의치를 설계 제작하고, 5kgf, 10kgf, 20kgf, 30kgf의 수직 및 15° 경사 하중 변화에 따른 지대치 및 잔존 치조제의 응력 분포 및 크기를 스트레인 게이지법으로 산출, 연구하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 설계에 따른 응력의 분포는 수직하중시 Clasp retained RPD에서 비교적 고르게 나타났다.
2. 제 1 소구치 협측부에서의 응력은 Swing-Lock RPD의 경우에서 가장 작았고 Attachment retained RPD의 경우에서 가장 크게 나타났으며, 설측부위의 경우 Telescopic RPD에서 가장 작았다.
3. Clasp retained RPD의 경우 하중부에서와 정중부 치조정에서 응력이 적게 나타났고 경사 하중시 제 1 소구치 부위에서 응력이 크게 나타났다.
4. Attachment retained RPD의 경우 제 1 소구치 협측부에서 응력이 가장 컸으며 수직하중시 제 1 소구치 설측부위에서도 응력이 크게 나타났고, 경사하중시 정중부 치조정에서도 가장 큰 응력을 보였다.
5. Telescopic RPD의 경우 제 1 소구치 설측부에서의 응력이 모든 설계중 가장 작게 나타났고 하중부에서의 응력은 비교적 크게 나타났다.

6. Swing-Lock RPD의 경우 제 1 소구치 협측부에서 응력이 가장 작았고 하중부와 후방치조 정에서의 응력이 가장 크게 나타났다.

참 고 문 헌

1. Farah JW, MacGregor AR. Stress analysis of disjunct removable partial denture. J Prosthet Dent 1979; 42: 271.
2. Kaires AK. Effect of partial denture design on bilateral force distribution. J Prosthet Dent 1956; 6: 373.
3. Shohet H. Relative magnitude of stress on abutment teeth with different retainer. J Prosthet Dent 1969; 21: 267.
4. Frechette AR. The influence of partial dentures design on distribution of force on abutment teeth. J Prosthet Dent 1956; 6: 195.
5. Craig RG, Farah JW. Stress from loading distal-extension removable partial dentures. J Prosthet Dent 1978; 39: 274~277
6. Kaires AK. A study of partial denture design & masticatory pressure in a mandibular bilateral distal extension case. J Prosthet Dent 1958; 8: 340.
7. Krol AJ. Clasp design for extension base removable partial denture, J Prosthet Dent 1973; 29: 408.
8. Pezzoli M, Rossetto M, Calderale PM. Evaluation of load transmission by distal-extension removable partial dentures by using reflection photoelasticity. J Prosthet Dent 1986; 56: 329.
9. Ko SH, McDowell GC, Kotowicz WE. Photoelastic stress analysis of mandibular removable partial denture with mesial and distal occlusal rest, J Prosthet Dent 1986; 56: 454.
10. Kratochvil FJ, Thompson WD, Caputo AA. Photoelastic analysis of stress patterns on teeth and bone with attachment retainers for removable partial dentures. J

- Prosthet Dent 1981; 46: 21.
11. Thompson WD, Kratochvil FJ, Caputo AA. Evaluation of photoelastic stress pattern produced by various designs of bilateral distal-extension removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1977; 38 : 261.
 12. Chou TM, Caputo AA, Moore DJ. Photoelastic analysis & comparison of force-transmission characteristics of intracoronaral attachments with clasp distal-extension removable partial denture. *J Prosthet Dent* 1989 ; 62 : 313.
 13. Awadalla HA, Azarbal M, Ismail YH, El-Ibiari W. Three-dimensional finite element stress analysis of a cantilever fixed denture. *J Prosthet Dent* : 1992; 68-2: 243 ~248.
 14. Yuasa A, Sato Y, Ohkawa S, Nagasawa T, Tsuru H . Finite element analysis of the relationship between clasp dimensions & flexibility. *J Dent Res* 1990; 69 : 1664.
 15. 김기숙, 김광남, 장익태 . 국소의치 유지장치의 설계변화에 따른 지지조직의 3차원적 유한 요소법 응력분석. *대한치과보철학회지* 1995 ; 33 : 413~439.
 16. 황재웅, 장익태, 김광남. 후방연장 국소의치에서 시대치의 splinting 에 따른 치주조직의 응력 변화에 관한 유한 요소법적 연구. *대한치과보철학회지* 1995 ; 33 : 241~268.
 17. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ, Bowley ww. Holographic measurement of tooth mobility in three dimensions *J Perio Res* 1978; 13 : 283.
 18. Clayton JA, Jaslow C. A measurement of clasp forces on teeth with different clasp design on abutment tooth movement. *J Prosthet Dent* 1971; 25 : 21.
 19. Craig RG, Peyton FA . Measurement of strains in fixed bridges with electronic strain gauge. *J Dent Res* 1976; 46 : 615~619.
 20. El Charkawi HG, El Wakad MT. Effect of splinting on load distribution of extracoronaral attachment with distal extension prosthesis in vitro. *J Prosthet Dent* 1996 ; 76 : 315~320
 21. Nally JN. Method of handling abutment teeth in clasp I partial dentures. *J Prosthet Dent* 1973 ; 30 : 561.
 22. Curtis DA, Curtis TA, Wagnild GW, Finzen FC. Incidence of various classes of removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1992 ; 67 : 664.
 23. Hood JA, Farah JW, Craig, RG. Modification of stresses in alveolar bone induced by a tilted molar *J Prosthet Dent* 1975; 34 : 415~421.
 24. McCartney JW. Motion vector analysis of an abutment for a distal-extension removable denture : A pilot study. *J Prosthet Dent* 1980; 43 : 15~21.
 25. 김일평, 고준원, 진태호. 하악 견치 잔존시 의 치 설계에 따른 치아 지지조직 및 잔존 치조제의 광탄성 응력 분석. *대한치과보철학회지* 1997 ; 35 : 486~503.
 26. Load TL, Teel S. Photoelasticity as a research technique for analyzing stress in dental structures. *J Dent Res* 1955 ; 34 : 831~838.
 27. Atwood DA and Coy WA . Clinical, cephalometric, and densitometric study of reduction of residual ridge. *J Prosthet Dent* 1971; 26 : 280.
 28. Firtell DN, Grisius RJ, Muncheryan AM. Reaction of anterior abutment of a Kennedy class II removable partial denture to various clasp designs : and in vivo study. *J Prosthet Dent* 1985; 53: 77.
 29. Wetherell J, Smales RJ. Partial denture failures: a long-term clinical survey. *J Dent* 1980; 8 : 333~340.
 30. Altay OT, Tsolka P, Preiskel HW. Abutment teeth with extracoronaral attachments : The effects of splinting on tooth movement.

- Int J Prosthodont 1990 Sep-Oct ; 3-5 : 441~448.
31. Berg E. Periodontal problems associated with use of distal extension removable partial dentures a matter of construction. J Oral Rehabil 1985 ; 12 : 369~379.
 32. Glantz Po, Stafford GD. The effect of some components on the rigidity of mandibular bilateral free-end saddle dentures. J Oral Rehabil 1980 ; 7 : 423~433.
 33. Kotowicz WE, Fisher RL, Reed RY, Jaslow C. The combination clasp and the distal extension removable partial denture. Dent Clin North Am 1973; 17: 651.
 34. Eliason CM. RPA clasp design for distal extension removable partial dentures. J Prosthet Dent 1983; 49 : 25.
 35. Tebrock OC, Rohen RM, Fenster RK . The effect of various clasping systems on the mobility of abutment teeth for distal extension removable partial denture. J Prosthet Dent 1979 ; 41 : 11.
 36. McArthur DR. Canines as removable partial denture abutments. part II : Rest and undercut location for retainers. J Prosthet Dent 1986; 56 : 445.
 37. Aydinlik E, Dayangac B, Celik E. Effect of splinting on abutment tooth movement. J Prosthet Dent 1983; 49 : 477.
 38. Goodkind RJ. The effects of removable partial dentures on abutment tooth mobility : A clinical study. J Prosthet Dent 1973; 30 : 139.
 39. Ward H, Weinberg L . An evaluation of periodontal splinting. J Am Dent Assoc 1961; 63 : 64~70.
 40. Bergman B. Periodontal reactions related to removable partial dentures : A literature review. J Prosthet Dent 1987; 58 : 454.
 41. Hindel GW. Stress analysis in distal extension partial dentures. J Prosthet Dent 1957; 7: 197
 42. Cecconi B, Asgark, Dootz E . Clasp assembly modifications & their effect on abutment tooth movement. J Prosthet Dent 1972; 27 : 160.
 43. Kratochvil EJ. Influence of occlusal rest position and clasp design on movement of abutment teeth. J Prosthet Dent 1963; 13 : 114.
 44. 권혁준, 진태호. 편측 후방치아 결손시 보철물 설계에 따른 광탄성 응력 분석. 대한치과 의사 협회지 1997 ; 35-4 : 251~265.
 45. Nyman S, Lindhe J, Lundgren D . The role of occlusion for the stability of fixed bridges in patients with reduced periodontal tissue support. J Clin Periodontal. 1975; 2 : 53~66.
 46. 계기성 . 가철성 국소의치학. 국제치의학 출판사. 1995.
 47. White JT. Visualization of stress and strain related to removable partial denture abutments. J Prosthet Dent 1978; 40: 143.
 48. Weinberg LA . Lateral forces in relation to the denture base & clasp design. J Prosthet Dent 1956 ; 6 : 785.
 49. Akihiko Shiba. Conical Double Crown Telescopic Removable Periodontic Prosthesis. Ishiyaku Euro America , Inc., 1993.
 50. Parel SM. Removable partial dentures in maxillofacial prosthesis, clinical removable partial prosthodontics, The C.V. Mosby Co., 1983.

ABSTRACT

STRESS ANALYSIS AT SUPPORTING TISSUE OF ABUTMENT TEETH AND RESIDUAL RIDGE ACCORDING TO DENTURE DESIGN WITH REMAINING UNILATERAL POSTERIOR TEETH

Kwang-Ho Ahn, Young-Wan Jung, Tai-Ho Jin

*Department of Prosthodontics, College of Dentistry,
Wohkwang Dental Research Institute, Wonkwang University*

This study was performed to investigate the distribution and magnitude of stress at supporting tissue of abutment teeth and residual ridge tissue with remaining unilateral posterior teeth.

Four types of removable partial dentures that included clasp retained removable partial denture, attachment retained removable partial denture, telescopic removable partial denture, and swing-lock partial denture were designed, and strain gauge was used for stress analysis. Each prosthesis was subjected to simulated vertical and oblique load.

The following conclusions were drawn from this study.

1. The clasp retained removable partial denture generally distributed simulated vertical force more evenly to the supporting structure.
2. The stress at buccal side of 1st premolar was the lowest in swing-lock partial denture and that was highest in attachment retained removable partial denture. The stress at lingual side of 1st premolar was the lowest in telescopic partial denture.
3. In clasp retained removable partial denture, stress was lower at load site and ridge crest at midline, but it was higher at 1st premolar area on vertical load.
4. In attachment removable partial denture, stresses at buccal side of 1st premolar, lingual side of 1st premolar on vertical load, and ridge crest at midline on oblique load were higher.
5. In telescopic removable partial denture, stress at lingual side of 1st premolar was the least in all removable partial dentures, but the stress at load site was higher.
6. In swing-lock removable partial denture, stress at buccal side of 1st premolar was the lowest, and stresses at load site and distal end of residual ridge crest were higher.