

Utility Arch Wire 적용시 상악 중절치 및 측절치의 초기 응력 분포에 관한 3차원 유한요소법적 연구

이 종 현¹⁾ · 차 경 석²⁾ · 이 진 우³⁾

Utility arch wire를 이용한 상악 4절치 압하시 중절치와 측절치의 초기 응력 분포를 알아보기 위하여 컴퓨터 단층 촬영된 정상 교합자의 치아 사진으로부터 유한요소 모델을 만든 후 beam요소로 만든 utility arch wire의 구치부에 45° tipback을 부여하고 전치부에 5°, 10°, 15° crown lingual torque를 부여하여 activation한 후 치아와 치근막 유한요소 모델에 적용하여 해를 구한 다음 중절치와 측절치의 치경부, 치근 중간부, 치근첨부의 세 부분에서 초기 응력분포를 조사하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 중절치는 5°, 10°, 15° activation 했을 때 치경부의 원심 구개측과 치근첨의 근심 순측에서는 압축이, 치경부의 근심 순측과 치근첨의 원심 구개측에서 약한 인장이 나타나는 양상이 각각의 경우에 거의 비슷하게 나타났다. 주응력의 크기 또한 거의 비슷하였다. 그러나 10° activation 했을 때 그 양상이 가장 강하였다.
2. 측절치는 5°, 10°, 15° activation 했을 때 치경부의 순측과 치근 첨부의 구개측에서 압축이 치경부의 구개측과 치근첨부의 순측에서 인장이 나타나는 양상이 각각의 경우에 거의 비슷하게 나타났다. 그러나 10° activation 했을 때 그 양상이 가장 강하였다.

주요단어 : 유한요소법, Utility Arch Wire

1. 서 론

전치부 과개 교합의 개선은 교정 치료 특히 II급 부정 교합 치료에서 매우 중요한 임상 과정중 하나이다. 이러한 과개 교합의 개선은 선치부 압하(Intrusion), 구치부 정출(Extrusion), 또는 이 두 가지의 병행에 의한 술식으로 대별될 수 있다¹²⁾.

양호한 하악골 성장 양상을 보이는 성장기 아동에서 구치부 정출을 통한 과개 교합 개선은 심미성과 안성성면에서 성공적인 결과를 보이지만, 불리한 하악골 성장 양상을 보이는 성장기 아동이나 성인에서는 구치부 정출이 바람직하지 못한 하악골 회전을 야기하므로 전치부의 실제적인 압하(Genuine intrusion)를

통해 과개 교합을 개선함으로써 적절한 교합 평면과 자연스러운 입술과의 상대적인 관계를 만들어 줄 수 있다⁹⁾.

특히 치주 질환의 기왕력으로 인한 치조골 소실 및 이로 인한 병적인 치아 이동과 정출을 가진 성인의 환자의 교정 치료 과정에서 치아의 압하는 필수적이다^{3,10,11)}.

그러나, 이와같은 치아 압하의 장점에도 불구하고 다른 종류의 치아 이동에 비해 단위 면적당 받는 힘의 크기가 상대적으로 증가될 수 있으며, 치근단 부위의 골조직 밀도가 다른 부위에 비해 단단하므로 치근단 부위의 치근 흡수 가능성이 증가될 수 있고, 또한 인접 치조골에 수직적 골흡수를 유발하여 치주 환경을 악화^{10,11)} 시키는 등의 많은 부작용이 지적되고 있다.

가급적 치아 및 치아 주위 조직의 손상을 줄이면서

¹⁾ 단국대학교 치과대학 교정학교실

²⁾ 단국대학교 치과대학 교정학교실 교수

³⁾ 단국대학교 치과대학 교정학교실 조교수

치아 이동을 시키기 위해서는 힘의 크기, 적용 시간 및 거리, 치아 이동의 종류등 주로 생물리화적인 요소와 치조골의 밀도, 선진적인 상태, 내분비 상태등 개체 특성에 관한 요소들의 복합적인 작용등을 고려해야 한다^{13,14)}.

압하(Intrusion)는 치아를 치조와(Alveolus)내로 함입시킴으로써 치아와 주변 골조직간의 관계를 변화시키는 과정으로, 그동안 치아의 압하력에 대한 연구는 주로 개개 치아에 압하력을 가했을 때 나타나는 조직 반응에 대한 것이 대부분이었으며, 현재 임상적으로도 널리 받아들여지고 있다. 그러나, 임상적으로 과개 교합 개선을 위한 치아군(특히 상악 4전치)의 동시 압하 가능성에 대한 연구는 아직까지 부족한 실정이며, 임상적 효용성에 대해 학자들마다 이견을 보이고 있다.

한편 저항 중심에 대하여 압하력의 적용점을 선택하는 것이 앞으로 발생될 치아의 움직임에 예상하는데 도움이 된다. 치축 변화 없는 진정한 압하는 압하력이 저항중심을 지날 때 발생된다. 저항중심으로부터 멀리 떨어진 때 압하력에 의한 치아 변위는 치아의 tipping을 발생시키기 때문에 압하시 정확한 치축을 파악하는 것이 중요하다. 그러나 순면에 위치한 브라켓에서 압하력을 적용하기 때문에 치아의 회전을 피하는 것은 거의 불가능하다. 그래서 임상에서는 치아의 회전을 최소화하기 위하여 치아를 회전시키는 힘의 반대 방향의 힘을 가하여 치아 회전을 최소화시키면서 효율적인 압하가 되도록 노력하고 있다. Utility arch wire의 경우 전치부의 와이어에 치관을 설측으로 회전시키는 torque를 일정정도 부여하여 activation된 Utility arch wire 적용시 발생하게 되는 중절치와 측절치의 순측 회전을 상쇄시킨다.

과거 교정력이 생체에 미치는 효과를 규명하기 위하여 조직학적 연구^{9,10,13,15)}가 많이 행해졌으나 이 방법은 직접 육안으로 조직반응을 확인할 수 있는 장점은 있으나 힘이 전달되는 과정이나 그 힘에 의한 응력 분포 양상을 정량화 할 수 없었다.

Holography법은 1947년 Danis Graber가 holography 이론을 고안한 후 치과 분야⁴⁾에서도 사용되었지만 항복응력 수준의 큰 응력의 측정이 현재로서는 불가능하고 측정장치와 데이터 처리가 매우 복잡하다는 단점이 있으며 Strain gauge법은 조사하고자 하는 부위에 gauge를 부착하여 그곳의 응력의 양과 방향을 측정하는 방법²³⁾으로 미세한 부분과 경계부분의 측정이 불가능하고 내부 응력을 파악하지 못하는

단점이 있다. 광탄상법³⁰⁾은 isochromatic fringe의 개수 및 fringe간의 간격을 보고 응력 강도나 응력 집중도를 조사하는 방법이지만 상대적 응력 차이만 관찰되고 외력을 가한 전후상태를 동시에 볼 수 없는 단점이 있다.

반면 유한요소법^{27,31,33)}은 분석하고자 하는 물리적 모형을 유한개의 요소로 분할한 후 각 요소에서의 현상은 절점을 통해서 전달된다고 가정하고 개개 요소에서의 현상을 개측하여 이것을 연속시키서 전체의 현상을 파악하는 것으로 다른 응력 분포 분석 방법과는 달리 복잡한 형태의 경계에도 적용되며, 각 부분에서의 3차원 X,Y,Z의 변위를 분석할 수 있는 장점이 있다. 그리고 각각의 전점에서 응력 분포를 정량적으로 분석할 수도 있다.

한편 단점으로는 간단한 실험에 의해서 결과를 유추할 수 있는 경우에도 실험조건과 비슷한 모델링을 하여야 하며 비숙련자가 시행하는 경우에는 여러 가지 문제점이 도출될 수 있는 한계점이 있다.

본 연구는 상악 전치부 압하시 중절치 및 측절치의 압하 및 회전 양상에 영향을 줄 것으로 예상되는 Utility arch wire의 전치부 와이어의 crown lingual torque를 변화시키기 위해 적절한 유한요소법을 선택하였으며, 상악 좌,우 중절치와 측절치에 activation된 Utility arch wire를 적용시켰을 때 전치부 와이어에 crown lingual torque양에 따라 상악 좌,우 중절치와 측절치의 치근막에서 발생하는 압축력과 인장력의 분포를 통해 어느 부분에서 응력이 집중되며 어떤 양상을 나타내는지 분석하여 상악 중절치와 측절치의 초기 거동을 유추하기 위하여 시행하였다.

II. 연구 재료 및 연구 방법

1. 연구 재료

(1) 유한 요소 치아 모델의 제작

어떠한 치과적 치료도 경험하지 않고, 정상적인 치아 크기와 정상적인 악궁형태를 가진 정상 성인 남자를 선택하여 상악골과 하악골을 포함하여 컴퓨터 단층 촬영을 하였다. 이때, Centric occlusion 상태에서는 상악 치아와 하악 치아의 구별이 불가능하므로, cotton roll을 전치부에 물린 채로 단층이 교합면과 평행이 되도록 머리를 위치 시킨 후, 치조골 부위는 1.5 mm 간격으로, 그 외의 골격 부위는 3.0mm 간격으로 촬영을 시행하였다.

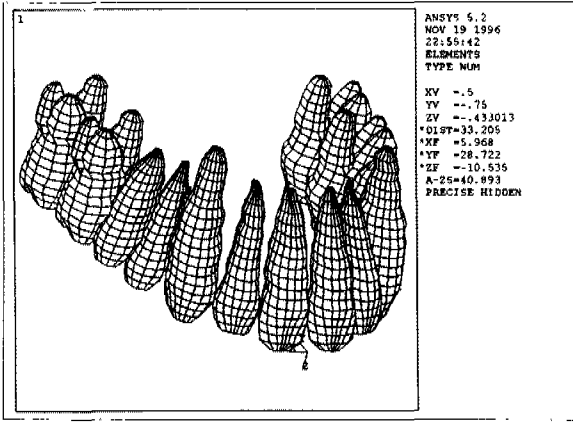


그림 1 완성된 치아의 3차원 유한요소 모델

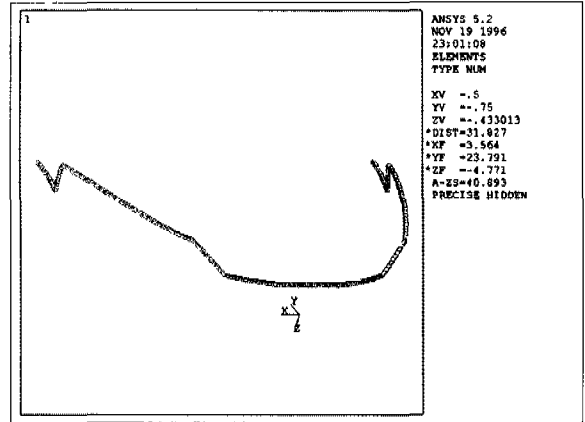


그림 2 완성된 와이어의 3차원 유한요소 모델

그 중 상악 좌,우 중절치, 측절치, 견치, 제 1,2 소구치, 제 1대구치의 단면을 검은 연필을 사용하여 acetate지 위에 tracing하였다. Tracing된 acetate지 위의 지정된 위치에 scaler를 위치시킨 후 각 단층을 일정한 거리와 계속하여 같은 위치에 놓고 CCD camera(TK-1070 U Color video camera, JVC, Japan)를 사용하여 컴퓨터로 읽었다. 읽은 영상을 filtering해서 치아 단면 부위와 나머지 부분이 명확하게 구별되도록 하였다.

설정된 좌표축은 모든 치아가 포함되는 global 좌표축으로 하였으며, X축과 Y축은 필름상에서 설정하고, Z축은 컴퓨터 단층 촬영된 단층의 두께인 1.5mm 간격으로 증가하도록 했다.

컴퓨터 모니터 상에 각 단층의 영상을 띄운후 치아의 단면에 해당하는 부위의 면에서 중심에 X, Y 좌표를 잡은 후에 각 치아 단면의 중심에서 global 좌표 Y축과 평행한 선을 기준으로 22.5°씩 돌아가며 치아 단면의 경계에 해당하는 16개의 절점의 좌표를 잡았다. 즉 1번 점은 순측, 5번 점은 원심측, 9번 점은 설측, 13번 점은 근심측이 되도록 하였다.

절단부에서 치근침으로 가면서, Z축의 좌표를 1.5mm씩 증가시켜가며, 3차원 좌표를 구성한 후 프로그램 상에 입력하였고 그 좌표가 절점이 되도록 정의하고 모델을 완성하였다(그림 1, 그림 3의 나)).

치근막의 두께는 Coolidge의 연구⁵⁾를 참고로 치근면에서 0.25mm의 균일한 두께가 되도록 치아의 X, Y, Z 좌표와 동일한 기준으로 설정하였고, 세 개의 절점과 두 요소로 이루어진 등방, 등질의 선형 탄성체라고 가정하였으며, 물질 상수는 Tanne 등¹⁹⁾의 연구를 참고로 하였다.

표 1. 치아, 치근막 및 와이어의 기계적 성질

물질	Young's Modulus (Kg/mm ²)	Poisson's Ratio
치 아	2.0 x 10 ⁴	0.3
치근막	7.14 x 10 ⁴	0.49
와이어	21.4 x 10 ⁴	0.3

표 2. 유한 요소 모델의 절점 및 요소의 개수

	절 점	요 소
치 아	4636	5158
치근막	5768	4656
와이어	201	200

유한 요소 분석을 위하여 치아와 치근막에 사용된 요소 형태는 3차원 육면체 요소로 하였다(사진1).

(2) 와이어 모델의 제작

단면이 0.016×0.022 인치(0.406 × 0.558 mm)인 Stainless Steel Wire로 bending된 Utility arch wire 를 3차원 beam 요소로서 유한요소 모델을 제작하였다(그림 2, 사진 1). Stainless Steel Wire의 물질 상수는 Young's modulus는 21.4 × 10³ Kg/mm²이고, Poisson's ratio는 0.3으로 하였다.

완성된 전체 모델의 물질상수는 표 1에, 절점과 요소의 개수는 표 2에 나타났다.

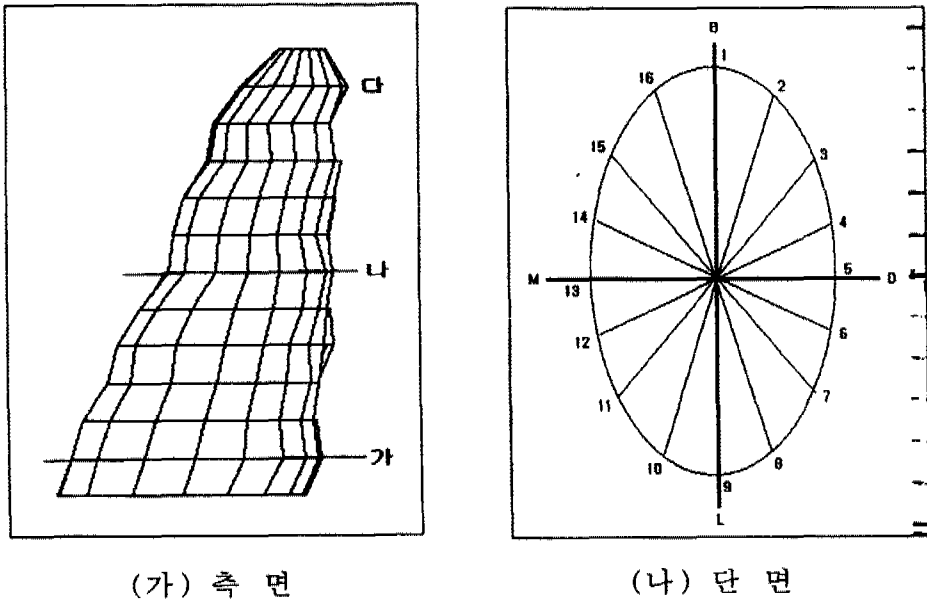


그림 3. 분석에 사용된 치근막 질점의 위치

2. 연구 방법

- 가. 지아 모델에서 브라켓이 위치되어 와이어가 삽입 될 때 만나는 지점을 상악 좌,우 중절치, 측절치, 제 1대구치에서 정하였다.
- 나. Utility arch wire의 구치 부분에 45° tipback을 부여하고 전치부분(anterior section)에 5°, 10°, 15°의 crown lingual torque를 부여한후 각 wire가 세 위치될때의 힘과 방향을 계산하여 가.에서 정한 모델의 질점에 그 힘과 방향을 적용시켰다.
- 다. 유한요소 분석을 위한 유한요소 모델의 총 질점은 10605개, 요소는 총 10016개였다.
- 라. 유한 요소 분석을 위해 사용된 컴퓨터 프로그램은 ANSYS(version 5.2)(Swanson Analysis System, U.S.A.)로서 Preprocessing, Postprocessing, Solution을 시행하였으며 컴퓨터는 Pentium급 (Pentium-pro 200MHz)의 개인용 컴퓨터를 사용하였다.
- 마. 유한 요소 분석된 해를 치아의 수직적으로는 치경부(가 부분), 치근 중간(나 부분), 치근점(다 부분)으로(그림 3), 수평적으로는 단면을 22.5°씩 돌아가며 치아 단면의 경계에 해당하는 16개로 나누어서, 즉 1번 점은 순측, 5번 점은 원심측, 9번 점은 설측, 13번 점은 근심측이 되도록 정의한 후(그림 3), Utility arch wire의 전치부에 5°, 10°, 15°의

crown lingual torque를 부여한 세가지 경우 각각의 치근막에서의 응력 분포를 추출하였다.

III. 연구 성적

Utility arch wire의 선치부 와이어에 5°의 crown lingual torque를 부여한 후 중절치와 측절치에 적용한 경우 응력의 분포를 중절치와 측절치 가, 나, 다, 세 부분에서 추출하여 압축과 인장을 쉽게 알 수 있게 하기 위해 -10⁴을 곱한 후 표 3-1, 3-2, 3-3, 3-4, 3-5, 3-6에서 나타냈다. 표에서 S1, S2, S3는 각각 Maximum principal stress, Intermediate principal stress, Minimum principal stress를 가르킨다. 치경부인 가 부분에서 중절치 보다는 측절치에서 상대적으로 큰 응력 값을 나타냈으며 중절치에서는 원심 구개측에서 약간의 압축이 나타났고 근심 순측에서 인장을 나타냈으며 측절치에서는 순측으로 압축이 구개측에서 적은 인장이 나타났다. 치근 중간 부분이 나 부분에서도 중절치 보다는 측절치에서 상대적으로 큰 응력을 나타냈으며 중절치에서 원심 구개측 부분에서는 압축이 나타났고 측절치에서는 순측에서는 압축이 구개측에서는 인장이 나타났다. 치근점 부분인 다 부분에서 중절치는 나 부분과 거의 비슷한 양상을 나타냈으며 측절치는 순측에서는 인장이 구개측에서는 압축이 나타냈다.

표 3-1 5° activation시 중절치 가 부분에서 응력 분포 (X 10⁻⁴kg/mm²)

NODE	S1	S2	S3
1	63.195	27.229	40.439
2	44.599	22.59	15.467
3	-14.053	-5.6342	-1.6621
4	0.0721	4.9862	13.741
5	5.0342	8.4176	33.201
6	11.994	14.063	58.249
7	15.276	16.817	79.795
8	20.134	20.392	87.492
9	13.64	15.113	75.326
10	10.336	11.532	54.269
11	1.8781	4.0836	26.594
12	-3.9829	-1.0675	1.3959
13	26.633	-10.654	-7.537
14	55.421	-23.706	-19.262
15	-69.632	-26.857	-24.675
16	-73.819	-32.981	-29.544

표 3-2. 5° activation시 중절치 나 부분에서 응력 분포 (X 10⁻⁴kg/mm²)

NODE	S1	S2	S3
1	-72.295	1.3415	2.2098
2	60.011	0.99912	-0.40597
3	-35.415	3.5079	4.7961
4	12.307	2.8975	6.8494
5	0.35291	4.7127	30.098
6	7.0024	8.9139	66.116
7	7.6976	7.8595	91.601
8	12.813	14.487	108
9	6.756	8.8969	96.062
10	8.0316	9.5736	74.781
11	2.1459	4.5347	39.549
12	-4.7709	4.4797	14.371
13	-28.874	3.869	7.4255
14	-57.107	0.0197	0.4805
15	-72.086	0.9548	2.237
16	-78.608	-3.255	-2.1071

10°의 crown lingual torque를 부여한 경우 응력 분포를 중절치와 측절치 가, 나, 다, 세 부분에서 구하여 표 4 1, 4-2, 4 3, 4 4, 4 5, 4 6에서 나타냈다. 중절치 보다는 측절치에서 상대적으로 큰 응력이 나타났으며, 가 부분의 중절치에서는 구개측에서 인장이 측절치에서는 순측에서 압축이 나타났다. 나 부분의 중절치와 측절치에서는 압축과 인장이 거의 나타나지 않았다. 다 부분에서 중절치에서는 순측에서 약간의 압축이 측절치에서는 순측에서 압축이 구개측에서 인장이 나타났다.

15°의 crown lingual torque를 부여한 경우 응력 분포를 중절치와 측절치 각 가, 나, 다, 세 부분에서 구하여 표 5-1, 5-2, 5-3, 5-4, 5-5, 5-6에서 나타냈다. 중절치 보다 측절치에서 상대적으로 큰 응력을 나타냈으며 가 부분의 중절치에서는 원심 구개측으로 압축이 근심 험측으로서는 인장이 측절치에서는 순측으로 압축이 나타났다. 나 부분에서 중절치와 측절치에서 압축과 인장이 거의 나타나지 않았다. 다 부분에서 중절치의 순측으로 인장이 구개측으로서는 압축이 나타났고 측절치에서는 원심 구개측으로서는 인장이 근심 순측으로서는 압축이 나타났다.

표 3-3. 5° activation시 중절치 나 부분에서 응력 분포 (X 10⁻⁴kg/mm²)

NODE	S1	S2	S3
1	-56.204	11.29	26.747
2	-45.719	0.99025	16.229
3	-59.435	0.6533	10.175
4	-52.399	9.462	12.802
5	40.733	1.3599	4.0218
6	14.721	3.136	5.6471
7	10.893	7.775	39.858
8	16.339	15.319	55.495
9	15.474	11.586	57.945
10	16.79	13.09	53.378
11	11.769	6.624	51.066
12	9.1599	-1.8248	41.432
13	1.106	8.816	34.891
14	-14.353	16.494	29.485
15	-47.378	19.548	23.713
16	-54.344	26.018	34.824

표 3-4. 5° activation시 측절치 가 부분에서 응력 분포
(X 10⁻⁴kg/mm²)

NODE	S1	S2	S3
1	63.575	66.765	171.54
2	43.706	47.813	138.89
3	23.296	30.821	90.302
4	6.6402	10.531	44.541
5	-11.716	5.82	-0.9017
6	-79.083	-18.27	17.077
7	-173.85	43.384	-39.725
8	-229.29	-41.91	-36.718
9	-238.87	48.718	-40.576
10	160.98	-18.372	15.008
11	-96.174	-13.766	-13.168
12	-44.523	-6.975	0.63706
13	-5.5362	2.6064	30.338
14	14.317	22.313	81.065
15	40.813	51.864	138.18
16	55.132	60.406	163.88

표 3-6. 5° activation시 측절치 다 부분에서 응력 분포
(X 10⁻⁴kg/mm²)

NODE	S1	S2	S3
1	-43.8	17.08	176.59
2	50.607	-32.661	159.95
3	-54.121	-21.096	161.83
4	-71.419	-19.492	77.133
5	-165.65	33.231	-14.377
6	256.4	-20.568	15.099
7	-289.53	36.537	-17.846
8	205.46	-13.398	22.166
9	-233.08	36.873	1.756
10	145.33	-1.748	22.551
11	84.531	-17.299	7.678
12	-43.096	9.657	28.405
13	51.624	-14.332	100.16
14	-44.988	15.559	142.37
15	-44.251	-9.291	159.58
16	-33.73	-7.09	162.228

표 3-5. 5° activation시 측절치 나 부분에서 응력 분포
(X 10⁻⁴kg/mm²)

NODE	S1	S2	S3
1	6.653	17.22	195.06
2	8.034	5.043	156.83
3	-10.636	1.867	117.24
4	20.016	-5.881	74.129
5	-36.144	-6.74	31.094
6	-82.277	5.248	13.486
7	142.8	-6.511	5.643
8	-171.04	3.131	11.883
9	-169.29	2.0548	6.4456
10	128.31	10.337	12.794
11	-83.005	3.389	7.557
12	42.064	-2.057	2.138
13	-12.065	-6.347	17.781
14	-13.663	7.915	73.935
15	0.378	5.595	144.33
16	-0.983	6.561	188.02

표 4-1 10° activation시 종절치 가 부분에서 응력 분포
(X 10⁻⁴kg/mm²)

NODE	S1	S2	S3
1	-71.428	-30.977	26.1
2	-50.917	25.828	-17.969
3	16.753	-6.955	-2.498
4	-0.449	5.165	14.51
5	5.763	9.532	36.858
6	13.943	16.268	65.716
7	17.782	19.625	90.783
8	23.397	23.688	100.17
9	16.045	17.646	86.919
10	12.312	13.635	63.456
11	2.748	5.2417	32.47
12	3.7321	-0.2782	4.1998
13	-27.812	11.306	-7.6338
14	61.055	-26.546	-21.247
15	77.89	-30.606	-27.951
16	-83.103	37.612	-33.748

표 4-2. 10° activation시 중절치 나 부분에서 응력 분포 (X 10⁻⁴kg/mm²)

NODE	S1	S2	S3
1	-82.527	1.815	2.866
2	69.121	-0.8191	-0.1691
3	-41.247	4.518	5.947
4	-14.596	3.919	8.046
5	0.1611	6.1668	33.934
6	8.6822	10.977	75.394
7	9.4282	9.7634	104.97
8	15.376	17.158	124.28
9	8.389	10.74	111.84
10	9.918	11.58	87.184
11	3.339	5.768	47.047
12	-3.616	5.768	17.48
13	30.822	4.9676	8.9197
14	63.428	0.4746	0.9041
15	-81.119	1.383	2.832
16	-89.188	-3.364	2.419

표 4-4. 10° activation시 측절치 가 부분에서 응력 분포 (X 10⁻⁴kg/mm²)

NODE	S1	S2	S3
1	70.516	74.13	188.5
2	48.232	52.967	152.29
3	25.171	33.69	98.234
4	6.509	10.903	47.33
5	13.972	7.511	-2.849
6	-89.936	-21.42	-20.21
7	-195.49	-49.57	-45.44
8	-257.04	-47.905	-42.165
9	-261.72	55.369	46.308
10	180.42	21.35	-17.768
11	108.44	-16.089	-15.408
12	51.309	8.574	0.072
13	-7.561	1.91	32.404
14	15.16	24.178	88.004
15	44.882	57.326	151.32
16	61.189	67.134	179.95

표 4-3 10° activation시 중절치 다 부분에서 응력 분포 (X 10⁻⁴kg/mm²)

NODE	S1	S2	S3
1	-64.125	19.496	30.96
2	-51.993	1.958	19.275
3	-67.75	1.867	12.875
4	59.805	12.104	16.068
5	-46.758	2.8325	5.9716
6	-16.575	2.513	7.114
7	11.963	-8.138	45.714
8	18.333	17.024	63.859
9	-17.398	-12.777	66.966
10	18.818	-14.53	62.005
11	-12.839	7.045	59.555
12	-9.604	1.51	48.511
13	2.442	10.698	40.669
14	-15.219	19.258	33.941
15	53.543	22.54	27.257
16	-61.892	30.074	38.873

표 4-5. 10° activation시 측절치 나 부분에서 응력 분포 (X 10⁻⁴kg/mm²)

NODE	S1	S2	S3
1	6.965	18.535	215.46
2	-9.819	4.644	172.24
3	-12.92	1.024	127.92
4	23.522	7.518	80.024
5	-42.322	-8.568	32.571
6	-94.567	-6.969	13.677
7	161.88	-8.409	5.12
8	-192.65	2.409	12.157
9	190	1.328	6.247
10	-143.89	10.66	13.395
11	-93.245	3.015	7.628
12	47.54	-3.485	1.726
13	-13.922	-7.559	19.494
14	-15.418	9.065	81.14
15	0.449	6.216	160.37
16	-1.225	7.104	208.45

표 4-6. 10 ° activation시 축절치 다 부분에서 응력 분포
(X 10⁻⁴kg/mm²)

NODE	S1	S2	S3
1	51.287	21.33	193.11
2	-58.176	-38.143	174.87
3	-61.883	-25.09	176.6
4	-80.648	-23.199	82.763
5	185.59	38.757	18.432
6	-286.17	25.167	19.023
7	-322.72	-43.035	-22.38
8	-229.31	-17.31	22.303
9	259.42	-42.791	0.183
10	161.52	3.269	23.668
11	-94.591	-20.416	7.04
12	-49.993	12.351	30.146
13	-59.819	-18.034	109.45
14	-52.381	-19.52	156.03
15	-51.806	-12.842	174.69
16	39.929	-102.21	177.62

표 5-2 15 ° activation시 중절치 나 부분에서 응력 분포
(X 10⁻⁴kg/mm²)

NODE	S1	S2	S3
1	-73.290	1.670	2.567
2	60.903	0.704	-0.112
3	35.864	3.929	5.225
4	12.263	3.336	7.299
5	0.098	5.265	31.017
6	7.675	9.614	67.877
7	8.382	8.582	93.989
8	13.635	15.302	110.840
9	7.392	9.549	99.341
10	8.646	10.211	77.027
11	2.654	5.003	41.052
12	-4.172	4.944	15.130
13	-28.681	4.295	7.905
14	-57.536	0.345	0.811
15	-72.900	1.248	2.582
16	-79.657	-2.973	1.858

표 5-1 15 ° activation시 중절치 가 부분에서 응력 분포
(X 10⁻⁴kg/mm²)

NODE	S1	S2	S3
1	-63.785	27.746	-23.248
2	-45.085	23.012	15.825
3	-14.277	5.801	-1.773
4	0.117	5.017	14.094
5	5.268	8.732	33.931
6	12.518	14.621	59.544
7	15.931	17.528	81.618
8	20.905	21.160	89.567
9	14.273	15.745	77.279
10	10.852	12.043	55.898
11	2.201	4.424	27.840
12	3.749	-0.737	2.348
13	-26.159	-10.526	7.321
14	55.519	-23.955	-19.357
15	-70.123	27.358	-25.086
16	74.489	33.617	-30.138

표 5-3. 15 ° activation시 중절치 다 부분에서 응력 분포
(X 10⁻⁴kg/mm²)

NODE	S1	S2	S3
1	-56.813	12.042	27.731
2	46.081	1.655	17.201
3	59.999	1.388	11.153
4	-52.904	10.347	13.798
5	41.078	2.089	4.812
6	-14.626	2.616	6.288
7	-10.771	-7.509	40.841
8	16.375	-15.29	56.707
9	-15.508	11.482	59.237
10	-16.787	12.972	54.658
11	11.569	-6.305	52.373
12	-8.769	1.339	42.598
13	1.758	9.533	35.913
14	-14.003	17.347	30.476
15	-47.727	20.393	24.591
16	-54.904	26.953	34.89

표 5-4 15° activation시 측설치 가 부분에서 응력 분포 (X 10⁻⁴ kg/mm²)

NODE	S1	S2	S3
1	66.175	69.544	178.68
2	45.301	49.62	144.13
3	24.044	31.872	93.238
4	6.845	10.859	45.507
5	-12.568	-6.106	-1.629
6	-83.398	19.056	17.77
7	181.91	-45.221	-41.393
8	239.1	43.586	-38.228
9	-243.18	-50.643	42.223
10	166.73	19.037	-15.648
11	98.962	14.161	13.564
12	-45.074	-7.025	0.954
13	4.998	3.187	32.485
14	15.37	23.678	85.576
15	42.951	54.39	144.88
16	57.65	63.059	171.23

표 5-6. 15° activation시 측설치 다 부분에서 응력 분포 (X 10⁻⁴ kg/mm²)

NODE	S1	S2	S3
1	-45.432	17.573	183.31
2	52.522	-33.805	166.92
3	-56.185	21.741	168.79
4	74.228	-20.095	80.431
5	172.64	34.472	-14.882
6	-267.31	-22.244	15.598
7	-301.84	37.929	-18.507
8	-214.15	-13.845	23.233
9	242.91	38.34	1.939
10	-151.35	1.749	23.597
11	-87.953	-17.968	8.101
12	44.882	10.022	29.872
13	-53.769	-14.909	104.71
14	46.797	-16.146	148.68
15	-45.97	9.505	166.61
16	34.968	7.184	169.41

표 5-5. 15° activation시 측설치 나 부분에서 응력 분포 (X 10⁻⁴ kg/mm²)

NODE	S1	S2	S3
1	6.904	17.866	202.97
2	-8.401	5.214	162.82
3	11.067	1.974	121.5
4	20.806	5.994	76.642
5	37.814	6.833	32.076
6	-86.101	-5.235	14.109
7	149.08	6.581	6.017
8	-178.11	3.419	12.438
9	175.95	2.213	6.699
10	-133	10.705	13.323
11	-85.641	3.537	7.883
12	-42.991	-2.537	2.395
13	12.39	6.469	19.529
14	-14.163	8.114	78.053
15	0.294	5.905	151.15
16	-1.005	6.828	196.18

IV. 총괄 및 고안

전치부 과개 교합을 개선시키는 술식은 교정 치료에 있어서 중요한 과정중의 하나이며 술자의 감별 진단과 치료 계획에 의해 술식이 선택된다. 어느 환자이건 고유한 상황이 존재하며 치료는 환자의 상황에 따라 변할 수 있는데 대개 다음의 세 가지 술식으로 크게 나눌수 있다. 첫째 전치부를 압하(intrusion)시키는 술식, 둘째 구치부를 정출(extrusion)시키는 술식, 셋째 전치부 압하와 구치부 정출을 병용하는 술식이 있는데 술식의 선택은 환자의 치아 및 골격 형태와 안면 성장형태, 전치와 구순의 수직적관계, 치료후 바람직한 교합 평면등에 의해 좌우될 수 있다^{3,9,10,11,20}.

전치부만의 압하는 구치부 정출을 방지하며 치료 도중 하악골이 후하방 회전하지 않도록 함으로서 전안면 고경의 증가 없이 과개 교합을 개선할 수 있다. 반면, 구치부 정출은 하악골의 후방 회전에 따른 전안면 고경의 증가를 유발하여 2급 부정 교합을 악화시킬 수 있다. 심미성 또한 과개 교합 치료에 영향을 미치는 요소로 일반적으로 입술이 휴지기 상태에서 상악 전치가 상순 아래로 2-3mm 정도 보이는 것이 정상

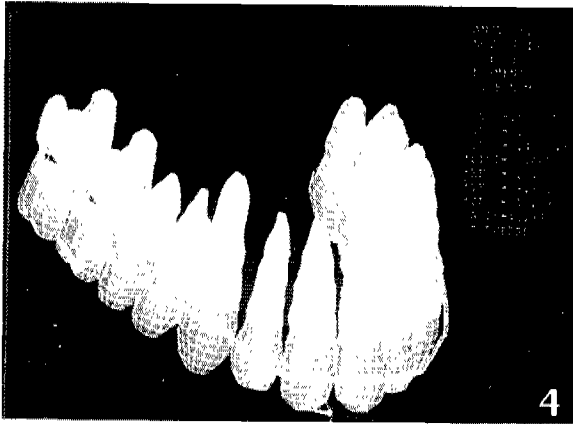


그림 4. 완성된 치아, 치근막 및 와이어 모델 40

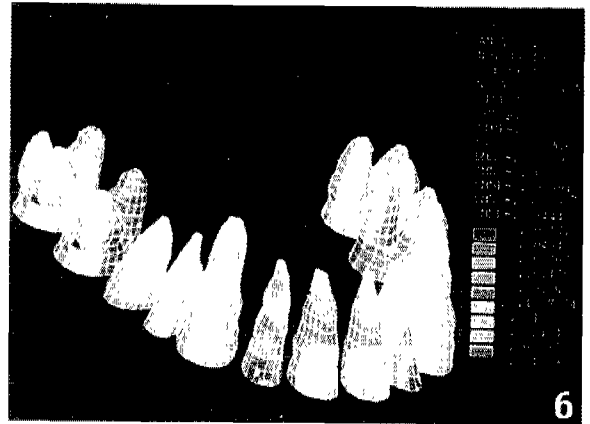


그림 6. 10° activation시 응력 분포 40



그림 5. 5° activation시 응력 분포 40



그림 7. 15° activation시 응력 분포 40

인데, 과개 교합의 대부분 증례에서 전치부 노출이 심해 상악궁에서 전치부 압하가 빈번히 요구된다.

현재 임상에서는 전치부 압하를 위한 다양한 기계적 장치들^{2,3,16)}이 고안되어 사용되고 있다. 이들 대부분은 분절 호선 장치(segmented system)로서 load/deflection rate를 낮게 유지하면서 약하고 지속적인 작용력을 발휘할 수 있게 하기 위한 지렛대의 원리(Principles of long lever arm)를 응용한 것들이다. 이들 중 Burstone C. J.^{2,3)}과 Ricketts R. M. 등이¹⁶⁾ 소개한 분절 호선 장치가 임상에서 가장 흔히 사용되고 있다. 본 연구에서 상악 4절치 압하에 사용된 Utility arch wire는 1950년대 말 Ricketts R.M.¹⁶⁾가 소개한 장치로서 전치부 압하 및 구치부의 후방 회전(tipback)에 사용되고 있는 장치이지만 Burstone C.J.^{2,3)}에 의해 소개된 Intrusion Arch에 비해서는 임상적

인 측면, 조직화학적 및 생화학적 측면, 기계공학적 측면에서 상대적으로 연구가 부족한 실정이었다.

교정력을 가했을 때 나타나는 치아의 이동 양상을 설명하기 위한 기계공학적인 연구의 대부분은 회전 중심(center of rotation)의 모형을 설정해 설명하고 있다^{2,7,10,22)}. 치아의 저항 중심(center of resistance)은 치근의 길이, 치근의 수, 그리고 치조골 높이 등에 의해 달라질 수 있으나, 일반적으로 치조골 높이가 정상인 단단치의 경우 백악-범랑 경계에서 치근단까지의 거리의 1/4-1/3 정도의 거리에 위치한다고 알려져 있다. 물체의 회전 중심 또는 무게 중심(center of gravity)이 저항 중심과 일치하면 물체는 그 지점을 중심으로 순수하게 회전한다. 단순히 치아의 치관 부위에 힘을 적용하면 힘의 작용점과 치아의 저항 중심이 일치하지 않기 때문에 치아에 모멘트가 발생하여

저항 중심에 근접된 지점에 회전 중심이 형성되어 경사 이동(tipping movement)과 치체 이동(bodily movement)이 혼합된 이동 양상을 보이게 된다. 이러한 치아의 기울어짐 없이 순수한 치체 이동을 얻기 위해서는 발생된 모멘트의 반대 방향의 모멘트를 부여함으로써 회전 중심을 저항 중심과 최대한 멀리 형성하여 줌으로서 치아의 기울어짐을 억제하여 치체 이동을 이룰 수 있게 된다^{22,24}. bracket부위에서 치아에 가한 힘과 발생된 모멘트의 비율(moment/force ratio)을 조절함에 따라 치아를 치체 이동이나 경사 이동, 혹은 이들이 복합된 형태의 치아 이동을 얻을 수 있게 된다. 이러한 사실은 치아의 수평적 이동뿐만 아니라 수직적 이동에도 적용될 수 있다.

유한요소법^{27,31,33}은 구조 해석을 위해 개발되었으며, 무한의 요소로 나누어진 물체를 물리적 혹은 편의 상으로 나누어진 요소 위에 특정 성질의 기저함수를 주어진 문제에 맞는 어떤 적분형의 원리에 사용하여 연속체 문제를 유한차원 문제로 수식화하는 근사적인 방법이다. 다른 분석법과는 달리 모델 설정이 자유롭고 복잡한 형태라도 모델화할 수 있으며 어떠한 외력도 취급할 수 있으며 원하는 의도에 따라 구속 조건, 하중 조건을 변화시킬 수 있어, 복잡한 형상을 지닌 균일하지 않은 구조물에 발생하는 응력을 분석하는 경우에 매우 유용하게 쓰이며, 전반적인 영역에 걸친 응력의 분포와 측정이 가능할 뿐 아니라 각 부분에서, 3차원의 X, Y, Z 축 중에서 어느 것에 의한 것인지를 구분할 수 있고, 변위 전후의 상태를 동시에 비교하여 볼 수 있다는 장점이 있다. 본 연구는 상악 진치 압하시 압하 및 회전 양상에 영향을 줄 것으로 예상되는 Utility arch wire의 전치부 와이어의 crown lingual torque를 변화시키기에 적절한 유한요소법을 선택하였다.

이 연구에서 사용된 치아 모델은 실제 환자의 컴퓨터 단층 사진을 사용하여 치아와 치근막을 모델링한 것이었다. 치근막은 실제적으로 컴퓨터 단층 사진에서 구분 가능한 구조물이 아니므로, 선학들의 연구를 바탕으로 0.25mm로 균일화하여 모델링하였으며, 치근막은 약한 교정력에 대하여 구성물질이 직선적인 변화를 하는 탄성체의 범주에 들기 때문에 등방, 등질의 탄성체로 가정하였다. 치조골은 모델링하지 않았는데, 그것은 가해진 힘에 의해 치아의 초기 이동과 응력은 치근막의 viscoelastic 성질내에서 작용하고 또, 치근막과 골조직의 stiffness의 차이가 크기 때문에, 가해진 응력에 대한 변화량이 치근막에 비해서 골에

서는 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 균일하지 않고 이방성의 탄성체이므로 각 부위마다 물질의 특성이 다르다. Utility arch wire는 단면이 0.016×0.022 인치 (0.406×0.558 mm)인 Stainless Steel Wire를 bending 후 모델링하였다. 임상에서는 Utility arch wire의 구치부에 증례에 따라 45° 정도의 tipback, 30° 정도의 distal rotation을 부여하지만 Utility arch wire의 activation 후 제 1대구치의 Buccal Tube로 재위치 시키는 문제와 임상에서는 대개 Transe palatal arch 또는 제 1대구치와 제 2소구치 또는 제 1 소구치를 포함하는 Buccal Segment에 의해 Anchor 보강을 함으로써 제 1대구치의 이동을 최소화하는 것을 고려하여 제 1대구치에서 응력 분포는 고찰하지 않았다.

5° activation시 중절치가 부분의 순측에서 인장이 다 부분의 순측에서 압축이 나타났으며 측절치가 부분의 순측에서 강한 압축이 다 부분의 순측에서 약한 인장이 나타난 것으로 분석됐다(표 3-1, 3-2, 3-3, 3-4, 3-5, 3-6). 이는 중절치에서는 약간의 구개측 회전 양상과 측절치에서는 순측 회전이 일어나는 것을 의미한다.

10° activation시 중절치가 부분의 순측, 협측, 원심, 근심에서 응력이 작게 나타났으며, 나와 다 부분에서는 더 작게 나타났다. 측절치가 부분의 순측에서 압축이 나 부분에서는 적은 응력이 다 부분의 순측에서는 인장이 구개측에서는 약간의 압축이 나타났다(표 4-1, 4-2, 4-3, 4-4, 4-5, 4-6). 이는 중절치에서는 회전 양상이 거의 없고 측절치에서는 순측 회전 양상이 5° activation때 보다 약간 더 강하게 생긴다는 것을 의미한다.

15° activation시 중절치가 부분의 순측에서 인장이 구개측에서 압축이 나 부분에서는 응력이 거의 나타나지 않았으며 다 부분의 순측에서 압축이 구개측에서 인장이 나타났다. 측절치가 부분의 순측에서 압축이 구개측에서 인장이 나 부분에서는 응력이 거의 나타나지 않았으며 다 부분의 순측에서는 인장이 구개측에서는 압축이 나타났다(표 5-1, 5-2, 5-3, 5-4, 5-5, 5-6). 이는 중절치에서는 구개측 회전 양상이 측절치에서는 순측 회전 양상이 나타났다는 것을 의미한다.

중절치는 5°, 10°, 15° activation 했을 때 거의 비슷

한 양상의 응력 분포를 나타내었으며, 주응력의 크기 또한 거의 비슷하였다. 그러나 10° activation 했을 때 치경부 쪽의 원심 구개측과 치근침 쪽의 근심 순측에서는 압축이 치경부 쪽의 근심 순측과 치근침 쪽의 원심 구개측에서 약한 인장이 나타나는 양상이 가장 강하였다.

또한 축절치는 5°, 10°, 15° activation 했을 때 거의 비슷한 양상의 응력 분포를 나타냈지만 10° activation 했을 때 치경부의 순측과 치근침부의 구개측에서 압축이 치경부의 구개측과 치근침부의 순측에서 인장이 나타나는 양상이 가장 강하였다.

상악 중절치와 축절치가 같은 회전 양상을 나타낼 것이라고 예상했었지만 해석의 결과는 그것과 전직으로 일치 하지 않았다. 이것은 생체에 비해 아주 단순하고 이론적인 유한요소 모델과 탄성 계수와 Poisson's ratio만으로 치아와 치근막 치근박과 치조골등의 생리학적 현상을 유한요소법에 의한 기계적인 해석을 하는데는 비약이 있기 때문이다. 유한요소 모델의 제작뿐만 아니라 치아, 법랑질, 상아질, 백악질, 치주인대, 치조골등의 물리적 상수에 대해 좀 더 많은 연구가 있어야 한다고 생각한다. 치아 모델의 구속 조건을 다양하게 지정하고 초기 응력뿐만 아니라 시간에 따른 응력의 변화등 조건이 유한요소법에 포함된 다면 생체에서의 생리적인 현상을 컴퓨터 상에서 어느 정도 모의(simulation)할 수 있으리라 사료된다.

V. 결 론

Utility arch wire를 이용한 상악 4절치 압하시 상악 중절치와 축절치의 초기 응력 분포를 알아보기 위하여 컴퓨터 단층 촬영된 정상 교합자의 치아 사진으로부터 3차원 유한 요소를 만든 후 beam요소로 만든 Utility arch wire의 구치부에 45° tipback을 부여하고 전치부에는 5°, 10°, 15° crown lingual torque를 부여하여 activation한 후 치아와 치근막 유한요소 모델에 적용하여 해를 구한 다음 상악 중절치와 축절치의 치경부, 치근 중간부, 치근침부의 세 부분에서 초기 응력분포를 조사하여 다음과 같은 결론을 얻었다.;

1. 중절치는 5°, 10°, 15° activation 했을 때 치경부 쪽의 원심 구개 측과 치근침 쪽의 근심 순측에서는 압축이 치경부 쪽의 근심 순측과 치근침 쪽의 원심 구개측에서 약한 인장이 나타나는 양상이 거의 비슷하게 나타났다. 주응력의 크기 또한 거의 비슷하

었다. 그러나 10° activation 했을 때 그 양상이 가장 강하였다.

2. 축절치는 5°, 10°, 15° activation 했을 때 치경부의 순측과 치근 침부의 구개측에서 압축이 치경부의 구개측과 치근침부의 순측에서 인장이 나타나는 양상 거의 비슷하게 나타났다. 그러나 10° activation 했을 때 이 양상이 가장 강하였다.

이상과 같이 상악 중절치는 순측 회전 양상을 상악 축절치는 구개측 회전 양상을 보였다.

참 고 문 헌

1. Andersen, KL, Pedersen, E.J. and Melsen.B. : Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 99:427-40, 1991.
2. Burstone, CJ. : The mechanics of segmented arch techniques, Angle Orthod., 36:99-120, 1966.
3. Burstone, CJ. : Deep over bite correction by intrusion. Am. J. Orthod., 72:1-22, 1977.
4. Burstone, CJ., Pryputnicwicz RJ. : Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces, Am. J. Orthod., 77:396-409, 1980.
5. Coolidge ED. : The thickness of the human periodontal membrane, J. Am. Dent. Assoc. 24:1260-70, 1937.
6. Davidson EJ. ; Use of a computer model to study the force distribution on the root of the maxillary central incisor, Am. J. Orthod., 59:581-8, 1971.
7. Hoeve AT., Mulie RM. and Brandt S. : Technique modifications to achieve intrusion of the maxillary anterior segment. Am. J. Orthod., 72:174-198, 1977.
8. Kvam, E. : Organic tissue characteristics on the pressure side of human premolars following tooth movement. Angle Orthod., 43:18-23, 1973.
9. McDowell, C.S. : The hidden force. Angle Orthod., 37:109-131, 1967.
10. Melsen, B. : Tissue reaction following application of extrusive and intrusive forces to teeth in adult monkeys, Am. J. Orthod., 89:468-477, 1986.
11. Melsen, B. and Eriksen, J. : New attachment through periodontal treatment and orthodontic intrusion, Am. J. Orthod., 94:104-116, 1988.
12. Proffit, W.R. . Contemporary Orthodontics, 1st ed. St. Louis, The C.V. Mosby Co., 1986.
13. Reitan, K. and Kvam, E. : Comparative behavior of human and animal tissue during experimental tooth

- movement. Angle Orthod., 41:1-14, 1971.
14. Reitan K. : Tissue behavior during orthodontic tooth movement. Am. J. Orthod., 46:881-900, 1960.
 15. Reitan K. : Some factors determining the evaluation of force in orthodontics, Am. J. Orthod., 43:32-45, 1957.
 16. Ricketts RM, Bench RW, Gigiuo CF, Hilgers JJ, Schulof RJ. : Bioprogressive therapy, Rocky Mountain Orthodontics, 1979.
 17. Shroff B., Sc MD. and Kindauer SJ. : Segmented approach to simultaneous intrusion and space closure : Biomechanics of the three piece base arch appliance, Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 107:136-43, 1995.
 18. Stutevil. O.H.: A summary review of tissue changes incident to tooth movement, Angle Orthod. 8:1-20, 1937.
 19. Taune, K., Koenig, HA. and Burstone, C.J. : Three dimensional analysis finite element for stress in the periodontal analysis finite element method, Am. J. Orthod., 95:200-207, 1989.
 20. Woods MG. : The mechanics of lower incisor intrusion.: Experiments in nongrowing baboons Am. J. Orthod., 93: 1986 1995, 1988.
 21. 구분환, 손병화: 구치 편측확장을 위한 Precision Lingual Arch 적용시 응력 분포에 관한 유한요소법적 연구, 대한치과교정학회지, 24: 721 33, 1994
 22. 김영원, 손병화: 전치의 원심이동시의 초기변화에 관한 유한요소법적 연구, 대한치과교정학회지, 18:25 52, 1988.
 23. 김현순, 남동석: 경부고정 headgear 사용시 안면 두개골의 변위에 관한 장력계측법 및 유한요소법적 연구, 대한치과교정학회지, 17:185 198, 1987.
 24. 박기호, 손병화: Laser 반사측정법을 이용한 상악 지치부 합입시 지향중심의 수평적 위치에 관한 연구, 대한치과교정학회지, 23:619 31, 1993.
 25. 박춘근, 양원식: 상악 전치 intrusion시 지향중심의 위치에 관한 3차원 유한요소법적 연구, 대한치과교정학회지, 27:259-272, 1997.
 26. 우재영, 박영철: Laser 반사측정법을 이용한 상악 전치부의 후방 견인시 지향중심의 수직적 위치에 관한 실험적 연구, 대한치과교정학회지, 23:375 89, 1993.
 27. 인상선, 광병만, 이주성: 유한요소법입문, 동명사, 1990.
 28. 장재완, 손병화. 상악 중절치 후방 이동시 이동 양상에 관한 유한요소법적 연구, 대한치과교정학회지, 21:617 33, 1991.
 29. 장지철, 박영철: 상견의 전치부 intrusion시 간헐적 교정력과 지속적 교정력의 적용에 따른 치근 흡수에 관한 실험적 연구, 대한치과교정학회지, 22:241 248, 1992.
 30. 전윤식: 3종류의 구치부 Uprighting Spring의 초기 응력 분포에 관한 광탄성학적 연구, 대한치과교정학회지, 24: 709-19, 1994
 31. 정상권: 유한요소법, 민음사, 1994.
 32. 천옥진, 김태우, 서정훈: 상악 4절치의 후방견인시 나타나는 현상에 관한 유한요소법적 분석, 대한치과교정학회지, 25: 525 41, 1994.
 33. 최양근: 유한요소 해석, 집문당, 1992.
 34. 최유경, 김태우, 서정훈: 대구치 지립 스프링 적용시 반작용에 관한 삼차원 유한요소법적 연구, 대한치과교정학회지, 28:61 74, 1998
 35. 황치일, 서정훈: 상악호선에 torque 부여시 나타나는 상반작용에 관한 유한요소법적 연구, 대한치과교정학회지, 25: 479 508, 1994

ABSTRACT -

A three-dimensional Finite element analysis for initial stress of maxillary incisors during activation of upper utility arch wire

Jong-hyun Lee, 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 of initial compressive and tensile stress when anterior section of upper utility arch was activated crown lingual torque of 5°, 10°, 15° through three dimensional finite element analysis. For this study, the finite element model of upper central and lateral

incisors, 1st. and 2nd. premolars and 1st. molars and each periodontal membrane and upper utility arch were made. From the solutions of ANSYS the followings were obtained.

1. 5°, 10°, 15° crown lingual torque produce the almost similar distribution and measurement of initial compressive and tensile stress.
2. Activated upper utility arch torqued central incisors lingually and lateral incisors labially.

KOREA. J. ORTHOD. 1999 ; 29 : 411-424

※ **Key words** : Finite Element Method, Utility Arch Wire