Journal of the Korean Society of Manufacturing Technology Engineers 27:2 (2018) 120~124

https://doi.org/10.7735/ksmte.2018.27.2.120

J. Korean Soc. Manuf. Technol. Eng.
ISSN 2508-5107(Online)

쇼트피닝 가공 Ti-6Al-4V의 추가 표면 가공에 따른 부식 저항

오성훈[a], 정성균[b], 신기훈[b*]

Corrosion Resistance of Shot Peened Ti-6Al-4V by Additional Surface Treatment

Sunghun Oh[a], Seong-Kyun Cheong[b], Ki-Hoon Shin[b*]

[a] *Department of Mechanical Engineering, Graduate School of Seoul National University of Science and Technology, 232, Gongneung-ro, Nowon-gu, Seoul 01811, Korea*

[b] *Department of Mechanical and Automotive Engineering, Seoul National University of Science and Technology, 232, Gongneung-ro, Nowon-gu, Seoul 01811, Korea*

ARTICLE INFO

Article history:

Received	5	December	2017
Revised	18	January	2018
Accepted	31	January	2018

Keywords:
Titanium Alloy
Shot peening
Corrosion
Surface treatment

ABSTRACT

Ti-6Al-4V has been used as an implant material because of its high toughness, high strength, low density, and strong corrosion resistance. However, ions and proteins present in the human body accelerate the corrosion of implant materials. Shot peening is one of the simplest ways to induce compressive residual stress on the metal surface, which has a positive effect on the fatigue life and corrosion resistance of metals. The surface of implants inserted into the body, such as knee joints, needs to be smooth to reduce frictional wear. Therefore, in this study, the surfaces of coin-sized specimens were grinded after a shot peening process. Then, an accelerated corrosion test was performed by supplying a constant current (5 mA) to the specimen, in normal saline, for one hour. The results show that the shot peening process improves corrosion resistance, and the corrosion depth depends on the degree of surface treatment.

1. 서 론

과학과 기술이 발전함에 따라 인간의 수명은 과거에 비해 비약적으로 증가하였고 이에 많은 국가에서 고령화가 진행되고 있다. 그러나 인간의 수명에 비해 인간의 신체는 큰 변함이 없어 수명이 다하기 전에 선천적 혹은 후천적인 질병, 사고나 노화 등에 의해 기능을 상실하게 되는 경우가 상당히 잦아지고 있으며, 더욱 증가할 것으로 예상되고 있다. 따라서 결손이 발생한 신체의 일부를 삶의 질 향상을 위해 인공물로 교체하기도 하며 그 수는 급증할 것으로 예상되어지고 있다[1].

티타늄 합금의 일종인 Ti-6Al-4V는 임플란트나 인공 골격 등에 사용되고 있는 생체 금속이다[2]. Ti-6Al-4V는 티타늄 합금의 특징인 내부식성과 우수한 인성, 그리고 부식 저항이 뛰어난 장점을 지니고 있으면서 가공성이 비교적 우수하여 생체재료 뿐만이 아닌 항공이나 우주, 군사 등의 다양한 산업에서 활용되고 있다. 티타늄 합금은 표면에 부동태피막을 형성하기 때문에 기본적으로 우수한 내부식성을 보이지만, 생체 내부에는 부식을 가속화시키는 이온이나 단백질 등이 존재한다. 이러한 부식을 가속 시키는 인자가 존재하는 환경에 노출되면 공기 중에서보다 부식이 빠르게 발생할 가능성이 있다[3-5].

쇼트피닝은 금속 재료의 표면에 쇼트볼과 같은 강구 등을 분사하여 압축 잔류 응력층을 형성하여 피로 수명을 증가시키는 냉간단조

* Corresponding author. Tel.: +82-2-970-6320
Fax: +82-2-949-1458
E-mail address: shinkh@seoultech.ac.kr (Ki-Hoon Shin).

방법 중 하나이다. 금속 재료의 쇼트피닝 가공은 재료의 부식 저항성에 긍정적인 영향과 부정적인 영향을 동시에 미칠 수 있다. 쇼트피닝이 미치는 긍정적인 영향은 압축잔류응력을 부여하여 금속조직을 보다 조밀하게하여 내부식성을 증가시킨다. 반대로 부정적인 영향은 표면 거칠기를 떨어뜨려 표면적을 넓혀 부식을 가속시키거나 쇼트볼과 피사체의 충격으로 발생한 잔여물로 표면을 오염시켜 이종 금속 간의 전위차에 의한 갈바닉 부식 등의 영향을 미칠 수도 있다[6,7].

위의 부정적인 영향을 포함하여도 쇼트피닝이 Ti-6Al-4V의 부식 저항성 향상에 긍정적인 영향을 미치는 것이 확인되었다[8,9]. 그러나 쇼트피닝 처리를 하면 표면 거칠기가 떨어지기 때문에 인공슬관절과 같이 우수한 표면 거칠기가 필요한 경우에는 추가적인 표면 처리가 필요하다. 본 연구에서는 쇼트피닝 처리한 Ti-6Al-4V의 표면에 추가적인 기계가공을 실시하고 부식 실험을 실시하여 추가 표면 가공 깊이에 따른 부식의 차이를 비교, 분석하였다.

2. 실 험

2.1 재료 및 시험편

본 연구에서는 생체 금속재료로 널리 사용되고 있는 티타늄 합금 중 하나인 Ti-6Al-4V을 사용하였다. 사용한 Ti-6Al-4V의 화학적 조성과 물성치는 Table 1과 Table 2에 나타내었다. 사용 시험편은 Ti-6Al-4V 압출봉을 Fig. 1과 같은 코인형 시편으로 가공하여 사용하였다.

Table 1 Chemical composition of Ti-6Al-4V (wt%)

Al	V	Fe	C	N
6.2	3.9 4.0	0.19 0.20	<0.01	0.01
H	O	each	total	Ti
<0.001	0.13	<0.10	<0.40	Balance

Table 2 Mechanical properties of Ti-6Al-4V (wt%)

Tensile strength	Yield strength	Elongation	Reduction of area
1010 MPa	932 MPa	20 %	51 %

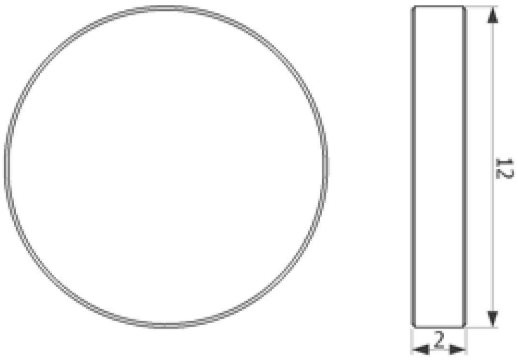


Fig. 1 Configuration of coin specimen (unit : mm)

2.2 쇼트 피닝 가공

쇼트피닝 가공에 사용된 장비는 임펠러 타입 쇼트 피닝 머신(PMI-0608)으로 Fig. 2와 같다. 쇼트볼은 경도가 약 670 Hv인 SWRH 72A 강선의 rounded cut wire shot ball을 사용하였다. 쇼트피닝 강도는 MIL-S-13165에 의거하여 티타늄 합금에 권장되는 피닝 강도(0.006 inchA ~ 0.010 inchA)의 중간값에 가까운 약 0.198 mmA로 설정하였으며, 그에 따른 세부 조건은 Table 3에 나타내었다.

쇼트피닝 강도를 나타내는 단위인 아크하이트(Arc height)는 정해진 규격의 알멘스트립(Almen strip)을 쇼트피닝 가공하여 알멘스트립의 휘어짐의 정도를 알멘게이지(Almen gage)로 측정하여 구한다.

2.3 추가 표면 가공

쇼트피닝 가공에 의해 발생한 요철의 최대 깊이를 기준으로 연삭가공 깊이를 설정하였다. 최대 깊이 측정을 위해 조도기(Surface roughness tester, Mitutoyo SJ-400) 및 Fig. 3에 나타낸 3D 프로파일러를 이용하여 표면 거칠기 및 최대 깊이를 측정하였다. 조도 측정 결과 기준길이(λ_c) 4 mm에서 최대높이(R_y, R_{max})의 평균값이 17.91 μm로 나타났으며, Fig. 4에 나타낸 프로파일 이미지를 바탕으로 최대 R_y값이 30.087 μm로 나타나 이를 기준으로 약 50%, 100%, 150%에 해당하는 15 μm, 30 μm, 45 μm으로 설정하였다. Table 4와 같이 쇼트피닝 가공을 하지 않은 시편에 연삭가공을 실시한 시편을 A, 쇼트피닝 가공 후 15 μm, 30 μm, 45 μm 깊이로 연삭가공을 한 시편을 각각 B, C, D 조건으로 분류하였다.

Fig. 2 Shot peening machine (PMI-0608)

Fig. 3 3D profiler (Nano 3D)

Table 3 Shot peening condition

Shot ball diameter	0.8 mm
Impeller diameter	250 mm
Shot velocity	40.5 m/s
Exposure Time	3 min
Coverage	Over 100 %
Arc height	0.198 mmA

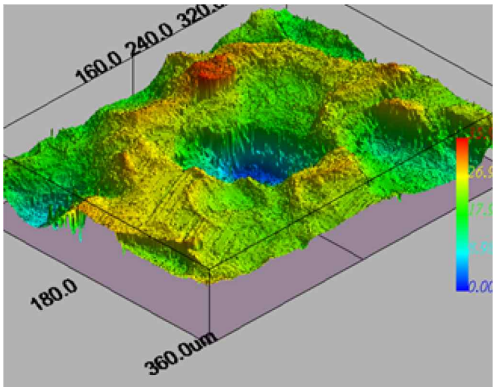


Fig. 4 3D profile of shot peened specimen

연삭 작업은 80목 숫돌을 장착한 연삭연마기(JFG-520M)로 3600 RPM의 회전속도로 가공하였다.

쇼트피닝 후 평균 표면 거칠기는 R_a가 3.09 μm, R_y가 17.91 μm로 나타났지만 표면 가공 후 조건별 거칠기 값은 상이하였다. 가공 후의 각 조건의 가공 방향 표면 거칠기는 Table 5에 나타내었으며, R_a, R_y 모두 조건 B가 0.624 μm, 4.467 μm로 가장 높았으며 조건 A가 0.160 μm, 1.133 μm로 제일 낮았다. 조건 D가 C보다는 낮았지만 다른 조건에 비해 큰 차이를 보이지는 않았다.

2.4 부식 시험

쇼트피닝된 Ti-6Al-4V에 추가 표면 처리가 내부식성에 미치는 영향을 확인하기 위해 부식 시험을 실시하였다. 부식 시험은 Fig. 5에 나타낸 것처럼 코인형 시편을 노출면적 5 mm×5 mm와

Table 4 Condition of each specimen group

	Shot peening intensity (arc height)	Surface treatment depth
A	-	15 μm
B	0.198 mmA	15 μm
C		30 μm
D		45 μm

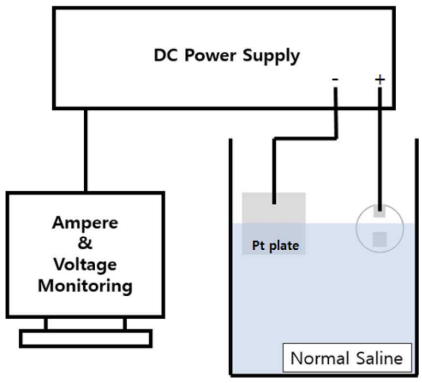


Fig. 5 Schematic diagram of corrosion test

Table 5 Roughness after surface treatment (unit : μm)

	R_a	R_y
A	0.160	1.133
B	0.624	4.467
C	0.232	1.500
D	0.170	1.267

전극과 연결되는 부분을 제외하고는 코팅을 하여 부식되는 면적을 제어하였다. 그리고 이를 전원공급기(Power Supply, Agilent E3634a)의 음극에 연결하여 0.9% NaCl 용액 100 ml 내에 노출면적만이 부식되도록 담구고, 다른 한쪽의 전극에는 백금판(platinum plate)을 연결하여 임의의 정전류 5 mA를 1시간 동안 공급하였다[9].

3. 결과 및 고찰

Fig. 6은 1시간 동안 5 mm×5 mm에 정전류 5 mA를 공급하였을 때에 전압의 변화의 초기 20여분을 나타낸 그래프이다. 모든 조건이 초기에는 전압이 상승하다가 특정지점을 지난 후 감소하기 시작하여 결과적으로 3.7 V 근처에서 안정적인 값을 보이며 그 이후로는 비교적 낮은 속도로 전압이 감소하였다. 초기의 불안정한 피크의 전압은 산화가 발생하면서 염소 이온이 시편에 침투하면서 발생한 것으로 보인다. 또한 침투한 염소 이온에 의해 낮아진 전위차로 산소 이온과 결합하여 부동태 피막을 형성하는 것으로 추정되

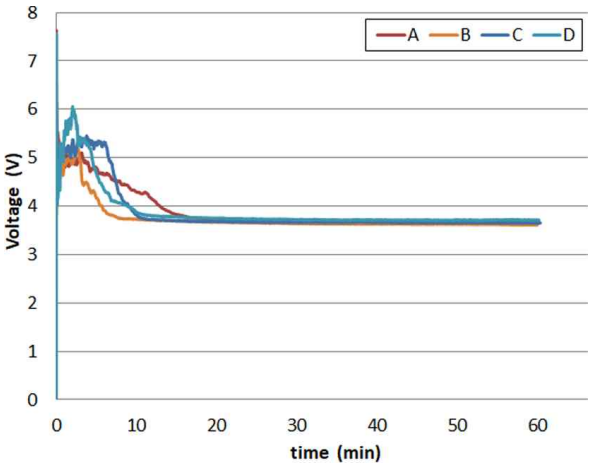


Fig. 6 Voltage curve of each specimen

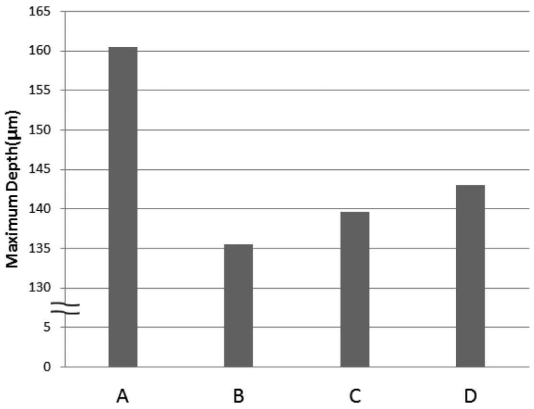
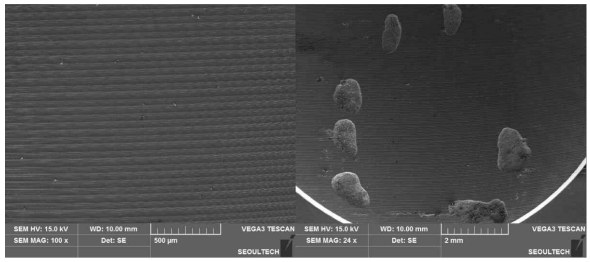


Fig. 7 Maximum depth of each condition after corrosion test

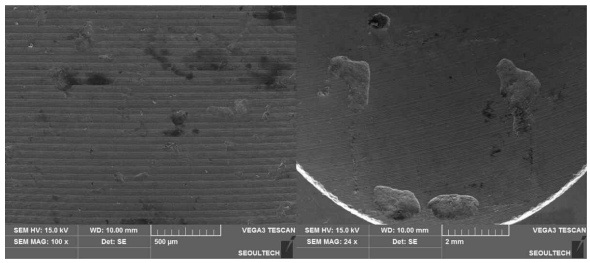
며 여기에 걸리는 시간은 A조건이 17분 37초로 가장 오래 걸렸으며, B조건이 8분 41초로 가장 짧았고 C조건과 D조건은 각각 11분 6초와 13분 52초가 소요되었다. 이는 쇼트피닝에 의해 부여된 압축 잔류 응력층에 의해 염소 이온이 표면으로 깊게 침투하지 못하여 결과적으로 부동태 피막이 빠른 시간에 형성된 것으로 보인다. 즉, 내부식성과 안정시간은 반비례하기 때문에, 기계 가공 깊이가 증가함에 따라 압축 잔류 응력층이 얇아져 피막 형성에 시간이 더 오래 소요된 것으로 추정된다[9].

Fig. 7은 각 조건별로 부식에 의해 노출면적의 일부가 손실되어 패인 최대 깊이를 나타낸 것이다. 시편의 최대 깊이의 측정에는 다이얼 게이지를 이용하였다. 사용한 다이얼 게이지의 최소 표시 단위는 1 μm이며, 게이지의 다른 한 편을 뾰족한 팁으로 교체하여 부식이 발생한 영역 전부를 각각 수십 회 측정하여 최대값을 기록하고 주변과의 상대 깊이를 산출하여 측정하였다. 쇼트피닝을 실시하지 않은 A 조건이 최대 깊이가 160.5 μm로 부식이 크게 일어났다. B, C, D 조건에서는 각각 135.5 μm, 139.7 μm, 143.0 μm로 가공 깊이가 클수록 깊게 나타났다.

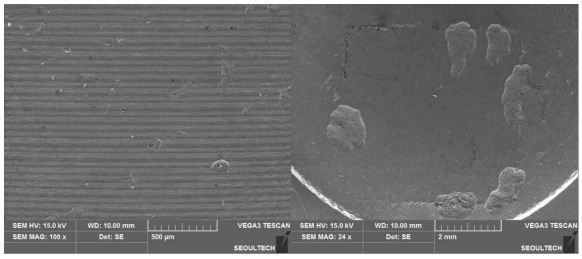
Fig. 8은 각 조건의 부식 실험 전후의 SEM 이미지이다. 좌측에



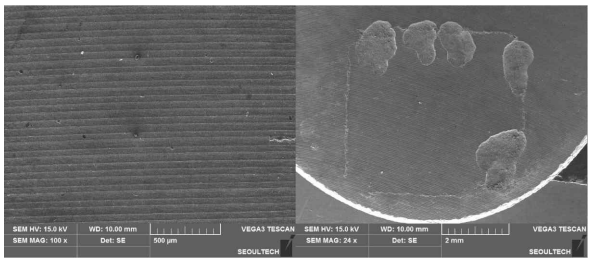
(a) A



(b) B



(c) C



(d) D

Fig. 8 SEM image of each specimen (left : surface before the corrosion test, right : specimen after the corrosion test)

는 부식 전 표면의 이미지를 보면, B조건은 피닝에 의한 덴트가 깊게 나타나는 반면 C조건에서는 상대적으로 옅어졌고 D조건에서는 A조건과 큰 차이를 보이지 않는다. 우측의 부식 후 이미지는 부식면의 전체를 촬영한 것으로 가져온 것으로, 부식은 모든 조건에서 대체로 노출면적 가장자리 주위에서 발생하였으며 일부 가장자리에서 발생한 부식의 일부는 코팅면 피하까지 성장하기도 하였다.

4. 결 론

본 연구에서는 쇼트피닝 가공한 티타늄 합금 Ti-6Al-4V에 쇼

트피닝을 하여 표면상태를 관찰하고 그에 따른 추가 표면 가공을 실시하였을 때 발생하는 가공 깊이 조건 간의 내부식성을 비교하였다.

(1) 쇼트피닝 가공한 Ti-6Al-4V에 15 μm, 30 μm, 45 μm의 깊이로 추가 표면 처리한 시편으로 생리식염수 내에서 정전류 5 mA를 1시간 동안 부여하여 부식을 부여한 결과, 전압이 안정되는데 소요되는 시간은 가장 15 μm 깊이로 가공한 조건이 표면거칠기 값이 컸음에도 가장 짧게, 쇼트피닝을 하지 않은 조건이 가장 길게 나타났다.

(2) 부식에 의해 손상된 면의 깊이를 측정하였을 때 쇼트피닝 하지 않은 조건이 가장 깊은 160.5 μm까지 깊게 발생하였으며, 쇼트피닝을 실시한 조건에서는 표면 가공을 많이 할수록 부식에 의한 손상이 깊어져 각각 135.5 μm, 139.7 μm, 143.0 μm 으로 측정되었다. 이는 표면 아래에 형성된 압축잔류응력에 의해 이온의 침투가 방해받아 압축잔류응력이 낮거나 없는 조건에 비해 부식에 의한 손상이 상대적으로 적게 발생한 것으로 보인다.

(3) 쇼트피닝으로 부여한 압축잔류응력 층이 추가적인 연삭 가공에 의해 일부 손상되었기 때문에 추가 가공 깊이가 커질수록 내부식성이 떨어지는 것을 확인하였으나 모든 조건에서 쇼트피닝을 하지 않고 가공한 조건보다 우수한 내부식성을 보였다. 따라서 쇼트피닝에 의해 표면거칠기나 오염 등으로 내부식성이 하락하는 경우에는 추가적인 표면 가공을 통해 문제를 해결할 수 있을 것으로 보이며 이에 대한 추가적인 연구가 필요하다.

후 기

본 연구는 서울과학기술대학교 교내연구비 지원으로 수행되었습니다.

References

[1] William, H. L., Sanjeev, S., Benjamin, S., Richard, I., 2008, Athletic Activity After Total Joint Arthroplasty, The Journal of Bone and Joint Surgery, 90:10 2245-2252.

[2] Elias, N. C., Lima, C. J. H., Valiev, R., Meyers, A. M., 2008, Biomedical Applications of Titanium and Its Alloys, The Journal of the Minerals, Metals & Materials Society, 60:3 46-49.

[3] Fekry, M. A., 2009, The Influence of Chloride and Sulphate Ions on the Corrosion Behavior of Ti and Ti-6Al-4V Alloy in Oxalic Acid, Electrochimica Acta A, 54:12 3480-3489.

[4] Khan, A. M., Williams, L. R., Williams, F. D., 1999, The Corrosion Behaviour of Ti-6Al-4V, Ti-6Al-7Nb and Ti-13Nb-Zr in Protein Solutions, Biomaterials, 20:7 631-637.

[5] Clark, F. G. C., Williams, F. D., 1982, The Effects of Proteins on Metallic Corrosion, Journal of the Boimedical Materials Research Part A, 16:2 125-134.

[6] Azar, V., Hashemi, B., Mahboobeh, R. Y., 2010, The Effect of Shot Peening on Fatigue and Corrosion Behavior of 316L Stainless Steel in Ringer's Solution, Surface and Coatings Technology, 204:21 3546-3551.

[7] Peltz, S. J. D., Beltrami, R. L. V., Kunst, R. S., Brandolt, C., Malfatti, F. C. D., 2015, Effect of the Shot Peening Process on the Corrosion and Oxidation Resistance of AISI430 Stainless Steel, Materials Research, 18: 3 538-545.

[8] Lee, S. C., Cheong, S. K., 2014, The Effect of Micro Peening Media Shape on the Life Time of Dental Implant, Master's Thesis, Seoul National University of Science and Technology, Republic of Korea.

[9] Kim, H. S., Lee, Y. S., Cheong, S. K., 2015, Effect of Shot Peening on the Corrosive Resistance of Ti-alloy Under Simulated Body Environment, Korean Journal of Dental Materials, 42:4 385-390.