

치과용 금합금-보철물의 마찰특성

최원식†

부산대학교 바이오시스템공학부

Friction of the Gold-Alloy Dental Prosthesis

Won-Sik Choi†

School of Biosystems Engineering, Pusan National University

Abstract – The wear characteristics of the gold alloy dental prosthesis have been investigated. The wear tests were performed by using a pin-on-disk wear tester at room temperature. Vickers hardness and fracture toughness measurement of dental materials were performed. Microscopic observations on worn surfaces of specimens were conducted by microscope. The friction coefficient of the gold alloy dental prosthesis was investigated according to weight and slinging velocity. The hardness of the gold alloy dental prosthesis were similar and a half of the enamel of natural teeth.

Key words – dental prosthesis, gold-alloy, friction

1. 서 론

치과용 보철물 제작시 사용되는 기계, 기구 및 재료들이 급속도로 발전하여 보철물 제작시간과 재료들의 소모와 낭비를 줄이고 있는 실정이다. 그러나 중요한 것은 정확하고 정밀한 구조체를 제작하는 것이 무엇보다 중요하므로 치과 보철물 제작시 사용되는 기계, 기구, 재료들의 올바른 선택과 사용이 보철물의 성패를 좌우하는 경우도 많다.

치아의 마모는 주로 교합면과 치경부에서 발생하나 특히 교합면에서의 치질 상실은 악관절에 중요한 영향을 미치며 심한경우 수직고경 상실의 원인이 된다.

심각한 치아의 마모는 습관과 관련이 있으며 마모정도는 남녀 차이가 있는 것으로 알려져 있고, 여성보다 남성에서 더 많은 것으로 보고되고 있다.

자연치열에서의 가령적 치아 마모는 정상적인 과정으로 인정되지만 치아 수복 재료가 자연치아와 다른 마모성향을 가지게 되면 대합치아의 마모율에 변화가 발생할 수 있다[2].

치아 수복물에 알맞은 특성을 가진 합금을 만들기 위해서는 다양한 금속의 혼합이 필요하다. 이러한 합금은 넓게는 금과 다른 귀금속 종류 및 구리나 아연과 같은 비귀금속을 혼합하여 제작한다. 이러한 합금은 Inlay, Bridge, 가철성 구조용 수복물 납착 및 가공 특수한 합금을 상세히 설명하기 전에 본래의 금속과 금으로 구성된 합금의 형태나 성분 및 금속의 특징을 알아 볼 필요가 있다.

최근에는 강화된 물성으로 인하여 구치부에서 사용되고 있으나 임상적으로 좋게 평가되려면 부착력과 심미성 및 강도가 우수하여야 하며 내마모성도 고려되어야 한다. 마모를 방지하기는 불가능하지만 이를 최소화하는 것이 필요하며 보철재료의 적절한 선택이 우수한 임상결과를 낳게 될 것이다. 우수한 마모저항성을 갖기 위해서는 범랑질과 동일한 마모 특성을 가져야 한다고 하였다[7]. 본 연구에서는 치과용 보철재료로 많이 사용되고 있는 금합금에 대한 물성을 비교하고 마찰시험을 행하여 그 특성을 평가하였다.

†주저자 · 책임저자 : choi@pusan.ac.kr

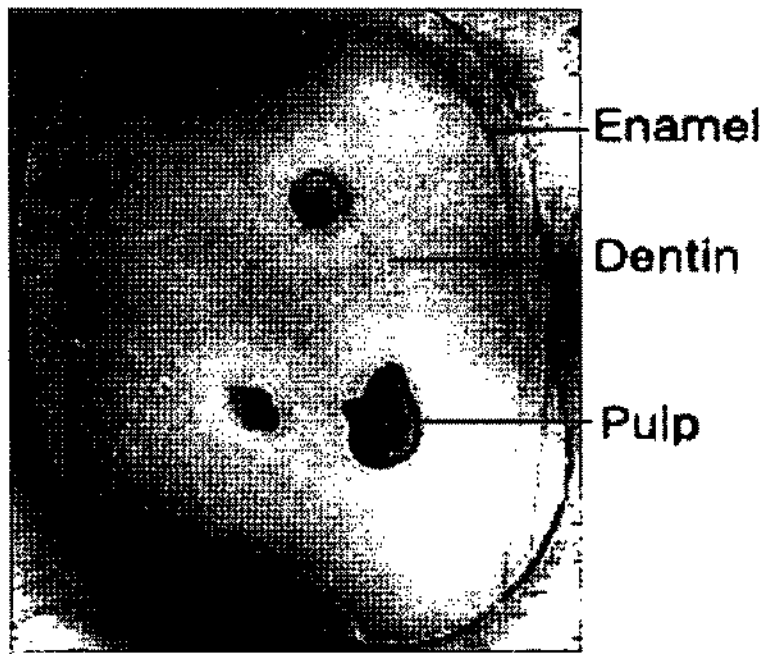


Fig. 1. Cross sectional of natural teeth.

Table 1. Compositions of the Gold-Alloy dental prosthesis

elements (%)	Au	Pt	Pd	Ag	Cu	Zn	In
A	48	0	3.5	39	8.4	1	0.1
B	58	0	3.3	25.5	12	1	0.2
C	78	0.5	0.5	12.5	7.4	1	0.1

2. 시험편 및 시험방법

2-1. 시험편

자연치아의 단면 형상은 Fig. 1과 같이 에나멜(Enamel), 상아질(Dentin), 펄프(Pulp) 등으로 구성되어 있으며, 본 연구에 사용되는 금합금은 Table 1과 같이 A, B, C의 3종류를 사용하였다. 마찰 마멸거동을 위한 핀의 크기는 4(지름)×2(두께)로 하였으며 디스크의 재료는 순도 99.5%인 알루미나(Al₂O₃)를 사용하였으며 크기는 60(지름)×4(두께)로 제작하였다. 윤활액은 5% 식염수를 사용하였다.

2-2. 실험방법

본 연구에서는 Fig. 2와 같은 Pin-on-disk 형태의

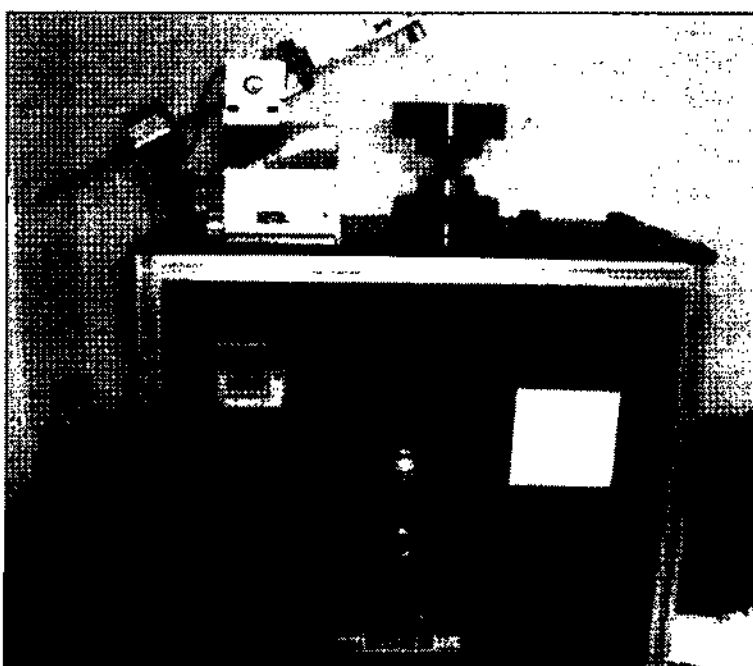


Fig. 2. Reciprocation wear testing system.

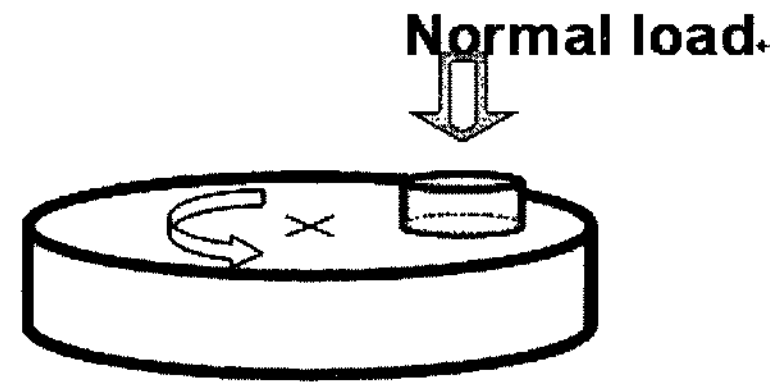


Fig. 3. Pin-on-disk contact model for a friction and wear tester.

마모시험기를 사용하였으며, 시험편에 가해지는 수직 하중은 정하중(dead weight)을 사용하였고 20~100 N의 범위에서 조정할 수 있도록 하였으며, 속도는 0.06~0.34 m/s의 범위로 하였다. 미끄럼 마찰력은 인장압축 로드셀에서 나오는 전압신호를 인디케이터(indicator)를 사용하여 증폭시킨 후 아날로그/디지털 변환기로 변환시켜 컴퓨터에 입력하고 프로그램에 의하여 마찰계수를 계산하였다. 마찰시험편 모델은 Fig. 3과 같고, 비커스경도계를 사용하여 경도를 비교 시험하였다.

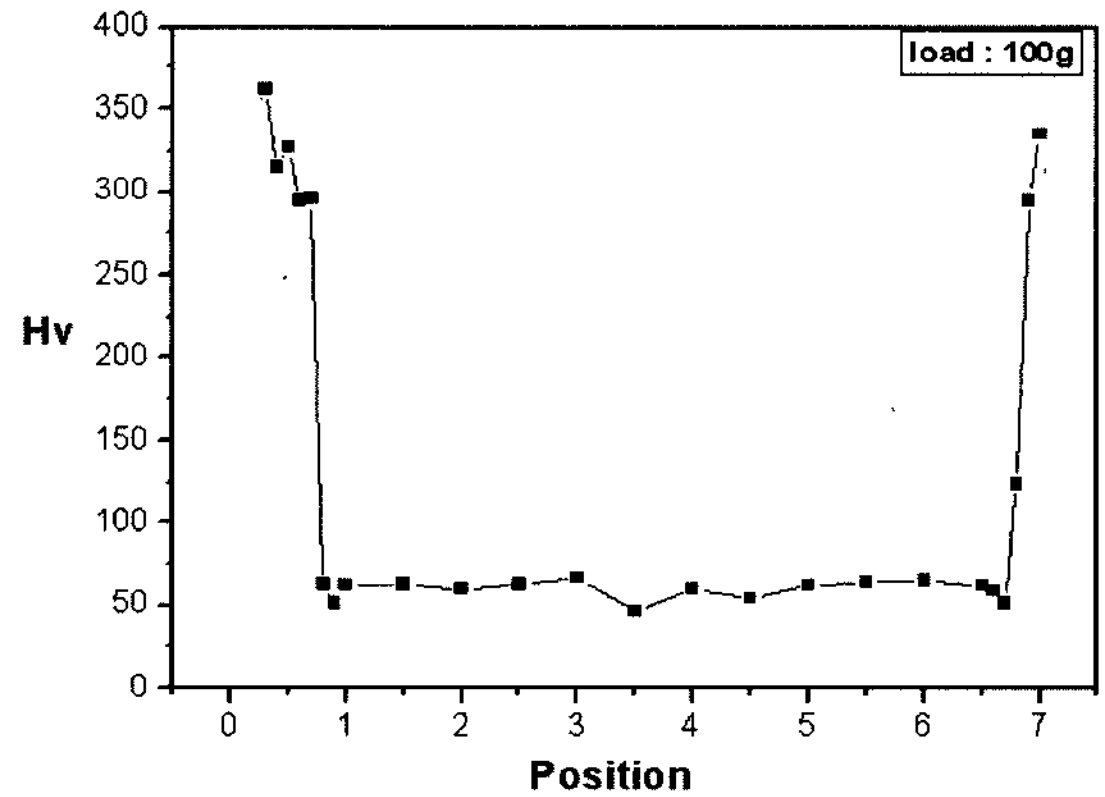


Fig. 4. Hardness of natural teeth.

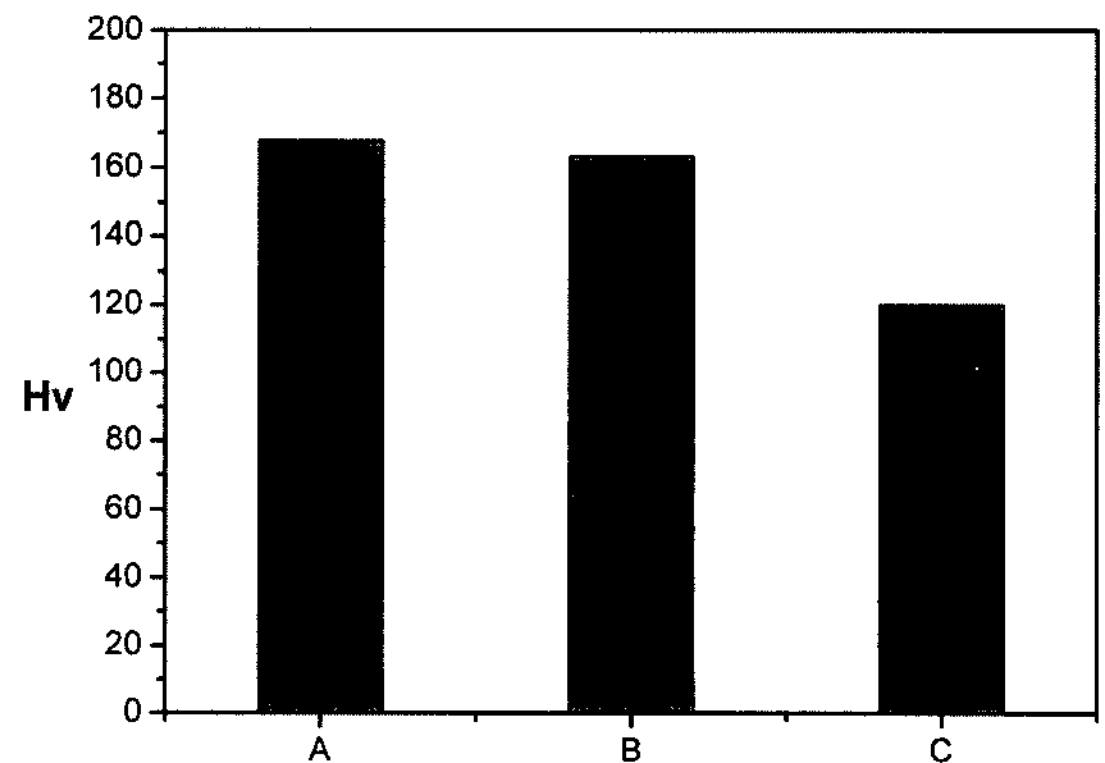


Fig. 5. Hardness of the Gold-Alloy dental prosthesis.

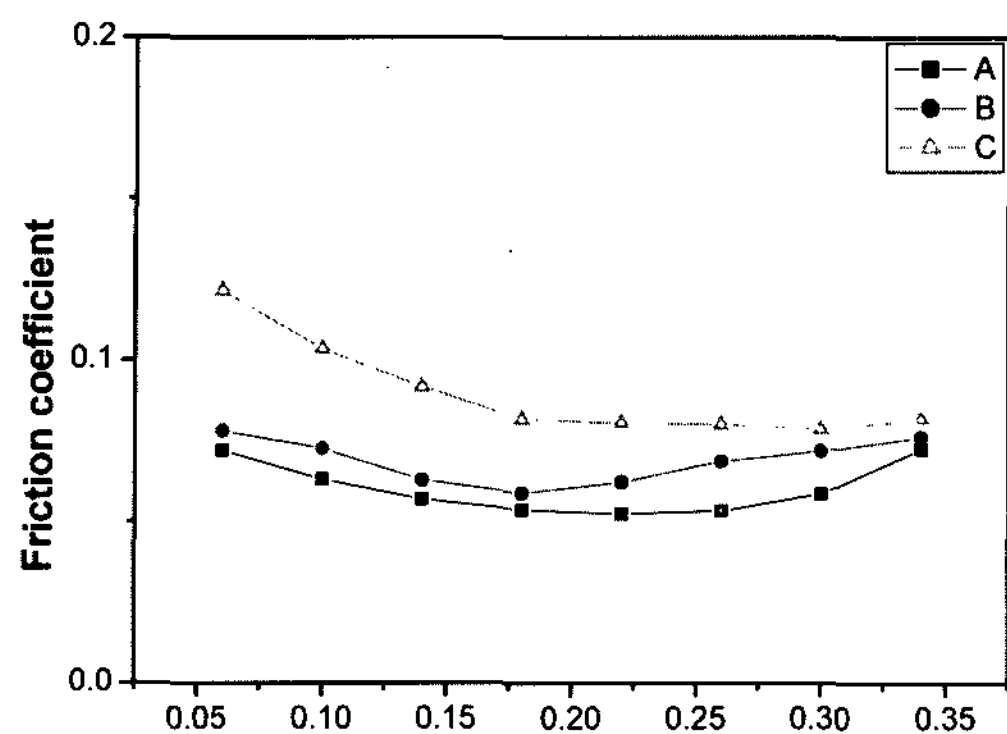
3. 실험결과 및 고찰

3-1. 실험결과

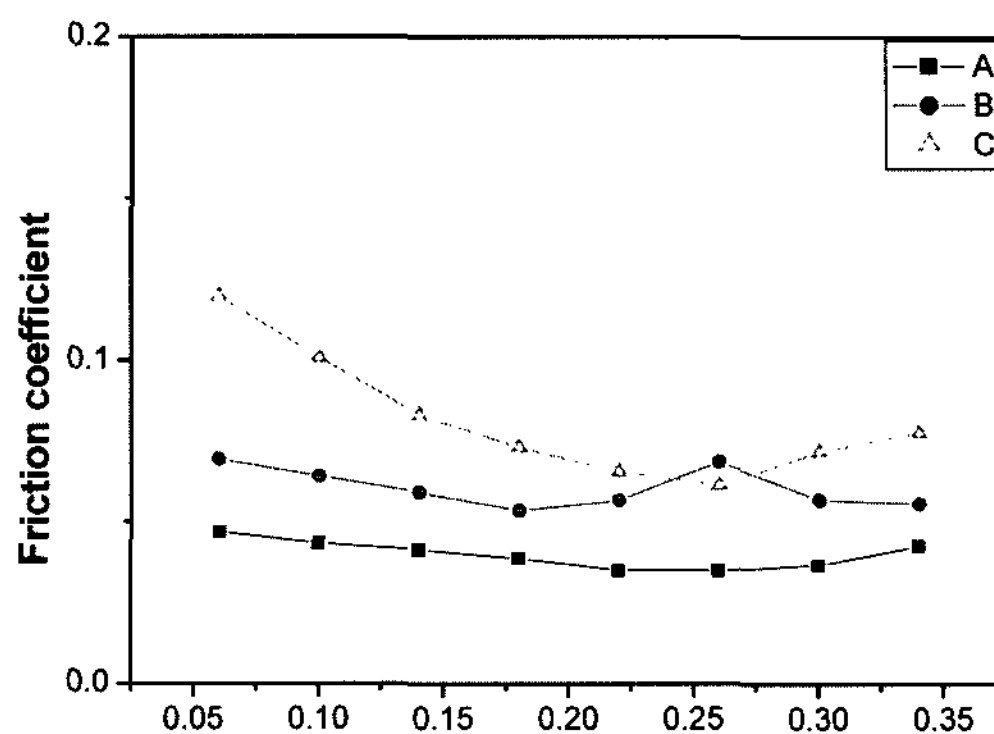
Fig. 4는 자연 치아에 대한 경도 값으로 범랑질의 경도는 300 Hv-360 Hv이며, Dentin의 경도는 50 Hv-

70 Hv로 매우 낮음을 알 수 있었다.

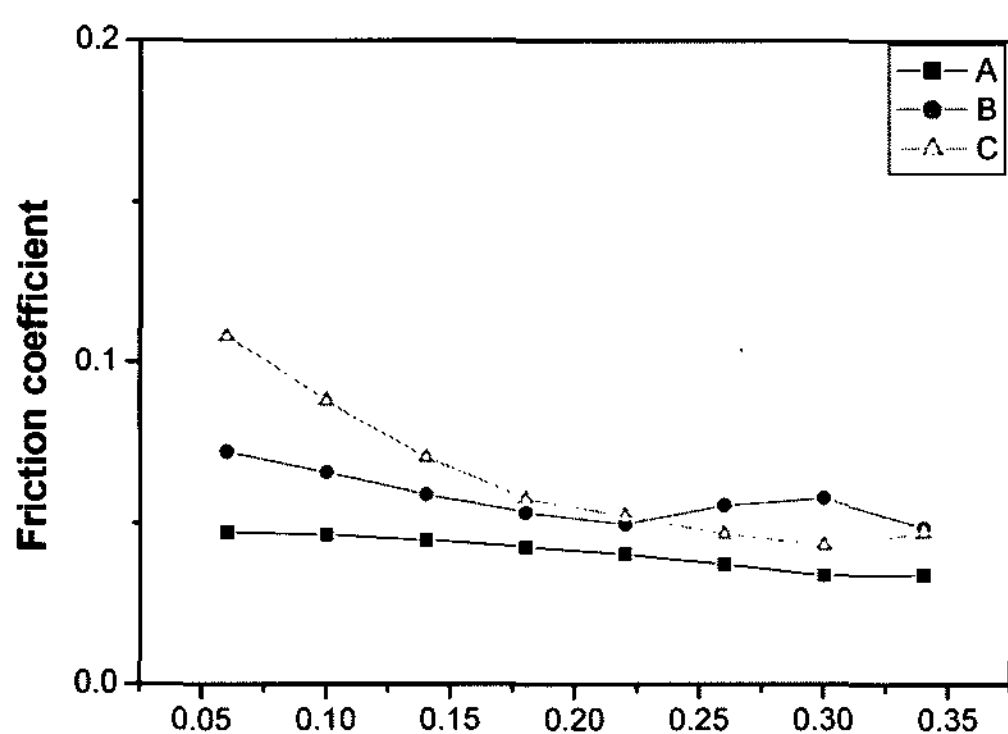
Fig. 5는 금합금 보철물의 경도를 나타낸 것으로 A는 168 Hv이고 B는 163 Hv이며, C는 120 Hv이다. 이때 금의 함량이 많을수록 경도값은 낮게 나타나고 있음을 알 수 있다.



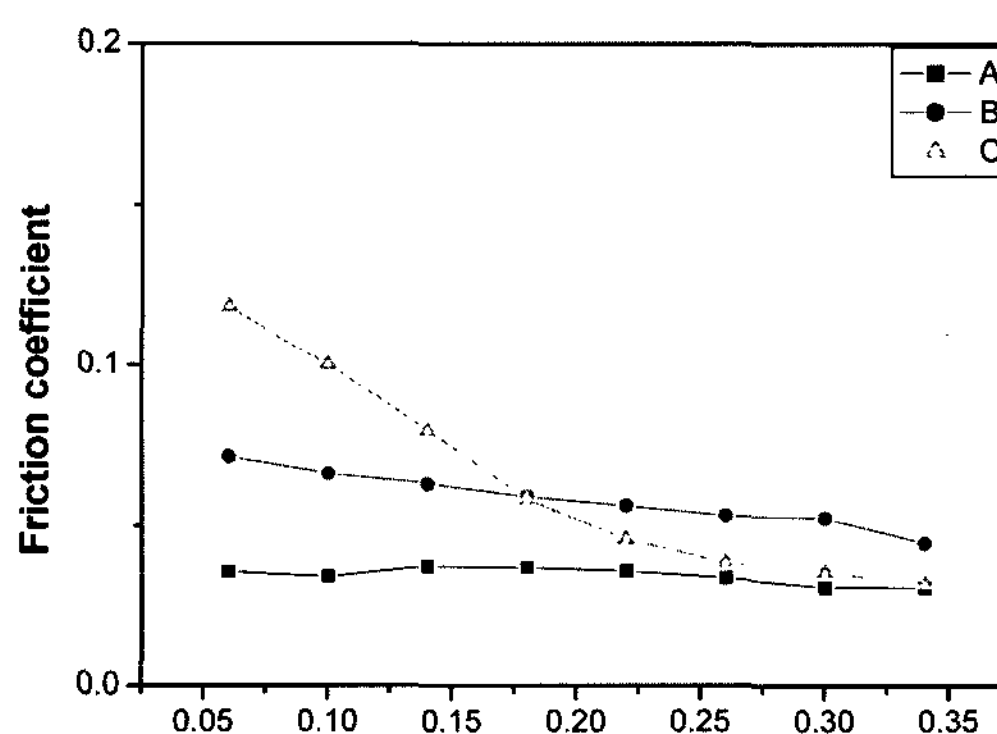
(a) 20N



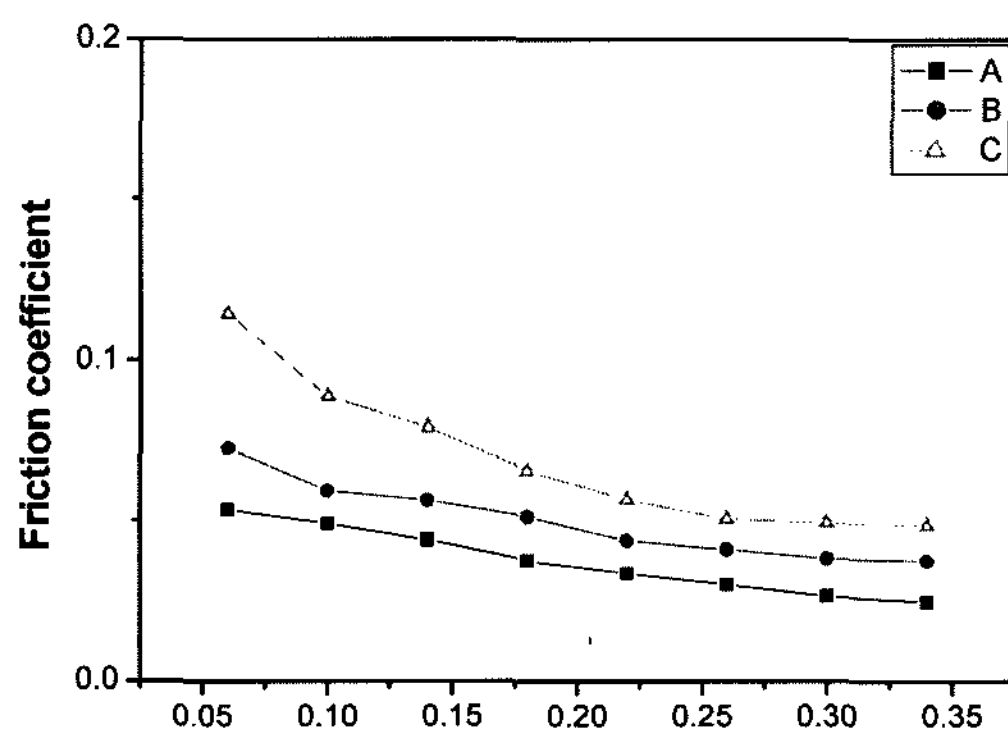
(b) 40N



(c) 60N



(d) 80N



(e) 100N

Fig. 6. Friction coefficient as a function of velocity for various load of Gold-Alloy.

Fig. 6은 금합금 보철물 A, B, C에 대해서 속도에 대한 마찰계수를 하중별로 나타낸 것으로 20 N의 낮은 속도에서는 A가 B, C에 비해 보다 작은 마찰계수 값을 나타내고 있으나 속도가 증가할수록 거의 같은 값을 나타내고 있다. 40 N, 60 N, 80 N, 100 N에서도 거의 같은 경향을 나타내고 있다. A의 마찰계수 값은 하중과 속도에 무관하여 일정한 값을 나타내고 있으며, C의 마찰계수 값은 속도에 따라 비교적 큰 차이를 나타내고 있다.

3-2. 마모면의 관찰

Fig. 7은 마찰시험 후 마모거동을 위한 현미경 사진이다. 표면은 연마가공으로 미세돌기가 제거되었으며, 연마공정에서 생긴 스크래치(scratch)흔적이 보이고 있다. 그러나 미끄럼방향으로 소성유동이 보임을 알 수 있으며, 어브레시브(abrasive wear)마멸로 여겨진다.

3-3. Friction map

Fig. 8은 미끄럼속도와 하중에 따른 마찰계수의 영역을 보여주고 있다. 마찰지도는 시험영역에서 동일 마찰계수 값을 나타내어 마찰특성을 쉽게 알 수 있다. 이것은 실험결과의 하중과 속도에 동일한 크기의 마찰

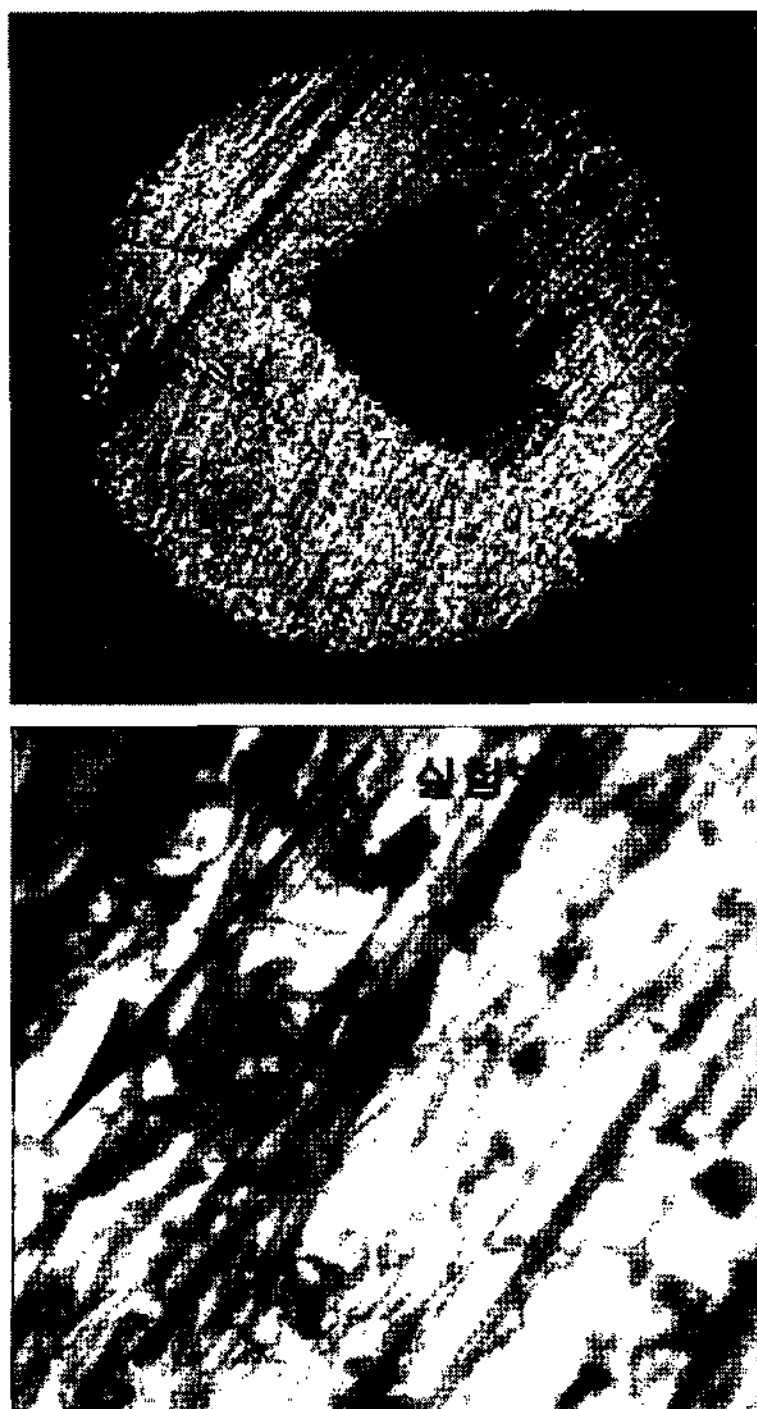


Fig. 7. Micrograph of worn surface for specimens.

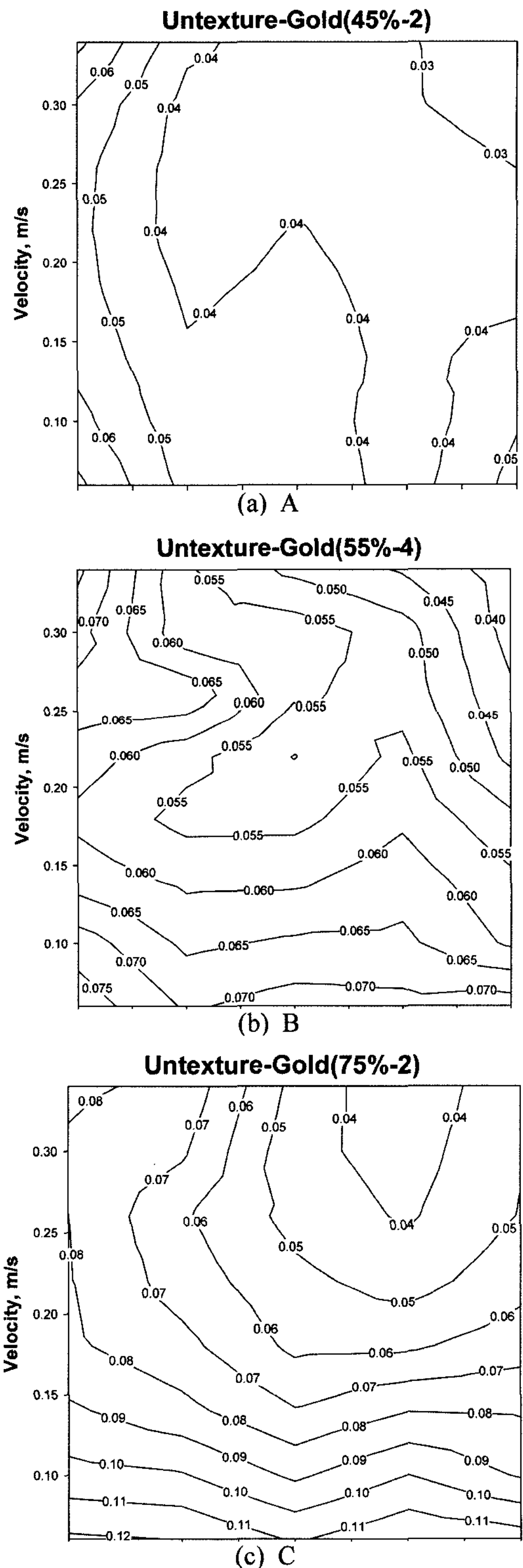


Fig. 8. Friction map for Gold-Alloy A, B and C.

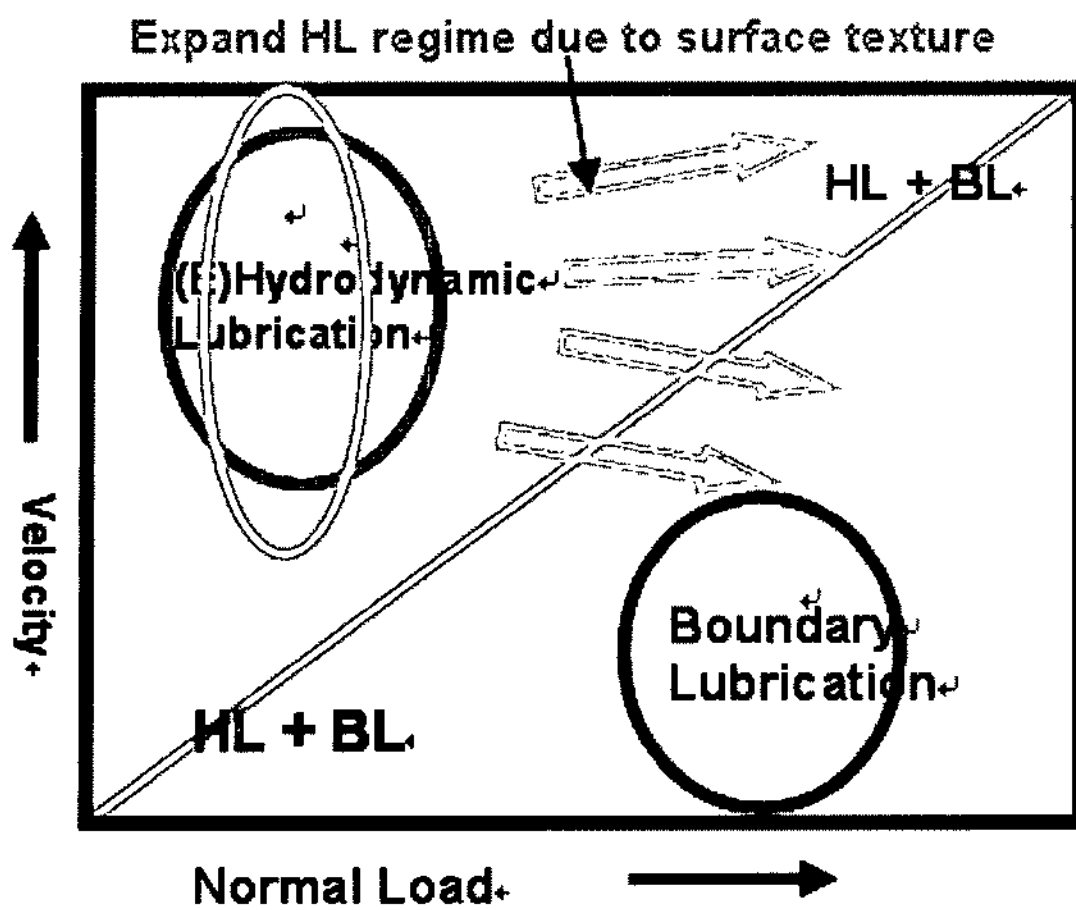


Fig. 9. The concept for friction map.

계수별로 작성된 contour를 보면 쉽게 이해되고 예측할 수 있다.

Fig. 9는 마찰지도를 해석하기 위한 개념도이다. 고하중 저속도 영역은 경계윤활영역으로 상대재료와 직접 접촉되어 높은 마찰계수가 예상되는 영역이다. 반대로 고속 저하중 영역은 Hydrodynamic 윤활 영역을 나타내고 있다. Surface texture의 마찰저감효과를 가지면 HL 영역이 확대되는 것을 예측할 수 있다.

시험편은 고하중에서 속도증가에 따라 마찰계수가 변화하고 있다. A는 대체로 B, C보다 비교적 낮은 마찰계수 값을 나타낸다. B와 C는 속도가 0.15 m/s이하에서 하중에 관계없이 마찰계수가 거의 일정하게 나타냄을 알 수 있다.

4. 결 론

본 연구에서는 치과용 금합금 보철물에 대한 마찰시험결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 금합금 보철물의 경도는 자연치아 경도의 50% 수준이며, 금의 함량이 많을수록 경도값은 낮게 나타나고 있음을 알 수 있었다.

2. 하중 20 N에서 금합금 보철물 A, B, C의 마찰계수 값은 저속에서는 C가 A, B에 비해 큰 값을 나타내고 있으나 속도가 증가할수록 거의 같은 값을 나타내고 있다. 40 N, 60 N, 80 N, 100 N에서도 거의 같은 경향을 나타내고 있으나 A의 마찰계수 값은 하중과 속도에 무관하여 일정한 값을 나타내고 있었다.

3. Friction map에서 A는 대체로 B, C보다 비교적 낮은 마찰계수 값을 나타내는 것을 알 수 있으며, B와 C는 속도가 0.15 m/s 이하에서 하중에 관계없이 마찰계수가 거의 일정하게 나타나는 것을 알 수 있다.

참고 문헌

1. 최운재, 신무학, 김연수, "치과 보철물 제작시 사용되는 Sprue의 재료 및 형태가 비귀금속 합금의 주조성에 미치는 영향에 관한 연구", 대한치과기공학회지, Vol. 22, No. 1, pp. 5-8, 2000.
2. 이영국, "치과용 도재에 의한 법랑질 마모에 관한 연구", 치의학박사논문, pp. 3-4, 1999. 2.
3. 김윤태, 김사학, 김의남, 남상용, 박효영, 성환경, 한민수, "치기공 재료학", 고문사, pp. 177-179.
4. Willems, G, Lambrechts, P., Braem, M., Celis, J.P., and Vanherle, G : A Classification of Dental Composites According to Their Morphological and Mechanical Characteristics, Dent. Mater., 8 : pp. 310-319, 1992.
5. Suzuki, S., Leinfelder, K. F., Kawai, K., and Tsuchitani, Y., "Effect of Particle Variation on Wear Rates of Posterior Composites", Am J Dent 8 : pp. 173-178, 1995.
6. 임정일, "치과용 수복재료의 Tribology적 특성", 박사학위논문, pp. 3-14, 1999.
7. 김원구, 권순홍, 권순구, 박종민, 최원식, "치과용 Supper-A 재료의 트라이볼로지적 고찰", 한국윤활학회, Vol. 23, No. 6, pp. 318-322, 2007. 12.