

Ti 합금의 절삭 가공특성에 관한 연구

반재삼*,이경원,김규하(전남대 대학원 기계공학과), 조규종(전남대 자동차공학부)

Study on Cutting Processing Characteristic of Ti alloy

Jae Sam Ban, Kyung Won Lee, Kyu Ha Kim(Mech. Eng. Dept., CNU),
Kyu Zong Cho(Mech. Eng. Dept., CNU)

ABSTRACT

The pure Ti is taken annealing process for one hour at 900℃. The pure Ti is sufficient for ASTM B348 Grade2. The rolling mill roll the Ti-8Ta-3Nb(wt%) which became vacuum melting in arc furnace until the length is about 45mm and the thickness is about 6.05mm. Then it is made 6mm×6mm×44mm by wire cutting with EDM and it is made ϕ 6mm by rough cutting with the general purpose lathe. The machining accuracy of implant parts in the dental and medical science are decided by dimension, shpe, straightness, surface roughness. It is difficult to cut for the Ti alloy. It is caused problems of straight degree and surface roughness to the Ti alloy have many cases which length is smaller than diameter in cutting. Total 24 specimens different kind of 4 alloies are used in experiment to gain a cutting property. According to the cutting velocity, cutting depth, cutting temperature, feed and clearance angle experiments are performed. Conclusively it is expected that cutting depth of 0.5mm, feed velocity of 0.07mm/rev and cutting velocity of 80m/min could make a suitable result .

Key Words : Vacuum melting(진공 용융), EDM(방전가공기), Surface roughness(표면조도), Cutting velocity(절삭 속도), Clearance angle(여유각)

1. 서론

Ti은 가벼우면서도 비강도가 높고 내식성 내마모성 등으로 인하여 항공기, 미사일 등의 기체부품재료, 해수이용 산업용 내식재, 화학장치, 통신기기, 광학재료, 의료기기용 재료로서 그 사용영역이 넓어지고 있는 추세이다. 한편 치 의학분야에서는 신체의 중요부분인 골 조직 부위에 심각한 장애가 발생하거나 정상적인 사회활동이 불가능하게 되면 인공치아, 고관절 등의 생체재료로서 대체 이식하여 그 기능을 보전하고자 하는 많은 연구가 뒤따르고 있다. 이러한 욕구를 만족하기 위해서는 필연적으로 생체 적합성과 물리적 기계적 성질이 우수한 인체 이식용 생체재료의 개발이 필요하게 된다. 생체조직과 친화성이 우수하고 Implant의 재료로서 요구되는 여러 성질을 갖춘 인공 뼈, 혹은 인체 이식용 생체재료에 대한 수요가

증가하고 있으며 관련 연구활동도 활발하게 되었다¹⁾.

지금까지 사용 되어온 생체재료중 금속재료로는 스테인리스강(SUS316), Co-Cr합금 및 Ti합금이 주를 이루고 있는 바, 특히 Ti합금은 생체재료로서의 우수한 특성 때문에 사용량이 급격히 늘고 있다. Ti합금은 생체안정성이 우수하여 심장판막 및 인공관절 등으로 사용되고 있으며, 치과 분야에서는 매식재, 보철물, 그리고 교정 선재 등으로 개발되어 사용되고 있다. Pure Ti는 비교적 우수한 내식성과 생체 친화성을 가진 안정된 금속이지만, 가공의 어려움 때문에 사용이 제한되어 왔다. 보다 양호한 Ti합금의 물리적, 기계적 성질을 얻기 위하여 생체 친화성 원소인 AL, V, Ta, Nb, Mo, Pd등을 첨가한 Ti계 합금들이 개발되고 있다. 그러나, 위와 같은 많은 Ti 합금의 개발에도 불구하고 절삭가공에 있어서 난삭재로 분류되고 있어 가공상

의 많은 문제점이 보고되고 있다^{2,7)}.

본 실험에서는 pure Ti(pure Titanium)과 생체 적응성 및 기계적 성질이 좋은 것으로 보고된 Ti-6Al-4V(wt%) 및, 생체적응성이 우수하고 무독성으로 보고되고 있는 Ti-10Ta-10Nb(wt%) 등, 3종의 재료를 자체 제작하여 복잡한 형상의 치과용 Implant의 절삭가공 시 가공 정도를 고려한 최적의 절삭조건을 정량적으로 비교 분석하는 것을 그 목적으로 하고 있다.

2. Implant의 설계

본 실험을 통해 제작하고자하는 최종 생산물은 pure Ti과 Ti 합금을 사용한 임플란트 제작이다. Implant 시술법은 손상된 치아를 대체하여 생체의 턱뼈에 Fig.1 과 같이 Implant를 시술하고 여기에 세라믹 성분의 치아를 고정하는 방식이다. 따라서, Implant 가공 시 턱뼈와의 골유착 부분인 Fixture의 재질과 형상의 정도가 잘 유지되어야 한다. Implant의 설계 시 고려해야할 점은, 첫째 고정체와 생체 적합성이 있어야 하고, 둘째 치아로서의 기능 수행 시 발생하는 응력이 생체의 하중지지능력 한계내 이어야 한다. 따라서 본 실험에서는 Implant로서 요구되어지는 모든 요소를 감안하는 독자적 설계의 어려움으로 기존업체의 생산품을 참조하여 다음과 같이 설계하고 가공코자 하였다. 본 실험에 있어서 제작하고자 하는 Implant는 Self-Fixture Type으로서 그 모델을 선정하였다. 채택된 모델은 턱뼈에 골유착하기 위한 Fixture, 치아에 고정하는 Mount, 그리고 Fixture와 Mount를 고정하기 위한 Cover Screw의 Three Piece로 이루어져 있다. Fig. 2에는 Fixture의 형상으로 외경 $\Phi 3.3\text{mm} \times P0.6$ 의 사다리꼴 나사이고, Fig.3은 Mount의 형상이며, Fig.4는 Cover Screw로서 $L11.8\text{mm} \times M2 \times P0.4$ 이다.

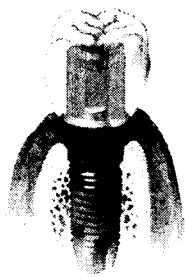


Fig. 1 Figure of Implant

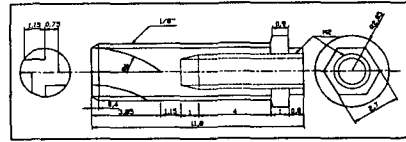


Fig. 2 Implant figure (fixture)

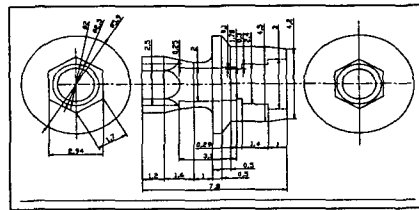


Fig. 3 Implant head

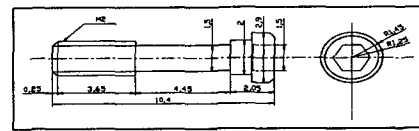


Fig. 4 Implant figure (cover screw)

3. 합금 제조

2.1 합금의 제조

본 실험에 사용된 재료는 Pure Ti 과 Ti-6Al-4V(wt%) 및, Ti-10Ta-10Nb(wt%) 3종이다. Ti-10Ta-10Nb(wt%)는 진공 아크로에서 용해하였다. 용해한 Ingot상태의 시료는 압연하여 길이45mm, 넓이 약20mm로 만들었다. 이후, 시료는 EDM을 사용하여 사각봉으로 Cutting 한 후, 900도에서 균질화 처리하였다. Pure Ti은 ASTM B348 Grade2를 만족하는 CP Ti를 사용하였다. Ti-6Al-4V(wt %), Ti-10Ta-10Nb(wt%)는 압연기로 길이 약 45mm, 두께 6.05mm로 압연한 후 EDM으로 6mm \times 6mm \times 44mm 4각봉으로 wire cutting하였다. 이 4각봉을 범용선반으로 $\Phi 6\text{mm}$ 로 황삭하여 시편을 준비하였다. 연구에 사용된 합금성분은 99.9% 이상으로 Ti 합금의 물성이 산소, 탄소 등과 같은 침입형 불순물 원소에 의해 크게 영향을 받기 때문에 고순도를 사용하였다. 원소의 형태는 Ti는 칩(chip)형태의 것을 사용하였으며, 시료 표면의 두꺼운 산화피막과 불순물을 제거하기 위해 5%HF+95%H₂O용액에서 5분간 산세(pickling)한 후 흐르는 물에 씻어내고 알코올 용액에서 초음파 세척하였다. V도 칩 형태의 시료를 사용하였는데, 고용점 금속인 Ta의 경우 용해를 더욱 용이하게 하기 위해 더 얇은 박판 형

태의 칩을 사용하였다. Ta, Nb은 분말을 성형하여 시료를 준비하였으며, Al은 99.99% 이상의 고순도 알루미늄을 사용하였다. 이상의 합금원소들에 대해서도 각각 산세처리를 행하여 Ti 합금의 산소농도를 제어하고, Ti 합금에 대한 불순물의 영향을 최소화하고자 하였다. 준비된 시료는 Ti, Ti-V-Al합금, Ti-10Ta-10Nb 3원계 합금으로 각각 무게비(wt%)로 칭량한 후 주조하였으며, 합금의 제조는 비소모식 진공 아크용해로를 이용하였다. 합금의 용해 과정은 시료를 아크 용해로 챔버(chamber) 내의 수냉 동(Cu) 하스(hearth)의 홈 속에 장입하고, 10^{-3} torr의 진공분위기를 형성한 후에 고순도의 아르곤 가스를 챔버에 충전(充塡)하고, 다시 진공을 유지하는 방법으로 챔버 내의 분위기를 진공상태로 하였다. 또한 시료를 용해하기 전에 먼저 용해로 내의 Ti gettering을 용해하여 잔존 산소량을 최소화하였다. 용해는 균일한 조성의 Ti 합금이 되도록 텅스텐(W) 전극봉을 회전시키면서 고르게 용해한 뒤, 시편을 뒤집어 재 용해하는 방법으로 5회 반복하여 용해하였다. 이와 같이 제조된 시편은 무게가 30g, 길이가 40mm, 중앙부의 두께가 15mm 정도였으며, 용해 전·후의 중량차가 0.1% 이하인 것만을 시험편으로 선택하여 실험을 수행하였다. 진공 아크로를 이용하여 제조된 Ti 합금은 ICP분석과 EDS분석을 통해 화학적 성분비를 조사하였으며, 분석결과 특정 성분의 손실은 거의 없는 것으로 나타났다. 제조된 시편은 국부적인 화학적 조성의 불균일과 응고속도의 차이에 의한 화학적 편석을 제거하기 위해 아르곤 분위기 하의 관상로(Tube Furnace)에 장입하고, 1000℃에서 24시간동안 균질화 열처리(homogenization)를 실시하였다. 이상과 같이 균질화 처리한 시편에 대해 각각 미세조직, 가공 특성을 조사하였다. 또한 가공은 900℃에서 열간 압연을 행하였으며, 최종 압연율은 50%로 하였다. 열간 압연시 Ti 합금의 산화를 방지할 목적으로 시편을 스테인레스 강관에 진공 봉입(canning)하고 압연온도에서 1시간 동안 예열을 한 후 열간 압연을 실시하였다. 열간 압연한 시험편은 동일한 온도에서 30분간 소둔(annealing)을 행한 후에 공냉하였다. 합금의 제작 과정은 Fig. 5에 나타내었다.



Fig. 5 Procedures of producing Ti alloys

3. 합금 가공

3.1 재료적 측면

Pure Ti Grade 2는 절삭속도가 80m/min에서 사용한 재료 중 가장 좋은 정도를 나타냈다. 진공 아크로에서 용해 후 균질화 처리한 재료들의 절삭성 비교 결과, Ti-6Al-4V 합금은 전형적인 유동형이 생성되고, pure Ti은 전자의 재료보다는 많은 chatter가 발생하였다. 그리고, Ti-10Ta-10Nb 합금의 경우는 절삭성이 가장 좋지 않았으며, Chatter도 3종의 재료 중 가장 크게 나타났다. 재료별 가공성에 있어서는 pure Ti, Ti-6Al-4V, 10Ta-10Nb의 순으로 가공성이 좋은 것으로 보였다.

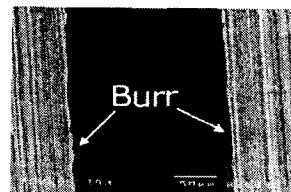
3.2 부품별 공정 측면

Fixture의 acme 나사와 cover screw(M2×P0.4) 가공시에는 3종의 모든 재료에서 Fig. 6과 같이 burr가 발견되었다. Pure Ti와 Ti-6Al-4V의 경우에는 연속적이고 균일한 burr가 발생되었고, Ti-10Ta-10Nb에서는 나머지 두 가지 재료와 달리 연속적이지 못한 burr를 발견하였다. Fig. 6의 (a)는 150 배율로 cover screw를 관찰한 사진이며, (b)는 나사산 주위를 확대한 사진이다. 나사산의 인선을 따라 burr의 발생을 확인 할 수 있었다.

발생된 burr를 제거하기 위해서 NC 프로그램상의 나사공정 전에 나사의 유효경 값으로 정삭 바이트를 사용하여 제거하는 작업을 추가하였다.



(a) Side view



(b) View at normal direction of axis

Fig. 6 Cover screw

합금별 재료의 기계가공성을 평가한 결과는 Table 1과 같다.

Table1. Procedures of making Ti-alloy(Ti-10Ta-10Nb) specimens

부품명 재료명	fixture				mount			cover screw		
	직경	길이	ACME 나사	내경탭	직경	길이	나사	직경	길이	나사 (외경)
pure Ti (2개)	-0.02	0.01	0.04	Tap 파손	-0.01	0.06	0.02	-0.01	0.07	0.06
	○	○	○	×	○	×	○	○	×	×
	-0.01	-0.0	0.02		-0.02	0.07	0.02	-0.01	0.06	0.02
Ti-6Al-4 V (2개)	-0.01	-0.0	0.01	Tap 파손	-0.01	0.06	0.02	-0.01	0.02	0.02
	○	○	○	×	○	×	○	○	○	○
	-0.01	-0.0	0.03		-0.01	0.04	0.02	-0.01	0.02	0.02
Ti-10Ta -10Nb (2개)	-0.01	-0.0	0.03	Tap 파손	-0.02	0.04	0.01	-0.02	0.02	0.02
	○	○	○	×	○	○	○	○	○	○
	-0.01	-0.0	0.03	Tap 파손	-0.01	0.04	0.02	-0.02	0.02	0.02
	○	○	×	○	○	○	○	○	○	○

(○: Allowable, ×: Nonallowable)

위 표에서와 같이 Implant에 적절한 절삭조건과 가공공정을 적용하여 NC 프로그램하여 가공한 결과, 직경은 ±0.01mm 이내로 공차 내에 접근하였으나, mount의 길이치수는 ±0.2mm로 기복이 심하게 나타나 기준치에 불합격품이 나타났다. 그 이유는 공작물을 고정하는 범용 slim chuck의 고정문제가 적절하지 못함을 알 수 있었다. 따라서 공작물의 반대면을 가공하는 경우 그 공정의 순서가 slim chuck의 단면형상과 같게 하거나, 전용 지그를 사용하면 길이의 변화를 방지할 수 있다. 위의 Table 에서 Ti-10Ta-10Nb의 fixture 경우에서 ×가 의미하는 것은 Tap이 암나사와 결합시 파손되었음을 의미한다.

4. 결론

본 논문에서는 선삭 가공에 있어 정밀도와 관계되는 여러 절삭조건을 조사한 후 3종류 Ti 합금에 대한 Implant를 가공하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

- 진공 아크로에서 용해 후 각각 균질화 처리한 3종의 재료에 대하여 23도 C 절삭유(에멀전유) 30 l/min의 양으로 분사하는 상태에서 가공한 결과, pure Ti은 유동형에 가까운 칩을, Ti-6Al-4V 합금은 전형적 유동형 칩을, Ti-10Ta-10Nb 합금은 열단형 칩에 가까운 형상으로 발생됨을 알 수 있었다.
- 양호한 표면 거칠기를 얻기 위한 재료별 절삭 속도는 위에서 언급한 절삭유 공급 조건하에서, pure Ti는 80m/min, Ti-6Al-4V는 60m/min, Ti-10Ta-10Nb는 40m/min임을 알 수 있었으며, 재료별 절삭속도의 차이는 합금 성분보다는 합금

재료의 경도와 관계가 있는 것으로 판단된다.

- 일반적으로 알려진 Ti 합금의 경우, 절입 깊이는 SM45C의 재료와 비교하여 2배 큰 값을 쓰도록 권장되지만, cover screw와 fixture와 같이 직경이 매우 작고 또한 직경대비 길이의 비율이 큰 경우에는 절입 깊이를 이용하여 가공물의 정도를 높이기보다는 절삭 속도를 조절하는 것이 유리함을 알 수 있었다.
- Implant의 형상이 직경대비 길이 비율이 5~6배이므로 3종의 재료 모두에 대하여, 바이트의 경사각 10도, 여유각 25도, nose 반경 0.1이내에서 가장 양호한 가공 상태를 보였다. 초경합금 재질의 바이트를 사용하는 경우 절삭속도는 80m/min에서 만족스러운 가공성을 얻을 수 있었다.
- Fixture등의 나사 가공 시 3가지 재료 모두에서 burr가 관찰되었다. Ti-10Ta-10Nb에서는 나머지 두가지 재료와는 구별되는 비연속적이고 불균일한 형태의 burr가 발생되기 때문에 Burr를 제거하기 위한 추가적인 공정이 요구됨을 알 수 있었다.

참고문헌

- Medical Applications of Titanium and Its alloys : The Material and Biological Issues (Stp, no 1272) , Brown, Stanley A, (Edt)/ Lemons,Jack E(Edt)
- J. F. Kahles, M. Field, D. Eylon and F. H. Froes, "Machining of Titanium Alloys", J. of Metals, Vol. 37, No. 4, pp.27-34, 1985.
- N. Zaltin, "Machining of Titanium", Proc. Symp. on Machining and Grinding Titanium, Watertown Arsenal, Watertown, MA, March 31, 1953, U.S. Army Ordnance Corp, p.36, 1953.
- Katsuhio Mackawa, Takeaki Kitagawa, Takahiro Shirakashi, Eiji Usu, "Study on Analytical Prediction of Cutting Tool Life(5th) - Analytical Prediction of Flank Wear", J. of JSPE, Vol. 54, No. 2, pp. 346-352, 1998
- Yoshihiro Tanigawa, Shinichi Miyazawa, "Improvement of Tool Life by Jet Supplied Cutting Fluid", J. of JSPE, Vol.63, No.4, pp.540-541, 1997.
- E. G. Lowen, "temperatures in machining titanium", in Proc. Symp. on Machining and Grinding Titanium, Watertown Arsenal, Watertown, MA, U. S. Army Ordnance Corps, March 31, 1953.
- G. Boothroyd, "Temperatures in orthogonal metal cutting", Proc. Inst. Mech. Eng. Vol. 177, p.789-802, 1963.