

자기연마를 이용한 스텐트 표면의 물리화학적 특성변화 고찰

Magnetic Polishing of Stent: Surface Characterization

*유미화¹, #김철생^{1,2,3}, 김대형², 이도희¹, 이준호², 최성필², 문상문^{2,3}

*M.H.Yu¹, #C.S.Kim(chskim@cbnu.ac.kr)^{1,2,3}, T.H.Kim², D.H.Lee¹, J.H.Lee³, S.D.Kim³, S.P.Choi¹
¹전북대학교 대학원 바이오나노시스템공학과, ²전북대학교 대학원 기계설계공학과, ³전북대학교 기계설계공학부

Key words : Magnetic polishing, Stent, Stent roughness, Characterization of stent

1. 서론

스텐트는 인체 내부의 혈관, 대장, 담도 등에 혈전이 생기거나 악성 혹은 양성종양의 발생으로 인하여 관내가 좁아지거나 막힌 부위에 삽입되어 그 흐름을 정상화시키기 위한 원통형의 정밀 의료기구이다. 비혈관 스텐트는 주로 형상기억 성질이 있는 니켈과 티타늄의 합금인 나이티놀 와이어를 이용하여 만들어진다. 이 스텐트는 쓰이는 부위에 따라 직경이 1mm 이하인 카테터에 장착된 상태로 인체 내부 관내에 위치시킨 후 스텐트를 카테터에서 밀어내 튜브 밖으로 서서히 나오면서 원래의 크기로 복원된다. 이 때 카테터 튜브에서 스텐트를 밀어내는 데 드는 힘을 Push-out force라 하는데 Push-out force는 스텐트 표면의 거칠기에 따라서 달라진다. 스텐트 표면의 거칠기가 작을수록 튜브관내 마찰력이 감소하여 Push-out force가 줄어드는데, 이는 표면거칠기가 작은 스텐트를 사용하면 기존에 사용하는 것과 같은 크기의 Push-out force로 더 작은 직경의 카테터 이용이 가능함을 의미한다. 이는 수술시 카테터로 인한 환자의 상처의 크기를 줄일 수 있으며 그로인한 부작용 또한 줄일 수 있다.

T. Hryniewicz 등은 자기 전해연마방법을 통하여 스텐트와 같은 임플란트 재료의 표면을 연마하였고 자기전해방법을 통하여 연마한 AISI 316L 표면의 Water contact angle을 크게 감소시켜 높은 피로 수명을 얻을 수 있었다.[1]

또한 박상수 등은 스텐트의 열처리 후에 스텐트 와이어 표면에 미세한 균열이 존재하여 표면거칠기에 영향을 미치며 호두가루를 이용한 기계적 연마를 통하여 스텐트 표면거칠기를 낮추는 연구를 진행하였다.[2]

본 연구는 스텐트 표면거칠기를 감소시킬 목적

으로 자기연마 방법을 이용하였으며 각 조건별로 연마 후 표면거칠기의 변화와 인체 내에서 독성반응을 일으키는 니켈의 조성변화에 대하여 연구하였다.

2. 재료 및 방법

자기연마 방법을 통하여 스텐트 표면을 연마하였다. 자기연마법은 자성입자의 자기화 성질을 이용하여 연마하는 방법으로 공작물의 형상에 구속되지 않고 제품의 형상 정밀도보다는 표면 상태를 양호하게 하는데 매우 효과적이기 때문에 표면가공에 주로 사용되어왔다. 자기연마장치는 Nd-Fe-B 영구자석을 자극으로 자극진동방식장치를 사용하였으며 두 자석간의 거리는 30mm를 유지하였다. 진동의 주기는 30Hz였으며 연마제로써 0.5um 크기의 Diamond paste를 사용하였다. 자성을 띠게 할 목적으로 Fe분말을 사용하였으며, 8g의 Fe분말에 2g의 Diamond paste, 0.5ml의 Light oil을 섞어서 혼합형의 일체형 분말을 사용하였다.

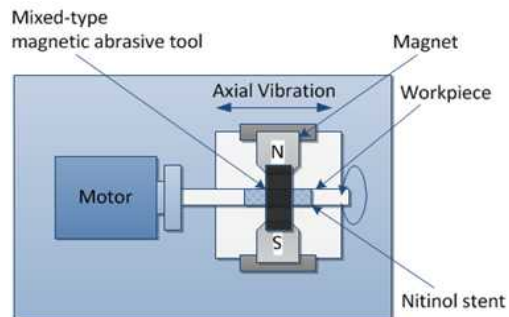


Fig. 1 Schematic of Experiment

Fig. 1은 자기연마실험 방법의 모식도이다.

스텐트 시편은 길이가 50mm, 직경이 10mm, 와이어 직경이 140~150um, 무게가 0.16~0.18g인 담도용

스텐트를 사용하였다.

또한, 스텐트의 회전속도와 연마시간을 변수로 주었으며 스텐트의 회전속도는 50~800rpm으로 50rpm을 시작으로 2배씩 증가하였으며 연마시간은 20초, 40초였다. 각 스텐트 시편별로 20초 가공 후 스텐트의 표면거칠기를 Non contact Profilometer를 이용하여 측정하였으며 표면의 가공정도를 세밀하게 보기 위하여 SEM측정을 하고 니켈의 성분변화를 검사하기 위하여 EDX를 측정하였다.

3. 결과

자기연마 실험 결과 스텐트의 회전속도가 높아질수록, 연마시간이 진행될수록 스텐트의 표면거칠기가 낮아지는 것을 확인할 수 있었다.

Table 1은 각 조건별 스텐트 표면거칠기의 변화를 나타낸 것이다.

Table 1. Result of Stent Roughness Change

스텐트 회전속도 (rpm)	연마시간 (0s)	연마시간 (20s)	연마시간 (40s)
50	890.42	846.58 (-4.92%)	821.5 (-2.6%)
100	1095.88	1019.33 (-6.98%)	972.25 (-3.77%)
200	769.71	711.54 (-7.56%)	687.92 (-5.12%)
400	846.96	774.46 (-8.56%)	722.63 (-6.41%)
800	889.25	813.29 (-8.54%)	747.50 (-8.87%)

20초 연마했을 때, 스텐트 회전속도가 400rpm 조건에서 표면거칠기는 8.56%감소했으며 EDX 측정 결과 니켈이 39.74%에서 46.16%로 증가하였다. 또한 40초 연마를 하였을 때, 스텐트 회전속도가 800rpm일 때 8.87%의 표면거칠기 감소를 보였으며 니켈의 성분은 39.32%에서 48.66%로 증가하였다.

Fig. 2는 400rpm의 스텐트 회전조건에서 연마하기 전(a) 후(b)의 SEM 측정 사진이고 스텐트 회전속도가 증가하고 연마시간이 증가할수록 부분적으로 스텐트 와이어가 깎여 나간 면적이 크고 연마의 흔적이 뚜렷했다.

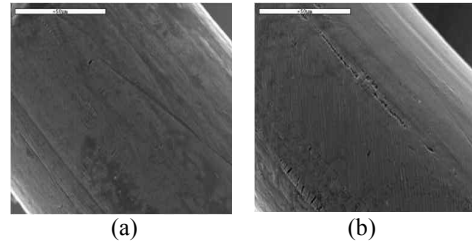


Fig. 2 SEM image of Rotational speed of stent at 800rpm, Polishing time at 0s(a) 40s(b)

4. 결론

스텐트 표면의 거칠기는 스텐트 회전속도가 높아질수록 그리고 연마시간이 길어질수록 낮아지는 것을 확인할 수 있었다. 이는 스텐트를 카테터에 Loading 시킬 때 Push-out force를 줄일 수 있으며 결국에는 기존의 카테터보다 더 작은 카테터에 Loading시킬 수 있음을 의미한다.

또한 낮은 표면거칠기로 인해 스텐트의 마찰계수가 낮아져 피로수명을 늘릴 수 있는 장점이 있다.

그러나 이번 연구는 스텐트 와이어가 전체적인 연마가 이루어지지 않았고 부분적으로 이루어졌으며 와이어 전체를 연마하기 위해서는 다른 방법과 함께 연마하는 것이 필요해 보인다.

그리고 EDX 측정결과 연마가 진행될수록 몸 안에서 독성반응을 일으키는 니켈의 함량이 증가해 자기연마 조건의 조절을 통하여 니켈의 함량을 조절할 필요가 있음을 보였다.

후기

본 연구는 2010년 중소기업청 산학연기술개발사업 국제과제(과제번호: 00042172-1)로 지원을 받아 진행되었습니다.

참고문헌

1. T. Hryniewicz, R. Rokicki, K. Rokosz, "Surface characterization of AISI 316L biomaterials obtained by electropolishing in a magnetic field", Surface & Coatings Technology, 202, 1668-1673 (2008)
2. 박상수, 강성권, 이세철 외, "열처리와 기계적 연마가 니티놀 스텐트에 미치는 영향", 대한영상의학회지, 61, 143-148, 2009