

합금의 종류와 지대주 성분이 바형 유지 장치의 변연 적합도에 미치는 영향

이윤희 · 송영균 · 이준석*

단국대학교 치과대학 치과보철학교실, 치의학연구소

연구 목적: 합금의 종류와 지대주의 재료의 차이가 변연적합도에 미치는 영향을 비교 분석하고자 한다.

연구 재료 및 방법: 2개의 임플란트 유사체를 평행하게 위치시킨 후 아크릴릭 레진으로 포매하여 연구모형을 제작하였다. 바 구조물은 gold UCLA 지대주에 고귀금속 합금(high noble metal alloy)과 귀금속 합금(noble metal alloy)을, 그리고 metal UCLA 지대주에 고귀금속 합금과 비귀금속 합금(base metal alloy)을 이용하여 총 4 종류의 바 구조물을 7개씩 시편을 제작하였다. 주조된 바 구조물을 레진 모형에 장착하고 한쪽 지대나사를 조인 후, 반대쪽 임플란트-지대주 간극의 수직 거리를 앞, 뒤, 측면 3부위에서 입체 광학 현미경으로 관찰하여 기록하였다.

결과: 각 군들의 변연오차 평균값은 gold UCLA 지대주에 고귀금속 합금과 귀금속 합금을 사용했을 때 각각 $13.69 \pm 6.74 \mu\text{m}$ 와 $267.26 \pm 65.85 \mu\text{m}$ 이었으며, metal UCLA 지대주에 고귀금속 합금과 비귀금속 합금을 사용했을 때 $26.19 \pm 8.14 \mu\text{m}$ 와 $61.90 \pm 33.65 \mu\text{m}$ 이었다. One-way ANOVA를 이용하여 변연 적합도의 차이를 분석했을 때 고귀금속 합금을 사용한 군들을 제외하고, 모든 군간에 유의한 차이가 존재하였다($P < .05$). Gold UCLA 지대주-귀금속 합금 조합을 제외하고 모두 $70 \mu\text{m}$ 이하의 수직오차를 보였다.

결론: 임플란트 바 유지 장치의 제작에 있어서 고귀금속 합금 대신 비귀금속 합금과 metal UCLA 지대주를 사용하는 것은 임상적 타당성이 있다고 판단된다. (대한치과보철학회지 2012;50:85-91)

주요단어: Metal UCLA 지대주; 바 유지장치; 변연적합도; 비귀금속 합금

서론

Brånemark¹⁾에 의해 골유착의 개념이 도입된 이후 임플란트는 부분 또는 완전 무치악 환자에서 매우 성공적인 치료 방법으로 받아들여지고 있다. 특히 임플란트-유지 피개의치는 소수의 임플란트 식립 만이 요구되므로 외과적 술식이 상대적으로 덜 침습적이고, 미리 제작되어진 유지 시스템을 사용하므로 기공 과정이 단순하며 비용이 적게 든다는 장점이 있다.²⁴ 그러므로 많은 무치악 환자들에게 있어서 좀 더 적용이 용이한 치료 방법이라 할 수 있을 것이다.

임플란트 피개의치에서 유지 장치는 임플란트와 보철물을 직접적으로 연결시켜주므로 이것의 선택은 중요한 단계라 할 수 있고, 현재는 볼 형, 바 형, 자석 부착장치 등 매우 다양한 시스템들이 나와 있다. 이 중 바 유지 장치는 부착장치의 헐거워짐이나 탈락과 같은 합병증이 적고 유지와 안정이 뛰어나며, 응력 분산을 최적화하여 치조제의 흡수율을 최소화하는 장점을 가지고 있다.⁵

임플란트 바 유지 장치는 현재 대부분 gold UCLA 지대주를 사용하여 제작하는데 초창기 UCLA 지대주는 1980년대에 미국의 UCLA 대학에서 치은 연하 보철을 위한 지대주의 한 형태로 개발되었으며, 주조 가능한 cylinder 형태를 가진 임플란트 플라

스틱 지대주였다.⁶

이 후 기공의 정확성을 위해 gold UCLA 지대주가 개발되었는데 보다 우수한 적합도를 보이는 것으로 보고되었고, 지대주 축 변경의 용이성과 심미성 등의 장점이 있어 널리 이용되어 왔다.⁶⁹

바 유지 장치의 제작에 있어서도 임플란트 유사체에 gold UCLA 지대주를 연결하고 플라스틱 바 패턴에 납형을 형성한 후, 금 합금으로 주조한다. 그러나 이러한 형태의 바 구조물은 고가의 비용이 소요되며 현재 시중에 나와 있는 UCLA 지대주 대부분은 임플란트와의 연결부가 주로 금합금으로 제작되어 있어서 비귀금속 합금과 같은 다른 대체 금속으로 주조하기에는 부적절한 용융 온도를 갖는다.¹⁰ 따라서 최근 저금합금이나 비귀금속 합금을 이용하여 바 유지 장치를 제작하는 것이 가능한지에 대한 관심이 높아지고 있고, 임플란트와의 연결 부위가 티타늄이나 비귀금속 합금으로 제작된 UCLA 지대주의 개발도 이루어지고 있다.¹¹

본 연구의 목적은 metal과 gold UCLA 지대주의 차이와 주조되는 합금의 차이가 변연적합도에 미치는 영향을 평가하여, 비귀금속 합금이 바 유지 장치 제작에 적합한지를 평가해 보고자 하였다.

*교신저자: 이준석

330-716 충청남도 천안시 신부동 산7-1 단국대학교 치과대학 치과보철학교실 041-550-1865; e-mail, joon322@dku.edu

원고접수일: 2011년 10월 27일 / 원고최종수정일: 2012년 1월 3일 / 원고채택일: 2012년 2월 13일

연구재료 및 방법

1. 연구재료

1) 합금의 종류

바 구조물을 만드는데 사용된 합금은 다음과 같이 3가지 종류의 합금이 사용 되었고(Table 1), 각각의 합금이 가지고 있는 특성은 Table 2와 같다.

2) 임플란트 관련 재료

바 구조물을 제작하기 위해 2 가지의 종류의 UCLA 지대주를 사용하였다(Table 3). 아크릴릭 레진 모형은 임플란트 유사체(Sinus Quick EB Lab analogue, Neobiotech, Seoul, Korea)를 아크릴릭 레진(Ortho-Jet™, Lang Dental Manufacturing Co., Inc., Wheeling, USA)으로 포매하여 제작하였다. 그 밖에 바 플라스틱 패턴(Hader-EDS Bar, Attachments International, Inc. Burlingame, USA)을 사용하였는데, 이를 UCLA 지대주에 왁스로 연결하여 바 구조물 패턴을 제작하였다. 이것의 단면에서 원모양의 직경은 1.8 mm (13 gauge)였으며, 하단의 에이프런을 포함한 전체 높이는 3 mm이었다.

3) 수직 오차 측정 기구

제작된 바 구조물의 레진 모형에 대한 수직적 적합도를 측정하기 위해 입체 광학 현미경(Stereomicroscope SZ-PT, Olympus, Tokyo, Japan)을 사용하였다. 또한 이 입체 광학 현미경으로 관찰된 임플란트 유사체와 바 구조물 사이의 계면을 Camedia C-7070 Wide zoom (Olympus imaging corp., Tokyo, Japan)으로 촬영하였다.

2. 연구방법

1) 레진 모형의 제작

2개의 임플란트 유사체를 레진으로 포매하여 모형을 제작하였다.

임플란트 유사체에 인상용 코핑을 연결하고 치과용 서베이어를 사용하여 임플란트 유사체 중심 간의 거리가 21 mm가 되도록 평행하게 위치시킨 후, 아크릴 레진을 사용하여 포매하였고, 이때 platform 하방 1 mm까지 레진에 매몰되도록 하여 추후 임플란트 유사체와 바 구조물 사이의 수직적 적합도를 평가할 수 있도록 하였다. 또한 이를 24시간 이상 실온의 수중에서 유지하여 레진의 완전한 중합이 이루어지도록 하였다.

2) 바 구조물 제작

주조합금과 UCLA지대주가 각각 변연적합도에 영향을 주는 지 비교하기 위해 사용된 합금의 종류와 UCLA 지대주의 종류에 따라 4개의 군으로 나누어 바 구조물을 제작하였다(Table 4). 아크릴릭 레진 모형의 한 쪽 임플란트 유사체에는 육각의 UCLA 지대주를, 다른 한 쪽에는 비육각의 UCLA 지대주를 지대주 나사를 이용하여 20 Ncm로 체결하고 그 사이에 Hader 바

Table 4. Classification of experimental groups and number of specimens

	Kind of casting alloy	Kind of abutment	N
Group 1	V-Supragold	Gold UCLA type abutment	7
Group 2	Baker 470	Gold UCLA type abutment	7
Group 3	V-Supragold	Metal UCLA type abutment	7
Group 4	Rexillium V	Metal UCLA type abutment	7

Table 1. Casting alloys used in this study

Kind of casting alloy	Trade name	Major components (Weight %)	Manufacturer
High-noble metal alloy	V-Supragold	Au (83%), Pt (8.8%), Pd (5.2%), In (2.8%), Others (< 1%)	Metalor®, Neuchatel, Switzerland
Noble metal alloy	Baker 470	Au (47%), Ag (38.95%), Pd (4%), Others (10.05%)	Heesung Catalysts Corp., Siheung, Korea
Base metal alloy	Rexillium V®	Ni (73%), Cr (14%), Mo (9%), Al (2.5%), Others (0.5%)	Pentron®, San Diego, USA

Table 2. Mechanical properties of the casting alloys

Trade name	Density (g/cm³)	Melting range (°C)	Casting temperature (°C)	Vickers hardness	0.2% Yield strength (Mpa)
V-Supragold	18.3	1100 - 1210	1360	230	570
Baker 470	14	858 - 948	1040 - 1060	214	452
Rexillium V®	7.75	1162 - 1232	1343	380	862

Table 3. UCLA abutments used in this study

Kind of abutment	Trade name	Standards	Manufacturer
Gold UCLA type abutment	Sinus Quick EB Gold UCLA abutment (Regular)	Diameter 4.5 mm, Platform 4.1 mm, (Hex / Non-Hex)	Neobiotech, Seoul, Korea
Metal UCLA type abutment	Sinus Quick EB Metal UCLA abutment (Regular)	Diameter 4.5 mm, Platform 4.1 mm, (Hex / Non-Hex)	Neobiotech, Seoul, Korea

플라스틱 패턴을 개재시켜 지대주에 왁스로 연결하였고 이로써 스플린트 바 형태의 패턴을 제작하였다. 이 때 육각의 UCLA 지대주를 연결한 임플란트 유사체를 표시하여 추후 주조체를 연결할 때 왁스 업 할 때와 같은 위치에서 임플란트 유사체에 연결할 수 있게 하였다.

하악에서 연조직은 종종 골 위로 1-3 mm 두께이며 구강위생 관리를 위한 연조직과 바 사이의 공간은 1 mm 이상이어야 함을 생각하여 바 패턴은 임플란트 유사체의 platform에서 3 mm 떨어져서 UCLA 지대주에 왁스를 사용하여 고정하였고 이로써 납형이 완성되었다. Hader 바 패턴의 높이가 3 mm이므로 전체적인 바의 높이는 6 mm가 되었다.

이러한 방법으로 각 군마다 7개의 바 구조물의 납형을 형성하였고 총 28개의 바 패턴이 만들어졌다. 이를 주조 하기 위하여 1, 3, 4 군은 인산염계 매몰재(Uni vest non-precious, Shufu Inc., Tokyo, Japan)로 매몰하여 850℃의 온도로 소환 후 주조하였고, 2 군은 석고계 매몰재(Cristobalite Fine-Fast, Nagoya, Japan)로 매몰하여 650℃의 온도로 소환 후 주조하였다. 또한 주조체는 연마하거나 글라스 비드로 산화막을 제거한 후 연마하였다.

이 모든 가공 과정은 한 명의 기공사가 시행하였으며 매물 등 주조 작업에 관한 기준은 해당 제품 제조사의 지침을 준수하였다.

3) 바 구조물의 변연 적합도 측정

모든 측정은 단순 맹검법으로 한 명의 실험자에 의해 시행되었다. 변연 적합도의 정확도 측정은 one-screw test로 하였는데 바 구조물을 기준 아크릴릭 레진 모형에 장착하고 육각의 지대주 쪽의 나사만을 20 Ncm으로 조인 후 반대쪽 지대주를 나사로 조이지 않은 채 비육각 지대주와 임플란트 유사체 간의 수직적인 오차를 앞, 뒤, 측면 3부위로 나누어서 입체 광학 현미경을 사용하여 240 배율로 관찰하고 측정하였다(Figs. 1, 2). 이 때 각 경우 당 반복 측정 후 동일한 수치가 3회 나올 경우 기록하였다.

또한 측정의 재현성을 평가하기 위해 각 시편 당 3지점을 3일 후 재 측정하였고 처음 측정한 값과 동일한지 확인하였고, 오차가 있는 경우 처음부터 다시 측정하였다.

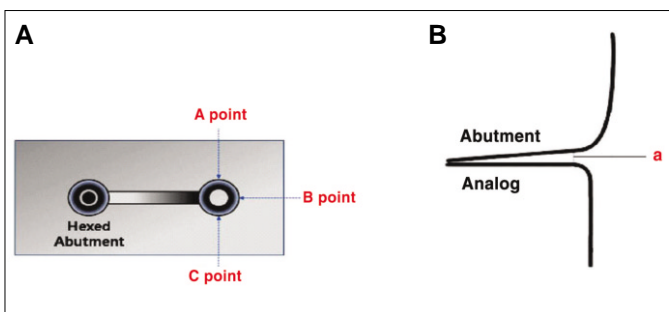


Fig. 1. A: Gap measurement points on resin model, B: Marginal gap analysis (a: vertical gap).

4) 통계 분석

각각의 시편의 세 측정 부위에서 얻어진 측정 값들은 평균을 구하여 윈도우용 SPSS Version 12. 0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA)을 사용하여 one-way ANOVA test로 95% 유의 수준에서 분석하였다. 사후 검정을 위해서 Sheffe's test를 시행하였다.

결과

본 연구에서 제작된 바 구조물을 기준 아크릴 레진 모형에 장착한 후 육각 지대주 쪽 나사를 10 Ncm로 조이고 비육각 지대주와 임플란트 유사체의 수직적 오차를 앞, 뒤, 측면 3부위에서 입체 광학 현미경으로 측정한 결과는 Fig. 3과 같다.

각 군에 대한 평균값과 표준 편차는 1 군이 $13.69 (\pm 6.74) \mu\text{m}$, 2 군이 $267.26 (\pm 65.85) \mu\text{m}$ 이었다. 그리고 3 군에서 $26.19 (\pm 8.14) \mu\text{m}$, 4 군에서 $61.90 (\pm 33.65) \mu\text{m}$ 으로 나타났다. 2 군에서 나머지 3개의 군보다 비교적 큰 수직 오차를 보이고 있음을 알 수 있다.

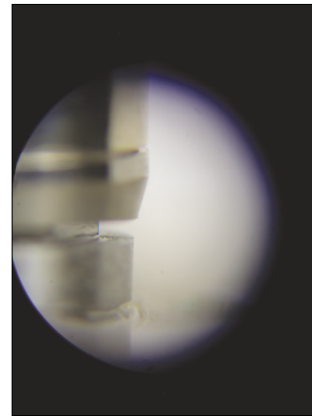


Fig. 2. Microscopic features of specimen in group 2.

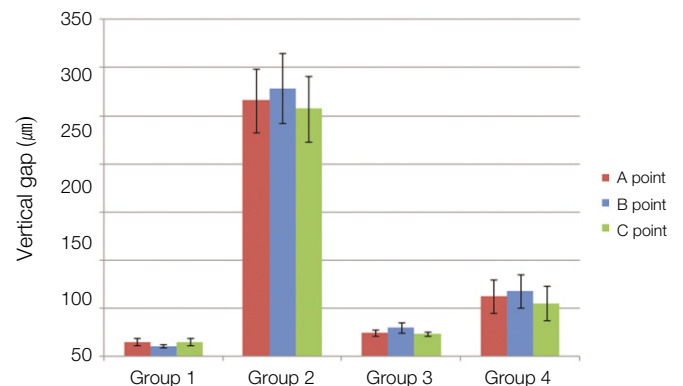


Fig. 3. The bar graph of mean vertical discrepancies among the groups.

Table 5. Results of Scheffé's test according to groups

	Group 1	Group 2	Group 3	Group 4
Group 1				
Group 2	☆			
Group 3		☆		
Group 4	☆	☆	☆	

☆ denotes significant difference at level 0.05 with Scheffé's test.

군에 따른 변형 적합도의 차이를 검정하기 위해 일원 배치 분산 분석(one-way ANOVA analysis)을 실행하였고 합금과 UCLA 지대주의 종류에 의하여 수직적 오차의 평균이 차이가 난다는 것을 확인하였다.

또한 군에 따른 차이를 구분해내는 사후 분석을 실행하기 위해 일원배치 분산 분석에서 Scheffé's test를 시행하였는데 결과는 다음과 같았다(Table 5).

1군과 3군 사이에는 유의한 차이가 존재하지 않았고 나머지 군들 사이에는 수직 오차의 평균에 있어서 유의한 차이를 나타내었다. 이것을 부집단으로 분류해 보면 1군과 3군이 같은 부집단으로, 4군 그리고 2군이 각각 또 다른 부집단으로 분류되어 총 3가지 부집단이 생성되었고, 이 중 1군과 2군의 차이가 가장 두드러짐을 알 수 있었다.

고찰

통상적인 보철물의 제작에 있어서 비귀금속 합금과 같은 대체적 합금들은 일반적으로 널리 사용되고 있다. 그러나 임플란트 보철물 제작에 있어서, 특히 gold UCLA 지대주나 미리 제작된 금합금 실린더에 납형을 형성하고 이것을 주조하여 보철물을 제작해야 하는 경우에는 주조 합금을 선택할 때, 이것의 용융 온도를 고려하지 않으면 안 된다. 즉, 주조 합금의 용융점이 임플란트와의 연결부가 금합금으로 제작된 지대주나 pre-made cylinder의 용융 온도에 가깝다면 다른 금속을 선택해야 할 것이다. 일반적으로 금합금이나 은-팔라듐 합금으로 제작된 UCLA 지대주나 pre-made cylinder의 용융 온도는 1280 - 1350℃이므로 주조 합금의 용융 온도가 1000℃를 넘어서는 안 되는데,¹² 니켈-크롬 또는 코발트-크롬 합금의 경우, 1200 - 1315℃의 용융 온도를 나타내므로 pre-made cylinder나 UCLA 지대주와 함께 사용될 수 없다. 이러한 경우에는 플라스틱 cylinder나 metal UCLA 지대주의 사용이 유일한 선택이 된다.

그러나 Kano 등에 의한 이전의 연구에서 플라스틱 cylinder를 이용하여 제작한 주조체가 pre-made cylinder로 제작한 주조체보다 더 큰 변형 오차를 보인다고 보고하였고,¹¹ 이들의 1995년 연구에서도 주조 합금이 어떤 종류인지와는 상관없이 플라스틱 cylinder를 사용하여 제작한 것은 매우 큰 변형 오차를 보이고 주조 과정이 보철물의 최종 적합도에 영향을 미친다고 하였다.¹³

따라서 본 연구에서는 플라스틱 구성 요소를 갖는 UCLA 지대주 보다는 metal UCLA 지대주와 gold UCLA 지대주를 이용하여 바 구조물을 제작하였고, 주조합금 외에 납형 형성이나 주조 등의 가공 과정 자체에 의한 UCLA 지대주의 변형 적합도에 대한 영향을 줄이려고 하였다.

시편과 임플란트 유사체 사이의 수직 오차를 측정할 때 사용한 one-screw test는 한 쪽의 나사를 체결했을 때 다른 쪽의 지대주가 들어 올려지는 회전 변위와 같은 특정한 형태의 변형을 매우 예민하게 보여준다.¹⁴ 그러나 제일 끝의 지대주에서 일어나는 다방향성 변형만을 보여주기 때문에 변형 적합도를 보다 정확하게 평가하기 위해서는 3차원적인 변형 분석이 필요할 것으로 생각된다.¹⁵

본 연구에서 1군과 2군은 같은 UCLA 지대주를 사용하고 주조 금속만을 다르게 하여 바 구조물을 제작하였는데 이들 사이에는 매우 유의한 차이가 존재하였고, 같은 주조 금속을 사용하되 다른 UCLA 지대주를 사용한 1군과 3군의 비교 시에는 유의한 차이가 존재하지 않았다. 이것으로써 UCLA 지대주의 종류는 바 구조물 제작 시 변형 적합도에 별다른 영향을 미치지 않지만 사용한 주조 금속의 종류는 그 영향이 통계적으로 유의하게 나타날 수 있다고 생각할 수 있다. 이것을 바탕으로 서로 다른 UCLA 지대주와 주조 금속을 사용한 1군과 4군의 비교 시 나타난 수직적 오차의 유의한 차이는 UCLA 지대주 보다는 주조 금속의 종류에 따른 영향이 더 크다고 생각할 수 있다.

Jemt는 나사 반 바퀴 정도에 해당하는 최대 150 μm의 수직 오차는 임상적으로 받아들여질 만하다고 제안하였는데,¹⁶ 본 연구에서 1, 3, 4군의 수직적 오차는 이러한 값보다 훨씬 작은 70 μm 이하의 값을 나타냈고, 특히 1군과 3군의 경우 대부분의 측정치가 30 μm 이하로, 수직적 오차만을 고려한다면 비귀금속 합금으로 제작한 임플란트 바 유지 장치가 임상적으로 적용 가능할 것으로 사료된다. 그러나 귀금속 합금으로 제작한 바 유지 장치의 경우, 수직 오차가 이러한 기준치를 훨씬 넘어서고 있는데 이렇듯 큰 수직 오차가 발생된 이유 중 하나로 고려되는 것은 이것이 상대적으로 용융온도가 낮기 때문에, 발생된 것이 아닌가 추정된다. Michelinakis 등¹⁷은 100명의 총치치 환자의 하악 총치치 상의 견치간 거리가 평균 22.88 mm였고, 최소 16 mm, 최대 31 mm 라고 보고하였다. 본 실험에서는 임플란트 유사체의 중심간 거리를 위의 측정치 중 평균 거리에 가까운 값인 21 mm로 설정하였다. 그러나 일반적으로 귀금속 합금의 경우 이렇게 비교적 긴 길이의 구조물을 주조하기에는 적합하지 않다. 또한, 바 구조물의 경우 임플란트 고정성 보철물 하부구조의 연결부 만큼의 두께를 가지지 못하므로 인장 강도가 약한 귀금속 합금으로 주조될 경우 그만큼 변형이 많았을 것이라 추측된다.

수많은 연구들이 임플란트와 보철물의 수동적 적합의 중요성을 강조하고 있다.¹⁸⁻²⁰ 자연치의 치주인대에 해당하는 탄력성 있는 구조가 골유착된 임플란트의 경우 존재하지 않기 때문에 비수동적 적합은 골흡수나 지대주 파절을 일으킬 수 있으며

특히 가장 흔히 연결 나사의 파손을 야기한다.^{21,22} 나사 연결부를 통해 하중력을 최적으로 분산할 수 있으려면 정확한 수동적 적합이 이루어져야 하나, 일반적인 가공 과정이 적절한 정도의 적합도를 가진 단단한 바 구조물의 제작을 항상 허용하지는 않는다. 오차의 대부분은 인상 재료, 석고, 왁스, 매몰재, 주조 금속 등 사용된 재료의 체적 불일치 또는 선형 팽창 때문이다.²³⁻²⁹ 즉, 바 제작 과정의 어떠한 단계에서도 변형의 가능성이 항상 잠재해 있는 것이다. 따라서 주조 후 이를 보상하기 위한 몇 가지 방법이 제시되어오고 있는데, 자르고 재납착하거나 재주조하는 방법, Kulzer abutment luting이나 EDM (Electrical discharge machining)을 사용하는 방법이 이것에 포함된다.³⁰ 비록 이러한 방법들이 변형 적합도를 개선할 수는 있다 해도 인기 재나 매몰재의 체적 변화, 금속의 열처리 중에 생길 수 있는 구조적 변화가 또 다른 변형을 야기할 수도 있으므로 맹신할 수는 없다.

임플란트와 수복 합금은 높은 부식 저항성을 가지고 있어야 하는데 특히 상부 구조물과 임플란트가 서로 다른 구성 성분으로 이루어질 경우 타액을 전해질로 하여 두 금속 사이에 전기적 접촉이 일어나 갈바닉 부식 또는 소와 형성의 문제가 발생할 수 있다. 2003년 Oh와 Kim은 금합금, 은-팔라듐 합금, 니켈-크롬 합금, 코발트-크롬 합금, 티타늄을 포함하는 상부 구조물 재료와 티타늄 임플란트의 전기 화학적 반응도에 대해서 연구한 바 있는데 코발트 크롬 합금에서 갈바닉 부식이 일어날 수 있음을 보고하였다.³¹ 그러나 그 가능성과 위험도가 그리 크지는 않다고 하였다. 하지만 갈바닉 부식이 있을 경우 임플란트와 지대주의 접합부 부식이 가속화 될 수 있으므로 합금의 선택에서 이러한 사항을 반드시 고려해야 한다고 하였다.

바 구조물 제작에 사용될 대체적 합금의 선택에 있어 부식 저항성뿐만 아니라 전신적 그리고 국소적 독성, 알러지, 발암성 여부, 변색 가능성 등에 대하여 고려해볼 필요가 있다. 니켈이나 코발트는 알러지를 유발할 가능성이 많다는 보고가 있는데 이러한 성분을 포함한 금속의 사용이 가진 구체적인 위험성 또한 명확하게 밝혀진 바는 없다. 베릴륨이나 카드뮴은 몇몇의 연구에서 발암 물질로 보고되었는데 이것 역시, 치과용 주조 합금에 포함된 이러한 성분이 암의 발생에 어떠한 영향을 미치는지는 확실치가 않다.³² 금속의 변색은 합금에 포함된 귀금속의 함량이 낮아질수록 증가한다는 보고가 있으며 이것은 흔히 저금합금에서 나타난다고 알려져 있다.³³ 따라서 생물학적 위험도를 줄이기 위해서는 가능한 이러한 성분을 적게 유출되는 합금이나 고귀금속 합금 혹은 귀금속 합금을 선택하거나 제조사의 생물학적 데이터에 기초하여 각각의 상황에 따라 적절한 합금을 선택해야 할 것이다.

결론

본 연구의 결과에서 수직적인 오차만을 고려한다면, 기존에 사용하던 gold UCLA 지대주에 고귀금속 합금뿐만 아니라 metal

UCLA 지대주에 고귀금속 합금과 비귀금속 합금으로 제작한 임플란트 바 유지 장치가 임상적으로 적용 가능할 것으로 사료된다. 금속을 이용하여 제작한 임플란트 바 유지 장치의 임상적인 적용을 위해서는 금속의 내마모성, 내부식성, 생체 안정성, 변색 등 장기적인 예후에 관한 보다 많은 연구가 이루어져야 할 것이다.

참고문헌

1. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977;16:1-132.
2. Spiekermann H, Jansen UK, Richter EJ. A 10-year follow-up study of IMZ and TPS implants in the edentulous mandible using bar-retained overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:231-43.
3. Fanuscu MI, Caputo AA. Influence of attachment systems on load transfer of an implant-assisted maxillary overdenture. *J Prosthodont* 2004;13:214-20.
4. Freeman C, Brook I, Joshi R. Long term follow-up of implant stabilized overdentures. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2001;9:147-50.
5. Karabuda C, Tosun T, Ermis E, Ozdemir T. Comparison of 2 retentive systems for implant-supported overdentures: soft tissue management and evaluation of patient satisfaction. *J Periodontol* 2002;73:1067-70.
6. Lewis SG, Beumer III J, Hornburg W, Moy P. The UCLA abutment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:183-9.
7. Lewis SG. An overview of Brånemark System restorative options. *J Esthet Dent* 1996;8:3-44.
8. Lewis SG, Avera S, Engleman M, Beumer III J. The restoration of improperly inclined osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:147-52.
9. Lewis SG, Llamas D, Avera S. The UCLA abutment: a four-year review. *J Prosthet Dent* 1992;67:509-15.
10. O'Brien WJ. Base metal casting alloys. In: O'Brien WJ, editor. *Dental material and their selection*. Carol Stream: Quintessence; 1997. p. 259-68.
11. Kano SC, Bonfante G, Hussne R, Siqueira AF. Use of base metal casting alloys for implant framework : Marginal accuracy analysis. *J Appl Oral Sci* 2004;12:337-43.
12. White GE. *Osseointegrated dental technology*. London; Quintessence; 1993. p. 82-3.
13. Kano SC, Valle AL, Pegoraro LF, Campos Jr A. Disadjustment of prosthetic components using different alloys. *J Dent Res* 1995;74:806.
14. Tan KB, Rubenstein JE, Nicholls JJ, Yuodelis RA. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. *Int J Prosthodont* 1993;6:346-63.
15. Mitha T, Owen CP, Howes DG. The three-dimensional casting distortion of five implant-supported frameworks. *Int J Prosthodont* 2009;22:248-50.

16. Jemt T. Failures, complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: A study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:270-6.
17. Michelinakis G, Barclay CW, Smith PW. The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular overdentures on 2 implants: Initial retention values. *Int J Prosthodont* 2006;19:507-12.
18. Zarb GA, Symington JM. Osseointegrated dental implants: Preliminary report on a replication study. *J Prosthet Dent* 1983; 50:271-6.
19. Sones AD. Complications with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1989;62:581-5.
20. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;49:843-8.
21. Adell R, Lekholm U, Rocker B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
22. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. A long-term follow-up of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5: 347-59.
23. Carr AB, Stewart RB. Full-arch implant framework casting accuracy: Preliminary in vitro observation for in vivo testing. *J Prosthodont* 1993;2:2-8.
24. Carr AB. Comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:448-55.
25. Linke BA, Nicholls JI, Faucher RR. Distortion analysis of stone casts made from impression materials. *J Prosthet Dent* 1985;54:794-802.
26. Inturregui J, Aquilino SA, Ryther JS, Lund PS. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent* 1993;69:503-9.
27. Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:216-22.
28. Humphries RM, Yaman P, Bloem T. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:331-6.
29. Gittleman L, Ryge G. Accuracy of stone, metal and plastic die material. *J Calif Dent Assoc* 1970;46:28-31.
30. Romero GG, Engelmeier R, Powers JM, Canterbury AA. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. *J Prosthet Dent* 2000;84:602-7.
31. Oh KT, Kim KN. Electrochemical properties of suprastructures galvanically coupled to a titanium implant. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004;70:318-31.
32. Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys: A review. *J Prosthet Dent* 2000;83:223-34.
33. Hero H, Valderhaug J. Tarnishing in vivo and in vitro of a low-gold alloy related to its structure. *J Dent Res* 1985;64:139-43.

Effect of various casting alloys and abutment composition on the marginal accuracy of bar-type retainer

Yun-Hui Lee, DDS, MSD, Young-Gyun Song, DDS, MSD, Joon-Seok Lee*, DDS, MSD, PhD

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Dankook University, Cheonan, Korea

Purpose: The object of this study was to determine if the low-priced alloy and metal UCLA abutment could be available for manufacturing bar-retained framework of implant prosthesis. **Materials and methods:** Bar structure was classified into 4 groups. The specimen of group 1 and 2 were based on casting high noble metal alloys and noble metal alloys with gold UCLA abutment. The specimen of group 3 and 4 were based on casting noble metal alloys and base metal alloys with metal UCLA abutment. Cast bar structure was installed in an acrylic resin model and only the screw on the hexed abutment side was tightened to 20 Ncm. On the opposite side, vertical discrepancy was measured with stereo microscope from front, back, and lateral side of the implant-abutment interface. One-way ANOVA was performed to analyze the marginal fit discrepancy. **Results:** One-way ANOVA test showed significant differences among all groups ($P<.05$) except for Group 1 and 3. Among them, difference between Group 1 and 2 was noticeable. Measured vertical discrepancies were all below 70 μm except to Group 2. **Conclusion:** Base metal alloy and metal UCLA abutment could be used as an alternative to high-priced gold alloy for implant bar-retained framework. (*J Korean Acad Prosthodont* 2012;50:85-91)

Key words: Metal UCLA abutment; Bar attachment; Marginal adaptation; Base metal alloy

*Corresponding Author: Joon-Seok Lee

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Dankook University, 7-1, Shinbu-dong, Cheonan, 330-716, Korea

+82 41 550 1865; e-mail, joon322@dku.edu

Article history

Received October 27, 2011 / Last Revision January 3, 2012 / Accepted February 13, 2012