

Intrusion arch wire activation시 상악 견치에 가해진 초기응력의 유한요소법을 통한 고찰

강 정 원¹⁾ · 차 경 석²⁾ · 이 진 우³⁾

본 연구는 유한요소법을 사용하여 상악견치에 intrusion arch wire를 강제로 engage시켰을 때 상악 견치와 치근막에서 발생하는 압축력과 인장력의 분포의 양을 알아보고 어느 부분에 집중되는가를 분석하였다. 또한 각 부분에서의 압축력과 인장력의 비율을 비교하기 위해서 시행하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 상악 견치의 FA point와 백악법랑경계부분에서는 압축력과 인장력의 비율이 거의 비슷하게 나타났다.
2. 치근점 부분에서는 압축력이 인장력의 거의 4배정도 크게 나타났다. Intrusion force적용시 치근흡수 정도가 치근침에서 발생하는 것을 정량화시켜서 보여준 결과이다.
3. 백악법랑경계부분은 즉 FA point를 제외하고는 압축력과 인장력이 가장 큰 값을 보이고 있다. 즉 치아에 교정력이 직접 적용된 부분을 제외하고는 치아와 치주인대가 처음 접촉되는 백악법랑경계부에서 응력이 집중되는 것을 유추할 수 있다.

(주요단어 : 유한요소법, intrusion arch wire, 압축력, 인장력)

I. 서 론

부정교합은 치아, 골격, 근육, 근신경계의 부조화 때문에 발생하는 복합적현상이다. 이들 부정교합을 치료하기 위해서는 심미, 기능, 안정성 등을 고려해야 하며 3가지중 어느 것을 보다 중요시 하는가에 따라 치료목표가 변화될 수도 있다.

교정력이 치아에 가해질 때 치주인대, 치조골등 치아주위의 조직뿐만 아니라 치아자체 즉 치근부위의 백악질과 상아질, 치수등도 영향을 받게 된다.

현재 사용하고 있는 교정력을 적용하는 술식들은 과학적인 자료에 기본을 두고 치료술식을 행하고 있는 부분도 있지만 정확한 응력 분포나 조직반응을 고려하지 못하고 임상적 경험에 바탕을 두고 치료술식을

행하는 부분도 없지 않다. 또한 교정력을 가했을 때 환자 개개인의 생체반응의 변이가 매우 크게 나타난다. 즉 치아의 크기, 환자의 연령, 치근의 형태, 환자의 적응능력 등에 따라 반응도 다양한 양상을 보이며 또한 가해진 힘의 크기나 연속성, 기간, 작용점, 방향등도 생체반응에 직접적 영향을 준다.

치아에 가해진 교정력의 크기와 적용시간에 선학들의 많은 연구가 있었다. Dellinger³⁾, Reitan²⁰⁾, Harry와 Sim's⁵⁾, 구등²⁷⁾은 각기 원숭이, 사람의 소구치에 여러 가지 크기의 intrusive force를 지속적으로 적용시킨후 치근표면에 나타나는 흡수형태를 관찰하였으며, 적용된 힘이 약할수록 치근 흡수가 적다고 하였다.

Dellinger²¹⁾는 원숭이의 소구치를 사용하여 500 gm의 힘으로 2.9mm의 intrusion을 시행한 것을 조직학적으로 또한 방사선학적으로 최초로 증명하였으며 Stenvik과 Mj ϕ r²³⁾은 인간의 소구치의 치수와 상아질

1) 단국대학교 치과대학 교정학교실

2) 단국대학교 치과대학 교정학교실, 부교수

3) 단국대학교 치과대학 교정학교실, 조교수

에 150-200gm의 intrusive force를 가했을 때 나타나는 효과를 조사한 결과 조상아세포층에서 공포화 현상을 발견하였는데 이런 현상은 가역적이라고 하였다.

반면 Reitan¹⁹⁾은 사람의 소구치의 intrusion에 대해 연구하였는데 그는 80-90gm의 약한 힘도 약간의 치근단 흡수를 발생시킨다고 하였다. 그러나 30gm을 넘지 않는 약한 힘에서는 어떤 손상도 야기하지 않는다고 하였다.

Oppenheim¹³⁾, Schwarz²¹⁾는 가장 적절한 교정력의 크기는 모세혈관압에 해당될 정도의 힘(20-26gm/cm²)이며, 그 이상의 힘을 가했을 경우, 치근 흡수가 야기될 수 있다고 하였다. Mc Donald¹⁰⁾는 치주인대내의 섬유배열을 분석한 후 치아의 장축방향으로 intrusion시키는 것은 불가능하다고 하였다. 즉 한 치아를 intrusion하기 위해서는 측방력이 필요하다고 주장했다.

한편 저항 중심에 대하여 intrusive force의 적용점을 선택하는 것이 앞으로 발생할 치아의 움직임에 예상하는데 도움이 된다. 치축 변화없는 진정한 intrusion은 intrusive force가 저항중심을 지날 때 발생된다. 저항중심으로부터 멀리 떨어질 때 intrusive force에 의한 치아변위는 치아의 tipping을 발생시키기 때문에 intrusion시 정확한 치축을 파악하는 것이 중요하다.

과거 교정력이 생체에 미치는 효과를 규명하기 위하여 조직학적 연구가 많이 행해졌으나 이 방법은 직접 육안으로 조직반응을 확인할수 있는 장점은 있으나 힘이 전달되는 과정이나 그 힘에 의한 응력분포양상을 정량화 할 수 없었다.

반면 유한요소법은 분석하고자 하는 물리적 모형을 유한개의 요소로 분할한 후 각 요소에서의 현상은 절점을 통해서 전달된다고 가정하고 개개 요소에서의 현상을 계측하여 이것을 연속시켜서 전체의 현상을 파악하는 것으로 다른 응력분포방법과는 달리 복잡한 형태의 경계에도 적용되며, 각 부분에서의 3차원 X,Y,Z의 변위를 분석할 수 있는 장점이 있다. 그리고 각각의 절점에서의 응력분포를 정량적으로 분석할 수도 있다.

본 연구는 유한요소법을 사용하여 상악 견치에 intrusion arch wire를 강제로 engage시켰을 때 상악 견치와 치근막에서 발생하는 압축력과 인장력의 분포 및 양을 알아보고 어느 부분에서 응력이 집중되는가를 분석하며 또한 각 부분에서의 압축력과 인장력 비율을 비교하기 위해서 시행하였다.

Table 1. Mechanical properties for the tooth and periodontal ligament

Material	Young's module (kg/mm ²)	Poisson's ratio
Tooth	2.0 x 10 ³	0.3
Periodontal ligament	7.14 x 10 ⁻²	0.49

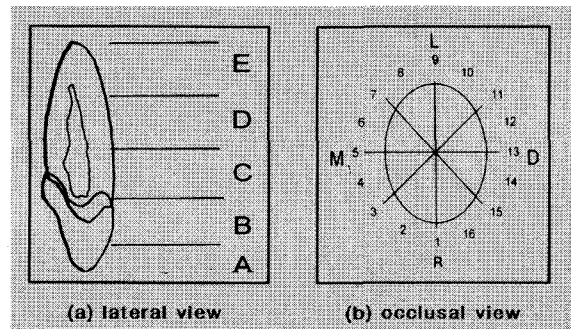


Figure 1. The configuration of upper canine

II. 연구재료 및 연구방법

1. 연구 재료

(1) 유한요소 모형의 제작

Wheeler의 평균치를 참조하여 상악 견치를 자가중합수지에 매몰한 후 치아를 370 rpm의 microtome을 이용하여 매몰된 치아를 1 mm간격으로 slice cut하여 540 micrometer두께의 시편을 얻었다.

단면의 오차를 줄이기 위해서 digital camera로 촬영한 후 digitizer로 그 좌표값을 읽었다. 치근막의 두께는 Coolidge의 연구를 참조하여 평균 0.25 mm로 설정하였다.

요소형태는 육면체 solid element로 분할하였고 완성된 전체모형의 총요소수는 1398개(solid 모형; 1357개, beam모형; 41개)이고 총절점수는 1548개이다. 치아 및 치근막은 등방형의 선형 탄성체로 가정하였다. 이것의 물리적 성질은 표 1에 나와 있으며 그림 1에 보여진다.

또한 치아의 치관에서부터 치근침을 향하여 Andrew의 정의에 의한 FA point를 A, CEJ부분을 B,그의

의 치근부분을 3등분하여 C,D,E로 분할하였다. 상악 견치를 교합면에서 보았을 때 협측 정중앙을 1로 한 후 시계방향으로 16등분을 시행하였다.

(2) Wire의 모델제작

RMO사의 0.016 x 0.022 inch blue elgiloy를 사용하였다. Young's module은 21400 kg/mm²이었고 유한요소법의 beam요소를 분할하였으며 그림 3과 같은 형태의 intrusion loop를 사용하였다. Intrusion arch를 수직적으로 1.0 mm로 강제 변위시킨 다음 수평면과 치아작용점에서 수직력을 유한요소법의 beam요소로 분석하였고 응력분포를 산출하여 도표로 작성하였다(table 2). Intrusion arch를 강제 변위시킨 후 변형된 arch wire에서의 힘을 계산하고 그 힘을 다시 wire에 작용시켜서, 2개의 작용점에서 수직방향의 변위가 일어나지 않도록 하면 wire에 반력이 생기고 원래 상태로 복원되려는 힘과 치근막에 가해지는 힘이 생긴다. 그 힘을 계산하여 견치의 Andrew의 정의에 의한 FA point에 작용시켰다.

2. 연구 방법

- 가. 우선 wire를 강제 변위 시키고 발생하는 force를 각각 구하였다.
- 나. Wire에 발생하는 force를 치아의 FA point에 해당되는 node에 적용시켰다.
- 다. 유한요소분석을 위한 컴퓨터 프로그램으로는 pre-processing, postprocessing과 solution은 ANSYS version 5.2을 사용하였다. 본 실험은 pentium 75(64 Mbyte)기종의 personal computer를 사용하였다.

III. 연구성적

치아를 5등분하여서 치관부분에서부터 치근방향으로 등간격으로 각각 A,B,C,D,E라고 정의한 후, intrusive arch wire를 강제로 engage한 후 발생하는 힘을 유한요소모델상에서 계산한후 그 힘을 상악 견치의 FA point에 적용시킨후 각 부분에서의 stress분포를 구하였다. 그 값에서 압축력은 (-)값으로 표시되며 인장력은 (+)값으로 표시된다.

Table 2를 관찰하면 A point의 FA에서 maximum principle stress는 25.248 kgf/cm²으로 가장 큰 값을 보였으며 점차로 그 값이 감소하다가 치아의 무게중

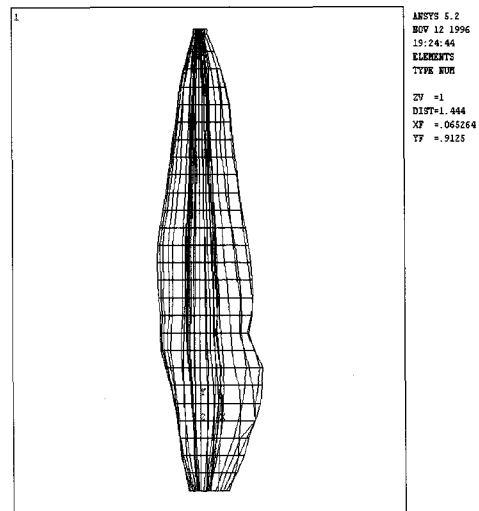


Figure 2. Three dimensional model for upper canine

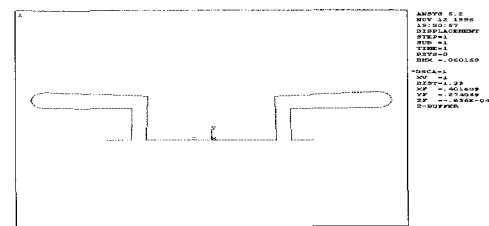


Figure 3. The original configuration of intrusive wire

심을 지난후 다시 증가하는 양상을 보이고 있다. 이것은 stress의 값이 무게중심의 상방부분의 순측면에서는 intrusive force를 적용시킨 경우 (-)값을 갖는 compressive stress를 받고 반대로 설측면에서는 (+)값을 갖는 tensile stress를 받게 된다는 것을 의미한다.

임상적 경험에 의하면 intrusive force를 받는 부위에서는 대부분 압축력이 적용되고 extrusive force가 적용되는 부위에서는 대개 인장력이 표현되리라고 예측할수 있으나 실험의 결과는 우리의 예측과 전적으로 일치하지는 않는다.

왜냐하면, 우리가 제작한 단순하고 이론적인 FEM model은 치아의 순측에서 힘을 적용시킬 경우 그 힘의 대부분이 힘의 적용점부분에 집중되기 때문에 힘의 적용점에서 가까운 부분의 치주인대에서는 높은 값의 stress를 가지게 된다. 반면에 힘의 적용점의 반대부분 즉 설측부분에서는 stress가 매우 낮은 수준

Table 2. Stress measurement in tooth due to intrusive force(kgf/cm²)

2-1. Stress measurement at A point				2-2. Stress measurement at B point		
NODE	MAXIMUM	INTERMEDIATE	MINIMUM	MAXIMUM	INTERMEDIATE	MINIMUM
1	25.248	7.776	-2.110	-0.286	-0.357	-0.435
2	8.882	-6.300	-30.700	-0.285	-0.354	-0.436
3	8.522	1.046	-10.764	-0.275	-0.336	-0.414
4	0.303	-0.242	-3.006	-0.214	-0.264	-0.331
5	1.130	-0.031	-1.512	-0.075	-0.104	-0.151
6	2.328	0.020	-0.735	0.129	0.091	0.070
7	3.547	0.127	-0.333	0.306	0.252	0.218
8	4.271	0.162	-0.266	0.407	0.337	0.289
8	4.550	0.159	-0.238	0.452	0.381	0.322
10	4.642	0.180	0.158	0.426	0.352	0.298
11	4.561	0.263	-0.028	0.361	0.306	0.263
12	3.513	0.138	-0.034	0.293	0.244	0.226
13	1.675	-0.062	-0.326	0.160	0.125	0.102
14	0.808	-0.091	-1.518	0.026	-6.1163E	-0.029
15	6.021	0.737	-6.977	-0.088	-0.143	-0.197
16	2.475	-8.328	-32.466	-0.216	-0.285	-0.359

2-3. Stress measurement at C point				2-4. Stress measurement at D point		
NODE	MAXIMUM	INTERMEDIATE	MINIMUM	MAXIMUM	INTERMEDIATE	MINIMUM
1	-0.262	-0.268	-0.288	0.151	0.138	0.131
2	-0.215	-0.222	-0.235	0.178	0.164	0.159
3	-0.197	-0.201	-0.211	0.169	0.157	0.152
4	-0.167	-0.173	-0.183	0.138	0.126	0.120
5	-0.079	-0.090	-0.101	0.075	0.060	0.048
6	0.036	0.023	0.013	-0.040	-0.052	-0.067
7	0.126	0.114	0.106	-0.152	-0.160	-0.176
8	0.170	0.157	0.153	-0.216	-0.220	-0.236
8	0.178	0.167	0.164	-0.243	-0.245	-0.260
10	0.152	0.140	0.136	-0.235	-0.238	-0.252
11	0.098	0.088	0.080	-0.196	-0.201	-0.218
12	0.022	0.011	0.001	-0.139	-0.147	-0.161
13	-0.042	-0.052	-0.061	-0.115	-0.118	-0.129
14	-0.135	-0.146	-0.163	-0.112	-0.115	-0.128
15	-0.244	-0.252	-0.271	-0.052	-0.062	-0.077
16	-0.299	-0.304	-0.322	-0.056	0.044	0.033

으로 감소된다.

또한 intrusive force를 적용시킬 경우 치아에서도 어느 정도 그 힘을 받지만 치근막에서도 많은 부분의

stress를 흡수하는데 단순히 탄성계수와 poisson's ratio만으로 치근막의 복잡한 생리적 현상을 구조적인 수학적인 FEM을 통해서 기계적인 해석을 하는

2-5. Stress measurement at E point

NODE	MAXIMUM	INTERMEDIATE	MINIMUM
1	0.062	0.052	0.046
2	0.060	0.049	0.044
3	0.033	0.023	0.016
4	-0.001	-0.012	-0.023
5	-0.040	-0.052	-0.065
6	-0.108	-0.118	-0.133
7	-0.171	-0.178	-0.192
8	-0.198	-0.200	-0.214
8	-0.220	-0.222	-0.235
10	-0.230	-0.231	-0.246
11	-0.231	-0.233	-0.246
12	-0.201	-0.204	-0.219
13	-0.148	-0.155	-0.169
14	-0.074	-0.084	-0.098
15	-0.009	-0.021	-0.033
16	0.039	0.027	0.019

Table 3. Compressive / tensile ratio at each point

section level	ratio
A	1.285
B	0.962
C	1.813
D	1.454
E	3.914

것에 대한 생체적 mechanism 에 있어서 여러 가지 변수가 존재하리라고 사료된다.

그리고 Table 3과 Figure 4를 살펴보면 FA부분(A portion)과 CEJ부분(B portion)에서는 압축력과 인장력이 비슷한 값을 갖게 된다. 치근첨부분(E portion)에서는 압축력과 인장력이 거의 4배에 가깝게 나타났다. 이것은 intrusive force를 적용시 압축력이 치근첨 부분에서 집중되어서 치근의 흡수를 유발한다는 것을 유추할수 있다.

CEJ부분(B portion)에서는 FA부분을 제외하고는 압축력과 인장력이 가장 큰 값을 보였다. 이런 결과는 치관과 치주인대가 접촉되는 부분에서는 큰 값의 응력분포를 보이고 있는 것을 보여준다.

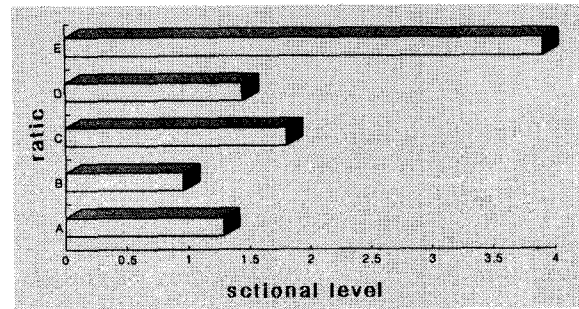


Figure 4. Compressive / tensile ratio graph at each point

IV. 총괄 및 고안

교정력이 치아에 가해질 때 치주인대, 치조골 등의 치아주위 조직 뿐만아니라 치아자체 즉 치근부위의 백악질과 상아질, 치수등도 영향을 받게 된다. 교정력에 의해 영향을 받는 조직을 과학적으로 분석하고 체계적으로 그 현상을 이해하기 위해 여러 가지 방법이 사용되고 있다.

다양한 힘을 적용시켰을 때 발생하는 조직변화에 대한 명확한 결론에 도달하기는 불가능하며 또한 변화가 일어난 부분에서 조직의 화학적 성분을 연구하는 것 또한 불가능하다. 그러므로 우리는 각 단계에서의 관찰을 연관지어서 조직변화에 관한 결론에 도달해야 한다. 즉 충분한 자료를 가지고 있어야만 교정력을 가했을 때 나타나는 조직변화를 예측할 수 있는 것이다.

유한요소법은 어떤 물체를 유한개의 요소로 분할한 후 각 요소에서의 현상은 절점을 통하여 전달된다고 가정하고 개개 요소의 현상을 계측하여 이것을 연속시켜서 전체의 현상을 파악하는 것으로 절점의 변위를 통해 물체의 변위를 알수 있고 요소의 응력, 변형도를 관찰함으로써 물체의 외부뿐만 아니라 내부에서의 상태를 파악할 수 있어 근자에 와서는 교정학에서도 이를 이용해 성장연구와 치아이동 및 골에 대한 연구등 많은 학자들에 의해 시도되고 있다.

치아에 교정력을 적용시 그 힘의 대부분은 치주인대를 통하여 치조골로 전달된다. 치아주위의 경조직과 연조직에 대한 위해작용없이 치아를 이동시키는데 사용되는 힘의 크기에는 주장하는 학자마다 다양하다. Schwarz²¹⁾는 적절한 교정력의 크기는 모세혈관압 즉 20-26gm/cm²라고 주장했으며 Reitan¹⁹⁾은 한 개 치아를 intrusion할 때 25gm/cm²의 힘을 주장했다.

1911년 Oppenheim¹²⁾이 원숭이 유치연구를 통해서 다양한 치아이동시 여러 가지 현상을 발견했다. Pressure side에서는 골 흡수가 발생되며 tensile side에서는 골이 생성된다. 각 section에서 압박측 반대쪽의 치조골에서는 적용되는 힘과 평행하게 bone spicule 이 형성되면서 신생골이 나타나기 시작한다. 그리고 압박측의 bone spicule은 또한 적용되는 힘과 평행하게 배열되며 과도한 교정력을 가했을 때 압박측의 치주인대는 necrotic area가 발생된다. 이런 연구는 수년간 교정치료에 대한 지침으로 받아들여지고 있다.

Dellinger³⁾는 최초로 intrusion을 조직학적/방사선학적으로 증명하는 바이다. 그는 원숭이의 소구치에 50 gm의 힘을 적용시켜서 2.9mm의 intrusion을 시행하였는데 거의 치근흡수가 발생되지 않았으며 치근침 부분에서 어느 정도 압축력이 발생되었다. 치근면을 따라서 치주인대는 인장력을 받고 두꺼워지며 새로운 골소주가 형성되는 양상을 보고하였다.

Stenvik과 Mjølør²¹⁾는 인간의 소구치의 치수와 상아질에서 intrusion에 대한 효과를 조사하여 조상아세포층의 공포화 현상과 전상아질층의 폭경감소를 관찰했다. 150-200 gm의 힘이 치수혈관의 정체를 유발하였으며 오랜기간 관찰을 통하여 공포화현상은 가역적이라고 하였다. Reitan¹⁸⁾ 또한 인간 소구치의 intrusion을 조사하여 80-90gm의 힘은 어느정도 치근흡수를 유발하지만 30gm을 넘지 않는 힘은 치근손상을 유발하지 않는다고 하였다.

치아는 악골에서 치주인대와 치조골에 의해서 지지된다. 치주인대의 한쪽 끝은 백악질에 부착되고 반대쪽 끝은 치조골에 부착된 결합조직의 white fiber로 구성되어 있다.

치주인대 간극은 유리시계모양이다. 즉 치조정에서 가장 넓고 중간 부분에서 가장 좁으며 치근단 부분에서 다시 넓어지는 양상으로 평균두께는 0.23-0.25mm이다. 또한 기능을 하지 않는 치아보다 기능을 하는 치아에서 보다 넓게 나타난다. 섬유속은 최소한의 섬유로 치아를 가장 잘 지지할 수 있도록 특징적 배열을 하고 있다. 치주인대는 3가지 혈관에서 혈액공급을 받고 있다. 즉 근단혈관, 치조골 벽을 통한 혈관, 치조돌기를 지나는 혈관으로부터 혈액공급을 받고 있다. 치주인대는 혈액이 충분히 공급될 때 조직손상 후 치유가 잘되는 점을 볼 때 결합조직반응을 보여준다고 할 수 있다.

Oppenheim¹²⁾은 간헐적이며 크지 않는 교정력에 의해 이동시 치주인대의 압박측에는 vacuole space를

보인다고 했다. 그는 이런 부분을 혈관이 압력을 극복하기 위하여 확장되는 혈관반응으로 해석했다.

Intrusion은 치아를 치조골로 retrusion시킴으로서 치아와 주위골 사이의 관계를 변화시키는 과정으로 정의할 수 있다. Intrusion동안 치근흡수를 최소화하며 부작용을 감소시킬수 있는 약한 힘을 사용해야 한다. 보다 강한 힘을 사용하여도 intrusion 비율이 증가되지는 않는다. 적용되는 교정력이 치아의 저항중심을 지나는 것이 진정한 intrusion을 획득하는데 필수적이다. Intrusion force가 치아의 저항중심으로부터 떨어져서 적용되면 flaring이나 uprighting이 발생된다.

치아 이동시에는 치주인대가 늘어나거나 압축되고 초자양 변성이 일어나며 치조골,백악질,인접한 상아질등 경조직의 흡수와 remodeling 등의 뚜렷한 변화가 발생된다^{6,9,16,17)}.

치근막에 전달된 교정력은 힘의 크기,적용된 방향, 적용시간²³⁾에 따라 치주인대,치조골 등의 주위 치주조직 뿐만아니라 치근의 백악질과 상아질에도 영향을 미쳐 치근흡수가 야기될 수 있다²⁷⁾. Intrusion은 적용된 힘의 방향이 치아장축으로 전달되므로 치근단 부위에서는 단위 면적당 받는 힘의 크기가 증가 될 수 있고¹⁵⁾ 다른 부위에 비해 골조직의 밀도⁴¹¹⁾가 단단하므로 치근단 부위의 혈액량 감소,초자질화대의 출현, 치근단 흡수 현상등이 비교적 쉽게 나타난다²⁾.

유한요소법을 사용하여 상악 견치 intrusion시 발생하는 압축력과 인장력을 각 section당 비교하여 치근침부분에서 압축력이 집중되어서 치근흡수가 발생된다고 생각한다. 그리고 치관부분에서의 응력분포양상을 살펴보면 FA point에서 가장 큰 압축력과 인장력이 분포하는 것을 볼수 있다. 이러한 응력분포는 교정력을 가한 부분에서 그 교정력의 대부분이 가해지는 것을 알 수 있다. 그리고 치아의 저항중심을 지나면서 압축력을 받았던 치아의 협측면은 반대로 인장력을 받게 되고 또한 인장력을 받았던 치아의 설측면은 압축력을 받는 것으로 나타났다.

본 연구의 목적을 위하여 치주인대는 등방성인 탄성체로 고려하였으나 앞으로 modeling시에는 적당하지 않다. 왜냐하면 치주인대가 visco-elastic medium으로 간주될 때 치근 흡수가 발생할수 있기 때문이다. 치의학 영역에서 생역학적 연구를 위해서 많은 실험 모델이 제작되어 왔다. 이러한 실험에서 가장 고려해야 할 것은 대상되는 모델의 상태가 실제 상태와 같을 때에만 실제와 같은 결과가 나온다는 것이다. 생체

조직을 인공물질로 제작하는 것에도 많은 문제점이 노출되고 있다. 이런점을 볼 때 실험뿐만 아니라 유한요소법등 이론적 해석을 이용한 연구도 타당성있는 연구방법의 하나이다. 유한요소법의 제한점이라면 큰 변위나 큰 굴곡을 주었을 때 부적절한 예측을 나타내리라는 것과 마찰저항력을 무시했다는 것, 그리고 본 연구에서의 치근막과 치조골을 등방, 등질의 탄성체로 보았다는 것을 한계점으로 고려해야 한다.

유한요소법은 유한요소를 제작하는 기법 및 속련도, 비선형문제에 있어서의 해석방법 등에 따라서 오차가 발생되어 다양한 결과를 얻을 수 있으며, 기본적으로 물질상수의 정확한 연구를 그 기초로 하기 때문에 물리적 특성에 대한 자료가 충분하지 않아도 근사 오차가 발생할 단점이 있다.³⁰⁾ 그리고 매우 간단한 문제를 해결하는데도 수작업으로 행하는 것보다 작업량이 많기 때문에 크고 복잡한 문제를 해결하기 위해서는 기억용량이 큰 컴퓨터가 필요하다. 모든 결과는 수학적이며 정량적으로 표시하여 주기 때문에 그 자료가 방대하며 이를 다시 임상적으로 해석해야 하는 단점이 있다. 이것은 하루가 다르게 발전해가는 하드웨어와 소프트웨어를 사용하여 어느 정도 해결할 수 있을 것이라고 보인다.

본 연구를 통하여 intrusive force 적용시 발생하는 복잡한 3차원적인 stress를 정량적으로 분석해보았다. 향후 교정적 치아 이동시 발생하는 과정을 시간에 따른 응력분포를 통해서 응력의 분포양상을 정량화시켜 본다면 앞으로 임상적인 측면에서 보다 큰 도움이 되리라 사료된다.

V. 결 론

유한요소법을 사용하여 intrusive arch wire를 강제로 engage시킨 후 상악 견치에서 발생하는 응력을 치관에서 치근까지 5등분하여 각각 A,B,C,D,E로 정의한 후 각 section에서의 응력분포와 그 비율을 비교하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 상악 견치의 FA point와 백악법랑경계부분에서는 압축력과 인장력의 비율이 거의 비슷하게 나타났다.
2. 치근첨 부분에서는 압축력이 인장력의 거의 4배정도 크게 나타났다. Intrusive force 적용시 치근흡수 정도가 치근첨에서 발생하는 것을 정량화시켜서 보여준 결과이다.

3. 백악법랑 경계부분은 즉 FA point를 제외하고는 압축력과 인장력이 가장 큰 값을 보이고 있다. 즉 치아에 교정력이 직접 적용된 부분을 제외하고는 치아와 치주인대가 처음 접촉되는 백악법랑경계부에서 응력이 집중되는 것을 유추할 수 있다.

참고문헌

1. Andersen. K.L. Pedersen. E.J.,and Melsen.B.: Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthof., 99: 427-40, 1991.
2. Burstone,C.J.: Deep over bite correction by intrusion. Am.J.Orthod.,72:1-22,1977.
3. Dellinger.E.L.: A histologic and cephalometric investigation of premolar intrusion in the Macaca speciosa monkey, Am. J. Orthod., 53:325-355, 1967.
4. Follin,M.E.,and Ericsson,L.,and Thilander,B.: Occurrence and distribution of root resorption in orthodontically moved premolars in dogs. Angle Orthod.,56:164-175,1986.
5. Harry M.R., and Sims M.R. : Root resorption in bicuspid intrusion - A scanning electron microscope study. Angle Orthod.,52:235-258.
6. Heliners,G.B.: A microscopic study of orthodontic tooth movement in the dog, M.S.thesis University of Alabama,1967
7. Hoeve A.T., Mulie R.M., and Brandt S. :Technique modifications to achieve intrusion of the maxillary anterior segment. Am. J. Orthod., 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. Kvam,E: Tissue changes incident to movement of rat molars, Lis.Odont.thesis University of Oslo,1967.
10. McDowell,C.S.: The hidden force. Angle Orthod. ,37:109-131,1967.
11. Midgett,R.T. and Shaye,R.,and Fruger,J.F.: The effect of altered bone metabolism on orthodontic tooth movement, Am.J.Orthod.,80:256-262,1981.
12. Oppenheim:Tissue changes particulary of the bone, Incident to tooth movement. Tr.European.Orthodont. Soc., 8 : 11,1911.
13. Oppenheim: Human tissue response to orthodontic intervention of short and long duration. : Am.J.Orthod. ,28 : 263-301,1942.
14. Pilon J.J.G.M., Kuijpers-Jagtman A.M., and Maltha J.C.: Magnitude of orthodontic force and rate of bodily tooth movement . Am. J. Orthod., 110:16-23,1996.
15. Proffit,W.R.: Contemporary Orthodontics,1st ed.St.Louis,

The C.V. Mosby Co.,pp.228-248,1986.

16. Reitan,K. and Kvam, E.: Comparative behavior of human and animal tissue during experimental tooth movement. Angle Orthod.,41:1-14,1971.
17. Reitan, K.: The initial tissue reaction incident to orthodontic tooth movement as related to the influence of function. Acta. Odont.Scand.9:Suppl. 6,1951.
18. Reitan,K : Initial tissue behavior during apical root resorption, Angle Orthod.,44:68-82,1974.
19. Reitan : Biomechanical principles and reaction. In Graber, T.M.,Ed. : Current Orthodontic Concepts and Techniques,Vol.1,W.B.Saunders Company, Philadelphia,1969.
20. Reitan K.,: Tissue behavior during orthodontic tooth movement. Am. J. Orthod.,46:881-900,1960.
21. Schwarz.A.M.: Tissue changes incident to orthodontic tooth movement, Int.J.Orthod.,18:331-352,1932.
22. Shroff B., Sc M.D.,and Kindauer S.J. Segmented approach to simultaneous intrusion and space closure : Biomechanics of the three-piece base arch appliance Am. J. Orthod. Dentofac. Orthofac.,107:136-43,1995.
23. Stenvik,A.& Mj ø r,I.A.: Pulp and dentine reaction to experimental tooth intrusion. A histologic study of the initial changes. Am.J.Orthod.,57:370-385,1970.
24. Stutevil.O.H.: A summary review of tissue changes incident to tooth movement, Angle Orthod.,8:1-20,1937.
25. Tanne.k.,Koenig,H.A.,and Burstone.C.J.: Three dimensional analysis finite element for stress in the periodontal anlysis finite element method, Am.J.Orthod., 95:200-207, 1989.
26. Woods M.G.: The mechanics of lower incisor intrusion.: Experiments in nongrowing baboons Am. J. Orthod. ,93: 1986 -1995, 1988.
27. 구미숙,박영철 : Intrusion시 치근흡수 및 회복에 대한 주사 현미경적 연구, 대한치과 교정학회지, 1988.
28. 김영원, 손병화: 견치의 원심이동시의 초기변화에 관한 유한요소법적 연구,대한치과교정학회지,18:25-52:1988.
29. 김현순,남동석: 경부고정 headgear 사용시 안면 두개골의 변위에 관한 장력계측법 및 유한요소법적 연구, 대한치과 교정학 회지,17:185-198,1987.
30. 장지철,박영철: 성견의 전치부 intrusion시 간헐적 교정력과 지속적 교정력의 적용에 따른 치근 흡수에 관한 실험적 연구, 대한치과 교정학회지,22:241-248,1992.
31. 최양근,유한요소 해석, 집문당,1992.

- ABSTRACT -

A FEM ANALYSIS FOR INITIAL STRESS ON THE UPPER CANINE BY ORTHODONTIC FORCE OF INTRUSION ARCH WIRE ACTIVATION

Jeong-Weon Kang, Kyung-Suk Cha, Jin-Woo Lee

Dept. of Orthodontics, Graduate School, Dankook University

The purpose of this study was to find the distribution and measurement of compressive and tensile stress when intrusi- on arch wire is forced engage with upper canine and to analysis stress at each section through FEM. And we compare compressive and tensile ratio at each section. The results were as follows.

1. At FA point and cemento-enamel junction of upper canine, compressive and tensile force ratio is about the same.
2. At apex, compressive force is the four times as tensile force. ; In intrusion, we show root resorption at apex.
3. At Cemento-enamel junction, the compressive and tensile force show the maximun value except FA point.

KOREA. J. ORTHOD. 1998 ; 28 : 391-398

※ Key words : FEM, intrusion arch wire, compressive stress, tensile stress