

국소의치용 티타늄의 피로도 및 물리적 성질에 관한 연구

서울대학교 치과대학 치과보철학교실

김학선 · 김광남 · 장익태

목 차

- I. 서 론
- II. 연구 재료 및 방법
- III. 연구 성적
- IV. 총괄 및 고안
- V. 결 론
- 참고 문헌
- 영문초록

I. 서 론

치과용 금속과 합금은 구조물 크기의 제한성, 심한 응력, 타액과 관련된 여러 화학적 문제점, 파괴산물, 그리고 항상 여러 가지 음식물과 접촉하는 구강 상태 등의 특수성 때문에 물리적 성질이 우수하고, 생체적합성이 좋아야 하며, 부식에의 저항성이 있고, 주조성도 좋아야 한다¹⁻⁵⁾. 또한 치과용 금속구조물은 보철물 종류에 따라 여러 요구조건이 있기 때문에 새로운 금속의 개발은 매우 어려운 문제이다.

오늘날 국소의치 구조물용 금속으로는 금합

금 (Type IV), 코발트-크롬합금, 티타늄 등이 많이 사용된다^{3,4,6-9)}. 치과용 귀금속합금은 그동안 우수한 물리적 성질 때문에 많이 사용되어 왔으나, 고가이기 때문에 많은 나라에서 비귀금속합금으로 대체되는 경향을 보여왔다^{4,6,10)}.

1929년 Erdle과 Prange가 치과용 수복물로 코발트-크롬합금의 사용을 위한 주조 기술을 개발한 이후로, 코발트-크롬합금은 무게가 가볍고, 내부식성이 우수하며, 가격이 싸기 때문에 국소의치 금속구조물용으로 많이 사용되고 있다³⁻⁵⁾.

그러나 Rae의 연구에 의하면 코발트-크롬합금의 입자는 거대식세포와 적혈구의 용혈 작용이 있으며, 이것은 Freeman에 의하여 다시 확인된 바 있다. 실제로 Stenberg는 국소의치 장착 후에 타액이나, 혀의 탈락 상피에서 높은 농도의 크롬을 보고했듯이, 생체적합성이나 유독성에 대한 경고가 현재 높다^{11,12)}.

티타늄은 물리적 기계적 성질과 화학적 성질이 좋기 때문에 우주항공학, 화학산업, 해양도목, 생체공학 등 여러 분야에서 사용되고 있다. 즉, 장점으로 낮은 비중, 적당한 강도, 높은 열 저항성, 내식성 및 생체적합성이 있다. 티

타늄은 외과에서 심장판막, 정형외과에서 인공관절, 치과 분야에서 임플란트의 재료로 많이 사용되고 있다¹³⁻¹⁵⁾.

위와 같은 장점을 지닌 티타늄은 최근에 금관, 가공의치, 국소의치 구조물에 많이 사용되고 있는데, 치과 재료로서의 요구 조건을 만족하고 있으나, 티타늄은 높은 용점을 지니고 고온에서 활성이 높아 대기중의 산소와 반응하여 깨지기 쉬워 구조의 어려움이 있었다^{13, 15, 16)}.

그러나 1977년 Waterstracht는 금관과 국소의치에 Ti-13Cu-4.5Ni의 구조성을 설명했으며, 1984년 일본 연구가에 의해 순티타늄의 치상에 사용되었고, 최근 아르곤을 주입하면서 Arc용해한 후 원심 주조하는 방법이 개발된 후로는 국소의치, 구조금관 등 치과 보철물 수복 재료로 많이 이용되고 있다^{13, 16)}.

국소의치 금속구조물을 위한 금속은 진단과 치료과정에서 결정된다⁹⁾. 국소의치를 위한 합금을 선택하는데 영향을 주는 요소로는 주연결 장치를 위한 공간의 양, 지대치 언더컷의 양과 위치, 구조물 설계의 복잡정도, 치관내 정밀부착형 유지장치의 사용여부, 가격 등이 있는데¹⁷⁾, 가장 중요한 점은 금속의 물리적 성질이다.

국소의치용 합금의 물리적 성질을 비교하는 시험과정으로는 인장실험이 있고, 기능적 성격을 파악하는 데는 가요성과 피로저항성이 있다^{3, 4, 18-20)}.

국소의치용 금속구조물은 떨어뜨림과, 높은 응력에 의한 파절의 위험이 있지만, 다른 치과 수복물에서 사용되는 금속이나 합금처럼, 어느 정도까지는 연성과 전성이 크지 않아도 된다. 그러나 높은 피로한도와 가능한 높은 강도를 가지는 것이 바람직하다^{21, 22)}.

국소의치의 금속구조물은 사용 중 부러지는 경우를 가끔 볼 수 있다^{9, 21-29)}. 이런 실패는 재료의 결함 또는 제작 기술상의 문제보다는 계속적인 변위 때문인데, 이것이 큰 응력을 받는 부분에서의 파절을 가져온다^{20-22, 25, 30)}. 실제로 저작시 발생하는 피로 형태의 반복적인 응력은 일년에 30만 번으로 추정되며, 구강내에서 의치를 장착하거나 철거하는데 필요로하는 더 큰 응력은 일년에 1500 번 이하라고 한다³⁾.

피로는 반복적인 하중으로부터 발생하는 파괴를 말한다^{4, 25, 31)}. 피로 성질을 연구하는 방법은 주어진 크기와 주기에서 반복적인 응력을 주어서 파괴에 필요한 사이클 수를 관찰하는 방법과, 주어진 응력 사이클 수에서 파괴를 일으키는데 필요한 응력 수준을 결정하는 방법이 있는데, 전자를 피로수명, 후자를 피로한도라고 한다. 많은 경우에 피로수명을 구하는 방법을 사용한다^{20, 31)}.

가요성은 일정 하중에 대한 변형량인데, 가철성 국소의치의 유지력을 결정하는 한 요소이다. 높은 항복 응력과 낮은 탄성은 높은 가요성을 나타낸다. 가요성의 결정 요소로는 클래스프의 길이, 직경, taper 정도, 단면 형태, 재료 등이 있다^{9, 32, 33)}.

1934년 Peyton²²⁾은 치과 금합금의 작은 시편의 피로한도를 측정할 수 있는 Flexure machine을 개발하여 금합금의 피로한도를 구하고 피로한도와 다른 물리적 성질은 관련성이 없으나, S-N 곡선의 모양은 다른 금속과 유사하다고 보고했다. 1961년 Earnshaw³⁴⁾, 1965년 Bates³⁵⁾는 코발트-크롬의 flexural fatigue limit를 연구하여 5×10^6 의 외팔보(cantilever) 휨에서 최대 482.76 MPa를 견딜 수 있다고 보고하였다.

1978년 Lewis²⁵⁾는 국소의치 금속구조물의 사용 중 파절을 관찰하여 절반 정도가 피로 파절을 보고했고, 1981년 Morris와 그의 동료들^{19, 36)}은 제작한 응력-이완 시험기로 하중 1 Kg에서 금합금은 7천 번, 비귀금속은 5만 번에서 피로 파절이 일어났다고 보고했다. Cook 등³⁷⁾은 티타늄 합금의 피로도에 대한 연구를 했는데, Ti-6Al-4V합금의 피로한도는 668 MPa 정도였다고 보고했다.

최근 국소의치의 금속구조물의 재료로 사용되기 시작한 티타늄의 물리적 성질 및 기능적 성격을 나타내는 가요성 및 피로도에 관한 연구가 국내외적으로 많지 않은 실정이다. 이에 본인은 티타늄의 인장강도, 항복강도, 연신율, 단면 감소율 및 Vickers 경도 등의 물리적 성질과, 피로도, 가요성, 표면 조도 등을 Type IV 금합금, 코발트-크롬합금과 비교하여 다소의

지건을 얻었기에 이를 보고하고자 한다.

II. 실험 재료 및 방법

A. 실험재료

본 실험에서 사용된 국소의치 구조물용 금속의 제품명, 각 원소의 구성비, 매몰재, 사용한 주조 기계는 Table 1과 같다.

B. 실험 방법

1. 피로시험 (Fatigue test)

1) 피로시험의 제작

국소의치 구조물의 부피와 유사하도록 하면서, 피로 시험 중 일정 응력이 걸리도록 Fig.1에 나타난 형태처럼 경사진 길이 66mm, 폭 6mm, 두께 3mm 크기의 알루미늄 합금으로 시험편을 제작한 후, 실온에서 중합되는 공업용 고무 (RTV Silicone rubber; KE-1300, Shin Etsu Chemical Co.Ltd., Japan)로 음형을 만들어 여기에 inlay wax (GC Dental Industrial Corp.,

Japan.)를 녹여 부어 납형을 제작했다. 납형을 각각의 금속으로 주조한 후 통법에 따라 연가를 하여 티타늄 시험편 7개, 금합금 시험편 6개, 코발트-크롬합금 시험편 11개를 제작했다.

2) 시험 방법

시험기는 Song³⁸⁾이 개발한 용량 10Kgf의 소형 동전형 굽힘 피로 시험기를 사용하였다 (Fig.2). Fig.3은 사용된 시험 및 측정시스템의 블럭선도를 나타낸 것이다. 이 시스템은 크게 시험부와 데이터 획득부로 나눌 수 있으며, 시스템의 동작원리는 다음과 같다. 퍼스널 컴퓨터에서 D/A 변환기로 파형을 발생시켜 시험부의 제어기와 데이터 획득부에 있는 A/D 변환기로 보낸다. 시험기의 제어기에서는 시험조건에 맞는 하중과 응력비가 되도록 하중진폭(span)과 기준하중(setpoint)을 결정하여 직류전력증폭기로 증폭하여 시험기의 유도코일을 작동시킨다. 데이터 획득부에서는 시험기의 로드셀로부터 하중신호를, 그리고 시험편에 부착된 후면 스트레인게이지 (backface strain gauge)로부터 변위신호를 검출하여, 감산회로를 거쳐 감산 변위신호를 얻게된다. 이렇게 얻어진 하중, 변

Table 1. Metals used in this study

Metals	Manufacturer	Content	Investment	Casting machine
Dental Titanium	Ohara Co. (Japan)	Ti 99.5% etc 0.5%	Titanium vest, Ohara Co., Japan	Electric arc, centrifugal
Dong Myung 66	Dong Myung dental alloy Co (Korea)	Au 66% Pd 5% Pt 3.5% Ag 12%	Multi-Vest, Dentsply, U.S.A.	Torch & centrifugal
Regalloy	Dentsply, Co. (U.S.A.)	Co 62.5% Cr 27.0% Mo 5.5%	Multi-Vest, Dentsply, U.S.A.	Oxygen & acetylene gases torch & centrifugal

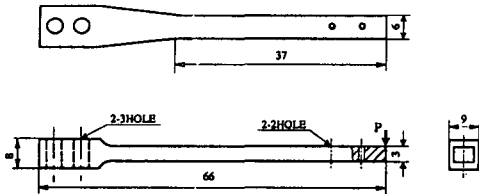


Fig.1-1. Diagram of fatigue test specimen.

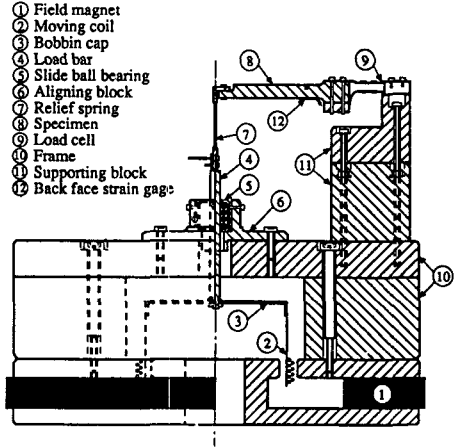


Fig.2-1. Schematic diagram of fatigue testing machine.

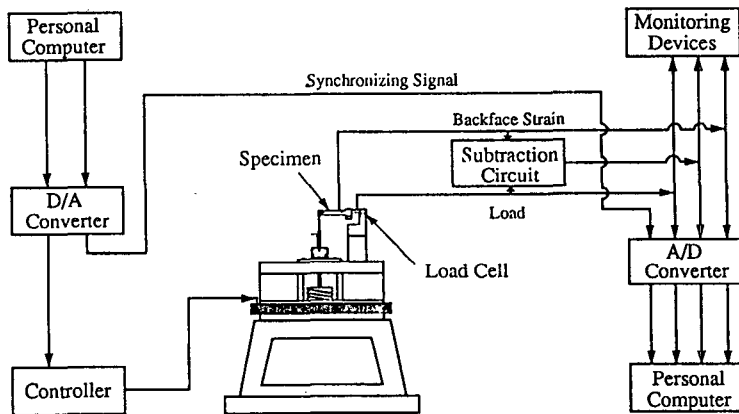


Fig.3. Block diagram of test system.

위, 감산변위신호를 A/D변환기를 거쳐 퍼스널 컴퓨터에 저장한다.

시편은 그림에 나타난 바와 같이 외팔보형으로 시험기에 고정시킨 다음, 하중을 가하여 굽힘이 일어나도록 했는데 일정 진폭하중을 되풀이 속도 20 Hz로 부하 하였다. 그리고 시편이 파절될 때의 사이클 수를 기록하고 응력 대 반복수의 S-N 곡선을 그리면서 각 금속의 회귀 직선의 공식을 구했다. 이 때 시편에서의 응력의 계산은 다음과 같이 구한다.

$$S = Mc/I$$

S : Maximum stress

M : Bending moment

c : Distance from the neutral axis to the outer surface

I : Moment of inertia

한편 $M = PL$ (P : force, L : length)

$I = bd^3/12$ (b : width, d : thickness)

$c = d/2$

따라서 $S = 6PL/bd^2$ 이다.

현재 표현한 것처럼 P값은 원하는 변위를 위한 하중인데, 저작력이나 의치를 장착시키는데

필요로 하는 힘 (3.0 -9.5 Kg)으로 결정했다.

2. 인장시험 (Tensile test)

1) 인장시편의 제작

분리형 금형(split metal mold)에 DuraLay 레진 (Dental Mfg.Co.Ltd.,U.S.A.)을 주입하여 미국치과의사협회 재료규격 14호⁶⁷⁾의 요구조건인 직경 3 ± 0.1 mm, 길이 15 ± 0.5 mm의 레진 시편을 준비하고 각 대상 금속별로 통상적인 매물 주조 과정을 거쳐 as-cast 상태로 금속에 따라서 각각 6개의 시편을 준비했다.

2) 시험방법

MTS(Material Testing System Co.)사의 서보 유압식 재료 시험기 (Closed-loop servo-hydraulic material testing machine)를 이용하여 chart speed 0.5 mm/min로 실험하였으며 측정된 하중, 응력, 변위, 변형율로부터 인장강도, 항복강도, 연신율, 단면 감소율을 구했다.

3. 가요성시험 (Flexibility Test)

1) 가요성시편의 제작

아래 Table 2, Fig. 4와 같은 18 gauge round wax (Kerr Manufacturing Co., U.S.A.)를 20 mm의 길이로 절단한 것 18개와, tapered half-round wax pattern (Dentalum, Germany) 18개를 매물 주조 후 sand blasting하여 총 36개의 시편을 제작했다.

2) 시험 방법

만능시험기(Torsee'Portable type Moire

Table 2. Dimension of flexibility test specimens

Length (mm)	Taper	width /thickness ratio	Cross sectional type
20	uniform	1.00	round
20	taper	2/1.35	half-round

Tension Tester, ESC-500F, Tokyo Testing Machine Mfg.Co.Ltd., Tokyo, Japan.)를 사용하여 cross head speed 0.5 mm/min의 속도로, grip에서 10 mm되는 지점에 시편의 장축에 직각인 힘을 가하여 0.125, 0.25, 0.50, 0.75, 1.0 mm의 외팔보 휨을 일으킬 때의 하중과 영구 변형량을 구했다.

4. 표면조도의 측정

각 군당 3개씩 피로시험 시편의 표면을 3회씩 표면조도측정기 (Surfacorder, 3E-3A, Kosaka Lab. Ltd.,Japan.)를 사용하여 chart 배율 50 배, 수평거리 2 mm, 종배율 1만배로 중심선 조도를 산출하고 그래프로 나타 내었다.

5. 표면경도의 측정

각 군당 3개씩 피로시험 시편의 표면을 2회씩 Vickers 경도기 (Vickers Hardness Tester, VR-E-2, Tokyo, Japan)를 사용하여 표면경도를 측정하였다.

Ⅲ. 실험 성적

1. 피로시험

가한 하중, 응력의 함수로서 파절이 일어난

Table 3-1. Fatigue failure of Titanium (n=7)

Cycles	Load (Kg)	Stress (Mpa)
1.146×10^7	3.5	188.395
1.099×10^6	4.0	222.729
1.230×10^5	5.0	259.013
1.592×10^5	5.0	263.580
3.056×10^5	6.0	338.130
3.972×10^4	7.0	440.487
1.794×10^4	8.0	461.614

Table 3-2. Fatigue failure of Type IV Gold alloy (n = 6)

Cycles	Load (Kg)	Stress (Mpa)
9.592×10^5	3.0	161.931
4.902×10^5	3.5	177.364
2.245×10^5	4.0	244.067
3.394×10^4	5.0	252.476
5.040×10^4	5.0	264.957
8.620×10^4	6.0	333.798

Table 3-3. Fatigue failure of Co-Cr alloy (n = 11)

Cycles	Load (Kg)	Stress (Mpa)
1.808×10^6	4.0	225.522
6.648×10^5	6.0	285.656
7.020×10^5	5.0	308.760
1.314×10^5	7.0	332.308
2.622×10^5	6.0	339.111
1.920×10^4	6.0	376.790
7.720×10^4	8.0	388.335
1.712×10^5	8.0	426.850
3.066×10^4	8.0	440.353
9.720×10^4	9.5	532.924
4.146×10^4	9.0	585.373

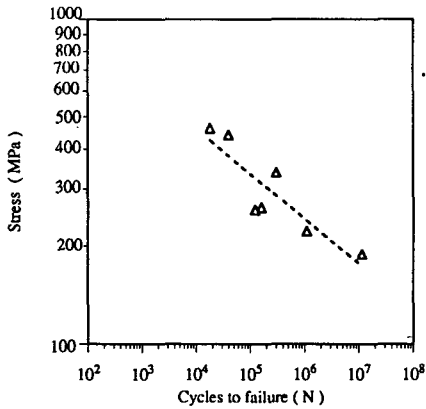


Fig.5-1. S-N curve of Titanium.

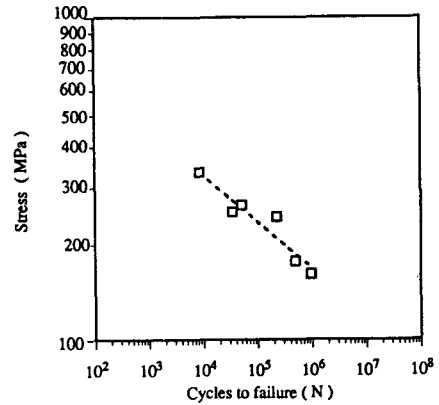


Fig.5-2. S-N curve of Type IV Gold alloy.

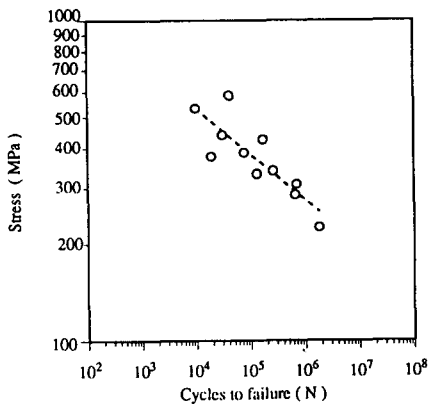


Fig.5-3. S-N curve of Co-Cr alloy.

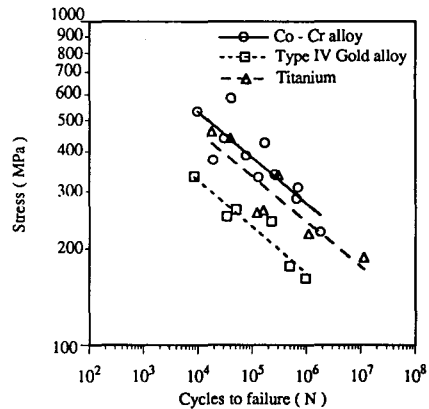


Fig.5-4. S-N curve of framework materials.

사이클 수는 Table 3과 같으며, 피로수명과 가한 응력에 대한 S-N 곡선은 Fig. 5와 같다.

각 금속의 피로에 대한 회귀직선의 공식은 다음과 같다.

티타늄 $S = 1659.34N^{-0.1390}$ $R=0.889$

금합금 $S = 1216.05N^{-0.1429}$ $R=0.951$

코발트-크롬합금 $S = 1963.20N^{-0.1419}$ $R=0.792$

제작중 발생하는 피로 형태의 반복적인 응력 횟수인 30만 번에서 티타늄의 피로강도는 287.485 MPa, 금합금은 200.502 MPa, 코발트-크롬합금은 327.915 MPa이었다.

또 1년간 구강내에 국소의치를 삽입하거나 철거할 때의 반복수인 1500 번에서의 티타늄

의 피로강도는 600.424 MPa, 금합금은 427.650 MPa, 코발트-크롬합금은 695.468 MPa 이었다. 회귀 직선에 대하여 ANOVA와 모수에 대한 유의성 검증결과 티타늄과 금합금간에는 유의한 차이가 있었고($p \leq 0.05$), 티타늄과 코발트-크롬합금간에는 유의한 차이가 없었다($p \geq 0.05$).

한편 각 금속의 피로 파절면은 Fig.6과 같다.

2. 인장시험

인장시험 결과 나타난 각 금속의 항복강도, 인장강도, 연신율, 단면 감소율 및 Vickers 경도는 Table 4와 Fig.7과 같다.

Table 4. Comparative properties of Titanium, Type IV Gold alloy and Co-Cr alloy for partial dentures (n = 6)

Property (Units)	Titanium	Type IV Gold alloy	Co-Cr alloy
Tensile strength (Mpa)	769.138 ±31.091	456.930 ±4.998	885.689 ±26.546
Duncan's M.R.T. F = 173.78	A	B	C
0.2% Yield strength (Mpa)	453.3 ±4.714	381.7 ±14.337	535.0 ±17.795
Duncan's M.R.T. F = 67.89	A	B	C
Ductility (% elongation)	13.3 ±1.89	6.5 ±1.00	3.6 ±0.94
Duncan's M.R.T. F = 28.99	A	B	B
Reduction of area (%)	26.73 ±1.414	9.42 ±1.678	11.33 ±1.229
Duncan's M.R.T. F = 122.18	A	B	B
Vickers Hardness	278 ±5.5	176 ±5.0	354 ±12.0
Duncan's M.R.T. F = 358.60	A	B	C

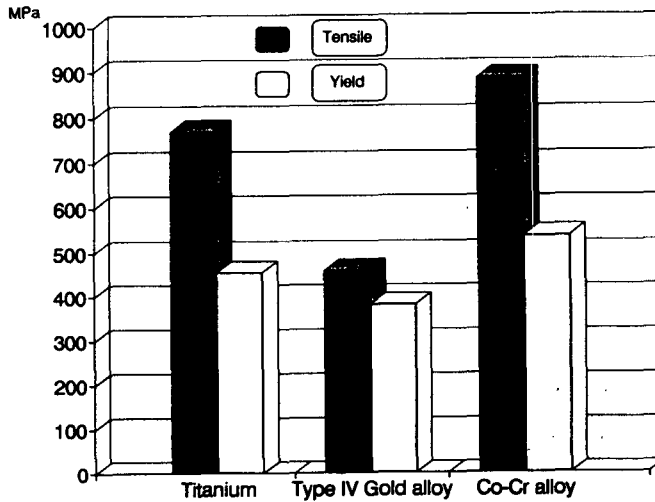


Fig.7-1. Tensile and Yield strength of framework materials.

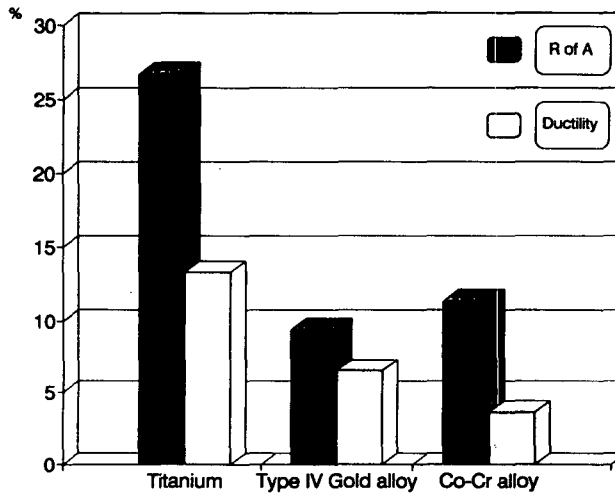


Fig.7-2. Ductility and Reduction of area of framework materials

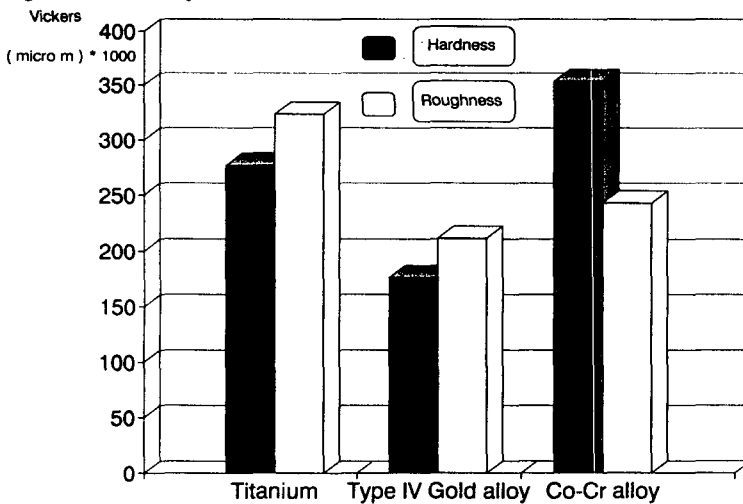


Fig.7-3. Vickers hardness and surface roughness.

티타늄의 인장강도는 769.138 MPa, 항복 강도는 453.3 MPa였고 Vickers 경도는 278 이었다. 이것은 코발트-크롬합금 보다는 낮은 수치였으나 금합금 보다는 높았다. 이들에 대한 ANOVA와 Duncan's multiple range test 결과 재료간에 유의한 차이가 있었다 ($P \leq 0.05$). 티타늄의 연신율은 13.3%, 단면 감소율은 26.728%로 금합금이나 코발트-크롬합금보다는 높았고, ANOVA와 Duncan's multiple

range test 결과 금합금과 코발트-크롬합금간에는 유의한 차이가 없었다 ($p \geq 0.05$).

3. 가요성의 실험

각 재료의 18 gauge원형과 taper한 반원형에 대한 가요성의 결과는 Table 5와 Fig. 8에 나타나 있으며 금합금, 티타늄, 코발트-크롬합금의 순으로 가요성이 컸다.

Table 5. Elastic deflection force, permanent deformation, and flexibility for specimens (n = 6)

	Elastic deflection force					Permanent deformation mm	Flexibility mm/Kg	Duncan's M.R.T.
	0.125mm Kg	0.25mm Kg	0.50mm Kg	0.75mm Kg	1.0mm Kg			
18 gauge round							0.725	F = 28.19
Titanium	0.18	0.34	0.65	0.93	1.14	0.15	± 0.051	A
Type IV							0.893	
Gold alloy	0.14	0.28	0.51	0.71	0.82	0.25	± 0.000	B
							0.536	
Co-Cr alloy	0.26	0.47	0.89	1.25	1.55	0.28	± 0.065	C
Tapered half-round							0.231	F = 802.67
Titanium	0.55	1.10	2.23	3.32	4.18	0.16	± 0.029	A
Type IV							0.333	
Gold alloy	0.37	0.75	1.48	2.15	2.72	0.15	± 0.000	B
							0.100	
Co-Cr alloy	1.30	2.50	4.33	5.37	6.18	0.42	± 0.004	C

Means with the same letter are not significantly different ($p \geq 0.05$).

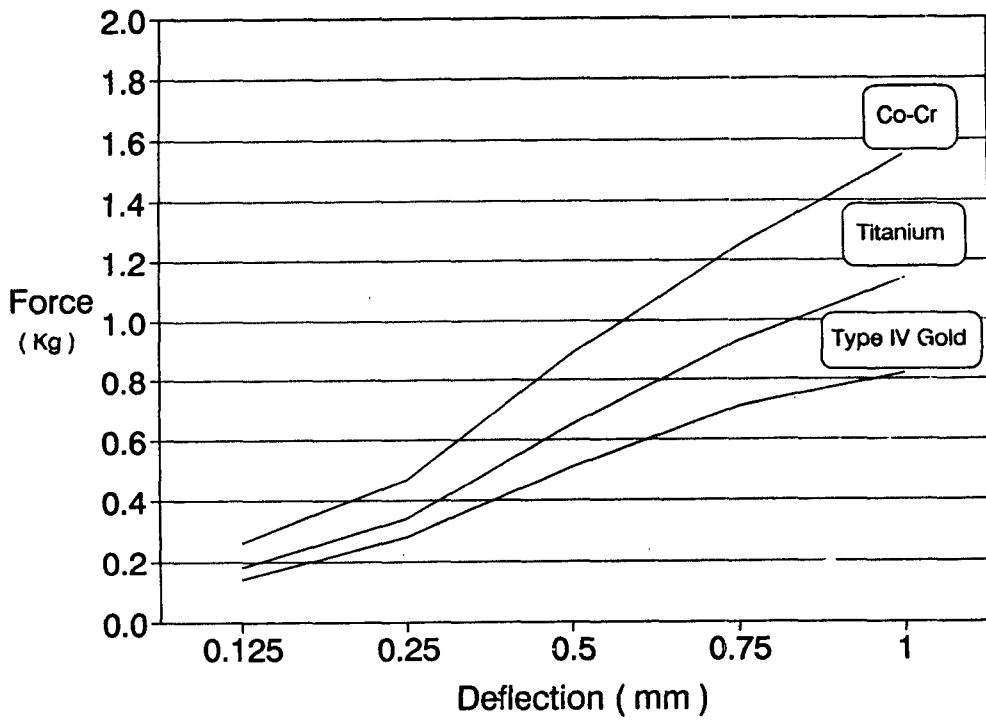


Fig.8-1. Force-deflection curve for 18 gauge round specimen.

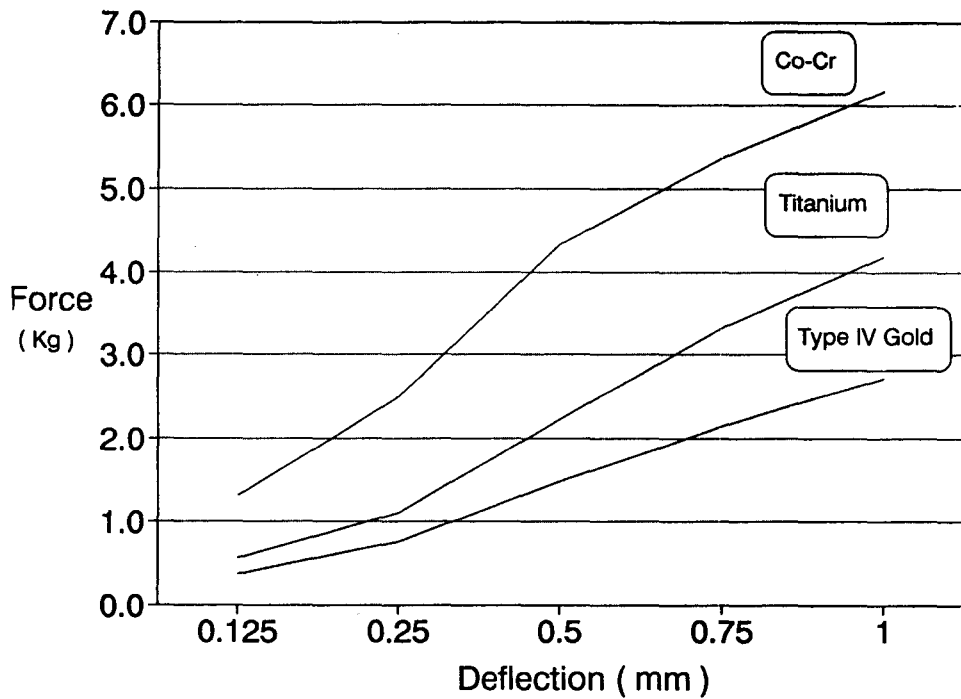


Fig.8-2. Force-deflection curve for tapered half round specimen.

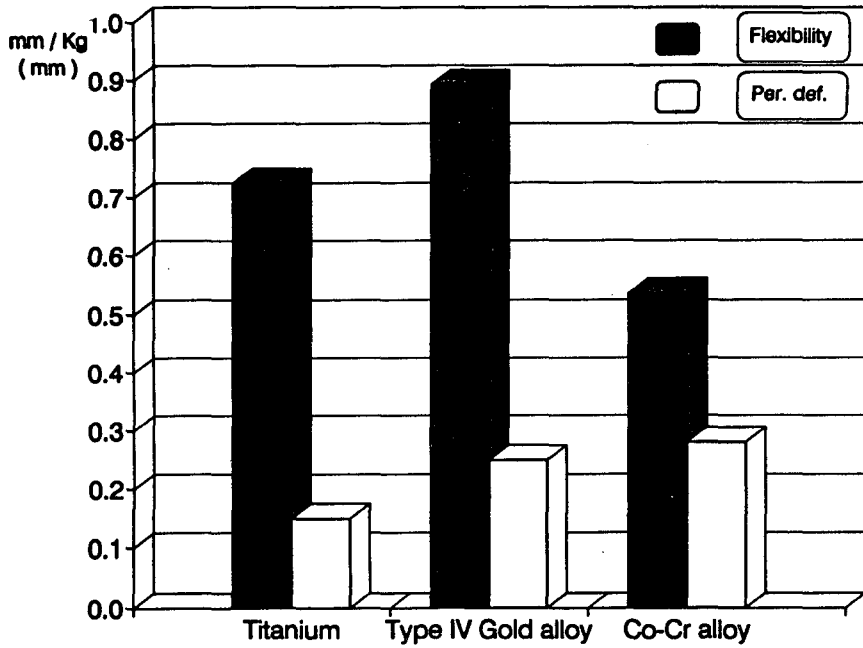


Fig.8-3. Diagram of flexibility and permanent deformation for 18 gauge round specimen.

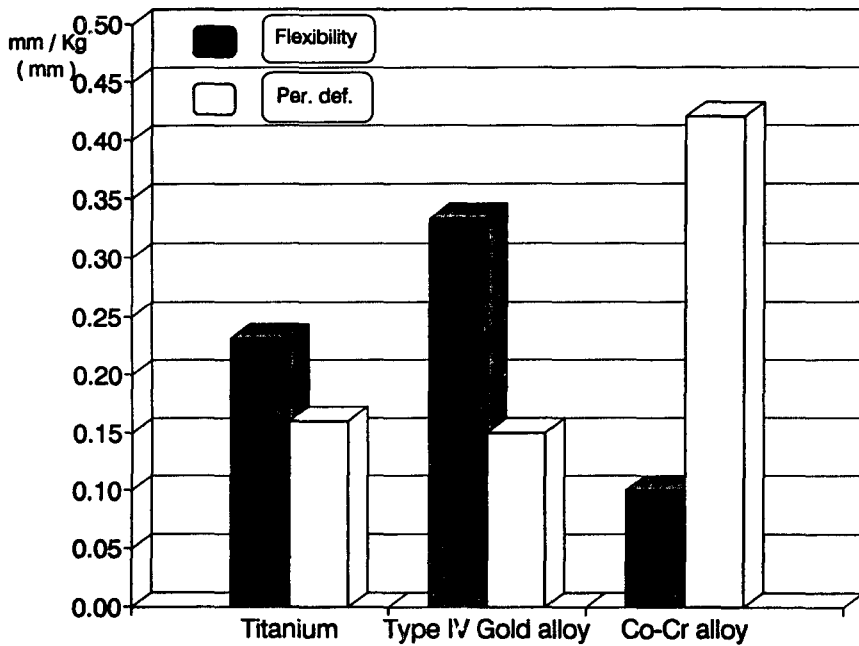


Fig.8-4. Diagram of flexibility and permanent deformation for tapered half round specimen.

형태와 재료에 따른 ANOVA와 Duncan' multiple range test 결과 재료간에 통계적으로 유의한 차이가 있었다($p \leq 0.05$).

4. 표면조도의 관찰

각 시편에 대한 중심선 평균 조도는 Table 6과 Fig. 9와 같다.

그래프에서 0은 중심선이며, 화살표간 간격에서 세로는 $0.1\mu\text{m}$, 가로는 0.1mm 이다.

Table 6. Average surface roughness (n = 9)

Metals	Average roughness (μm)	Duncan's M.R.T. F=5.65
Titanium	0.324 ± 0.077	A
Type IV Gold	0.212 ± 0.062	B
Co-Cr	0.243 ± 0.013	B

Means with the same letter are not significantly different($p \geq 0.05$).

티타늄의 평균 중심선 조도는 $0.324\mu\text{m}$ 로 금합금과 코발트-크롬합금 보다 거친 표면을 보였고, ANOVA와 Duncan' multiple range test 결과 금합금과 코발트-크롬합금 간에는 통계적으로 유의한 차이가 없었다($p \geq 0.05$).

IV. 총괄 및 고안

티타늄은 훌륭한 생체 적합성, 부식 저항성, 가벼운 무게, 미각을 해치지 않는 등 여러 가지 장점 때문에 지난 수년동안 치과분야에서의 이용은 급격히 늘고있다. 치과분야에서 티타늄 금속의 사용을 보면, 치과 임플란트의 재료로 가장 널리 사용되고 있으며, 치과보철 영역에서는 금관 및 가공의치, 국소의치의 구조물과 총의치의 금속상으로, 교정에서는 Ni-Ti합금이 치열 교정용 선재로 사용되고 있다^{13,40-43}

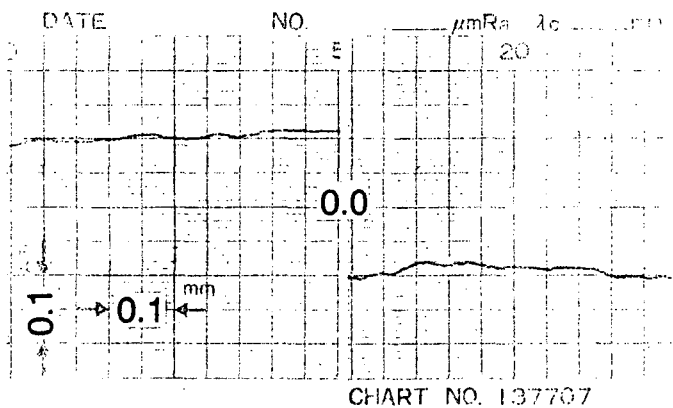
티타늄은 원자번호가 22인 4족의 원소로 원자무게가 47.88이다. 그 무게는 비귀금속합금의 1/2, 금합금의 1/4 수준이며, 비중이 4.51g/cm^3 으로 두 가지의 다른 원자형태로 존재한다. 용융점은 1668°C 로 전통적인 치과용 합금보다 높으며 비등점은 3260°C 이다.

용융상태에서 냉각할 때 882.5°C 이하에서는 육각형의 균일한 알파형태로 결정화 하는데, 기계적 성질은 type III, IV 금합금과 유사하다. 882.5°C 을 넘으면 입방형 central space 베타형태로 변화하는데 특성은 취성을 갖으며 강도가 증가한다. 이런 이유로 주조 후의 온도 조절은 매우 중요하다. 또다른 중요한 성질은 낮은 열팽창율($96 \times 10^{-7}/\text{k}$)과 낮은 열전도성(21.4W/mK)이다^{15,41,44}.

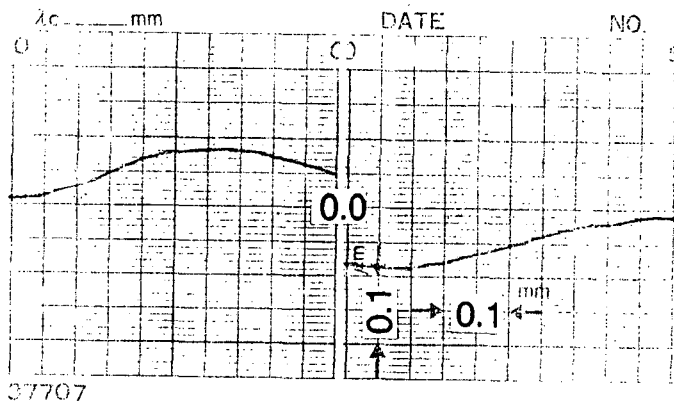
티타늄의 물리적 성질은 다른 금속이나 합금보다 우수하다. 주조 전에는 티타늄의 인장강도는 약 450MPa 이며, 파괴탄성은 15%에서 20%이며 경도는 160-190 HB이다. 미국 F.D. A.의 인정에 의해 생체 내에서 사용 안정성이 있는 것은 순티타늄과 Ti-6Al-4V 둘 뿐인데, 순티타늄은 내식성을 중시하는 기체에 사용되고 Ti-6Al-4V은 내식성외에 비강도와 고온강도를 겸비한 재료로 이용되고 있다. ASTM에서는 순티타늄과 합금의 조성과 기술적 성질을 정해 놓고있는데, 인장강도는 412.02MPa 이상, 항복강도는 343.35MPa 이상, 연신율은 18% 이상이다^{14,40,41,43,45}.

일반적으로 동종 합금간이나, 이종 합금간의 물리적 성질의 비교에는 항복강도, 인장강도, 연신율, Vickers 경도가 일반적으로 받아들여지고 있다^{3,4,19,20}.

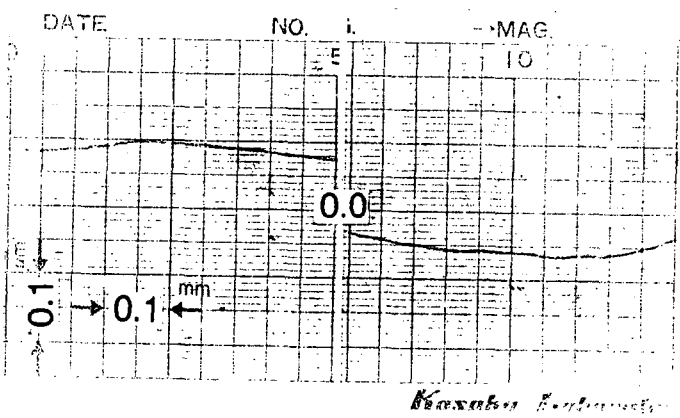
항복강도는 합금이 국소의치를 위해 사용되는 중요한 성질로, 일반적으로 응력하에서 영구변형에 대한 저항성이다³. 즉 클래스프나 연결장치의 영구변형이 언제 일어날 지를 가리키는 성질이다. 치과용 합금이 국소의치의 구조물로 사용되기 위해서 항복강도는 최소한 415MPa 가 되어야 하는데 본 실험에 의하면, 국소의치용 티타늄은 이 조건과 ASTM의 요구 조건을 잘 만족 시키고 있으며 Taira 등⁴³의 실험수치 336MPa 보다는 높고 Takashi 등⁴⁶



Titanium



Type IV gold alloy



Co-Cr alloy

Fig.9. Graphs of average surface roughness.

의 실험수치 485.595 MPa 보다는 낮았다.

인장강도는 인장하에서 재료가 파괴되기 전에 견딜 수 있는 최대응력으로 치과 영역에서는 금속의 인장강도가 수복물에 요구되는 크기나 단면적의 지표로 사용된다.

본 실험에서의 티타늄의 인장강도는 금합금 보다는 높고 코발트-크롬합금 보다는 낮은 수치를 보였다. 그러나 티타늄의 수치는 주조 전의 인장강도 보다 높으며, ASTM의 요구 수치 412 MPa와 Koichi 등¹³⁾, Taira 등⁴³⁾과 Takashi 등⁴⁶⁾의 실험수치 461.2 MPa, 415 MPa, 611.163 MPa 보다는 높았다.

합금의 연신율은 수복물이 나타내는 상대적인 취성이나 연성을 표현하는 지표로 중요하다³⁾. 또한 국소의치 클래스프를 어느 정도 조절할 수 있게 하는 성질이다. 높은 연신율과 인장강도를 가진 국소의치의 클래스프는 낮은 연신율을 가진 클래스프보다는 toughness 때문에 사용상에 파절되지 않는다. 구조물에서 적은 양의 미세 기포는 항복강도, 인장강도 보다도 연신율에 다소 제한적이며, 연신율은 금속의 고온 입자 구조에 의해서도 30% 정도 향상 된다고 한다. 본 실험에서 티타늄의 연신율은 금합금의 연신율 보다도 높았으나 Koichi 등¹³⁾의 실험수치인 14.2%와는 큰 차이가 없었고 Takashi 등⁴⁶⁾의 실험수치 10.5%와 Taira 등⁴³⁾의 실험수치 7.9% 보다는 높았다. 본 실험에서 티타늄의 단면 감소율은 코발트-크롬합금과 금합금 보다는 큰 수치를 얻었고 Takashi 등⁴⁶⁾의 수치 23.2% 보다 약간 큰 26.728%였다.

경도는 구조물의 광택에 대한 용이성과, 사용상의 굽힘에 대한 저항성이다^{3,17)}. 본 실험에서 티타늄의 Vickers 경도는 금합금 보다는 높았으나 코발트-크롬합금 보다는 낮았다. 티타늄의 경도가 마그네시아계 매물재나 CaO를 사용한 측정치 150-160 VHN보다 높은 수치를 나타내고 있는데, 그 이유로서는 본 실험에 사용한 매물재가 실리카/알루미나계 매물재이기 때문에 티타늄과 매물재와의 반응이 컸기 때문이며, 사용된 주조기가 달랐기 때문으로 사료된다. 티타늄의 경도가 금합금 보다 높으므로 지대치의 마모가 금합금을 사용한 구조물

보다 심하리라 사료되며 특히 조기 접촉이 없도록 해야할 것이다.

최종 수복물의 표면조도는 금합금이 가장 고운 표면을, 다음이 코발트-크롬합금, 그리고 티타늄의 순이었다. 수복물의 표면조도는 치태의 침착과 치주질환, 치아우식증과 관련이 있다⁴⁷⁻⁵¹⁾. 도금과 반대로 수복물을 양극으로 하는 전해연마는 코발트-크롬합금에서는 가능하나, 티타늄에서는 할 수 없으므로 산성 세척액으로 흑색 산화피막을 제거한 후, 마무리 연마를 하기 때문에⁴²⁾ 티타늄의 경도가 코발트-크롬합금의 경도 보다 낮았지만, 표면은 더 거친 것으로 사료된다.

주조한 국소의치의 중요한 두 부분은 연결장치와 클래스프이다. 연결장치는 견고해야하며 기계적인 응력에 의해서 영구 변형되지 말아야 한다⁴⁾. 클래스프의 변형을 막기위해 높은 항복응력이 요구되며 가요성이 좋아서 언더컷 부위에서 유지력을 얻을 수 있어야 하는데, 티타늄의 가요성은 금합금 보다는 낮으나 코발트-크롬합금 보다는 우수함을 본 실험의 결과로 알 수 있다. 즉, 각 클래스프의 유지력이 같으면 티타늄으로 제작된 클래스프는 금합금의 클래스프 보다도 언더컷에 얇게 위치하고 코발트-크롬합금의 클래스프 보다 깊게 위치할 수 있음을 말한다. 또 동등한 언더컷에 티타늄으로 제작된 클래스프가 놓이면 국소의치를 삽입, 철거하는데는 힘과 지대치에 전달 되는 힘은 금합금의 클래스프 보다는 크지만 코발트-크롬합금의 클래스프 보다는 적음을 말한다⁵²⁾. 또한 클래스프를 제작하는데 사용되는 재료는 이상적으로 연성이 좋아서 파절이 없이도 조절이 가능해야 한다. 본 실험의 결과에 의하면 티타늄은 금합금 보다 연성이 좋기 때문에 이 요구조건에 잘 조화된다. 그러나 주조 클래스프의 가요성을 분명히 하기 위해서는 티타늄을 사용한 클래스프의 각종 단면 형태와, 그들의 유지력, 변형 등을 더욱 검토할 필요가 있다고 사료된다.

치과 수복 재료는 오랜동안, 간헐적인 응력을 받는다. 직면하는 응력이 너무 작아서 직접적인 인장이나 압축, 또는 전단시험에서 측정할 때 재료의 파괴를 일으킬 수는 없지만, 파

피는 피로과정으로 일어날 수 있다. 이것은 미소균열의 생성을 포함하는데 표면의 결함, 수복물, 구조물의 모양에 의한 응력 집중에 의해 생긴다^{39, 53, 54}. 이 균열은 파괴가 일어날 때까지 천천히 일어난다. 그리고 마지막 파괴는 종종 낮은 응력에서 일어난다²⁰. 국소의치에서 피로 파괴가 잘 일어나는 곳은 조작이나 정상적인 기능에서 오는 탄성적인 응력이 집중하는 고정부와 유동부 사이, 단면에서 갑작스런 변화 부위, 그리고 내부 결함이 있는 곳이다. 금속의 인장 파절면은 일반적으로 거친 질감(texture)을 보이고 피로 파절면에서는 매끄럽고 평평한 모습을 보인다. 이런 특징은 수지상(dentritic)합금에서 잘 관찰할 수 있는데, 본 실험에서는 코발트-크롬합금의 피로 파절면에서 이런 양상을 잘 볼 수 있다. 또한 하중의 변동이 있기 때문에 균열의 진행이 일정하지 않아 concentric ring이 생긴다. 이것을 "beach mark"라 하는데 ring pattern이 약하면 낮은 각도에서 빛을 밝혀 확실히 볼 수 있다^{25, 39} 피로 성질은 피로수명을 구하거나, 피로한도를 구하는 두 가지 방법의 하나로 연구한다.

가장 발달한 접근은 다른 응력 수준에서 많은 시편을 시험하여 파괴를 일으키는 반복수를 결정하는 것이다. 본 실험에서는 국소의치를 삽입, 철거할 때 드는 힘 1.02-3.024Kg⁵⁵⁻⁶⁰와 정상적인 저작 동안에 받는 힘이 1.2-8 Kg^{61, 62}이므로 3-10 Kg에서 파괴를 일으키는 반복수를 구하여 각 금속에 대한 피로 S-N 곡선을 구했으나, 하중을 가한 지점에서의 변위는 $Y = 6PL^3/Ebd^3$ (Y : deflection, P : force, L : length, E : modulus of elasticity, b : width, d : thickness)로 금합금과 티타늄은 탄성계수가 코발트-크롬합금의 탄성계수의 절반 정도인 약 100 GPa이기 때문에²⁰ 하중이 높은 경우에는 변위가 커서 본 실험에서는 각 금속의 시편의 수를 다르게 하였다. 피로성질은 과거에는 치과 재료의 실패 양상으로 주목을 받지 못했으나 현재는 재료내의 응력 집중으로 균열이 진전되어 재료의 정상적인 사용기간 동안에 파괴가 일어날 수 있다는 것으로 인식되고 있다.

또 국소의치가 일년 동안에 받는 피로 형태

의 응력 횡수는 $2-6 \times 10^5$ ^{34, 63-66}이고 총의치나 국소의치가 2-3년 후에 파절되는 경향을 보이며 이 기간이 기능하는 의치의 실패 속도를 알아내는 결정적인 기간²³임을 고려할 때 정적 하중시험의 결과보다는 피로시험의 결과가 더욱 믿을 만한 지표가 될 것으로 사료된다.

한편 국소의치의 금속구조물로서 티타늄의 종합적인 견해를 제공하기 위해 기술적 과정과 재료에 대한 추가적인 연구가 필요하리라 사료된다.

V. 결 론

저자는 국소의치의 금속구조물로 최근에 사용되기 시작하는 티타늄의 인장강도, 항복강도, 연신율, 단면 감소율 및 Vickers경도 등의 물리적 성질과, 표면조도 그리고 기능적 성격을 나타내는 피로도 및 가요성을 Type IV금합금과 코발트-크롬합금과 비교하기 위하여 물리적 성질은 미국치과의사협회 재료규격 14호에 의하여 제작된 시편으로 인장시험을 하였고, 피로시험은 소형 동전형 굽힘 피로 시험기를 사용하여 일정한 힘으로 굽힘 형태의 응력을 가한 후 파절이 일어날 때의 싸이클 수를 통해 응력 대 반복수의 S-N 곡선을 구했다. 가요성은 18gauge 원형과 taper한 반원형 시편에 대한 하중과 변위 곡선을 통해서 구했고, 표면조도는 표면조도기를 사용하여 파악했다.

그 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 티타늄의 피로도는 금합금 보다 높았고 ($p \leq 0.05$), 코발트-크롬합금과 유의한 차이가 없었다 ($p \geq 0.05$).
2. 티타늄의 인장강도, 항복강도 및 Vickers 경도는 금합금 보다 높았고 코발트-크롬합금 보다 낮았다 ($p \leq 0.05$).
3. 티타늄의 연신율과 단면 감소율은 다른 합금 보다 높았다 ($p \leq 0.05$).
4. 티타늄의 완성된 구조물 표면은 금합금, 코발트-크롬합금 보다 거칠었다($p \leq 0.05$).
5. 티타늄의 가요성이 금합금 보다 작았으나 코발트-크롬합금 보다 컸다($p \leq 0.05$).

REFERENCES

1. Donald A. Nitkim, et al. : Evaluation of alternative alloys to type III gold for use in fixed prosthodontics. *JADA* 93:622-629, 1976.
2. M.H. Reisbick : Precious and noble-based casting alloys. *J Prosthet Dent* 54:785-788, 1985.
3. Craig R.C.: Restorative dental materials. 8th ed., St. Louis, CV Mosby Co., 1988.
4. Phillips R.W. : Skinner's Science of Dental Materials, 8th ed., Philadelphia, W.B. Saunders Co., 1982.
5. Asgar, K., et al.: A new alloy for partial dentures. *J Prosthet Dent* 23:36-43, 1970.
6. Christer, B., et al.: The castability of unalloyed titanium in three different casting machines. *Swed Dent J* 16:109-113, 1992.
7. Joseph P. Motta.: Alternative dental casting alloys. *Dent Clin North Am* 27:733-746, 1983.
8. Yoshinori Satoh, et al.: Study on the castability of Co-Cr alloy for cast plates. *J Nihon Univ. Sch. Dent.* 35:45-56, 1993.
9. Henderson D., et al.: McCracken's removable partial prosthodontics, 7th ed., St. Louis, The C.V. Mosby Co., 1985.
10. Donald R. Nelson, et al.: Recasting a nickel-chromium alloy. *J Prosthet Dent* 55:122-127, 1986.
11. Lewis H., et al.: A status report possible risks of base metal alloys and their components. *J Prosthet Dent* 62:234-237, 1989.
12. Ralph W. P.: Report of committee on scientific investigation of the American academy of restorative dentistry. *J Prosthet Dent* 55:736-772, 1986.
13. Koichi, A., et al.: Properties of test metal ceramic titanium alloys. *J Prosthet Dent* 68:462-467, 1992.
14. Kazuo Ida : An outline and application of titanium - from space engineering to biomaterials. *QDT* 13:435, 1988.
15. Blackman R., et al.: Dimensional changes in casting titanium removable partial denture frameworks. *J Prosthet Dent* 65:309-315, 1991.
16. Ida, K., et al: Titanium or titanium alloys for dental casting. *J Dent Res* 59:985 Absst. No.397 (IADR)
17. Cunningham, D.M.: Comparison of base metal alloys and Type IV gold alloys for removable partial denture frameworks. *Dent Clin North Am* 17:719-722, 1973.
18. Smith, D.C.: Acrylic denture; mechanical evaluation of dental polymethylmethacrylate. *Br Dent J* 111:9, 1961.
19. Morris, H.F., et al.: Stress-relaxation testing. Part I : A new approach to the testing of removable partial denture alloys, wrought wire, and clasp behavior. *J Prosthet Dent* 46:133-141, 1981.
20. McCabe J.F.: Applied Dental Materials. 7th ed., Blackwell Scientific Publications, 1992.
21. Smith, D.C.: Acrylic denture; mechanical evaluation of midline fracture. *Br Dent J* 110:257-267, 1961.
22. Peyton, F.A.: Flexure fatigue studies of cast dental gold alloys. *JADA* 21:394-415, 1934.
23. Hargreaves, A.S.: The prevalence of fractured denture. *Br Dent J* 126:451, 1969.
24. Robert P. R., et al. : Removable partial dentures, Asian ed., Quintessence publishing Co., 1987.
25. Lewis, A.J.: Failure of removable partial denture castings during service. *J Prosthet Dent* 39:147-149, 1978.
26. Smith, R.A. : Clasp repair for removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 29:231-

- 234, 1973.
27. Bergman B., et al.: Caries, periodontal and prosthetic findings in patients with removable partial dentures: A ten-year longitudinal study. *J Prosthet Dent* 48:506-514, 1982.
 28. Anderson J.N., et al.: The cobalt-chromium partial denture: clinical survey. *Br Dent J* 107:57-62, 1959.
 29. Anderson J.N., et al.: A clinical survey of partial dentures. *Br Dent J* 119:59-67, 1952.
 30. Smith, D.C.: Fracture characteristics in polymethylmethacrylate. *J Dent Res* 39: 1098, 1960.
 31. Van vlack L.H. : Materials science for engineers. Addison-Wesley, p436, 439, 450-453, 1971.
 32. Stewart K.L.,: Clinical removable partial prosthodontics. St. Louis, The C.V. Mosby Co., 1983.
 33. Frank R.P., et al.: A study of the flexibility of wrought wire clasps. *J Prosthet Dent* 45:259, 1981.
 34. Earnshaw, R.: Fatigue tests on a dental Cobalt-Chromium alloy. *Br Dent J* 110: 341-346, 1961.
 35. Bates, J.F.: Fracture of partial denture. Flexural fatigue of a Cobalt-Chromium alloy. *Br Dental J* 118:532-537, 1965.
 36. Morris, H.F., et al.: Stress-relaxation testing. Part II : Comparison of bending profiles, microstructures microhardnesses, and surface characteristics of several wrought wires. *J Prosthet Dent* 46: 256-262, 1981.
 37. Cook, S.D., et al.: The effect of post-sintering heat treatments on the fatigue properties of porous coated Ti-6Al-4V alloy. *J Biomed Mater Res* 22:287-302, 1988.
 38. 송지호, 신용승, 임윤수 : 소형동전형 굽힘 피로 시험기의 제작. 대한 기계학회논문집 13: 199-203, 1989.
 39. Graham J.A. et al.: Fatigue design handbook. Society of Automotive Engineers, INC. 1968, U.S.A.
 40. Masayuki Taira : Titanium as a dental casting metal - Material characteristics of pure titanium and titanium alloys and their comparison with other dental casting alloys. *QDT* 13:51-60, 1988.
 41. H.Kupper : Pure titanium as an alternative material in restorative dentistry. *QDT* 15: 143-152, 1992.
 42. Tomonari Kouda : Fabrication metal plate full denture using pure titanium. *QDT* 13: 67-77-1988.
 43. Taira M., et al.: Studies of Ti alloys for dental castings. *Dent Mater* 5: 45-50, 1989.
 44. Torao Kitamura : Ohara pure titanium casting system. *QDT* 13:61, 1988.
 45. ASTM (1993): Annual book of standards, Vol.13.01, Medical Devices. Philadelphia, PA.
 46. Takashi Osawa, et al.: Quality of cast pure titanium denture base as a prosthetic appliance. *QDT* 13:35, 1988.
 47. R.J.Smales, et al.: Evaluation of clinical method for assessing the surface roughness of restorations. *J Prosthet Dent* 42:45-52, 1979.
 48. Simonson, et al.: Surface characteristics of composite restorations. *J Dent Res* 55 (special Issue B): B140, 1976 (Abst 314)
 49. Mormann, W., et al.: Gingivitis reaction to well-fitted subgingival proximal gold inlays. *J Clin Periodontol* 1:120, 1974.
 50. Weitman, R.T., et al.: Plaque accumulation on composite surfaces after various finishing procedures. *J Am Dent Assoc* 91:101, 1975.
 51. Theilades, E., et al.: Experimental gingivitis in man. *J Periodontol* 36:177,

- 1965.
52. Beck.H.O.: Alloys for removable partial dentures.Dent Clinic North Am. 591-596, Nov., 1960.
 53. Lewis AJ : A metallographic evaluation of porosity occurring in removable partial denture castings. Aust Dent J 24:408, 1979.
 54. Robert B.S., et al.: Fatigue strength of cantilevered metal frameworks for tissue-integrated prostheses.J Prosthet Dent 68: 83-92, 1992.
 55. Dan Lundgren, et al.: Occlusal force pattern during mastication in dentition with mandibular fixed partial dentures supported on osseointegrated implants.J Prosthet Dent 58:197-203, 1987.
 56. G.E.Carlsson, et al.: A text book of occlusion.Chicago,Illinois.,Quintessence Publishing Co., Inc., 1988, p143-152.
 57. Cecile G.M.et al.: Biting strength and chewing forces in complete denture wearers. J Prosthet Dent 63:549-53,1990.
 58. Howell A.H., et al.: Vertical forces used during chewing of food. J Dent Res 29: 133-6, 1950.
 59. Yurkstas B.S., et al.: Force analysis of prosthetic appliances during function.J Prosthet Dent 3:82-87, 1953.
 60. Bearn E.M.: Effect of different occlusal profiles on the masticatory forces transmitted by complete dentures. Br Dent J 134:7-10, 1973.
 61. I.Ahmad.et al.: The effect of reducing the number of clasps on removable partial denture retention.J Prosthet Dent 68:928-33, 1992.
 62. Maxfield, J.B., et al.: The measurement of forces transmitted to abutment teeth removable partial dentures.J Prosthet Dent 41:134-142, 1979.
 63. Outhwaite, W.C., et al.: Slots vs. pins: a comparison of retention under simulated chewing stresses. J Dent Res 61:400-402, 1982.
 64. Kovarik, R.E., et al.: Fatigue life of three core materials under simulated chewing conditions. J Prosthet Dent 68:548-90, 1992.
 65. Graf, H.: Bruxism.Dent Clin North Am 13:659, 1969.
 66. J.P.Okeson: Fundamentals of occlusion and temporomandibular disorders.St. Louis, The C.V.Mosby Co., p26-52,1985.
 67. American Dental Association: Guide to Dental Materials and Devices, ed.8, Chicago, 1976, American Dental Association.

A STUDY ON THE FATIGUE AND PHYSICAL PROPERTIES OF TITANIUM USED IN REMOVABLE PARTIAL DENTURES

Hak-Sun Kim · Kwang-Nam Kim · Ik-Tae Chang

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

The purpose of this study was to compare the fatigue, physical properties, flexibility and surface roughness of titanium used in removable partial dentures with those of a type IV gold alloy and a cobalt-chromium alloy.

Fatigue testing subjected the test specimen to rapid cycling at a given stress until failure occurred by using a small-sized, electro-dynamic type bending fatigue testing machine. The S-N curves for the framework materials were generated. For tensile testing, a tensile bar as described in the ADA Specification No.14 was subjected to tensile loading until failure occurred.

Load-displacement curves were generated for 18 gauge round specimen and tapered half round specimen. Then the flexibilities were calculated. The surface roughnesses were compared by analyzer.

Through analyses of the data, the following conclusions were obtained.

1. The fatigue property of titanium was higher than that of a type IV gold alloy ($p \leq 0.05$), but there was no significant difference between titanium and a cobalt-chromium alloy ($p \geq 0.05$).
2. The yield strength, the ultimate tensile strength and Vickers hardness of titanium were higher than those of a type IV gold alloy but lower than those of a cobalt-chromium alloy ($p \leq 0.05$).
3. The percentage of elongation and reduction of area of titanium were the highest ($p \leq 0.05$).
4. The surface roughness of titanium was the greatest ($p \leq 0.05$).
5. The flexibility of titanium was lower than that of a type IV gold alloy but higher than that of a cobalt-chromium alloy ($p \leq 0.05$).

Keywords; tensile test, fatigue, flexibility.