한국금형공학회지, 제11권 제3호, 2017
J. Korea Society of Die & Mold Engineering, Vol.11 No.3, 2017 ISSN 2092-9692

MR Fluid Polishing을 이용한 Co-Cr-Mo alloy의 초정밀 연마 방법

신봉철[1] · 김병찬[1] · 송기혁[1] · 조명우[†]
인하대학교 기계공학과[1,†]

A Study on The Ultra-precision Polishing Method of Co-Cr-Mo alloy Using MR Fluid Polishing

Bong-Cheol Shin[1] · Byung-Chan Kim[1] · Ki-Hyeok Song[1] · Myeong-Woo Cho[†]
Department of Mechanical Engineering, Inha National University[†]
(Received September 27, 2017 / Revised November 15, 2017 / Accepted November 24, 2017)

Abstract: In general, metallic bio-materials is more widely used in solid tissue like bone or tooth than flexible tissue such as skin or muscle. Especially, Cobalt Chrome Molybdenum(Co-Cr-Mo), which is used in tooth surgery, has a great corrosion resistance. Because this bio-material is non-toxic in human body, and has a bio-compatibility that the vital reaction is not occurred with tissue in body. However the chemical reaction is occurred by fatal matter that deteriorate the property of material surface in conventional polishing, and it can affect to fatal disease in human body or decrease the material properties such as hardness, yield strength or bio-compatibility. This surface in poor condition can cause development of corrosion or bacteria.

In this study, MR fluid polishing is used to minimize the scratch, pit or surface flaws generated in conventional polishing. Surface roughness is measured according to the polishing condition to obtain fine surface condition.

Key Words: Bio-material, Cobalt Chrome Molybdenum, MR fluid Polishing

1. 서 론

일반적으로 생체 재료란 의약품을 제외한 인공, 천연 또는 그들의 복합재료로 인체에서 단·장기간 인체의 조직이나 기관의 기능을 치료, 보강, 대치 또는 회복시키는데 사용되는 재료를 말한다. 생체 재료는 크게 Metals, Polymers, Ceramics, Composites 로 나뉘며 그 중 치과용 인플란트 재료로 사용 되어지는 Co-Cr-Mo(Cobalt-Chrome-Molybdenum alloy)은 1900년데 초반부터, 정형외과학의 인공 관절 분야에서 활발히 사용 되어 오고 있는 합금이다[1]. 특히 치의학 분야에서도 최근 Co-Cr-Mo alloy를 이용하여 임플란트 지대주를 제작, 판매되고 있으며 임상에서 Co-Cr-Mo alloy를 이용, 제작한 지대주에 대한 증례 보고가 이루어지고 있다[2]. 하지만 Co-Cr-Mo alloy의 경우 비금속 계열의 합금으로써, 고온에서 주조할 때 귀금속에 비해 두꺼운 산화막이 형성되고 그로 인해 지대주의 적합도에 유해한 영향을 발생시킬 수 있다[3]. 이는 체내에서 세균 증식 및 부식에 영향을 주고 생체 적합성에 저하시키는 원인이 되므로 후처리 공정이 매우 중요하다. 후 처리 공정으로 사용되는 sandpaper polishing은 매끈한 표면을 만들 수 있고 공정 설치 비용이 저렴하며, 공정이 매우 간단하다. 하지만 연마 패드에 존재하는 연마재의 특성상 가공물의 표면에 deform layer를 형성 시키며 surface flaws을 생성시킨다[4]. 이러한 요소들은 화학적 민감도를 증가시키고 부식 특성을 저하시켜 피로 파괴를 일으킬 수 있다. 이로 인해 기계적인 연마공정의 문제점의 해결을 위해서 surface flaw를 생성하지 않고 청정한 품위의 경면을 만들기 위한 연

1. 인하대학교 기계공학과
† 교신저자: 인하대학교 기계공학과
E-mail: chomwnet@inha.ac.kr

마 공정에 대한 연구가 진행되고 있으며, 대표적인 연구로는 ELID(Electrolytic in-process Dressing) grinding, EP(electrolyte polishing), MR(magnetorheological) fluid를 이용한 MR polishing과 같은 새로운 기술이 연구 되고 있다.

본 연구에서는 MR fluid polishing을 이용하여 생체 재료용 Co-Cr-Mo alloy의 연마를 수행하였다. MR fluid polishing의 재료제거율이 낮으므로 전처리 가공으로 sandpaper polishing을 수행 후 MR fluid polishing으로 표면을 연마하였다. 연마 시 공정 변수에 따른 표면 거칠기를 분석하여 고품위의 표면 거칠기를 획득하는 공정 조건을 도출하였다.

2. 생체 재료 금속

금속 재료가 생체 재료로 사용되는 경우는 주로 구조 재료로 사용되며, 이러한 생체 금속 재료는 뼈나 치아와 같이 경조직의 대체물이나 보조물로 사용되고 있다. 하지만 인체에서는 염기성과 산성으로 조성되어 이식된 생체 금속 재료는 가혹한 부식 환경에서 반응이 없이 안정하게 존재하여야 한다. 초기 금속재료가 생체 재료로 사용된 것은 바나듐 금속이며, 이는 부러진 뼈를 고정시키기 위한 목적으로 사용되었다. 하지만 바나듐 골절판과 골나사는 열악한 가공 기술 때문에 응력 집중 현상에 의한 파단현상이 발생되어 기계적인 취약성을 나타내는 경우도 있었다. 뿐만 아니라 바나듐 합금강은 인체 내에서 빠르게 부식되는 단점이 있음도 발견되었다. 이러한 원인들이 밝혀지면서 금속재료가 의료용으로 사용기위해선 생체 내에서 목표기능을 수행할 수 있는 생체 기능성과 생체 내에서 화학적 생물학적으로 안정하여야 되는 생체 적합성이 필요하며 이러한 특성을 개선하려는 연구가 활발하게 추진되기 시작하였다. 18Cr-8Ni stainless steel이 정형 외과 수술용으로 사용되면서 스테인리스강이 도입되기 시작했고 이후 Co-Cr-Mo alloy, nitinol과 같은 내부식성이 뛰어난 합금이 개발되어 최근까지도 이용되고 있다[5]. 특히 Co-Cr-Mo의 경우 Fig. 1과 같이 치아조직에 재생력이 없는 치아를 깎아 내거나 발치한 후 이식되는 임플란트의 지주대로 많이 사용되고 있다[6].

코발트 합금은 Stainless steel에 비해 내식성과 강도가 월등히 우수하여 광범위하게 사용되고 있다. 코발트 합금은 고온에서는 강도와 내식성에도 뛰어나며, 마모에도 강하기 때문에 공구 재료나 초내열 합금으로서도 쓰이고 있다. 코발트-크롬 합금은 스텐트(stent), hip joint, 및 치과의 보철로 널리 상용화 되어있다[7]. 하지만 기계적 가공이 매우 어려운 성질을 가지고 있어 후 가공을 최소화 할 수 있는 정형 가공으로 주로 생산되고 있다.

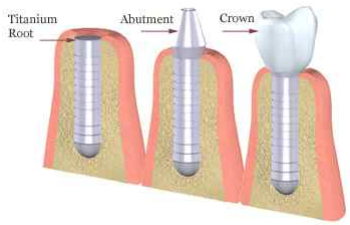


Fig. 1 Typical implant abutments

코발트 합금은 Stainless steel에 비해 내식성과 강도가 월등히 우수하여 광범위하게 사용되고 있다. 코발트 합금은 고온에서는 강도와 내식성에도 뛰어나며, 마모에도 강하기 때문에 공구 재료나 초내열 합금으로서도 쓰이고 있다. 코발트-크롬 합금은 스텐트(stent), hip joint, 및 치과의 보철로 널리 상용화 되어있다[7]. 하지만 기계적 가공이 매우 어려운 성질을 가지고 있어 후 가공을 최소화 할 수 있는 정형 가공으로 주로 생산되고 있다.

3. MR Fluid Polishing

3.1 MR fluid

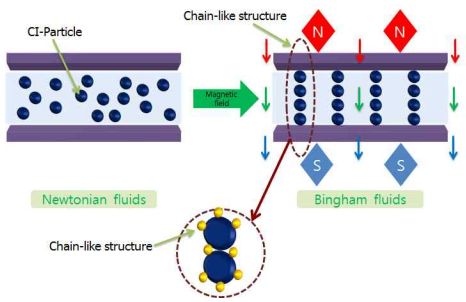


Fig. 2 Chain cluster formation of MR particle in magnetic field

MR fluid (Magnetorheological fluid)는 자기장의 영향을 받는 강자성체인 철 성분이 30~40% 정도의 부피 비율로 포함된 현탁액으로써 자기장의 변화에 따라 유동 특성이 실시간으로 제어되는 스마트 재료 중의 하나이다. Fig. 2는 MR fluid의 자기장 유무에 따른 모습을 나타낸 그림으로 자기장이 형성되면 뉴톤 유체상태에서 강한 반자성 상태인 빙햄 소성체로 급속하게 변하며, 입자들은 자성을 띄게 되고 MR fluid는 자기장과 같은 방향으로 체인 구조를 형성하게 된다.

본 연구에서 수행한 MR fluid polishing 공정에서 이용된 MR fluid는 DI(De-ionized) water, CI particle, Na_2CO_3 및 Glycerin로 구성되며, MR fluid의 조성비는 Table 1과 같다.

Table 1 Composition of MR fluid

CI powder	DI water	Na_2CO_3	Glycerin
30Vol.%	67.7Vol.%	0.3Vol.%	2.0Vol.%

CI particle은 자기장에 민감하게 반응하는 입자로서 iron pentacarbonyl을 열분해하여 생산하는 2~6㎛의 직경을 가지는 구형상의 Fe이다(Fig. 3).

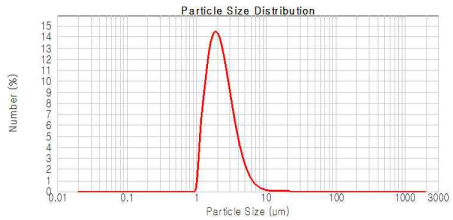


Fig. 3 Distribution of size of CI particle

MR fluid의 base로 DI water를 사용한 이유는 DI water가 오일보다 상대적으로 점성이 작아 자기장 내에서 MR fluid의 점성이 더 큰 변화를 나타내기 때문이다. 하지만 DI water와 혼합된 CI particle은 산화가 일어나며, 산화된 CI particle은 기존의 MR fluid와 다른 물리적 특성을 가지게 되어 기존의 유체와는 다른 특성을 가지게 된다. 따라서 MR fluid의 산화 속도를 감소시키기 위하여 Na_2CO_3를 첨가하여 MR fluid의 pH를 약 10~12 정도로 증가시켰다. 또한 밀도가 DI water에 비해 높은 CI particle은 시간이 경과하면 가라앉기 때문에 혼합에 어려움이 있다. 따라서 DI water의 점성 증가 및 안정적인 MR fluid를 제작하기 위하여 분산 안정제인 glycerin을 첨가하였다[8]. 실험에 사용된 연마재는 0.3㎛ 크기의 Al_2O_3 powder를 사용하였다.

3.2 MR fluid polishing 공정

Fig. 4는 MR fluid polishing 공정의 원리를 나타낸 것이다. MR fluid가 자기장에 의해 wheel의 표면에 부착되며 MR fluid의 형상을 제어하기 위한 reformer에 의해 일정한 두께를 가진 스트립(strip) 형태를 형성한다. 자기장 내의 MR fluid는 점성을 가지고 있는 반고체 상태로 변화하게 되며, 이 때 wheel 표면에서 부드러운 연마 패드 역할을 하게 된다. 효과적인 연마를 위하여 MR fluid 상부로 알루미나 슬러리를 공급한다. MR fluid와 가공물이 접촉하게 되면 가공 영역이 형성되어 연마 공정이 이루어진다.

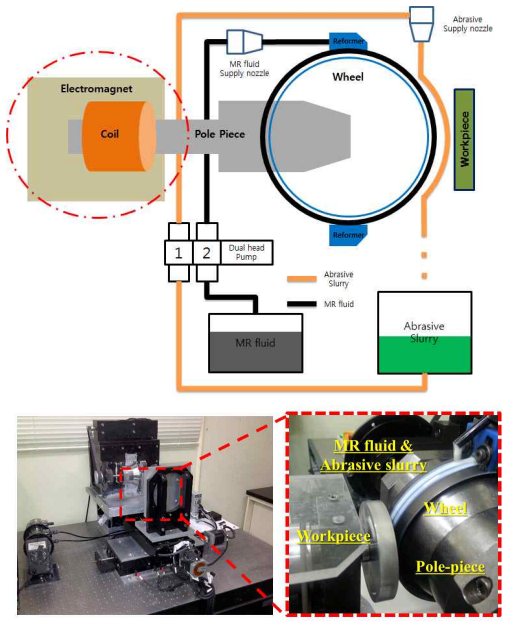


Fig. 4 Schematic diagram of MR fluid polishing

MR fluid를 이용한 MR fluid polishing은 기존의 conventional polishing 공정에서 얻을 수 있는 형상정도를 유지하면서 재료의 표면 품위를 향상시킬 수 있는 장점을 가지고 있으며 자기장의 세기에 따라 유체의 점도 변화를 통해 전단력의 제어가 가능하다. 또한 가공 후 표면의 scratch 와 subsurface

damage를 최소화한다. Conventional polishing 시 가공경화가 발생하는 것과 달리 MR fluid 폴리싱 공정은 가공물의 표면에 직접적으로 기계적 힘이 가해지지 않는 공정으로 가공 경화가 거의 발생하지 않는다[9,10]. 그러나 MR fluid 폴리싱은 낮은 재료 제거율을 가지는 공정으로 재료에 따라 많은 가공 시간을 필요로 한다.

4. 실험 및 결과

MR fluid polishing 공정 전에 시편 표면의 평탄도 및 균일도를 맞추기 위해 Sandpaper Polishing을 수행하였다.

외관은 15mm×∅8크기로 되어 있으며 전처리 공정 및 획일성을 위하여 ∅8의 평면을 기준으로 마운팅 공정을 한 후 다양한 입도를 가진 Sandpaper #400 #800 #1200 #1500을 100 rpm 과 5N 의 압력으로 각각 5분간 연마 하였으며 가공 후에 Co-Cr-Mo alloy의 Roughness를 확인하였다.

Co-Cr-Mo alloy의 표면 측정은 비접촉식 3차원 표면 형상측정기(Non-Contact 3D Surface Profile) 장비를 사용하여 가공물의 Surface Roughness Ra 그리고 Rmax 값을 측정하였다.(Fig. 5)

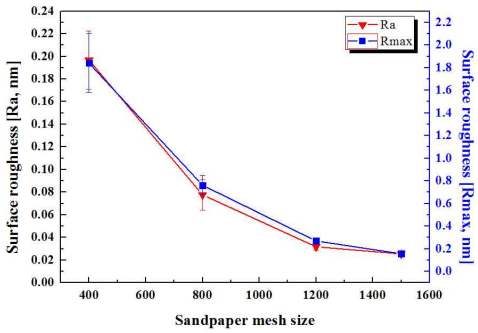
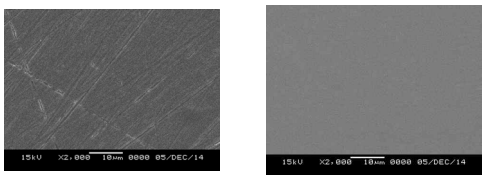


Fig. 5 Graph of surface roughness according to the sandpaper mesh

실험 결과 Sandpaper # 1500에서 측정 된 표면 거칠기는 Ra = 39.85nm 및 Rmax = 626.86nm가 나왔다. 하지만 연마 표면에 스크래치나 미세 크랙이 존재하는 것을 확인하였고, 이를 제거 및 표면 품질 향상을 위해 MR fluid polishing을 진행하였다.(Fig. 6) 실험에 사용한 재료는 앞에서 설명한 CI(Carbonyl Iron) Particle, Glycerin, Na2Co3, DI-Water를 사용하였다.

실험 조건은 휠 속도는 100rpm~400rpm, 자기장 강도 1460G ~ 1840G로 변화하였으며 간격 거리는 0.6mm, 이송 속도는 1.0mm/min로 고정되었습니다. 시편은 Sandpaper # 1500에서 연마된 시편을 사용하여 표면 조도 변화를 분석하였다.



(a) Sandpaper polishing (b) MR fluid polishing

Fig. 6 SEM Image after Sandpaper Polishing and after MR fluid polishing

실험 결과 휠 속도 변화에 따라 표면 조도는 휠 속도의 증가에 따라 감소하였고 300rpm의 휠 속도에서 가장 좋은 표면 거칠기 (Ra = 2.864 nm, Rmax = 25.21 nm)가 얻어졌다. 그러나 표면 거칠기는 특정 휠 속도인 400rpm에서 거칠게 나왔는데 이는 CI 입자 사이의 자기 인력은 특정 휠 속도에서 휠의 원심력보다 작기 때문에 체인과 같은 구조가 파괴되어 표면 조도에 영향이 발생하는 것으로 예상된다.

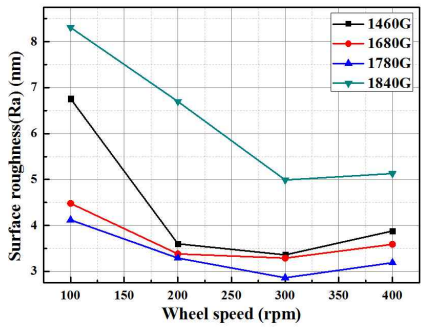


Fig. 7 Surface roughness according to the magnetic field and the wheel speed (Ra)

다음으로 자기장 변화에 따라 실험을 진행하였다. 자기장 세기가 증가하면 CI 입자 사이의 자기 인력이 증가하여 1780G의 자기장 세기에서 좋은 품질의 표면 거칠기 (Ra = 2.864nm, Rmax=25.21nm)가 얻어졌다. 그러나 1780G 이상의 자기장 강도는 자기장 세기의 과도한 증가가 MR 유체의 점성 증가로 연마 표면에 직접적인 영향으로 표면 거칠기가

증가로 예상 된다. 결과적으로 코발트 합금에서의 MR fluid polishing 연마 조건은 1780G의 자기장에 300rpm 휠 속도에서 가장 효과적인 것으로 나왔다.(Fig. 7, Fig. 8)

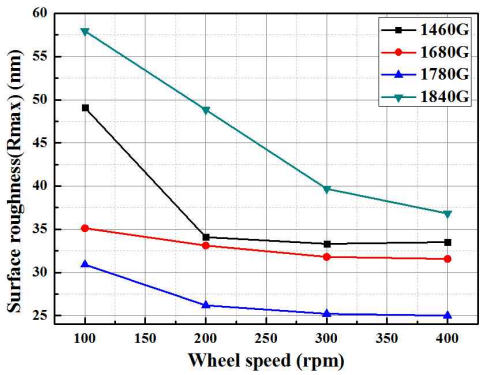


Fig. 8 Surface roughness according to the magnetic field and the wheel speed (Rmax)

5. 결론 및 토의

본 연구에서는 생물학적 금속 재료로 사용되는 Co-Cr-Mo 합금의 초정밀 연마 결과를 MR 연마를 진행하였다. Co-Cr-Mo 합금은 몸에 우수한 생체 적합성을 가지고 있어 임플란트의 주요 재료이며 인체 환경 요인으로 부식을 방지하기 위해 표면 조도는 매우 중요한 평가 요소입니다. 따라서 본 연구의 결과는 다음과 같다.

1) 실험 조건에 따라 MR 연마는 1780G의 자기장 세기와 300rpm의 휠 속도에서 고품질의 표면 조도 (Ra = 2.864nm, Rmax = 25.21nm)가 얻어졌다.

2) 휠 속도가 일정 속도 이상으로 증가하면, CI 입자 사이의 자기 인력이 원심력보다 작아 사슬 형 구조가 파괴되어 연마 효율을 기대할 수 없게 된다.

3) 자기장의 세기가 증가하면 MR fluid의 점도와 강도가 증가하여 표면의 스크래치 및 피트(pit)를 일으킬 수 있고 이로 인해 표면 거칠기가 증가된다.

이는 초정밀 공정을 요구하는 의료산업에서 MR fluid polishing을 이용하여 우수한 표면을 얻을 수 있으므로 MR fluid polishing은 생체재료 가공 공정 분야에서 중요한 공정이 될 것이라고 예상된다.

참고문헌

1) Marti, A., Cobalt-base alloys used in bone surgery. Injury, 31 Suppl 4: pp. 18-21, 2000.
2) Y. H. Ko 'Electrochemical corrosion properties of a medical titanium metal' Department of Chemistry, University of Kosin, 2005.
3) K. J. Yoon, "Evaluation of safety and efficacy of interface between Co-Cr-Mo(Co-Cr-Mo) UCLA abutment and external hex implant", Department of Prosthetic Dentistry, University of Yonsei, 2012.
4) L. E. Samuels, "Metalloggraphic polishing by mechanical methods," ASM international, the materials informations society, 2003.
5) S. E. Kim, Y. T. Hyun, H. S. Yun, I. S. Lee, J. H. Lee, Y. K. Kim "Metallic Materials for Biomedical Applications" Biomaterials Technology Trends, vol. 1, pp. 8-20.
6) K. J. Yoon., "Evaluation of safety and efficacy of interface between Co-Cr-Mo(Co-Cr-Mo) UCLA abutment and external hex implant" Department of Prosthetic Dentistry, University of Yonsei, 2012.
7) J. B. Park, 1984, Biomaterial science and Engineering, Plenum Press, New York
8) Genc S. Phule PP. Rheological properties of magnetorheological fluids. Smart Materials and Structures 2002;11:140-6
9) A. Hassel, "Surface treatment of NiTi for medical applications", Minim. Inv. Ther Allied Tech. Vol. 13, No. 4, pp. 240-247, 2004.
10) L. E. Samuels, "Metalloggraphic polishing by mechanical methods," ASM international, the materials informations society, 2003.