

# 치과 교정용 듀플렉스 스테인리스 스틸 와이어의 기계적 강도 및 세포독성 평가

## Evaluation of the Cytotoxicity and Mechanical Strength of Dental Duplex Stainless Steel Orthodontic Wire

이명곤, 김치영

부산가톨릭대학교 보건과학대학 치기공학과

Myung-Kon Lee(mklee@cup.ac.kr), Chi-Young Kim(cykim@cup.ac.kr),

### 요약

치과 교정치료를 위하여 스테인리스 선재가 널리 사용되고 있다. 그러나 내식성이 우수한 스테인리스강 선재가 복합적인 구강환경에서 부식되어 구강조직에 과민반응 또는 이상반응이 발생되고 있다. 이러한 문제를 보완하기 위하여 본 연구에서는 초내식성의 듀플렉스 스테인리스 선재를 교정용 선재로 제시하고자 한다. DSS선재의 교정용 선재로 제시하기 위하여 기계적 강도와 생물학적 안정성을 평가하였다. 기계적 강도는 상용 교정용 SS선재와 6종의 열처리(실온(28℃), 500℃, 600℃, 700℃, 800℃, 900℃)를 실시한 DSS선재를 이용하여 인장강도시험을 실시하였다. 그리고 최적의 강도를 가지는 열처리 조건에서 제작된 DSS선재를 이용하여 굽힘 모멘트 시험을 실시하여 최대 응력과 탄성계수를 산출하였다. 그리고 생물학적 안정성 평가를 위하여 세포성장률 시험을 실시하였다. 선재를 이용하여 금속용출배지를 만들어 세포를 배양 후 세포성장률을 관찰하였다. 기계적 강도 평가 결과 SS선재( $8.17 \times 10^4$  N/mm)와 DSS500( $8.05 \times 10^4$  N/mm)선재가 유사한 기계적 강도를 가졌다( $p=0.05$ ). 생물학적 안전성 평가 결과 세포 독성이 없는 것으로 나타났다( $p=0.05$ ). 따라서 본 연구에 제시한 초내식성의 듀플렉스 스테인리스 선재가 교정용 선재로 사용이 가능한 것으로 판단된다.

■ 중심어 : | 듀플렉스 스테인리스 스틸 와이어 | 교정용 와이어 | 교정용 선재 | 세포독성 |

### Abstract

The stainless steel wire is extensively used for the orthodontic treatment. But, the stainless steel wire that has commonly superior corrosion resistance has caused hypersensitive reaction or allergy as side effects because of corrosion in the oral environment. For improving the problem of corrosion, we was evaluated the suitability of the duplex stainless steel(DSS) as orthodontic wire through this study. The DSS wire was evaluated the mechanical strength and bio-stability for suitability and bio-compatibility as orthodontic wire. In this work, the DSS and stainless steel(SS) as common use of medical grade were prepared for the tensile strength test. The DSS wire were treated by heat. and Temperature conditions of the heat treatment were 28℃, 500℃, 600℃, 700℃, 800℃, 900℃, respectively. And the DSS wires that treated by heat on the optimum temperature condition were conducted the bending moment test and calculated the S-Max value and the modulus of elasticity. For evaluating the bio stability, each materials were conducted *in vitro* test for measuring the cell survival rate. The most interesting results was that the tensile strength test of SS wire( $8.17 \times 10^4$  N/mm) and DSS wire( $8.05 \times 10^4$  N/mm) that treated at 500℃ by heat were similar in mechanical strength. In the bio-stability study, the DSS has no cytotoxicity ( $p=0.05$ ) Thus, we could make a conclusion that the duplex stainless steel wire has vastly superior corrosion resistance was suitable as orthodontic wire.

■ keyword : | Duplex Stainless Steel Wire | Orthodontic Wire | Cell Survival Rate |

\* "본 연구는 2008년도 부산가톨릭대학교 교내연구비에 의하여 연구되었음"

접수번호 : #100803-004

접수일자 : 2010년 08월 03일

심사완료일 : 2010년 09월 01일

교신저자 : 김치영, e-mail : cykim@cup.ac.kr

## I. 서론

치과 교정치료를 위해서는 외과적 수술 방법 또는 기계적인 장치를 이용하게 된다. 이중 기계적 장치는 부정교합을 치료하는 한 방법으로 이용되고 있다. 장치를 이용한 교정치료는 초기에 Fauchard에 의하여 소개되었으며, 리본상의 금속판을 치열 외측에 위치하고 부정위치의 치아를 연결하는 방식이었다[1]. 이후 고정성 교정장치와 가철성 교정장치로 연구·개발되었으며, 소재 또한 고분자 및 금속재료를 사용하게 되었다. 고정성 교정장치는 치아에 직접적으로 금속선재를 연결하는 방법으로 사용되며, 가철성 교정장치는 고분자의 기초상에 선재를 고정하여 이용되거나 열가소성 고분자 소재를 이용하여 치아열을 덮어 교정력을 가하는 탈착식 장치로 사용되고 있다[2]. 이러한 교정장치에 사용된 금속선재는 초기 알루미늄합금 또는 청동 등의 비귀금속합금 선재를 사용하였으나 생체친화성의 문제로 Pt-Au합금 또는 Ni-Au합금등의 생체친화성이 우수한 귀금속합금 선재를 사용하게 되었다[3]. 귀금속합금 선재는 1930년대 선재의 비공문제와 물리적, 화학적 성질을 보안을 위한 연구를 통하여 교정용 스테인리스강(Stainless Steel) 선재로 대체되었다. 교정용 스테인리스강 선재는 화학적으로 내식성이 우수하며, 기계적 강도인 탄성과 강도가 우수한 특성을 가지고 있다[4]. 스테인리스강 선재 개발 이후 보다 효과적인 교정치료를 위하여 Co-Cr계, Ni-Ti계,  $\beta$ -Ti계 합금 소재의 선재와 복합물질(composite plastic)의 선재가 소개되어 선택적으로 교정치료를 사용되고 있다[5].

교정용 선재의 많은 연구를 통하여 개발되고 있으나 현재 임상에서는 스테인리스강 선재에 대한 관심이 높으며 스테인리스강 선재에 대한 연구 또한 널리 이루어지고 있다. 스테인리스강 선재의 개발 초기에는 스테인리스강 선재의 가공법인 신선방법과 응력제거를 위한 열처리방법 및 금속학적 분석을 통한 연구보고들이 있었으며, 이후 스테인리스강 선재의 기계적 특성 및 조성변화에 따른 물성변화에 대하여 연구보고가 되었다[3].

근래 교정용 스테인리스강 선재에 관한 연구는 교정

력을 위한 기계적 특성에 관한 연구와 선재의 생체친화성에 관한 연구로 나누어진다[6][7].

스테인리스강 선재의 생체친화성에 관한 연구는 부식에 의한 문제를 보완하기 위한 연구이다. 스테인리스강 선재는 내식성이 우수하지만 사용되는 구강 내의 온도, 타액의 성질, 미생물, 음식물의 물리적·화학적 성질이 복합적으로 작용하여 부식이 발생하게 된다. 이러한 선재의 부식으로 인하여 유리된 금속이온이 구강조직의 과민반응이나 치아 법랑질의 변색을 유발시키게 된다고 보고되었다. 이러한 문제점을 보완하기 위하여 전기도금법 또는 이산화티탄 광촉매를 이용한 코팅에 대한 보고가 되고 있으며[8][9], 오스테나이트상( $\gamma$ -phase)을 가지는 교정용 스테인리스강 선재의 Ni과 Cr이온의 유리로 인한 구강 내에서 생리기능을 방해와 이상반응 발생을 보완하기 위한 금속상(metallic phase)을 가지는 초내식성 스테인리스강에 관한 연구가 되고 있다[10].

초내식성 스테인리스강 또는 듀플렉스 스테인리스강(Duplex Stainless Steel)은 오스테나이트상( $\gamma$ -phase)과 페라이트상( $\alpha$ -phase)이 일정한 비율로 형성된 2가지 상을 가지는 스테인리스강을 총칭한다. 듀플렉스 스테인리스강은 오스테나이트 스테인리스강에 비하여 약 2배의 강도와 높은 내식성을 가지며, 일반적으로 해양, 화학, 발전 산업의 소재로 사용되고 있으며 최근 생체재료로 적용이 소개되고 있다[11]. 이러한 듀플렉스 스테인리스강의 생체재료적용은 범위에 따라 소재의 기계적, 생물학적 안정성 평가가 요구되어지나 이에 대한 연구 및 보고가 부족하다.

본 연구에서는 초내식성의 듀플렉스 스테인리스강을 선택하여 가공 후 생체 내에 사용되는 교정용 선재에 적용을 위한 평가를 하고자한다. 본 연구에서는 듀플렉스 스테인리스강을 신선하여 선재를 제작하고 선재를 수종의 조건으로 열처리하여 선재를 제작하였다. 그리고 제작된 선재의 인장강도를 측정하여 상용화된 스테인리스강 선재와 비교하여 유의성이 있는 선재를 선택 후 굽힘 모멘트를 측정하여 교정용 선재에서 요구되는 기계적 강도를 평가하고자 하였다. 그리고 세포독성시험인 세포성장률 관찰을 통하여 선재의 생물학적

안정성을 평가하고자 한다.

본 연구의 결과를 이용하여 기존의 스테인리스강 선재에서 발생하는 내식성에 의한 문제를 보완하고 기계적, 생물학적 안정성을 가지는 초내식성의 교정용 듀플렉스 스테인리스강 선재를 제시하고자 한다.

## II. 연구 재료 및 방법

### 1. 소재

우수한 내식성을 지닌 교정용 듀플렉스 스테인리스강 선재를 제시하고자 연구에 사용된 시편은 자성체 페라이트상(최대 30%)과 비자성체 오스테나이트상(최대 80%)이 공존하는 듀플렉스 스테인리스강의 선재(DSS2205, KOSwire, Korea)이다. 시편은 원선을 선선·가공하여 직경 1mm의 원형 선재로 준비하여 시험군으로 설정하고 비교평가를 위하여 일반적으로 사용하는 상용 교정선재의 직경 1mm의 원형 스테인리스강 선재(SS304, Dentaurum, Germany)를 준비하여 대조군으로 설정하였다[표 1].

표 1. 시편 소재 및 구성성분(wt%)

성분	시편소재	대조군	시험군
		SS304	DSS2205
C		0.08	0.02
Cr		20	22
Fe		74	68
Mn		2	3.1
Ni		10.5	6
N		-	0.17
Si		1	
S		0.03	
P		0.05	

### 2. 듀플렉스 스테인리스강 선재 열처리

듀플렉스 스테인리스강을 교정용 선재로 적용하기 위한 최적의 기계적 강도를 찾기 위하여 DSS의 선재를 열처리하였다. 열처리 조건은 Fe-Cr-Ni계 합금의 상태도(phase diagram)을 토대로 α상과 γ상이 발생되기 시

작하는 온도대역을 기준으로 열처리 조건을 선택하였다. 시험에 선택된 열처리조건은 열처리를 실시하지 않은 실온(28℃)선재와 500℃, 600℃, 700℃, 800℃, 900℃에서 열처리를 실시한 선재로 6종의 조건으로 설정하여 실시하였다. 그리고 열처리 시간은 예비시험을 통하여 최적의 가공도를 가지는 시간인 40초를 선택하였다. 열처리는 주형신선기(KOSwire, Korea)를 이용하였으며 6종의 열처리 조건의 온도에서 40초간 열처리를 실시하여 듀플렉스 스테인리스 선재의 시편을 준비한다 [표 2].

표 2. 시편 분류 및 열처리조건

분류	열처리 조건		종류
	온도 (℃)	시간 (sec)	
SS	-	-	SS304 (직경 1mm, 원형 선재)
DSSCON	실온(28)	40	DSS2205 (직경 1mm, 원형 선재)
DSS500	500		
DSS600	600		
DSS700	700		
DSS800	800		
DSS900	900		

### 3. 시편

#### 3.1 인장 강도 측정 시편

듀플렉스 스테인리스강을 교정용 선재로 제시하기 위한 DSS선재를 6종의 조건으로 열처리 실시하여 각 5개씩의 시험군 시편을 준비하였다. 그리고 시험군(DSS 선재)과 대조군(SS선재)의 인장강도 비교를 위하여 SS 선재도 5개의 선재를 길이 300mm로 절단하여 인장 강도 측정 시편을 준비하였다.

#### 3.2 굽힘 모멘트 측정 시편

인장 강도 측정 후 선택된 DSS선재는 교정용 선재에 요구되는 굽힘 모멘트를 가지는지 평가하기 위하여 굽힘 모멘트 측정 시편을 준비하였다. 굽힘 모멘트 측정 시편은 길이 100mm로 절단하여 시험군당 각 5개씩의 선재를 준비하였다.

### 3.3 금속 용출 시편

본 연구에 사용된 DSS선재와 SS선재의 생물학적 안정성 관찰을 위하여 용출배지에 침적시킬 금속 용출 시편을 준비하였다. 시편은 연구에 사용된 DSS, SS선재와 양성대조군을 위한 Cu선재를 식약청 고시 제 2006-32호 “의료기기의 생물학적 안전에 관한 공통기 준규격”에 제시된 표준 표면적과 용출액 부피인 3cm<sup>3</sup>/ml 기준으로 준비하였다[12].

## 4. 시험 방법

### 4.1 인장 강도 측정 시험

듀플렉스 스테인리스강을 고정용 선재로 적용하기 위하여 열처리를 통하여 준비한 DSS선재를 인장강도를 측정 후 SS선재의 인장강도를 통계분석을 실시하였다. 인장강도시험은 load-cell이 최대 1,000N의 인장 시험기(Zwick / materials test type, Germany)를 이용하였으며 측정 길이 100mm의 선재인장용 jig로 인장속도 100mm/min로 실시하였다.

### 4.2 굽힘 모멘트 측정 시험

인장 강도 측정 후 조건을 충족하는 DSS선재를 선택하여 고정용 선재로 적용가능평가를 위하여 DSS선재와 SS선재를 이용하여 굽힘 모멘트 측정을 실시하였다. 굽힘 모멘트 시험은 스트레인지지를 이용한 굽힘 모멘트측정기기(DI-10W, Senstech, Korea)를 이용하였으며 하중 73.5N, 굽힘속도 60rpm으로 굽힘각도 90°로 시험을 실시하였다[그림 1]. 굽힘 모멘트를 측정된 결과는 “한국산업규격(KS P 51314)”에 제시된 굽힘 모멘트를 이용한 최대 응력수치로 산출하였다[13]. 최대 응력 수치 계산식은 식 1과 같으며 “*M*”는 굽힘 모멘트이며, “*Z*”는 단면계수로 원형의 선재인 경우 식 2와 같이 단면계수를 구한다.

$$S_{max} = \frac{M}{Z} \quad (1)$$

$$Z = \frac{\pi d^3}{32} \quad (2)$$

그리고 굽힘 모멘트를 이용하여 탄성계수를 식 3으로 산출하였다. “*E*”는 굽힘에 의한 탄성계수이며 “*M*”은

굽힘 모멘트, “*L*”은 힘점간의 거리, “*I*”는 관성 모멘트, “*θ*”는 전향각도(radian)이다. 여기에서 관성 모멘트 “*I*”는 식 4를 이용하여 산출한다.

$$E = \frac{ML}{3\theta} \quad (3)$$

$$I = \frac{\pi d^4}{64} \quad (4)$$



그림 1. 굽힘 모멘트 측정 시험기 및 시험 시편

### 4.3 세포 성장을 관찰 시험

DSS선재와 SS선재의 생물학적 안정성 평가를 위하여 세포독성 시험인 세포성장률 관찰시험을 실시하였다. 세포 성장률 관찰은 DSS선재와 SS선재를 비교를 위한 시험군으로 설정하고 세포독성의 양성대조군으로 Cu선재를 설정하여 배양액에 침적 시켜 용출한 배양액을 사용하였으며 음성대조군으로 일반배지로 설정하였다. 용출배지는 준비된 시편을 세척, 멸균 소독 후 2 ml의 D-MEM배지가 들어있는 conical tube에 넣고 38°C 온도의 항온에 회전도 500rpm의 Shaking incubator에서 24시간 용출하여 용출배지를 만들었다.

시험에 배양한 세포주(cell line)는 식약청 고시 제 2006-32호 “의료기기의 생물학적 안전에 관한 공통기 준규격”에서 인증된 BALB/3T3 clone A31 (CCL163)를 선택하여 배양하였으며 D-MEM (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°C, 5% CO<sub>2</sub> 분위기의 배양기에서 배양하였으며 3 일마다 1/5 subculture를 실시하고 subculture를 3회 반복하였다. subculture를 통하여 배양된 세포들을 trypsin으로 처리하고 plate에서 분리하여 세포분주를 준비하였다. 세포분주는 96 well micro plate에 시험군

별로 각 3개 well에 세포를  $1 \times 10^4$  개씩 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 10 $\mu$ l씩 가하고 감광 처리하였다. MTT 시약 처리 후 4시간 동안 incubator에서 배양 후 100 $\mu$ l의 solubilization solution(Roche, USA)를 각각의 well에 첨가하고 24시간 동안 배양기 안에 둔 다음 다기능효소면역분석기(Bio-Tek Instruments, Inc., U.S.A)를 이용, 540 nm의 파장으로 측정하여 세포 성장에 의한 흡광도 차이를 측정하였다.

#### 4.4 통계 분석

실험결과 자료는 통계프로그램(PASW Inc., ver 18.0k)을 이용하여 분석하였다. 연구에 사용된 시편의 개수를 고려하여 기계적 강도 결과는 비모수통계의 Kruskal - Wallis 검정을 실시하였으며, 집단차를 분석하기 위하여 Bonferroni사후검정분석을 실시하였으며, 세포 성장률 관찰시험은 일원배치분산분석(one-way ANOVA)을 실시 후 사후검정분석(Scheff)을 이용한 통계분석을 실시하였다.

#### 4.5 연구 기간

실험을 위한 시편준비 및 열처리는 2주에 걸쳐 준비하였으며, 기계적 평가를 위한 인장강도 및 굽힘 모멘트 시험은 3일 동안 실시하였다. 그리고 생물학적 안정성 시험인 세포 성장률 시험은 용출배지 준비, 세포 수 확보, 세포의 안정화, 세포배양 및 MTT분석을 2주간 실시하였다.

### III. 연구 결과

#### 1. 인장 강도 결과

듀플렉스 스테인리스강의 교정용 선재로 적용에 요

구되는 기계적 강도 설정을 위하여 DSS선재를 6종의 조건으로 열처리 실시 후 인장강도 시험을 실시 하였다. 인장강도는 실온(28 $^{\circ}$ C)에서 열처리를 실시하지 않은 선재는 평균 1,635( $\pm$ 36)N/mm $^2$ 의 인장강도를 보였으며, 500 $^{\circ}$ C에서 열처리를 실시한 선재는 평균 1,849( $\pm$ 10)N/mm $^2$ 의 인장강도를, 600 $^{\circ}$ C에서 열처리를 실시한 선재는 평균 1,803( $\pm$ 16)N/mm $^2$ 의 인장강도를, 700 $^{\circ}$ C에서 열처리를 실시한 선재는 평균 1,607( $\pm$ 9)N/mm $^2$ 의 인장강도를, 800 $^{\circ}$ C에서 열처리를 실시한 선재는 평균 1,474( $\pm$ 3)N/mm $^2$ 의 인장강도를, 900 $^{\circ}$ C에서 열처리를 실시한 선재는 평균 1,206( $\pm$ 3)N/mm $^2$ 의 인장강도를 측정할 수 있었다[그림 2].

6종의 열처리를 실시한 시험군인 DSS선재들의 인장강도를 대조군인 SS시편의 인장강도(1,855( $\pm$ 8)N/mm $^2$ )와 비교한 결과 DSS500시편과 DSS600시편이 SS시편의 인장강도와 유사한 것으로 관찰되었다.

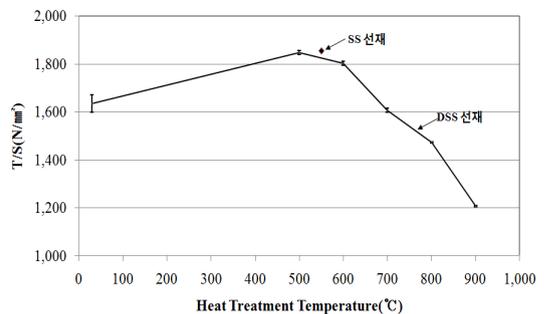


그림 2. DSS선재의 열처리 온도에 따른 인장강도 및 SS선재의 인장강도 결과

비교분석을 위하여 DSS500시편과 DSS600시편의 인장강도와 SS시편의 인장강도를 이용하여 통계분석을 실시하였다. 그 결과 SS시편의 인장강도가 가장 높으며 사후검정결과 SS시편이 DSS500시편과 DSS600시편 간에는 유의차가 있으며( $p < 0.05$ ), DSS500시편과 DSS600시편 간에도 유의차가 있는 것으로 나타났다( $p < 0.05$ )[그림 3].

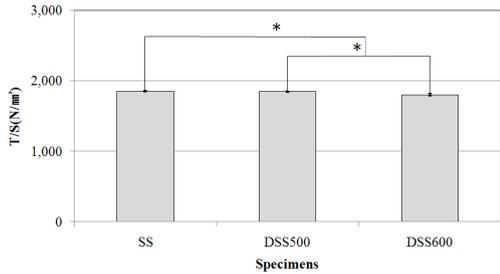


그림 3. 인장강도 비교 결과 (SS시편, DSS500시편, DSS600시편)

2. 굽힘 모멘트 결과

인장강도 측정 결과에서 SS시편과 유사한 인장강도를 가지는 DSS500시편과 DSS600시편을 이용하여 굽힘 모멘트 측정을 실시하였다. 그 결과 SS시편의 굽힘 모멘트는 평균  $3.31(\pm 0.05) \times 10^4$  Nmm가 측정되었으며, DSS500시편은 평균  $3.39(\pm 0.01) \times 10^4$  Nmm가 측정되었다. 그리고 DSS600시편은 평균  $3.09(\pm 0.11) \times 10^4$  Nmm가 측정되었다. 통계분석 결과 DSS500시편의 굽힘 모멘트가 가장 높으며, 사후검정결과 DSS500시편이 SS시편과 DSS600시편간에 유의차가( $p < 0.05$ ) 있으며, SS시편과 DSS600시편간에도 유의차( $p < 0.05$ )가 있는 것으로 분석되었다[그림 4].

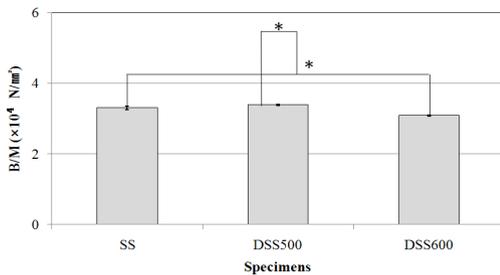


그림 4. 굽힘 모멘트 측정 결과 (SS시편, DSS500시편, DSS600시편)

굽힘 모멘트를 이용하여 최대 응력수치를 산출한[식 1] 결과 SS시편의 최대응력은 평균  $34.75(\pm 0.55) \times 10^4$  N이 산출되었으며 DSS500시편은 평균  $36.75(\pm 0.14) \times 10^4$  N이 산출되었다. 그리고 DSS600시편은 평균  $33.45(\pm 0.12) \times 10^4$  N이 측정되었다. 통계분석

결과 DSS500시편의 최대 응력수치가 가장 높으며, 사후검정결과 DSS500시편이 SS시편과 DSS600시편간에 유의차가( $p < 0.05$ ) 있으며, SS시편과 DSS600시편간에도 유의차가( $p < 0.05$ ) 있는 것으로 분석되었다[그림 5].

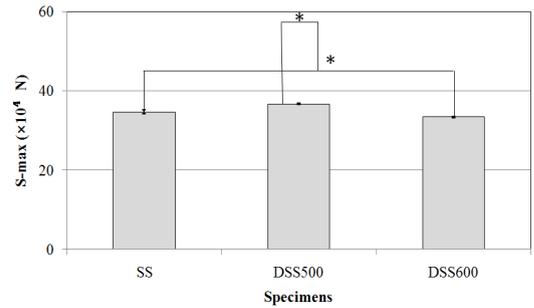


그림 5. 최대응력 산출 결과 (SS시편, DSS500시편, DSS600시편)

대조군인 SS시편과 실험군인 DSS500시편과 DSS600시편의 굽힘 모멘트 결과를 식4에 대입하여 관성 모멘트( $I$ )를 산출하고 관성 모멘트를 식3을 이용하여 탄성계수를 산출하였다. 탄성계수 산출결과 SS시편의 탄성계수는 평균  $8.17(\pm 0.12) \times 10^4$  N/mm<sup>2</sup>이 산출되었으며 DSS500시편은 평균  $8.05(\pm 0.03) \times 10^4$  N/mm<sup>2</sup>이 산출되었다. 그리고 DSS600시편은 평균  $7.33(\pm 0.02) \times 10^4$  N/mm<sup>2</sup>이 산출되었다. 통계분석결과 SS시편의 탄성계수가 가장 높으며, SS시편이 DSS500시편과 DSS600시편간에는 유의차가 있으며( $p < 0.05$ ) DSS500시편과 DSS600시편 간에는 유의차가( $p < 0.05$ ) 있는 것으로 나타났다[그림 6].

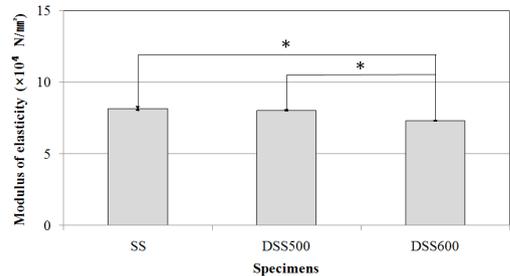


그림 6. 탄성계수 산출 결과 (SS시편, DSS500시편, DSS600시편)

### 3. 세포 성장률 결과

DSS선재와 SS선재의 세포성장률을 MTT-assay를 사용하여 흡광도를 측정하였다. 흡광도 측정결과 세포독성의 음성대조군(CON(-))은 1.054(±0.09)nm의 파장이 측정되었으며 양성대조군(CON(+))은 0.306(±0.004)nm의 파장이 측정되었다. 그리고 시험군인 SS시편군은 1.116(±0.07)nm이 DSS시편군은 1.041(±0.07)nm의 파장이 측정되었다. 흡광도 측정결과를 활용하여 세포성장률을 계산하였다. 세포독성에 대한 음성대조군의 결과(1.054nm)를 기준으로 양성대조군과 시험군의 파장을 세포성장률로 변환하였다. 변환한 결과CON(-)의 성장률이 100%로 기준이 되었으며, CON(+), SS시편군은 29%이며, SS시편군은 105%, 그리고 DSS시편군은 98%의 세포성장률을 관찰할 수 있었다. 세포성장률의 통계분석결과 CON(+), SS시편군 그리고 DSS시편군간에 유의차(p<0.05)가 있었으며, CON(-)과 SS시편군 그리고 DSS시편군간에는 유의차(p>0.05)가 없었다(그림 7).

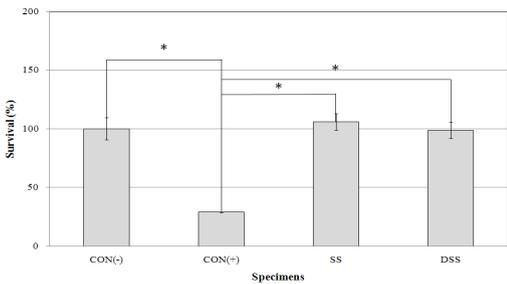


그림 7. 세포성장률 관찰 결과

### IV. 논의 및 결론

교정용 스테인리스 선재의 문제로 제시되는 내식성을 보완하기 위하여 스테인리스 선재에 코팅을 실시하거나[8][9] 내식성이 강한 스테인리스 선재를 개발하기 위한 연구가 되고 있다[10]. 이러한 내식성의 문제를 보완하기 위하여 기존의 스테인리스 선재에 비하여 높은 내식성을 가지는 듀플렉스 스테인리스 선재를 교정용 선재로 제시하고자 한다.

듀플렉스 스테인리스강은 일반적으로 높은 내식성이 요구되는 산업용 소재로 사용되고 있으며 최근 생체재료로도 소개되고 있다[11]. 하지만 생체재료적용을 위한 기계적 강도 및 생물학적 안정성에 관한 연구가 부족하다. 그래서 본 연구에 초내식성의 듀플렉스 스테인리스 선재를 교정용 선재에 적용을 위한 기계적 강도 평가와 생물학적 안정성 평가를 실시하였다.

기계적 안정성을 평가하기 위하여 상용화 교정용 SS 선재와 수종의 조건에서 제작된 DSS선재를 이용하여 인장강도를 측정하여 SS선재의 인장강도와 유사한 인장강도를 가지는 DSS선재를 선택하였다. 그 결과 SS 선재의 인장강도는 평균 1,855(±8)N/mm로 측정되었다. 그리고 6종의 조건으로 열처리를 실시한 DSS선재는 열처리 온도가 높아질수록 인장강도가 감소하는 것을 관찰할 수 있었다. 이러한 인장강도의 감소는 Fe-Cr-Ni계 합금의 상을 이루는 α상과 γ상의 형성비율 변화에 의한 것으로 판단된다. 결정립 크기가 큰 bcc 구조의 α상이 온도가 높아지면서 형성비율이 증가하기 때문이다[14]. 이러한 열처리 결과의 DSS선재에서 인장강도가 SS선재와 유사한 시편은 DSS500시편의 평균 1,849(±10)N/mm과 DSS600시편의 평균 1,803(±16)N/mm인 것으로 측정되었다.

인장강도의 결과에서 SS시편과 유사한 DSS500시편과 DSS600시편을 이용하여 선재의 객관적 기계적 강도 분석을 위하여 굽힘 모멘트를 측정하였다. 굽힘 모멘트 결과를 활용하여 최대응력과 탄성계수를 산출하였다. 굽힘에 의한 최대응력 관찰결과 DSS500시편이 가장 높으며, 사후검정결과 DSS500시편이 SS시편과 DSS600시편간에 유의차가(p<0.05) 있으며, 탄성계수 관찰결과 SS시편의 탄성계수가 가장 높으며, SS시편이 DSS500시편과 DSS600시편 간에는 유의차가(p<0.05) 있는 것으로 산출되었다. 이러한 결과 상용화된 SS시편이 탄성계수는 DSS500시편 보다 높으나 DSS500시편이 “한국산업규격(KS P 51314)”의 제2형 고탄성 선재에 해당되는 SS시편에 비하여 높은 굴곡에 의한 최대응력을 가지고 있는 것으로 평가된다[13].

생물학적 안정성을 평가하기 위하여 세포독성시험을 통하여 세포성장률을 비교분석하였다. 그 결과 세포독

성에 반응이 없는 음성대조군(CON(-))의 성장률을 기준으로 SS시편군은 105% 그리고 DSS시편군은 98%의 세포성장률 가지며 각 군간에 유의차( $p>0.05$ )가 없는 것을 분석할 수 있었다. 이러한 결과는 김 등이 보고한 스테인리스강 용출배지를 이용한 골아세포와 대식세포 배양시험에서 생존률에 영향을 미치지 않는다는[10] 결과와 동일한 양상을 보인다. 그리고 본 시험에 사용된 MTT방법을 이용한 세포독성관찰 시험은 객관성이 높은 세포독성평가 방법이며 양성대조군인 Cu용출배지에서는 매우 강한 독성을 가지며 스테인리스강 용출배지에서는 무독성을 가진다고 이 등은 보고하였다[9]. 본 연구의 세포 성장률 시험과 선행연구들을 고찰한 결과 금속용출배지를 이용하여 MTT방법으로 평가한 결과 SS시편과 DSS시편의 용출배지에 의하여 세포의 성장률에는 영향이 없는 것으로 판단되며, 본 연구에서 제시한 DSS선재가 생물학적으로 안정한 것으로 사료된다.

초내식성의 듀플렉스 스테인리스 선재를 교정용 선재로 제시하기 위하여 기계적 강도 및 생물학적 안정성을 평가한 결과 듀플렉스 스테인리스 선재를 500℃에서 40초간 열처리를 실시하여 제작한 DSS선재(DSS500시편)가 교정용 선재의 고탄성 선재에 해당되는 기계적 강도를 가지며, 세포독성 시험인 세포 성장률에 미치는 영향이 없어 세포관점에서의 생물학적 안정성은 안정한 것으로 판단된다. 따라서 본 연구에 제시한 초내식성의 듀플렉스 스테인리스 선재가 생체 외(*in-vitro*) 시험 결과에서는 교정용 선재로 사용이 가능할 것으로 판단되며, 향후 전임상 연구를 통하여 정밀한 생물학적 안정성 평가가 필요할 것으로 판단된다.

### 참 고 문 헌

- [1] 치과교정기공학연구회, “치과교정기공학”, 군자출판사, p.5, 2009.
- [2] 민샘, 황충주, 유형석, 이상배, 차정열, “교정용 열가소성 재료의 두께와 변형량이 재료의 물리적 특성에 미치는 영향”, 대한치과교정학회지, Vol.40, No.1, pp.16-26, 2010.
- [3] 권오원, 손병화, “교정용 스테인리스강성재의 물리적 성질에 관한 비교연구”, 대한치과교정학회지, Vol.15, No.2, pp.163-176, 1985.
- [4] 허택, 이병태, “열처리가 Elgiloy 선재의 기계적 성질에 미치는 영향”, 대한치과교정학회지, Vol.22, No.3, pp.557-578, 1992.
- [5] 이성호, 김태우, 장영일, “여러 스테인레스 스틸 호선의 물성 및 표면의 비교”, 대한치과교정학회지, Vol.31, No.1, pp.149-157, 2001.
- [6] 이정석, 이기현, 황현식, “전기도금을 이용한 스테인레스 스틸 각형 선재의 굽기 증가 후 물성 변화”, 대한치과교정학회지, Vol.33, No.2, pp.131-140, 2003.
- [7] 조진형, 성영은, 이기현, 황현식, “전기도금을 이용한 스테인레스 스틸 선재의 직경 증가에 관한 실험적 연구”, 대한치과교정학회지, Vol.33, No.2, pp.121-130, 2003.
- [8] 고은희, “교정용 와이어 및 브라켓에 이산화티탄 광촉매 코팅시 코팅방법에 따른 비교연구”, 전남대학교대학원, 박사학위논문, 2006
- [9] 이계형, 조진형, 이기현, 황현식, “전기도금한 교정용 스테인레스스틸 선재의 세포독성에 관한 연구”, 대한치과교정학회지, Vol.35, No.2, pp.127-136, 2005.
- [10] 김철생, 박진수, 허역, 강곤, “초내식성 스테인리스강의 금속이온용출 특성 및 세포적합성”, 의공학회지, Vol.17, No.1, pp.11-18, 1996.
- [11] 최성민, 김영곤, “국소온열치료용 듀플렉스 스테인리스 스틸 발열체에 의한 혈관세포와 골세포의 온도에 따른 성장률 변화 관찰” 한국콘텐츠학회 논문지, Vol.9, No.11, pp.247-253, 2009.
- [12] 식품의약품안전청, “의료기기의 생물학적 안전에 관한 공통기준규격”, 식품의약품안전청고시 제2006-32호, 9.3.2항, 2006.
- [13] 한국표준협회, “치과교정용 비귀금속선 KS P 5314”, 산업표준심의회, 2005.
- [14] 조현설, “듀플렉스 스테인리스 스틸을 사용한 발열체의 발열특성과 온열치료 효과에 관한 연구”,

인제대학교대학원, 박사학위논문, 2002.

저 자 소 개

이 명 곤(Myung-Kon Lee)

정회원



- 2006년 2월 : 인제대학교 대학원  
의용공학과(공학박사)
- 1982년 3월 ~ 현재 : 부산가톨릭대학교 교수

<관심분야> : 치과교정학, 총의치, 생체역학

김 치 영(Chi-Young Kim)

정회원



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

<관심분야> : 의용생체재료, 치과금속재료