

Chewing simulator를 이용한
CCM(Co-Cr-Mo) UCLA 지대주와
외측연결형 임플란트 결합부의 안정성 평가

연세대학교 대학원

치 의 학 과

윤 기 준

Chewing simulator를 이용한
CCM(Co-Cr-Mo) UCLA 지대주와
외측연결형 임플란트 결합부의 안정성 평가

지도교수 이 근 우

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2012년 6월 일

연세대학교 대학원

치 의 학 과

윤 기 준

윤기준의 석사 학위논문을 인준함

심사위원_____인

심사위원_____인

심사위원_____인

연세대학교 대학원

2012년 6월 일

감사의 글

본 논문이 완성되기까지 지도와 격려, 세심한 배려를 해주신 이근우 교수님께 진심으로 감사드립니다. 또한, 논문 작성과 심사에 아낌없는 조언과 도움을 주신 이재훈 교수님, 박영범 교수님께도 감사드립니다.

항상 많은 가르침을 주시고 이 자리에 올 수 있도록 관심과 격려를 주신 정문규 교수님, 한동후 교수님, 문홍석 교수님, 심준성 교수님, 김지환 교수님, 김성희 교수님께도 감사드립니다.

논문을 준비하는 동안 서로에게 힘이 되어주었던 동기들과 보철과 의국원들에게도 감사와 애정의 말을 전합니다.

끝으로 지금까지 보살펴주시고 사랑으로 응원해 주시는 부모님께 감사의 마음을 전하면서 이 기쁨을 함께하고 싶습니다.

2012 년 6월

윤기준 드림

차 례

그림 및 표 차례	ii
국문요약.....	iv
I. 서론	1
II. 실험재료 및 방법	4
1. 실험재료	4
1) 임플란트 고정체	4
2) 상부 보철물 제작	4
3) 고정체의 몰드 내부 고정	5
4) 고정체와 보철물 연결	6
2. 실험방법	7
1) 몰드의 장착	7
2) 제거 토크 값 측정	9
3) 통계학적 분석	9
4) 지대주와 고정체 결합부 마모 양상 평가	9
III. 실험결과	10
1. 제거 토크 값	10
2. Chewing simulation 이후 지대주와 고정체 결합부 마모 양상 평가.....	12
IV. 총괄 및 고찰	15
V. 결론	21
참고문헌.....	22
부록	25
영문요약.....	25

그림 차례

Figure 1. Schematic diagram of wax pattern of crown	4
Figure 2. Schematic diagram of connecting implant and prosthesis & loading position which is 3mm away from the center of crown	6
Figure 3. Chewing Simulator CS4 (SD Mechatronic, Feldkirchen, Westerham, Germany)	8
Figure 4. Time table of removal torque value changes	10
Figure 5. Means and standard deviations of removal torque value in each group	11
Figure 6. Representative SEM photograph at interface of abutment in CCM group (original magnification : x50)	13
Figure 7. Representative SEM photograph at the interface of abutment in gold group (arrows : remarkable wear patterns, original magnification : x50)	13
Figure 8. Representative SEM photograph at the interface of fixture in CCM group (original magnification : x50)	14
Figure 9. Representative SEM photograph at the interface of fixture in gold group (original magnification : x50)	14

부록

Figure 10. Time table of removable torque value changes in CCM group (A–H)	25
Figure 11. Time table of removable torque value changes in gold group (A–H)	26
Figure 12. SEM photographs at interface of abutment in CCM group (A–H, original magnification : x50)	27
Figure 13. SEM photographs at interface of abutment in gold group (A–H, original magnification : x50)	28
Figure 14. SEM photographs at interface of abutment in CCM group (A–H, original magnification : x50)	29
Figure 15. SEM photographs at interface of abutment in CCM group (A–H, original magnification : x50)	30

표 차례

Table 1. Porcelain firing cycle	5
Table 2. Material and manufacturer of implant component used in this study	7
Table 3. Test parameters of chewing simulation	8
Table 4. First peak value in the graph of removal torque value changes in each group (Ncm)	11

국문요약

Chewing simulator를 이용한 CCM(Co-Cr-Mo) UCLA 지대주와 외측연결형 임플란트의 결합부 안정성 평가

연구목적 : 치과용 임플란트가 대중화되고, 치료비가 낮아지면서 금합금을 대체할 수 있는 재료에 대한 관심이 높아지고 있다. 새롭게 도입된 CCM UCLA 지대주에 대한 연구는 부족한 편이다. 이번 연구의 목적은 in vitro 상에서 chewing simulator 를 이용하여 CCM UCLA 지대주와 외측연결형 임플란트 결합부의 안정성을 평가하고자 함이다.

실험재료 및 방법 : 16 개의 외측연결형 임플란트 고정체(US II, Osstem Co., Seoul, Korea)를 몰드에 투명 아크릴릭 레진을 이용하여 매입 후, 각 8 개의 CCM UCLA 지대주와 gold UCLA 지대주를 이용한 나사유지형 보철물을 제작한다. 30Ncm 의 토크를 가해 지대주 나사를 이용하여 고정체와 보철물을 연결 후 chewing simulator 를 이용하여 5kg 의 열순환반복 기능하중 (thermocyclic functional loading)을 1.0×10^6 회 부여한다. Cyclic loading 후 driving torque tester 를 이용하여 제거 토크 값을 측정한다. 통계는 독립 t 검정(independent t-test)을 이용하였다. SEM 을 이용하여 고정체와 지대주 계면의 마모 양상을 평가하였다.

실험결과 : 열순환반복 기능부하 부여 후 CCM 과 gold 군 모두에서 치관, 지대주, 지대주 나사, 고정체의 파절 및 지대주 나사의 풀림은 관찰되지 않았다. 측정된 제거 토크 값은 CCM 군과 gold 군 사이에 통계적으로 유의한 차이가 없었다($p>0.05$). SEM 사진 상에서 gold 군의 지대주의 마모가 상대적으로 두드러졌으며, gold 군의 고정체, CCM 군의 지대주 및 고정체에서는 유의할만한 마모 양상은 관찰되지 않았다.

결론 : 이번 연구의 한계 내에서 CCM UCLA 지대주는 기존 gold UCLA 지대주와의 상대적인 비교에 있어서 그 안정성에 차이가 없음을 관찰할 수 있었다.

핵심되는 말: CCM UCLA 지대주, 외측연결형 임플란트, 제거 토크 값, Chewing simulator

Chewing simulator를 이용한 CCM(Co-Cr-Mo) UCLA 지대주와 외측연결형 임플란트 결합부의 안정성 평가

(지도교수 이근우)

연세대학교 대학원 치의학과

윤 기 준

I. 서론

치과용 임플란트는 무치악 부위 수복에 있어서 성공적인 치료 방법으로 인정되어 오고 있으며, 높은 성공률을 나타내고 있다.[1-3] 최근들어 임플란트가 대중화되고, 치료비가 낮아지면서 보철물 제작에 사용되는 부품 및 재료에 소모되는 비용이 차지하는 비중이 점점 높아지고 있다.

임플란트 보철물 제작 시, 악간 공간이 충분한 경우에는 다양한 종류의 지대주의 선택이 가능하다. 이에 비해 악간 공간이 불충분한 경우나 제거의 용이성(retrievability)을 고려했을 때에는 UCLA 지대주를 사용하여 지대주와 상부 보철물이 결합된 형태로 주조하여 나사 유지형 보철물 형태로 제작하는 경우가 있다. UCLA 지대주는 골의 흡수 양상과 대합치의 위치를 고려했을 때 제한된 악간 공간 내에서 임플란트 고정체로부터 직접적으로 연결되어 보철물을 디자인 할 때 이용되어 왔으며, emergence profile 형성에서도 유리한 점이 존재한다.[4] 이 경우 전통적으로 금합금을 이용하는 경우가 많았지만, 최근의 금 값의 급격한 상승으로 이를 대체할 수 있는 경제성을 고려한 재료에 대한 관심이 높아지고 있는 실정이다.

지대주로서 사용가능한 재료로 제시되고 있는 것에는 지르코니아, 타이타늄 합금, CCM(Cobalt-Chrome-Molybdenum)합금 등이 있으며, in vitro 와 in vivo 상에서 다양한 연구가 진행되어 오고 있다.[5-7]

이 중에서, CCM 합금은 이미 1900년대 초반부터, 정형외과학의 인공관절 분야에서 활발히 사용되어 오고 있는 합금이다.[8] 치의학 분야에서도 최근 들어서는 CCM 합금을 이용한 임플란트 지대주를 제작, 판매를 시행하고 있으며, 임상에서도 CCM 합금을 이용해 제작한 지대주에 대한 증례 보고가 이루어지고 있다. 하지만, 그 동안 쓰여왔던, gold UCLA 지대주와 비교하여, 생물학적, 기계적인 안정성, gold UCLA 지대주와의 동등성 등이 확실히 논의된 바가 없기 때문에, 근거 중심의 치료에 있어서 문제점을 가지고 있으며, 문헌 상으로 보고되고 있는 CCM UCLA 지대주를 사용한 임플란트 보철물에 대한 연구가 매우 부족한 상황이다.

CCM 합금은 비귀금속 계열의 합금이므로, 고온에서 주조 시 귀금속에 비해 두꺼운 산화막이 형성된다는 특성이 있다. 또한, 제조법에 있어 차이는 있지만, 금합금이나 타이타늄에 비해서 비교적 높은 강도와 경도를 가지고 있다.

위와 같은 재료적인 측면에서 보았을 때, CCM UCLA 지대주를 사용 시 예상되는 다음과 같은 문제점이 제기될 수 있다.

귀금속에 비해 비귀금속의 주조 시 생기는 비교적 두꺼운 산화막을 제거하기 위한 표면처리 등은 임플란트 지대주와 고정체 사이의 적합도에 유해한 영향을 발생시킬 수 있으며, 이는 나사 결합부의 안정성을 해칠 수 있다. 또한, CCM 합금과 고정체를 이루는 타이타늄 사이에 물리적인 강도와 경도 차이가 존재하여, 기능적인 부하가 가해졌을 때 고정체에 물리적인 손상을 일으킬 가능성이 존재한다.

이번 연구에서는 제거 토크값을 측정함으로써 임플란트 고정체와 보철물의 연결 부위의 안정성을 평가하고, SEM 사진을 이용해 고정체와 지대주 사이에서 일어날 수 있는 마모양상을 관찰하기로 하였다.

이번 연구에서는 육각 구조 하부가 절삭방식으로 기성 제작된 CCM UCLA 지대주를 사용하였으며, 지대주 상부 보철물은 납형 형성 후 도재소부전장관용 니켈-크롬 합금을 주조하여 제작하기로 하였다. 대조군은 gold UCLA 지대주를

이용한 보철물로 설정하였다. 이번 연구의 영가설은 “CCM UCLA 지대주와 gold UCLA 지대주를 이용한 보철물에서 chewing simulator 를 이용한 열순환반복 기능하중 부여 후 측정한 제거 토크 값에는 차이가 없다.” 와 “CCM UCLA 지대주와 gold UCLA 지대주를 이용한 보철물에서 chewing simulator 를 이용한 열순환반복 기능하중 부여 후 지대주와 고정체 결합부의 마모 양상은 차이가 없다.” 로 설정하였다.

따라서 이번 연구의 목적은 chewing simulator 를 이용하여 CCM UCLA 지대주와 외측연결형 임플란트 결합부의 안정성을 평가하고자 함이다.

II. 실험재료 및 방법

1. 실험재료

1) 임플란트 고정체

본 연구에서는 외측 연결구조(external hex)를 가지는 직경 4.1mm, 길이 15mm 의 US II 임플란트 고정체 (Osstem Co., Seoul, Korea) 16 개를 사용하였다.

2) 상부 보철물 제작

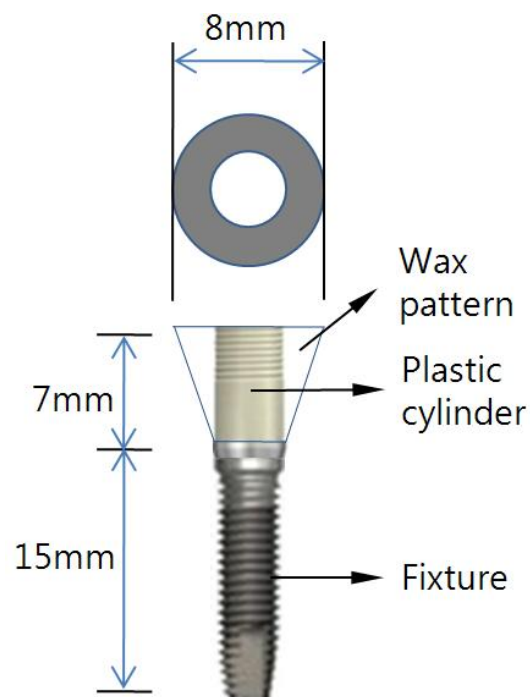


Fig. 1 Schematic diagram of wax pattern of crown

Gold UCLA 지대주는 Fig. 1과 같이 직경 7mm, 높이 8mm 의 치관을 위한 납형 형성 및 매몰 후 금관용 합금과 원심 주조기를 이용하여 주조한 후, 통상적인 방법대로 연마를 시행하여 보철물을 제작하였다. 해당 시편은 총 8개를 제작하였다.

CCM UCLA 지대주의 경우에도 Fig. 1과 같이 납형 형성 후 매몰 후 도재소부전장관용 니켈-크롬 합금을 고주파 주조기를 이용하여 보철물을 주조한다. 도재소부전장관 제작 과정을 재현하기 위해 Table 1.과 같이 소환을 하였으며, 제조사의 지시대로 4-6 bar 의 압력하에 50um 입자 크기의 glass bead를 분사하여 산화막을 1차로 제거하고, 이후 기공용 핸드피스에 코튼 휠(cotton wheel)을 장착하고 루즈(rouge)를 사용하여 연마하여 산화막을 최종적으로 제거한다. 해당 시편은 총 8개를 제작하였다.

Table 1. Porcelain firing cycle

Firing cycle	Initial temperature (°C)	Final temperature (°C)	Heating rate (°C/min)	Vaccum
Base opaque	500	940~960	50~60	Y
Shade opaque	500	920~940	50~60	Y
Dentin, enamel	650	900~920	50~60	Y
Glaze	650	880~900	50~60	N

3) 고정체의 몰드 내부 고정

Chewing simulator CS4 (SD Mechatronic, Feldkirchen, Westerham, Germany) (Fig. 3)에 사용되는 표준 몰드를 사용하였으며, 준비된 몰드 내에 투명 아크릴릭 레진 (Ortho-jet self curing acrylic resin, Lang dental manufacturing Co Inc., Wheeling, U.S.A.)을 이용하여 고정체를 매입한다. 몰드의 최상방 마진은 임플란트-지대주 계면 하방 1mm 로 맞추고, 레진은 몰드 내부에 완전히 채운다. 중합 수축을 고려하여 레진은 2번에 나누어 채워넣었다.

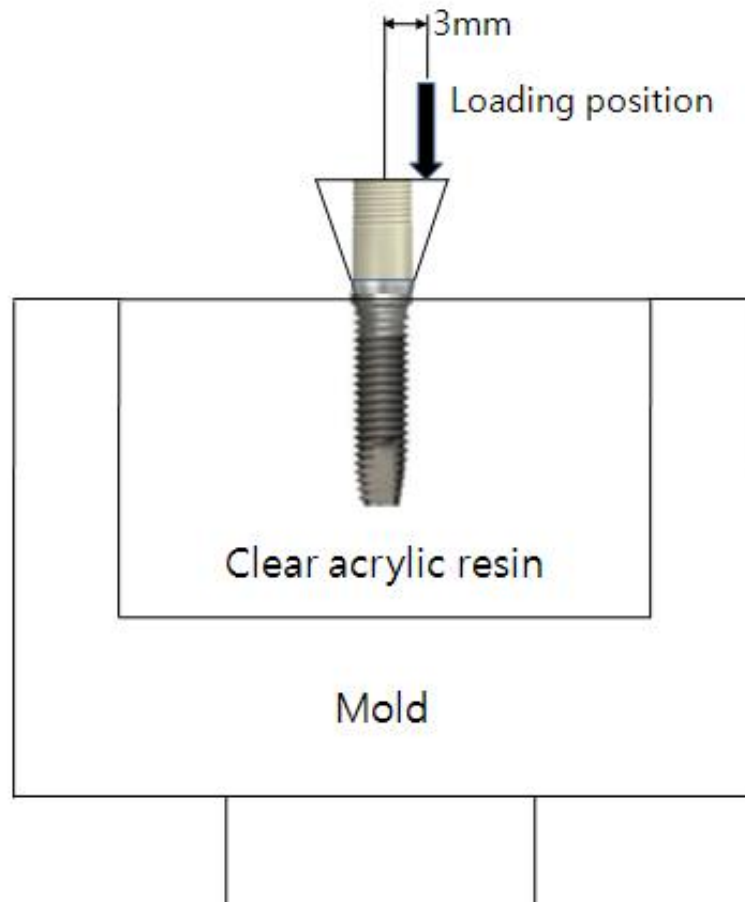


Fig. 2 Schematic diagram of connecting implant and prosthesis & loading position which is 3mm away from the center of crown

4) 고정체와 보철물 연결

지대주 나사를 이용하여 상부 보철물을 몰드에 매입된 고정체와 연결한다. 연결 시 임상 절차를 재현하기 위해 hand torque wrench 를 사용하여 30Ncm 의 토크로 나사 조임을 시행하고, 이후 10분 간격으로 총 3번 나사 조임을 시행한다.[9, 10] 임플란트 고정체 및 각 지대주 육각 구조 부위에 사용된 합금과 나사의 재질 종류는 Table 2. 과 같다.

Table 2. Materials and manufacturer of implant components used in this study

Component	Material	Manufacturer
US II fixture	CP Titanium grade 4	Osstem Co., Seoul, Korea
Gold UCLA abutment	Au, Pt, Pd alloy	Osstem Co., Seoul, Korea
Gold UCLA abutment screw	Ebonygold	Osstem Co., Seoul, Korea
CCM UCLA abutment	Co, Cr, Mo alloy	Geodent Co., Seoul, Korea
CCM ULCA abutment screw	Ti Alloy	Geodent Co., Seoul, Korea

2. 실험 방법

1) 몰드의 장착

Chewing simulator CS4 에 장착한 후 시편의 치관의 중심에서 3mm 떨어진 지점(Fig. 2)에 chewing simulator 의 stylus 가 닿도록 한다. 이 때, cycling loading 과정에서 몰드와 레진 사이에 유격이 생길 수 있으므로 이것을 억제하기 위해 몰드 내부에 장착하는 핀은 stylus 축에 수직이 되도록 위치시킨다. 이후, 설정값을 프로그램에 입력하고(Table 3.), 시뮬레이션을 시작한다.

Chewing cycle 의 수는 100만회로 설정하였으며, 하중은 5kg으로 설정하였다. Cyclic loading 과정에서 매 10만회당 나사 풀림 유무를 평가하였으며, 나사 풀림이 일어난 시편의 경우, 해당 시편의 번호를 기록하고, 이를 통계 분석 시 고려하도록 하였다.



Fig. 3 Chewing Simulator CS4 (SD Mechatronic, Feldkirchen, Westerham, Germany)

Table 3. Test parameters of chewing simulation

Test parameter	Setting	Test parameter	Setting
Chewing cycles	1,000,000	Applied weight per sample	5 kg
Cycle frequency	1 Hz	Hot dwell time	60 sec
Vertical movement	3mm	Hot bath temperature	55 °C
Descending speed	30mm/s	Cold dwell time	60 sec
Rising speed	30mm/s	Cold bath temperature	5 °C
Forward speed	20mm/s	Intermediate pause	0 sec
Backward speed	20mm/s		

2) 제거 토크 값 측정

Cyclic loading 후에 제거 토크 값을 측정한다. 이 연구에서는 제거 토크 값을 측정하기 위해서 driving torque tester (Biomaterials Korea Inc., Seoul, Korea)를 사용하였다. 이 장치의 장점은 일정한 회전 속도와 수직력을 부여할 수 있어 실험의 재현성(reproducibility)을 확보할 수 있다는 점이다. Driving torque tester 는 반시계방향으로 회전하며, 1분당 3회전 한다. 제거 토크값은 매 0.1초마다 기록되며, 이 때 사용되는 컴퓨터 소프트웨어는 QuickDataAcq (SDK Developer, London, UK) 이다. 대표값으로 첫번째로 기록되는 피크 값을 쓰기로 하였다.

3) 통계학적 분석

측정된 gold UCLA 지대주와 CCM UCLA 지대주의 제거 토크값의 평균과 표준편차를 이용하여, 독립 t 검정 (independent t-test)을 시행하여 통계학적 유의성을 평가하였다. 통계학적 분석은 SPSS for Windows 18.0 (SPSS Inc., Chicago, Illinois, U.S.A.)을 사용하였다.

4) 지대주와 고정체 결합부 마모 양상

제거 토크값 측정 이후 지대주 나사를 제거하여 고정체와 지대주를 분리한 후, 각각 육각 구조 직상방 방향에서 주사전자현미경(Hitachi, S-800, Japan)으로 50배 비율로 확대 관찰하여 마모양상을 평가하였다.

Ⅲ. 실험결과

1. 제거 토크 값

Chewing simulation 도중, 지대주 나사의 풀림이나, 보철물 및 임플란트 고정체의 파절이나 변형은 관찰되지 않았다. Driving torque tester 를 이용해 측정한 시간 경과(매 0.1초당)에 따른 토크 수치 변화 그래프 중 가장 전형적인 양상을 보이는 그래프를 첨부하였다. (Fig. 4)

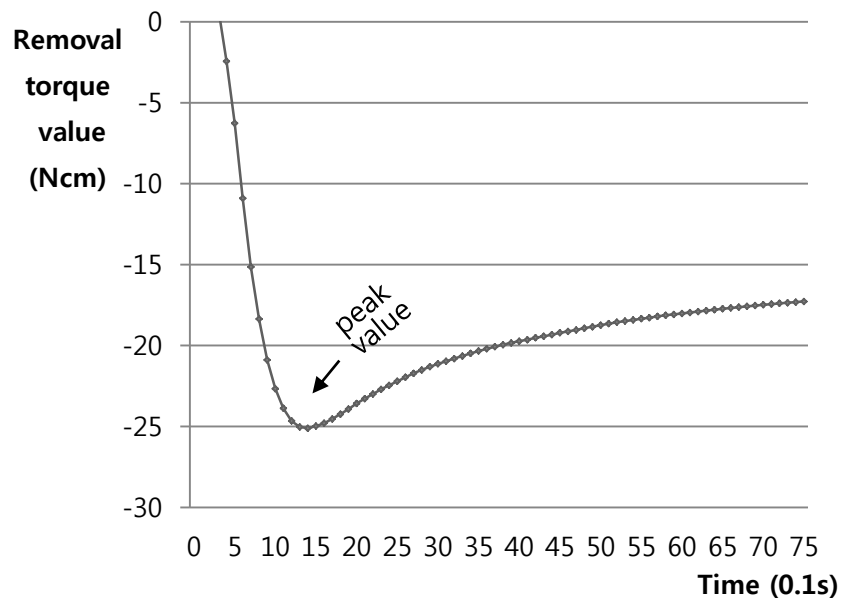


Fig. 4 Time table of removal torque value changes

각각의 그래프에서 대표값을 첫번째로 꺾이는 최대 피크 값으로 하였으며, 대부분의 그래프의 경향은 첫번째 피크까지 토크값이 급격히 증가하다가 피크 이후로 점진적으로 토크값이 감소하는 것을 관찰할 수 있었다.

모든 시편에서 측정된 제거 토크 값은 Table 4.에 정리하였고, 각 군의 평균과 표준편차를 Fig. 5에 그래프로 표시하였다.

Table 4. First peak value in the graph of removal torque value changes in each group (Ncm)

Gold group	Removal Torque	CCM Group	Removal Torque
	19.03		18.31
	15.30		21.47
	24.35		24.36
	15.49		25.11
	25.35		13.31
	25.27		20.08
	21.12		23.69
	16.60		16.69
Mean	20.31	Mean	20.38
S.D.	4.32	S.D.	4.11

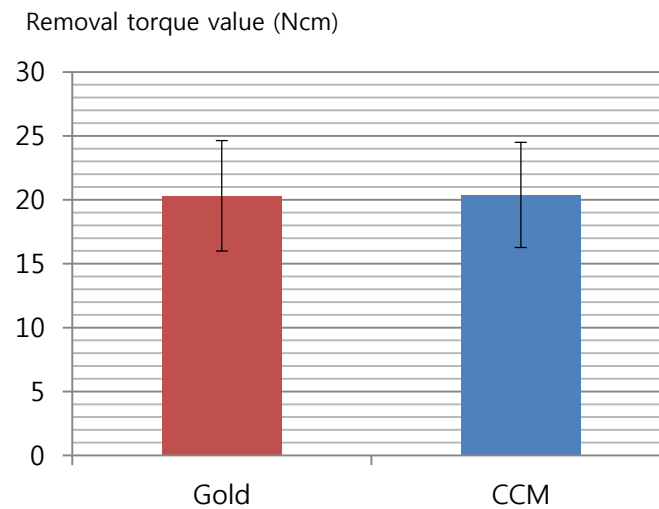


Fig. 5 Means and standard deviations of removal torque value in each group.

Gold 군에서는 최저 16.60(Ncm), 최고 25.35의 수치가 기록되었고, CCM 군에서는 최저 13.31, 최고 25.11 의 수치가 기록되었다. 평균치는 gold 군의 경우 20.31(표준편차 4.32), CCM 군의 경우 20.38 (표준편차 4.11) 이었다.

독립 t 검정 (independent t-test) 시행 시, p-value 는 0.976 (>0.05)이었으며, 통계적으로 유의한 차이는 없었다.

2. Chewing simulation 이후 지대주와 고정체 결합부 마모 양상 평가

CCM UCLA 지대주의 계면 관찰 결과, 특별한 마모 양상은 관찰할 수 없었다(Fig. 6). 반면에 Gold UCLA 지대주의 계면에서는 나사홀(screw hole) 주위로 동심원 모양의 마모 양상이 관찰되었다.(Fig. 7) Gold 지대주의 경우, 뚜렷한 마모 양상이 보였으며, 대부분의 시편에서 불규칙한 긁힘이 일어난 표면이 관찰되었다(Fig. 7). Gold 지대주 군과 CCM 지대주 군의 고정체 상방의 마모 양상 관찰 시, 나사홀(screw hole) 주변으로 동심원 모양으로 지대주와 접촉된 영역은 관찰할 수 있었으나 주목할만한 마모 양상은 관찰되지 않았다. CCM 지대주의 물리적 강도나 경도가 임플란트 고정체에 비해 더 크기 때문에, 더 많은 마모를 보일 것으로 예상되었으나, SEM 사진 결과 상으로는 우려한만큼의 기계적인 손상이 일어나지 않는 것으로 판단되었다.

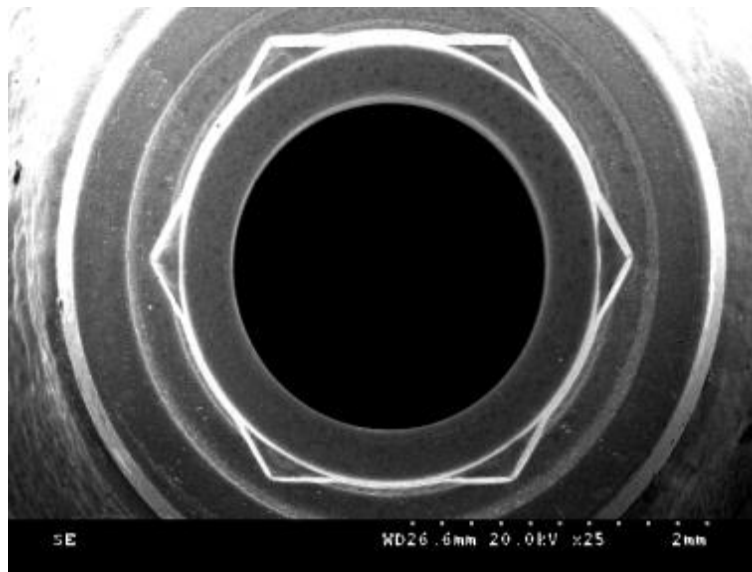


Fig. 6 Representative SEM photograph at interface of abutment in CCM group
(original magnification : x50)

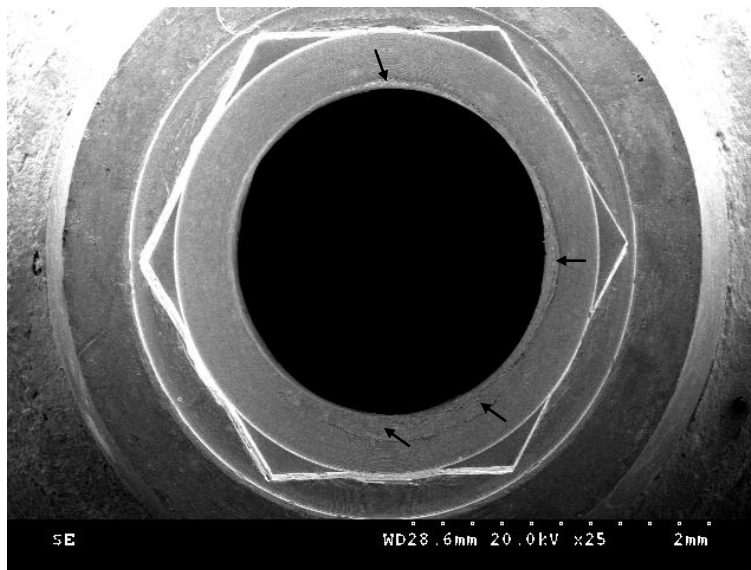


Fig. 7 Representative SEM photograph at the interface of abutment in gold group (arrows : remarkable wear patterns, original magnification : x50)

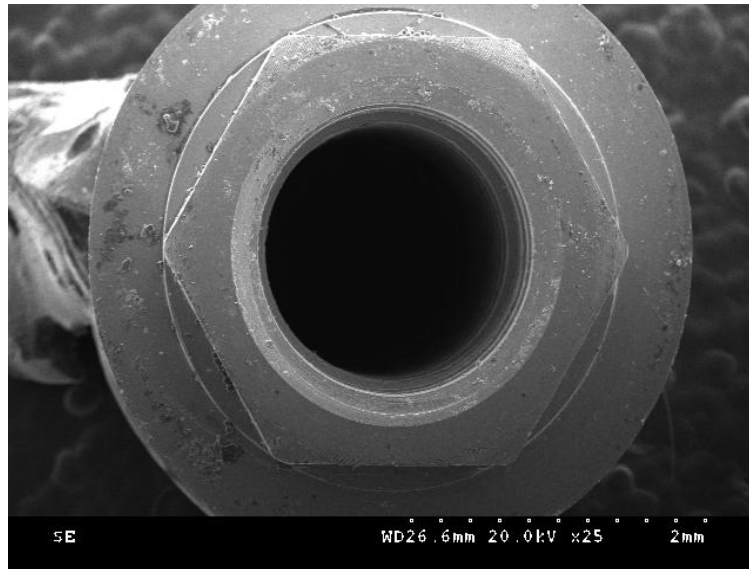


Fig. 8 Representative SEM photograph at the interface of fixture in CCM group (original magnification : x50)

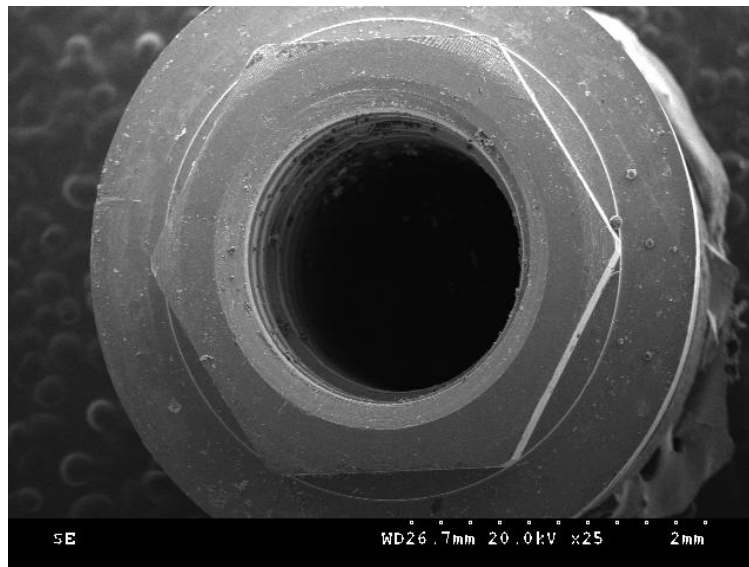


Fig. 9 Representative SEM photograph at the interface of fixture in gold group (original magnification : x50)

IV. 총괄 및 고찰

이 연구에서는 gold UCLA 지대주와 CCM UCLA 지대주를 활용하여 제작된 보철물 상에서 chewing simulation을 시행한 이후에 제거 토크값을 측정, 비교하여 나사 결합부 안정성에 차이가 있는지를 알아 보고자 하였다. 또한, 부가적으로 SEM 사진을 촬영하여, 지대주 및 고정체 상에 발생한 마모 양상을 관찰하였다.

Jemt 등[11]에 의하면, 단일치의 임플란트 수복 후 5년 간의 기간 동안 평가 시, 나사 풀림이 가장 빈번한 합병증이었다고 보고하였으며, Becker 등[12]은 대구치 수복에서 나사 풀림이 1번에서 3번 사이로 약 38% 발생하였다고 보고하였다. 이 밖에 많은 연구에서 나사 풀림은 임플란트 보철물에서 일어나는 가장 빈번한 합병증으로 설명되고 있다. 나사 풀림은 보철물과 지대주 사이 계면에 유격을 발생시킴으로서 치태 등이 침착되는 기회를 제공하며, 나사 풀림이 발생한 채로 하중이 계속적으로 가해지는 경우 나사의 파절을 일으킬 수 있다. 또한, 인접 임플란트에 과도한 하중을 전달할 수 있는 위험이 있어, 그 중요성이 매우 크다.[13] 이번 연구에서는 나사에 남아있는 전하중을 반영할 수 있는 제거 토크 값을 측정하여, 나사 결합부의 안정성을 평가하였다. 지대주 나사에 조임 토크를 가할 때에는 실제 임상에서 적용하는 방식으로 hand torque wrench 를 사용하였으며, chewing simulation 이후 제거 토크 값을 측정할 때에는 driving torque tester 를 사용하였다. Goheen 등[14]에 의하면, 손으로만 나사를 조이는 경우에는 술자에 따라 15-48%의 다양한 오차를 보이며, 기계적인 조임 장치의 사용이 필수적이라고 하였다. 이번 연구에서 사용한 토크 조절기는 일정 토크 수준이 넘으면 핸들의 앞 부위가 꺾이도록 만들어진 토크 최대값 제한 장치이다. 전자 토크 조절기, 토크 표시 장치 등이 임상에서 적용되고 있으며, 이러한 토크 조절기의 도움을 받더라도 실제 제조회사에서 권장하는 적정 토크값의 차이인 토크 오차율이 발생하게 되는데[15], 그 수치는 17.0%-58.6%의 범위를 갖는다고 한다.[16] 특히 이번 연구에서 사용된 외측연결구조를 가진 임플란트와

같이 butt joint 의 결합부를 가지는 경우 조임 토크의 약 90%는 나사 접촉면간의 마찰력 극복에 사용되고, 나머지 10%가량 만이 전하중으로 전환된다고 보고되고 있다.[17] 하지만, Kim 등[18]에 의하면 다양한 토크 조절기 중 최대값 제한 장치를 가진 토크조절기의 정확도가 가장 높음을 보고하였다. 실제 나사로 전달된 전하중을 정확히 측정하기 위해 이번 연구에서 제거 토크값을 측정하기 위해 사용된 driving torque tester는 Koistinen 등[19]에 의해 좋은 재현성(reproducibility)을 가지고 있음이 보고되었다.

Standlee 등[20]에 의하면 나사를 조이는 속도 역시 전하중에 끼치는 영향이 있다고 알려져 있어, Hand torque wrench 를 적용할 때에는 연구에서 나사를 조이는 경우에도 최대한 임상에서 적용하는 경우와 유사하게 시행하려고 노력하였다.

이번 연구에 쓰인 나사의 재료는 CCM 군에서는 타이타늄 합금이었으며, gold 군에서는 텅스텐 카바이드와 탄소로 표면 처리한 타이타늄 합금 나사인 ebonygold 나사를 사용하였다. 나사를 조이면서 발생하는 전하중에 영향을 끼치는 요소는 매우 많으며, 이는 마찰(friction)에 의한 인장력(tension)과 나사재료의 항복 강도(yield strength), 탄성 계수(elasticity modulus), 피로 수명(fatigue life) 등에 의존한다.[21] 마찰 계수는 나사산의 경도(hardness), 토크의 속도, 표면 처리, 윤활제의 존재 유무와 질 등에 의해 영향을 받는다.[13, 15, 22] 사용된 나사의 종류가 다르기 때문에, 재료가 서로 다른 연결부의 안정성을 제거 토크값만으로 비교하는 것은 정확한 결론을 도출하기에는 부족하다고 여겨질 수 있다. 우선 타이타늄 나사와 금나사를 비교한 Haack 등[17]의 연구를 살펴보면, 두 재료의 항복 강도는 각각 110GPa 와 99.3GPa 이며, 제조사에서 추천하는 권장 토크를 적용하였을 때, 타이타늄 나사는 항복 강도의 56%, 금나사의 경우 항복강도의 57.5% 정도의 응력이 발생했다고 하였으며, 나사의 신장량 및 전하중의 양 모두 금나사에서 더 컸다. 또한, 잠금/풀림 횟수가 증가할수록 타이타늄 나사의 제거 토크 값이 확연히 감소한다고 보고하였다. 하지만, Jörn  us 등[23]에 의하면, 나사의 재질보다 더 중요한 것은 나사를 잠그는 조임 토크의 양이며, 토크 렌치 등을 이용해 적절한 양의 전하중을

부여하는 것이 나사의 형태나 재료보다 더 중요한 요인이라고 언급하였다. 또한, 이번 연구에서 쓰인 임플란트는 외측연결형 구조로 내측연결형 임플란트에 비해 연결부의 안정성이 떨어진다고 알려져 있으나, Theoharidou 등[24]에 의한, 단일치 임플란트 수복물에서 연결형태에 따른 나사 풀림 현상에 대한 systemic review 문헌에서 외부연결형과 내부연결형 임플란트의 나사 풀림이 발생하지 않은 비율을 각각 97.3% 와 97.6%로 보고하면서 외부 연결형 구조라 하더라도 지속적인 나사 재료의 개선과 적절한 전하중을 부여하는 방법이 개선되면서 비슷한 정도의 나사 풀림이 발생한다고 하였다. 본 실험에서 쓰인 타이타늄 나사와 ebonygold 나사 모두 제조사에서 추천하는 토크는 30Ncm 으로, 부여하는 조임 토크가 같다. 또한, 두 나사 모두 기본적으로는 타이타늄 합금이다. 표면처리의 차이가 실험 결과 미치는 영향이 있을 것으로 보이나, Jörnégus 등[23]이 보다 높은 중요성을 부여한 조임 토크를 가하는 과정에서 두 군간에 최대한 동등하게 조임을 시행하였다. 동일한 나사를 쓰지 않아 엄밀한 의미에서의 지대주 자체만의 비교는 성립되지 않을 수 있지만, 임상에서 사용되고 있는 상황을 그대로 재현하여 비교한 실험으로서의 의미는 존재하며, 두 지대주 시스템 간의 비교는 성립될 것으로 생각된다.

본 연구에서는 조임 토크를 10분 간격으로 총 3번에 걸쳐서 적용하였는데, 이는 첫번째로 나사를 조일 경우, 정착 효과(settling effect)에 의해 전하중이 감소하면서 일차적으로 헐거워지는 현상이 나타나기 때문에[9, 10], 이후 2차례 더 조임 토크를 가해 나사의 신장을 유도하여 나사 풀림 빈도를 줄이는 방식을 채택하였다.

이번 연구에서는 chewing simulator 의 설정값 중 chewing cycle 의 수는 100만회, 가해지는 하중은 5kg으로 설정하였다. Truninger[25] 의 연구의 경우 지대주에 가해지는 하중의 벡터 방향이 30도이며, 하중은 5kg 으로 설정하고 실험을 진행하였으며, 이는 전치부에서의 하중 조건을 반영한 것으로 보인다. Carlsson과 Haraldson에 의하면 고정성 임플란트 보철물에서의 평균 교합력을 143N 으로 보고하였고, Bates 등[26]은 사람에서 제1대구치의 최대 교합력을 300-500N 으로, Richter 등[27]은 대구치 및 소구치의 임플란트 보철물에서

120-150N 의 수직력을 전달한다고 하였다. 따라서 이번 연구가 구치부에서의 하중 조건을 그대로 반영한다고 보기에는 한계점이 존재한다고 생각된다. 그러나, 이번 실험에서 임플란트 고정체에서 벗어난 지점인 치관 중심에서 3mm 정도 떨어진 지점에 하중을 부여하였기 때문에, 측방력을 재현할 수 있는 조건이라고 생각된다. 따라서 비록 문헌 상에서 보고되고 있는 구치부의 평균저작력에 미치지 못하는 하중을 부여하였지만, chewing simulator 를 사용하였고, 역동적인 구강내의 저작 상황 재현을 통해 실제 저작과 유사한 환경을 조성하였다고 생각된다.

Chewing simulation 을 이용한 열순환반복 기능하중 부여 후 측정한 제거 토크 값을 살펴보면 gold UCLA 지대주 군의 경우 제거 토크 값은 20.31 Ncm (표준편차 4.32), CCM UCLA 지대주 군의 경우 20.38 Ncm (표준편차 4.11)의 평균치를 나타냈으며, 표준편차 보다 밖에 위치하는 자료의 수는 gold 의 경우 4개, CCM 의 경우 1개였다. Gold 의 경우, 최고-최저치 (최저 16.60, 최고 25.35) 간격은 8.75 였으며, CCM 의 경우, 최고-최저치 (최저 13.31, 최고 25.11) 간격은 11.80 이었다. Gold UCLA 지대주와 CCM UCLA 지대주 군간에 제거 토크 값에는 통계학적으로 유의한 차이가 없었고($p=0.946>0.05$), 개개 데이터의 분포 양상에 있어서도 현격한 차이를 보이지 않았다.

Cyclic loading 후 제거 토크 값 측정 시 컴퓨터 소프트웨어에 의해 기록되는 그래프의 변화 양상은 다음과 같다. 첫번째 피크(peak) 시점까지 급격히 제거 토크 값이 증가하는 것이 관찰된다. 첫번째 피크 지점에서 나사 조임 시 부여되었던 전하중이 모두 소실되는 것으로 보이며, 이 후 점차적으로 토크 값이 줄어들다가 어느 정도 시점부터는 일정한 수치를 보이는 것이 특징적이다. 이는 고정체 및 지대주와 나사 사이에서의 마찰력으로 인해 일정 토크 값이 유지되는 것으로 보인다. 일반적으로 외측 연결 구조에서는 조임 회전력과 외부 하중에 의한 응력이 주로 나사에 집중되며[28], 지대주 나사의 전하중이 지대주와 임플란트 고정체의 연결부에 가해지는 외력에 저항하는 유일한 힘이라고 알려져 있다.[29] 이러한 사실에 비추어 볼 때, 두 군 간에 제거 토크 값의 평균치, 표준편차 그리고 시간경과에 따른 토크 수치 변화 그래프 등 여러가지 면에서

거의 유사한 결과를 보여주고 있기 때문에, 제거 토크 값으로 평가할 경우, 두 군간의 나사 결합부의 안정성은 동등하다고 보여진다.

하지만, SEM 촬영에서 미세 구조를 살펴보면, CCM 군의 지대주 계면과 CCM 및 gold 군의 고정체 계면에서는 주목할만한 마모양상이 관찰되지 않는다. 하지만, gold 군의 지대주 계면에서는 뚜렷한 마모 양상이 관찰되며, 대부분의 시편에서 불규칙한 굽힘이 관찰되었다. 촬영된 사진으로만 볼 때에는 CCM 군과 gold 군 중 어느 군의 고정체에서 더 많은 마모가 일어났는지 정확히 평가하는 것은 어렵지만, CCM 합금과 임플란트 고정체의 상부 구조를 이루는 타이타늄 금속 사이에는 강도와 경도 차이가 존재하며, 그 영향으로 gold 군에 비해 CCM 군에서 고정체의 마모 양상이 더 파괴적일 수 있는 개연성은 존재할 것이다. 서론에서 제기되었던 문제점은 CCM 합금의 높은 강도 및 경도로 인해 장기간의 부하를 부여했을 때 고정체에 물리적 손상을 일으킬 수 있는 가능성이었다. 이번 결과 내에서는 처음에 우려했던 CCM 군의 고정체에서 물리적 손상은 일어나지 않았다. 앞서 살펴보았듯이 본 실험의 하중 조건이나 chewing simulation 횟수 등이 구치부에서의 5년 이상의 장기적인 임상적 결과를 나타낸다고 보기에는 무리가 있기 때문에, 실제 교합력에 해당하는 하중에서 보다 많은 횟수의 cyclic loading을 부여하는 시뮬레이션을 통해 추가적인 정보를 더 얻어야 할 것으로 생각된다.

In vivo 와 in vitro 상에서 CCM UCLA 지대주에 대한 근거가 부족한 상황이지만, 현재 시중에서 판매가 되고 있으며, 실제 구강내에서 기능하고 있는 보철물이 다수 존재하는 것은 엄연한 사실이다. 따라서, 향후 발생할 수 있는 문제점을 예측하고 미리 대처하기 위해서는 이 분야에 대한 보다 많은 연구가 뒷받침 되어야 할 것으로 생각된다. 또한, 현재 외측연결형 임플란트에 비해 내측연결형 임플란트 적용이 점점 많아지는 상황이기 때문에, 내측연결형 임플란트에서의 추가적인 연구가 필요할 것으로 보이며, 아울러 단일 임플란트로 지지되는 보철물 뿐만 아니라 다수의 임플란트로 지지되는 보철물 상에서도 여러 연구가 필요할 것으로 생각된다.

CCM 합금의 경우, 부동태화되어 산화막을 형성하여 부식저항성을 나타낸다. 이는 비귀금속 합금이 생체내에서 직접적으로 노출되는 것을 막아줄 수 있다는

점에서 중요하다. 하지만, CCM 합금의 계면 상에서 마모부식(tribocorrosion) 이 일어나는 경우, 금속 이온의 방출 등으로 생체 내에 부정적인 영향을 끼칠 수 있다. 특히, 정형외과 영역에서는 금속-금속 관절면의 마모로 인해 이러한 현상이 일어날 수 있어, 그에 관한 연구가 보고되고 있다.[30] 물론, 치과 영역에 적용되는 경우, 가해지는 하중의 범위에서 차이가 크고, 금속 자체가 생체 내부에 폐쇄적으로 매입되는 것이 아니므로 연관성이 떨어질 수 있다. 하지만, 이번 연구에서는 기계적인 물성에 대해서만 연구를 시행했기 때문에, 향후 연구에서는 생물학적인 면에서 접근하는 연구도 필요할 것으로 생각된다.

V. 결론

새롭게 도입되고 있는 CCM UCLA 지대주와 gold UCLA 지대주를 이용한 나사 유지형 보철물을 제작 후 외측연결형 임플란트와 연결하고 chewing simulator를 이용한 열순환반복 기능부하를 가한 다음 제거 토크 값을 측정하고, 부가적으로 SEM 사진을 촬영하여 마모 양상을 평가하여 다음과 같은 결론을 내릴 수 있었다.

1. 열순환반복 기능하중 부여 후 CCM 과 gold 군 모두에서 치관, 지대주, 지대주 나사, 고정체의 파절 및 지대주 나사의 풀림은 관찰되지 않았다.
2. 측정된 제거 토크 값은 CCM 군과 gold 군 사이에 통계적으로 유의한 차이가 없었다($p>0.05$).
3. SEM 사진 상에서 gold 군의 지대주 계면의 마모가 상대적으로 두드러졌으며, gold 군의 고정체, CCM 군의 지대주 및 고정체의 계면에서는 유의할만한 마모 양상은 관찰되지 않았다.

이상의 결과를 볼 때, CCM UCLA 지대주는 gold UCLA 지대주와 비교할 때 이번 연구의 한계 내에서 외측연결형 임플란트와의 결합부에서의 안정성을 확보할 수 있다고 판단된다. 더 큰 하중 하에서, 장기적인 임상적 상황을 재현한 추가 연구가 필요하리라 사료된다.

참고문헌

1. Merickse-Stern, R., et al., *Long-term evaluation of non-submerged hollow cylinder implants. Clinical and radiographic results*. Clin Oral Implants Res, 2001. **12**(3): p. 252-9.
2. Becker, W., et al., *Long-term evaluation of 282 implants in maxillary and mandibular molar positions: a prospective study*. J Periodontol, 1999. **70**(8): p. 896-901.
3. Bahat, O., *Branemark system implants in the posterior maxilla: clinical study of 660 implants followed for 5 to 12 years*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2000. **15**(5): p. 646-53.
4. Lewis, S.G., D. Llamas, and S. Avera, *The UCLA abutment: a four-year review*. J Prosthet Dent, 1992. **67**(4): p. 509-15.
5. Baldassarri, M., et al., *Marginal accuracy of three implant?ceramic abutment configurations*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2012. **27**(3): p. 537-43.
6. Leutert, C.R., et al., *Bending moments and types of failure of zirconia and titanium abutments with internal implant-abutment connections: a laboratory study*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2012. **27**(3): p. 505-12.
7. Nothdurft, F.P., et al., *Fracture behavior of straight or angulated zirconia implant abutments supporting anterior single crowns*. Clin Oral Investig, 2011. **15**(2): p. 157-63.
8. Marti, A., *Cobalt-base alloys used in bone surgery*. Injury, 2000. **31 Suppl 4**: p. 18-21.
9. Breeding, L.C., et al., *Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function*. Int J Prosthodont, 1993. **6**(5): p. 435-9.
10. Dixon, D.L., et al., *Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs*. J Prosthet Dent, 1995. **74**(3): p. 270-8.
11. Henry, P.J., et al., *Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1996. **11**(4): p. 450-5.
12. Becker, W. and B.E. Becker, *Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study*. J Prosthet Dent, 1995. **74**(1): p. 51-5.
13. Patterson, E.A. and R.B. Johns, *Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1992. **7**(1): p. 26-33.

14. Goheen, K.L., et al., *Torque generated by handheld screwdrivers and mechanical torquing devices for osseointegrated implants*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1994. **9**(2): p. 149-55.
15. Mitrani, R., et al., *Accuracy of electronic implant torque controllers following time in clinical service*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2001. **16**(3): p. 394-9.
16. Gutierrez, J., et al., *Accuracy of the implant torque wrench following time in clinical service*. Int J Prosthodont, 1997. **10**(6): p. 562-7.
17. Haack, J.E., et al., *Elongation and preload stress in dental implant abutment screws*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1995. **10**(5): p. 529-36.
18. DG., K., P. CJ., and C. LR., *Comparison of accuracy of implant torque controllers*. . J Korean Acad Stomatognathic Func Occl, 2008. **24**: p. 157-68.
19. Koistinen, A., S. Santavirta, and R. Lappalainen, *Apparatus to test insertion and removal torque of bone screws*. Proc Inst Mech Eng H, 2003. **217**(6): p. 503-8.
20. Standlee, J.P., et al., *Accuracy of mechanical torque-limiting devices for implants*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2002. **17**(2): p. 220-4.
21. Yousef, H., et al., *Analysis of changes in implant screws subject to occlusal loading: a preliminary analysis*. Implant Dent, 2005. **14**(4): p. 378-82.
22. Jaarda, M.J., M.E. Razzoog, and D.G. Gratton, *Effect of preload torque on the ultimate tensile strength of implant prosthetic retaining screws*. Implant Dent, 1994. **3**(1): p. 17-21.
23. Jorneus, L., T. Jemt, and L. Carlsson, *Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1992. **7**(3): p. 353-9.
24. Theoharidou, A., et al., *Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2008. **23**(4): p. 681-90.
25. Truninger, T.C., et al., *Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation*. Clin Oral Implants Res, 2012. **23**(1): p. 12-8.
26. Bates, J.F., G.D. Stafford, and A. Harrison, *Masticatory function - a review of the literature. III. Masticatory performance and efficiency*. J Oral Rehabil, 1976. **3**(1): p. 57-67.
27. Richter, E.J., *In vivo vertical forces on implants*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1995. **10**(1): p. 99-108.

28. Merz, B.R., S. Hunenbart, and U.C. Belser, *Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2000. **15**(4): p. 519-26.
29. Schwarz, M.S., *Mechanical complications of dental implants*. Clin Oral Implants Res, 2000. **11 Suppl 1**: p. 156-8.
30. Park, Y.S. and S.J. Lim, *Metal-on-Metal Bearing in Total Hip Arthroplasty*. J Korean Hip Soc, 2010. **22**(3): p. 171-176.

부록

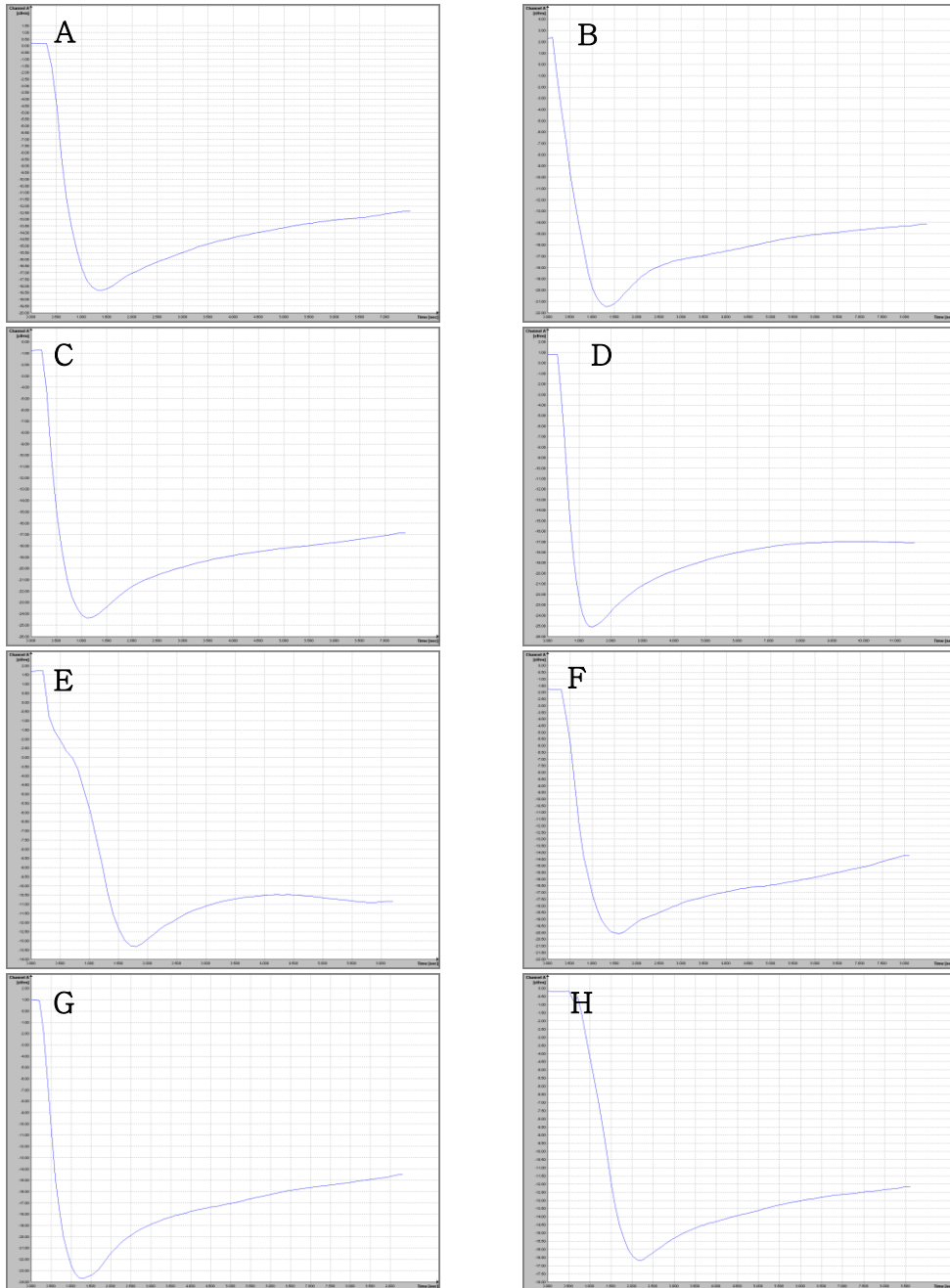


Fig. 10 Time table of removable torque value changes in CCM group (A–H)

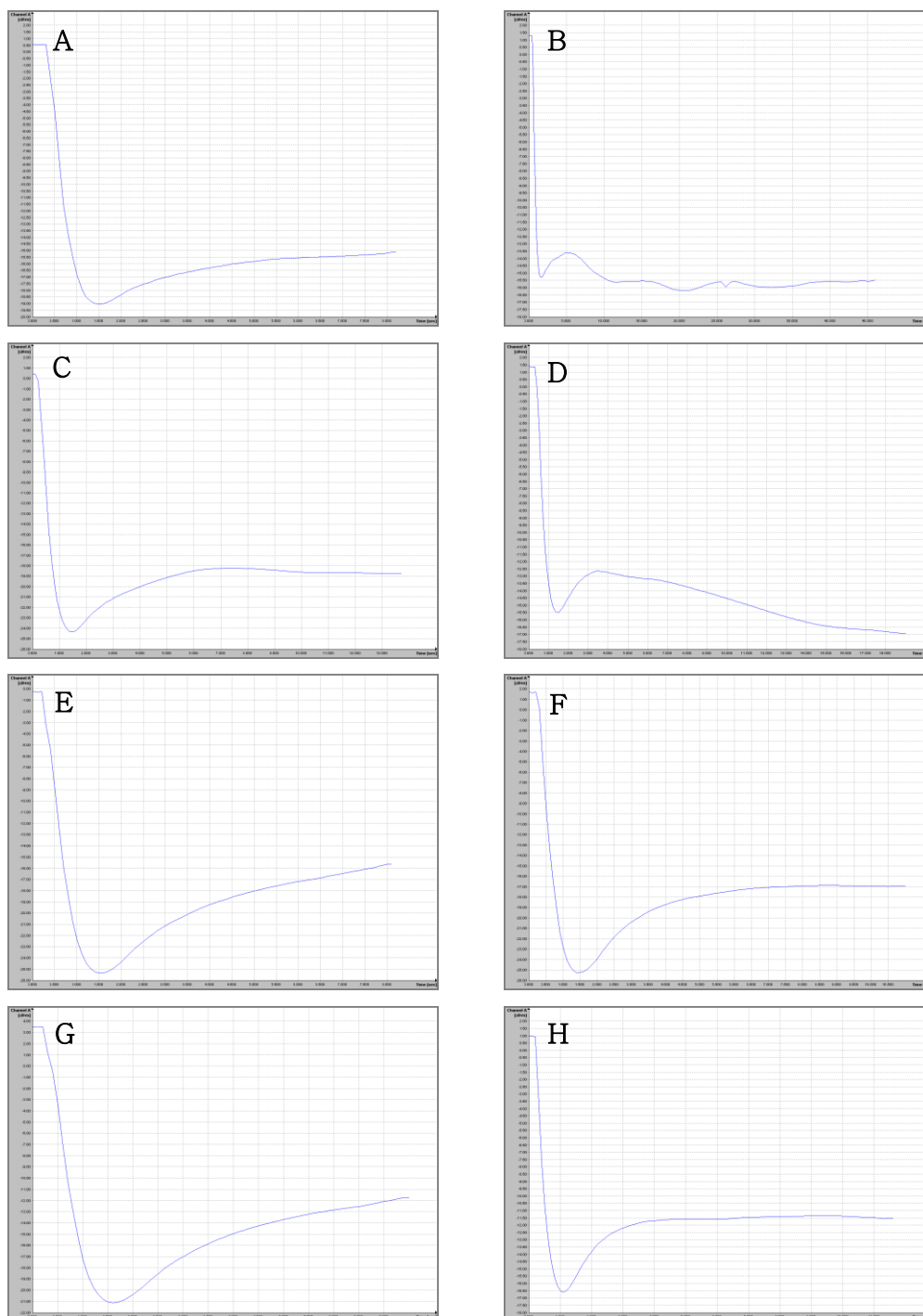


Fig. 11 Time table of removable torque value changes in gold group (A–H)

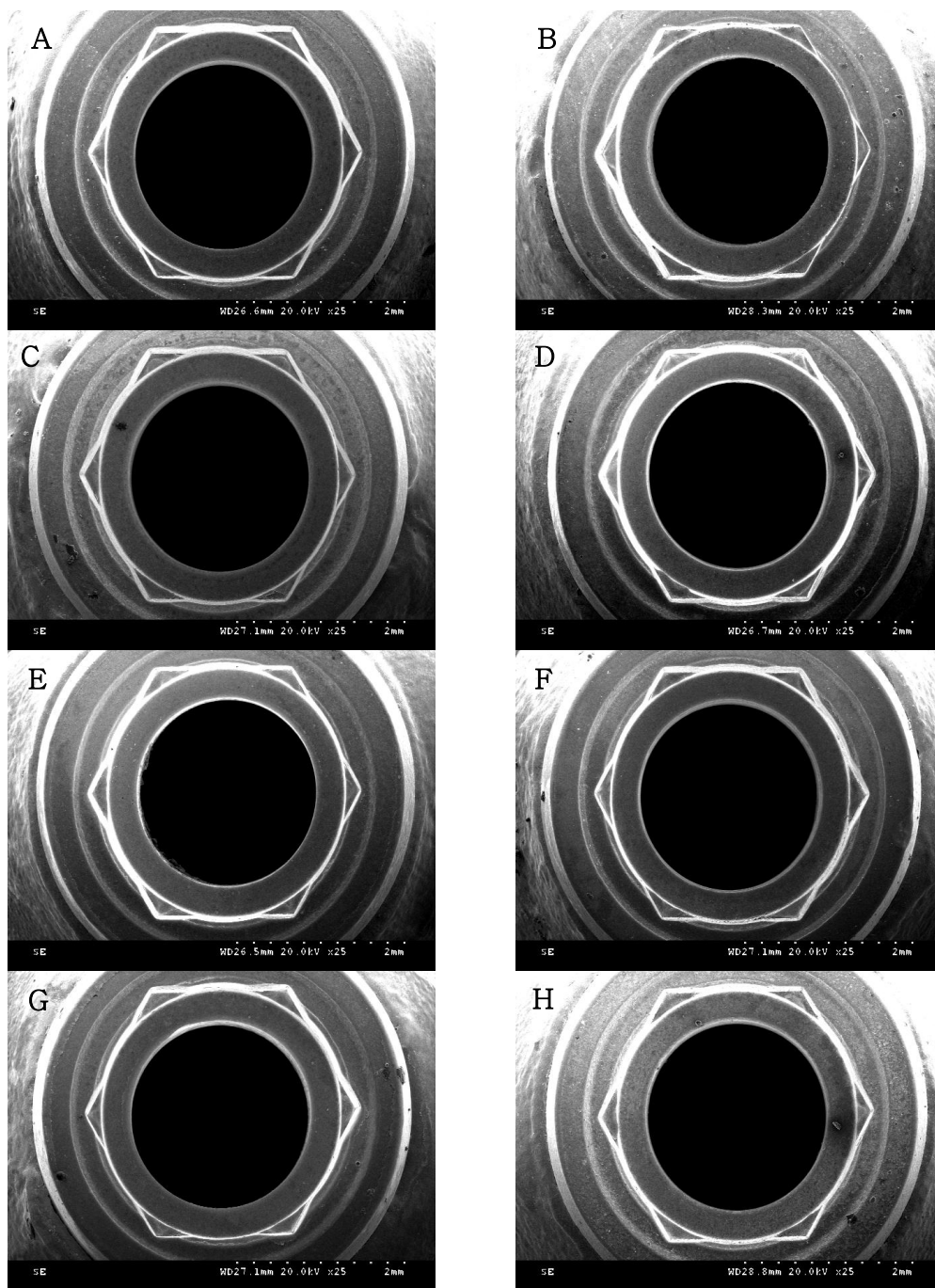


Fig. 12 SEM photographs at interface of abutment in CCM group (A–H, original magnification : x50)

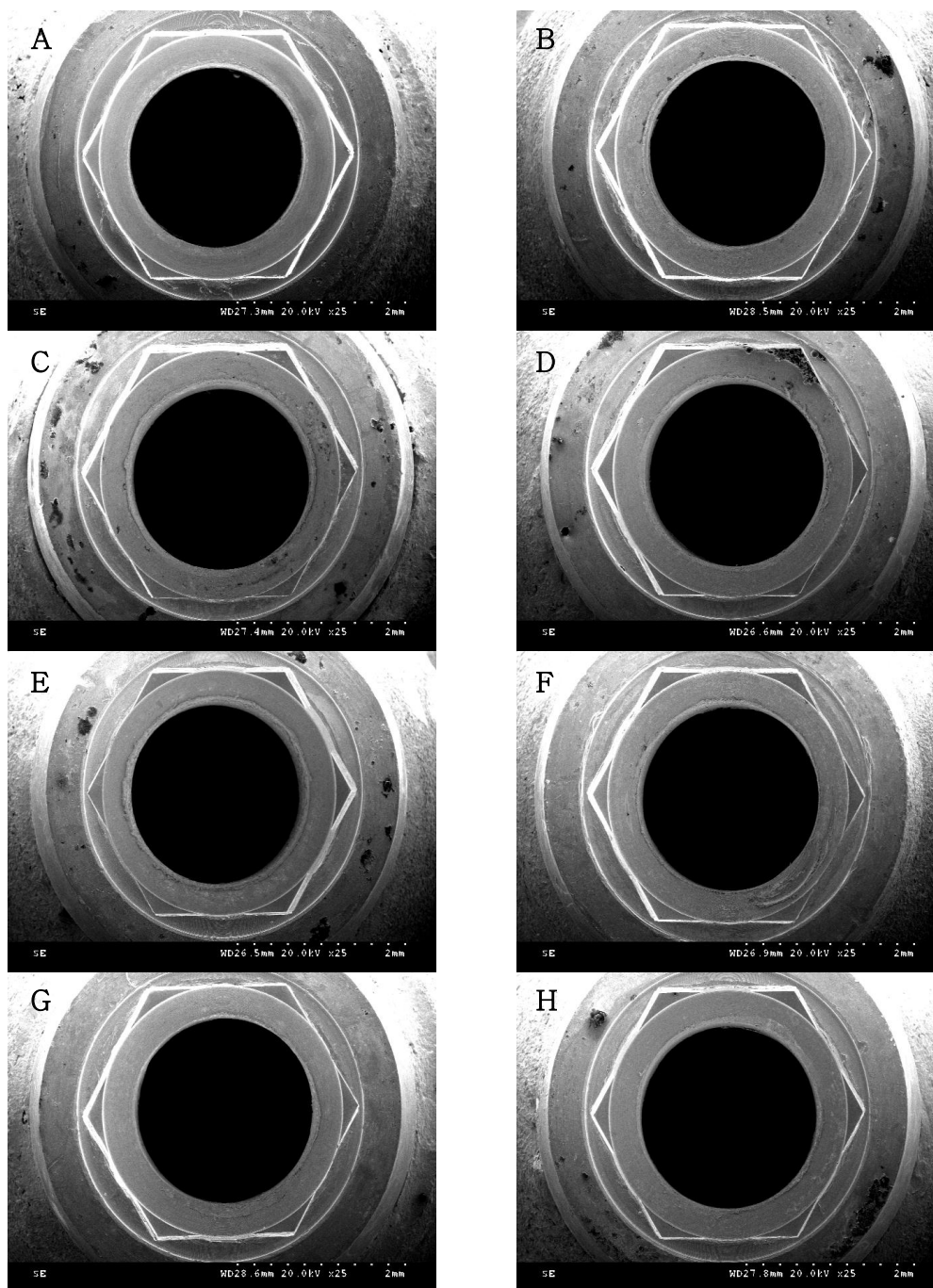


Fig. 13 SEM photographs at interface of abutment in gold group (A–H, original magnification : x50)

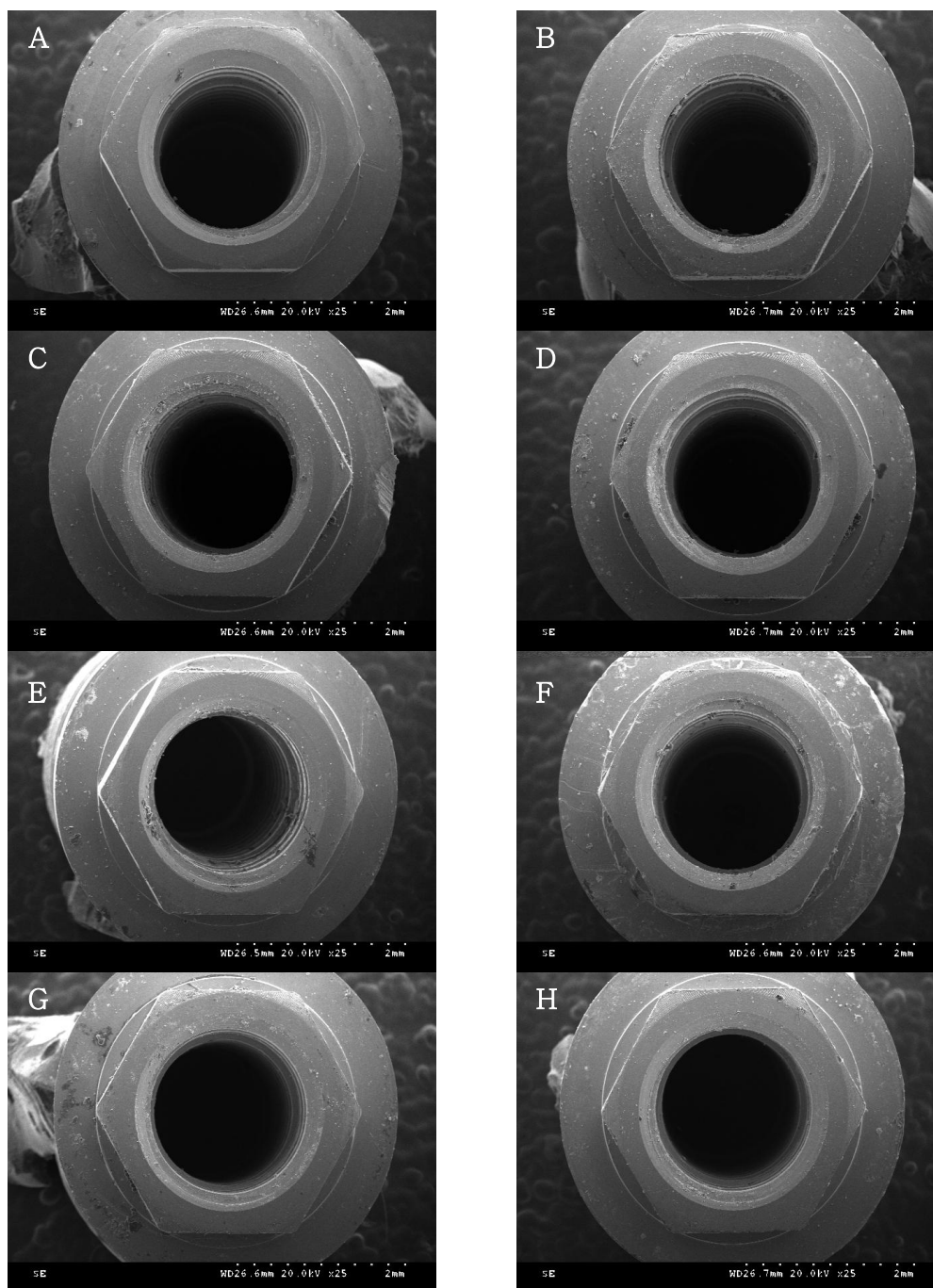


Fig. 14 SEM photographs at interface of fixture in CCM group (A–H, original magnification : x50)

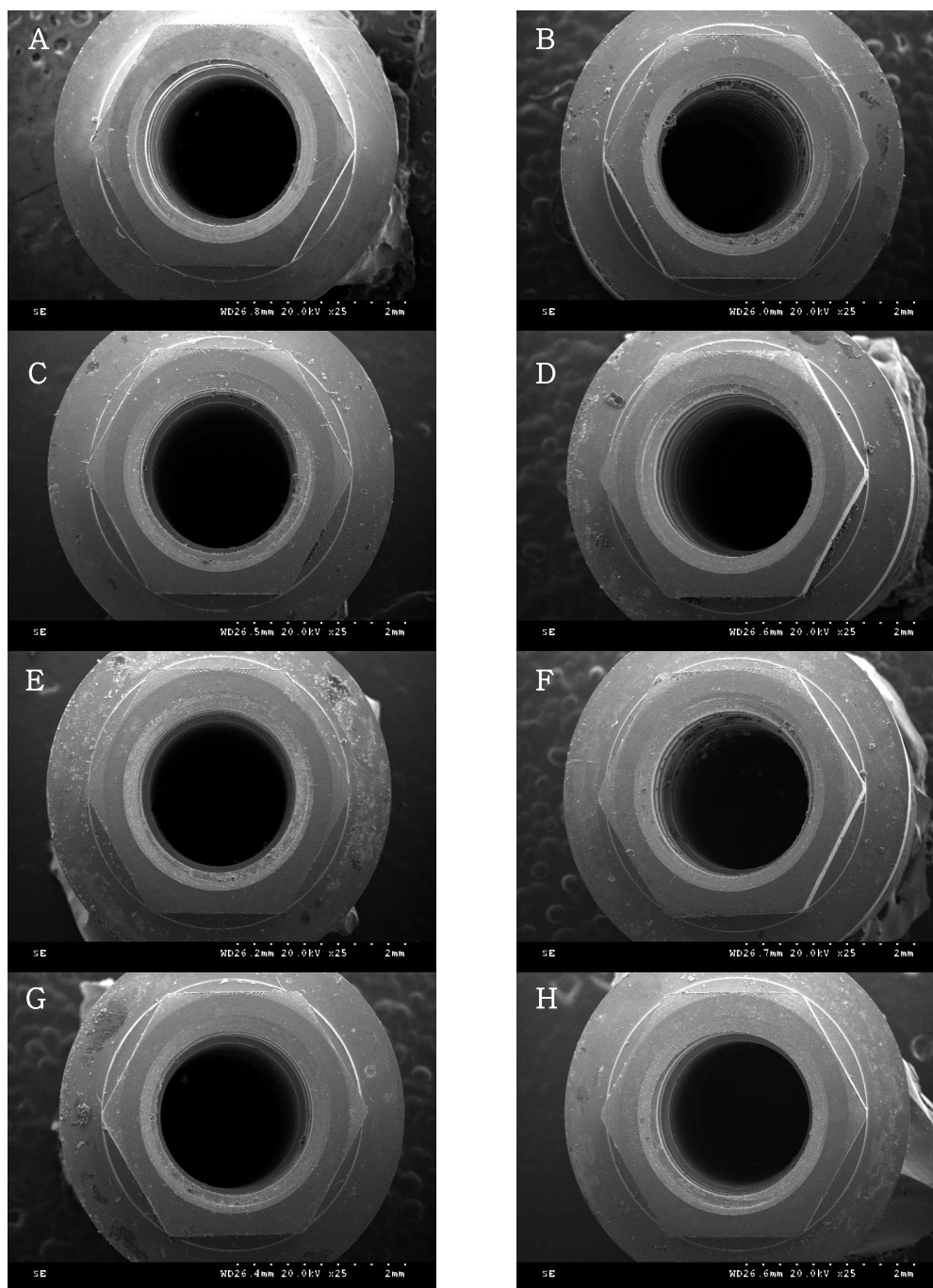


Fig. 15 SEM photographs at interface of fixture in gold group (A–H, original magnification : x50)

Abstract

Evaluation of safety and efficacy of interface between CCM (Co–Cr–Mo) UCLA abutment and external hex implant

Ki–Jun Yoon

*Department of Prosthetic Dentistry
The Graduate School, Yonsei University*

(Directed by Professor Keun–Woo Lee, DDS, MSD, ph.D.)

Statement of problem : As dental implant has been popular and the cost has been decreased, interest in alternative materials instead of gold alloy has been increased. CCM(Co–Cr–Mo) alloy is newly proposed, but studies about this material are rare.

Purpose : The purpose of this study is to evaluate of safety and efficacy of interface between CCM UCLA abutment and external hex implant

Material and methods : 16 external hex implant fixtures (US II, Osstem Co., Seoul, Korea) were divided into 2 groups (CCM and gold group), and were embedded in molds using clear acrylic resin. Screw–retained prostheses were made using CCM UCLA abutment and gold UCLA abutment. External implant fixture and screw–retained prostheses were connected to each other by abutment screws. After the abutments were tightened to 30Ncm torque, thermocyclic functional loading of 5kg was applied by chewing simulator. A target of 1.0×10^6 cycles was defined. After cyclic loading, removal torque

values were recorded using driving torque tester, and interface between implant fixture and abutment was evaluated by scanning electronic microscopy(SEM). The means and SD(standard deviation)s between 2 groups were analyzed with independent t-test at the significance level of 0.05.

Result : After thermocyclic functional loading, fractures of crowns, abutments, abutment screws, and fixtures and loosening of abutment screws were not observed. There was no statistical significant difference at the recorded removal torque values between CCM and gold groups($p>0.05$). In SEM analysis, only at the interface of gold UCLA abutments, remarkable wear patterns were observed. In other specimens, those patterns were not observed.

Conclusion : In the limit of this study, CCM UCLA abutment has no difference in safety and efficacy of interface with external hex implant in compared with gold UCLA abutment

Key Words: CCM UCLA abutment, external hex implant, removal torque value, chewing simulator