

가공방법에 따른 치과용 합금의 기계적 특성 및 생물학적 안정성 평가

Evaluation of Mechanical Characteristic and Biological Stability of Dental Alloys by the Manufacture Method

김치영, 정인성
부산가톨릭대학교 보건과학대학 치기공학과

Chi-Young Kim(cykim@cup.ac.kr), In-Sung Chung(ischung@cup.ac.kr)

요약

치과보철물의 소재는 생물·화학적, 물리적 안정성을 위하여 우수한 생체친화성이 요구된다. 그래서 본 연구에서는 새로운 기술인 레이저 선택용융 가공법으로 제작된 Co-Cr합금(SC시편), Ti합금(ST시편)을 일반적으로 사용되는 주조법으로 제작된 Co-Cr합금(CC시편), Ni-Cr합금(CN시편)과 비교분석하여 기계적 특성과 생물학적 안정성 평가를 실시하였다. 기계적 특성 평가를 위하여 인장시험을 통한 탄성계수를 측정하였다. 그리고 생물학적 안정성 평가를 위하여 유사체액(lactic acid-NaCl solution)을 이용한 용출물질 분석과 용출배지를 이용한 세포독성을 관찰하였다. 그 결과 레이저 선택용융 가공법으로 제작한 Co-Cr합금이 주조법으로 제작한 Co-Cr합금보다 탄성계수가 높게 나타났다. 그리고 용출물질 분석과 세포독성 평가에서 레이저 선택용융 가공법으로 제작한 Co-Cr합금의 생물학적 안정성이 양호한 것으로 평가되었다. 결과에 의하여 레이저 선택용융 가공법으로 제작한 합금이 치과보철물 제작을 위한 합금으로 적용할 수 있는 것으로 판단된다.

■ 중심어 : | 생체친화성 | 탄성계수 | 세포생존률 | 용출물질 | 레이저 선택용융 가공법 |

Abstract

The material of the dental prosthesis was required bio-compatibility for biological, chemical, and physical stabilities. This study was conducted the stability evaluation of mechanical, biological characteristics through comparing Co-Cr alloy(SC group), Ti alloy(ST group) made by the selective laser melting method with Co-Cr alloy(CC group), Ni-Cr alloy(CN group) made by the casting method. Modulus of elasticity for mechanical characteristic evaluation was measured by the tensile test. And we conducted the release material analysis using lactic acid-NaCl solution for the evaluation of biological stability and were observed cytotoxicity through the content of this release medium. Taking these results into account, the Co-Cr alloy made by the selective laser melting method was observed modulus of elasticity higher than he Co-Cr alloy made by the casting method. And the Co-Cr alloy made by the selective laser melting method had more superior biological stability than the other groups as the result of cytotoxicity evaluation through the release material analysis. By this results, we think that alloys made by the selective laser melting method can be applied as materials for making the dental prosthesis.

■ keyword : | Bio-compatibility | Modulus of Elasticity | Cell Survival Rate | Release Material | Selective Laser Melting |

I. 서 론

치과보철물에 제작에 사용되는 소재는 구강 내에 적용되어 장시간 머물게 되므로 생물·화학적, 물리적 환경에 노출되어 있다. 생물·화학적 환경조건에서는 타액 또는 체액에 의한 부식으로 보철물의 결함과 용출물질의 형성으로 주위조직이나 체액에 위해를 가하거나 독성이 발생할 수 있다[1]. 그리고 물리적 환경조건에서는 저작압에 의한 여러 종류의 외력이 발생된다. 이러한 환경에 노출되어있는 치과보철물의 소재는 생물·화학적, 물리적 안정성을 위하여 우수한 생체친화성(Bio-compatibility)이 요구된다[2].

치과보철물에 사용되는 소재는 일반적으로 금속소재와 세라믹소재 그리고 고분자소재가 사용되고 있다. 이러한 소재들 중 기계적 특성이 요구되는 보철물에서는 금속소재가 널리 사용되고 있다. 금속소재의 보철물은 기계적 강도와 외력에 의한 피로강도(Fatigue Strength)가 다른 소재에 비하여 우수하다[2]. 하지만 금속소재의 합금화에 첨가되는 일부 금속원소에 의한 독성이 발생할 수 있어 생물학적 안정성 평가를 거친 소재들이 보철물 제작에 사용된다[3][4].

일반적으로 치과보철물 제작을 위한 금속소재는 Au계 합금과 Ni-Cr계 합금, Co-Cr계 합금, Ti계 합금 등이 사용된다. Au계 합금은 생물학적 안정성이 우수하지만 Au 고유의 특성으로 인하여 기계적 강도가 다소 부족하며, Ni-Cr계 합금은 기계적 특성이 우수하지만 합금화 첨가원소와 표면처리에 따라 독성이 발생할 수 있다[1]. 그리고 Co-Cr계 합금은 다른 합금에 비하여 기계적 특성이 가장 우수하나, 합금 가공조건에 따라 독성을 발생할 수 있다[5]. 이러한 치과보철물 제작에 사용되는 금속소재는 기계적 강도 평가와 생물학적 안정성 평가를 통하여 적용되어진다.

치과보철물 소재의 기계적 강도 평가는 저작압에 의한 응력을 평가하게 된다. 일반적인 사람의 악력에 의한 평균 저작압은 40~50N이며 최대 200~540N을 가지며[6], 건강한 성인 남녀의 근전위도측정을 통한 저작압은 평균 700N이며 최대 1,221N의 저작압을 보인다고 보고되었다[7]. 그리고 치과보철물의 저작압에 의한 강

도평가를 위한 수직압축과절강도 측정결과 1,494~1,895N의 강도를 가지며, 이러한 치과보철물의 수직압축과절강도는 최대 저작압의 이상으로 치과보철물의 임상적용에 충분하다고 보고되었다[8].

치과보철물 소재의 생물학적 안정성 평가는 소재의 독성을 평가하게 된다. 치과보철물 제작에 사용되는 금속소재의 구성원소가 용출되면 세포내 효소의 활성도와 에너지대사에 영향을 미쳐 세포독성을 가지며[9], 용출원소에 따른 과민반응을 가졌던 사람은 과민반응이 유발 할 수 있다[10]. 그래서 치과보철물의 소재의 생물학적 안정성 평가를 위하여 금속의 용출물질에 대한 성분분석과 독성평가 후 적용된다.

이와 같이 치과보철물 제작에 사용되는 금속소재는 기계적 특성과 생물학적 안정성 평가를 통하여 치과보철물 제작에 적용되어야 한다. 그래서 신기술로 연구 개발 된 소재들의 평가는 중요한 요소인 것으로 판단된다.

근래 치과보철물 제작을 위하여 CAD/CAM 시스템이 적용되면서[11] 최근 국외에서 레이저 선택용융 가공법(Selective Laser Melting, SLM)이 소개되었다. 레이저 선택용융 가공법은 기존의 금속가공업에서 사용하는 패속 조형기술인 금속분말에 레이저를 조사하여 적층하는 방법으로 3차원 형상의 구조를 가공하는 기술이다[12]. 이러한 SLM가공법을 이용하여 제작된 치과보철물은 금속분말을 레이저로 합금화하기 때문에 합금화된 소재의 기계적 강도와 생물학적 안정성의 평가가 필요하다. 하지만 현재 SLM가공법의 치과보철물 제작을 위한 연구뿐만 아니라 합금화된 소재의 평가에 대한 연구가 전무하다. 그래서 본 연구에서는 SLM가공법으로 제작한 합금의 기계적 특성과 생물학적 안정성을 관찰하고자 하였다.

본 연구에서는 일반적으로 주조하여 사용하는 치과보철물 제작용 합금과 SLM가공법에 의하여 제작된 합금을 이용하여 기계적 강도 시험인 인장강도시험을 통한 탄성계수측정으로 치과보철물적용을 위한 기계적 강도 평가를 하였으며, 생물학적 안정성 시험인 용출물질 분석과 세포독성시험을 통한 세포의 성장률 관찰로 생물학적 안정성을 평가하였다. 그래서 SLM가공법으

로 제작된 합금이 치과보철물 제작용 합금으로 사용할 수 있는지 알 수 있을 것으로 사료된다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 시편

1.1 시편 소재

SLM가공법 및 주조법에 의해 제작된 합금의 기계적 특성 평가 및 세포독성 평가를 위하여 사용된 시편의 소재는 SLM가공법에 사용되는 Co-Cr합금(ASM75 powder type, MTT, Germany)과 Ti합금(Ti-6Al-7Nb powder type, MTT, Germany) 그리고 주조용 합금인 Co-Cr합금(Wirobond-C, Bego, Germany)과 Ni-Cr합금(Premium 100 alloy, Ticonium, USA)을 사용하였다 [표 1]. 주조법의 Ti합금이 제외된 이유는 주조법으로 사용되는 Ti합금이 있으나 일반적으로 사용되지 않아 주조법으로 널리 사용하고 있는 Ni-Cr합금을 선택하였다.

표 1. 시편의 성분

| 시편 성분(wt%) | CC | CN | SC | ST |
|------------|-------|------|-------|-------|
| Co | 64.54 | 8.0 | 62.14 | |
| Ti | | | | 86.63 |
| Ni | | 55.5 | | |
| Cr | 23.89 | 16.0 | 29.82 | |
| Mo | 6.68 | 5.0 | 6.99 | |
| Nb | | | | 7.94 |
| Mn | | 4.1 | 1.04 | |
| W | 4.88 | | | |
| Al | | 5.0 | | 5.42 |
| Be | | 1.5 | | |

1.2 인장강도 시편 제작

합금의 기계적 특성 평가를 위한 시편을 SLM가공법과 주조법으로 분류하여 제작하였다. 시편의 형태는 길이 50mm, 폭 15mm, 두께 1mm로 [그림 1]과 같은 판형으로 미국재료시험학회(ASTM E8-04)의 규격을 기준으로 제작하였다. SLM가공법으로 제작한 시편은 레이저

선택용융 가공장비(SLM-250, MTT, Germany)를 이용하여 각각의 소재를 가공하였으며, 주조법으로 제작한 시편은 진공 고주파 주조기(Neutrodyn Easyti, Manfredi Co, Italy)를 이용하여 각각의 소재를 주조하여 제작하였다[표 2].

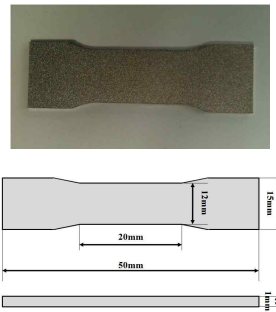


그림 1. 인장시편 형태 및 치수

표 2. 시편 분류

| 시편 | 제작법 | 소재 (합금) | 인장강도 시편 (수) | 용출물질 분석 시편 (mm ³ /ml) | 세포 독성 시편 (mm ³ /ml) |
|----|-----|---------|-------------|----------------------------------|--------------------------------|
| CC | 주조 | Co-Cr | 10 | 20 | 30 |
| CN | 주조 | Ni-Cr | 10 | 20 | 30 |
| SC | SLM | Co-Cr | 10 | 20 | 30 |
| ST | SLM | Ti | 10 | 20 | 30 |

1.3 용출물질 분석 시편 제작

SLM가공법과 주조법으로 제작한 합금의 용출물질 분석을 위하여 용출물질 분석 시편을 제작하였다. 연구에 사용된 시편은 KS P ISO 10271(치과용 금속과 합금의 변색 및 부식 시험법)의 10mm³/ml을 기준으로 시편의 크기와 개수를 설정하여 제작하였다. SLM가공법을 이용하여 제작한 시편은 가로 10mm, 세로 10mm, 두께 2mm, 부피 약 20mm³의 정사각판형태의 3차원 형상을 CAD를 이용하여 이미지를 구성하고 레이저 선택 용융 가공장비(SLM-250, MTT, Germany)에서 Co-Cr합금(SC)분말과 Ti합금(ST)분말을 이용하여 각 1개씩 가공하였다. 그리고 주조법을 이용하여 제작한 시편은 가로 10mm, 세로 10mm, 두께 2mm, 부피 약 20mm³의 정사각판형태

의 납형을 제작하고 Co-Cr합금(CC), Ni-Cr합금(CN)을 주조하여 주조체를 각 1개씩 제작하였다. 제작된 시편은 경면연마 후 직경 50 μ m의 산화알루미늄을 사용하여 샌드블라스팅을 실시하였다. 그리고 시편을 중성세제를 이용하여 세척 후 증류수, 아세톤(acetone), 75%에탄올(ethanol)에서 각각 10분간 초음파 세척을 실시하고 건조시킨 후 고압증기소독을 실시하였다.

1.4 세포독성 시편 제작

SLM가공법과 주조법으로 제작한 합금의 세포독성 평가를 위하여 시편을 제작하였다. 연구에 사용된 시편은 식약청 고시 제2006-32호(“의료기기의 생물학적 안전에 관한 공통기준규격”)의 30mm/ml를 기준으로 시편의 크기와 개수를 설정하여 제작하였다.

SLM가공법과 주조법에 의하여 제작된 시편은 용출물질 분석시편의 제작방법과 동일하게 제작하였으며, 시편은 각각 2개씩 제작하였다. 그리고 세포독성을 평가 위하여 독성의 양성 대조군으로 사용될 구리의 용출배지를 위하여 두께 2mm의 구리판을 가로 10mm, 세로 10mm, 두께 2mm, 부피 약 20mm³의 정사각판형태로 가공하여 준비하였다. 제작된 시편은 경면연마 후 직경 50 μ m의 산화알루미늄을 사용하여 샌드블라스팅을 실시하였다. 그리고 시편을 중성세제를 이용하여 세척 후 증류수, 아세톤(acetone), 75%에탄올(ethanol)에서 각각 10분간 초음파 세척을 실시하고 건조시킨 후 고압증기소독을 실시하였다.

2. 시험 방법

2.1 인장강도 시험

SLM가공법과 주조법으로 제작한 합금의 기계적 특성 평가를 위하여 인장시험을 실시하였다. 인장강도 관찰시험은 만능시험기(MTS 858 Bionix Test system, USA.)에 인장강도측정 전용 jig를 이용하였으며, 인장하중을 1mm/min의 속도를 가하여 응력 및 탄성계수를 취득하였다[그림 2].

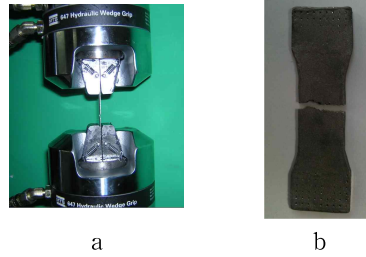


그림 2. 인장시험(a) 및 인장시험 후 시편(b)

2.2 용출물 관찰 시험

SLM가공법과 주조법으로 제작한 합금의 용출물질 분석을 위하여 용출액을 준비하였다. 용출을 위하여 사용한 용액은 젖산(lactic acid, 0.1mol/L)과 염화나트륨(NaCl, 0.1mol/L)을 증류수에 혼합하여 만든 용액으로 설정하였다. 용액의 수소이온농도지수(pH)는 산성의 pH 2.0이며, 용액은 한국표준산업협회의 KS P ISO 10271의 “치과용 금속과 합금의 변색 및 부식 시험법”에서 제시한 치과용 주조용 금속 및 합금의 체액에 의한 부식시험기준으로 설정하였다.

용출물질을 관찰하기 위한 용출액은 준비된 시편에 부피를 감안하여 2ml에 시편 1개(약 20mm³)를 침적하였다. 시편을 침적한 용액튜브는 38 $^{\circ}$ C 온도의 항온에 회전도 500rpm의 진탕배양기(shaking incubator)에서 7일간 용출을 위한 저장을 하였다. 7일간 용출한 용출액은 10배 희석 후 ICP system(Ultima 2 CHR/Elan 6100, Horiba jobin/Perkin Elmer, Japan/USA)을 이용하여 용출 성분을 분석하였다. 분석 결과는 1일당 용출량(ppm, μ g/ml)으로 산출하여 표기하였다.

2.3 세포독성 시험

SLM 가공법 및 주조법에 의해 제작된 합금의 세포독성 평가를 위하여 준비한 CC시편, CN시편, SC시편, ST시편을 시험군으로 설정하고 구리시편을 양성대조군으로 설정하였다. 준비된 시험군과 양성대조군의 시편은 준비된 DMEM배지에 부피를 감안하여 2ml에 각 시편 2개씩(약 60mm³)을 침적하고 38 $^{\circ}$ C 온도의 항온에 회전도 500rpm의 진탕배양기에서 24시간 용출하여 용출배지를 만들었다.

시험에 배양한 세포주(cell line)는 식약청 고시 제 2006-32호 “의료기기의 생물학적 안전에 관한 공통기준규격”에서 인증된 BALB/3T3 clone A31 (CCL163)을 선택하여 배양하였으며 DMEM (Dulbescco’s Modified Engle’s Medium, sigma Chemical Co. USA)배지와 BCS 10%(Bovine Calf serum, Thermo Trace Ltd. USA)를 이용하여 배양을 실시하였다. 세포 배양은 37℃, 5% CO₂ 분위기의 배양기에서 배양하였으며, 3일마다 1/5 계대배양(subculture)을 실시하고 계대배양을 3회 반복하였다. 계대배양을 통하여 배양된 세포들을 trypsin으로 처리하고 분리하여 세포분주를 준비하였다. 세포분주는 96 well에 시험군 별로 각 5개 well에 세포를 1×10⁴개씩 분주하여 배양하였다.

분주된 세포는 24시간동안 일반배지로 배양 후 시험군별의 용출배지로 교환하여 24시간 배양을 실시하였다. 용출배지를 이용하여 배양한 세포는 24시간 후 일반배지로 교환하여 24시간동안 충분한 대사활동을 할 수 있도록 배양하였다. 안정화 배양 후 농도가 0.5mg/ml 인 MTT 시약을 각각의 well에 10μl씩 가하고 감광 처리하였다. MTT 시약 처리 후 4시간 동안 세포배양기에서 배양 후 100μl의 solubilization solution(Roche, USA)를 각각의 well에 첨가하고 24시간 동안 배양기 안에 둔 다음 다기능효소면역분석기 (Bio-Tek Instruments, Inc., U.S.A)를 이용, 540nm의 파장으로 흡광도를 측정하였다. 측정된 결과는 음성대조군의 성장률을 기준으로 시험군과 양성대조군의 성장률을 산출하였다.

2.4 통계 분석

실험결과 자료는 통계프로그램 PASW(SPSS Inc., ver 18.0k)를 이용하여 분석하였다. 결과는 일원배치분산분석(one-way ANOVA)을 실시 후 사후검정분석(Scheff)을 이용하여 통계분석 하였다.

III. 연구 결과

1. 인장강도 결과

SLM가공법과 주조법으로 제작한 합금의 기계적 특성 평가를 위한 기계적 특성을 관찰하기 위하여 인장시험을 실시하였다. 인장강도시험을 통하여 각 시편의 인장강도에 의한 탄성계수를 측정하였다[표 3].

표 3. 인장강도에 의한 탄성계수 측정결과

| 시편 E(GPa) | CC | CN | SC | ST |
|--------------|--------|--------|--------|--------|
| 평균 | 202.13 | 255.41 | 276.62 | 177.57 |
| 표준편차 | 32.75 | 30.33 | 38.22 | 10.04 |

그 결과 CC시편의 탄성계수는 평균 202.13(±32.75)GPa이 측정되었으며, CN시편의 탄성계수는 평균 255.41(±30.33)GPa이 측정되었다. 그리고 SC시편의 탄성계수는 평균 276.62(±38.22)GPa이 측정되었으며, ST시편의 탄성계수는 평균 177.57(±10.04)GPa이 측정되었다. 이러한 결과를 통계 분석한 결과 CN시편에 대하여 CC시편과 ST시편 간에 유의차(p<0.05)가 있는 것으로 분석되었으며, SC시편에 대하여 CC시편과 ST시편 간에 유의차(p<0.05)가 있는 것으로 분석되었다[그림 3].

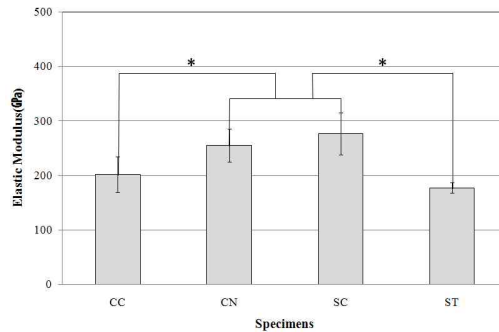


그림 3. 인장강도에 의한 탄성계수 분석결과

2. 용출물질 분석 결과

SLM가공법과 주조법으로 제작한 합금의 용출물질 분석을 위하여 용출액을 만들었다. 용출액을 ICP system으로 성분을 분석하였으며, 분석결과는 1일 평균 용출량으로 산출에 의한 결과이다[표 4]. 시험 사용된 용액(blank)에서는 분석된 성분은 없었다. 시험군의 분석결과 CC시편의 용출용액에서는 Co성분이

0.034ppm, Cr성분이 0.001ppm, Mo성분이 0.008ppm이 분석되었다. CN시편의 용출용액에서는 Co성분이 0.001ppm, Mo성분이 0.003ppm, Ni성분이 0.010ppm이 분석되었다. SC시편의 용출용액에서는 Co성분이 0.0003ppm이 분석되었다. ST시편의 용출용액에서는 Ti성분이 0.001ppm이 분석되었다.

표 4. 1일 평균 용출량 분석 결과

| 시편 | 측정 성분(1일 용출량, ppm) | |
|----|--------------------|--------|
| | 용출물 | 용출 용액 |
| CC | Co | 0.034 |
| | Cr | 0.001 |
| | Mo | 0.008 |
| CN | Co | 0.001 |
| | Mo | 0.003 |
| | Ni | 0.010 |
| SC | Co | 0.0003 |
| ST | Ti | 0.001 |

3. 세포 생존률 관찰 결과

SLM 가공법 및 주조법에 의해 제작된 합금의 세포 독성 평가를 위하여 시험군과 양성대조군 그리고 음성대조군으로 MITT분석법으로 분석하여 세포의 성장률로 세포독성평가를 실시하였다. 흡광도 측정결과 세포 독성의 음성대조군(CON(-))은 평균 0.1206(±0.77)nm의 파장이 측정되었으며, 양성대조군(CON(+))은 평균 0.0198(±0.09)nm의 파장이 측정되었다. 그리고 시험군인 CC시편은 평균 0.0846(±0.33)nm이 CN시편은 평균 0.1205(±0.01)nm의 파장이 측정되었으며, SC시편은 평균 0.0822(±0.32)nm이 ST시편은 평균 0.1370(±0.68)nm의 파장이 측정되었다. 흡광도 측정결과를 활용하여 세포 생존률을 계산하였다. 세포독성에 대한 음성대조군의 결과(0.1206nm)를 기준으로 양성대조군과 시험군의 파장을 세포생존률로 변환하였다. 변환한 결과 CON(-)의 성장률이 100%로 기준이 되었으며, CON(+), CC시편은 16%, CN시편은 70%, SC시편 68%, ST시편 113%의 세포생존률이 산출되었다[그림 4].

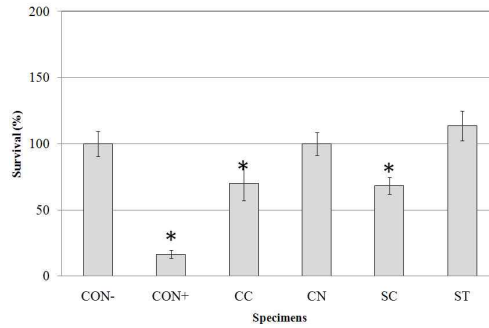


그림 4. 세포 생존률 관찰 결과

세포 생존률 분석 결과 세포독성을 가지지 않는 음성대조군 CON(-)에 대하여 CON(+), CC시편 그리고 SC시편이 유의차(p<0.05)가 있는 것으로 나타났으며, CN시편과 ST시편에 대하여 CON(+), CC시편 그리고 SC시편이 유의차(p<0.05)가 있는 것으로 나타났다. 그리고 세포독성을 가지는 양성대조군인 CON(+), CC시편 그리고 SC시편에 대하여 모든 시편과 유의차(p<0.05)가 있는 것으로 나타났다.

IV. 논의

치과보철물 제작을 위해 소개된 SLM가공법으로 제작한 합금의 기계적 특성과 생물학적 안정성을 평가하고자 일반적인 주조법으로 치과보철물을 제작하는 주조용 합금과 비교분석을 실시하였다. 인장시험결과 SLM가공법으로 제작한 Co-Cr합금인 SC시편(276.6GPa)의 탄성계수가 가장 높게 나타났으며, 주조법으로 제작한 Ni-Cr합금인 CN시편(255.4GPa), 주조법으로 제작한 Co-Cr합금인 CC시편(202.1GPa), SLM가공법으로 제작한 Ti합금인 ST시편(177.6GPa) 순으로 탄성계수가 측정되었다. 이러한 결과는 일반적으로 치과보철물 제작에 사용되는 합금인 Ni-Cr합금의 탄성계수 132~222GPa와 Co-Cr합금의 탄성계수 154~208GPa, 그리고 Ti합금의 탄성계수 116GPa를 가진다는 보고보다 높은 결과이나 상한값에 대한 규제가 없으며 시험에 대한 편차를 감안한다면 유사한 결과인 것으로 판단된다[2].

그리고 합금의 종류가 같은 Co-Cr합금의 시편인 SC

시편과 CC시편에서 SLM가공법으로 제작된 SC시편의 탄성계수가 높은 것은 합금의 제작방법에 따른 차이 또는 첨가원소에 따른 차이로 판단된다. 제작방법에 따른 차이는 주조법에 사용된 합금은 열에 의하여 용융되어 주조체를 제작하게 되므로 열에 의한 기계적 특성의 변화가 발생할 수 있으며, SLM가공법으로 제작한 합금은 금속분말을 직접 용융하여 합금체를 제작하게 되므로 추가적인 열에 의한 기계적 특성의 변화가 발생되지 않는 것으로 판단된다. 그리고 첨가원소에 따른 차이는 합금화시 첨가원소는 합금의 기계적 특성을 고려하여 첨가하게 되는데 SC시편과 CC시편에서 첨가원소의 차이와 첨가량에 의한 차이로 판단된다[13].

치과보철물 제작에 사용되는 합금의 생물학적 안정성을 관찰하기 위한 방법으로 합금에서 용출되는 용출물질의 성분분석[11][14][15]과 용출배지로 세포를 배양하여 세포의 성장률을 관찰하는 세포독성시험[16][17]이 사용되고 있다.

용출물질 분석 결과 주조법으로 제작한 Co-Cr합금인 CC시편에서는 Co, Cr, Mo원소가 측정되었으며, Ni-Cr합금인 CN시편에서는 Ni, Co, Mo원소가 측정되었다. 그리고 SLM 가공법으로 제작한 Co-Cr합금인 SC시편에서는 Co원소만 측정되었으며, Ti합금인 ST시편에서는 Ti원소만 측정되었다. 용출물질 분석결과에서 측정된 원소들은 각각의 원소형태로 다량의 흡입 또는 섭취로 위험성을 가질 수 있다[4]. 하지만 첨가원소의 위험성은 중독반응으로 용출된 원소의 1일 허용량 이하에서는 위험성이 감소 또는 소멸된다. 용출물질 분석결과 주조법으로 제작한 시편들 중 Co-Cr합금인 CC시편에서 중금속으로 분류되어 위험성을 가지는 Cr 원소가 0.001ppm($\mu\text{g}/\text{ml}$, 1일 용출량)이 측정되었다. 이는 음식에 의하여 1일 섭취되는 량(5~100 μg)과 치과교정 장치에서 용출되는 량(1 μg)[10]에 비하여 적은 량으로 판단되며, Ni-Cr합금인 CN시편에서 Ni원소가 1일 용출량이 0.01ppm($\mu\text{g}/\text{ml}$)이 측정되었다. 이는 Ni에 의한 감각반응을 가지는 사람에는 이상반응을 일어날 수 있을 것으로 판단된다. 반면 제작된 SLM 가공법으로 제작된 시편들이 주조법 시편들에 비하여 용출원소가 적은 것을 관찰할 수 있었다. 이러한 금속원소 용출량

은 합금 조성, 표면의 상태, 합금의 상(phase) 등에 영향을 받게 되는데[3] 시험에 사용된 시편들은 동일한 조건의 표면처리를 하였으므로 용출량의 차이는 시편들의 조성과 제작방법에 따른 차이인 것으로 판단된다.

용출배지를 이용하여 세포 생존률을 관찰한 결과 세포독성을 가지지 않는 음성대조군 CON(-)에 대하여 CON(+)과 CC시편 그리고 SC시편이 유의차($p<0.05$)가 있는 것으로 나타났으며, CN시편과 ST시편에 대하여 CON(+)과 CC시편 그리고 SC시편이 유의차($p<0.05$)가 있는 것으로 나타났다. 하지만 세포독성을 가지는 양성대조군인 CON(+)에 대하여 모든 시편과 유의차($p<0.05$)가 있는 것으로 나타났다. 이러한 결과는 치과용 합금인 Co-Cr합금은 세포독성이 보이지 않는다는 보고[3]와 생체재료로 사용하고 있는 Ti계 합금은 장기적인 세포독성이 적고 생체적합성이 우수하다는 보고[16]와 유사한 결과이다. SLM가공법으로 제작한 시편과 주조법으로 제작한 시편들의 세포독성 평가 결과 세포독성에 문제는 없는 것으로 관찰되었다.

V. 결론

일반적으로 사용하는 치과보철물 제작용 합금과 SLM가공법에 의하여 제작된 합금을 이용하여 인장강도시험과 용출물질 성분분석 그리고 세포독성시험을 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

SLM 가공법 및 주조법에 의해 제작된 합금의 인장강도시험에 의한 탄성계수가 동일한 소재의 Co-Cr합금에서 SLM 가공법으로 제작된 합금이 우수하다는 것을 알 수 있었으며, 용출물질 분석 및 세포독성 평가한 결과 동일한 소재의 Co-Cr합금에서 SLM 가공법에 의해 제작된 합금이 생물학적 안정성이 양호한 것으로 나타났다. 그래서 새로운 기술로 소개된 레이저 선택용 가공법(SLM)으로 제작된 합금이 치과보철물 제작용 합금으로 사용하기 위한 기계적 특성 및 생물학적 안정성은 가지는 것으로 평가된다. 본 연구를 통하여 SLM 가공법으로 제작된 금속소재의 기계적 특성과 생물학적 안정성을 평가하였으나, SLM 가공법을 활용한

치과보철물 제작방법과 치과보철물에 대한 연구가 이루어져야 할 수 것으로 판단된다.

참 고 문 헌

[1] 한창수, 천재식, “치과 주조용 금합금에서 정상인 치은섬유모세포의 세포 독성 연구”, 대한구강악안면병리학회지, Vol.29, No.4, pp.271-282, 2005.

[2] Joon B. Park, Roberic S. Lakes, "Biomaterials an introduction," Division of Plenum Publishing Co., 1992.

[3] 최영진, 육정인, 정문규, “구강점막 상피세포에 대한 치과주조용 비귀금속합금의 세포독성”, 대한치과보철학회지, Vol.37, No.6, pp.717-729, 1999.

[4] 정규철, “산업중독편람”, 신광출판사, 1995.

[5] A. Naji and M. F. Harmand, "Study of the effect of the surface state on the cyctocompatibility of a Co-Cr alloy using human osteoblasts and fibroblasts," J Biomed. Mater. Res., Vol.24, No.7, pp.861-871, 1990.

[6] M. Yoshinari, T. Derand, "Fracture Strength of All-Ceramic Crowns", Int J Prosthodont, Vol.7, No.4, pp.329-338, 1994.

[7] A. Waltimo and M. Kononen, "Maximal Bite Force and its Association with Signs and Symptoms of Cranio Mandibular Disorders in Young Finnish non-Patients", Acta Odontol Scand, Vol.53, No.4, pp.254-258, 1995.

[8] L. Probst, "Compressive Strength of Two Modern All-Ceramic Crowns," Int J Prosthodont, Vol.5, No.5, pp.409-414, 1992.

[9] D. A. Puleo, D. D. Huh, "Acute toxicity of metal ions in culture of osteogenic cells derived from bone marrow stromal cells," J. of Applied Biomaterials, Vol.6, No.2, pp.109-116, 1995.

[10] 류정현, 오소택, 강경화, 김상철, “교정장치로 부터의 니켈과 크롬의 유리에 관한 연구”, 대한치과

교정학회지, Vol.33, No.5, pp.351-358, 2003.

[11] 김성준, 조광현, 이규복, “수종의 CAD/CAM 시스템으로 제작한 지르코니아 기반 완전도재관의 적합도 비교”, 대한치과보철학회지, Vol.47, No.2, pp.148-155, 2009.

[12] 송용억, “레이저를 이용한 금속 시제품의 쾌속조형 기술현황” 대한용접접합학회, Vol.17, No.3, pp.8-12, 1999.

[13] 민동준, “재료열역학”, 홍릉과학출판사, 2009.

[14] 김철생, 박진수, 허역, 강근, “초내식성 스테인리스강의 금속이온용출 특성 및 세포적합성”, 의공학학회지, Vol.17, No.1, pp.11-18, 1996.

[15] 권오성, 유재선, 박형호, 이오연, 이민호, 송기홍, “표면처리된 타이타늄과 타이타늄 합금의 표면특성 및 세포독성 평가”, 대한금속재료학회지, Vol.43, No.7, pp.481-487, 2005.

[16] 최득철, 방몽숙, 윤택림, “Ti-Ta-Nb계 합금의 세포독성과 생체적합성의 평가”, 대한치과보철학회지, Vol.44, No.2, pp.250-263, 2006.

[17] 이계형, 조진형, 이기현, 황현식, “전기도금한 교정용 스테인레스 스틸 선재의 세포독성에 관한 연구” 대한치과교정학회지, Vol.35, No.2, pp.127-136, 2005.

저 자 소 개

김 치 영 (Chi-Young Kim)

정회원



- 2005년 2월 : 인제대학교 대학원 의용공학과(공학박사)
- 1985년 3월 ~ 현재 : 부산가톨릭대학교 교수

<관심분야> : 의용생체재료, 치과금속재료

정 인 성(In-Sung Chung)

정회원



- 1999년 2월 : 부산대학교 대학원
무기재료공학과(공학박사)
- 1981년 3월 ~ 현재 : 부산가톨릭대학교 교수

<관심분야> : 치과재료, 의용재료, 생체재료, 무기재료