치과 보철용 금속 합금의 마찰 마멸 특성

김종훈 · 최원식[†]

부산대학교 바이오산업기계공학과

Tribological Characteristics of Dental Metal Alloys

J. H. Kim and W. S. Choi^{*}

Dept. of Bio Industrial Mechanical Engineering, Pusan National University
(Received April 30, 2013 ; Revised June 10, 2013 ; Accepted June 11, 2013)

Abstract – The tribological characteristics of dental metal alloys and zirconia were studied by carrying out a friction and wear performance test. In this study, a pin-on-disk-type tester was used and dead weight was employed as the normal load applied to the test specimen. The friction coefficient of dental metal alloys was investigated in terms of their weight and sliding velocity. Microscopic observations were carried out on worn surfaces of specimens. The results indicated that among all metal alloys, Super-A had the highest friction coefficient. Super-A had the lowest amount of wear among all metal alloys, and the amount of wear increased in the following order: Crown & Bridge, Porcelain, and Partial. Crown & Bridge had the best friction coefficient, but the hardness of Crown & Bridge was lower than that of Porcelain and Partial. Experimental measurement results indicated that the disk weight before and after the experiment was the same.

Keywords – friction characteristics (마찰 특성), dental metal alloys (치과용 금속합금), tribology zirconia (트라이볼로지 지르코니아), implant (임플란트), esthetic appreciation (심미), gold alloys (금합금), sintering (소결)

1. 서 론

치과보철물에 있어서 심미라는 기능은 최근에 환자들에게 가장 중요한 요소로 자리 잡고 있다. 또한 심미적 기능을 만족시키면서 기계적 성질이 우수한 재료들이 요구되어지는 실정이다. 그 중에 지르코니아는 바이오 재료로 오래전부터 사용되어졌고 꾸준히 연구되어져 왔다. 특히, 1999년 Piconi 등은 세라믹 생체재료로서의 지르코니아에 대한 연구를 통하여 지르코니아는 이트륨(Yt)을 첨가하여 안정화된 산화지르코늄으로 화학적 안정성, 체적 안정성을 보이며 다형(polymorphic)구조로 상전이시 발생하는 변태강화(transformation toughening)기전에 의하여 온도가 내려감에 따라 발생하는 체적 확장에 의한 균열을 억제함으로써, 기존 도재

에 비하여 매우 높은 파절 및 굴곡강도를 갖는다고 보고 하였다. 2009년 허는 지르코니아 임상적용(임플란트)에 대한 연구를 통하여 우수한 기계적 성질과 생체적 합성을 보이며 상변이 강화효과를 이용한 세라믹 등의 적용범위를 확대하고 있다고 보고 하였다. 하지만 치과용 금속합금과의 마찰 마멸관계에 대한 연구가 부족한 실정이다[1-8].

따라서 본 연구에서는 치과용 지르코니아에 대한 금속합금들의 마찰 특성을 pin-on-disk 형태의 마찰 시험기를 통하여 평가하였다.

2. 시험편 및 시험방법

2-1. 시험편

본 연구에서는 치과보철물의 재료로 많이 쓰이는 금

[†]Corresponding author : choi@pusan.ac.kr

Table 1. Mechanical properties of Super-A

Mechanical properties	Value
Melting range (°C)	1017
Hardness (HV)	180
Tensile strength (MPa)	281
Elongation (%)	27.79
Density (g/cm ³)	15.50

Table 2. Mechanical properties of Crown & Bridge metal alloy

Mechanical properties	Value
Melting range (°C)	1250
Hardness (HV)	231
Tensile strength (MPa)	882
Elongation (%)	13

Table 3. Mechanical properties of Porcelain metal alloy

Mechanical properties	Value
Melting range (°C)	1315
Hardness (HV)	373
Tensile strength (MPa)	1021
Elongation (%)	18
Density (g/cm ³)	8.2

속합금(metal alloy) 4가지를 선정하여 시험편으로 제작하고 마멸실험을 실행하였다. 귀금속 합금인 Super-A의 구성 성분은 Au가 62%, Ag가 25%, Pd가 3%, 기타 10%로 구성되어있다. 기계적 성질은 Table 1과 같이 녹는점이 1017°C, 경도는 180 HV(hardness vickers), 인장강도는 연화열처리 시 281 MPa이다. 연신율은 27.79%, 밀도는 15.50 g/cm³이다.

비귀금속 합금에는 치과 수복의 케이스에 따라서 관 교용, 도재용, 국부용으로 나뉜다. 비귀금속 합금인 Crown & Bridge metal alloy의 성분은 Ni이 74%, Cu가 13%, Cr이 5%, 기타 8%로 구성되어있다. 기계적 성질은 Table 2와 같이 녹는점이 1250°C, 경도는 231 HV, 인장강도는 882 MPa이고, 연신율은 13%이다. Porcelain metal alloy의 성분은 Ni이 71.85%, Cr이 12.8%, Mo가 9%, 기타 7%로 구성되어있다. 기계적 성질은 Table 3과 같이 녹는점이 1315°C, 경도는 373 HV, 인장강도는 1021 MPa이고, 연신율은 18%, 밀도는 8.2 g/cm³이다. Partial metal alloy의 구성 성분은 Co가 62%, Cr이 28%, Mo가 5%, Si가 2%, 기타 3%로 구성되어있다. 기계적 성질은 Table 4와 같이 녹는점이 1360°C, 경도는 375 HV, 인장강도는

Table 4. Mechanical properties of Partial metal alloy

Mechanical properties	Value
Melting range (°C)	1360
Hardness (HV)	375
Tensile strength (MPa)	853
Elongation (%)	5
Density (g/cm ³)	8.3

Fig. 1. Flow chart of pin processing.**Table 5. Mechanical properties of Zirconia**

Mechanical properties	Value
Melting range (°C)	1250
Hardness (HV)	231
Tensile strength (MPa)	882
Elongation (%)	13

853 MPa이고, 연신율은 5%, 밀도는 8.3 g/cm³이다.

본 연구에서 사용된 pin의 크기는 Φ2×15 mm이며, 끝으로 갈수록 점점 좁아지는 원뿔 형태로 제작하였다. Fig. 1은 pin의 제작과정을 나타낸것이다. disk의 제작 과정은 disk의 크기는 소결 후 20%정도 수축하는 특성을 고려하여 가공하고 소결 후 완성하였다. 완성 후 크기는 Φ75×7 mm이다. Table 5는 지르코니아의 기계적 성질이다.

Fig. 2. Pin-on-disk wear test system.

Fig. 3. Pin-on-disk contact model for a friction and wear tester.

2.2. 시험방법

본 연구에서는 Fig. 2과 같이 pin-on-disk 형태의 마찰 시험기를 이용하였다. 디스크와 시편이 수직으로 일정한 접촉압력을 이룰 수 있게 조정하였다. 마찰 시험은 속도를 0.06~0.34 m/s의 범위로 0.04 m/s씩 증가시키고, 하중은 4~12 N의 범위로 2 N씩 증가시켜 실험하였다. 각 실험은 1분간 순서대로 실험 하였다. 미끄럼 마찰력은 인장압축 로드셀에서 나오는 전압신호를 인디케이터(indicator)를 사용하여 증폭시킨 다음 아날로그/디지털 변환기로 변환시켜 컴퓨터에 입력하고 프로그램에 의하여 마찰계수를 계산 하였다. 실험을 마

Table 6. Test conditions

Parameters	Condition
Contact type	Pin-on-disk
Disk material	Zirconia
Pin material	Super-A Crown&Bridge metal alloy Porcelain metal alloy Partial metal alloy
Normal load range (N)	4, 6, 8, 10, 12
Velocity range (m/s)	0.06, 0.1, 0.14, 0.18, 0.22, 0.26, 0.3, 0.34
Temperature	Room temperature (20° C)

친 후 시험편을 초음파 세척기로 세척한 후 건조시켜 무게와 길이를 측정하였다. 실험 전 · 후의 무게 차이로 마멸량을 계산하였다. 각 시료의 마찰면의 변화를 관찰하기 위하여 실험 전과 후에 광학현미경으로 시료의 마모면을 촬영하였다. Table 6은 실험조건이다.

2.3. 실험분석

본 연구에서는 통계프로그램 SPSS의 단순회귀분석을 실시한 후 회귀계수(기울기)의 유의성을 분석하였다. 유의확률은 $\alpha=0.05$ 로 하였다.

3. 실험결과 및 고찰

3-1. 치과용 금속합금과 지르코니아의 마찰특성

Fig. 4~8는 치과용 금속합금의 속도에 대한 마찰계수를 하중별로 나타낸 것이다. Fig. 4과 같이 하중이 4 N인 경우, 마찰 계수의 값이 가장 높은 금속합금은 Super-A이고 속도가 0.3 m/s에서는 Porcelain 보다 조금 내려갔다가 다시 0.34 m/s에서 다시 다른 금속합금 보다 높게 나타나고 있다. 속도의 증가에 따라 감소한다($p<0.05$). Porcelain과 Partial은 0.14 m/s에서 마찰계수가 서로 교차하는 것을 볼 수 있으며, 마찰계수는 일정한 값을 유지하고 있다($p>0.05$). Crown & Bridge는 마찰계수 값이 가장 낮았고 속도의 증가에 따라 증가하는 것을 볼 수 있다($p<0.05$). Fig. 5와 같이 하중이 6 N인 경우, 마찰 계수의 값이 가장 높은 금속합금은 Super-A이고 속도 증가에 따라 감소하는 경향을 나타내는 내고 있다($p<0.05$). Porcelain과 Partial은 속도가 0.18 m/s와 0.3 m/s에서 서로 교차하는 것을 볼 수 있다. 마찰계수의 값은 감소하고 있다($p<0.05$).

Fig. 4. Friction coefficient as a function of velocity of metal alloys for applied load, 4 N.

Fig. 6. Friction coefficient as a function of velocity of metal alloys for applied load, 8 N.

Fig. 5. Friction coefficient as a function of velocity of metal alloys for applied load, 6 N.

Fig. 7. Friction coefficient as a function of velocity of metal alloys for applied load, 10 N.

Crown & Bridge는 가장 낮은 마찰 계수를 나타내고 있으며 일정한 값을 유지 하고 있다($p>0.05$). Fig. 6과 같이 하중이 8 N인 경우, 마찰 계수의 값이 가장 높은 금속합금은 Super-A이며, 마찰 계수의 값은 속도가 증가함에 따라 감소한다($p<0.05$). Porcelain과 Partial은 0.26~0.3 m/s의 범위에서 비슷한 값을 보이며 전반적으로 Porcelain의 마찰계수가 높게 나타나고 있다. 두 금속합금은 속도의 증가에 따라 마찰계수의 값은 일정하게 유지되고 있다($p>0.05$). Crown & Bridge의 마찰 계수의 값이 가장 낮았고, 속도가 증가할 수 록 상승하고 있는 것을 볼 수 있다($p<0.05$). Fig. 7와 같이 하중이 10 N인 경우, 마찰 계수의 값이 가장 높은 금속합금은 Super-A이고, 속도가 증가함에 따라 감소하는 것을 볼 수 있다($p<0.05$). Porcelain이 두 번째로 높게 나타나고 있으며 속도의 증가에 따라 값이 일정한 값을 나타내는 것을 볼 수 있다($p>0.05$). Partial은

Fig. 8. Friction coefficient as a function of velocity of metal alloys for applied load, 12 N.

속도의 증가에 따라 마찰계수의 값이 일정하게 유지되고 있다($p>0.05$). Crown & Bridge는 가장 낮은 마찰

Fig. 9. Wear weight for metal alloys (pin).

Fig. 10. Wear length for metal alloys (pin).

계수를 가졌다. 속도의 증가에 따라 일정한 값을 나타내는 것을 볼 수 있다($p>0.05$). Fig. 8와 같이 하중이 12 N인 경우, 마찰 계수는 Super-A가 가장 높은 값을 가지고 있으며 속도가 증가함에 따라 감소하는 경향을 나타내고 있다($p<0.05$). Porcelain의 값이 두 번째로 높게 나타났으며, 속도의 증가에 따라 일정한 값을 나타내는 것을 볼 수 있다($p>0.05$). Partial은 속도의 증가에 따라 마찰계수의 값이 감소하는 것을 볼 수 있다($p<0.05$). Crown & Bridge는 가장 낮은 값을 보이고 있으며 일정한 값을 유지하는 것을 볼 수 있다($p>0.05$). 하중의 변화에 따라 Super-A가 가장 높은 마찰계수를 나타내고 있으며, Porcelain과 Partial은 4~8 N까지 속도에 따라 변화를 보이다가 10 N부터는 Porcelain이 Partial보다 더 높은 값을 가지는 것을 볼 수 있다. Crown & Bridge의 마찰계수의 값이 가장 낮은 것을 볼 수 있다. 마찰계수의 값은 Super-A, Porcelain, Partial, Crown & Bridge 순으로 높은 것을 알 수 있었다.

3-2. 실험 전 · 후의 변화량 비교

Fig. 9은 Pin의 실험 후, 각 금속합금에 따른 무게의 마멸량을 측정된 그래프이다. 가장 많은 마멸량을 나타낸 것은 Super-A이고, Super-A의 감소량이 100%라 가정하면, Crown & Bridge는 60% 감소하였고, Porcelain은 28%, Partial은 18%의 감소량을 나타냈다. Fig. 10은 각 금속합금에 대한 길이의 변화량을 실험 후 측정된 그래프이다. Porcelain과 Partial의 감소한 길이가 가장 작았다. Crown & Bridge는 0.4 mm가 더 감소하였고, Super-A는 0.6 mm 더 감소한 것을 볼 수 있다. 실험 후의 Disk 무게의 변화량을 측정하

Fig. 11. Micrograph of disk surface before test.

결과, 각 금속합금의 실험 후에 Disk 무게가 동일한 것으로 보아 지르코니아는 마멸하지 않은 것을 볼 수 있다. 세라믹계의 지르코니아 경도가 금속합금의 경도보다 우수한 것을 알 수 있었다. 실험 결과로 보아 마찰계수가 낮을수록 마멸량이 적어지는 것이 아니라, 기계적 성질인 경도 또한 마멸량에 영향을 준다는 것을 알 수 있었다. 마찰계수와 경도를 고려하여 대합치로 쓰기에 우수한 순서는 Partial, Porcelain, Crown & Bridge, Super-A 순인 것을 알 수 있었다.

3-3. 마모면의 형태변화

Fig. 11은 마찰 시험 전 Disk 시험편을 관찰하기 위해 광학현미경을 사용하여 1000배의 비율로 촬영한 사진이다.

3-4. Disk 마모면의 형태 변화

Fig. 12는 실험 후 disk 표면을 광학현미경을 사

Fig. 12. Micrograph of friction surface for disk specimen after test.

Fig. 13. Micrograph of friction surface for pin specimen after test.

용하여 1000배의 비율로 촬영한 사진이다. Super-A는 실험 후 Disk 표면에 마멸 흔적이 나타나지 않았으면, Pin이 마멸된 흔적을 미세하게 볼 수 있다. Crown & Bridge의 실험 후 Disk 시편의 표면을 관찰한 결과, 다른 pin의 시험편 보다 pin의 마모가 많았다는 것을 관찰할 수 있었다. Porcelain과 Partial의 실험 후 Disk 시편을 관찰한 결과 Pin의 마모가 비슷한 수준인 것을 알 수 있다.

3-5. Pin 마모면의 형태 변화

Fig. 13은 실험 후 pin 표면을 광학현미경을 사용하여 1000배의 비율로 촬영한 사진이다. Super-A의 마

모된 면을 관찰한 결과 부분적으로 뜯겨져 나간 부분이 나타나 있으며 회전 방향으로 마모가 된 것을 볼 수 있다. Crown & Bridge, Porcelain, Partial의 실험 후 마모면을 관찰한 결과, 미세하게 조금씩 뜯겨져 나간 부분이 있으며, 회전 방향으로 서로 비슷한 형태로 마모된 것을 확인 할 수 있다

4. 결 론

본 연구에서는 치과용 지르코니아와 치과용 금속합금인 Super-A, Crown & Bridge, Porcelain, Partial에 대해서 pin-on-disk형태의 마찰 마멸 실험기 등을 통하여 마찰 마멸 특성을 평가하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 마멸량은 Super-A, Crown & Bridge, Porcelain, Partial 순으로 많았다. 길이 변화는 Super-A, Crown & Bridge 순으로 컸으며 Porcelain과 Partial이 동일하게 가장 작은 감소를 보였다. 길이 변화가 가장 작은 Porcelain과 Partial이 지르코니아의 대합치로 사용하기에 가장 우수했다.

2. 마찰계수와 기계적인 성질을 고려하여 지르코니아의 대합치로 사용하기에 우수한 순서는 Partial, Porcelain, Crown & Bridge, Super-A 순으로 나타났다.

3. Disk의 실험 전 · 후의 무게를 측정한 결과 무게가 동일하였기에 지르코니아는 마멸하지 않았다. 따라서 세라믹계의 지르코니아 경도가 금속합금의 경도보다 우수하다는 것을 알 수 있었다.

References

1. 허수복, “지르코니아 보철의 임상적용(임플란트),” *대한치과의사협회지*, 제47권, 제12호, pp. 810-816, 2009.
2. 이정수, 심정석, 정형호, “지르코니아 표면 가공에 따른 상변이,” *대한치과기공학회지*, 제32권, special edition, p.58, 2010.
3. Willmann G, Fruh HJ, and Pfaff HG, “Wear Characteristics of Sliding Pairs of Zirconia(Y-TZP) for Hip Endoprostheses,” *Biomaterials*, Vol. 17, No. 22, pp. 367-62, 1996.
4. Piconi C and Maccauro G, “Review Zirconia as a Ceramic Biomaterial,” *Biomaterials*, Vol. 20, pp.

- 468-472. 1999.
5. Wohlwend A, Studer S, and Scharer P, "The Zirconium Oxide Abutment : An All-ceramic Abutment for the Esthetic Improvement of Implant Superstructures," *Quintessence Dent Technol*, pp. 1, 1997.
6. Tinschert J, Zvez D, Marx R, and Anusavice KJ, "Structural Reliability of Alumina-feldspar-leucite-Mica-and Zirconia-based Ceramics," *J Dent*, pp. 28, 2000.
7. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, and Anusavice KJ "Marginal Fit of Alumina-and-zirconia-based Fixed Partial Dentures Produced by a CAD/CAM System," *Oper Dent*, pp. 26, 2001.
8. 김사학, "유리침투 지르코니아 복합체의 굴곡 강도," *대한치과기공학회지*, 제31권, 제2호, pp. 10, 2009.