

수중 치과용 자석유지장치의 부식저항성에 대한 전기화학적 연구

서울대학교 치과대학 치과보철학교실

손병섭 · 장익태 · 허성주 · 곽재영

I. 서 론

자기현상은 16세기초 마그네타이트라는 광물질의 발견에서 비롯되었다. 이후 인류는 보이지는 않지만 강력한 힘을 가진 자기현상을 위해 수 세기동안 연구를 진행하였다. 마그네타이트라는 광물질은 천연적으로 자성을 띠는 유일한 재료로써 천연자석(lodestone)이라고 부르기도 했다. 이후 지난 1세기동안 합금기술 및 강재의 발전과 더불어 더 강력한 자성을 띠는 인공자석이 개발되어 영구자석으로 각광을 받게 되었다. 1930년대 초반에 Alnico 합금이 개발되었고 1950년대 초에는 유방정 페라이트가 개발되어 최초로 분말자석의 기초를 마련하였다. 그러나 실제 일련의 자석 발전시기는 사용된 합금의 종류에 따라 3단계로 나뉘게 되는데 제1세대 자석은 1950년대말에 개발된 Pt-Co 합금자석으로써 1970년대 이후 희토류자석(rare earth magnet)이 사용되기 전까지 가장 강력한 자석으로 사용되었다. 제2세대 자석은 지구상에 별로 존재하지 않는 광물질, 즉 희토류 Samarium(Sm)을 Co와 합금처리한 Sm-Co 합금이였다. 이는 종전의 1세대 자석보다 20~50배의 자성을 향상시킬 수 있었다. 이로써 자석을 치과영역에 도입할 수 있는 강력한 전기가 마련되었고 그 후 1980년대초 역시 희토류인 Neodymium을 이용한 Nd-Fe-B 합금자석이 발명됨에 따라 현재까지 사용되는 자석 중 가장 강력한 힘을 발휘하는 자석으로 등장하게 되었다.^{1,6)} 요즘 사용되어지는 거의 모든 자석이 바로 이 합금으로 만들어져 있다. 의료분야

에서는 오래 전부터 자기공명 현상을 이용한 진단장치인 자기공명영상기기를 유용하게 사용하고 있으며 치과분야에서는 한 쌍의 자석과 센서를 이용한 연구목적의 악운동기록장치에 사용 되고 있다.^{2,6)}

그 외 임상적으로 이 자석의 힘을 이용하려는 노력이 1960년대 초부터 있어왔는데 그 사용목적은 의치의 부족한 유지력을 자석의 힘을 이용하여 보충해 주려는 시도였다.

Behrman⁵⁾이나 Schmitz⁶⁾, Connor와 Svare⁷⁾는 악골에 자석을 매식하여 자석간의 인력을 이용하려 하였고 Freedman⁸⁾은 같은 극간의 자석을 상하악에 동시 설치하여 그 반발력을 이용하여 의치의 유지를 증가시키려는 시도를 하였다. 하지만 초기의 이러한 노력들은 여러 가지면으로 불리한 점이 많았는데 자석자체의 유지력이 적었고 두 개의 자석이 근접해야 최대힘을 발휘함에도 불구하고 둘 사이를 근접시킬 수가 없었고 만약 유지력 증가를 위해 자석을 근접시켰을 때는 창상부위의 자석이 노출되는 등의 문제점이 발생되었다. 그래서 사실상 이러한 시도는 의도는 좋았지만 결국 실패라는 결과를 낳았을 뿐이다. 그 후 구강내 사용을 위해서는 소형화가 필수적이라는 사실과 소형화는 급격한 자성의 감소라는 문제점 때문에 구강내 자석의 이용은 그리 빛을 보지 못하다가 1967년 Becker 등에 의해 희토류 원소를 이용한 자석합금이 종래의 합금자석에 비해 월등한 성질을 가진다는 것이 밝혀지면서 자석의 치과적 이용에도 새로운 전기가 마련되었다.⁹⁾ 즉 그 동안 문제가 되어왔던 유지력 저하 및 소형화의 어려움을 극

복할 수 있게 된 것이다. 최근에는 하악 전치에서도 사용이 가능한 평균 3.7mm의 근원심폭경¹⁰⁾을 갖는 아주 작은 초소형 자석유지장치도 개발이 되었다.^{11,12)}

현재 치과영역에서 자석의 사용은 다양한 분야로 확대되고 있는데 가장 많이 이용되고 있는 것이 치근을 이용한 피개의치(overdenture)¹³⁻¹⁹⁾를 비롯하여 치근대신 implant를 이용한 피개의치²⁰⁻³¹⁾, 악안면 보철분야에서 현재 이용되어지고 있다. 또 최근에는 보철영역 뿐 아니라 Blechman 등³²⁾이 처음 보고한 이래로 치아의 맹출유도³³⁻³⁵⁾, 구치부 원심이동³⁶⁻³⁸⁾, 골결성 개방교합의 교정분야³⁹⁻⁴¹⁾에서도 이용되고 있다.

가철성 의치를 유지하는 데 필요로 하는 유지력이 얼마인가에 관해 300g에서 2kg까지 다양한 보고들이 있지만⁴²⁻⁴⁴⁾ 개개 유지장치로서는 최소 400g정도의 유지력이 필요하다고 보고되었다.⁴⁵⁾ 과거에는 시판된 대부분의 자석유지장치는 유지력이 적거나 크기가 너무 커서 사용에 제한을 받는 경우가 대부분이었다. 최근에는 3.5mm이하로 하악 전치부에서도 사용이 가능할 뿐 아니라 500g이상의 힘을 발휘하는 제품들이 시판되고 있다.⁴⁶⁾

임상적 사용에서의 문제점은 부식(corrosion)과 변색, 그리고 그로 인한 탈자화(demagnetization)이다. Drago⁴⁷⁾는 부식과 변색이 자석유지장치의 사용을 저해하는 가장 큰 원인중의 하나이며 이로 인한 탈자화로 인해 시술에 대한 환자의 만족도는 그리 크지 않다고 보고한 바 있고 Naert 등⁴⁸⁾도 임프란트 유지장치에 사용한 자석유지장치에서 마모와 부식 그리고 이에 따른 유지력의 저하를 보고하였다. 구강내 환경은 각종 음식물과 여러 산도의 탄산음료 등과 같은 외부환경에 노출되고 있고 자체 타액내에도 수소이온이 존재하여 부식의 조건을 제공해 주고 있다. 회토류자석은 부식저항성이 크지는 않지만 여러 가지 부식을 방지하기 위한 방법들이 고안되어왔다. 과거에는 테플론등의 코팅이나 아말감충전, 크롬도금, 합성수지로의 피개 등 다양한 방법이 사용되어 왔으나 내구성의 제한이나 수분흡수 등의 문제점으로 인해 최근에는 스테인레스 스틸박판으로 피개하는 방법들이 사용되며 확실한 밀봉을 위해 레이저 용접법을 이용하기도 한다.^{2,44,49)}

이러한 노력에도 불구하고 1999년 Reley 등⁵⁰⁾은

시판되고 있는 자석유지장치는 부식이 일어나며 부식현상은 두 가지 기전에 의해 일어난다고 보고하였다. 이에 의하면 자석유지장치를 둘러싸고 있는 피막이 벗겨져 부식이 시작되거나 또는 자석과 이를 둘러싸는 피막과의 경계부위에서부터 부식이 시작된다는 것이다. 어쨌든 치과용 자석유지장치의 가장 큰 관심사는 바로 이 부식을 어떻게 막느냐 하는 것이다.

부식이란 어떤 물질, 특히 금속이 환경과 반응하여 파괴되는 것으로 정의할 수 있다. 금속의 부식에는 두 가지 전기화학반응이 일어난다. 양극에서는 금속성분이 이온형태로 산화되고 음극에서는 환원반응이 일어난다. 많은 부식현상이 전기화학적인 반응으로 설명될 수 있기 때문에 이러한 부식현상을 연구하는 데는 흔히 전기화학적인 부식평가법인 동전위분극법(potentiodynamic polarization method)을 이용한다.^{3,4)} 이 방법은 특정 전해질 수용액속에서 일련의 전위를 일정한 속도로 시편에 가하여 흐르는 전류량의 변화를 관찰하여 전류밀도-전위관계를 측정함으로써 수용액 환경에서 금속시편의 부식특성을 결정하는 데 이용된다. Holland⁵¹⁾는 이 방법의 장점으로 간편하고 빠르며 비용이 그리 많이 들지 않으며 적절한 정확도를 갖는 계측이 가능하며 이는 수치적으로 각종 매개변수(parameter)로 나타내어질 수 있다고 하였다. 이렇게 수치적으로 계측 가능한 매개변수의 종류에는

- 1) 양극전하(Anodic charge): 양극부분의 전하량으로 다시 두 부분으로 나누어지는 데 제1부분은 Zero current potential(ZCP)에서 +100mV까지의 곡선아래의 면적(AC1) 제2부분은 Zero current potential(ZCP)에서 +350mV + 개방회로전위까지의 면적(AC2).
- 2) 개방회로전위(Open circuit potential): 아무런 전위를 가하지 않았을 때 금속이 전해질 수용액상태에서 나타내는 안정전위
- 3) 파괴전위(rupture or breaking potential): 갑자기 곡선의 기울기가 급속히 증가하게되어 파괴적인 부식이 시작되는 전위
- 4) 부동태 범위(passivity range): 전위를 증가시켜도 뚜렷한 부식이 관찰되지 않는 전위 범위가 있으며 이런 결과들은 금속마다 달라 어느 금속이 내부식성이 강한지는 이런 수치들을 비교함으로써

써 알 수 있다. 내부식성 뿐 만 아니라 다양한 금속의 부식경향과 부식속도, 부동태의 형성과 그 피막의 용해, 공식경향(pitting corrosion tendency), 기타 중요한 정보까지도 제공하여준다. 이러한 정보를 바탕으로 서로 다른 금속 및 합금의 부식거동을 합리적으로 비교할 수 있다. 본 연구에서는 임상적으로 가장 많이 쓰이고 있는 서로 다른 3가지 치과용 자석유지체 및 그 키퍼합금을 전기화학적으로 강제부식시켜 각각의 시편에 대해 부식양상을 알아보고 또 서로간의 부식저항성에 대해 비교하는 것이었다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구대상

Nd-Fe-Pd계열 3종류의 치과용 자석유지체 및 그 키퍼합금 총 6종의 시편을 각각 실험군과 대조군으로 분리하였다. 사용되어진 자석유지체 및 그 키퍼의 재원은 Table 1과 같다. 각 시편의 부식전 표면조도를 측정하기 위해 6종의 시편을 30×30×10mm의 스톤 블록중앙에 작용면이 스톤면과 평행이 되도록 자가중합레진을 이용하여 매식하였다. 실험군은 전기화학적 강제부식을 위해 6개의 구리선과 구리판을 납착하여 전극을 만들고 전극과 자석유지체 또는 키퍼를 전기전도 은접합제(electroconductive silver paste)를 이용하여 접합시켰다.

이후 치과용 자석유지체 또는 키퍼합금의 작용면만이 부식이 될 수 있도록 공융용 레진(unsaturated polyether resin)을 이용하여 동전위 분극실험장치

(EG&G potentiostat Model 273)에 연결될 수 있도록 지름30mm의 전선을 가진 원추모양의 블록을 제작하였다.

부식 전 실험군 각 시편은 초음파세척기에서 5분간 세척하고 아세톤과 증류수를 이용하여 표면을 깨끗이 하고 오염되지 않도록 하였다.

2. 연구방법

1) 전기화학적 부식: 개방회로전위(Open-circuit potential) 및 양극분극곡선의 측정

개방회로전위(Open-circuit potential)란 아무런 전기적 자극이 없는 상태에서 금속이 전해질속에 위치하게 되었을 때 금속마다 띄게 되는 고유전위값이다. 보통 12시간정도 전해질액에 넣고 측정하게 되는데 내부식성이 높은 금속의 실험에서는 보통 90분정도면 개방회로전위를 얻을 수 있다.

모두 6개의 시편에 대한 전기화학적 강제부식과 동전위분극곡선을 얻기 위해 시편을 Fig. 1에서와 같이 분극실험용기에 넣고 동전위분극실험장치(Potentiostat Model 273, EG&G, USA)에 연결하였다. 전해질로는 0.9% 생리식염수를 이용하였는데 이는 금속공학적으로 구강 내 금속의 부식은 타액 내 존재하는 염소이온이 주원인이라는 견해가 지배적이기 때문이다. 1,000ml의 용량을 가진 분극실험용기에 0.9% NaCl용액 900ml를 각각 넣고 동전위분극장치에 연결한 후 시편과 표준전극(reference electrode)간의 거리를 약1mm로 조절하였으며, 포화칼로멜전극(SCE)을 표준전극으로 하였다. 양극분

Table I. Dental magnetic attachments used in this study

Magnet or Keeper	Field	Type	Size(mm ³)	Magnetic alloy	Covering metal	Company
MF	closed	sandwich	3.8×2.8×1.8	Nd-Fe-B	Fe/Cr	Aichi Japan
MFK			3.8×2.8×1.0		Fe/Cr	Aichi Japan
DN	closed	cap	∅4.7×2.6	Nd-Fe-B	Titanium	Dyna Netherland
DNK			10×10×1.0		Pd/Cu	Dyna Netherland
SR	closed	sandwich	∅3.7×2.7	Nd-Fe-B	Fe/Cr	Alphadent Belgium
SRK			∅3.7×2.7		Fe/Cr	Alphadent Belgium

MF: Magfit EX600

DN: Dyna ES

SR: Shiner SR

MFK: Magfit EX600 keeper

DNK: Dyna ES keeper

SRK: Shiner SR keeper

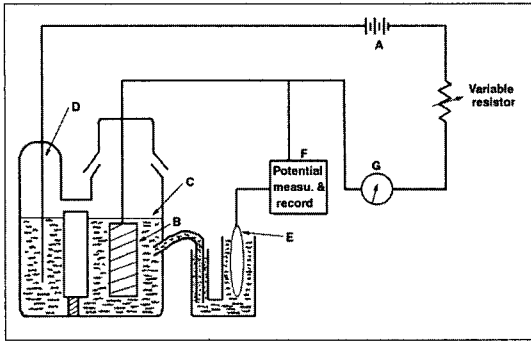


Fig. 1. The schematic view of potentiodynamic polarization technique.

A: Battery B: Specimen
C: Test environment D: Counter electrode
E: Reference electrode
F: High impedance voltmeter G: Ammeter

극곡선(anodic polarization curve)을 얻기 위하여 동전위장치에 연결한 뒤 전위차 발생장치에서 탄소전극을 보조전극(counter electrode)으로 하여 전위를 가하지 않았을 때의 개방회로전위를 기준으로 하여 +1,000mV까지 전위를 주사하여 분극실험을 행하였으며 매 실험마다 시편과 전해질액을 교환하였다. 보통 양극분극곡선을 얻기 위해서는 -700mV에서 +1,000mV까지 전위를 주사해야 하지만 -700mV에서 개방회로전위까지 주사되는 동안 시편의 표면과 전해질의 성분에 변화가 생겨 이후 +1,000mV까지 주사되는 동안의 전류값이 오차가 생김을 우려하여 90분정도 개방회로상태에 놓고 안정된 개방회로전위가 측정되어지면 바로 초당 1mV/sec의 속도로 +1,000mV까지 전위를 주사하여 양극분극곡선그래프를 얻었다.

결과에서 보여지는 그래프의 X축은 단위 면적당 전류밀도의 상용로그값을 나타내며 Y축은 전위를 표시하는 데 본 실험에 사용된 실험전극과 주사조건은 Table II와 같다.

2) 표면조도(Surface roughness)측정

치과용 자석유지장치와 키퍼합금에서 표면의 매끄러움은 유지력 증가에 필수적이며 만약 표면조도에 많은 불규칙성이 존재한다면 이는 곧 유지력 저하로 이어질 수 있기 때문에 표면활택정도의 변화는 매우 중요한 의미를 가진다.

Table II. Electrode scanning conditions

Counter electrode	: Carbon
Reference electrode	: Saturated calomel electrode
Working electrode	: Specimens
Scanning range	: +1,000mV _{SCE}
Scan rate	: +1.0mV/sec
Electrolytes	: 0.9% NaCl solution
Temperature	: 37±1℃

표면조도측정기(Form Talysurf Plus, Rank Taylor Hobson Ltd, England)를 이용하여 각 시편의 부식 전과 부식 후의 시편을 초당 1.0mm속도로 2.4mm를 주행하면서 표면조도를 측정하였는데 시편을 60°씩 회전시키면서 6회 측정하여 평균 표면조도값(Ra)과 평균 최대 표면조도값(Rt)을 구하여 부식으로 인한 표면조도의 양상을 실험전과 후를 비교하였다.

3) 금속현미경사진측정

부식후의 각 자석유지장치와 그 키퍼의 작용면을 금속현미경(Metallurgical microscope, Olympus, Tokyo, Japan)을 이용하여 광학적으로 37.5배로 확대하여 그 표면변화 양상 및 부식표면을 관찰하였다.

4) 주사전자현미경(Scanning electron microscope)사진측정

좀더 자세한 금속의 표면양상을 알아보기 위하여 6종의 시편에 대해 전기화학적 부식을 시킨 후에 부식으로 인한 금속표면의 변화를 100배로 확대하여 주사전자현미경(JSM 840A, Jeol, Japan)으로 관찰하였다.

III. 실험결과

1. 개방회로전위 및 양극분극곡선

먼저 3가지 각 Nd/Fe/B계열 치과용 자석유지체의 피개금속과 그 키퍼금속시편을 분극실험용기에 위치시킨 후 동전위장치에 연결시키고 난 후 90분간 아무런 전위를 가하지 않은 상태에서 개방회로전위

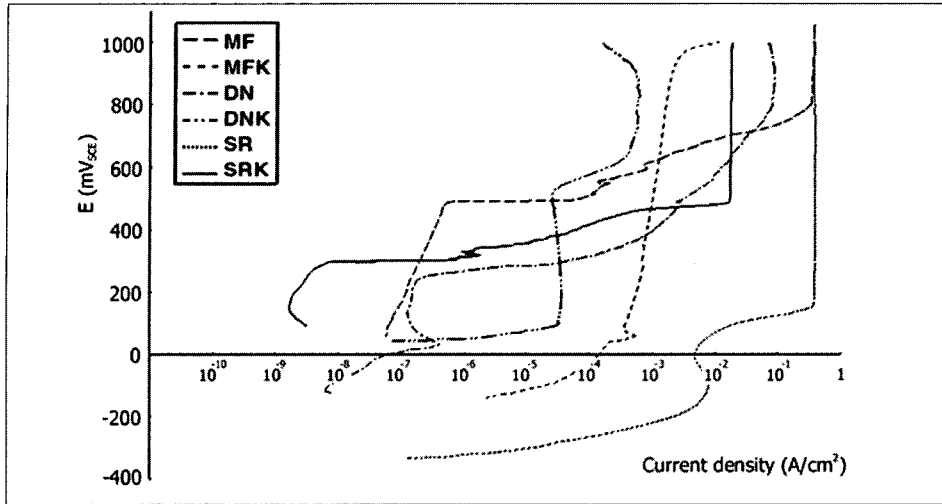


Fig. 2. The polarization curves for 6 kinds of specimens in 0.9% NaCl solution.

Table III. Open-circuit potential(mV_{SCE}), corrosion potential(mV_{SCE}), rupture potential(mV_{SCE}) and passive current density(A/cm²) of the magnet covering metals and keepers studied

Specimen	*OCP(mV _{SCE})	**CP(mV _{SCE})	***RP(mV _{SCE})	****PC density at 200mV _{SCE}
MF	+162	-224	+514	1.70×10 ⁻⁷
MFK	-140	-195	+879	6.20×10 ⁻⁵
DN	-121	-321	+275	7.50×10 ⁻⁸
DNK	+43	+21	+519	3.67×10 ⁻⁵
SR	-340	-400	+15	5.08×10 ⁻²
SRK	+94	-275	+292	5.60×10 ⁻⁹

*OCP: Open-circuit potential

**CP: Corrosion potential

***RP: Rupture potential

****PC at 200mV_{SCE}: Passive current at 200mV_{SCE}

를 측정하였다. 그리고 나서 전기화학적 강제부식을 통해 얻어진 전류밀도값을 각 시편마다 부식에 노출된 표면적을 계산하여 단위면적(cm²)당 전류밀도로 환산하여 그래프로 나타내었다. 각 분극곡선의 결과는 Fig. 2에 나타나 있으며 각 시편간의 비교를 위해 그래프를 중첩시켰다. 그리고 개방회로전위, 부식전위, 파괴전위, 200mV에서의 부동태 전류값은 Table III에 나타내었다.

양극분극곡선에서는 6개의 금속시편이 전해질 수용액에서 부식이 진행되는 동안 각자 고유의 곡선을 그려내는 양상을 보이고 있다.

특히 Fig. 2와 Table III에서 보듯 SR피개금속과

SRK금속은 +50mV_{SCE}의 낮은 전위값에서부터 부식이 활발히 진행되고 있음을 보여 주고 있고 SR피개금속은 주사전위가 +150mV_{SCE}에 도달하기 전까지, 그리고 SRK금속은 +450mV_{SCE}에 도달하기도 전에 이미 부식이 진행될 만큼 진행되어 더 이상의 전류값의 증가를 보이지 못하고 있다. 이와는 대조적으로 DNK와 MFK금속은 주사전위를 거의 1,000mV_{SCE}까지 증가시켜도 전류값의 변화가 거의 보이지 않는 강한 부식저항성을 보이고 있다.

그리고 MF와 DN피개금속은 부식저항부위, 부식활성화영역 그리고 부동태영역이 확연히 구별되는 어느정도 부식이 진행되는 전형적인 금속의 양상을

보이고 있다.

Table Ⅲ의 결과를 살펴보면 개방회로전위는 전위를 전혀 가하지 않은 상황에서도 SR만이 $-340mV_{SCE}$ 로써 다른 시편들이 $\pm 150mV_{SCE}$ 내에 위치하는 것과는 대조적으로 2~3배의 높은 값을 나타내었고 부식전위는 $-400mV_{SCE}$, 파괴전위는 $+15mV_{SCE}$ 로써 역시 부식저항성이 다른 시편에 비해 크게 뒤떨어지는 것으로 나타났다.

Fig. 2와 Table Ⅲ의 결과를 종합해 보면 DNK금속의 부식저항성이 가장 크고 그 다음으로는 MFK, MF피개금속, DN피개금속순으로 나타났으며 SR피개금속과 SRK금속은 부식저항성이 가장 낮은 것으로 나타났다..

2. 표면조도 측정

실험전후 측정된 Ra평균값과 Rt평균값은 Table IV에 표시되어 있으며 Fig. 3,4는 이를 그래프로 도식화한 것이다.

실험에 사용된 6가지 시편 모두 부식 후 표면조도가 증가하는 현상을 보였다. 그 중에서도 SR과 SRK는 그 변화가 부식이 심했던 것만큼 다른 것들과 비교해 볼 때 아주 심하게 거칠어진 양상을 보이고 있다. 대신 MFK와 DNK같은 키피개금속은 거의 표면조도의 정도가 증가하지 않았고 이는 부식실험후 부식저항성이 커서 별로 표면조도값이 영향을 받지 않았다는 것을 의미한다. 대신 MF와 DN같은 자석유지 장치의 피개금속은 키피에 비해 어느 정도 부식에 영향을 받았음을 나타내고 있다.

3. 부식표면관찰

금속현미경으로 37.5배 확대한 사진은 MF, MFK, DN, DNK, SR, SRK순으로 Fig. 5,6,7,8,9,10에 나타나 있으며 전자현미경으로 100배 확대하여 촬영한 사진은 Fig. 11,12,13,14,15,16에 나타나 있다.

가장 특이할 만한 사실은 Fig. 5,7,10,11,13,16에서 보듯이 MF와 DN의 피개금속 그리고 SRK의 금

Table IV. Average surface roughness(μm) of dental magnetic attachments and keeper

Specimen	MF	MFK	DN	DNK	SR	SRK
	Mean(SD)	Mean(SD)	Mean(SD)	Mean(SD)	Mean(SD)	Mean(SD)
Control	Ra 0.17(0.012)	0.08(0.012)	0.17(0.320)	0.08(0.006)	0.94(0.286)	0.09(0.010)
	Rt 0.94(0.784)	0.58(0.233)	2.43(1.089)	0.69(0.123)	4.98(0.278)	0.63(0.223)
0.9% NaCl	Ra 0.38(0.128)	0.10(0.022)	1.14(0.562)	0.12(0.190)	5.98(2.436)	5.98(1.674)
	Rt 2.43(1.121)	0.99(0.321)	3.89(1.439)	1.08(0.236)	46.14(17.77)	46.14(5.81)

Ra: Mean surface roughness value

Rt: Mean peak surface roughness value

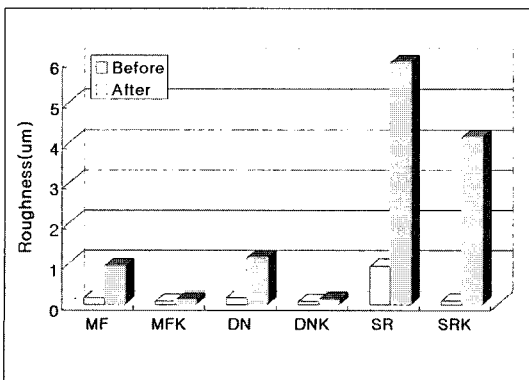


Fig. 3. Change of Ra value of surface roughness.

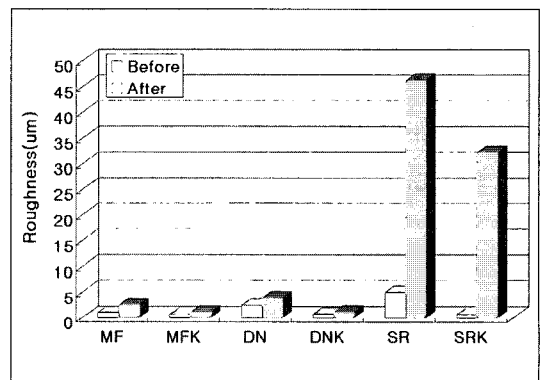


Fig. 4. Change of Rt value of surface roughness.

속표면이 두드러진 공식경향(pitting corrosion tendency)을 보인다는 것이다. MF와 DN의 부식표면의 공식크기는 개개가 50~100 μm 정도였으며 SRK금속은 10~20 μm 정도였다. Fig. 9.15에서 나타나는 SR의 피개금속은 육안으로도 확연히 구분될 정도로 부식으로 인해 그 표면이 완전히 파괴된 상태를 보였고 전자현미경상 소견으로는 그 아래 자석합금까지도 심하게 부식되어 전체적으로 심하게 파괴된 양상을 보였다. 이와는 대조적으로 양극분극곡선에서 부식저항성이 강하게 나타난 DNK금속은 거의 부식이 되지 않은 모습을 보였고 MFK금속은 부식으로 인해 가장자리가 약간 변색된 정도를 보이고는 있으나 특이할 만한 공식현상은 나타나지 않았으며 표면도 어느 정도 깨끗한 상태를 보이고 있었다.

IV. 총괄 및 고안

구강내 환경이란 금속이 부식될 수 있는 각종 이온성분이 풍부한 전해질수용액이며 특히 구강 내에는 금속의 부식에 치명적인 염소이온이 존재하고 있다.

그 외에도 여러 가지 산성음식물, 또는 치아우식 예방을 위해 사용하는 다양한 종류의 불소용제 등이 구강내 금속부식의 원인이 될 수 있다.

어떠한 금속을 구강 내 생체재료로써 사용하기 위해서는 그 사용되는 금속의 부식특성이 반드시 고려되어야 한다. 왜냐하면 금속의 부식이란 곧 환경으로 인한 전기화학적 파괴란 말과 동일하므로 그 금속을 이용한 보철물의 수명과 직접적인 연관을 가지며 이는 결국 보철물의 실패나 성공이냐를 가늠하게 되기 때문이다.

부식을 측정하는 방법으로는 부식에 따른 중량의 변화를 측정하는 방법, 색조변화를 측정하는 방법, 전기화학적 부식을 이용한 동전위분극법, 표면조도 측정법 등이 사용된다. 이 중에서 전기화학적 부식법은 인위적으로 시편에 전위를 가하여 강제적인 산화를 일으킴으로써 발생하는 전류밀도를 측정하여 전위-전류밀도곡선을 구하여 시편의 부식거동을 관찰하는 방법이다. 이 방법은 바람직한 재료-환경조합을 신속히 파악하고 특정 환경에 노출되었을 때 재료가 어떻게 거동하는 지를 예견하는 데 가치가 있다.

희토류인 Neodymium을 이용한 자석의 경우 쉽게 부식이 될 수 있기 때문에 제조사는 부식을 막을 수 있는 방법에 고심하고 있다. 보통 부식저항성이 높은 금속으로 피개하는 방법을 사용하는 데 이럴 경우 자석과 키퍼간의 간격이 너무 멀어져 급속한 유지력의 감소가 나타나게 되고 폐자로의 경우 더욱 큰 문제가 된다. 제조사는 이러한 문제점을 해결하고자 ferritic 스테인레스강인 요크를 외부에 노출시켜 키퍼와 노출시키는 샌드위치형 폐자로를 선택하고 있다. 그러나 이 경우 역시 요크의 연자성을 높이는 경우 자력은 높아지나 동시에 요크의 부식저항성은 낮아지게 되는 단점이 있다.⁵²⁾ 따라서 요크재료의 선택에 있어서 부식저항성과 연자성의 측면에서 적절한 금속을 선택하는 것이 중요한 관건이 된다.

자석유지장치의 부식과 관련된 초기 연구들을 살펴보면 Tsutsui 등⁵³⁾은 Sm-Co합금이 인공타액이나 Na₂S, NaCl 전해질 수용액에서 충분한 부식저항성을 가진다고 하였고 Vrijhoef 등⁵⁴⁾과 Kinouchi 등^{55,56)}은 Pd-Co 강자성합금이 합금조성에 따라 약간의 차이는 있지만 충분한 부식저항성을 가진다고 보고하였다. 이에 반해 거의 최근의 연구들에서 Angelini 등⁵⁷⁾은 지속적인 마모가 부동태막의 형성을 방해함으로써 부식저항성에 부정적인 영향을 나타낼 수 있다고 보고하였고 Obatake 등⁵⁸⁾은 구강청정제에 들어있는 불소이온은 타이타늄계 합금으로 피개된 자석유지장치의 표면 거칠기를 증가시킬 수 있다고 보고하고 있다. Wirz 등⁵⁹⁾은 시판되는 수종의 자석유지장치를 이용한 침적부식실험에서 타이타늄으로 피개된 Dyna자석유지장치와 Steco자석유지장치가 스테인레스강으로 피개되는 다른 여러자석들에 비해 표면 파괴나 금속이온의 유리가 현저히 적어 아주 뛰어난 부식저항성을 나타낸다고 보고하였다. 또한 타이타늄 피개자석과 스테인레스강 피개자석에 대해 FeCl₃, NaCl, 인공타액에 침적시켜 100시간 열순환 후 EDX분석결과 NaCl과 인공타액에서는 타이타늄으로 피개된 자석이 스테인레스강으로 피개된 자석보다 부식저항성이 높았으나 FeCl₃용액같이 불소가 함유된 용액에서는 오히려 타이타늄으로 피개된 금속에서 스테인레스강으로 피개된 자석보다 더 많은 금속이온이 유리된다고 보고하고 있다. 이는 곧 타이타늄은 불소를 포함하는 구강청정제에 부식될 우려가 있으므로 이러한 용제를 사용할 시에는 각별한

주의를 요함을 의미한다.^{60,61)}

Drago⁴⁷⁾는 부식과 변색이 임상가들로 하여금 자석 유지장치의 사용을 저해하는 가장 큰 원인중의 하나이며 이로 인한 탈자화로 인해 24개월 후 시술에 대한 환자의 만족도는 28%에 미치지 않는다고 보고하고 있고 Reley⁵⁰⁾는 자석유지장치의 부식은 필연적이라 하였으며 그 기전에 대해 밝힌 바 있다.

피개금속을 뚫고 자석유지체 내부로 부식이 파급된 경우는 당연히 유지력감소가 나타나지만 자석유지체의 표면 거칠기가 증가해도 자석-키퍼간의 밀접하게 접촉되는 관계가 파괴되어 유지력 감소가 나타나게 된다.

본 실험에서의 동전위분극곡선의 결과를 보면 0.9% NaCl 전해질 수용액에서 Shiner자석유지장치의 피개금속의 경우 부식전위가 $-400\text{mV}_{\text{SCE}}$ 로써 다른 시편들보다 현저히 낮은 전위에서부터 일찍 부식이 시작됨을 알 수 있다. 반면에 Dyna의 키퍼합금과 Magfit의 키퍼합금은 높은 부식전위를 나타내어 부식저항성이 큰 것으로 나타났다.

파괴전위는 부동태영역을 넘어 갑자기 시편에 흐르는 전류밀도가 급격히 증가되는 변곡점에서의 전위값을 의미하는 데 오직 SR자석유지장치의 피개금속만이 $+15\text{mV}_{\text{SCE}}$ 로써 가장 낮은 수치를 보여 이 역시 부식저항성이 낮음을 증명하고 있다.

Ewers 등⁶²⁾은 사람의 구강내에 흐르는 전류에 대해 보고한 바 있는 데 이에 따르면 건강한 사람의 경우 -58mV 에서 212mV 정도이며 치주치료를 받은 사람의 경우에 있어서는 270mV 까지 증가한다고 보고하였다. 시편간에 부식저항성비교를 위해 $200\text{mV}_{\text{SCE}}$ 에서의 단위면적당 전류밀도를 비교한 결과 SR자석유지장치의 전류값은 다른 시편에 비해 적게는 102배에서 많게는 107배까지 많게 나타나 역시 부식저항성이 낮음을 증명하고 있다.

동전위 분극곡선만을 가지고 나타난 여러 가지 결과만 가지고 볼때 알 수 있는 부식저항성의 순위는 DNK, MFK, MF, DN, SRK 그리고 SR순으로 나타났다. 특히 Magfit과 Dyna의 키퍼금속은 부식저항성이 매우 높았고 자석유지장치를 피개하는 금속은 대부분 부식저항성이 낮았는데 이는 자석자체의 유지력 손실을 막기 위해 제조사가 피개금속의 연자성을 높이는 대신 어쩔 수 없이 부식저항성이 낮아지게 됨을 막지 못해 빚어진 결과로 생각된다.

실험전후 표면조도를 비교한 결과에서는 부식 후 모든 시편에서 Ra평균값과 Rt평균값 모두 정도에 따라 차이는 있지만 증가하는 현상을 나타내었다. 자석유지장치에서 최대의 유지력 발휘를 위해 가장 필수적인 조건 중 하나는 자석유지장치와 그와 대응되는 키퍼사이에 서로간에 밀착된 표면접촉이다. 만약 이 표면관계에 변화가 생긴다면 자석자체에 부식으로 인한 파괴가 없더라도 유지력에 영향을 미칠 것은 분명한 사실이다. 이런 이유로 인해 시편 중 SR피개금속과 SRK금속시편은 표면조도양상이 다른 시편에 비해 월등히 많은 변화를 보였다는 것은 그 자체만으로 유지력에 심각한 손실이 있게 될 것이라는 것을 의미한다. 실제 여러 연구에서 키퍼합금의 표면이 손상되었거나 부식으로 인해 밀착되어야 할 두 면에 요철이 생긴 경우 유지력의 감소가 일어난다고 보고한 바 있다.

금속현미경과 전자현미경적 소견에서는 특이하게도 MF, DN, SRK에서 직경이 $10\sim 20\mu\text{m}$ 정도의 공식경향이 분명히 나타났다. 이는 Reley⁵⁰⁾가 밝힌 자석유지장치의 부식기전중 하나인 피개금속의 파괴 후 부식이라는 견해와도 일치한다. SR자석유지장치에서는 피개금속이 모두 파괴된 후 내부에 위치한 자석물질까지도 전체적으로 파괴됨을 알 수 있었다.

개자로의 경우는 간격에 따른 유지력 저하의 정도가 비교적 폐자로만큼 크지 않으므로 금속으로 자석전체를 피개하는 경향이 있고 특히 타이타늄으로 외부를 피개한 Dyna의 경우 가장 뛰어난 부식저항성을 나타내었다. 그러나 전기화학적 활성도가 높은 금속중 크롬과 타이타늄 등은 공기나 수중에 노출되면 산화막을 형성하기 때문에 다른 비귀금속과는 다른 부식특성을 나타낸다. 타이타늄에서 부식저항성이 높은 것은 금속표면에 형성한 산화부동태막 때문이라고 알려져 있으며 염소가 있는 환경에서도 타이타늄은 부동태로 있는 것을 보고하고 있다.⁶¹⁾ 그러나 여러 연구에서 타이타늄은 비교적 부식에 대해 높은 저항성을 가지고 있지만 고농도의 불소이온에 대해서는 침식받을 우려가 있음을 보고하고 있다.^{58,61)} 키퍼의 경우 포스트형태의 기성품을 치근에 부착시키거나 치근 근면판에 주조하여 사용하게 된다. 치근 근면판에 매몰하여 같이 주조하는 경우 금속의 종류에 따라 주조 후 산욕처리를 하게 되는데 일반적으로 내식성이 강한 스테인레스강도 강산인 염산에서

는 부식되기 쉽다. 이것은 염소이온이 스테인레스강의 보호막을 무제한 파괴하기 때문이다. 이런 문제를 해결하기 위해 요즘은 제조사별로 따로 산욕제(pickling agent)를 시판하고 있으므로 이를 사용하는 것이 좋을 듯 하다.

본 실험에서의 모든 결과를 고찰해 볼 때 치과용 자석유지장치는 구강 내 조건에서 반드시 부식이 일어나며 앞으로 부식저항성이 더 강화된 자석유지장치의 개발이 뒤따라야 할 것이다. 키피금속은 치근 내 고정되어 있고 부식저항성이 큰 것으로 나타나 부식에 대한 걱정이 덜하지만 의치에 부착되는 자석유지장치는 키피합금보다 부식저항성이 약하므로 좀더 오랜 기간 의치를 사용하기 위해서는 주기적으로 자석유지장치를 교체해 주는 것이 좋을 것으로 사료된다. 하지만 교체시기에 대해서는 더 많은 연구가 진행되어야 하며 개인에 따라서도 그 시기가 다르게 적용되어야 할 것이다.

의치의 유지력 증가를 위해 시행되고 있는 치과용 자석 유지장치는 임상적으로 이미 유용성을 많이 인정받고 있는 상태지만 부식과 관련하여 이를 막기 위한 제조사의 노력이 지속되어야 하며 임상가는 주기적으로 자석유지장치의 교체를 통해 장기간 사용에 따른 자석유지장치의 임상적 유용성을 더욱 증가시킬 필요가 있다.

V. 결 론

의치의 유지력 증가를 위해 주로 사용하는 자석유지장치의 부식저항성에 관한 연구를 위하여 동전위분극법을 이용한 전기화학적 부식실험을 하였다. 이를 통해 양극분극곡선을 구하고 표면조도의 변화를 측정하였으며 금속현미경과 전자현미경을 이용하여 부식된 표면을 관찰하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 치과용 자석유지장치의 피개금속과 키피금속은 정도의 차이는 있었지만 전기화학적 부식실험을 통해 모두 부식이 발생되었다.
2. 본 실험에 사용된 치과용 자석유지장치의 피개 금속 및 키피금속의 부식저항성은 높은 순서대로 DNK, MFK, DN, MF, SRK 그리고 SR로 나타났다.
3. 부식실험 전과 후를 비교한 표면조도변화는 부

식 후 거친 결과를 보였으며 특히 SR는 가장 큰 변화를 보였다.

4. 금속현미경과 전자현미경을 통한 관찰에서는 금속표면의 특징적인 공식성향을 보여주었다.
5. 키피금속보다 자석유지장치의 피개금속이 더 많이 부식되는 경향을 보였다.

참고문헌

1. 김영희. 자기 및 자성재료. 반도출판사 233-256, 1997.
2. 고영무, 김경남, 김광만. 인공타액에서 치과용 자성재의 전기화학적 부식에 대한 스퍼터링 도금의 효과. 대한치과기자재학회지 24(2): 343-360, 1997.
3. 임용식, 김영수. 치과용 자석유지장치의 물리적, 생물학적 특성에 관한 연구 서울대학교 치대논문집 1-29, 1999.
4. 양재호. 수중 치과 주조용 금속의 Corrosion에 대한 전기화학적 연구 대한치과의사협회지 19(2): 147-158, 1981.
5. Behrman SJ. The implantation of magnets in the jaw to aid denture retention. *J Prosthet Dent* 10: 807-841, 1960.
6. Shmitz J. Measurement of the efficiency of the platinum-cobalt magnetic implant. *J Prosth Dent* 16(6): 1151-1158, 1966.
7. Connor RJ, Svare CW. Proplast-coated high-strength magnets as potential denture stabilization devices. *J Prosthet Dent* 37: 339-343, 1977.
8. Freedman H. Magnets to stabilize dentures. *JADA* 47: 288-297, 1953.
9. Jackson TR. New rare earth magnetic technology: The Jackson Solid State Attachment system. *Trends & Techniques* 31-39, 1986.
10. Gillings BR. Magnetic denture retention system. In: Prieskel HW. Precision attachments in prosthodontics. Vol II. Chicago: Quintessence 191-241, 1985.
11. Jackson TR, Healey KW. Rare earth magnetic attachments: The state of the art in re-

- movable prothodontics. *Quint Int* 18: 41-5, 1987.
12. Tanaka Y. Application of a new dental magnetic attachment "Magfit 600" to removable denture. *Quint Dent Tech* 17: 749-760, 1992.
 13. Gendusa NJ. Magnetically retained overlay dentures. *Quint Int* 19: 265-271, 1988.
 14. Gillings BRD. Magnetic retention for the overdenture. *Overdentures C.V. Mosby* 376-397, 1980.
 15. Gillings BRD. Intra radicular anchorage of overlay dentures using cobalt rare earth magnets. *ASP Bulletin* 27-31, 1977.
 16. Hayes RJ, Gonten AS. Clinical application of rare-earth magnets. *General Dentistry* 357-360, 1990.
 17. Kroone HB, Bates JF. Overdentures with magnetic Retainers. *Br Dent J* 152: 310-313, 1982.
 18. Portnoy LL. Magnetic retention for overdentures and partials. *CDS Review* 40-44, 1986.
 19. Smith GA, Laird RE, Grant AA. Magnetic retention units for overdentures. *J Oral Rehabil* 10: 481-488, 1983.
 20. Burns DR, Unger JW, Elswick RK, Giglio JA. Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part II- patient satisfaction and preference. *J Prosthet Dent* 73: 364-9, 1995.
 21. Burns DR, Unger JW, Elswick RK, Beck DA. Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part I- retention, stability, and tissue response. *J Prosthet Dent* 73: 354-63, 1995.
 22. Carlyle LW, Duncan JM, Richardson JT, Garcia L. Magnetically retained implant denture. *J Prosthet Dent* 56: 583-586, 1986.
 23. Gustmann VH. Calcium-Hydroxylapatit-Implantate in Kombination mit dem Dynamet- Attachment. *GOI Jahrbuch* 173-177, 1992.
 24. Highton R, Caputo AA, Kinni M, Matyas J. The interaction of a magnetically retained denture with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 60: 486-90, 1988.
 25. Jackson TR. The application of rare earth magnetic retention to osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Imp* 1: 81-92, 1986.
 26. McCartney JW. Osseointegrated implant-supported and magnetically retained ear prosthesis: A clinical report. *J Prosthet Dent* 66: 6-9, 1991.
 27. Parel SM. Implants and overdentures: The osseointegrated approach with conventional and compromised applications. *Int J Oral and Maxillofac Impl* 1: 93-99, 1986.
 28. Rubinstein JE. Attachments used for implant-supported facial prosthesis: A survey of US, Canadian, and Swedish centers. *J Prosthet Dent* 73: 262-266, 1995.
 29. Visch LL, Denissen HW, Levendag PC. Use of implants for prosthetic rehabilitation after cancer treatment: Clinical experiences. *J Investigative Surgery* 7: 291-303, 1994.
 30. Walmsley AD, Brady CL, Smith PL, Frame JW. Magnet retained overdentures using the Astra dental implant system. *British Dent J* 174: 399-404, 1993.
 31. Wirz J, Jager K, Schmidli F. Magnetverankerte (Implantagesicherte) Totalprothesen. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 10: 1235-1242, 1994.
 32. Blechman AM, Smiley H. Magnetic force in orthodontics. *Am J Orthod* 84: 435-443, 1978.
 33. McCord JF, Harvie H. An alternative treatment of anterior teeth fractured beneath the gingival margin. *Br Dent J* 157: 320-322, 1984.
 34. Sandler JP. An attractive solution to unerupted teeth. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 100: 489-93, 1991.

35. Sandler PJ, Meghji S. Magnets and orthodontics. *Br J Orthod* 16: 243-249, 1989.
36. Gianelly AA, Vaitas AS, Thomas WM, Berger DG. Distalization of molars with repelling magnets. *J Clin Orthod* 22: 40-44, 1988.
37. Gianelly AA, Vaitas AS, Thomas WM. The use of magnets to move molars distally. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 96: 161-167, 1989.
38. Itoh T, Tokuda T, Kiyosue S, Hirose T, Matsumoto M, Chaconas SJ. Molar distalization with repelling magnets. *J Clin Orthod* 25: 611-617, 1991.
39. Dellinger EL. A clinical assessment of the active vertical corrector-A nonsurgical alternative for skeletal open bite treatment. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 89: 428-436, 1986.
40. Kalra V, Burstone CJ, Nanda R. Effects of a fixed magnetic appliance on the dentofacial complex. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 95: 467-78, 1989.
41. 김승철, 유영구. 영구자석을 이용한 고양이 구치부 intrusion에 관한 초기 조직학적 연구. 대한치과교정학회지 20(1): 78-85, 1990.
42. Frank RP, Nicholls JI. A study of the flexibility of wrought wire clasps. 45: 259-267, 1981.
43. Jackson TR. The application of rare earth magnetic retention to osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Imp* 1: 81-92, 1986.
44. 다나카 요시노부. 자성 Attachment. 보문사 3-75, 1995.
45. Frank RP, Nicholls JI. A study of the flexibility of wrought wire clasps. 45: 259-267, 1981.
46. Tanaka Y. A magnetic attachment as a new retentive system for removable partial dentures. *日本歯科評論* 604: 87-97, 1993(Japanese).
47. Drago CJ. Tarnish and corrosion with the use of intraoral magnets. *J Prosthet Dent* 66: 536-40, 1991.
48. Naert I, Quirynen M, Theuniers G, van Steenberghe D. Prosthetic aspects of osseointegrated fixtures supporting overdentures. A 4-year report. *J Prosthet Dent* 65: 671-680, 1991.
49. Vardimon AD, Mueller HJ. In-vivo and in-vitro corrosion of permanent magnets in orthodontic therapy. *J Dent Res (Abs no. 89)* 184, 1985.
50. Reley et al. Investigations into the failure of dental magnets *Int. Journal of Prosth.* 1999; 12: 249-253.
51. Holland RI. Use of potentiodynamic polarization technique for corrosion testing of dental alloys. *Scand J Dent Res* 19: 75-85, 1991.
52. Okuno O, Nakano T, Hamanaka H, Kinouchi Y. Sandwich type dental magnetic device of Nd-Fe-B magnet and permendur. *歯科材料器械* 8: 539-545, 1989(Japanese).
53. Tsutsui H, Kinouchi Y, Sasaki H, Shiota M, Ushita T. Studies on the Sm-Co magnet as a dental material. *J Dent Res* 58(6): 1597-1606, 1979.
54. Vrijhoef MMA, Mezger PR, van der Zel JM, Greener EH. Corrosion of ferromagnetic alloys used for magnetic retention of overdentures. *J Dent Res* 66(9): 1456-1459, 1987.
55. Kinouchi Y, Sasaki H, Tsutsui H, Yoshida Y, Ushita T. Applicability of Pd-Co casting ferromagnetic alloy to dentistry. *J Dent Res* 58: 246, 1970.
56. Kinouchi Y, Ushita T, Tsutsui H, Yoshida Y, Sasaki H, Miyazaki T. Pd-Co dental casting ferromagnetic alloys. *J Dent Res* (60)1: 50-58, 1981.
57. Angelini E, Pezzoli M, Zucci F. Corrosion under static and dynamic conditions of alloys used for magnetic retention in dentistry. *J Prosthet Dent* 65: 848-53, 1991.
58. Obatake RM, Collard SM, Martin J, Ladd D. The effects of sodium fluoride and stannous fluoride on the surface roughness of in-

- traoral magnet systems. *J Prosthet Dent* 66: 553-8, 1991.
59. Wirz J, Lopez S, Schmidli F. Magnetverankerungen auf Implantaten. Teil I: Bestandsaufnahme. *Quintessenz* 44: 579-588, 1993.
60. Siirila HS, Kononen M. The effect of oral topical fluorides on the surface of commercially pure titanium. *Int J Oral Maxillofac Impl* 6: 50-54, 1991.
61. Yoon SJ, Kim CW. An electrochemical study on the corrosion behavior of dental titanium in fluoride ion. *Dent Mat J* 5(1): 27-46, 1995.
62. Ewers GJ, Greener EH. The electrochemical activity of the oral cavity—a new approach. *J Oral Rehabil* 12: 469-476, 1985.

Reprint request to:

Ik-Tae Chang, D.D.S., M.S.D., Ph.D.
Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University
28-1, Yeongun-Dong, Chongno-Gu, Seoul, 110-749, Korea

사진부도 ①

Metallurgical microscopic view of corroded surface



Fig. 5. Metallurgical microscopic view of Magfit EX600. ($\times 37.5$ 0.9% NaCl)



Fig. 6. Metallurgical microscopic view of keeper of Magfit EX600. ($\times 37.5$ 0.9% NaCl)

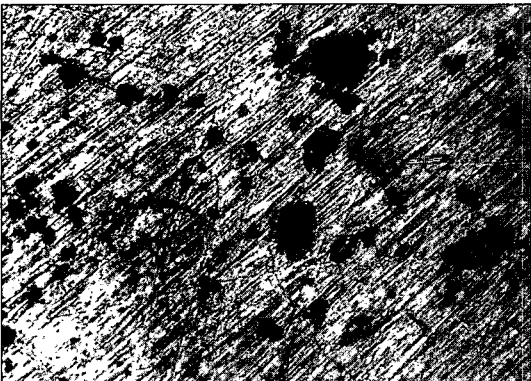


Fig. 7. Metallurgical microscopic view of Dyna ES(regular). ($\times 37.5$ 0.9% NaCl)

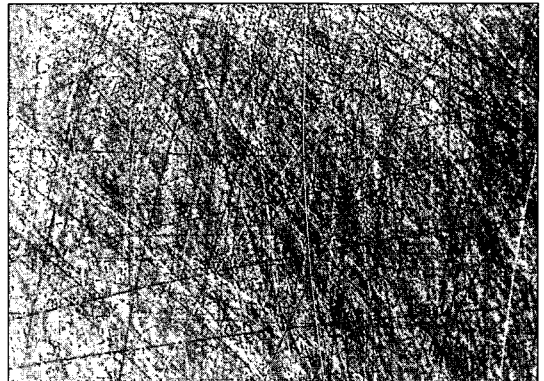


Fig. 8. Metallurgical microscopic view of keeper of Dyna ES(regular). ($\times 37.5$ 0.9% NaCl)

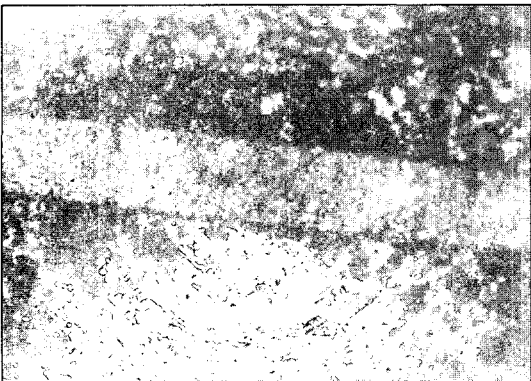


Fig. 9. Metallurgical microscopic view of Shiner SR(regular). ($\times 37.5$ 0.9% NaCl)

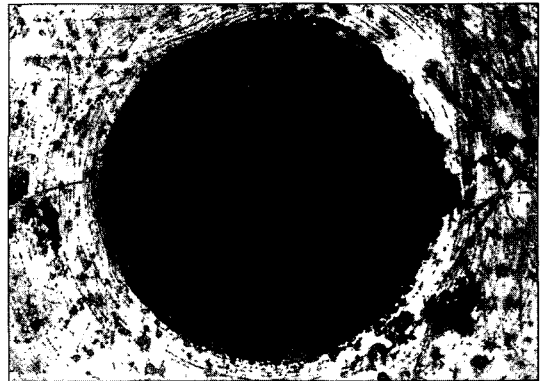


Fig. 10. Metallurgical microscopic view of keeper of Shiner SR(regular). ($\times 37.5$ 0.9% NaCl)

사진부도 ②

Scanning electron microscopic view of corroded surface

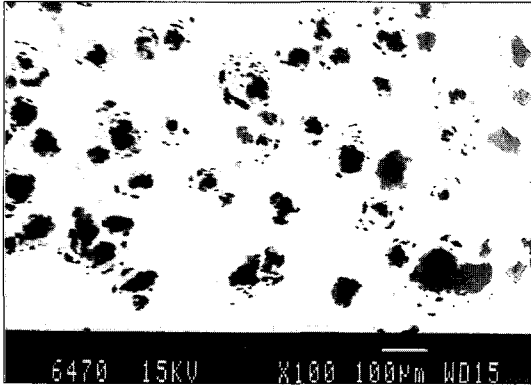


Fig. 11. Scanning electron microscopic view of Magfit EX600. ($\times 100$ 0.9% NaCl)

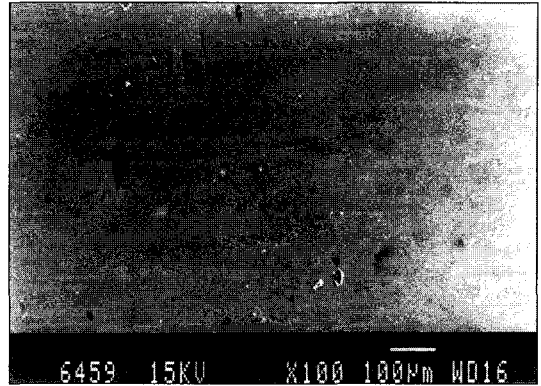


Fig. 12. Scanning electron microscopic view of keeper of Magfit EX600. ($\times 100$ 0.9% NaCl)

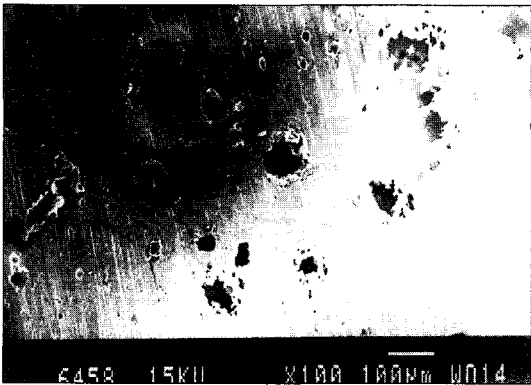


Fig. 13. Scanning electron microscopic view of Dyna ES(regular). ($\times 100$ 0.9% NaCl)

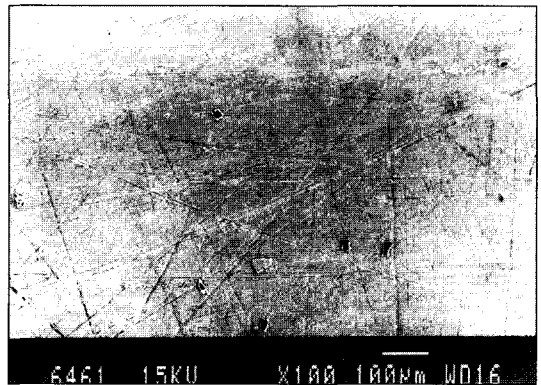


Fig. 14. Scanning electron microscopic view of keeper of Dyna ES(regular). ($\times 100$ 0.9% NaCl)

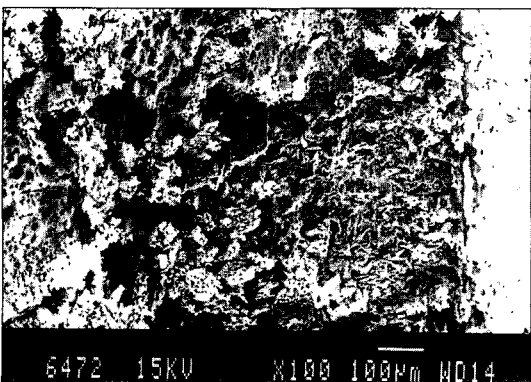


Fig. 15. Scanning electron microscopic view of Shiner SR(regular). ($\times 100$ 0.9% NaCl)

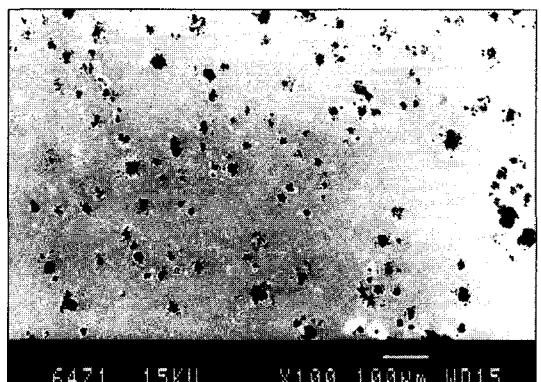


Fig. 16. Scanning electron microscopic view of keeper of Shiner SR(regular). ($\times 100$ 0.9% NaCl)

ABSTRACT

THE ELECTROCHEMICAL STUDY ON CORROSION RESISTANCE OF VARIOUS DENTAL MAGNETIC ATTACHMENTS

Byoung-Sup Sohn, D.D.S., Ik-Tae Chang, D.D.S., M.S.D., Ph.D.
Seong-Joo Heo, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Jai-Young Keak, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University

The purpose of this study was to investigate corrosion tendency and to compare corrosion resistance of three dental magnetic attachments and its keeper alloy by coercive, electrochemical method.

By using potentiodynamic polarization technique, magnetic elements and its keeper alloy of Magfit EX600 system(MF, MFK), Dyna ES regular system(DN, DNK) and Shiner SR magnet system(SR, SRK) were corroded electrochemically in 0.9% NaCl electrolytic solution.

Open-circuit potential and anodic polarization curve was measured with Potentiostat(model 273 EG&E) and polarization curve was created by current density per square area following scanning of increased series of voltage in the rate of 1.0mV per second.

Before and after electrochemical corrosion, the surface roughness test was done. Thereafter the change of mean surface roughness value(Ra) and mean peak value(Rt) of surface roughness was compared one another.

In order to observe the corroded surface of each specimen, metallurgical light microscopic($\times 37.5$) and scanning electron microscopic view(SEM $\times 100$) was taken and compared one another.

Conclusion is followings.

1. All of six covering metal of dental magnetic attachments and its keeper alloy were corroded in various degree after electrochemical corrosion.
2. The corrosion resistance of which used in this experiment is the following in high order: DNK, MFK, DN, MF, SRK and SR.
3. Especially Shiner magnet system and its keeper alloy were more severely corroded after electrochemical corrosion and the change of Ra, Rt value were more increased than others.
4. Metallurgical and scanning electron microscopic view showed the pitting corrosion tendency of all experimental alloy but DNK and SR.
5. Covering metal of magnet was more corroded than its keeper alloy.

Key words : Dental magnetic attachment, Corrosion resistance, Potentiodynamic polarization technique, Pitting corrosion.