

교정용 open coil spring의 역학적 특성에 관한 연구

원광대학교 치과대학 교정학교실

박규찬 · 김상철

목 차

- I. 서 론
- II. 연구재료 및 방법
- III. 연구성적
- IV. 총괄 및 고찰
- V. 결 론
- 참고문헌
- 영문초록

I. 서 론

치열궁 내의 공간 부조화를 해소하기 위한 여러 방법 중 탄성재료에 의한 공간 확대 방법이 있다. 이때 주로 사용되는 coil spring은 악궁의 확장, 최후방 치아의 원심이동에 의한 치열궁길이 증가 등의 효과를 보이며 발치공간의 폐쇄에도 응용된다. Coil spring은 helical spring의 helix의 길이를 증가시킨 형태로서, 지속적이고 약한 교정력을 발휘하며, continuous arch를 따라 치아를 이동시킴으로서 치열궁으로부터의 이탈없이 치아의 치체 이동이 가능하다는 장점 때문에 임상적으로 많이 이용되고 있다^{1,2)}.

Coil spring은 압축에 의해 양쪽으로 미는 힘을 발휘하는 open coil spring과 신장에 의해 서로 당기는 힘을 발휘하는 closed coil spring으로 대별되며, 고정원(anchorage unit)

의 이동을 최소화하고 치아의 회전, 측방이동을 방지하며 지속적인 치아이동을 위해서는 적은 stiffness와 넓은 action range를 갖는 coil spring이 필요하다¹⁻⁹⁾. 이들 coil spring의 역학적 성질은 wire diameter, lumen size, pitch angle(total coil length), alloy type 등에 의해 영향을 받으므로 이들 요소간의 상관성에 대한 검토를 바탕으로 교정력을 미리 예측할 수 있어야 한다^{7,8,10-17)}.

Thomas W.Evans와 Edward Arnold¹⁸⁾가 최초로 spiral coil을 이용한 교정장치를 소개한 이후로, Arnold와 cunningham¹⁰⁾, Johnson¹⁹⁾은 귀금속으로 된 open-coil을 임상에 적용시켰으나 발휘되는 힘의 양이 치아이동에 필요한 적정 수준에 미치지 못하였다. 그후 coil spring의 역학적 성질에 대한 연구가 본격적으로 진행되어, Johnson¹⁹⁾은 open coil spring의 lumen size, wire diameter, spring의 길이, 귀금속과 비귀금속간에 따른 물리적 특성에 대해 연구하였으며, Bell¹¹⁾은 큰힘을 발휘하기 위해 작은 lumen size와 큰 wire diameter을 가진 coil spring을 선택해야 한다고 주장했으며, elastic과 open coil의 교정력 발휘에 대한 비교 연구에서 open coil spring은 타액에 영향을 받지 않으며 지속적인 힘을 발휘할 수 있다고 했다.

Oppenheim^{21,22)}은 치아이동시 요구되는 이상적인 교정력에 대해서 언급하며 coil spring을

은 HiT II보다 Elgilloy가 다소 많았으며, Sentalloy는 전체길이의 20%-76%에서 constant force를 발휘하였으며, activation range가 넓었다.

IV. 총괄 및 고찰

치아나 주위조직에 별 부작용 없이 신속한 치아이동을 위해서는 지속적이며 약한 교정력이 필요하며, 이를 위해서는 교정 탄성재료의 stiffness의 감소, action range의 증가가 요구되며, 비례한계와 최종강도의 springback은 탄성재료를 결정하는 중요한 성질이 되며, 교정장치 선택시 중요한 요소이다^{4,5,6)}.

치열궁 내의 공간 부조화를 해소하기 위한 여러 탄성재료중 coil spring은 악궁의 확장, 최후방 치아의 원심이동에 의한 키열궁길이 증가등의 효과를 보이며 발치공간의 폐쇄에도 응용된다. open coil spring의 사용시 역학적 특성을 인지함으로써 치아이동을 위한 교정력을 예측할 수 있으며, 치료진행과 시기를 보다 잘 조절할 수 있다¹³⁾. Coil spring의 물리적 특성에 영향을 미치는 요소는 wire diameter, lumen size, total coil number, alloy type 등^{7,8,10-17)}이 있으며, 교정력 발휘시 arch wire size, shape, bracket과 arch wire간의 마찰력등도 고려해야 된다^{3,9)}.

Boshart¹²⁾는 lumen size 자체는 spring rate에 큰 영향을 미치지 않으며 크기 증가에 따른 일정한 특징을 가진다고 하였으며, original spring rate와 subsequent spring rate간에는 조금씩의 차이는 보이며, 이는 제조회사의 잔류응력에 대한 영향이라고 보고했다.

Chaconas와 Caputo^{7,8)}는 lumen size가 감소할수록 activation에 의해 발휘되는 교정력은 증가되며, wire diameter가 증가시에도 동일한 효과가 나타난다고 하였다. 본 실험에서 lumen size 증가시 stiffness는 감소되었으며, wire diameter의 증가시에는 증가되었으며, lumen size보다는 wire diameter가 stiffness에 더 많은 영향을 미치는 것으로 나타났다 (Table 1, 2).

Chaconas와 Caputo^{7,8)}는 stainless steel과 Elgilloy open coil spring의 교정력 발휘에 대해 $F=d^4GX/8D^3N$ 라는 공식을 발표했으며 (F =force, d =diameter, D =lumen, N =number of coil, G =modulus of rigidity, X =strain), 이는 coil spring의 initially unstressed coil spring 상태에서 유도되었으며, coil spring의 residual stress과 buckling tendency를 포함하고 있지 않은것 같지만 이 공식으로부터 force의 크기를 예상할 수 있으며 임상에 적용시 지표가 될 수 있으리라 사료된다.

Miura²⁴⁾는 Stainless steel, Elgilloy open coil spring에서는 이 공식이 적용되나 super elastic Japanese Ni-Ti alloy coil spring에는 이 공식이 적용되지 않으며 그 이유는 strain의 증가에도 불구하고 stress가 거의 증가하지 않으며, stress-induced martensite transformation 현상 때문이라고 했다.

이상적인 교정력에 대해 Burstone^{3,25-28)}, Hixon²⁹⁾, Nikolai³⁰⁾는 최소의 조직손상과 최적의 조직반응을 일으키면서 일상적인 불편감 없이 신속한 치아이동을 유도하는 force라고 정의했으며, force의 양에 대해서는 Storey와 Smith³¹⁾는 하악 견치를 이동시키는데 150-200grams이 이상적인 교정력이라고 했으며, Begg²³⁾는 견치이동시 300grams이 최적이며, Reitan³²⁾은 상악견치 이동시 150-200grams, 하악견치 이동시 100-200grams의 힘이 필요하다고 했으며, Burstone과 Groves²⁶⁾는 전치의 이동시 50-75grams이 이상적인 교정력이라고 주장했으며, Ricketts³³⁾는 치근 표면적에 따라 70-150grams이 필요하다고 했으며, Oppenheim^{21,22)}은 capillary pluse pressure와 유사한 20-26grams/cm이 필요하다고 했다. 이는 각 치아의 periodontal ligament 면적, 골조직, 치아의 이동방향, 이동방법에 따라 optimal force양은 달라지며 연구자에 따라 상당한 차이를 보이고 있다.

많은 선학들의 연구에서 open coil spring의 압축량을 본래 길이의 1/2-1/3 정도가 추천되고 있으며^{7,11,12,13,16,17)}, 본 연구에서 보면, Fig.

5, 6, 7, 8, 9에서 보여주듯이 .009"×.036" HiT II open coil spring에서 25% 정도 압축시 200grams force가 발휘되는 반면 .010"×.030" size HiT II open coil spring에서는 10% 정도 압축시 200grams의 force가 발휘되므로 wire diameter, lumen size에 따라 압축 정도를 달리 해야 한다(Table 1, 2). Kobayashi와 Muramatsu³⁴⁾는 70grams의 force를 가할 때 비로소 coil spring의 작용이 일어난다고 보고했으나 본 연구에서 0-50grams의 force를 가할때 open coil spring의 "settling into" 현상으로 하중 변형 곡선이 non-linear했으며 그 이후로는 straight line이 나타났다.

Open coil을 사용시 마찰력에 대해서도 고려해야 하며 호선과 bracket간의 마찰력에 대해 Nicolls³⁵⁾, 민³⁶⁾, 조와 김³⁷⁾, 고 등³⁸⁾은 결찰제와 결찰방법, bracket간의 거리, 고정선과 bracket이 이루는 각도, bracket 폭경, 결찰시 타액의 역할, 결찰후의 시간경과에 따른 마찰력의 변화에 대해 연구 발표했으며, Garner³⁹⁾는 .016" wire와 .018" bracket간의 마찰력은 wire 재질에 따라 55-105grams이었다고 보고했다. Renforoe¹⁾는 고정원이 되는 치아는 tight하게 결찰하고 움직이려는 치아는 다소 느슨하게 결찰할 것을 강조했다.

Open coil을 사용해서 compressive force 발휘시 치아가 arch wire를 따라서 움직일 때 치체 이동을 유도하고 측방력 및 회전을 조절하고 치열궁 형태를 보존하기 위해서 arch wire의 buckling이 없어야 한다.

Chaconas⁸⁾는 arch wire의 size와 shape은 lumen size가 적을 때는 큰 영향을 미치지 않으나 lumen size가 클수록 stiff한 arch wire가 요구되며 rectangular arch wire에서 큰 linear range를 가진다고 보고하였다. 본 연구에서는 .030" lumen size에서 round arch가 rectangular arch wire에 비해 다소 큰 stiffness를 나타냈으며 이는 마찰때분이라고 사료되어지며, activation양이 많을때 round arch wire보다는 rectangular arch wire에서 다소 큰 stiffness를 가지며 이는 적은 bukling 때문이라고 사료되어지며, arch wire 자체의

stiffness 및 interbracket span도 고려해야 되는 것으로 사료된다.

Open coil spring은 두 물체사이 즉, bracket과bracket, bracket과 stop, tube와 stop사이에서 압축에 의해 expansion이 일어나도록 고안되어있기 때문에 force가 한쪽으로 적용되느냐 양쪽으로 적용되느냐에 따라 reactivation량, 시기등도 달라져야 하며, 이 동되는 치아에 따라 달라져야 한다.

Pitch angle은 coil의 수와 상호관련이 있으며 pitch angel이 증가하면 단위길이당 coil수는 감소하고 단위 길이당 coil수의 감소는 coil spring에서 total wire length의 감소를 가져오며 stiffness를 증가시킨다¹²⁾.

Boshart¹¹⁾는 HiT II open coil spring은 Elgiloy보다 7.5% 더 stiff하며 이것은 재료 자체의 성질 보다는 HiT가 14 coils/10 mm인 반면 Elgiloy는 20-25 coils/10 mm인것과 연관이 있다고 했으며, 이와같은 차이는 activation량에 영향을 미치며 Hi-T의 activation량은 5.4-6.0 mm/10 mm인 반면 Elgiloy는 4.2-4.8 mm/10 mm을 가지기 때문에 Elgiloy에서보다 Hi T에서 더 많은 압축을 가할 수 있다고 했다. 또한 .008" wire diameter를 가진 open coil spring의 연구결과 Elgiloy는 Hi-T보다 29% 덜 stiff하며, Miura²⁴⁾는 .009"×.030" Co-Cr-Ni alloy spring은 Stainless steel보다 11% 덜 stiff하며, Boshart¹²⁾은 32%정도 덜 stiff했다고 보고했으며, Chaconas⁸⁾는 .010"×.030" Cr-Co-Ni alloy open coil spring은 stainless steel에 비해 30% 정도 덜 stiff하다고 보고했다.

본 연구에서는 .009"×.036" Elgiloy가 stainless steel보다 28% 덜 stiff한 것으로 나타났다으며 .009"×.036" open coil spring의 10 mm당 total coil number는 HiT II : 14-15 coils/10 mm, Elgiloy : 22-23 coils/10 mm였으며, Sentalloy는 15.5 mm로 잘라진 기성제품을 사용했으며 Pitch angle이 불규칙하므로 정확한 측정이 불가능했다.

이러한 결과는 stainless steel과 Co-Cr-Ni arch wire의 재료간의 하중변형도 비교를 연

구한 이⁴⁰⁾, 나와 김⁴¹⁾의 결과와는 반대로 나타났으며 이는 open coil spring의 재료자체 성질보다는 total coil length에서 기인한 것으로 사료된다.

Miura²⁴⁾, Boshart¹²⁾, Webb¹⁷⁾는 closed coil spring에서 Elgiloy와 stainless steel의 tension force를 측정시 Elgiloy가 stainless steel보다 다소 stiff한 것으로 나타났으며, 이는 재료 자체의 성질 보다는 total coil length와 연관성이 있다는 것을 뒷받침 해주고 있다.

Miura²⁴⁾는 superelastic Japanese Ni-Ti alloy open coil spring의 10 mm total coil length를 40mm, 50mm, 60mm로 신장시켜 compression test를 시행한 결과 load value는 거의 같은 반면 action range의 증가가 일어났으며, 많은 량의 activation시에 동일한 force가 발휘되는 장점이 있다고 보고했다.

Miura²⁴⁾는 Japanese Ni-Ti alloy open coil spring은 강한 springback을 나타내며 constant light continuous force를 발휘하는 특성을 가진다고 보고했으며, 온도에 따른 martensite transformation temperature영향에 대해 온도가 증가될수록 load value는 감소된다고 보고했다. 본 연구에서 일정한 압축력(400grams, 250grams)을 가하고 난뒤 하중을 제거시 springback을 나타내는 percent recovery은, wire diameter가 클수록, lumen size가 적을수록 더 우수하게 나타났으며 이는 activation량과 관련이 있는 것으로 보여지며, 또한 round arch wire보다 rectangular arch wire에서 우수하게 나타났으며, 이는 stiff한 arch wire에서 open coil spring의 buckling이 적은 것으로 사료되어진다. 재료간의 비교에서 HiT II와 Elgiloy는 거의 유사했으며, Sentalloy는 우수한 percent recovery를 가졌으며, 본 연구에서는 온도에 대한 영향은 배제했다.

종합적으로 볼때, Kapila와 Sachdeva⁶⁾, chachonas^{7,8)}, Burstone³⁾는 교정장치의 선택시 low deflection rate를 갖는 탄성재료가 치주 인대에 좀더 바람직한 stress level을 유지하여 정확한 힘의 설정이 용이하다고 하였으며, Webb¹⁷⁾는 low deflection rate를 얻기위해

wire diameter의 감소와 lumen size의 증가가 필요하다고 했다.

교정용 open coil spring의 선택시 물리적 특성, 경제성, 임상적 유용성을 고려해야 하며 이상적인 교정력을 얻기 위해서는 open coil spring의 wire diameter, lumen size, total coil number, alloy type등이 복합적으로 작용하므로 이들 요소간의 상관성에 대한 철저한 이해를 바탕으로 ideal open coil spring을 선택해야 한다고 사료되어진다.

본 연구에서는 임상에서 많이 적용되는 HiT II alloy open coil spring을 위주로 연구했으며 Elgiloy와 super elastic Ni-Ti alloy coil spring에 대해서는 보다 많은 연구가 필요하며, 생역학적인 연구가 필요할 것으로 사료된다.

V. 결 론

Open coil spring의 역학적 성질을 알아보기 위하여, wire diameter, lumen size, arch wire, alloy type 등 4가지 변화요소를 설정하고 그에 따른 13개의 실험군을 구성하여 각각의 하중변형곡선을 통해 stiffness, percent recovery를 측정, 조사한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 동일한 .030" lumen size에서 wire diameter의 증가는 stiffness, percent recovery 증가를 가져왔다.
2. 동일한 .009" wire diameter에서 lumen size의 증가는 stiffness, percent recovery 감소를 가져왔다.
3. Arch wire의 크기, 모양에 따른 stiffness, percent recovery의 변화는 통계적 유의성이 없었다.
4. Alloy type에서, stiffness는 HiT II, Elgiloy, Sentalloy 순으로 크게 나타났으며, Sentalloy는 넓은 action range와 우수한 percent recovery를 가졌다.

REFERENCES

1. Renforoe, E.W.: For the control of arch length, Edgewise, LEA & FEBIGER, Co., 142-154, 1975.
2. Jarabak, J.R.: Technique and treatment with light-wire edgewise appliance, St. Louis, C.V. Mosby Co., 71-73, 1972.
3. Burstone, C.J.: Application of bioengineering to clinical orthodontics, In Graber, T.M.: Current orthodontic concepts and technique, ed. 2, Philadelphia, W.B. Saunders Company, 230-258, 1975.
4. William, R.P.: Contemporary orthodontics, St. Louis, C.V. Mosby Co., 246-247, 1986.
5. 박의웅, 김상철 : 치아배열을 위한 교정용 탄성재료의 선택에 대한 고찰, 대한치과교정학회지., 19 : 79-89, 1989.
6. Kapila, S., Sachdeva, R.: Mechanical properties and clinical application of orthodontic wires, Am. J. Orthod., 96:100-109, 1989.
7. Chaconas, S.J., Caputo, A.A.: Force-extension characteristics of closed coil spring, J. Calif. Dent. Assoc., 6:40-45, 1978.
8. Chaconas, S.J., Caputo, A.A., Harvey, K.: Orthodontic force characteristics of open coil spring, Am. J. Orthod., 85:494-497, 1984.
9. Graber, T.M., Swain, B.F.: Current orthodontic concepts and techniques, 2nd edition, 240-242, Philadelphia, N.B. Saunders, Co., 1975.
10. Arnold, E.B., Cunningham, J.S.: Coil springs as an application of force, Int. J. Orthod., 20:577-579, 1934.
11. Bell, W.R.: A study of applied force as related to the use of elastics coil spring, Angle Orthod., 21:151-154, 1951.
12. Boshart, B.F.: Load-deflection rate measurements of activated open and closed coil spring, Angle Orthod., 60:27-32, 1989.
13. Born, H.S.: Some facts concerning the open coil spring, Am. J. Orthod., 41:917-925, 1955.
14. Story, E.E., Smith, R.: The importance of force in orthodontics, Aust. J. Dent. 56:291-304, 1952.
15. Robert, G.C., William, J.O., John, M.P.: Dental material-properties and manipulation, St. Louis, C.V., Mosby Co., 15-25, 1979.
16. Kobayashi, K.: Studies on mechanical properties of orthodontic coil spring, J.J. Dent. Mater., 12:172-184, 1972.
17. Webb, R.I., Caputo, A.A., Chaconas, S.J.: Orthodontic force production by closed coil spring, Am. J. Orthod., 74:405-409, 1978.
18. Aderson, G.M.: One use for the arnold coil spring, Int. J. Orthod., 17:688, 1931.
19. Johnson, J.: Twin wire alignment appliance, Int. J. Orthod., 20:963-968, 1934.
20. Johnson: The construction and the manipulation of the twin wire mechanism, Am. J. Orthod., 27:205-215, 1941.
21. Openheim, A.: Human tissue response to orthodontic intervention of short and long duration, Am. J. Orthod., 28:267, 1942.
22. Oppenheim, A.: A possibility for physiologic orthodontic movement, Am. J. Orthod., 30:278, 1944.
23. Nagamoto, G.: Contraction coil spring, Its uses and how to make it, Am. J. Orthod., 33:392, 1947.
24. Miura, F., Mogi, M., Ohura, Y.V.: The super-elastic Japanese Ni-Ti alloy wire for use in orthodontics Part 3, Studies on the Japanese Ni-Ti alloy coil springs, Am. J. Orthod., 94:89-96, 1988.
25. Begg, R.: Differential force in orthodontic

- treatment, *Am. J. Orthod.*, 42:481-501, 1956.
26. Burstone, C.J., Groves, M.H.: Threshold and optimum force values for maxillary anterior tooth movement, *J. Dent. Res.*, 39:695, 1960.
 27. Burstone, C.J.: The application of continuous force to orthodontics, *Angle Orthod.*, 31:1-14, 1961.
 28. Burstone, C.J., Koenig, H.A.: Force system from an ideal arch, *Am. J. Orthod.*, 65: 270-289, 1974.
 29. Hixon, E.H., Atikian, H., Callow, G.H., McDonald, H.W., Tacy, R.J.: Optimal force, differential force and anchorage, *Am. J. Orthod.*, 5:437-457, 1969.
 30. Nikolai, R.J.: Optimum orthodontic force theory as applied to canine retraction, *Am. J. Orthod.*, 68:290-302, 1975.
 31. Story, E.E., Smith, R.: Force in orthodontics and its relation to tooth movement, *Aust. J. Dent.*, 56:11-18, 1952.
 32. Reitan, R.: Some factors determining the evaluation of force in orthodontics, *Am. J. Orthod.*, 43:32-45, 1957.
 33. Ricketts, R.M., Bech, R.W., Gugino, C.F., Hilgers, J.J., Schulhob, R.J.: Bioprogressive therapy, Denver, Rocky mountain orthodontics, 93-100, 1979.
 34. Kobayashi, K., Muramatsu, A.: Mechanics of orthodontic spring, *J. Jap. Stomatol. Soc.*, 39:1-15, 1972.
 35. Nicolls, J.: Frictional force in the fixed orthodontic appliance, *Dent. Pract., Dent. Res.*, 18:362-366, 1968.
 36. 민정미 : 치아의 활주이동시 bracket와 Arch wire사이에서 발생하는 마찰저항에 관한 비교연구, 대한치과교정학회지., 18 : 155-163, 1988.
 37. 조명숙, 김종철 : 고정성 교정장치를 이용한 치아이동시 발생하는 마찰력, 대한치과교정학회지., 20 : 499-506, 1990.
 38. 고정식 : 인공타액에서 교정선과 bracket간의 마찰력에 대한 연구, 대한치과교정학회지., 18 : 55-63, 1988.
 39. Garner, L.D., Allai, W.W., and Moore, B.K.: A comparison of frictional forces during stimulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire, *Am. J. Orthod.*, 90: 199-203, 1986.
 40. 이용국 : Looped wire의 하중변형도와 열처리에 의한 변화, 대한치과교정학회지, 16 : 133-143, 1986.
 41. 나용인, 김상철 : 변화요소에 따른 looped wire의 탄성변화에 관한 연구, 원광대학교 대학원 치의학과 석사학위논문, 1990학년도.

– ABSTRACT –

A STUDY ON THE MECHANICAL PROPERTIES OF ORTHODONTIC OPEN COIL SPRINGS

Kyu-Chan Park, D.D.S., M.S.D., Sang-Cheol Kim, D.D.S., M.S.D., Ph. D.

Department of Orthodontics, College of Dentistry, Wonkwang University

It was the purpose of this study to analyze and compare the mechanical properties of orthodontic open coil springs. Four variable factors were presented – wire diameter (.008", .009", .010"), lumen size (.030", .032", .036"), arch wire size and shape (.016" round, .016" x .022" rect.) and alloy type (HiT II, Elgiloy, Sentalloy).

The total 104 specimens were divided into 13 groups, and compression test was performed on an Instron test machine. The load-deflection curve of each open coil spring was obtained, from which, the load-deflection relations, stiffnesses, percent recoveries were computed statistically.

The results were obtained as follows:

1. When the lumen size of the coil spring remained constant, stiffness and percent recovery increased as the wire diameter increased.
2. When the wire diameter of the coil spring remained constant, stiffness and percent recovery decreased as the lumen size increased.
3. The effect of size and shape of arch wire on the coil spring was not statistically significant.
4. In alloy types, stiffness was the greatest in HiT II (55.21), Elgiloy (42.61) and Sentalloy (7.74) in that order. Sentalloy exhibited superior percent recovery and long range of action.