대치교정지 1999, 29(5) : 521-534

Preangulated TMA T-loop spring의 적용 위치 변화에 따른 견치의 초기 응력 분포에 대한 유한 요소법적 연구

김 정 민[1] · 차 경 석[2] · 이 진 우[3]

본 연구는 상악 견치, 상악 제 2 소구치, 상악 제 1 대구치의 유한요소 모델을 제작하였고, 0.018×0.025 인치 Stainless steel wire를 고정원 강화를 위해 상악 제 2소구치와 제 1대구치에 위치시켰다. 0.017×0.025 인치 T-loop spring 의 전후방적 위치에 따른 응력 분포를 알아보기 위해 T-loop spring의 중간이 견치와 제 1대구치 거리의 중간에 위치하는 것과, 2mm 전방에 위치하는 것, 2mm 후방에 위치하는 것의 3가지 유한 요소모델을 제작 하였다. 이 T-loop spring을 6mm 강제변위시켜 발생하는 힘을 각 치아에 적용시켰으며, 견치에서 발생하는 힘과 응력에 대하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 3가지 형태 모두에서 유사한 크기의 후방견인력을 보였다.
2. 3가지 형태 모두에서 유사한 크기와 비슷한 형태의 응력 분포를 보였다.
3. 3가지 형태 모두에서 회전 중심은 치근단 2/3 부분에 보였다.
4. 2mm 전방 위치된 T-loop spring과 2mm 후방 위치된 T-loop spring에 각각 함입력과 정출력을 보이지만 그 크기가 작아서 응력 양상에 영향을 주지 못한다.

주요단어 : 유한요소법, TMA T-loop spring

I. 서 론

부정교합의 치료에 있어서, 심미, 기능, 치주조직의 건강, 안정성[19] 등을 고려해야 하며, 부정 교합이 악골적 문제가 아니라, 치열 자체 즉 과도하게 큰 치아, 현저하게 작은 악골 기저부, 혹은 양자의 조합[6]에 의해 발생한 경우 부가적인 악궁 길이를 얻기 위해 자주 치아가 발거 되어야 한다.

견치의 원심 이동은 제 1 소구치 발치를 동반한 다수의 교정 치료에 있어서 필수적인 한 단계이며, 원심 이동 후 견치가 기능적 심미적으로 안정된 올바른 위치에 오도록 하는 것은 성공적인 교정 치료를 위해 매우 중요하다. 이 때, 치아이동을 위해서는 힘과 모멘트의 조절이 필수적이다[20].

현재 edgewise mechanics에서 사용되는 견치 후방 이동의 원리는 (1) Frictional system과 (2) Non frictional system으로 대별된다. Frictional system은 연속된 호선상을 따라 미끌어지게 되므로, 하중-변형률이 낮은 호선상을 사용하면 호선이 변형되어 다른 치아에 바람직하지 못한 부작용을 일으킬 수 있으며, 직경이 지나치게 큰 호선을 사용할 경우 브라켓과 호선 사이의 마찰로 인해 치아 이동이 멈출 수도 있는 단점이 있다. 반면, Non frictional system은 계획된 치아이동에 생역학적으로 적절한 크기의 힘과 모멘트를 전달할 수 있는 sectional closing loop나 retraction spring을 사용하여 발치 공간을 없애는 것이다.

교정력에 있어서 최적의 힘의 크기는 통증 역치를 최소로 낮추고 조직 손상을 최소로 하면서 치아를 빨

[1] 단국대학교 치과대학 교정학교실 수련의
[2] 단국대학교 치과대학 교정학교실 교수
[3] 단국대학교 치과대학 교정학교실 조교수

리 움직이는 것이라고 하였으며[15], 치아 이동에 필요한 교정력의 크기에 대하여 Storey와 Smith[27]는 하악 견치의 후방 견인을 위한 최적의 힘의 범위는 150~200gm이라 하였고, Burstone과 Grooves[11]는 50~70gm, Reitan[26]은 견치의 치체 이동에 필요한 힘의 최대 크기는 대략 250gm이라고 하였다.

Sectional retraction spring에는 초기 activation시 100g의 힘을 발휘하는 PG Univeral Retraction Spring[21], 100~150gm의 Ricketts cuspid retraction spring[27], 대략 200gm의 견인력을 전달하는 017 X 025 TMA wire로 형성된 T-loop Spring[16] 등이 있다.

효과적이고 생물학적으로 안전한 force system을 가진 교정장치를 고안하려면 교정장치의 물리적 기계적 특성 및 작용 원리를 터득하고, 복잡하고 정교한 생체내에서 교정장치에 대한 여러 반응을 완전히 해석하여 장치에 대한 그 결과를 예측 분석할 수 있어야 한다. 이를 위해 교정의는 임상적 소견이나, 동물실험등에 의한 생물학적 연구와 수학적-기계적인 연구, 광탄성법, 장력계법, laser holography, 유한 요소법등을 이용한 연구를 시도하고 있다.

유한 요소법은 유한요소(finite element)라 불리는 물리적 혹은 편의상 나누어진 요소 위에, 정의된 특정 성질의 기저 함수를 주어진 문제에 맞는 어떤 적분형의 원리를 사용하여, 연속체 문제를 유한 차원 문제로 수식화하는 근사적 문제이다. 넓은 범위의 유한 요소법의 이용은 B.C. 1,500년경 이집트인이 원의 넓이와 원주의 크기를 구하려는 시도에서부터 출발하였다고 할 수 있으며 실제로 유한 요소법의 이용은 1956년 Turner등의 항공기의 구조해석에 관한 논문이 발표된 이후에 본격적으로 시작되었다고 할 수 있다[7].

치의학 분야에서 유한 요소법을 이용한 연구로는 보철물의 응력 분포나 수복물의 구조해석 등에 많은 연구가 있었으며, 교정학에서는 성장 연구, 정형력, 치아 이동, 그리고 두경부에 관한 연구 등이 보고되었다.

장치에 의한 치아 이동은 실험적으로나 분석적으로 평가되어 왔다. 하지만, 이러한 평가는 편의를 위해 장치가 치아의 한 면에서 작용한다는 가정 하에서 힘 체계를 설명하는데 국한되어 있었다. 이러한 힘 체계는 대개 이차원적으로 협면에 적용되고 바람직하지 못한 삼차원적인 효과를 일으킬 수 있다. 이것을 초기에 이해함으로써, 부작용을 최소화할 수 있으며, 그러한 효과를 상쇄시킬 수 있는 장치 디자인의 변형을 도모해야 할 것이다.

유한 요소법은 모델 설정이 자유롭고, 복잡한 형태라도 모델화할 수 있으며, 어떠한 외력도 취급할 수 있으며, 3차원적인 분석이 가능하므로 치아이동의 분석에 적당한 방법이라 할 수 있다.

최근에 Burstone 등에 의해 개선된 T-spring은 치아의 경사이동(tipping)을 막기 위한 preangulation이 형성되어 있고 전후방적인 위치를 다르게 주어 필요한 anchorage를 얻게 되며, 회전(rotation)을 막기 위한 antirotation moment를 줄 수도 있다[17].

본 연구는 Burstone에 의해 개발되어 표준화된 T-loop spring에 antitip 모멘트를 100%(반지름 23mm) 부여하고 antirotation 모멘트를 120° 준 모델을 제작하여 상악 견치와 제 1대구치의 중간 위치, 중간에서 2mm 전방위치, 중간에서 2mm 후방위치에 T-loop spring을 위치시키고 6mm의 activation을 줄 때 발생하는 힘의 크기를 상호 비교하고, 그 힘에 의해 치근막에 나타나는 초기 응력 분포를 비교하고자 시행하였다.

II. 연구재료 및 연구방법

1. 연구 재료

(1) 유한 요소 치아 모델의 제작

발치, 수복 등의 어떠한 치과 치료도 경험하지 않았고, 정상적인 치아 크기와 정상적인 악궁형태를 가진 정상 성인 남자를 선택하여 상악골과 하악골을 포함하는 컴퓨터 단층 촬영을 하였다. 이때, 중심 교합위에서는 필름상에서 상악 치아와 하악 치아의 구별이 불가능하므로, cotton roll을 물은 상태에서 교합면과 평행하도록 채득하였다. 치조골 부위는 1.5mm 간격으로, 그 외의 골격 부위는 3.0mm 간격으로 컴퓨터 단층 촬영을 시행하였다. 그 중 상악 좌측 견치, 상악 좌측 제 2소구치, 상악 좌측 제 1대구치를 선택하여 단면을 acetate지 위에 tracing하였다. Tracing된 acetate지 상에 scaler를 위치시킨 후 일정한 거리에서 같은 위치에 놓고 CCD camera(JVC TK-1070 U Color video camera)를 사용하여 컴퓨터로 읽어 들였다. 읽은 데이터를 filtering하여 치아 단면부위와 그 외부분이 명확하게 구별되도록 하였다.

좌표는 모든 치아를 포함시키는 전체 좌표계(global coordinate)를 사용하였으며, X축과 Y축은 필름 상에서 중절치의 접촉점을 원점으로 필름상에 전

표 1. 치아와 치근막의 물성치

	치아	치근막
Young's modulus(Kgf/mm^2)	2.0 X 10^3	6.8 X 10^{-2}
Poisson's ratio	0.3	0.49

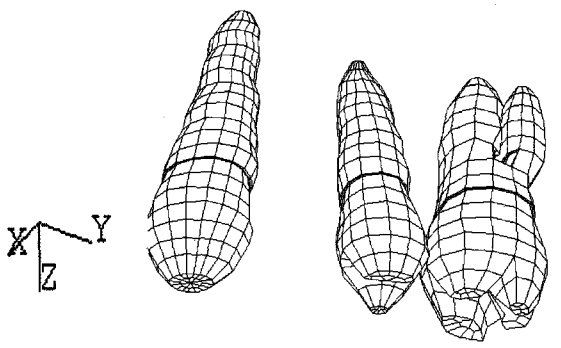

그림 1. 완성된 치아 모델과 전체 좌표계

부 표시하고, 가로방향을 X축(우측(+)), 세로방향을 Y축(후방(+))으로 설정하였으며, Z축(교두방향(+))은 필름당 1.5mm씩 증가시키며설정하였다. 이 전체 좌표계는 각 치아의 중심의 좌표를 설정하는데 사용하였으며, 각 치아를 모델링한 후 각 치아의 중심의 좌표를 전체 좌표계의 좌표로 바꿔 전체 좌표계에 치아를 배열하였다.

각 치아를 모델링하기 위해 필름 상에 치아의 단면에 해당하는 부위에서 면적 중심에 영점을 놓고 필름면에 평행하게 가로로 X축, 세로로 Y축을 잡은 후에 각 치아 단면의 중심에서 전체 좌표계 y축과 평행한 선을 기준으로 22.5° 씩 돌아가며 치아 단면의 경계에 해당하는 16개의 절점의 좌표를 잡았다.

교합면에서 치근첨으로 가면서, Z축의 좌표를 1.5mm씩 증가시켜가며, 3차원 좌표를 프로그램 상에 입력하였다.

치근막의 두께는 Coolidge의 연구[18]를 참고로 0.25mm로 균일하게 설정하였다. 해석값으로 초기응력을 구하고자 하였으므로, 치조골은 형성하지 않았으며, 치근막의 바깥층을 구속조건으로 부여하였다. 치아와 치근막은 등방, 등질의 선형 탄성체라고 가정하였으며, 물성치는 Tanne등[19]의 연구를 참고로 하였다(표 1).

표 2. TMA와 S.S.의 물성치

	TMA	S.S
Young's modulus(Kgf/mm^2)	7.04 X 10^3	21.4 X 10^2
Poisson's ratio	0.3	0.3

치아와 치근막에 사용된 요소 형태는 3차원 육면체 요소로 하였다. 절점 수는 치아 1034개, 치근막 1314개이며, 요소 수는 치아 1145개, 치근막 1068개였다(그림 1).

(2) 와이어 모델의 제작

1) T-loop spring의 제작

0.017 × 0.025 인치 (0.432 × 0.635 mm) TMA (β-Titanium Molybdenum alloy)로 제작된 standard T-loop attraction spring이 유한 요소 모델로 제작되었다. 23.0mm의 반지름을 가지는 100%의 α, β 모멘트와, 120° 의 antirotation 모멘트를 주었다. 치아 모델에서 브라켓이 위치되어 와이어가 삽입될 때 만나는 절점간의 거리를 측정하였으며, T-loop spring의 최초의 activation 양은 6mm로 하였고 activation된 T-loop spring의 중간이 브라켓 간의 거리의 중간, 중간에서 2mm 전방, 중간에서 2mm 후방에 위치되도록 α부분과 β부분의 길이를 정하여 세 개의 spring을 완성시켰다. T-loop spring을 위치시키는데 사용된 2mm는 견치와 제 1대구치간의 거리를 고려하여 임의로 결정하였으며, 여기서 사용된 식은 다음과 같다.

$$L = I.T.D. - Act.$$

I.T.D.: 견치의 브라켓 지점에서 제 1대구치의 브라켓 지점까지의 거리
Act. : activation 양으로 6mm
L : 스프링 길이

TMA의 물성치는 표2에 나와 있으며, Rabound등[24]의 연구를 참고로 하였다.

유한 요소 모델 제작시에 Beam element가 이용되었으며, 3개의 spring에서 각각 사용된 절점 수는 120개, 요소 수는 121개였다. 그림 2는 α부분과 β부분의 길이가 동일한 T-spring을 보여준다.

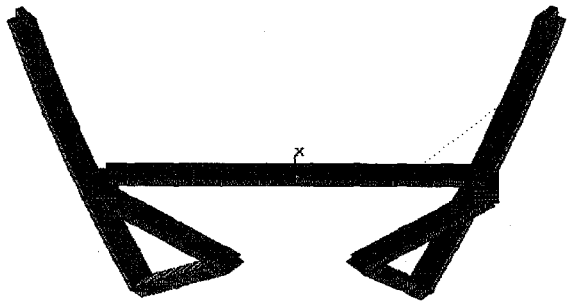

그림 2. 완성된 T-loop spring

2) Buccal segment의 제작

0.018 ×0.025 인치(0.457 × 0.635 mm) Stainless steel wire가 제작되었으며, 상악 제 1대구치와 상악 제 2소구치 사이에 수동적으로 힘을 가하지 않으면서 부착되었다.

beam element를 사용하였고, 제작에 사용된 절점 수는 22개, 요소 수는 23개였다.

2. 연구 방법

가. 완성된 T-spring 모델을 강제 변위시켜, 상악 좌측 견치와, 상악 좌측 제 1대구치의 브라켓에 해당하는 절점에 위치시켰다.

나. 강제 변위된 와이어로부터 발생되는 반력을 구하였으며, 그 힘을 치아에 절점을 통해 적용하였다.

다. 각각의 세 개의 T-loop spring에서 상악 견치의 치근막을 네 등분하여 발생되는 응력을 분석하였다.(그림 4)

라. 유한 요소 분석을 위해 사용된 컴퓨터 프로그램은 Ansys version 5.2(Swanson Analysis System, U.S.A.)로 preprocessing, solution, postprocessing을 시행하였다.

Ⅲ. 연구 성적

1. 강제 변위된 스프링에 의해 발생된 힘

tivation된 T-loop spring이 상악 좌측 견치와 상악 제 1대구치의 중간에 위치되었을 때, 중간에서 2mm 전방, 2mm후방에 위치되었을 때와 같은 거리를 T-loop spring의 양끝을 잡아 주었을 때 발생되는 힘을 구하였다.

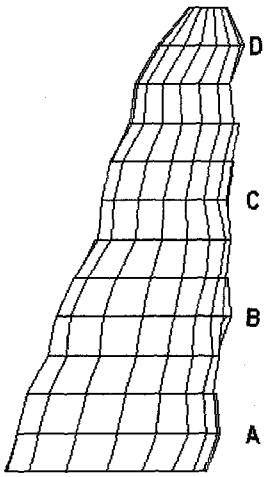

그림 3. 분석에 사용된 치근막 절점의 위치

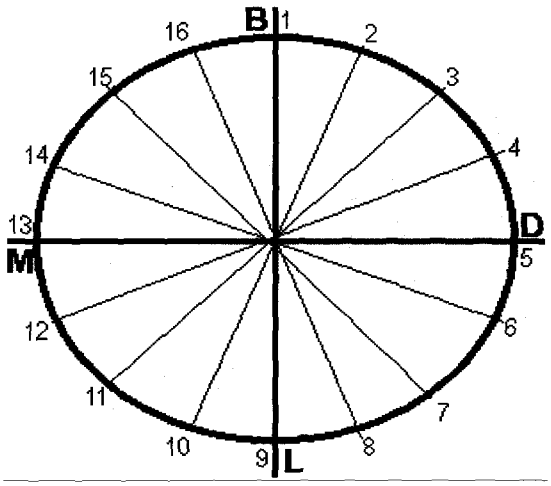

그림 4. 치아 단면

일반적으로 3차원적인 힘의 분포는 Fx, Fy, Fz, Mx, My, Mz으로 표현된다. 그러나 금번 치아의 해석에 있어서는 변위를 기준으로 해석하여 그에 따른 반력을 다시 치아에 역으로 적용시켰다. 이러한 과정에서 3차원적인 변위 즉, Dx, Dy, Dz, θx, θy, θz를 모두 고려하기란 불가능하다. 따라서, 변위 기준 해석시 한개의 Node 점을 세개로 분리하고 이러한 분리점들을 dummy beam을 이용하여 서로 연결한 후 각 세 개의 Node의 변위만을 기준으로 해석하였다.

이렇게 하여 얻어진 각각의 세 개의 반력을 다시

표 3. 각 T-loop spring에 의해 발생되는 힘(gm)과 모멘트(gm · mm)의 크기

	치아	Fx	Mx	Fy	My	Fz	Mz
2mm 전방	견치	-132.93	-13.293	364.14	36.414	-33.74	-3.374
	제2소구치	2.94	0.294	-12.05	-1.205	0.004	0.0004
	제1대구치	130.38	13.38	-352.10	-35.21	33.79	3.379
중간	견치	-175.51	-17.551	346.11	34.611	-11.49	-1.149
	제2소구치	2.85	0.285	-11.636	-1.164	0.005	0.0005
	제1대구치	172.76	17.276	-334.67	-33.467	11.44	1.144
2mm 후방	견치	-218.09	-21.809	334.12	33.412	12.40	1.24
	제2소구치	2.80	0.28	-11.38	-1.138	0.006	0.0006
	제1대구치	214.90	21.49	-322.43	-32.243	-12.51	-1.251

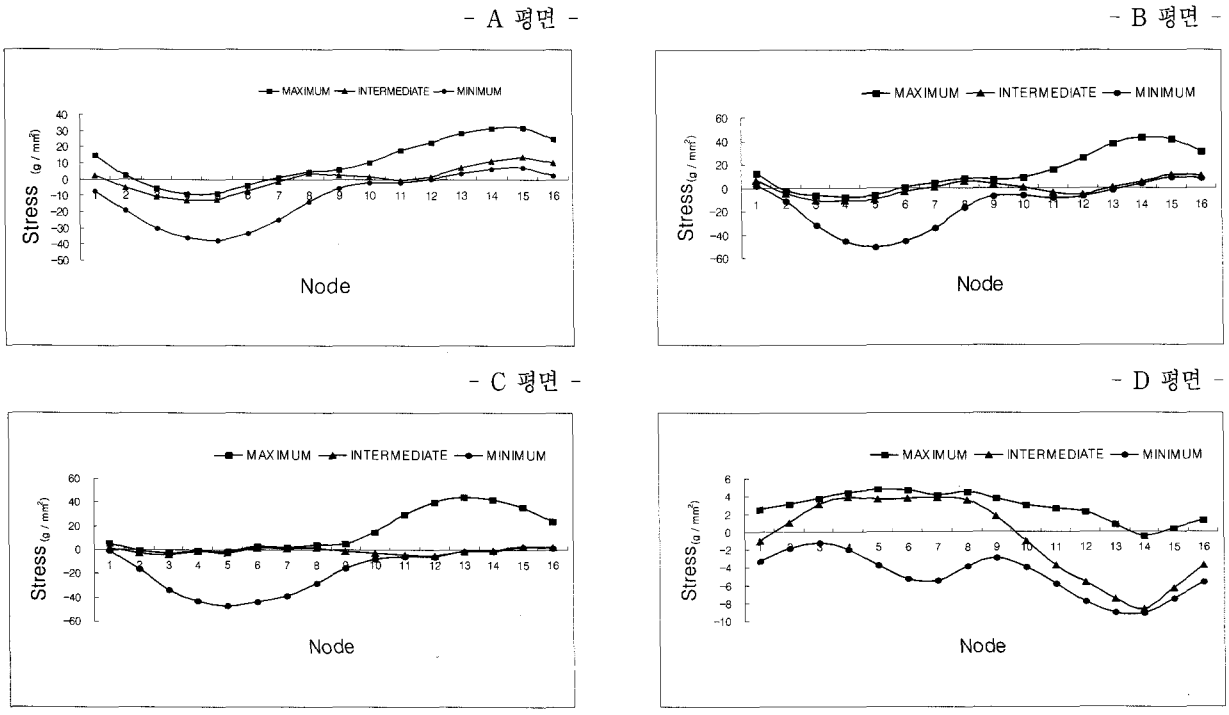

그림 5. 2mm 전방에 놓여진 T-loop spring에 의해 발생되는 응력 그래프

하나의 Node 점에 적용하는데, 이때 구해진 힘은 그대로 적용하고, 모멘트는 dummy-beam의 길이(0.1mm)에 힘을 곱하여 구하면 된다.

T-loop spring을 위치시켰을 경우 견치에는 협측으로 가해지는 힘이 작용하고 있다. 그리고 그 크기는 T-loop spring이 후방으로 가면서 증가하고 있다.

견치를 후방으로 견인하는 힘은 334~364g정도이며 전후방적 위치에 따라 그다지 변화하지 않는다.

Z축을 따라 나타나는 힘은 anti-tip bend를 100% 준 형태인데도 불구하고 수직적으로 작용하는 힘은 미미하며, 2mm 전방과, 후방이 반대의 값을 한 것을 보여준다.

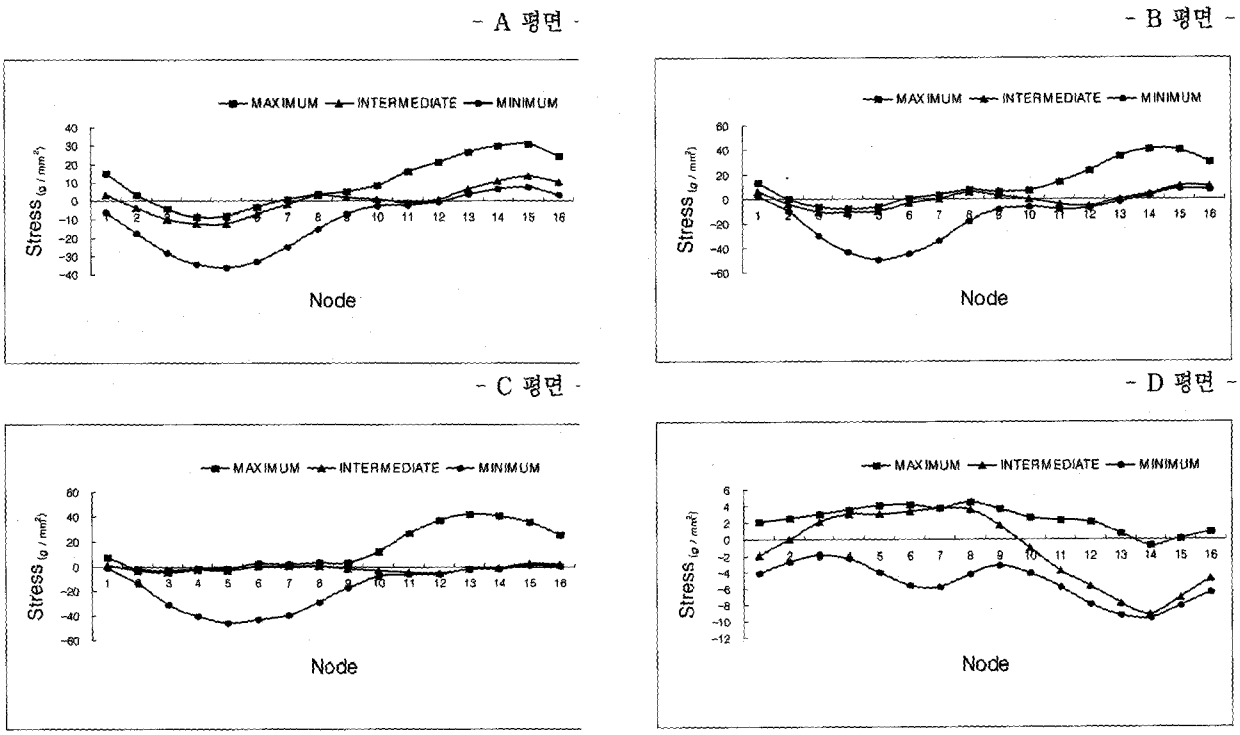

그림 6. 중간에 놓여진 T-loop spring에 의해 발생되는 응력 그래프

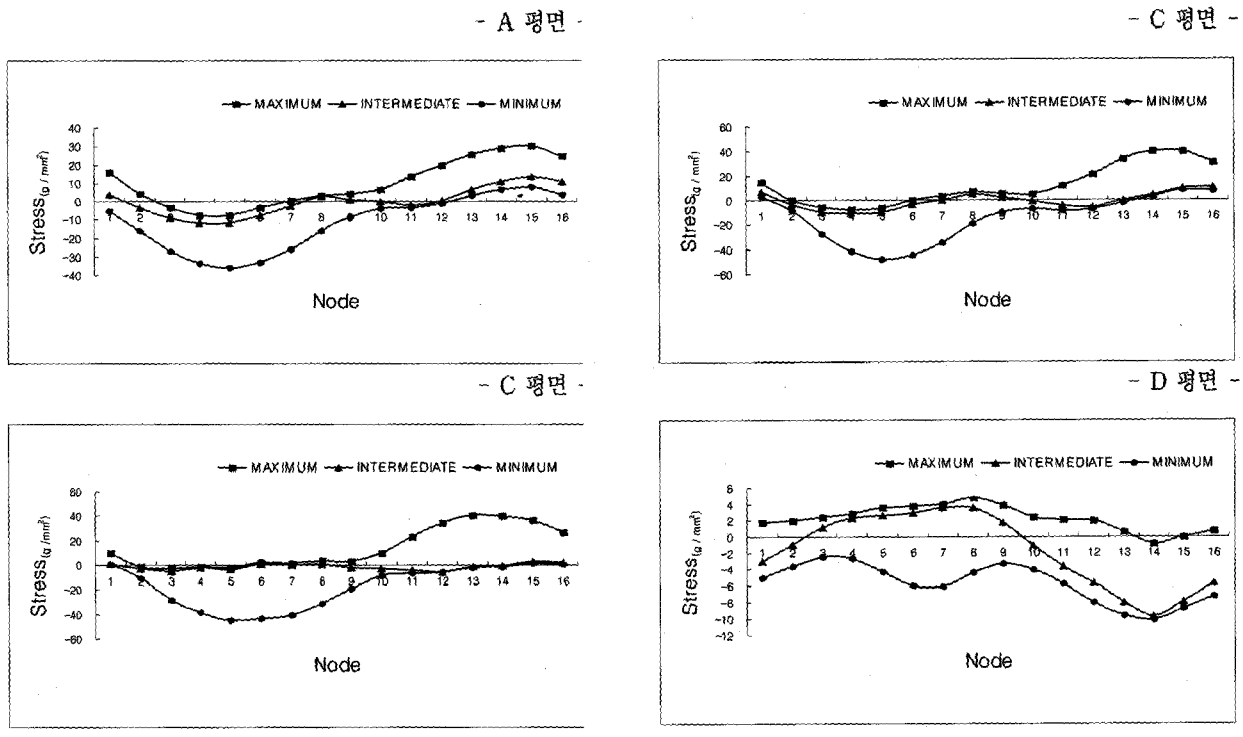

그림 7. 2mm 후방에 놓여진 T-loop spring에 의해 발생되는 응력 그래프

표 4. 2mm 전방에 놓여진 T-loop spring에 의해 발생되는 응력 측정치(g/mm^2)

- A 평면 -

NODE	MAXIMUM	INTERMEDI	MINIMUM
1	14.766	2.589	-7.326
2	2.628	-4.817	-18.977
3	-5.287	-10.560	-29.948
4	-9.133	-13.050	-35.948
5	-8.407	-12.489	-37.449
6	-3.496	-7.330	-33.138
7	1.079	-1.637	-24.930
8	4.511	3.928	-13.962
9	6.017	2.484	-5.458
10	10.245	1.653	-1.916
11	17.746	-0.468	-1.859
12	22.919	1.602	0.075
13	28.648	7.353	4.038
14	31.582	11.403	6.551
15	32.161	14.030	7.254
16	25.054	10.230	2.553

- B 평면 -

NODE	MAXIMUM	INTERMEDI	MINIMUM
1	12.550	6.585	2.099
2	-2.645	-4.720	-11.450
3	-6.378	-11.093	-32.021
4	-7.707	-10.866	-45.340
5	-6.646	-9.976	-51.155
6	0.626	-3.348	-45.415
7	4.096	0.635	-33.965
8	7.957	5.726	-16.844
9	7.171	3.353	-6.862
10	8.703	0.468	-6.073
11	15.805	-4.119	-8.352
12	24.914	-5.910	-7.175
13	37.009	0.169	-2.207
14	42.400	4.750	3.142
15	41.198	10.604	8.881
16	30.327	10.494	7.680

- C 평면 -

NODE	MAXIMUM	INTERMEDI	MINIMUM
1	5.844	1.181	-0.620
2	-0.987	-2.750	-16.043
3	-2.741	-4.519	-33.898
4	-0.804	-1.688	-42.860
5	-1.242	-2.715	-47.332
6	2.969	1.366	-43.810
7	2.130	0.808	-39.001
8	3.899	1.323	-28.022
9	4.753	-1.368	-15.518
10	14.738	-3.153	-7.789
11	29.941	-3.929	-5.987
12	39.959	-5.119	-5.838
13	44.690	-1.316	-1.578
14	42.033	-0.675	-1.319
15	36.336	2.958	1.784
16	24.199	2.437	1.203

- D 평면 -

NODE	MAXIMUM	INTERMEDI	MINIMUM
1	2.498	-1.044	-3.307
2	3.073	0.965	-1.918
3	3.755	3.064	-1.259
4	4.363	3.820	-1.988
5	4.750	3.646	-3.759
6	4.650	3.716	-5.297
7	4.076	3.801	-5.436
8	4.465	3.533	-3.911
9	3.758	1.726	-2.932
10	2.943	-1.101	-3.995
11	2.612	-3.781	-5.842
12	2.281	-5.642	-7.815
13	0.833	-7.597	-9.021
14	-0.525	-8.687	-9.115
15	0.365	-6.342	-7.533
16	1.275	-3.825	-5.698

표 5. 중간에 놓여진 T-loop spring에 의해 발생되는 응력 측정치(g/mm^2)

- A 평면 -

NODE	MAXIMUM	INTERMEDI	MINIMUM
1	15.075	3.200	-6.204
2	3.394	-3.992	-17.531
3	-4.359	-9.677	-28.352
4	-8.374	-12.337	-34.544
5	-7.939	-12.030	-36.446
6	-3.425	-7.272	-32.719
7	0.795	-1.911	-25.133
8	3.872	3.369	-14.842
9	5.016	1.669	-6.845
10	8.342	0.832	-2.752
11	15.772	-1.066	-2.478
12	21.182	1.093	-0.316
13	27.030	6.823	3.720
14	30.207	10.955	6.415
15	31.161	13.803	7.446
16	24.678	10.413	3.166

- B 평면 -

NODE	MAXIMUM	INTERMEDI	MINIMUM
1	13.327	6.671	2.265
2	-0.044	-4.291	-9.875
3	-6.058	-10.592	-29.826
4	-7.522	-10.517	-43.160
5	-6.546	-9.737	-49.436
6	0.472	-3.412	-44.620
7	3.739	0.341	-34.161
8	7.460	5.300	-17.852
9	6.508	2.622	-8.128
10	6.924	0.026	-6.311
11	13.812	-4.217	-8.297
12	23.074	-5.827	-7.042
13	35.237	0.062	-2.212
14	40.992	4.514	2.953
15	40.349	10.252	8.579
16	30.283	10.275	7.527

- C 평면 -

NODE	MAXIMUM	INTERMEDI	MINIMUM
1	7.768	1.107	-0.659
2	-1.185	-2.827	-13.482
3	-2.931	-4.586	-31.075
4	-1.200	-1.994	-40.498
5	-1.547	-2.984	-45.641
6	2.615	0.993	-43.052
7	1.788	0.390	-39.245
8	3.533	1.056	-29.232
9	3.755	-1.589	-17.058
10	12.078	-3.113	-7.999
11	26.706	-3.990	-5.979
12	37.094	-5.172	-5.726
13	42.565	-1.492	-1.756
14	40.930	-0.768	-1.492
15	36.213	2.814	1.598
16	25.073	2.313	1.006

- D 평면 -

NODE	MAXIMUM	INTERMEDI	MINIMUM
1	2.069	-1.957	-4.110
2	2.458	-0.005	-2.698
3	3.029	2.095	-1.800
4	3.545	3.086	-2.303
5	4.081	3.084	-3.995
6	4.157	3.320	-5.594
7	3.827	3.749	-5.704
8	4.566	3.526	-4.135
9	3.717	1.705	-3.102
10	2.578	-1.090	-4.009
11	2.273	-3.733	-5.799
12	2.067	-5.653	-7.849
13	0.697	-7.723	-9.244
14	-0.724	-9.108	-9.545
15	0.119	-7.042	-8.038
16	0.941	-4.690	-6.401

표 6. 2mm 후방에 놓여진 T-loop spring에 의해 발생되는 응력 측정치(g/mm^2)

- A 평면

NODE	MAXIMUM	INTERMEDI	MINIMUM
1	15.786	3.959	-5.011
2	4.365	-3.133	-16.141
3	-3.370	-8.859	-26.975
4	-7.662	-11.758	-33.501
5	-7.539	-11.721	-35.899
6	-3.380	-7.312	-32.774
7	0.523	-2.222	-25.767
8	3.263	2.836	-16.070
9	4.045	0.809	-8.588
10	6.409	-0.069	-3.746
11	13.846	-1.734	-3.194
12	19.637	0.567	-0.740
13	25.748	6.379	3.444
14	29.280	10.677	6.390
15	30.696	13.816	7.812
16	24.814	10.815	3.920

- B 평면-

NODE	MAXIMUM	INTERMEDI	MINIMUM
1	14.584	6.887	2.509
2	0.238	-3.824	-8.257
3	-5.789	-10.205	-27.803
4	-7.433	-10.297	-41.392
5	-6.529	-9.622	-48.309
6	0.338	-3.517	-44.461
7	3.447	0.061	-34.939
8	7.073	4.967	-19.280
9	5.960	1.946	-9.787
10	5.221	-0.526	-6.738
11	11.847	-4.401	-8.382
12	21.440	-5.833	-7.019
13	33.920	-0.047	-2.251
14	40.218	4.350	2.809
15	40.217	10.068	8.417
16	30.887	10.239	7.503

- C 평면 -

NODE	MAXIMUM	INTERMEDI	MINIMUM
1	10.148	1.029	0.735
2	-1.402	-2.935	-10.808
3	-3.171	-4.711	-28.350
4	-1.620	-2.330	-38.444
5	-1.863	-3.284	-44.434
6	2.310	0.651	-42.865
7	1.492	-0.002	-40.137
8	3.269	0.836	-31.088
9	2.950	-1.819	-19.279
10	9.549	-3.097	-8.586
11	23.596	-4.108	-6.104
12	34.567	-5.301	-5.685
13	40.966	-1.649	-2.013
14	40.454	-0.856	-1.721
15	36.756	2.710	1.405
16	26.549	2.206	0.786

- D 평면 -

NODE	MAXIMUM	INTERMEDI	MINIMUM
1	1.746	-2.958	-5.034
2	1.972	-1.028	-3.616
3	2.434	1.115	-2.449
4	2.872	2.326	-2.671
5	3.514	2.565	-4.268
6	3.812	2.954	-5.937
7	3.966	3.526	-6.027
8	4.873	3.578	-4.408
9	3.899	1.724	-3.327
10	2.401	-1.083	-4.043
11	2.052	-3.687	-5.773
12	1.948	-5.699	-7.949
13	0.633	-7.928	-9.580
14	-0.875	-9.627	-10.144
15	-0.064	-7.875	-8.665
16	0.681	-5.677	-7.232

2. 응력

각 경우에서 상악 좌측 견치 치근막에 발생되는 초기 응력을 구하였다. 해석값으로 치아의 이동량과 주응력(principal stress)을 얻을 수 있었으며, 초기 응력을 구하기 위해 주응력을 결과값으로 얻었다. 3차원 유한 요소 모델로 σ_1 (Maximum principal stress), σ_2 (Intermediate principal stress), σ_3 (Minimum principal stress)의 주응력을 얻었다.

측정치에서 압축력은 (-)값으로 표시되며, 인장력은 (+)값으로 표시된다. 각각의 압축력과 인장력의 측정치와 그래프를 표4, 5, 6, 그림6, 7, 8에서 보여준다. 3가지 형태의 T-loop spring에서 비슷한 양상의 응력값과 분포를 보여준다. 3가지 형태의 T-loop spring 모두에서 A~C까지는 원심면에서 압축력이, 근심면에서는 인장력이 발생하고, D부분에서는 원심면에 인장력이, 근심면에 압축력이 발생하여 회전 중심이 C와 D 부분 사이에 존재하는 것을 알 수 있다.

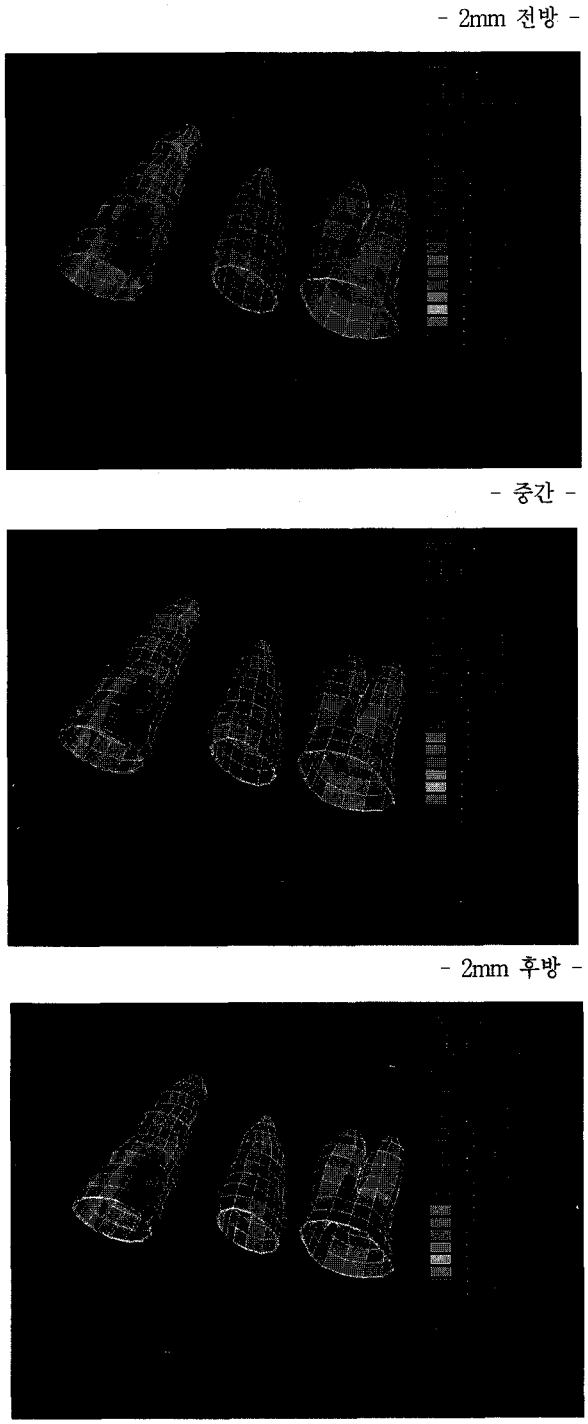

그림 8. T-loop spring에 의해 발생된 응력

Ⅳ. 총괄 및 고안

교정력에 의한 치아 이동은 치조골의 선택적 흡수 및 첨가에 의한 골 개조 현상에 의해 발생된다 이러한 생물학적 변화의 시작은 치근막에서의 응력 변화에 기인[23]하므로 교정력에 의해 발생되는 치근막내 응력 정도를 평가하는 것이 중요하다. 따라서, 교정적 치아 이동의 물리적 기전을 규명하기 위해 치주 조직 내에서의 변화를 평가하는 많은 연구가 시도되었다. 이를 위해 교정의는 임상적인 소견이나, 동물 실험등에 의한 생물학적 연구, 수학적-기계적인 연구, 광탄성법, 장력계법, laser holography를 이용한 연구, 유한 요소법등의 구조해석을 통해 시행하고 있다.

이 연구에서 사용된 치아 모델은 실제 환자의 컴퓨터 단층 사진을 사용하여 치아와 치근막을 모델링 하였다. 치근막은 선학들의 연구[18,22]를 바탕으로 0.25 mm로 균일화하여 모델링 하였으며, 치근막은 약한 교정력에 대하여 구성물질이 직선적인 변화를 하는 탄성체의 범주에 들기 때문에 등방, 등질의 탄성체로 가정하였다.[1,2,4,5,8,9,31] 치조골은 모델링하지 않았는데, 그것은 가해진 힘에 의해 치아의 초기 이동과 응력은 치근막의viscoelastic 성질 내에서 작용하고 또, 치근막과 골조직의 stiffness의 차이가 크기 때문에, 가해진 응력에 대한 변화량이 치근막에 비해서 골에서는 상대적으로 아주 적어서 골에서의 변형을 무시할 수 있기 때문이다. 또한 골은 매우 복잡한 구조를 갖고 있기 때문에 유한요소 모형으로 전환하는 시점부터 부정확도를 피할 수 없을 뿐 아니라, 골 자체는 균일

하지 않고 이방성의 탄성체이므로 각 부위마다 물질의 특성이 다르다[3,9].

치아 이동에 있어서 치근과 주위 조직의 외상성 흡수를 일으킬 수 있는 국소 부위에 큰 응력과 변형률이 가해지는 것을 최소화하기 위해서 치체이동으로 치아를 이동시키는 것이 바람직하다. 하지만 구강 내에서 해부학적인 제한 때문에, 치아의 저항 중심을 통과하는 힘을 전달하는 구강 내 메카니즘을 고안하는 것은 대개 불가능하다. 따라서, 치체이동을 얻기 위해 치아의 치관에 부착된 브라켓을 통해 힘과 모멘트로 구성된 equivalent force system이 적용된다.

힘체계의 설명에는 저항중심과 회전중심과 연관되어 설명되어야 한다. 저항중심은 단순힘에 의해 치체이동을 일으키는 점으로 정의된다. 측면에서 저항중심은 치조골에서 치근첨까지 거리의 1/3[13], 0.24배[29], 0.3~0.4배[13] 떨어진 점에 위치한다고 보고되었다. 또, 회전중심과 관련되어, M/F ratio는 이동되는 치아의 회전축을 결정하는 작용을 한다. 일반적으로 M/F ratio가 0일 때는 uncontrolled tipping을 하며, 5인 경우에는 controlled tipping을, 10인 경우에는 치체이동을, 12 또는 그 이상인 경우는 치근이동을 하게된다[14]. 발치공간으로의 치아이동에는 구치부가 최대한 보존되는 Group A anchorage, 전치부와 구치부가 절반씩 보존되는 Group B anchorage, 구치부가 전체 공간 폐쇄의 1/2이상을 차지하는 Group C anchorage가 있다. 여기에는 spring의 세가지 중요한 힘의 특징인 α(anterior) 모멘트, β(posterior) 모멘트와 수평력이 관여한다. 즉, Group A anchorage를 위해서는 작은 α M/F ratio와 상대적으로 큰 β M/F ratio가 필요하게 된다.

교합면에서 치아의 저항중심은 치아의 중간부위에 있게 되며, Gjessing[20]은 평균 치아에서 bracket에서 저항중심까지의 거리를 4mm라 하였다. 견치의 형태에서 회전을 막기 위한 antirotation M/F ratio를 4:1이라 하였으나, 임상적으로 치아의 협설측 기울기와, 치근의 형태와 상악 견치와 하악견치 사이의 마찰력으로 antirotation M/F ratio를 7:1까지 주어야 한다고 하였다. Burstone[14]은 치아의 회전을 막기 위한 방법으로 1) 설측에서 동일한 힘을 부여, 2) attraction spring 자체에 antirotation bends를 부여, 3) cuspid to cuspid stabilizing segment를 삽입하는 방법을 제시하였으며, antirotation bend를 부여하는 것은 환자의 협조를 필요로 하지 않고 일정한 antirotational moment를 유지할 수 있는 장점이 있다고 하였다. 이러한 antirotation bend는 Initial activation시에 총 180° 의 bend가 가해지나, trial activation 후 120° 로 감소하게 된다. 본 연구에서는 치아에 직접 wire가 위치되는 형태로 힘을 가하게 되므로 120° 의 antirotational moment를 부여하였다.

최근에 개발된 TMA(β-Titanium Molybdenum alloy) wire는 stainless steel보다 load deflection rate가 훨씬 낮아, 치아에 일정기간동안 지속적인 힘을 발휘하고, 치아에 부여되는 힘의 크기에 대한 정밀한 예측이 용이하다[10]. 0.017 ×0.025 inch TMA T-loop는 6mm의 초기 activation시 대략 350gm의 높은 수평력을 발휘하고, 브라켓간 거리에 따라 모멘트를 주기 위한 preactivation bend를 여러 지점에 주어야 한다. 이러한 모멘트 preactivation bend와 수평력에 의해 치아가 어떻게 움직이는가를 결정하는 moment force ratio(M/F ratio)의 정교한 조절이 가능하게 된다[16].

본 연구에서는 Y축 방향의 후방 견인력은 대략 334~364gm으로 앞의 문헌의 350gm과 비슷한 값을 보이며, T-loop가 더 전방에 위치한 것이 더 큰 후방 견인력을 보이고 있다. 하지만 X축 방향의 힘은 더 전방에 위치한 것이 더 작은 값을 보이고 있어 협측으로 작용하는 힘의 양이 더 작은 것을 알 수 있다. antirotation bend를 준 T-loop spring에서 T-loop가 전방에 위치할수록 antirotation 모멘트가 더 많이 작용하여 협측 방향의 힘의 양이 작게 된다. 따라서 견치 견인시 회전을 막기 위한 T-loop spring의 위치는 더 전방에 위치하는 것이 알 수 있다.

Z축 상에서 나타나는 힘이 T-loop가 중간에 위치된 상태에서 나타나는데 이것은 T-loop 제작시에 β 부분을 수직적으로 1mm를 짧게 함으로써 T-loop의 중간이 약간 전방으로 위치된 것과 같은 효과를 나타내 견치에서 약한 extrusion force를 보이고 있다.

3가지 형태의 T-loop spring에서 회전 중심은 C와 D부분에 존재하는데 이것은 controlled tipping의 양상을 보여준다.[14] 이것은 초기 activation시 M/F가 낮아서 controlled tipping 양상을 보이다가 activation 양이 줄어들면서 점차 치근이동 형태를 보이게 된다는 연구와 일치한다[14,16]. 하지만 T-loop spring이 중간이 견치에 가깝게 위치되는 Group C anchorage에서는 초기 activation시에도 7 정도의 M/F ratio를 가지게 되는데[16] 본 연구에서의 T-loop spring보다 더 전방에 위치된다면 그와 같은 결과를 얻을 수 있을 것으로 생각된다.

주응력은 가해지는 힘에 대해 생기는 단면의 수직

응력이다[7]. 각 절점에서 가해지는 실제 응력은 maximum, intermediate, minimum 주응력 사이에 존재한다. 본 연구에서, 치근막에서 나타나는 응력 분포나 그 크기는 그다지 차이를 보이지 않으며 그래프도 비슷한 형태를 보인다. 하지만, 여기서 설정된 2mm의 양보다 더 off-center 시키거나 activation 양을 적게 주어 M/F ratio를 달리한다면[14] 더 명확한 응력 분포 차이를 확인할 수 있었을 것으로 사료된다.

유한요소법은 3차원 모델을 비교적 정교하게 제작할 수 있지만, 모델을 제작하는 기법 및 숙력도 해석 방법에 따라 오차가 발생되어 다양한 결과를 얻을 수 있으며, 기본적으로 물질 상수의 정확한 연구를 기초로 하기 때문에 물리적 특성에 대한 자료가 충분하지 않아도 근사오차가 발생할 단점을 가지고 있다[2]. 따라서, 우선적으로 치아, 치근막, 치조골 등과 기본적인 와이어의 물질상수를 연구하여 정확한 값을 알아내는 것이 가장 중요하다. 또, 본 연구에 사용된 치아 모델은 정상적인 치열궁을 이루는 정상 교합자를 연구대상으로 하였다. 하지만, 실제적으로 임상에 접하게 되는 증례는 치아의 배열 형태, 혹은 위치나 그 경사도가 정상적이지 못한 경우가 대부분이며, 각 상태에 따라 치아의 이동 양상이 다를 것이다. 따라서 앞으로의 연구에 있어서 유한 요소 모델이 정상 교합자뿐만 아니라 부정 교합자에서도 가능하도록하여 이것을 임상에 적용할 수 있도록 하여야 할 것으로 사료된다.

V. 결 론

유한 요소법을 사용하여 상악 견치, 상악 제 2소구치, 상악 제 1대구치를 모델링하였으며, 0.018 × 0.025 인치 Stainless steel wire를 고정원 강화를 위해 위치시킨 후, T-loop의 중심이 견치와 제 1대구치의 중간, 중간에서 2mm전방, 중간에서 2mm후방에 위치되는 3가지 형태의 0.017 × 0.025 인치 preangulated, preactivated T-loop spring을 제작한 후, 6mm를 강제 변위시켜 발생되는 힘을 각 치아에 적용시켜 다음의 결론을 얻었다.

1. 3가지 형태 모두에서 유사한 크기의 후방 견인력을 보였다.
2. 3가지 형태 모두에서 유사한 크기와 비슷한 형태의 응력 분포를 보였다.
3. 3가지 형태 모두에서 회전 중심은 치근단 2/3 부분에 보였다.
4. 2mm 전방과 2mm 후방은 견치에 각각 합입력과 정출력을 보이지만 그 크기가 작아서 응력 양상에 그다지 영향을 주지 못한다.

참 고 문 헌

1. 구본찬, 손병화: 구치 편측확장을 위한 Precision Lingual Arch 적용시 응력 분포에 관한 유한요소법적 연구, 대한치과교정학회지 24(3):721~33, 1994
2. 김영원, 손병화: 견치 원심이동시의 초기변화에 관한 유한 요소법적 연구, 대한치과교정학회지, 18(1):25~52, 1988
3. 김현순, 남동석: 경부고정 headgear 사용시 안면 두개골의 변위에 관한 장력계측법 및 유한요소법적 연구, 대한치과교정학회지, 17:185~198, 1987
4. 민상홍, 윤영주, 김광원: Space closing loop에 의해 야기되는 상악 절치부 이동양상에 관한 역학적 연구, 대한치과교정학회지 25:143~52, 1995
5. 박춘근, 양원식: 상악 전치 intrusion시 저항중심의 위치에 관한 3차원 유한요소법적 연구, 대한치과교정학회지 27(2):259~72, 1997
6. 이동주: 덧니의 교정치료, 국제치의학출판사, 1993
7. 임상전 외, 유한 요소법 입문, 동명사, 1990
8. 천옥진, 김태우, 서정훈: 상악 4절치의 후방견인시 나타나는 현상에 관한 유한요소법적 분석, 대한치과교정학회지, 25(5):525~41, 1995
9. 황치일, 서정훈: 상악호선에 torque 부여시 나타나는 상반작용에 관한 유한요소법적 연구, 대한치과교정학회지 24(2):479~508, 1994
10. Burstone CJ, Goldberg, AJ : Beta titanium ; A new orthodontic alloy, Am. J. Orthod. 7:121~32, 1980
11. Burstone CJ, Groves M.H.Jr.; Threshold and Optimum force values for maxillary anterior tooth movement, J. Dent. Res, 39:695, 1960 (Abstr.)
12. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ: Holograpic determination of centers of rotation, produced by orthodontic forces, Am. J. Orthod. 77:396~409, 1980
13. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ: Centers of resistances of human mandibular molars (Abstract), J. Dent. Res. 60:515, 1981
14. Burstone CJ, 박영철, 최신 교정 치료학, 지성출판사, 1993
15. Burstone CJ: The Mechanics of the Segmented Arch Techniques, Am. J. Orthod. 36(2):99~120, 1966
16. Burstone CJ; The Segmented arch approach to space closure, Am. J. Orthod. 82:361~78, 1982
17. Burstone CJ: Modern Edgewise Mechanics & the Segmented Arch Technique, Ormco, 1995

18. Coolidge ED: The thickness of the human periodontal membrane, J. Am. Dent. Assoc. 24:1260~70, 1937
19. Creekmore TD: JCO Roundtable, JCO 26(9): 585~606, 1992
20. Gjessing P: Biomechancial design and Clinical evaluation of a new canine retraction spring, Am. J. Orthod. 87:353~62, 1985
21. Gjessing P: A Universal Retraction Spring, JCO 28(4): 222~42, 1994
22. Kronfeld R: Histologic study of the influence of function on the human periodontal membrane, J. Am. Dent. Assoc. 18:1942, 1931
23. Proffit WR: Contemporary othodontics. 227~45, 419~38, Mosby, 1987
24. Rabound DW, Faulkner MG, Lipsett AW, Haberstock DL: Three-dimensional effects in retraction appliance design, Am. J. Orthod. 112:378~92, 1997
25. Raymond E, Siatkowski: Continuous arch wire closing loop design, optimization, and verification. Part I, Am. J. Orthod. 112:393~402, 1997
26. Reitan, Kaare; Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics, Am. J. Orthod. 43:32~45, 1957
27. Ricketts RM, Bench RW, Gugino CF, Hilgers JJ, Schulhof RJ; Bioprogressive therapy, Rocky Moutain Orthodontics, 1979
28. Storey E, Smith R: The Importance of force in orthodonics, Aust. J. Dent. 56:291~304, 1952
29. Tanne K, Koenig HA, and Burstone CJ: Moment to force ratios in the mechanics of tooth movement. Am. J. Orthod. 90:127~31, 1986
30. Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ: Three dimensional finite element analysis for Stress in the Periodontal tissue by orthodontic forces, Am. J. Orthod. 92:499~505, 1987
31. Wilson AN, Middleton J: The Finite Element Analysis of Stress in the Periodontal Ligament when Subject to Vertical Orthodontic Forces, BJO 161~67, 1994

- ABSTRACT -

A FEM study about the initial stress distribution on canine altered by the application point of preangulated TMA T-loop spring

Jung-Min Kim, Kyung-Suk Cha, Jin-Woo Lee

Department of Orthodontics, College of Dentistry, Dankook University

The purpose of this study was to find the difference of stress distribution on canine altered by the application point of preangulated T-loop spring. For this study, the finite element models of upper left canine, upper left second premolar and upper left first molar were made. Also, the finite element models of 0.017 × 0.025 inch preangulated, preactivated T-loop spring and 0.018 × 0.025 inch stainless steel wire were made. Three types of T-loop spring were made : the middle of activated T-loop is positioned in accordance with the middle position of distance of bracket position of both the canine and first molar, 2mm anterior, 2mm posterior.
We compared the forces and the distribution of stress that were generated by the difference of position of T-loop spring. The results were as follows.

1. All of the 3 types of T-loop spring showed the similar retraction forces.
2. All showed the similar amount & pattern of stress distribution.
3. The centers of rotation of canine in 3 types of T-loop spring were same and were positioned between C and D plane.

4. The canine showed the intrusive force by 2mm anterior positioned T-loop spring, but the extrusive force by 2mm posterior positioned T-loop spring. Neverthless, because of the small amount of the forces, the effect of vertical force was not significant.

KOREA. J. ORTHOD. 1999 ; 29 : 521-534

※ **Key words** : FEM study, TMA T-loop spring