폴리머 코팅된 NiTi합금 교정선의 표면특성

조주영^a, 김원기^a, 최환석^a, 이호종^b, 최한철^{a*}

^a조선대학교 치의학전문대학원 치과재료학교실 및 생체재료나노계면활성화센터
^b순천대학교 공과대학 미래전략신소재공학전공

Surface Characteristics of Polymer Coated NiTi Alloy Wire for Orthodontics

Joo-Young Cho^a, Won-Gi Kim^a, Hwan-Suk Choi^a,
Ho-Jong Lee^b, Han-Cheol Choe^{a*}

^aDepartment of Dental Materials & Research Center of Nano-Interface Activation for Biomaterials,
School of Dentistry, Chosun University, Gwangju 501-759, Korea

^bDepartment of Materials Science & Metallurgical Engineering, Sunchon National University,
Chonnam 540-742, Korea

(Received June 10, 2010 ; revised June 18, 2010 ; accepted June 29, 2010)

Abstract

NiTi alloy has been used for orthodontic wire due to good mechanical properties, such as elastic strength and frictional resistance, combined with a high resistance to corrosion. Recently, these wire were coated by polymer and ceramic materials for aesthetics. The purpose of this study was to investigate surface characteristics of polymer coated NiTi alloy wire for orthodontics using various instruments. Wires (round type and rectangular type) were used, respectively, for experiment. Polymer coating was carried out for wire. Specimen was investigated with field emission scanning electron microscopy(FE-SEM), energy dispersive x-ray spectroscopy(EDS) and atomic force microscopy(AFM). The phase transformation of non-coated NiTi wire from martensite to austenite occurred at the range of 14~15°C, in the case of coated wire, it occurred at the range of 16~18°C. Polymer coating on NiTi wire surface decreased the surface defects such as scratch which was formed at severe machined surface. From the AFM results, the average surface roughness of non-coated and coated NiTi wire was 13.1 nm, and 224.5 nm, respectively. From conventional surface roughness test, the average surface roughness of non-coated and coated NiTi wire was 0.046 µm, and 0.718 µm, respectively.

Keywords: NiTi wire, TMDSC, Polymer, Surface roughness, Phase transformation

1. 서 론

교정치료 분야에서 치아이동을 쉽게 하여 치료기간을 단축하려는 연구가 집중되고 있으며 치료과정에서 심미적인 효과를 얻기 위한 표면처리 방법을 부여하고 있다. 최근에 교정치료 뿐만 아니라 의료 분야에서 심미성의 개선을 위한 노력이 진행되고 있으며 세계적인 추세가 되고 있다. 이에 따라 치

과 영역에서도 심미적인 영역, 특히 교정치료가 차지하는 관심도가 증가되고 있으며 치아교정환자 수의 증가와 교정 치료과정 중에 심미성에 대한 요구도 증가되고 있다. 심미적인 교정 치료는 교정 장치가 외관상 치아와 구별이 되지 않도록 레진 및 세라믹 등을 이용하여 브라켓 및 와이어를 이용하여 심미적인 교정 치료가 가능하게 되었다. 사용되는 교정용 와이어를 보면 단면 형태에 따라서 원형과 각형으로 대별되며, 재질에 따라서 여러 종류로 구분된다. 과거에는 귀금속 재료를 많이 사용하였

*Corresponding author. E-mail : hcchoe@chosun.ac.kr

으나 이후는 스테인리스강 계열과 코발트-크롬계 와이어(Elgiloy)를 주로 사용하고 있으며, 1960년대에 니켈-티타늄계 와이어인 Nitinol을 교정치료에 이용하게 되었으며, 최근에는 베타-티타늄계 와이어가 개발되어 이용되고 있다. 교정용와이어와 브라켓은 교정 치료 시에 주위조직에 손상 없이 치아가 가능한 빠르고 정확하게 이동될 수 있도록 적절한 교정력을 발휘하여야 하지만 치아가 호선을 따라 이동할 때 생기는 마찰 저항력으로 인해 교정력의 손실이 많이 온다. 또한 기계적 요소인 브라켓의 재료¹⁾, 표면 상태²⁾, 와이어의 재료³⁾, 교정 와이어의 굵기와 단면 형태^{4,5)}, 결찰재의 종류 및 결찰력, 브라켓 slot의 크기와 폭경⁶⁾, 교정력의 방향 등과 환경적 요소인 타액, 치태, 부식 등의 영향을 받는다^{7,8)}. 그러나 금속와이어는 심미적인 효과가 크게 떨어지고 코팅을 인하여 교정력을 변화시킬 수 있는 문제가 있다. 특히 많이 사용되고 있는 NiTi 와이어는 제조과정이나 임상적으로 사용환경에 매우 민감하며 온도와 응력에 따라 마르텐사이트에서 오스테나이트로의 변태를 이용하여 교정력을 얻을 수 있는 합금으로 알려져 있다. 즉 낮은 온도에서 마르텐사이트가 오스테나이트로 변하고^{9,10)} 치료외력에 의해 오스테나이트가 응력을 받으면 마르텐사이트로 변하는데 이러한 변화를 반복하면서 교정력을 얻는 것으로 알려져 있다¹¹⁾. 금속와이어의 심미성 향상을 위해 와이어 표면을 치아색을 띄게 하고자 연구와 개발이 진행되었고 현재 폴리머를 코팅한 와이어가 주종을 이루고 있으며, 소수의 금속 코팅 와이어가 시판되고 있는데, 금속 코팅 와이어의 경우 폴리머 코팅 와이어의 일부 단점을 보완할 수 있으나 폴리머 코팅 와이어에 비해 비교적 고가이면서 심미적으로는 우수하지 못한 단점으로 인해 폴리머 와이어에 비해 널리 사용되고 있지 않다. 온도와 응력에 민감한 NiTi 와이어에 심미적인 폴리머 코팅을 행할 때 에칭과 열처리 및 코팅등과 같은 여러 가지 제조과정을 거치게 되는데 각각의 제조과정에서 상변태에 영향을 미칠 것으로 생각되나 이에 관한 연구는 이루어 지지 않았다. 심미성 폴리머 코팅 NiTi 와이어에서 가장 중요한 점은 교정치료에 필요한 물리적인 특성, 즉 NiTi 와이어의 특성인 초탄성의 변화가 최소가 되어야 하고 교정치료 시에 브라켓과 와이어 사이에 발생하는 마찰력의 증가를 최소화하는 코팅조건을 찾아야 한다.

따라서 본 연구에서는 교정치료 시 심미성을 부여하고 우수한 교정력을 부여 할 수 있는 심미적 표면개질된 교정용 NiTi 와이어의 표면특성을 조사하였다.

2. 실험방법

본 실험의 코팅과 부식시험에 사용된 NiTi 와이어는 미국Ormco사(Glendora, CA)에서 제조한 직경 0.016 inch의 원형(round type)과 0.016×0.022 inch의 각형(rectangular type)을 사용하였다.

NiTi 와이어를 준비하여 표면을 스트라이킹(에칭)하였으며 표면처리 시 발생하는 수소취성을 제거하기 열처리를 진공도 10 mTorr에서 온도를 120°C로 하여 4시간 처리하였다. 폴리머를 코팅 시 접착성 향상을 위하여 온도금을 두께가 약 3 μm가 되도록 처리하였으며 다시 열처리 공정으로 진공도 10 mTorr에서 온도를 120°C로 하여 4시간 처리하였다. 치아색을 한 폴리머를 코팅두께 10 μm가 되도록 진공도를 15 mTorr 및 상온에서 4시간동안 처리 하였다. 다시 물성변화제거와 폴리머의 접착강도를 증가시키기 위하여 열처리를 진공도 10 mTorr에서 온도를 130°C로 하여 2시간 처리하였다. Fig. 1에 사용된 NiTi 와이어와 각각 분석에 사용된 시편의 준비 사항을 그림으로 나타내었다.

NiTi 와이어의 상변화를 TMDSC(temperature-modulated differential scanning calorimetry; Q100 DSC, TA Instruments, Wilmington, DE)를 이용하여 분석하였으며 각각의 그림 1의 (c)와 같이 시편을 준비하여 4~5 mm 크기로 컷팅한 다음, 시편을 -80°C에서 150°C까지 가열하여 수행하고 다시 냉각 -80°C까지 냉각하여 상을 분석하였다. 가열과 냉각속도는 2°C/min으로 하였으며 시험분위기는 질소가스를 사용하여 분석하였다.

Fig. 1. The samples used in this study. (a) non-coated sample, (b) polymer coated sample, (c), (d) sample preparation.

코팅된 NiTi 와이어의 표면은 코팅 전후의 조직의 변화를 조사하기 위하여 금속현미경과 FE-SEM(field emission scanning electron microscopy)으로 관찰하였으며 조성은 분산 X-선 분광기(energy dispersive X-ray spectroscopy, EDS)를 사용하여 분석하였다.

Atomic force microscopy(AFM: Digital Instrument Co. Multi Mode)와 조도계(Model: DSF-1000, Kosaka, Japan)를 이용하여 평균표면거칠기 값(R_a)과 최대거칠기 값(R_{max})을 구하여 표면의 조도를 측정하였다.

3. 결과 및 고찰

3.1 치과 교정용 NiTi 와이어의 미세조직

NiTi 와이어의 단면의 조직을 광학현미경으로 관찰한 사진이 그림 2이다. 원형의 NiTi 와이어와 각형의 NiTi 와이어의 주성분은 주로 Ni 및 Ti로 구성된 합금이었다. (a)는 NiTi 와이어의 코팅부분을 광학현미경으로 관찰한 것이고 (b)는 배율을 높여 관찰한 것이다. (c)는 코팅 면으로 부터 먼 내부의 단면을 관찰한 사진이고 (d)는 배율을 높여 관찰한 것이다. 조직은 전형적인 (d)에서 보면 오스테나이트 조직을 보여 기지의 조직변화에 코팅의 영향이 없었음을 보인다. 본 연구에 사용된 합금은 NiTi 와이어이며 형상기억효과와 초탄성을 나타내는 합금이다. 따라서 NiTi 와이어의 조직은 일반적으로 면심입방정을 갖는 오스테나이트 조직을 갖으며 응력을 받거나 냉각과 가열과정에서 체심정방정의 마르

텐사이트 구조로 변태를 하게 된다. 이 과정에서 형상기억효과와 초탄성의 현상이 나타나게 된다. 그림 2에서 보여 주듯이 전형적인 오스테나이트 조직을 보여 원재료의 제조가 잘 되었음을 확인 할 수 있다.

3.2 NiTi 와이어의 상변화

그림 3은 코팅효과가 상변화에 미치는 영향을 조사하기 위하여 코팅하기전의 시편을 TMDSC분석을 통하여 조사한 그림이다. a, b, c, d는 그림 1(c)에서 나타난 각각의 부위에서 얻어진 그림들이다. 만곡부위인 a는 가열시 마르텐사이트에서 오스테나이트로 상변화가 14.22°C , 냉각 시는 14.96°C 를 보였으며, 만곡이 심하지 않은 b는 가열시 상변화가 14.64°C , 냉각 시는 15.22°C 를 보였다. 만곡의 정도가 낮은 c는 가열시 상변화가 14.52°C , 냉각 시는 15.46°C 를 보였으며 만곡이 없는 d는 가열시 상변화가 14.51°C , 냉각 시는 15.41°C 를 보였다.

그림 4는 코팅효과가 상변화에 미치는 영향을 조사하기 위하여 코팅한 시편을 TMDSC분석을 통하여 조사한 그림이다. a, b, c, d는 그림 1(c)에서 나타난 각각의 부위에서 얻어진 그림들이다. 만곡부위인 a는 가열시 마르텐사이트에서 오스테나이트로 상변화가 15.56°C , 냉각 시는 15.98°C 를 보였으며, 만곡이 심하지 않은 b는 가열시 상변화가 15.94°C , 냉각 시는 17.54°C 를 보였다. 만곡의 정도가 낮은 c는 가열시 상변화가 15.37°C , 냉각 시는 18.03°C 를 보였으며 만곡이 없는 d는 가열시 상변화가 16.48°C , 냉각 시는 18.39°C 를 보였다. 이와 같이 코팅한 경

Fig. 2. The microstructure of NiTi wire. (a),(b) at outer matrix, (c),(d) at inner matrix.

Fig. 3. TMDSC curves for non-coated NiTi wire at various part in Fig. 1(c).

Fig. 4. TMDSC curves for coated NiTi wire at various part in Fig. 1(c).

우는 상변화가 16~18°C 근처에서 이루어짐을 알 수 있다.

이와 같이 NiTi 와이어에 폴리머를 코팅한 시편

의 경우 DSC를 주로 사용하나 좀 더 진보적인 TMDSC를 이용하여 마르텐사이트에서 오스테나이트로의 상변화온도를 측정할 수 있다. 코팅효과가

상변화에 미치는 영향을 조사하기 위하여 코팅하기 전의 시편을 TMDSC 분석을 해본 결과 그림 3에서 나타난 바와 같이 만곡도가 심한 부분에서 내부에 존재한 응력의 영향으로 다른 부분의 14.64°C에 비해서 14.22°C로 낮은 온도에서 상변화가 이루어지고 대부분의 시편의 상변화가 14~15°C 근처에서 이루어짐을 알 수 있다. 코팅을 하게 되면 만곡부 위에서 마르텐사이트에서 오스테나이트로 상변화가 15.56°C에서 일어나 대체적으로 높아짐을 보였다(그림 4). 이는 코팅과정에서 접착성을 증가시키기 위하여 Ag를 코팅하며 이때 여러 단계의 열처리, 산세과정을 거치면서 표면에서 Ni의 용출이 발생되어 Ni-Ti 합금에서 Ni함량의 감소로 상대적으로 Ti함량이 증가되어 변태온도가 상승된 것으로 생각된다(그림 4d). 따라서 코팅효과가 Ni-Ti 와이어의 상변태온도에 미치는 영향은 코팅한 경우는 상변화가 16°C~18°C 근처에서 이루어짐을 알 수 있다. 폴리머 코팅처리는 형상기억합금의 특성을 쉽게 잃지 않음을 확인 하였으며 Ni-Ti 합금의 변태온도인 -50°C에서 110°C 사이에 있음을 알 수 있었다¹⁰⁾.

3.3 NiTi 와이어의 코팅표면과 코팅층

NiTi 와이어의 코팅층과 단면의 조직을 FE-SEM으로 관찰한 사진과 화학적인 조성을 EDS의 선 분석을 이용하여 조사한 것이 그림 5이다. 원형의 NiTi 와이어와 각형의 NiTi 와이어의 주성분은 주로 Ni,

Ti로 구성된 합금이었다. (a)는 코팅한 경우의 표면을 FE-SEM으로 관찰한 것으로 표면은 입자모양을 하여 조밀하게 코팅이 잘 이루어졌음을 보인다. (b)는 이 표면을 EDS로 표면의 성분을 분석한 것으로 Ag의 성분이 주를 이루고 있다. (c)는 코팅된 단면을 FE-SEM으로 관찰한 사진이고 코팅 층의 구성 성분을 조사한 것이 (d)의 선분석이다. 코팅두께는 약 300 μm 정도로 코팅되었음을 보인다. 코팅단면의 구성성분은 Ni 및 Ag는 다소 검출되고 있으며 Ti는 거의 미량 검출되고 있다. Ag는 NiTi 와이어 표면 쪽에서 높은 농도가 검출되고 있음을 보인다.

코팅된 층과 단면을 보면 표면은 작은 입자가 모여 있는 모양(그림 5a)으로 나타나고 두께는 300 μm 정도로 코팅이 되어 있는데 이는 표면에 형성되어 있는 스크래치를 제거하는 효과를 나타낼 수 있고 표면에서 표면의 안정성을 증가시키는 효과를 얻을 수 있음을 알 수 있다. 표면에서 Ag의 검출은 NiTi 합금표면과 폴리머의 접착을 증가시키기 위하여 코팅된 은의 성분이며 폴리머를 구성하고 있는 탄소나 수소의 원소는 나타나지 않고 있다. EDS분석을 이용하여 조사하면 주기율표상에서 산소이전의 원소는 분석이 되지 않은 결과 Ag만이 검출되었다. 단면의 성분을 분석해보면 합금표면으로 갈수록 Ni, Ti은 코팅 층에서 검출되지 않고 Ag와 S가 검출되어 코팅과정에서 형성된 것으로 생각된다. 여기서 보면 Ti의 경우는 코팅 층에서 미량 나타나지만 Ni

Fig. 5. FE-SEM and EDS peaks showing coated surface and layer of NiTi wire. (a) coated surface, (b) EDS peaks, (c) coated layer, (d) EDS line profile.

Fig. 6. FE-SEM showing non-coated surface of NiTi wire(round type). A: curved part, B: curved and straight part, C: straight part.

Fig. 7. FE-SEM showing coated surface of NiTi wire(round type). A: curved part, C: straight part.

은 Ti에 비하여 많은 양이 검출됨을 알 수 있는데 코팅 시 에칭과정에서 Ni의 용출에 의한 것으로 생각된다. 이는 앞 상변화에서 고찰한 바와 같이 Ni의 용출로 인하여 마르텐사이트에서 오스테나이트로 상변태온도를 상승한 효과⁸⁾에 기인한 것으로 생각할 수 있다.

그림 6은 코팅하지 않은 원형 NiTi 와이어의 표면을 FE-SEM으로 관찰한 사진으로 A는 만곡부위에서, B는 만곡부위와 직선부위가 공존하는 부위를, C는 직선부위에서의 표면사진을 보인다. A부분을

고배율로 촬영해보면 저배율에서 보이지 않았던 가공스크래치가 많이 보이고 있다. B는 만곡부위와 비슷한 표면의 결함을 보이지만 C와 같이 직선부위에서는 스크래치가 크게 감소된 양상을 보인다.

그림 7은 코팅한 원형 NiTi 와이어의 표면을 FE-SEM으로 관찰한 사진으로 A는 만곡부위에서, C는 직선부위에서의 표면사진을 보인다. A부분을 고배율로 촬영해보면 코팅하지 않은 표면에서 보였던 가공스크래치는 보이지 않고 표면에 코팅된 물질로 이루어진 morphology를 보이고 있다. C는 만곡부

위와 달리 코팅이 되지 않아 표면의 결함이 존재하고 있다.

교정와이어도 원형과 각형에 따라 가공도의 증가로 인하여 표면에 많은 가공결함을 나타내는데 특히 만곡부에서 많은 스크래치가 발견되었다. 이는 인발과정에서 힘을 부여하기 위하여 많은 가공도를 필요로 하는 데에 기인한 것으로 생각된다. 실제로 그림 6과 7에서 이를 확인할 수 있는데 만곡부위인 A에서 심한 가공결함을 그리고 만곡부위와 직선부위가 공존하는 B부위에서 다소 많은 결함을, 직선부위인 C에서 스크래치가 감소된 현상을 볼 수 있다. 특히 원형의 와이어보다는 각형의 와이어에서 심한 가공결함이 관찰되었다. 이러한 결함은 치아교정 시 표면의 거칠기에 영향을 미치고 브라켓과의 마찰력을 증가시킴으로써 교정력을 상실할 수

있고 또한 구강 내 분위기에서 생체안정성에 영향을 미칠 것으로 생각된다.

그림 8은 코팅하지 않은 각형 NiTi 와이어의 표면을 FE-SEM으로 관찰한 사진으로 A는 만곡부위에서, B는 만곡부위와 직선부위가 공존하는 부위를, C는 직선부위에서의 표면사진을 보인다. 각형 와이어에서는 원형에 비하여 많은 스크래치가 보인다. A부분을 보면 가공스크래치가 많이 보이고 그 크기도 원형보다는 크게 나타나 있다. B는 만곡부위보다는 많이 스크래치가 감소된 경향을 보이고 C와 같이 직선부위에서는 스크래치가 크게 감소된 양상을 보인다.

그림 9는 코팅한 각형 NiTi 와이어의 표면을 FE-SEM으로 관찰한 사진으로 A는 만곡부위에서, B는 만곡부위와 직선부위가 존재하는 부위로 코팅부분

Fig. 8. FE-SEM showing non-coated surface of NiTi wire (rectangular type). A: curved part, B: curved and straight part, C: straight part.

Fig. 9. FE-SEM showing coated surface of NiTi wire(rectangular type). A: curved part, B: curved and straight part, C: straight part.

과 코팅하지 않은 부분의 경계부분을 나타내고 있다. C는 직선부위에서의 표면사진을 보인다. A부분을 고배율로 보면 코팅이 균일하게 이루어지고 가공스크래치는 코팅물질로 제거된 양상을 보인다. B는 코팅부분과 코팅되지 않은 부분의 경계로 마무리가 깨끗하게 되지 않았음을 보이고 틈이 심하게 노출된 양상을 보인다. C는 코팅이 되지 않은 부분으로 표면의 스크래치와 같은 결함이 존재하고 있다.

위에서 고찰한 바와 같이 코팅을 하게 되면 대부분의 가공결함이 사라지고 코팅물질에 의한 표면의 특성을 나타낸다. 원형과 각형 NiTi 와이어의 표면을 보면(그림 8, 9) 만곡부위에서 코팅이 균일하게 이루어지고 가공스크래치는 코팅물질로 제거되어 심미적인 효과를 충분히 얻을 수 있을 것으로 판단된다. 그러나 문제는 코팅부분과 코팅되지 않은 부분의 경계가 생체안정성이나 심미적인 부분에 영향을 크게 미칠 것으로 판단이 되는데 특히 틈 부식을 유발할 수 있도록 장소를 제공할 수 있고 둘째는 임상적으로 사용과정 중에 갈바닉 전자쌍¹²⁾이 이루어질 수 있는 기회를 제공할 수 있다는 것이다. 이러한 경계부위에서 마무리처리를 잘 할 수 있다면 이러한 문제를 충분히 제거할 수 있을 것으로 생각한다.

3.4 코팅된 NiTi 와이어의 표면거칠기

그림 10은 코팅한 표면과 코팅하지 않은 표면의

거칠기를 조사하기 위하여 AFM으로 표면을 촬영한 것이다. (a)와 (b)는 코팅하지 않은 경우는 표면을 고배율과 저배율로 조사한 것이고 (c)와 (d)는 코팅한 경우를 고배율과 저배율로 조사한 것이다. 저배율에서 보면 코팅하지 않은 경우는 3차원적으로 표면에서 거칠기의 정도가 심하게 보이지 않지만 코팅한 경우는 코팅물질의 알갱이가 보이고 있다. 이를 고배율로 관찰하면 알갱이 자체 표면에서 거칠기를 알 수 있다.

그림 11에서 이를 2차원으로 나타내어 표면의 거칠기 값을 얻어낸 그림이다. 여기에서 보면 코팅하지 않은 경우는 저배율에서 거칠기인 R_a 가 13.1 nm를 보이고 고배율에서는 5.22 nm를 보여 고배율에서 R_a 값이 낮게 나타남을 알 수 있다. 그러나 코팅을 하게 되면 R_a 값이 크게 증가함을 보인다. 그림 12는 코팅한 경우의 2차원 표면거칠기를 나타낸 것으로 저배율에서 거칠기인 R_a 가 224.5 nm를 보이고 고배율에서는 13.0 nm를 보여 고배율에서 R_a 값이 낮게 나타남을 알 수 있다.

코팅을 하게 되면 대부분의 가공결함이 사라지고 코팅물질에 의한 표면의 거칠기를 나타낸다(그림 10, 11). 이때 나타나는 거칠기는 금속과 폴리머에서 나타나는 같은 거칠기라도 강도나 마모성에 미치는 영향은 크게 차이가 날 수 있다. 표면거칠기를 AFM으로 조사해보면 저배율에서 보면 코팅하지 않은 경우는 3차원적으로 표면에서 거칠기의 정

Fig. 10. AFM showing the non-coated and coated surface of NiTi wire (rectangular type). (a),(b) non-coated, (c),(d) coated.

Fig. 11. AFM showing the non-coated surface of NiTi wire (rectangular type). (a) low magnification, (b) high magnification.

Table 1. The results of surface roughness (R_a) for non-coated and coated NiTi wire (rectangular type) after conventional surface roughness test

Surface Roughness						
R_a (μm)	1	2	3	4	5	Average
NiTi wire (non-coated)	0.0474 μm	0.0451 μm	0.0427 μm	0.0454 μm	0.0512 μm	0.04636 μm
NiTi wire (coated)	0.7223 μm	0.7174 μm	0.7175 μm	0.7178 μm	0.7196 μm	0.71892 μm

Fig. 12. AFM showing the coated surface of NiTi wire (rectangular type). (a) low magnification, (b) high magnification.

도가 높게 나타나지 않지만 코팅한 경우는 코팅물질의 알갱이까지 볼 수 있다. 고배율로 관찰하면 저배율에서 관찰한 알갱이 자체 표면에서 거칠기까지 알 수 있었다. 표면의 거칠기는 코팅하지 않은 경우는 저배율에서 R_a 가 13.1 nm를, 고배율에서는 5.22 nm를, 코팅한 경우는 저배율에서 224.5 nm를, 고배율에서 13.0 nm를 보여 약 코팅한 경우가 약 15배 정도 높게 나타나 코팅효과가 표면거칠기에 크게 영향을 미침을 알 수 있다. AFM과 달리 macro적인 표면거칠기 시험을 해 보면 코팅하지 않은 경우는 0.046 μm 를, 코팅한 경우는 0.718 μm 로 크게 나타나 약 15배 정도 높게 나타나 표 1과 같이 표면 거칠기가 증가함을 알 수 있다.

4. 결 론

치아색 코팅된 NiTi 와이어의 표면특성을 조사하기 위하여 폴리머 코팅을 행한 후 표면특성을 조사한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 코팅하지 않은 NiTi 와이어는 상변화가 14~15°C에서 이루어지고 코팅한 NiTi와이어는 상변화가 16~18°C 근처에서 이루어졌다.
2. 코팅하지 않은 NiTi 와이어는 만곡도가 심한 부분에서 가공결함이 많이 관찰되었으며 코팅을 행하면 가공결함이 제거되어 나타났다.
3. AFM 결과, 코팅하지 않은 경우의 R_a 가 13.1 nm를, 코팅한 경우의 R_a 가 224.5 nm를 나타내었으며 일반 표면거칠기로 측정한 결과, 코팅하지 않은

경우는 0.046 μm 를, 코팅한 경우는 0.718 μm 로 나타났다.

참고문헌

1. W. G. Kim, D. Y. Kim, H. C. Choe, J. Kor. Inst. Surf. Eng., 41 (2008) 163.
2. J. R. Bednar, G. W. Gruendeman, J. L. Sandrik, Am. J. Orthod., 100 (1991) 513.
3. W. G. Kim, D. Y. Kim, H. C. Choe, J. Kor. Inst. Surf. Eng., 41 (2008) 147.
4. A. Kaplila, P. V. Angolkar, M. G. Duncanson, R. S. Nanda, Am. J. Orthod., 98 (1990) 117.
5. P. V. Angolkar, S. Kaplila, M. G. Duncanson, R. S. Nanda, Am. J. Orthod., 98 (1990) 499.
6. C. A. Frank, R. J. Nikolai, Am. J. Orthod., 78 (1980) 593.
7. J. G. Stannard, J. M. Gau, M. A. Hanna, Am. J. Orthod., 89 (1986) 485.
8. K. L. Baker, L. G. Nieberg, A. D. Weimer, M. Hanna, Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 91 (1987) 302.
9. G. Andreasen, H. Heilman, D. Krell, Angle Orthod., 55 (1985) 120.
10. H. Y. Yang, Advanced Metallic Materials, MoonUnDang Co., Seoul, Korea, (1995) 494.
11. M. Santoro, D. N. Beshers, Am J. Orthod. Dentofac. Orthop., 118 (2000) 685.
12. D. A. Jones, Principles and Prevention of Corrosion, Maxwell Macmillan International Editions, New York (1992) 243.