대치교정지 1999, 29(5) : 511-519

교정용 loop 스프링의 force system에 영향을 주는 요소

최 광 철[1] · 김 경 호[2] · 박 영 철[3]

생역학적으로 우수한 스프링을 설계하기 위해서 스프링의 형태에 여러 가지 변화를 주면서 각 상황에서 force system이 변하는 양상을 수치분석계산과 spring tester를 이용한 실험과 비교하였다. 주어진 해부학적인 한계 내에서 최대한 생역학적 효율을 높이는 요소들을 제시하였다.

1. 스프링의 높이가 증가하면 M/F ratio는 증가하고 L/D rate은 감소한다.
2. 스프링의 최소 굽힘 모멘트 부위보다 위에 wire를 첨가하면 M/F ratio는 증가하고 L/D rate은 감소한다.
3. 스프링의 최소 굽힘 모멘트 부위보다 아래에 wire를 첨가하면 M/F ratio는 감소하고 L/D rate도 감소한다.
4. 스프링의 위쪽에 아무리 wire를 많이 첨가하여도 스프링의 높이 이상의 M/F ratio는 얻을 수 없다.
5. 제한된 높이의 스프링으로 충분한 M/F ratio를 얻기 위해서는 부가적인 모멘트가 필요하다.
6. 스프링의 수평 길이가 증가할 수록 M/F ratio와 L/D rate는 감소하므로 부가적인 모멘트는 점점 각도가 증가할 수 있도록 스프링 전체에 부여할 필요가 있다.
7. L/D rate는 재료, 단면, 그리고 형태에 영향을 받지만 M/F ratio는 재료나 단면에 관계없이 스프링의 형태에만 영향을 받는다.

주요단어 : 생역학, L/D rate, M/F ratio, 견인용 스프링

I. 서 론

견치 또는 전치를 견인하기 위해서는 크게 두 가지의 방법이 사용되는데, 브라켓을 호선을 따라 마찰 시키면서 활주 시키는 friction mechanic과 견인 스프링만을 이용하여 마찰이 일어나지 않도록 하는 frictionless mechanic이 있다. 두 가지 방법간에는 서로 장단점이 있으나, 생역학적인 관점에서 friction mechanic에서는 발생하는 마찰력이 여러 가지 변수에 영향을 받기 때문에 발생하는 force system을 예측하기 어렵다. 반면에 frictionless mechanic에서는 치아와 치아사이에 견인 스프링만 부착되므로 스프링에 의해 발생하는 force system이 그대로 치아에 전달된다. 따라서 force system을 정확하게 조절하고 치아의 이동을 예측하기 위해서는 frictionless mechanic이 유리하다.

Frictionless mechanic에서는 여러 종류의 스프링을 사용하여 치아를 견인하게 되는데 이러한 스프링은 몇 가지 조건을 만족해야 한다. 첫째, 약하고 지속적인 힘을 줄 수 있어야 하며 둘째, 치아 이동 시 회전중심을 조절할 수 있어야 한다[3,4,5].

연구에 의하면 생리적이고 효율적인 치아 이동을 위한 교정력은 약하고 지속적인 힘이 좋다[6,7,8]. 이러한 약하고 지속적인 힘을 얻기 위해서는 스프링의

[1] 연세대학교 치과대학 교정학교실 영동세브란스 병원 조교수, 두개안면기형연구소 연구원
[2] 연세대학교 치과대학 교정학교실 영동세브란스 병원 조교수, 두개안면기형연구소 연구원
[3] 연세대학교 치과대학 교정학교실 교수, 두개안면기형연구소 연구원
* 이 연구는 1998년도 연세대학교 치과대학 교수연구비의 지원을 받아 수행되었습니다.

Load Deflection rate(L/D rate)을 낮추어야 한다. L/D rate이란 단위 길이 만큼 작동(activation)시키는데 필요한 힘의 크기를 말하는데 스프링의 load deflection curve의 기울기를 의미한다. L/D rate이 낮을 수록 힘의 크기가 비교적 일정하게 유지되어 보다 지속적인 힘을 나타난다. L/D rate이 큰 스프링을 사용하는 경우 약한 힘을 얻기 위해서 매우 작은 양을 작동해야 하는데 이를 임상적으로 정확하게 조절하기 어렵다. 스프링의 L/D rate을 낮추기 위해서는 modulus of elasticity(E)가 낮은 재료를 사용하거나, wire의 굵기를 감소시키거나, 스프링의 형태를 변화시키는 방법 등이 있다.

스프링은 약하고 지속적인 힘과 더불어 술자가 원하는 위치에 이동시키기 위해서 회전 중심을 조절할 수 있어야 한다. 치아의 회전 중심은 스프링에 의한 모멘트와 힘간의 비율(M/F ratio)에 따라 달라진다[9].

Intrusion 스프링이나 tipback 스프링과 같은 cantilever 스프링은 한쪽이 브라켓에 삽입되어 있지 않고 hook의 형태를 가지고 있기 때문에 유리단(free end)에서는 모멘트가 발생하지 않는다. 따라서 이러한 형태의 스프링은 force gauge와 자(ruler)만 가지고도 force system을 정확하게 알 수 있는데, 이러한 force system을 statically determinate system이라고 한다. 그러나 불행히도 전후방 브라켓 양측에 삽입된 견인용 스프링은 force system을 쉽게 측정할 수 없다. 스프링이 양측 브라켓에 동시에 삽입되어 있어서 스프링의 한쪽에 모멘트를 가하는 경우 힘도 동시에 변하기 때문에 모멘트와 힘을 동시에 측정해야 하기 때문이다. 이러한 force system을 statically indeterminate system이라고 하는데 단순히 force gauge나 torque gauge로 force system을 측정할 수 없다. 따라서 특별히 설계된 스프링 tester나 유한 요소분석 또는 linear beam theory를 이용해야 브라켓에 작용하는 힘과 모멘트를 동시에 구할 수 있다[1].

현재 많은 형태의 스프링이 사용되고 있는데, 그 중 단지 일부의 스프링만이 force system이 측정되어 알려져 있다[2,10,11,12,13,14]. 대부분은 개발자의 임상적인 경험 또는 직관에 의해 설계되어 있어서, 정확한 force system이 알려져 있지 않다. 이에 본 연구의 목적은 교정용 견인 스프링의 force system에 영향을 주는 요소가 L/D rate과 M/F ratio에 어떻게 영향을 주는지 밝혀서 생역학적으로 효율이 높은 스프링을 설계하는데 도움을 주는데 있다.

II. 연구방법 및 재료

수치분석법(numerical analysis)을 이용하여 스프링에 작용하는 force system을 계산하였고 이를 스프링 tester[15]에서 측정된 값과 비교하였다. 수치분석법은 분석 대상인 스프링을 0.2mm 길이의 여러 개의 분절로 나누어 각 분절의 변형을 종합하여 재구성하는 방법이다. Delphi Borland로 제작된 프로그램을 사용하였고 data는 Microsoft Excel 97로 처리하였다. Wire는 0.017×0.025 inch TMA (E=72,000 Mpa)를 모델로 하였다. 측정 방법은 스프링의 한쪽을 고정하고 다른 쪽에 힘과 모멘트를 조금씩 가하여 스프링을 천천히 변형시킨다. 원하는 변형량(activation)이 나타날 때 까지 힘과 모멘트를 반복적으로 가하여 최종 force system을 계산한다. 허용오차(tolerance)는 길이 0.1mm, 각도 1.0 도 이내에서 계산이 멈추고 수렴하도록 하였다. 이 프로그램은 large deflection의 simulation이 가능하고 브라켓에 발생하는 힘과 모멘트를 알 수 있는 것 외에 스프링의 각 분절에 발생하는 변형량을 알 수 있기 때문에 최대 또는 최소 bending moment의 위치를 파악할 수 있다. 따라서 영구변형이 일어나기 시작하는 부위를 예측할 수 있기 때문에 양측 브라켓에서 발생하는 force system만을 측정하는 스프링 tester보다 많은 정보를 준다.

가장 단순한 형태인 vertical loop를 기준으로 loop의 높이, helix의 첨가, helix의 위치 등 형태의 변화, 브라켓간 거리, 재료와 단면의 굵기를 변화 시키면서 L/D rate과 M/F ratio의 변화를 관찰하였다.

III. 결 과

Loop 의 높이 (V)

그림 1에 기본적인 vertical loop 스프링의 형태가 나타나 있다. 스프링의 수평길이는 7mm, loop 직경 2mm이며 높이(V)의 영향을 알아보기 위해서 V를 2mm에서 10mm까지 2mm간격으로 변화 시켰다. V가 증가하면서 초기에 L/D rate는 매우 급격하게 떨어지며 M/F ratio는 선형적으로 증가하였다. M/F ratio와 V간의 직선 회귀 방정식은 M/F ratio= 0.4622V-0.6228 (r2=0.9999)가 되는데 치체이동을 일으키는 M/F ratio=10을 얻기 위해서는 V는 23mm가량 되어야 함을 알 수 있다. 대략적으로 V의 약 30%

내지40% 정도의 M/F ratio가 나타남을 알 수 있었다. 최대 굽힘 모멘트는 가장 윗 부분에 나타났다.

Helix의 양 (N)

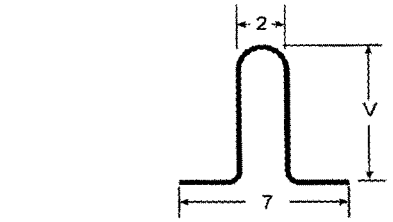
스프링의 길이가 수직적으로 늘어나면 M/F ratio는 선형적으로 증가함을 보였다. 그러나 해부학적인 제한 때문에 치체 이동에 필요한 M/F=10mm가 나타나는 V=23mm까지 증가 시키기는 불가능하다. 따라서 helix의 작용을 알아보기 위해 V=6mm로 일정하게 유지하면서 최대 굽힘 모멘트가 나타나는 스프링의 위쪽에 helix를 N회 첨가하였다(그림 2). Helix를 첨가한 횟수(N)가 증가함에 따라 L/D rate는 감소하고 M/F ratio는 증가하지만 2내지 3회 이상의 첨가는 크게 도움이 되지 못함을 알 수 있었다. 최대 10회의 helix를 첨가한 경우 M/F ratio는 3.9로서 높이(V=6)의 65% 가량 되었다.

Helix의 위치 (K)

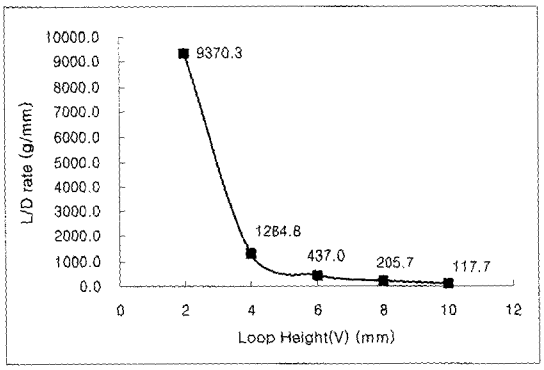
최소량의 helix로 최대의 효과를 얻기 위한 helix의 위치를 알아보기 위하여 기본적인 vertical loop의 양측의 같은 높이에 직경 2mm의 helix를 한바퀴씩 제작하고 그 위치(K)를 가장 아래(K=1)에서부터 위쪽(K=5)으로 이동하면서 force system의 변화를 관찰하였다 (그림 3). M/F ratio는 1.7에서 3.3까지 선형적으로 증가하였으나 K=2mm(V의 약 1/3) 이하에서는 오히려 helix를 첨가한 것이 안한 경우보다 M/F ratio가 낮았다. L/D rate은 K=2mm까지는 증가하다가 다시 감소하는 형태를 보였다.

T형태의 스프링 (T)

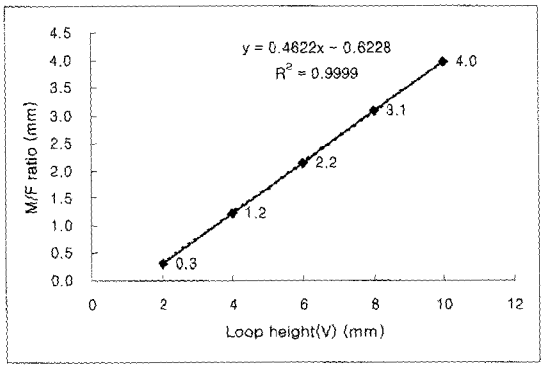
제한된 높이에서 스프링의 가능한 위쪽에 wire가 첨가 되어야 기계적인 성질이 향상되는 것을 보였다. 따라서 기본적인 vertical 스프링을 변형하여 위에서 좌우로 연장된 T형태의 스프링을 제작하여 좌우로 연장한 길이(T)에 따른 force system의 변화를 관찰하였다 (그림 4). T=2mm에서 12mm까지 증가 시 M/F ratio는 증가하는 추세를 보이지만 점차 기울기가 작아지면서 2.2에서 4.0까지 증가하였다. L/D rate은 비교적 급격한 감소를 보였다. T값을 증가시킴에 따라 위쪽에 helix를 첨가한 것과 매우 비슷한 양상의 force system이 관찰되었다. T=10에서는 전체적으로



A



B



C

그림 1. 스프링의 높이(V)에 따른 force system. A, 가장 기본적인 형태인 vertical 스프링. B, V가 증가함에 따라 L/D rate이 매우 급속한 감소를 보인다. C, V에 따라 선형적인 M/F ratio의 증가를 보인다.

31.7mm의 wire가 소요되며 M/F=3.7, L/D=172.5이고, N=3에서는 36.3mm의 wire가 소요되며 M/F=3.3, L/D=268.5이었다. 동일한 양의 wire를 첨가하는 경우 T 형태가 조금 더 효율적으로 기계적인 성질을 향상시킬 수 있었다.

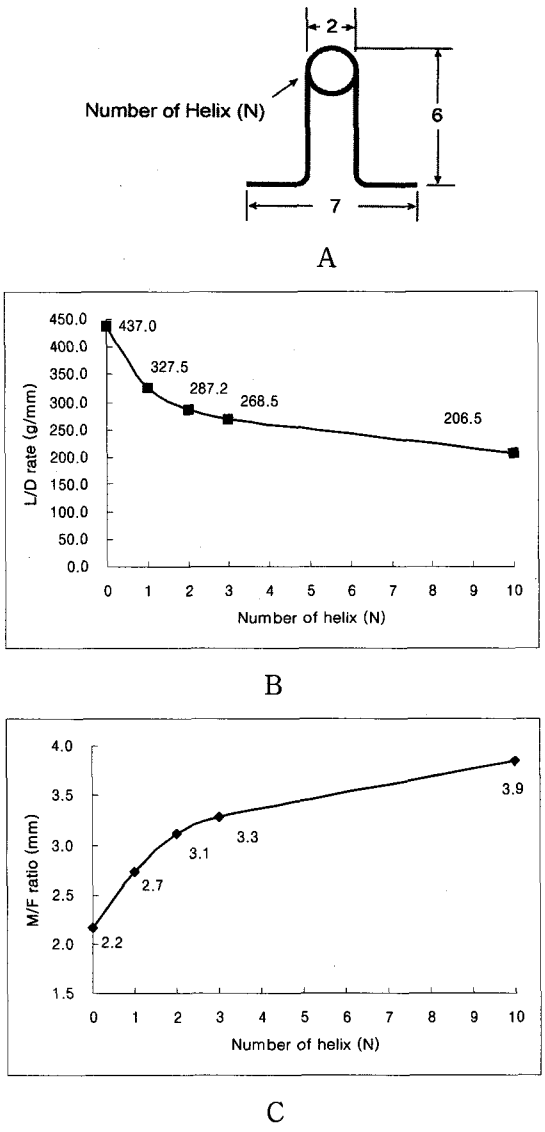


그림 2. Helix를 첨가한 경우의 force system. A. 높이(V)는 6mm로 일정하게 유지하고 위쪽에 N회 helix를 첨가하였다. B, 초기 N=2내지 3까지는 L/D rate이 비교적 많이 감소하지만 그 이후는 감은 횟수에 비해 미약하게 감소한다. C, M/F ratio도 N=3내지 4 이상에서는 효과가 적다.

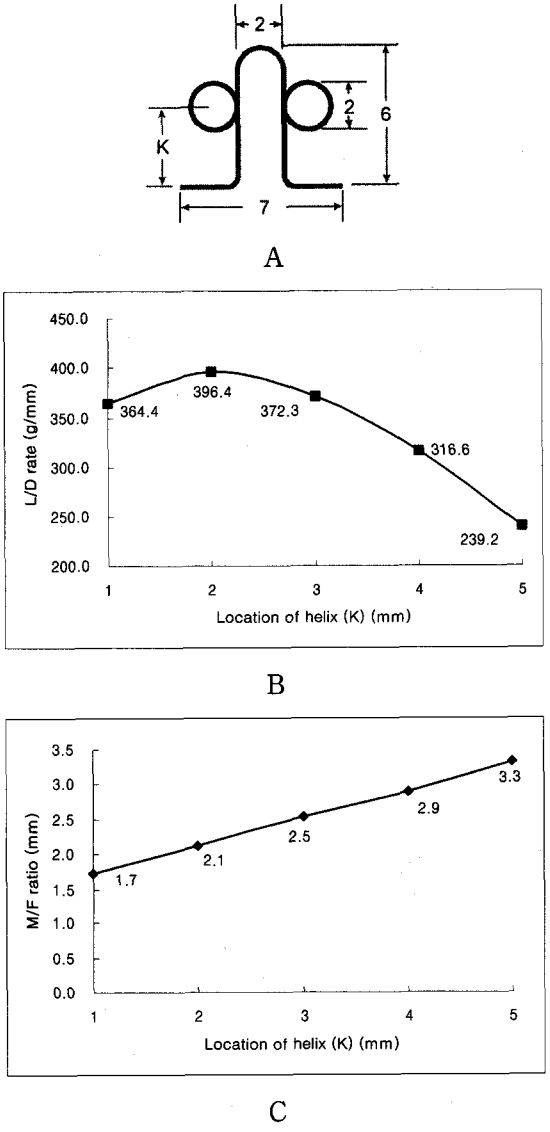


그림 3. Helix의 위치(K)에 따른 force system. A, 높이(V)는 6mm로 일정하게 유지하고 스프링의 양쪽에 가장 아래에서부터 K 만큼 위쪽에 한 바퀴의 helix를 첨가하였다. B, K=2 부위에서는 L/D rate의 감소 효과가 없고 그보다 위쪽 또는 아래쪽으로 helix가 위치해야 L/D rate이 감소한다. C, M/F ratio는 선형적으로 증가하는데, K=2 이하에서는 helix의 첨가가 없는 경우 보다 오히려 M/F ratio의 감소를 보인다.

수평길이 (L)

브라켓간 거리에 따른 효과를 알아보기 위해서 기본적인 vertical 스프링의 수평길이(L)를 7mm에서부터23mm까지 증가시켰다 (그림 5). L이 증가하면서 M/F ratio는 2.2에서 0.7까지 감소하였다. L/D rate은 처음에만 다소 감소할 뿐 거의 일정하게 유지되었다. 따라서 브라켓간 거리를 증가시키면 주로 M/F ratio가 감소하였다.

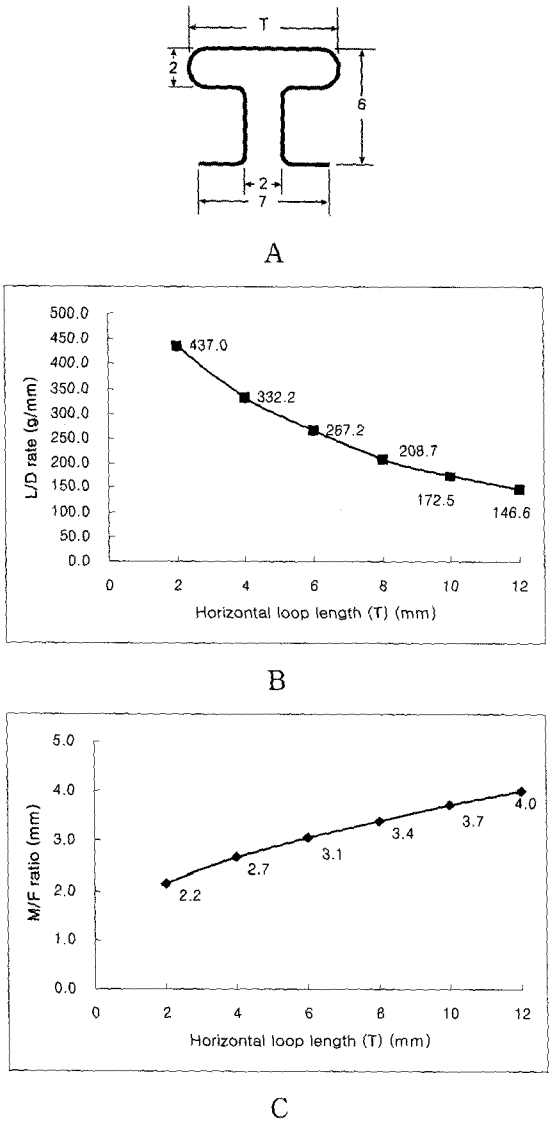


그림 4. T형태의 loop을 첨가한 후 loop의 길이(T)에 따른 force system. L/D rate은 감소하고 M/F ratio는 완만한 증가를 보인다. 그러나 M/F ratio는 스프링의 높이 이상은 증가하지 않는다.

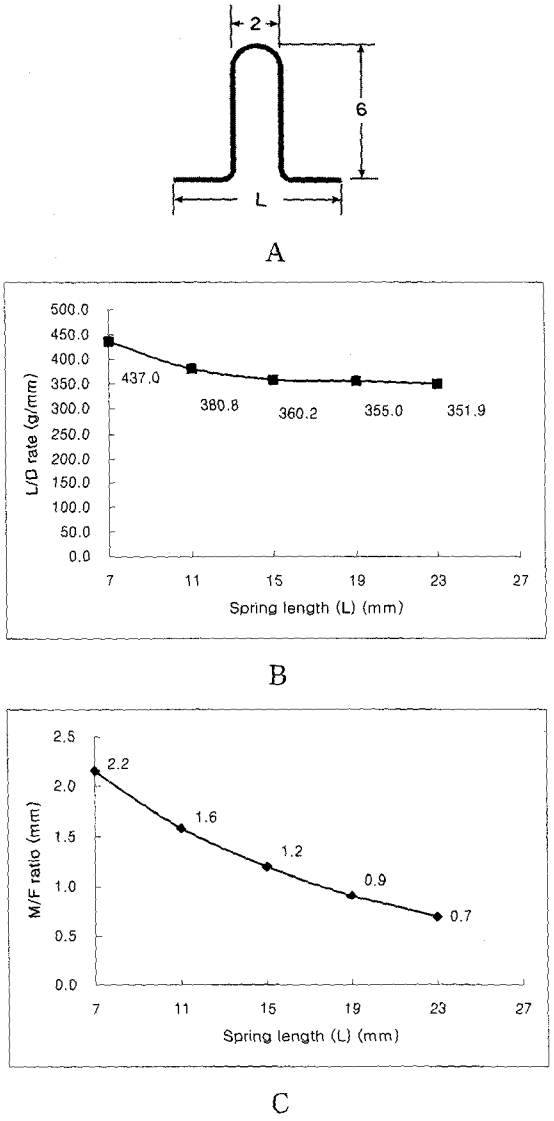


그림 5. 스프링의 수평길이 (L)에 따른 force system. 수평길이가 증가할 수록 L/D rate과 M/F ratio는 감소한다.

재료와 단면의 크기

0.017×0.025 inch TMA로 제작된 기본적인 vertical 스프링을 0.017×0.025 inch stainless steel로 바꾸는 경우 L/D rate은 1044g/mm로서 TMA의 473g/mm의 약 2.4배가량 증가하였다. M/F ratio는 변함이 없고 L/D rate만 변하였다.

재료는 TMA를 그대로 유지하고 굵기를 0.016×0.022 inch로 감소시킨 경우 L/D rate는 320g/mm로 약 68% 가량 감소하였다. Wire의 단면이 변하는 경우도 마찬가지로 M/F ratio는 변함이 없고 L/D rate만 변하였다.

모멘트의 추가

높이(V)를 증가 시키는 방법 외에 제한된 높이를 유지하면서 wire를 추가하는 경우 L/D rate은 계속

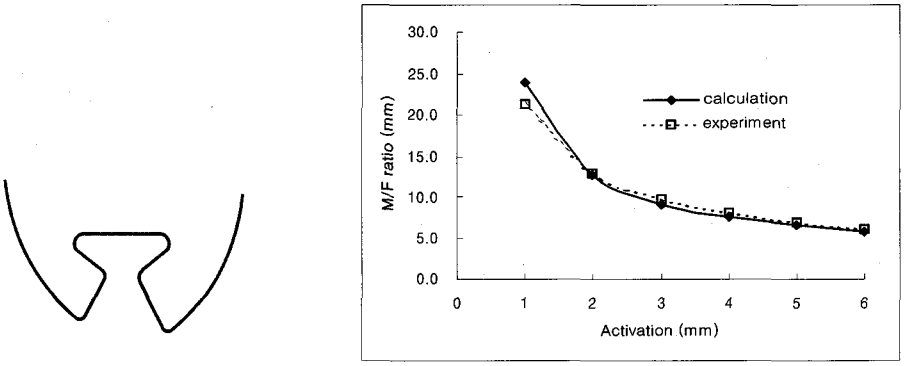


그림 6. A, T 형태의 스프링에 1200gmm의 모멘트를 부여한 형태. B, 작동 시 발생하는 M/F ratio. 약 3mm의 작동으로 M/F ratio는 치체이동을 일으키는 10을 얻을 수 있다.

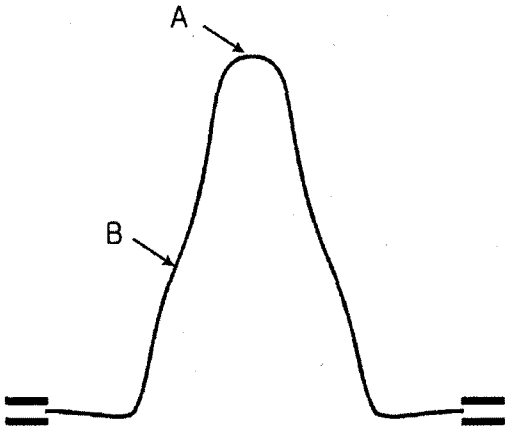


그림 7. 작동된 상태의 vertical 스프링의 형태. 굽힘 모멘트에 비례하는 변형을 보여 준다. A, 최대 굽힘모멘트가 발생하는 critical section. B, 굽힘 모멘트가 최소(0)인 변곡점.

감소하지만, V보다 큰 M/F ratio를 얻을 수 없었다. 따라서 치아를 치체이동 시키기 위한 충분한 모멘트를 얻기 위해서는 추가적인 모멘트를 부여할 필요가 있다. 제한된 높이(V)와 loop의 수평길이(L)에서 최대의 모멘트를 보이는 T 형태의 스프링에 약 3mm작동에서 치체이동이 일어나게 하게 하기 위하여 1200gmm의 모멘트를 부여하면 그림 6A과 같은 형태가 되는데, 최대 6mm 작동 시 M/F ratio는 5.8, 3mm 작동 시 9.1, 2mm 작동 시 13의 M/F ratio를 나타내며 스프링 tester에서 측정된 값과 상당히 유사하였다 (그림 6 B).

Ⅳ. 총괄 및 고찰

스프링의 높이(V)를 증가 시킬수록 M/F ratio는 증가하고 L/D rate은 감소한다. 치체이동을 일으키는 M/F ratio를 얻기 위해서는 V=23mm가량의 높이가 필요한데, 해부학적으로 이만한 높이를 얻기는 불가능하다. 따라서 제한된 높이에서 helix등을 첨가하거나 형태를 변경하여 wire의 양을 늘이면 force system이 변하게 된다. 이때 wire가 첨가되는 양도 중요하지만 그 위치가 매우 중요하다.

그림 7은 기본적인 vertical 스프링이 작동되었을 때의 형태를 보여준다. Vertical 스프링이 작동되면 전체 높이의 약 1/3정도 되는 B점을 중심으로 위쪽은 안으로 볼록해지고 아래쪽은 바깥쪽으로 볼록해지는 형태가 된다. 이처럼 스프링이 변형되는 것은 굽힘 모멘트(bending moment)때문 인데 wire가 변형되는 정도는 이 굽힘모멘트에 비례한다. B점을 중심으로 위쪽의 굽힘 모멘트를 +라고 한다면 아래쪽은 -가 되어 굽힘 모멘트의 방향이 서로 반대가 된다. 이렇게 굽힘 모멘트의 부호가 바뀌면서 0이 되는 지점을 변곡점(inflection point)이라고 한다. 이 지점에서는 굽힘 모멘트가 없기 때문에 아무리 많은 wire를 이 지점에 첨가해도 아무런 효과가 없다. 그림 3에서 K=2 부위가 변곡점 근처가 되는데 이 부위에는 helix를 첨가하여도 L/D rate나 M/F ratio가 크게 변하지 않음을 알 수 있다. B점에서부터 위쪽 또는 아래쪽으로 갈 수록 굽힘 모멘트의 절대값은 증가하여 가장 멀리 떨어진 A점은 작동 시 굽힘 모멘트가 가장 크게 나타나고 그

다음으로 가장 아래쪽인 브라켓에 삽입된 부위가 크다. 따라서 영구 변형은 A점에서 가장 먼저 일어 나게 되는데 이 부위를 critical section이라고 한다. Critical section에 wire를 첨가해야 최소량의 wire로 최대한의 효과를 얻을 수 있다. 따라서 B점을 중심으로 helix의 위치가 위쪽이나 아래쪽으로 이동할 수록 L/D는 점점 감소하게 된다. (그림 3) 그러나 B점을 중심으로 굽힘 모멘트의 부호는 반대가 되므로 B점보다 아래쪽에 wire가 위치하는 경우에 L/D rate은 감소시킬 수 있지만 helix가 없는 경우보다 오히려 M/F ratio는 감소하게 된다. 따라서 helix든 T형태이든 wire를 첨가할 때는 가능한 위쪽에 위치해야 한다. Helix를 첨가하는 경우에는 스프링이 협설측으로 두꺼워져서 사용하기 어렵고, 환자에게 불편해지고, 같은 양의 wire라면 helix보다는 T형태가 더욱 효과적이다.

최근 재료의 선택 범위가 넓어짐에 따라 modulus of elasticity(E)는 작고 항복강도는 큰 재료를 사용하는 경우에 작동양이 상당히 커진다. 이런 경우에는 브라켓간 거리가 길어져야 하므로 스프링의 수평길이(L)도 증가해야 한다. 수평 길이가 길어지면 L/D rate은 조금 감소하거나 거의 유지되는 반면 B지점 보다 아래쪽에 wire의 길이가 증가하므로 M/F ratio는 점점 감소하여 force system이 더 나빠진다고 할 수 있다. 따라서 추가적인 모멘트를 부여할 때는 스프링 전체에 걸쳐서 일정하게 추가해야 브라켓간 거리가 늘어나도 일정한 모멘트를 유지할 수 있다. 스프링의 형태는 일정하게 유지하고 wire의 재료나 단면의 굵기를 변화시키는 경우에는 M/F ratio는 영향을 받지 않고 modulus of elasticity(E)나 moment of inertia(I)에 비례하는 L/D rate을 나타낸다. M/F ratio는 스프링의 형태에만 영향을 받고 E와 I에는 영향을 받지않는다. TMA의 경우는 stainless steel의 약 40%의 modulus of elasticity를 가지므로 L/D rate는 이에 비례하여 감소하게 된다. 굵기를 변화시키는 경우는 moment of inertia에 비례한 L/D rate을 보이는데 각형 wire에서는 bh^3(0.017×0.025 inch wire의 경우 b=0.025, h=0.017)에 비례한다. 0.016×0.022 inch의 moment of inertia는 0.017×0.025 inch의 73%로서 실험치의 68%와 상당히 유사하다. 그러나 wire의 단면적을 줄이는 경우 L/D rate은 효과적으로 줄일 수 있으나, 동시에 항복강도가 급격하게 떨어지므로 너무 얇은 wire로 제작하는 경우에 최대작동 거리가 매우 짧아지고 쉽게 영구 변형될 수 있으며 저작이라든지 기타 외부의 힘에 의해 쉽게 변형될 수 있으므로 굵기를 줄이는 것은 한계가 있다.

부가적인 모멘트가 추가되지 않은 스프링은 일단 작동되면 양끝에 부착된 브라켓에서는 힘과 모멘트가 발생하는데 그 크기는 작동량에 비례해서 나타난다. 따라서 이 때 발생하는 M/F ratio 는 작동량과 상관없이 일정하게 나타나게 된다. 작동 시에 발생하는 힘을 줄이고 모멘트를 크게 할 수록 M/F ratio는 증가하게 되는데 helix라든지 T 자 형태로 스프링의 최상점(A)에 wire를 많이 첨가해도 M/F ratio는 스프링의 높이 이상 치체이동할 만큼 충분한 M/F ratio(M/F=10)가 나오지 않는다는 것을 알 수 있다. 따라서 제한된 높이(V)안에서 치체이동에 충분한 M/F ratio를 얻기 위해서는 작동 시 발생하는 모멘트 이외에 부가적인 모멘트가 필요함을 알 수 있다. 스프링의 수평길이(L)가 길어질 수록 M/F ratio는 감소하므로 브라켓간 거리가 길어질 수록 스프링의 각도가 점차적으로 증가할 수 있도록 wire의 전체에 걸쳐서 부가적인 모멘트를 부여해야 브라켓간 거리가 증가하여도 M/F ratio가 감소하지 않는다. 따라서 부가적인 모멘트 없는 상태에서 최대의 효율을 가지는 T자형 스프링을 0.017×0.025 inch TMA로 제작하고 최대 작동량의 절반 정도(3mm)에서 치체이동이 일어나도록 1200gmm의 모멘트를 부가적으로 부여하면 그림 6과 같은 형태가 된다. 최대 작동 거리는 6mm 이고 최대작동 시 M/F ratio는 5.6로 controlled tipping을 하다가 M/F ratio 10에서 치체 이동, 그리고 그 후 M/F ratio 12이상에서 치근 이동이 이루어지도록 설계되었다. 따라서 충분한 M/F ratio를 얻을 수 있고 작동량을 조절함으로써 원하는 회전중심을 얻을 수 있다. 처음 내원 시 최대 작동시키고 충분히 기다려야지 매번 내원 마다 최대로 작동시켜놓으면 충분한 M/F ratio를 얻을 수 없으므로 치체 이동과 치근이동이 일어나지 않는다. 따라서 치체 이동 내지는 치근이동이 일어날 때 까지 기다렸다가 재작동해야 한다(그림 6).

M/F ratio에 대한 치아의 반응은 저항중심의 위치와 치조골의 상태 등 여러 가지 변수에 영향을 받는다. 즉 치체이동을 시키기 위해서 정확하게 M/F ratio가 10이 되도록 스프링을 설계하고 작동할 수는 있겠지만 그런다고 해서 그 치아가 반드시 치체 이동을 하지는 않는다. 이런 경우에 상기한 원리를 응용하여 적절한 부위에 조작을 가함으로써 M/F ratio를 증가시키거나 감소시킬 수 있다. 또한 작동원리를 이용하여 새롭고 보다 효율적인 스프링의 설계에 응용할 수 있을 것이다. 이 연구는 2차원적인 분석이기 때문에

교합면에서 관찰되는 anti-rotation모멘트는 측정되지 않았다. 서로 수직인 두개의 힘은 서로 독립적이므로 anti-rotation을 위한 부가적인 모멘트가 추가되어도 force system은 영향을 받지 않는다. 다음 연구에서는 차별적인 공간 폐쇄를 위해서 교정용 견인 스프링의 설계 시 고려해야 하는 변수에 대하여 논의하기로 한다.

V. 결 론

생역학적으로 우수한 스프링을 설계하기 위해서 스프링의 형태에 여러 가지 변화를 주면서 각 상황에서 force system이 변하는 양상을 수치분석계산과 실험을 통해 알아보았다. 주어진 해부학적인 한계 내에서 최대한 생역학적 효율을 높이는 방법들을 제시하였다.

1. 스프링의 높이가 증가하면 M/F ratio는 증가하고 L/D rate은 감소한다.
2. 스프링의 최소 굽힘 모멘트 부위보다 위에 wire를 첨가하면 M/F ratio는 증가하고 L/D rate은 감소한다.
3. 스프링의 최소 굽힘 모멘트 부위보다 아래에 wire를 첨가하면 M/F ratio 는 감소하고 L/D rate도 감소한다.
4. 스프링의 위쪽에 아무리 wire를 많이 첨가하여도 스프링의 높이 이상의 M/F ratio는 얻을 수 없다.
5. 제한된 높이의 스프링으로 충분한 M/F ratio를 얻기 위해서는 부가적인 모멘트가 필요하다.
6. 스프링의 수평 길이가 증가할 수록 M/F ratio와 L/D rate는 감소하므로 부가적인 모멘트는 점점 각도가 증가할 수 있도록 스프링 전체에 부여할 필요가 있다.
7. L/D rate는 재료, 단면, 그리고 형태에 영향을 받지만 M/F ratio는 재료나 단면에 관계없이 스프링의 형태에만 영향을 받는다.

참 고 문 헌

1. 최광철, 손병화. Continuous straight archwire에 의하여 발생하는 force system의 분석. 대치교정지 1996:26: 181-90.
2. 김영원. 견치 원심이동 시 초기변화에 관한 유한요소법적 연구. 연세치대논문집 1989:5:556-83.
3. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of center of rotation produced by orthodontic forces. Am J Orthod Dentofac Orthop 1980:77:396-409.
4. Nägerl H, Burstone CJ, Becher B, Messenburg DK. Center of rotation with transverse forces: An experimental study. Am J Orthod Dentofac Orthop 1991:99:337-45.
5. Tanne K, Koenig HA, Burstone CJ. Moment to force ratios and center of rotation. Am J Orthod Dentofac Orthop 1988:94:426-31.
6. Burstone CJ. The biophysics of bone remodeling during orthodontics : optimal force considerations. In Biology of tooth movement CRC Press 1989:321-33.
7. Burstone CJ, Baldwin JJ, Lawless DT. The application of continuous forces to orthodontics. Angle Orthod 1991:31:1-14.
8. Burstone CJ. Deep overbite correction by intrusion. Am J Orthod Dentofac Orthop 1977:72:1-22.
9. Burstone CJ. The segmented arch approach to space closure. Am J Orthod Dentofac Orthop 1982:82: 361-78.
10. Burstone CJ, Koenig HA. Optimizing anterior and canine retraction. Am J Orthod Dentofac Orthop 1976:70:1-19.
11. Faulkner MG, Fuchshuber, Haberstock P, Mioduch. A parametric study of the force/moment systems produced by T-loop retraction spring. J Biomech 1989:22:637-46.
12. Gjessing P. Biomechanical design and clinical evaluation of a new canine retraction spring. Am J Orthod Dentofac Orthop 1985:87:353-62.
13. Siatkowski RE. Continuous arch wire closing loop design, optimization, and verification. Part I. Am J Orthod Dentofac Orthop 1997:112:393-402.
14. Siatkowski RE. Continuous arch wire closing loop design, optimization, and verification. Part II. Am J Orthod Dentofac Orthop 1997:112:487-95.
15. Burstone CJ. A device for determining the mechanical behavior of orthodontic appliances Trans biom 1977:24:538-9.

- ABSTRACT -

Factors affecting force system of orthodontic loop spring

Kwang-Chul Choy*, Kyung-Ho Kim*, Young-Chel Park**

*Assistant Professor, Dept. of Orthodontics Yonsei University, Young-Dong Severance Hosp, Researcher, Institute of craniofacial anomaly

**Professor, Dept. of Orthodontics Yonsei University, Researcher, Institute of craniofacial anomaly

The shape of orthodontic retraction spring was varied and force system of each case was obtained using numerical analysis and verified with spring tester. The factors for obtaining biomechanically efficient spring under anatomic limitation were suggested as follows.

1. M/F ratio increases and L/D rate decreases as loop height increases.
2. M/F ratio increases and L/D rate decreases as incorporating more wire above minimum bending moment area.
3. M/F ratio decreases and L/D rate decrease as incorporating more wire below minimum bending moment area.
4. M/F ratio can not be greater than spring height no matter how much wire is incorporated at the apex of the loop.
5. Additional moment is necessary to obtain enough M/F ratio for translation under anatomical limitation.
6. Additional moment should be incorporated at every part of the spring because M/F ratio and L/D rate decreases as horizontal spring length increases.
7. Material, cross section, and shape of the spring influence L/D rate, whereas M/F ratio is influenced by the shape of the spring independent from material and cross section.

KOREA. J. ORTHOD. 1999 ; 29 : 511-519

※ **Key words** : biomechanics, L/D rate, M/F ratio, retraction spring