

구강교정용초탄성Ni-Ti호선의 제조와 림상적용에 대한 연구

김용훈, 최희웅, 최용길

위대한 령도자 김정일동지께서는 다음과 같이 교시하시였다.

《현시기 의학과과학기술을 발전시키는데서 중요한것은 보건사업에서 절박하게 나서고 있는 과학기술적문제를 푸는데 힘을 집중하는것입니다.》(《김정일선집》 증보판 제11권 81페이지)

효능이 높은 의료기구들과 구강재료들을 많이 생산하며 치료에 적극 리용하는것은 의학부문의 과학자, 기술자들앞에 나서는 중요한 과업의 하나이다.

구강교정치료에서 기본으로 되고있는 브라케트법에 의한 부정교합치료에서는 장치에 설치된 탄성호선, 탄성용수, 고무환 등에 의하여 이발이나 턱을 이동시킴으로써 치료된다.[3, 9]

여기에서 탄성호선은 교정력의 원천으로서 이발을 이동시키는데서 결정적인 작용을 하기때문에 교정용호선을 어떤 재료로 만드는가 하는것은 치료조작을 간편하게 하면서도 치료효과를 높이게 하는 중요한 문제로 된다.

교정치료의 성공은 약하면서도 지속적인 힘에 대한 이발의 반응 구체적으로는 얼굴 조직의 반응에 달려있다.[5, 8]

탄성한계가 높으면서도 이발이 이동함에 따라 힘의 감소가 적은 탄성재료인 Ni-Ti합금은 초탄성특성과 형태기억효과를 나타내는것으로 하여 공업분야뿐만아니라 의료분야에서도 널리 응용되고있으며 많은 나라들에서 Ni-Ti합금으로 구강교정용호선을 만들어 여러가지 부정교합을 치료하고있다.[2, 4]

우리 나라에서도 Ni-Ti합금을 의학분야에 리용하기 위한 연구가 진행되어 많은 성과들이 이룩[1]되었지만 이 합금으로 교정용초탄성호선을 만들어 구강교정치료에 리용한 연구자료는 발표된것이 없다.

초기의 Ni-Ti합금선은 가공경화형으로서 불수강이나 Co-Cr합금선재료와 비교해볼 때 우수한 되돌아튕성과 낮은 탄성률을 가지고있었지만 Ni-Ti합금의 특징인 초탄성의 성질을 가지고있지 못하였기때문에 최근에는 탄성결수가 작고 많은 변형량을 주어도 본래대로 되돌아가는 성질을 가진 초탄성Ni-Ti호선이 구강교정림상에서 많이 쓰이고있다.[6, 10]

초탄성Ni-Ti호선은 넓은 범위에 걸쳐 변형량이 감소되어도 힘이 일정하게 작용하는 특성이 있는것으로 하여 이발이 이동하여 변형거리가 작아져도 일정한 교정력이 지속적으로 작용하는 우점을 가지고있기때문에 호선을 바꾸는 회수가 적고 치료효과를 높일수 있는 호선재료이다.[4, 7, 11]

우리는 구강교정용초탄성Ni-Ti호선의 제조방법을 확립하며 구강교정용초탄성Ni-Ti호선의 특성 및 림상적용효과를 밝히기 위한 연구를 하였다.

대상과 재료 및 방법

1) 연구대상 및 재료

2010년 1월부터 2011년 5월까지 부정교합치료를 위하여 보건성구강종합병원 교정과와 평양시 구강병예방원 교정과에 래원한 평균나이가 13.2살인 부정교합환자 65명(그중 연구조 35명, 대조조 30명)을 연구대상으로 하였다.

연구재료로는 국가과학원 유색금속연구소 합금재료연구실에서 만든 구강교정용초탄성Ni-Ti호선(선의 직경 0.31, 0.36, 0.41, 0.46mm)과 수입구강교정용초탄성Ni-Ti호선을 리용하였는데 연구조에는 제작한 Ni-Ti호선, 대조조에는 수입Ni-Ti호선을 적용하였다.

2) 연구방법

초탄성Ni-Ti호선의 제조방법

합금용해 및 주조→선가공→호선권선→기억열처리→
→호선절단→산처리→특성검사→제품완성

호선의 기계적성질측정방법

당김세기측정방법 50kg선당김시험기(《MP-0.05》)에서 진행하였다. 당김시험편은 0.3mm 선시험편을 리용하였으며 표점사이거리는 10mm로 하였다. 당김시험에서 당김속도는 0.5mm/min이었다. 당김세기는 다음의 식으로 계산하였다.

$$\delta_{\text{당}} = P_{\text{최}} / F$$

여기서 $\delta_{\text{당}}$ 은 당김세기(MPa), $P_{\text{최}}$ 는 파괴될 때 최대하중(kgf), F 는 시료의 자름면면적(mm²)이다.

류동한계측정방법 류동한계는 시험편이 당김변형이 진행될 때 힘의 변화가 없을 때(선도 안에서 변형에 대한 힘변화가 없을 때)의 힘을 자름면면적으로 나눈 값이다.

$$\delta_{\text{류}} = P_2 / F$$

여기서 $\delta_{\text{류}}$ 는 류동한계, P_2 는 류동힘, F 는 시험편의 자름면면적이다.

늘임률(%)측정방법

$$\delta_{\text{늘}} = (\ell_1 - \ell_0) / \ell_0 \times 100$$

여기서 $\delta_{\text{늘}}$ 은 늘임률, ℓ_0 은 표점거리, ℓ_1 은 늘어난 길이

굳기측정방법 초탄성Ni-Ti호선의 굳기는 현미굳기시험으로 진행하였다.

굳기시험은 하중 5gf, 유지시간 15s의 조건에서 진행하였다.

구강교정용초탄성Ni-Ti호선의 림상적용효과판정방법

01발이동평가방법 개별적이발들의 위치부정이 심한 환자들에게 호선을 결찰한 다음 수평방향으로의 이발이동상태를 평가하였다.

표준치열궁으로부터 떨어진 거리 3.0mm이하, 3.0~4.0, 4.0~5.0, 5.0~6.0mm일 때 이발이 자기위치로 이동하는데 걸리는 기일을 측정하였다.

치열수평화완성일수평가방법 치열수평화평가를 0.46mm호선이 때 이발들의 브라케트홈에 저항감이 없이 들어가면 수평화가 완성된것으로 평가하였다.

호선결찰후에 나타나는 초탄성Ni-Ti호선의 영구변형평가방법 연구조와 대조조에서 호선을 결찰한 때로부터 해체할 때까지의 영구변형유무상태를 대비평가하였다.

결과 및 논의

1) 초탄성Ni-Ti호선의 조성

초탄성Ni-Ti호선의 조성은 표 1과 같다.

표 1. 초탄성Ni-Ti호선의 조성

원소	Ni	Ti	Fe	O	C	N	H
함량/질량%	55.8	43.9	<0.01	<0.08	<0.05	<0.05	<0.015

표 1에서 보는바와 같이 초탄성Ni-Ti호선의 조성은 Ni가 55.8%, Ti가 43.9%였다.

2) 초탄성Ni-Ti호선의 성질

초탄성Ni-Ti호선의 기계적성질은 표 2와 같다.

표 2. 초탄성Ni-Ti호선의 기계적성질

구분	당김세기 /MPa	류동한계 /MPa	늘임률 /%	굳기/HV
대조조	1 700	1 623	<10	370
연구조	1 860	1 620	<7	310

표 2에서 보는바와 같이 초탄성Ni-Ti호선의 기계적성질은 연구조와 대조조에서 차이가 없었다.

3) 구강교정용초탄성Ni-Ti호선의 림상적응효과

이발이 수평방향으로 이동하는데 걸린 기일은 표 3과 같다.

표 3. 이발이 수평방향으로 이동하는데 걸린 기일(d)

구분	례수/명	<3.0mm	3.0~4.0mm	4.0~5.0mm	5.0~6.0mm
대조조	30	65.43±0.06	80.19±0.06	95.08±0.06	110.74±0.11
연구조	35	64.27±0.04	80.20±0.05	97.21±0.05	112.02±0.12

표 3에서 보는바와 같이 이발이 표준치열궁으로부터 떨어진 거리가 3.0mm이하일 때 자기위치로 이동하는데 걸린 기일은 연구조에서 (65.43±0.06)일, 대조조에서 (64.27±0.04)일로서 차이가 없었으며 3.0~4.0, 4.0~5.0, 5.0~6.0mm에서도 두조에서 유의한 차이가 없었다.

치료기일이 지남에 따라 초탄성Ni-Ti호선의 치열수평화완성일수를 관찰한 결과는 표 4와 같다.

표 4. 치열수평화완성일수

구분	례수/명	30d	60d	90d	120d
대조조	30	—	2(6.67%)	13(43.33%)	15(50.0%)
연구조	35	1(2.86%)	2(5.71%)	15(42.86%)	17(48.57%)

표 4에서 보는바와 같이 치열수평화완성일수는 연구조에서 30일에 2.86%(1례), 60일에 5.71%(2례), 90일에 42.86%(15례), 120일에 48.57%(17례)로서 대조조와 차이는 인정되지 않았다.

표 5. 호선결찰후에 나타나는 초탄성Ni-Ti호선의 영구변형

구분	례수/명	선의 직경/mm			
		0.31	0.36	0.41	0.46
대조조	30	6	1	0	0
연구조	35	2	0	0	0

$p < 0.05$

호선을 결찰하고 시간이 경과한 후에 초탄성Ni-Ti호선에서 나타나는 영구변형을 검사한 결과는 표 5와 같다.

표 5에서 보는바와 같이 영구변형이 나타난 호선은 연구조에서 0.31mm호선이 2개, 대조조에서 0.31mm선이 6개, 0.36mm선이 1개로서 대조조에서 연구조에서보다 더 심하였으며 특히 직경이 가는 선들에서 더 심하였다.

맺 는 말

우리의 구강교정용초탄성Ni-Ti호선은 기계적성질이 대조조와 거의 차이가 없으며 치열수평화완성일수에서 대조조와 차이가 인정되지 않았다.

참 고 문 헌

- [1] 서원철; 기초의학, 4, 33, 주체96(2007).
- [2] W. R. Proffit; Contemporary Orthodontics, Mosby, 347~352, 2007.
- [3] S. E. Bishara.; Textbook of Orthodontics, Saunders, 202~207, 2004.
- [4] T. Rakos; Orthodontic and Dentofacial Orthopedic Treatment, Thieme, 202~234, 2010.
- [5] M. Santoro; Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 118, 6, 685, 2000.
- [6] C. Sadowsky et al.; Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop., 116, 5, 322, 1999.
- [7] T. Moore et al.; Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 127, 208, 2005.
- [8] R. P. Kusy et al.; Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 131, 2, 229, 2007.
- [9] H. W. Fields et al.; Angle Orthod., 76, 557, 2005.
- [10] 大浦好章; 日矯齒誌, 43, 71, 1984.
- [11] 河部義邦; ま乙りあ, 37, 1, 17, 1998.

주체104(2015)년 7월 5일 원고접수

Manufacture and Clinical Application of Orthodontic Superelastic Ni-Ti Arch Wire

Kim Yong Hun, Choe Hui Ung and Choe Yong Gil

We manufactured orthodontic superelastic Ni-Ti wire with our technique and material, and evaluated its clinical effectiveness. The diameter of orthodontic superelastic Ni-Ti wire was 0.31, 0.36, 0.41 and 0.46mm. The manufactured orthodontic superelastic Ni-Ti wire had good treatment effectiveness and reduced treatment period markedly compared with contrast group.

Key words: orthodontic superelastic Ni-Ti arch wire, Ni-Ti arch wire, arch wire