

# 치아배열을 위한 교정용 탄선의 선택에 대한 고찰

원광대학교 치과대학 교정학교실

박의용 · 김상철

## I. 서 론

일반적인 고정식 교정장치를 이용한 치료의 첫 단계는 치열의 배열을 도모하는 것이다. 전체 치료과정 중 이 과정을 신속하게 이루어 지도록 하는 것이 성공적인 치료와 치료기간 단축의 관건이다. 치아배열을 하기위한 방법으로는 archwire에 의한 것이 대부분이며 이 archwire의 적절한 선택과 조작이 중요하다.

Archwire는 재료적인 면에서 볼때 초기의 precious metal alloy로부터 현재의 형상기억 합금까지의 다양한 종류가 도입되었고 archwire의 단면적에 굵기, 형태 그리고 bending 방식에 따라 교정력 발생의 상당한 변화가 있다.

따라서 치아배열에 있어서 archwire의 선택과 조작에 도움을 주고자 wire의 재료적 특성, 크기, 형태에 대해 고찰해 보고자 한다.

## II. 본 론

### A. 탄성재료의 기본성질

어느 한 재료에 있어 탄성작용이라는 것은 외부 하중에 대한 stress-strain 반응이라는 용어로 정의된다. Stress는 하중의 내적분포로 단위면적당 force로 나타나며 strain은 하중에 의해 생성되는 내적변형으로 단위 길이당 변위 정도를 나타낸다<sup>16)</sup>.

교정용 archwire와 spring은 가철식장치의 spring 같은 편측 지지되는 beam과 고정식 장치의 archwire 같이 양측 지지되는 beam으로 나누어 생각할 수 있다(Fig. 1). Force와 deflection은 외적 측정요소이며, 내적 stress와 strain은 beam의 길이와 면적을 고려하여, force와 deflection으로 부터 계산해 낼 수 있다.

교정용 beam 재료의 기본성질에는 strength, stiffness/springiness와 range가 있다. 이러한 성질은 force-deflection이나 stress-strain diagram을 참고로 하여 정의할 수 있다(Fig. 1, 2)<sup>4)</sup>.

Force-deflection curve에서 비례한계(proportional limit)는 영구변형이 처음 발견되는 점이 된다. 좀 더 실제적인 측정은 영구변형이

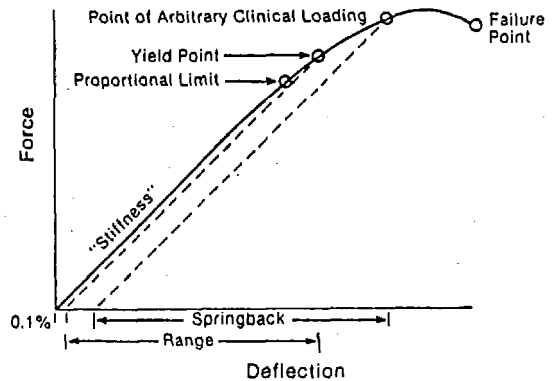


Fig. 1.

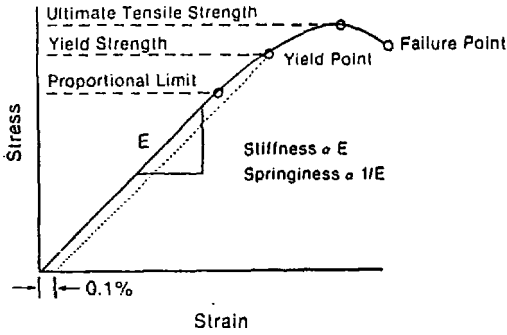


Fig. 2.

0.1% 측정되는 점으로 항복강도(yield strength)라고 한다. Wire가 유지할 수 있는 최대하중인 최종인장강도(ultimate tensile strength)는 어느정도 영구변형이 일어난 후 도달하는 점이고 항복강도보다 더 크다.

이러한 최종강도(ultimate strength)는 wire가 전달할 수 있는 최대 force를 결정하기 때문에 이것은 임상적으로 중요하고, 특히 steel wire보다는 titanium alloy에서 항복강도와 최종강도가 크게 다르기 때문에 임상적으로 중요하다. Wire의 strength는 stress 단위, 즉 gm/cm<sup>2</sup>로 측정된다. Stiffness와 springness는 반비례관계의 성질이 있다. Springiness와 stiffness는 force-deflection curve에서 탄성부분에 해당하는 기울기에 비례한다(Fig. 1). 수평적 기울기는 탄력이 있는 wire를 나타내고 수직적인 기울기는 stiff한 wire를 나타낸다.

Range는 force-deflection curve의 0.1% offset point에서 wire가 영구적인 변형이 일어나기 전까지 탄력적으로 구부러질 수 있는 거리를 나타내며, 그 거리는 millimeter로 측정된다(Fig. 1). 만일 wire가 항복강도를 넘어 굴곡된다면 영구변형을 초래하게 되지만, 파절점에 도달하지 않는 한 임상적으로 유용한 용수철 작용이 일어나게 된다. 이러한 spring back 작용은 Fig 1에서 보는 것 같이 range의 오른쪽 수평축을 따라 측정된다. 임상적으로 교정용 wire는 비례한계를 넘어 변형이 되므로 stress-strain curve에서 비례한계와 최종강

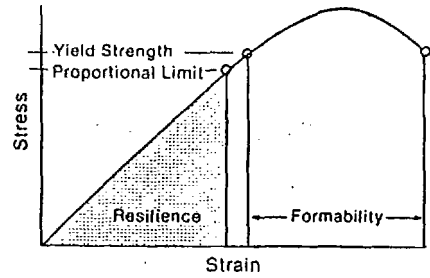


Fig. 3.

도의 springback 성질은 wire를 결정하는 중요한 성질이 된다.

Beam material의 3가지 주요성질 사이에는 다음과 같은 등식이 성립된다.

$$\text{Stress} = \text{Stiffness} \times \text{Range}$$

임상적으로 중요한 beam material의 두가지 특성이 Fig. 3, Stress-strain curve에서 resilience와 formability로 설명될 수 있다<sup>16,19,20</sup>. Resilience는 stress-strain curve에서 비례한계점의 하방에 나타나는 면적을 말하며, 이것은 strength와 springiness를 합한 wire의 에너지 보유능력을 나타내고 있다. Formability는 wire가 파절되기 전까지 유지될 수 있는 영구변형의 양이되며, 이것은 또한 wire가 파절되기 전까지 인내할 수 있는 영구적인 bending양을 나타낸다<sup>20</sup>.

### B. Archwire의 재료

(1) Precious metal alloy는 1940년 교정장치에 가장 우수한 재료였다. Brumfield<sup>11</sup>는 임상가에 도움을 주기위해 금합금 wire의 비례한계와 직경의 변화에 대한 영향에 관하여 도표를 만들었다.

(2) Stainless steel and chrome-cobalt alloys

교정치료에 사용되는 stainless steel의 함유량 비율은 18%의 chromium과 8%의 nickel이다. Steel은 annealing에 의해 연화되고 냉각 작업으로 경화된다. steel의 단면적형태에 따른 비교는 Thurow<sup>10</sup>가 도표를 만들었다.

Elgiloy 즉 chrome-cobalt alloy는 좀 더 연화된 상태와 formable 상태로 적용할 수 있는 장점을 가지고 있고, 그래서 wire bending 후 열처리를 하여 좀더 경화된 상태로 형성할 수 있는 장점이 있다.

### (3) Titanium alloys

Titanium이 주된 구성 성분으로 이루어진 두가지에 새로운 archwire 재료를 1970년대 후반에서 부터 이용할 수 있게 되었다. 이 들 중 하나인 Nitinol로 상품명된 nickel-titanium alloy는 원래 우주계획의 일환으로 개발되었으나 임상교정에서 더 유용한 것으로 판명되었다. 두번째 재료인, TMA로 표시된 beta titanium<sup>3)</sup> 재료는 처음부터 교정용 목적으로 개발되었다. 이 재료는 고도의 strength와 springiness의 조화, 그리고 우수한 formability를 제공하고 있다. Stainless steel과 chrome-cobalt, nickel-titanium, beta-titanium<sup>2,3,7,10,12,13)</sup>등에 재료의 비교가 table 1에 나타나 있다.

1960년대 초기 William F. Buehler가 개발한 nitinol의 구성성분은 55% nickel과 45% titanium이었다. 형성기억 효과를 생성하는 Nitinol alloy는 austenite에서 martensite

grain structure로 온도변이를 하는 장점을 가지고 있다. 적당한 변이온도를 가진 Nitinol은 martensite form이 될때 요구되는 형태의 모양을 형성되며 변이온도를 주어 냉각시키면 austenite form으로 변이되고 여기에 다시 일정한 온도로 열처리하면 이 alloy는 martensite form으로 자신의 형태를 기억할 수 있다.

교정치료에서 사용되는 Nitinol은 실내온도에서 martensite form이 되는 것이고 매우 우수한 springy와 아주 강한 strength를 가졌지만 취약한 formability도 동시에 가지고 있는 wire이다. 좀 더 최근에 개발된 martensitic alloy인 Titanol은 Nitinol과 유사한 strength와 spring 특성을 가졌고 동시에 매우 높은 formability도 가지고 있다(Table 2)<sup>11)</sup>.

최근에 austenite grain structure의 새로운 nickel-titanium wire가 나타났다. Burstone 등<sup>6)</sup>에 의해 보고되었는데 중국에서 개발된 NiTi alloy는 상품명인 Sentinol이고 그림 4에서 나타나는 force-deflection curve를 가지고 있다. 여기에서 보면 deflection의 크기는 stainless steel과 Nitinol이 거의 같은데 force의 변화는 거의 없는 것으로 나타나고 있다. 이것은 초기 archwire에서 deflection의 양과 관계없이 light continous force의 유발을 의미한다. 그림 5에서 보는 chinese NiTi의 또 다른 특이한 성질은 wire를 deflection 시켰을 때 force의 양이 급격하게 감소하지 않고 어느 정도의 force level을 유지 한다는 것이다<sup>6)</sup>. 또한 Sentinol은 온도변화 없이 적용되는 force에 의해 내적구조가 변이되는, martensite의 탄성과 austenite의 wire 변형성질의 장점이 복합된 "초탄성(super-elasticity)" 성질을 보유하고 있다.

Table 1

	Stainless steel or Elgiloy	TMA	Nitinol
Modulus of elasticity (10 <sup>6</sup> psi)	28.5	10.0	4.8
Yield strength (10 <sup>3</sup> psi)	260	170	180
Ultimate tensile strength (10 <sup>3</sup> psi)	330	180	240
Load at given deflection	1.0	0.35	0.17
Deflection at given load	1.0	2.85	5.94
Deflection at yield	1.0	1.90	3.95
Springback after 90° bend	15°	20°	48°*
Weldable	Yes	Yes	No

Table 2.

Material	Number of bend cycles to fracture
Stainless steel	3
TMA	3
Nitinol	1
Titanol	10

이러한 여러가지 재료들은 자기 다른 성질을 갖고 있는바 이들을 비교 검토하여 보면 다음과 같다<sup>10,12,13,14</sup>.

- (1) Stainless steel 대 Titanium (표 3)
  1. Strength ; Nitinol = TMA = 60% Steel
  2. Stiffness ; TMA < 1/3 Steel
  3. Range ; NiTi = 2 × TMA = 4 × steel
- (2) Nickel titanium 대 Beta titanium
  1. Stiffness ; TMA = 2 × NiTi
  2. Strength ; NiTi is slightly stronger
  3. Range ; NiTi = 3 × TMA

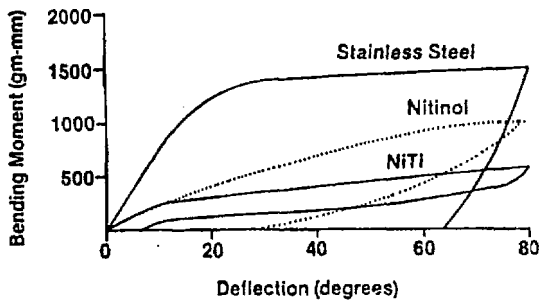


Fig. 4.

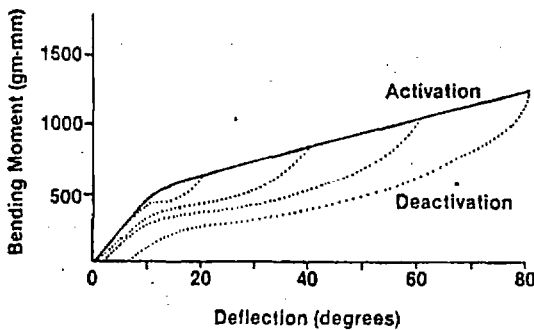


Fig. 5.

Table 3.

	Strength		Stiffness		Range	
	.016	.018	.016	.018	.016	.018
Stainless steel	1.0		1.0		1.0	
TMA	0.6	0.6	0.3	0.3	1.8	1.8
Nitinol	0.6	0.6	0.2	0.2	3.9	3.9

### C. Archwire의 굽기와 형태

탄성재료의 기본성질인 strength, springiness, range 등은 beam material의 기하학적인 형태와 굽기에 영향을 받는다.

#### (1) Effect of diameter or cross-section

Cantilever beam에서 wire의 직경이 두배로 증가하면 strength은 8배 증가하고 springiness나 range는 각각 1/16, 1/2씩 감소 한다(Fig. 6).

#### (2) Effect of length

Cantilever beam에서 wire의 길이가 두배로 증가하면 strength은 1/2 감소하고 springiness와 range는 각각 8.4배 증가 한다(Fig. 7).

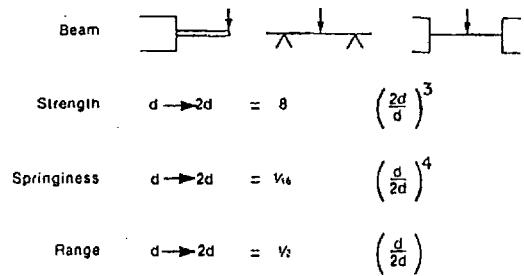


Fig. 6.

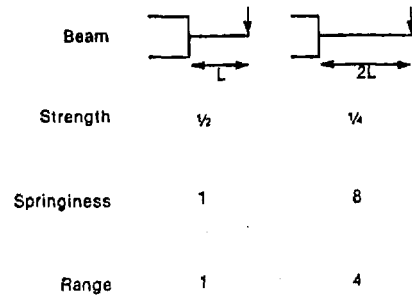


Fig. 7.

#### D. Alignment archwire의 선택

이상의 여러 효과들을 조합, 이용하여 교정력을 조절하는 방법을 보면, 첫째로, 두개 치아사이의 archwire에 loop를 형성하면 springiness와 range가 대단히 증가하고 strength는 감소하게 된다<sup>5,9)</sup>. 그림 8에서는 동일한 springy를 발휘하는 archwire segment를 보여주고 있는데 loop .014와 .016 steel loop이 .016 NiTi(Fig 8A)와 .0175(Fig.8B)와 동일한 정도의 springy를 보여준다. .014와 .016 steel에 loop의 길이를 증가시키면 NiTi와 twist보다 range가 우수했으며 .014 steel loop가(Fig. 8D) 가장 우수한 성질을 나타냈다.

Springiness가 유지하는 동안 strength를 증가시키는 또다른 방법으로 2개 이상의 적은 wire를 사용하는 multistrand steel wire가 있으며, 교정력을 조절하는 3번째 방법으로 multistrand steel wire보다 성질이 우수한 NiTi arch wire가 있다. NiTi는 steel loop wire와 유사한 성질을 가지고 있으나 formability의 영역이 좁아 공간폐쇄에 사용되는 loop를 형성할 수가 없다.

마지막으로, NiTi와 steel loop의 중간정도에 성질을 보유한 TMA는 stiffness때문에 치료 초기 보다는 space closure와 finishing 단계에서 유용하다.

치아를 배열할때는 불필요한 치근이동을 피

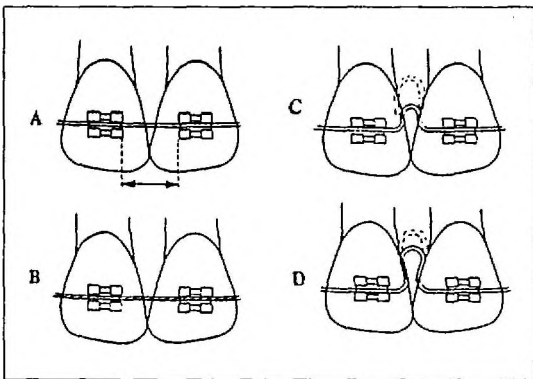


Fig. 8.

하고 archwire를 따라 순실측 혹은 근원심측 경사이동만 필요하다. 왜냐하면 부정교합 양상을 보이는 대부분의 환자에서 치관보다는 치근 위치가 정상에 가깝기 때문이다.

몇가지 중요한 결론은, 치아배열을 위한 initial archwire는 효과적인 경사이동을 위해 교정력은 약하고 지속적이어야 한다. 또한 Bracket slot내로 archwire가 자유롭게 이동하기 위해서는 .002~.004 inch clearance가 필요하다. 이것은 .018edgewise bracket에서 가장 큰 initial archwire가 .016이라는 것을 의미하며 동시에 .014 wire가 더 효과적이라는 것을 의미한다. Bracket slot내에 견고하게 결합된 rectangular archwire는 불필요한 치근이동을 야기하므로 initial alignment로는 사용하지 않는 것이 좋다.

그러므로 initial archwire로 우수한 strength, springiness와 지속적인 range를 보유하여야 하며 archwire의 재료, 굵기, 길이를 적절히 결정해서 사용해야 한다.

따라서 .018 Edgewise를 위한 치아배열은 다음과 같은 방법이 권고되고 있다.

(1) .0175 multistrained steel은 .018 bracket에 사용하기에는 너무 크기 때문에 적절한 clearance를 제공받을 수 없었다(Fig. 9. 하악).

(2) .015 multistrained steel은 clearance은 적절하였지만 물리적 성질이 너무 약해 임상적으로 사용이 부적절 했다.

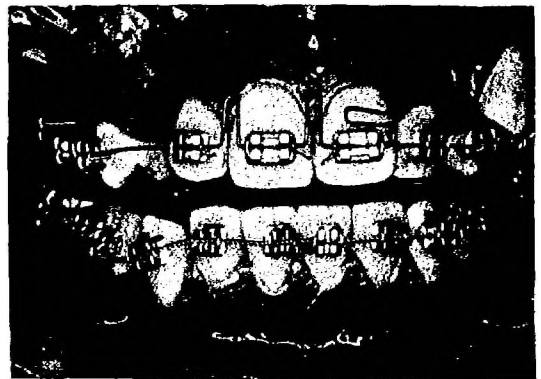


Fig. 9.

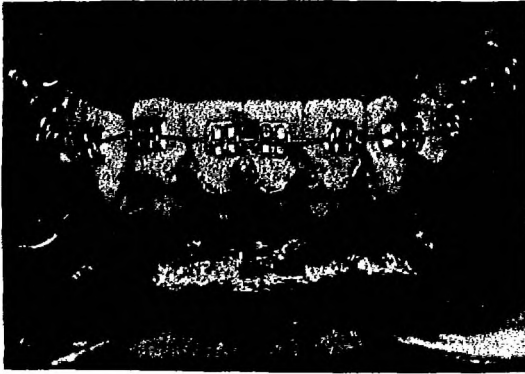


Fig. 10.

(3) .016 Nitinol은 springiness, range, strength가 우수했으나 formability가 떨어졌다.

(4) .016 Titanol은 springiness, range, strength와 동시에 formability는 우수했다.

(5) Chinese NiTi는 Nitinol보다 약하고 지속적인 교정력을 발휘하고 동시에 deflection의 양과 관계없이 일정한 교정력을 발휘하는 "초탄성" 성질을 보유하였다(Fig. 10).

(6) .014 steel loop은 .018 Edgewise bracket에서 가장 우수한 선택이었다(Fig. 11).

### III. 결 론

일반적인 고정식 교정장치를 이용한 치료의 첫 단계에서 각 치열의 배열을 도모하는 교정용 탄선은 강한 strength, 우수한 springiness, 그리고 지속적인 range를 발휘해야 한다. 치아배열에 있어서 archwire는 wire의 재료적 특성, 굵기, 형태, 그리고 bracket사이의 거리를 고려하여 선택한다. Bracket slot내로 archwire가 자유롭게 이동하기 위해서는 .002~.004 inch clearance가 필요하다. 이것은 .018 edgewise bracket에서 가장 큰 initial wire가 .016이라는 것을 의미하며 동시에 .014 wire가 더 효과적이라는 것을 의미한다. 통상, alignment archwire로는 multistranded steel wire, nickel-titanium 그리고 single stranded steel loop wire가 사용되며, .018 bracket에서 initial alignment archwire는 .

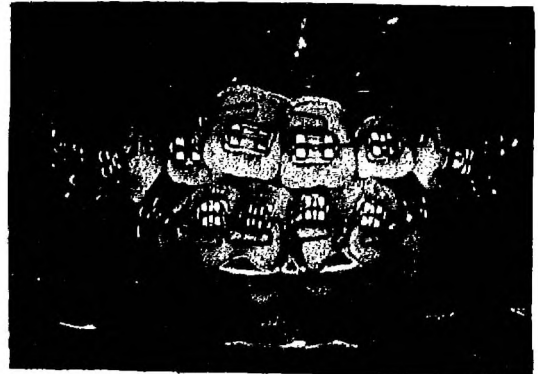


Fig. 11.

.014 steel loop wire가 가장 유리했다.

### REFERENCES

1. Brumfield, R.C.: Dental gold structures-analysis and practicalities, New York, J.F. Jelenko & Co., Inc., pp. 145-162, 1949.
2. Burstone, C.J.: Maximum forces and deflections from orthodontic appliances. *Am. J. Orthod.*, 84:95-103, 1983.
3. Burstone, C.J., and Golderg, A.J.: Beta titanium: A new orthodontic alloy. *Am. J. Orthod.*, 77:121-132, 1980.
4. Burstone, C.J.: Application of bioengineering to clinical orthodontics. In Graber, T.M. (editor): *Current orthodontic concepts and techniques*, ed. 2, Philadelphia, W.B. Saunders Company, pp. 230-258, 1975.
5. Burstone, C.J., Baldwin, J.J., and Lawless, D.T.: The application of continuous force to orthodontics, *Angle Orthod.*, 31:1-14, 1961.
6. Burstone, C.J., Qin, B., and Morton, J.Y.: Chinese NiTi wire: a new orthodontic alloy. *Am. J. Orthod.*, 87:445-452, 1985.
7. Burstone, C.J.: Variable-modulus orthodontics, *Am. J. Orthod.* 80:1-16, 1981.

8. Elgiloy: A cobalt nickel alloy, promotional literature of Rock. Mountain/Orthodontics, cf. Engineering data-elgiy strip.
9. Jarabak, J.R., and Fizzell, J.A.: Technique and Treatment with Light-wire Edgewise Appliances. 2nd Ed. St. Louis, C.V. Mosby, 1972, Chapter 3.
10. Kusy, R.P., and Greenberg, A.R.: Effect of composition and cross-section on the elastic properties of orthodontic arch wire. *Angle Orthod.*, 41:325-341, 1981.
11. Kusy, R.P.: Elastic property of orthodontic arch wires. Chapel Hill, NC, 1982, University of North Carolina Department of Orthodontics/Dental Research Center.
12. Kusy, R.P.: Comparison nickel-titanium and beta-titanium wire sizes to conventional orthodontic arch wire materials., *Am. J. Orthod.* 82:199-205, 1982.
13. Kusy, R.P., and Greenberg, A.R.: Comparison of elastic properties of nickel-titanium and beta-titanium arch wire., *Am. J. Orthod.* 82:199-205, 1982.
14. Kusy, R.P.: On the use of nomograms to determine the elastic property ratios of orthodontic arch wires., *Am. J. Orthod.* 83:374-381, 1983.
15. Lopez, I., Goldberg, A.J., and Burstone, C.J.: Bending characteristics of nitinol wire, *Am. J. Orthod.* 75:569-574, 1979.
16. Robert, G.C., William, J.O., and John, M.P.: *Dental Materials-properties and manipulation.*, 2nd Ed. St. Louis, C.V. Mosby, pp. 15-25, 1979.
17. Robert, J.N.: *Bioengineering Analysis of Orthodontic Mechanics.* Philadelphia, Lea & Febiger, pp. 78-79, 1985.
18. Thurow, R.C.: *Edgewise orthodontics*, ed. 4, St. Louis, C.V. Mosby Co., pp. 33-37: 319-334, 1981.
19. William, J.O.: *Dental Materials*, Chicago, Quintessence Publishing Co., pp. 17-34, 1989.
20. William, R.P.: *Contemporary Orthodontics*, St. Louis, C.V. Mosby Co., pp. 246-247, 1986.
21. Yoshikawaa, D.K., Burstone, C.J., Goldberg, A.J., and Morton, J.: Flexure modulus of orthodontic stainless steel wire, *J. Dent. Res.*, 60:139-145, 1981.

– ABSTRACT –

## CLINICAL CONSIDERATION IN THE CHOICE OF ALIGNMENT ARCHES

E. Woong Park, Sang Cheol Kim

*Dept. of Orthodontics, College of Dentistry, Wonkwang University*

The wires for initial alignment purposes require a combination of excellent strength, excellent springiness, and a long range of action. The variables in selecting appropriate arches for alignment are the archwire material, its diameter, and the distance between attachments.

The principle that there should be 0.02 inch clearance for initial wires means that an .016 diameter wire is the largest that should be considered for initial alignment in the .018 slot system. The three major possibilities for alignment arches are multistranded steel wires, nickel-titanium wires, and single-stranded steel wires with loops.

The excellent choice for initial alignment in .018 bracket is .014 steel wire with loops.