

CONTINUOUS ARCHWIRE의 FORCE SYSTEM에 대한 3차원 유한 요소법적 연구

노 준¹⁾ · 유 영 규²⁾

여러가지 교정장치 중에서 고정성 장치는 개개치아의 이동에 있어 가장 효과적으로 사용되는 장치이므로 그 작용기전과 역학적 관계를 이해하는 것이 중요하다. 고정성 장치의 탄선형태는 크게 continuous arch, segmented arch, sectional arch로 나누어 볼수있는데, segmented arch나 sectional arch는 힘의 작용점이 단순하고 interbracket distance도 길어 술자 임의대로 force system 조절이 가능한 반면 continuous arch에서는 bracket geometry가 다양하고, interbracket distance가 좁아 force system의 조절이나 그 역학적 분석이 어려운게 사실이다.

저자는 공학에서의 3 dimensional elastic beam이 continuous arch의 형태와 유사한 점에 착안하여 continuous arch의 force system을 분석하고자 하였으며, 이를 위해 다양한 형상을 갖는 3개의 bracket geometry를 표본형상으로 설정하고 기울기, 변위 및 interbracket distance에 따른 힘과 moment의 변화양상을 분석하고, 저자가 임의로 제작한 불규칙한 치아배열을 갖는 3차원 모형에 일체로하여 0.016 NiTi archwire를 bracket내에 삽입했을 때 발생하는 초기 힘과 moment를 분석 비교해본 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. Bracket의 변위 또는 기울기에 따라 나타나는 힘의 양상이 선형 대칭적인 비례관계를 보였다.
2. Interbracket distance에 따라 나타나는 힘의 양상은 비선형 대칭적인 반비례관계를 보였다.
3. 3차원 모형에서 bracket 형상이 비교적 단순한 부위에서는 표본형상과 비교분석이 가능했지만 인접치의 형상이 복잡한 부위에서는 표본형상의 예측량보다 힘이 크게 발생 되었다.

(주요단어 : Continuous arch, Force system, 3-dimensional elastic beam, 유한 요소법)

1. 서 론

교정학이란 교정장치의 물리적 및 역학적인 성질을 이용하여 치아를 이동시키거나 악골의 형태를 변화시키는 학문으로 악안면 성장발달과 치아이동의 역학적 기전(force mechanism)을 정확히 이해하는것이 중요하다.

특히 역학적 기전에 있어 개개치아의 이동에 가장 효율적으로 이용되고 있는 고정성 교정장치는 그 특성상 치아에 힘을 가할 수 있는 부위가 한정되어 있지만 Moment 와 Force를 잘 이해하고 적절히 이용한다면 원하는 형태의 치아이동을 얻을 수 있다^{14,26,34,35)}

고정성 교정장치로 치아이동을 시행할때 크게 3가지 탄선(archwire)형태로 나뉘지게 되는데 Continuous arch, Segmented arch, sectional arch이다.

Continuous arch는 고정성 교정장치에서 악궁 형태를 이루며 연결된 archwire로서 인접치의 tube나 bracket과 연결되어있다. Segmented arch는 arch 각 부위에서 다양한 탄선의 단면과 크기가 있을 수 있으며 인접치의 bracket이나 tube와 반드시 연결될 필요는 없다. Sectional arch는 continuous arch의 일부를 포함하거나 전체 악궁형태를 갖지 않는다⁷⁾.

Segmented arch나 Sectional arch는 각 치아나 Segment 단위로 기능별 부위가 나뉘어져있어 힘의 작용점이 비교적 단순하여 술자 임의대로 force나 moment 조절이 가능함에따라 Force system에 대한

¹⁾연세대학교 치과대학 교정학교실

²⁾연세대학교 치과대학 교정학교실, 교수

분석이 용이한데 반해³⁸⁾ Continuous arch에서 역학적 분석은 탄선이 이미 고정된 개개 bracket에 작용되는 힘과 moment를 계산하고 인접한 bracket의 위치(geometry)에 따른 추가적인 영향까지 고려해 주어야 하기 때문에 탄선이 bracket에 닿는 점마다의 힘을 측정분석하고 각각의 힘이 인접치 더 나아가서 치아배열 전체나 악궁형태에 미치는 영향을 분석해야 되므로 그 복잡성과 다양성으로 Continuous arch의 Force system에 대한 연구가 어려웠던 점은 사실이다.

Continuous arch의 역학적 연구로는 1988년 Drenker가 공학자인 Timoschenko (1940)의 불규칙한 배열을 가진 구조물(structure)의 지지(support)를 계산하기 위한 3-moment relation equation을 이용해 continuous arch force를 계산하였으며¹⁸⁾, 최(1992)는 공학에서 두교각이 받는 힘과 moment를 계산하는 Linear Beam Theory를 이용해 치아의 배열이 균일하지않는 continuous arch에서 각 두bracket의 힘과 moment를 계산하여 이를 합산하는 방법으로 continuous full archwire system에서 각각의 bracket이 받는 force와 moment 값을 구하였다⁴³⁾. 그러나 이들 연구는 2차원 평면상에서 in and out에 의한 탄선의 변형(deflection)거리에 따른 힘을 계산하거나 좌우 bracket의 위치(geometry)차이에 의해 탄선으로 야기되는 힘과 moment를 2차원 평면상에서 구하는데 그치고 말았다.

공학에서 구조물에 대한 역학적 분석은 구조물의 설계나 제작과정에 있어 필수적인 것으로 복잡하고 다양한 형태의 구조물에 대한 역학적 분석을 위해 많은 방법들이 개발되고 발전되어오고 있는데, 광탄성법, Holography법, Strain-Gauge법 및 유한요소법(Finite Element Method)등이 있으며, 이들 분석방법은 교정영역에서 특히 악안면 성장 발육계측을 비롯한 악정형 장치의 작용기전과 변위 및 응력분포연구 또는 치아이동에 대한 역학적 해석 등 많은 분야에서 이용되고 있다.^{4,10,11,13,20,24,27,28,29,31,32,36,37,41,42,45)}

이에 저자는 공학에서 3차원적으로 불규칙한 배열을 가진 구조물 형태인 3-Dimensional Elastic Beam²⁰⁾이 교정영역에 있어 bracket내에 elastic beam인 탄선(arch wire)을 삽입한 형태와 유사한 점에 착안하여 continuous arch의 force system을 구하고자 하였으며, 이러한 연구를 위해 먼저 2차원 및 3차원상의 bracket geometry에 따른 다양한 표본형상(sample form)을 설정하고, 이에 일정한 탄선이 삽입

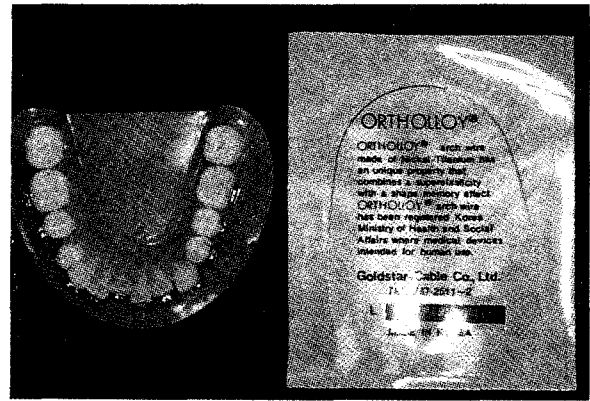


Fig. 1. 일례로 사용된 하악 모형과 0.016 NiTi archwire (ORTHOLLOY®)

될 때 각 bracket이 받는 힘과 moment값을 구하였으며, 이중 몇 개의 표본을 선택하여 bracket간의 거리나 변위의 정도에 따른 힘과 moment값의 차이에 대한 관계를 알아본 뒤 이런 연구가 실제 임상에 어떻게 도움이 될 수 있는지를 알아보기 위하여 저자가 임의로 제작한 불규칙한 치아 배열을 갖는 하악 typodont모형을 일례로 교정치료 초기 치아배열시 탄선에 의해 각 bracket이 받는 힘과 moment를 3차원적으로 분석하고, 이를 표본형상과 비교 분석하여 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

II. 연구 재료 및 방법

가. 연구 재료

일례로 사용된 모형은 ORMCO사 제품의 typodont에 저자 임의대로 불규칙하게 치아배열을 한 하악 모형을 대상으로 하였으며, 모형의 우측 제1대구치에서 좌측 제1대구치까지 ROCKY MOUNTAIN사 제품의 0.018inch slot의 standard edgewise metal bracket을 각 치아의 위치에 맞게 통법에 의해 부착시켰다.

본 연구에 사용된 탄선(archwire)은 Goldstar Cable Co.,Ltd.에서 제작한 0.016inch medium lower NiTi archwire (ORTHOLLOY®)를 선택하였다.

탄선의 elastic modulus는 $2.5-3.5 \times 10^6 \text{ gm/mm}^2$ 이며, 기타 다른 물리적 성질은 제조회사의 연구결과를 참조하였다(Fig. 1).

나 연구 방법

1. Bracket slot의 node 설정 및 좌표값 계측

Bracket slot의 근원심 양끝 중심점에 대한 좌표값을 구하고자 MITUTOYO 사의 FN 704 3차원 형상 측정기를 이용하여 bracket slot의 근원심 양끝 각 1 점(node)씩 총 24 점(node)에 대한 3차원 좌표값을 구하였다.(Table 1 & Fig. 2)

Bracket에 탄선이 결찰된 상태를 묘사하기 위하여 Fig. 3 에서와 같이 bracket slot의 양 끝부위에서 상하 및 험(순)설측으로 4개의 gap element를 만들어 한개의 bracket에 총 8개의 gap element를 설정하였다. 이 때 gap의 간격은 Fig. 4 에서와 같이 험(순)설측으로는 0.1mm, 상하로는 0.025mm로 초기에 설정하였으며, 이 크기는 slot size와 탄선의 직경 차이에 의한 공간이다.

탄선과 bracket의 마찰 계수는 윤활 마찰의 경우로 간주하여 0.001로 설정하였다.

2. 표본형상 (sample form) 설정

불규칙한 배열을 가진 치아에 부착된 bracket의 형상은 case에 따라 다양하기 때문에 수 많은 경우의 수가 나올 수 있다. 이에 저자는 좌우 인접한 bracket의 영향과 일정한 배열에서 벗어난 bracket이 다음

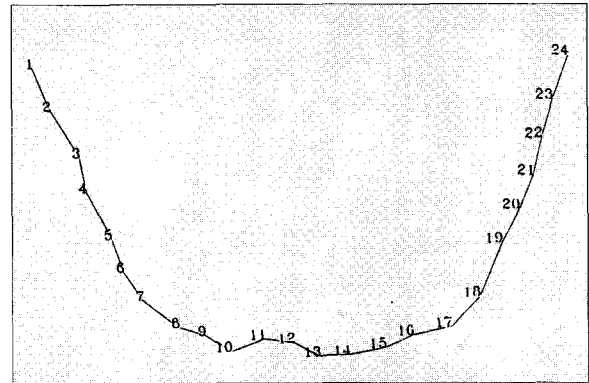


Fig. 2. Graphic of 24 nodes.

Table 1. 3 Dimensional 24 nodes value for the end point of the 12 bracket slot.

Node No.	X	Y	Z	비 고
1	22.6945	-22.9695	27.4280	distal node of lower Rt. M1
2	24.3800	-27.4335	26.9430	mesial node of lower Rt. M1
3	27.2025	-32.2830	26.5410	distal node of lower Rt. P2
4	27.8030	-35.7880	26.2205	mesial node of lower Rt. P2
5	30.1055	-40.6985	25.8900	distal node of lower Rt. P1
6	31.2235	-44.1040	24.7105	mesial node of lower Rt. P1
7	33.1255	-47.0820	25.9665	distal node of lower Rt. C
8	36.6085	-50.0530	25.9665	mesial node of lower Rt. C
9	39.2460	-50.9955	27.0010	distal node of lower Rt. I2
10	41.9380	-52.7835	27.4820	mesial node of lower Rt. I2
11	45.4460	-51.6290	27.8610	distal node of lower Rt. I1
12	48.5000	-52.1135	27.9255	mesial node of lower Rt. I1
13	51.1340	-53.6275	27.4245	mesial node of lower Lt. I1
14	54.2635	-53.6265	27.6780	distal node of lower Lt. I1
15	57.8945	-53.0400	27.6575	mesial node of lower Lt. I2
16	60.8060	-51.8180	27.6570	distal node of lower Lt. I2
17	64.8220	-51.1815	27.6570	mesial node of lower Lt. C
18	67.9500	-48.1080	26.1850	distal node of lower Lt. C
19	70.4795	-42.6865	26.8310	mesial node of lower Lt. P1
20	72.4754	-39.3120	26.8305	distal node of lower Lt. P1
21	74.0675	-35.9020	24.2010	mesial node of lower Lt. P2
22	75.0770	-32.2240	23.9735	distal node of lower Lt. P2
23	76.4140	-28.3165	26.1650	mesial node of lower Lt. M1
24	78.2840	-23.8335	26.7210	distal node of lower Lt. M1

* M1 ; 1st. molar, P2 ; 2nd. premolar, P1 ; 1st. premolar, C ; canine, I2 ; lateral incisor, I1 ; central incisor

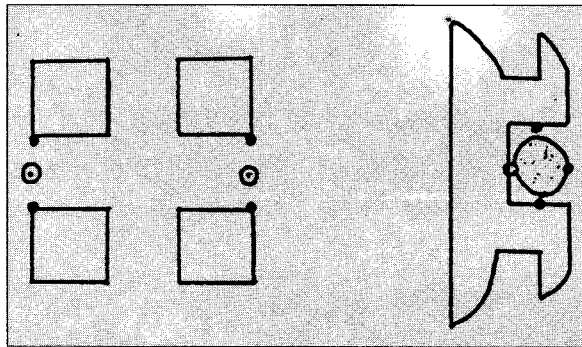


Fig. 3. 8 Nodes in one bracket for force analysis.

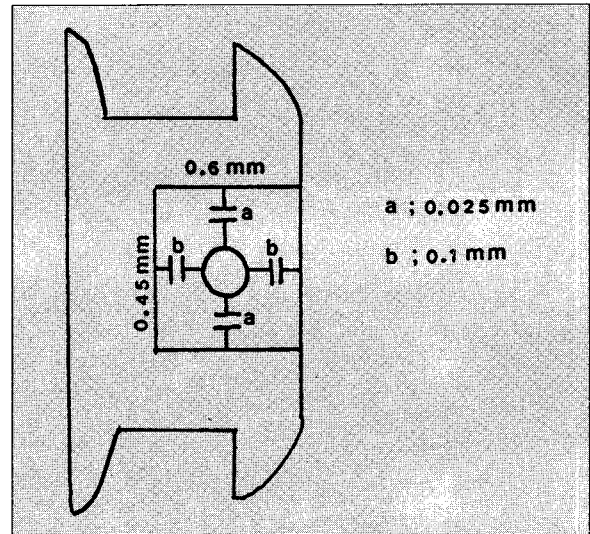


Fig. 4. Gap element of bracket slot.

Table 2. Sample form of various bracket geometry.

	1번	2번	3번	
Case 1.	==	==	==	- 2번이 10° 기울어진 경우
1-A.	==	==	==	- 2번이 5° 기울어진 경우
1-B.	==	==	==	- 2번이 15° 기울어진 경우
1-C.	==	==	==	- 2번이 10° 기울어지고, interbracket distance가 3mm인 경우
1-D.	==	==	==	- 2번이 10° 기울어지고, interbracket distance가 7mm인 경우
Case 2.	==	==	==	- 2번이 1mm 하방 위치한 경우
2-A.	==	==	==	- 2번이 0.5mm 하방 위치한 경우
2-B.	==	==	==	- 2번이 1.5mm 하방 위치한 경우
2-C.	==	==	==	- 2번이 1mm 하방 위치하고, interbracket distance가 3mm인 경우
2-D.	==	==	==	- 2번이 1mm 하방 위치하고, interbracket distance가 7mm인 경우
Case 3.	==	==	==	- 3번이 -10° 기울어진 경우
Case 4.	==	==	==	- 2번이 -10°, 3번이 10° 기울어진 경우
Case 5.	==	==	==	- 2, 3번이 -10° 기울어진 경우
Case 6.	==	==	==	- 1, 2, 3번이 일정하고 2번이 협축으로 1mm 나온 경우
Case 7.	==	==	==	- 2번이 -10° 기울어지고 2번이 협축으로 1mm 나온 경우

및 그 다음 bracket에 미치는 영향을 보고자 2차원 및 3차원적으로 각기 다른 geometry를 갖는 3개의 bracket 형상을 고려해 보았다.

3mm 폭의 0.018inch slot sized bracket 3개가 각각 5mm의 간격을 두고있는 상태에서 Table 2와 같은 형상의 모형을 가정하고 여기에 0.016inch NiTi

(ORTHOLLOY[®])를 좌측 bracket 끝에서 일정한 거리에 고정점을 설정하여 우측순으로 bracket slot내에 탄선을 결찰하였으며, Case 1은 5°, 15° 각도의 변화를 주어 경사도에 따른 힘과 moment값을 구하였고, Case 2에서는 0.5mm, 1.5mm의 변위 차이를 주어 변위에 따른 힘과 moment값을 구하였다. 또한 bracket 간의 거리차이에 따른 힘과 moment값을 구하고자 Case 1, 2에서 interbracket distance를 3mm, 7mm로 변화를 주어 그 값을 구하였다.

각 bracket이 받는 힘과 moment값은 3차원 elastic beam요소를 이용하여, Workstation Sun S-10에서 ABAQUS program(version 5.2)으로 유한요소해석을 하였다.

3. 3차원 모형의 일례에 대한 분석

계측된 bracket slot의 좌표를 기준으로 각 bracket의 모형대로 arch를 따라 bracket slot의 gap element를 3차원 유한 요소 modeling 하였다.

우측 제1대구치 약 4cm 후방에 고정점을 설정하고 우측 제1대구치부터 archwire를 결찰해 나가면서 각 bracket slot의 gap element에 걸리는 힘을 구하였으

며, 이에 따라 각 bracket의 폭경을 고려해 moment값을 계산하였다.

힘의 방향은 bracket 정면을 기준으로 X축은 협설측 혹은 순설측 방향으로, Y 축은 slot axis를 따라 전후방향(구치부) 또는 좌우방향(전치부)으로 Z축은 상하방향으로 좌표를 표시하였으며, moment는 힘의 방향을 정면으로 보았을때, clockwise방향을 -부호로, counter clockwise방향을 +부호로 표시하였다.(Fig. 5)

III. 연구 결과

1. 표본 형상에 대한 힘과 moment 분석

표본형상에 대한 힘과 moment분석 결과 Case 1, 2에서 bracket의 기울기, 변위 및 interbracket distance에 따른 힘과의 관계를 알아보기위해 2번 bracket의 우측점 (2Rt)과 3번 bracket의 좌측점 (3Lt)을 선택하여, 그 관계를 graph로 그려본 결과 기울기나 변위에 따른 힘양상이 선형으로 비례하는 관계를 나타냈으며, interbracket distance에 따른 힘양

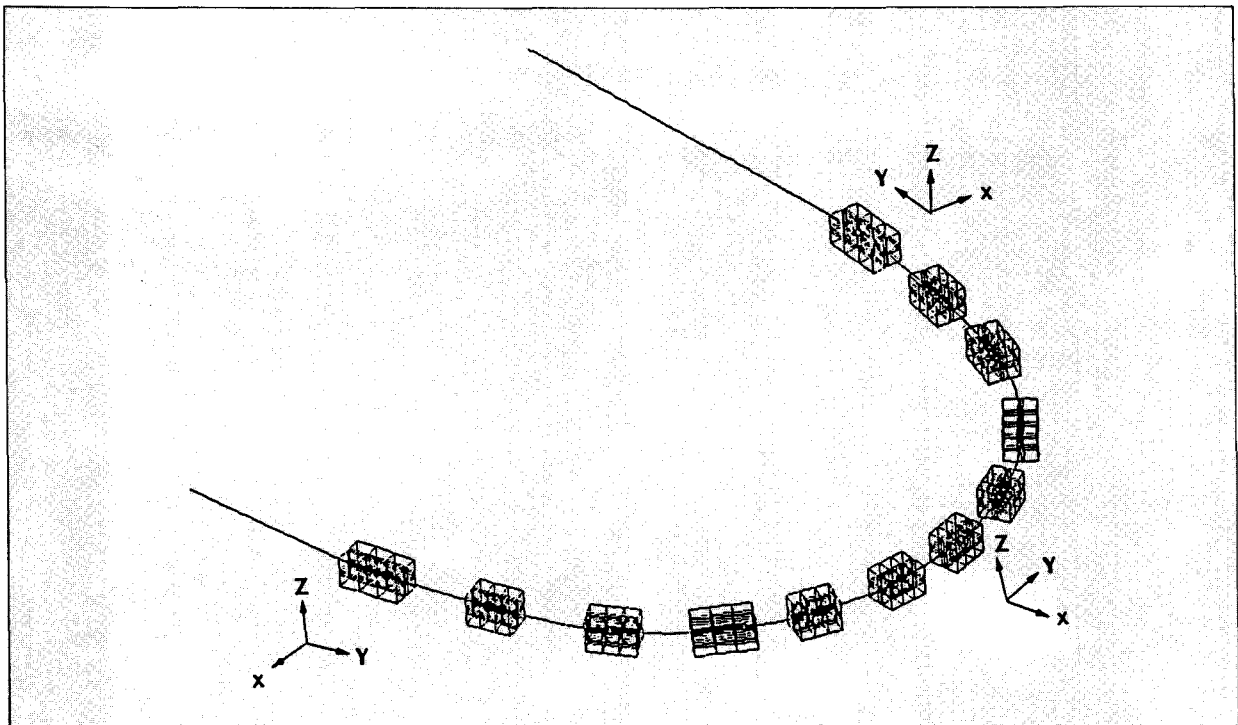


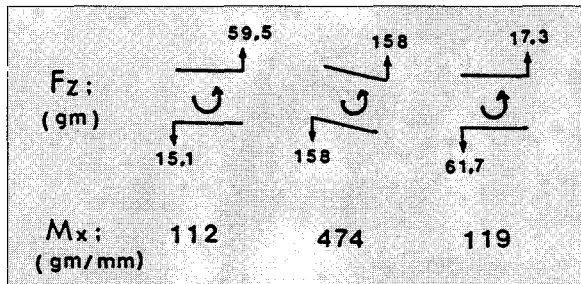
Fig. 5. Direction reference of 3-dimensional axis on lower arch.

상은 비선형으로 반비례하는 관계를 보였다. 또한 Case 3.에서는 기울어진 bracket이 인접한 bracket 및 그다음 bracket에 미치는 영향을 보고자한 경우로 10°정도의 기울기를 가진 bracket은 인접bracket에 절반 정도의 힘과 moment를 그 다음 bracket에는 거의 영향을 주지 않았다. Case 4, 5 에서는 서로 반대 방향으로 기울어져 있는 경우와 같은 방향으로 기울어져 있는 경우를 보았으며 반대 방향보다는 같은 방향으로 기울어져 있을 때 3번 bracket이 더 많은 힘을 받았으며, 이것이 1번 bracket에 미치는 영향은 거의 비슷하였다.

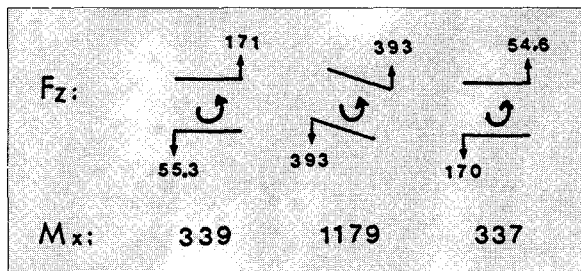
Case 6.에서는 2번이 단순히 buccversion된 상태를 보았으며, 이때 Case 2.보다 작은 값이 나온 이유는 협설측의 gap element가 상하 gap element보다 크기 때문이라고 설명할 수 있겠다. Case 7.에서는 bracket이 기울어짐과 buccversion이 같이 된 3차원적 경우인데 단순한 Case 6.과 비교해 볼 때 같은 협설측 변위지만 더 큰 Fx값이 나온 것을 보면 bracket이 복잡한 형상을 가질 수록 2차원 평면상에서 예기치 못했던 값이 나올 수 있음을 알 수 있다.

※ Bracket 경사도에 따른 힘과 moment 값

Case 1-A. 2번 bracket이 5° 기울어진 상태



Case 1. 2번 bracket이 10° 기울어진 상태



Case 1-B. 2번 bracket이 15° 기울어진 상태

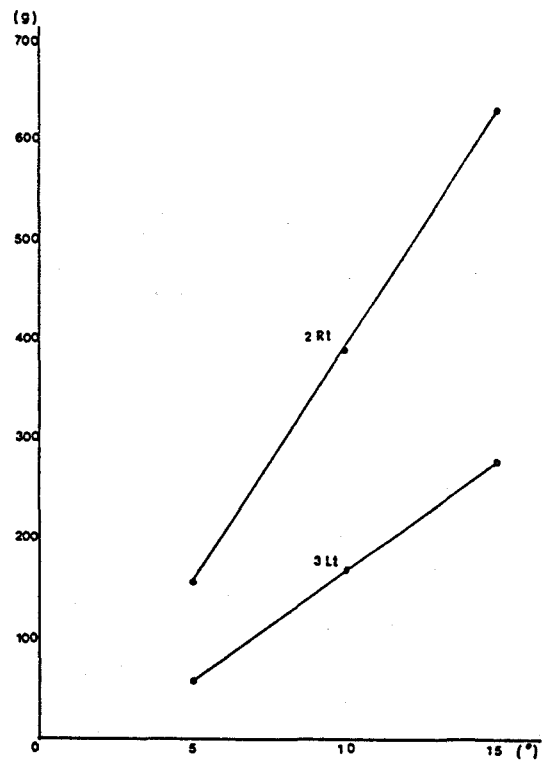
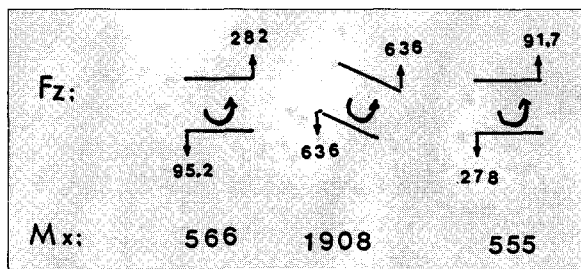
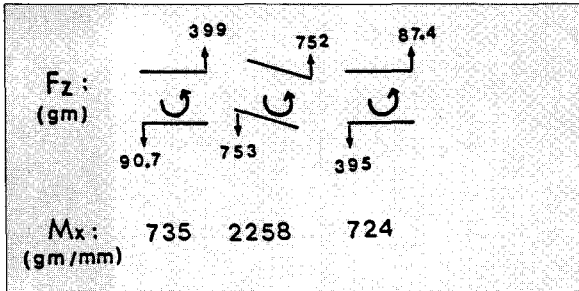


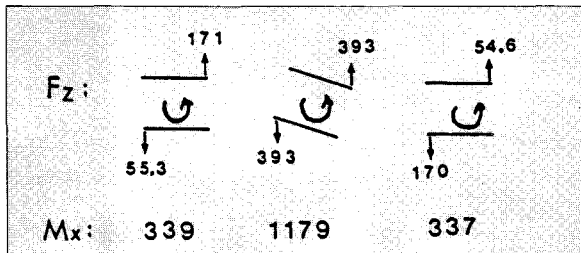
Fig. 6. Bracket 경사도에 따른 힘의 변화 관계

※ Interbracket distance에 따른 힘과 moment 값

Case 1-C. 2번이 10° 기울어지고 interbracket distance가 3mm인 경우.



Case 1. 2번이 10° 기울어지고 interbracket distance가 5mm인 경우.



Case 1-D. 2번이 10° 기울어지고 interbracket distance가 7mm인 경우.

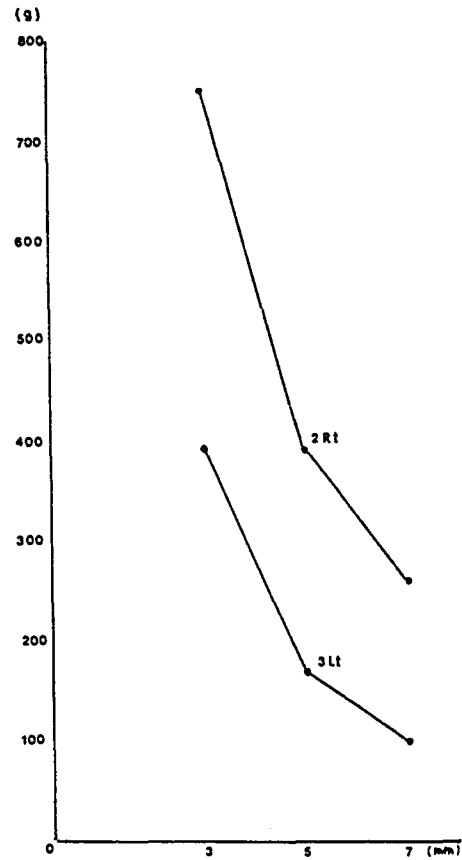
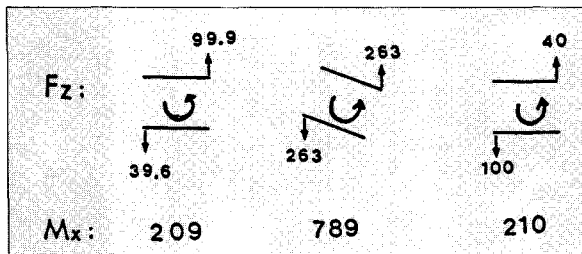
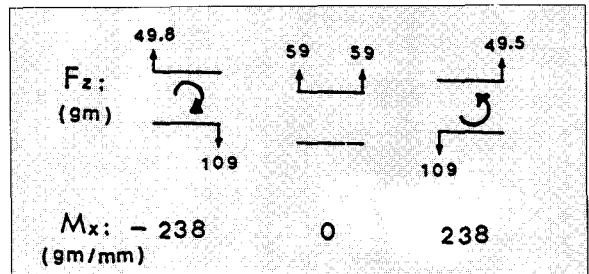


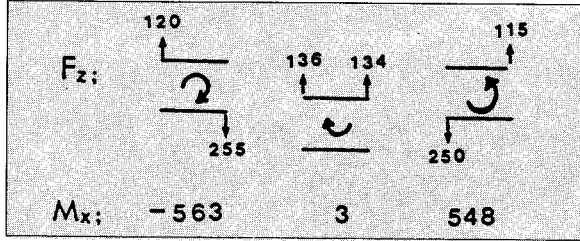
Fig. 7. Interbracket distance에 따른 힘의 변화 관계.

※ 변위 차이에 따른 힘과 moment 값.

Case 2-A. 2번 bracket이 0.5mm 하방 위치한 경우.



Case 2. 2번 bracket이 1mm 하방 위치한 경우.



Case 2-B. 2번 bracket이 1.5mm 하방 위치한 경우.

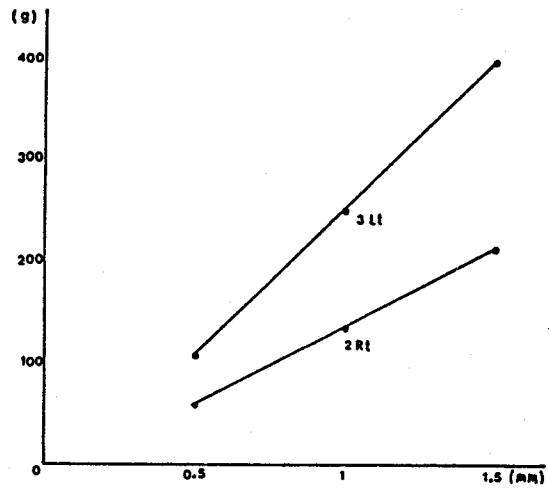
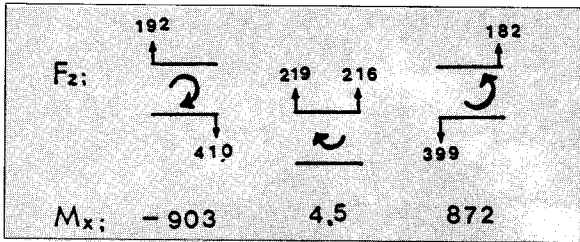
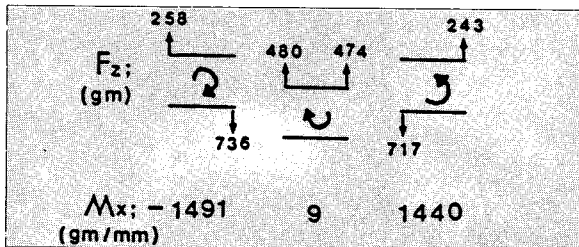


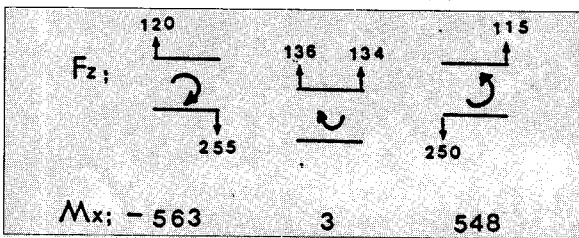
Fig. 8. 변위 차이에 따른 힘의 변화 관계.

※ Interbracket distance 차이에 따른 힘과 moment 값

Case 2-C. 2번 bracket이 1mm 하방 위치하고, inter-bracket distance가 3mm인 경우



Case 2. 2번 bracket이 1mm 하방 위치하고, inter-bracket distance가 5mm인 경우



Case 2-D. 2번 bracket이 1mm 하방 위치하고, inter-bracket distance가 7mm인 경우

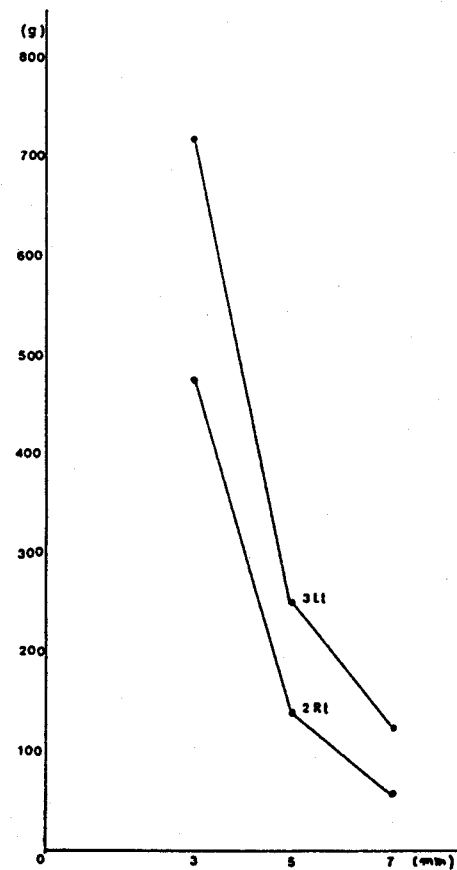
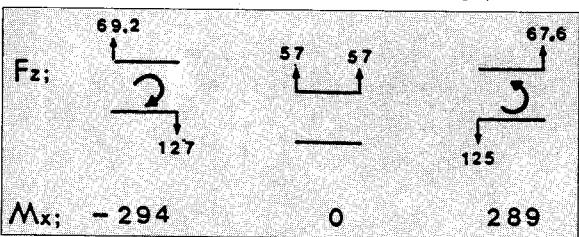
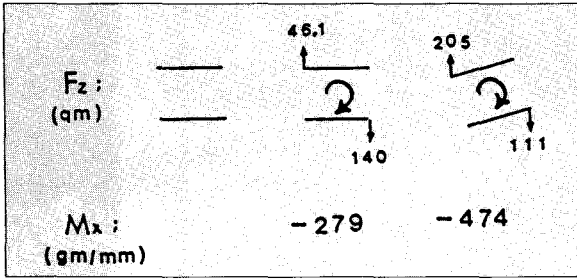
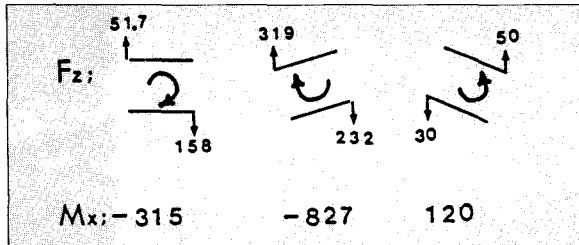


Fig. 9. Interbracket distance에 따른 힘의 변화 관계 (Case 2)

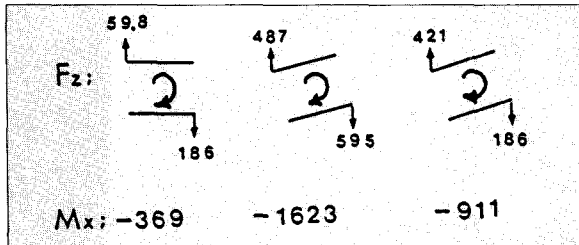
Case 3. 3번 bracket이 -10° 기울어진 경우.



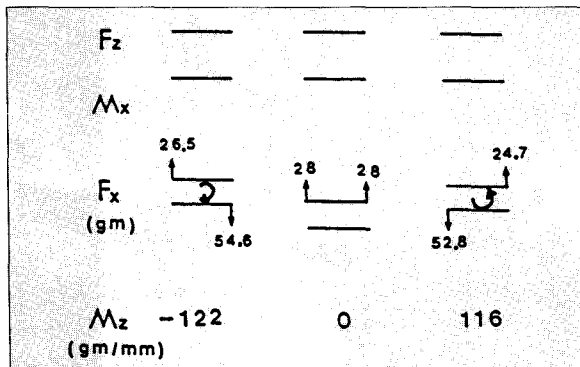
Case 4. 2번 bracket이 -10, 3번 bracket이 10° 기울어진 경우.



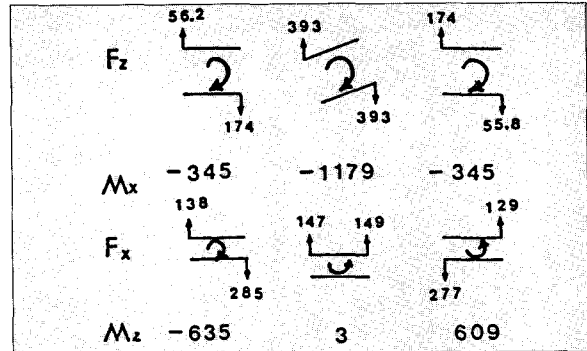
Case 5. 2, 3번 bracket이 -10° 기울어진 경우.



Case 6. 2번 bracket이 협측으로 1mm 나온 경우.



Case 7. 2번 bracket이 -10° 기울어지고, 협측으로 1mm 나온 경우



2. 3 차원 모형의 일레에 대한 force 및 moment 분석

3 차원 모형의 1개 bracket에 설정된 8개의 node 중 실제로 접촉되는 곳은 bracket의 상하 4개 node 중 양 끝의 각 1개씩이며, 협설측 4개 node 중에서도 양 끝 각 1개씩 총 4개의 node에서 접촉이 일어나게 되며, force의 종류도 상하방향 F_z , 협설측 또는 순설측 방향 F_x 만이 나타나며, bracket의 slot axis를 따라 미끄러지는 force인 F_y 는 윤활마찰의 경우로 간주했기 때문에 F_x 나 F_z 에 비해 상대적으로 작은 값이 (0.001-0.01gm level) 측정되었으며 결과에선 그 값을 무시하였다.(Table 3, 4)

결과를 보면 비교적 변위가 심한 부위 즉 우측 제1 소구치 mesial에서 상방으로 큰 반력을 보였으며, lingual tipping 된 우측 중절치의 영향이 좌우 인접치에도 영향을 미쳐 반력이 크게 나타났다. 특히 우측 견치 및 측절치는 인접한 치아의 영향으로 큰 반력과 moment 값을 나타냈으며, arch form 변화도 가장 두드러지게 나타나는 것을 알수 있다.(Fig. 10~30 참조)

또한 표본형상과 비교해 볼때 비교적 단순한 형상을 갖는 좌측 제2소구치는 약 2mm가량 infraversion 된 상태로 Case 2.에서 graph연장선과 비교해 볼때 350-450 gm의 힘을 예상할수 있는데 실제 모형에서 측정된 값은 좌측 제 2소구치 근심에서 345gm 제 1 소구치 원심에서 486gm의 힘이 나왔으나 형상이 복잡하게 고안된 우측 전치부에서는 최고 1000gm 정도의 큰 힘이 발생하여 표본형상의 예측값보다는 더 큰 값을 보였다.

Table 3. Force and moment value of 3-dimensional tyodont model

			Fx(gm)	Fz(gm)	Mx(gm/mm)	Mz(gm/mm)	bracket width																																																																																																																				
Rt.	6	Distal	-67.4	15.3	-26.8	-385	3.5 mm																																																																																																																				
		Mesial	152.3	0					5	Distal	-263.4	-51.1	285.3	-838.7	3.0 mm	Mesial	295.7	139.1		4	Distal	-21.9	-402	1672.8	449	3.0 mm	Mesial	-321.3	713.2		3	Distal	593.5	-683.3	2469.6	2750	3.8 mm	Mesial	-854.1	616.5		2	Distal	1026	-447.2	643.3	2069	2.2 mm	Mesial	-820.9	187.7		1	Distal	179.6	18.3	313.8	-611	2.2 mm	Meial	734.6	-267	Lt.	1	Mesial	-952.5	368.3	-650	-1551	2.2 mm	Distal	457.7	-222.2		2	Mesial	-231.6	237.9	-661.9	-367.4	2.2 mm	Distal	102.4	-363.8		3	Mesial	-20.7	273	-675.3	24.7	3.8 mm	Distal	-33.7	-82.4		4	Mesial	-29.6	182.4	-1002.8	-300	3.0 mm	Distal	0	-486.1		5	Mesial	-228.3	344.6	-312.6	-593	3.0 mm	Distal	167.2	136.2		6	Mesial	-99.7	-248.3	563.2
	5	Distal	-263.4	-51.1	285.3	-838.7	3.0 mm																																																																																																																				
		Mesial	295.7	139.1					4	Distal	-21.9	-402	1672.8	449	3.0 mm	Mesial	-321.3	713.2		3	Distal	593.5	-683.3	2469.6	2750	3.8 mm	Mesial	-854.1	616.5		2	Distal	1026	-447.2	643.3	2069	2.2 mm	Mesial	-820.9	187.7		1	Distal	179.6	18.3	313.8	-611	2.2 mm	Meial	734.6	-267	Lt.	1	Mesial	-952.5	368.3	-650	-1551	2.2 mm	Distal	457.7	-222.2		2	Mesial	-231.6	237.9	-661.9	-367.4	2.2 mm	Distal	102.4	-363.8		3	Mesial	-20.7	273	-675.3	24.7	3.8 mm	Distal	-33.7	-82.4		4	Mesial	-29.6	182.4	-1002.8	-300	3.0 mm	Distal	0	-486.1		5	Mesial	-228.3	344.6	-312.6	-593	3.0 mm	Distal	167.2	136.2		6	Mesial	-99.7	-248.3	563.2	-238	3.5 mm	Distal	36.3	73.5						
	4	Distal	-21.9	-402	1672.8	449	3.0 mm																																																																																																																				
		Mesial	-321.3	713.2					3	Distal	593.5	-683.3	2469.6	2750	3.8 mm	Mesial	-854.1	616.5		2	Distal	1026	-447.2	643.3	2069	2.2 mm	Mesial	-820.9	187.7		1	Distal	179.6	18.3	313.8	-611	2.2 mm	Meial	734.6	-267	Lt.	1	Mesial	-952.5	368.3	-650	-1551	2.2 mm	Distal	457.7	-222.2		2	Mesial	-231.6	237.9	-661.9	-367.4	2.2 mm	Distal	102.4	-363.8		3	Mesial	-20.7	273	-675.3	24.7	3.8 mm	Distal	-33.7	-82.4		4	Mesial	-29.6	182.4	-1002.8	-300	3.0 mm	Distal	0	-486.1		5	Mesial	-228.3	344.6	-312.6	-593	3.0 mm	Distal	167.2	136.2		6	Mesial	-99.7	-248.3	563.2	-238	3.5 mm	Distal	36.3	73.5																	
	3	Distal	593.5	-683.3	2469.6	2750	3.8 mm																																																																																																																				
		Mesial	-854.1	616.5					2	Distal	1026	-447.2	643.3	2069	2.2 mm	Mesial	-820.9	187.7		1	Distal	179.6	18.3	313.8	-611	2.2 mm	Meial	734.6	-267	Lt.	1	Mesial	-952.5	368.3	-650	-1551	2.2 mm	Distal	457.7	-222.2		2	Mesial	-231.6	237.9	-661.9	-367.4	2.2 mm	Distal	102.4	-363.8		3	Mesial	-20.7	273	-675.3	24.7	3.8 mm	Distal	-33.7	-82.4		4	Mesial	-29.6	182.4	-1002.8	-300	3.0 mm	Distal	0	-486.1		5	Mesial	-228.3	344.6	-312.6	-593	3.0 mm	Distal	167.2	136.2		6	Mesial	-99.7	-248.3	563.2	-238	3.5 mm	Distal	36.3	73.5																												
	2	Distal	1026	-447.2	643.3	2069	2.2 mm																																																																																																																				
		Mesial	-820.9	187.7					1	Distal	179.6	18.3	313.8	-611	2.2 mm	Meial	734.6	-267	Lt.	1	Mesial	-952.5	368.3	-650	-1551	2.2 mm	Distal	457.7	-222.2		2	Mesial	-231.6	237.9	-661.9	-367.4	2.2 mm	Distal	102.4	-363.8		3	Mesial	-20.7	273	-675.3	24.7	3.8 mm	Distal	-33.7	-82.4		4	Mesial	-29.6	182.4	-1002.8	-300	3.0 mm	Distal	0	-486.1		5	Mesial	-228.3	344.6	-312.6	-593	3.0 mm	Distal	167.2	136.2		6	Mesial	-99.7	-248.3	563.2	-238	3.5 mm	Distal	36.3	73.5																																							
	1	Distal	179.6	18.3	313.8	-611	2.2 mm																																																																																																																				
		Meial	734.6	-267				Lt.	1	Mesial	-952.5	368.3	-650	-1551	2.2 mm	Distal	457.7	-222.2		2	Mesial	-231.6	237.9	-661.9	-367.4	2.2 mm	Distal	102.4	-363.8		3	Mesial	-20.7	273	-675.3	24.7	3.8 mm	Distal	-33.7	-82.4		4	Mesial	-29.6	182.4	-1002.8	-300	3.0 mm	Distal	0	-486.1		5	Mesial	-228.3	344.6	-312.6	-593	3.0 mm	Distal	167.2	136.2		6	Mesial	-99.7	-248.3	563.2	-238	3.5 mm	Distal	36.3	73.5																																																		
Lt.	1	Mesial	-952.5	368.3	-650	-1551	2.2 mm																																																																																																																				
		Distal	457.7	-222.2					2	Mesial	-231.6	237.9	-661.9	-367.4	2.2 mm	Distal	102.4	-363.8		3	Mesial	-20.7	273	-675.3	24.7	3.8 mm	Distal	-33.7	-82.4		4	Mesial	-29.6	182.4	-1002.8	-300	3.0 mm	Distal	0	-486.1		5	Mesial	-228.3	344.6	-312.6	-593	3.0 mm	Distal	167.2	136.2		6	Mesial	-99.7	-248.3	563.2	-238	3.5 mm	Distal	36.3	73.5																																																													
	2	Mesial	-231.6	237.9	-661.9	-367.4	2.2 mm																																																																																																																				
		Distal	102.4	-363.8					3	Mesial	-20.7	273	-675.3	24.7	3.8 mm	Distal	-33.7	-82.4		4	Mesial	-29.6	182.4	-1002.8	-300	3.0 mm	Distal	0	-486.1		5	Mesial	-228.3	344.6	-312.6	-593	3.0 mm	Distal	167.2	136.2		6	Mesial	-99.7	-248.3	563.2	-238	3.5 mm	Distal	36.3	73.5																																																																								
	3	Mesial	-20.7	273	-675.3	24.7	3.8 mm																																																																																																																				
		Distal	-33.7	-82.4					4	Mesial	-29.6	182.4	-1002.8	-300	3.0 mm	Distal	0	-486.1		5	Mesial	-228.3	344.6	-312.6	-593	3.0 mm	Distal	167.2	136.2		6	Mesial	-99.7	-248.3	563.2	-238	3.5 mm	Distal	36.3	73.5																																																																																			
	4	Mesial	-29.6	182.4	-1002.8	-300	3.0 mm																																																																																																																				
		Distal	0	-486.1					5	Mesial	-228.3	344.6	-312.6	-593	3.0 mm	Distal	167.2	136.2		6	Mesial	-99.7	-248.3	563.2	-238	3.5 mm	Distal	36.3	73.5																																																																																														
	5	Mesial	-228.3	344.6	-312.6	-593	3.0 mm																																																																																																																				
		Distal	167.2	136.2					6	Mesial	-99.7	-248.3	563.2	-238	3.5 mm	Distal	36.3	73.5																																																																																																									
	6	Mesial	-99.7	-248.3	563.2	-238	3.5 mm																																																																																																																				
		Distal	36.3	73.5																																																																																																																							

Table 4. Force and moment diagram of 3-dimensional typodont model.

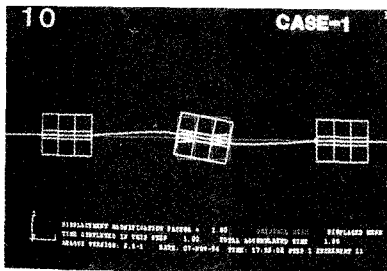
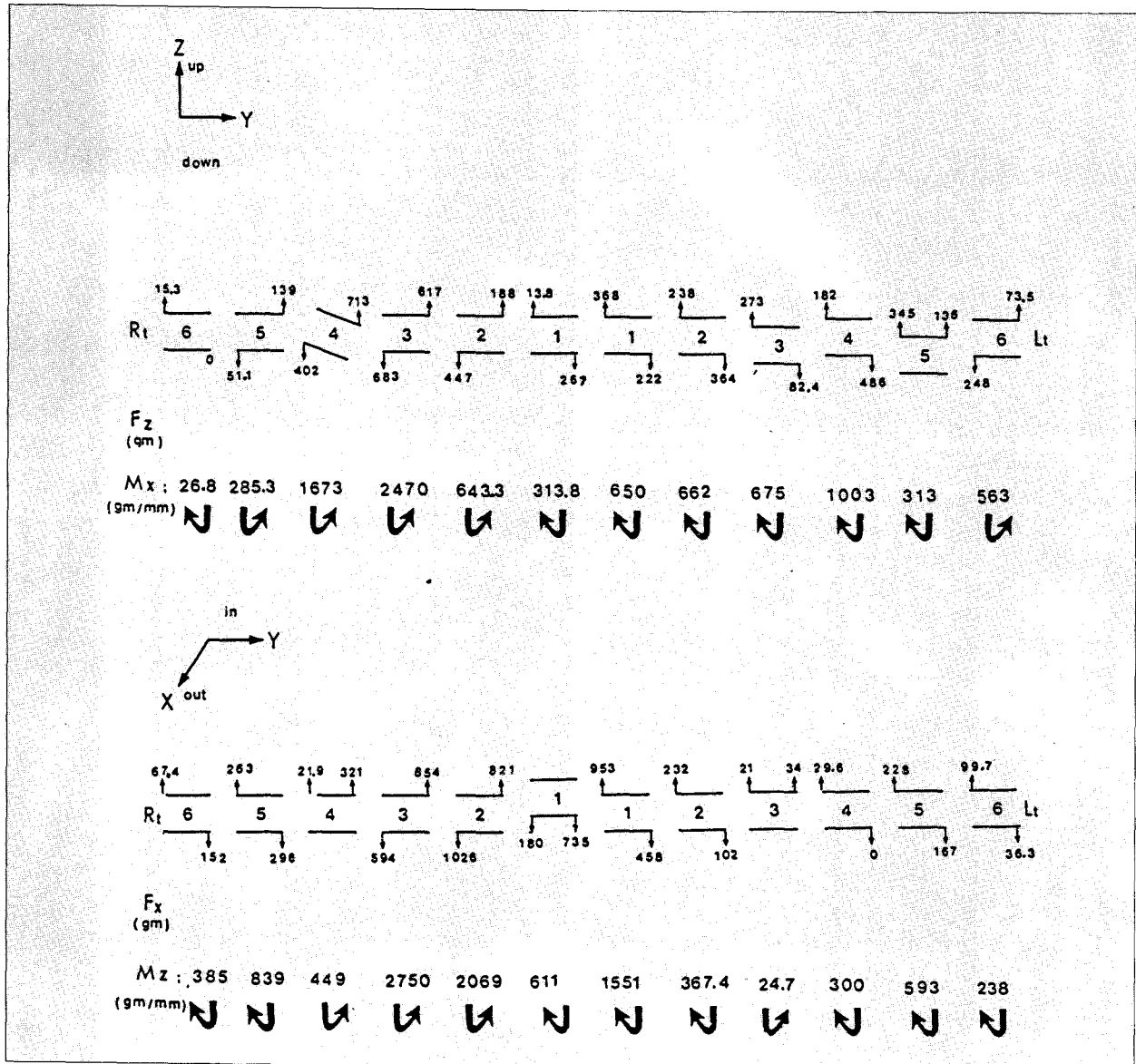


Fig. 10. Diagram of sample form (Case 1)

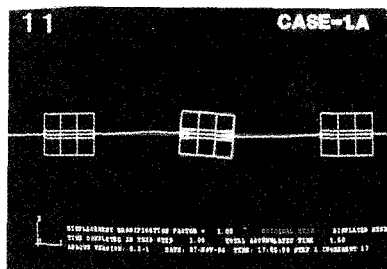


Fig. 11. Diagram of sample form (Case 1-A)

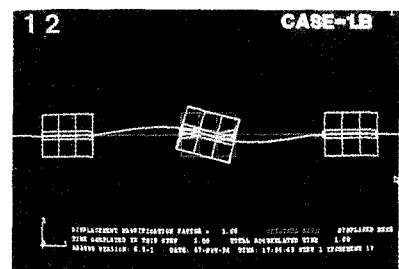


Fig. 12. Diagram of sample form (Case 1-B)

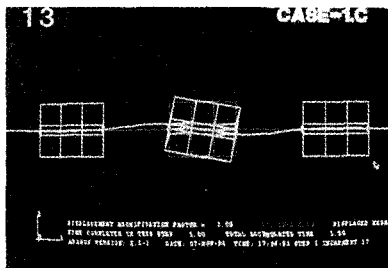


Fig. 13. Diagram of sample form (Case 1-C)

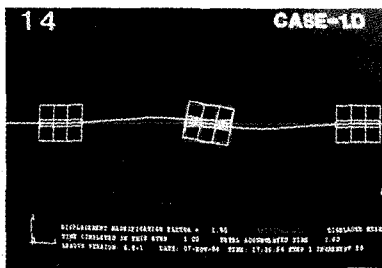


Fig. 14. Diagram of sample form (Case 1-D)

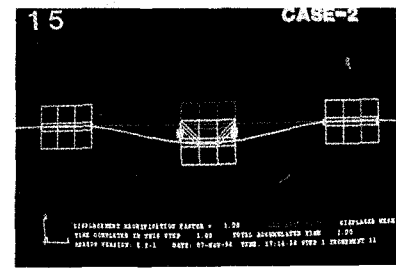


Fig. 15. Diagram of sample form (Case 2)

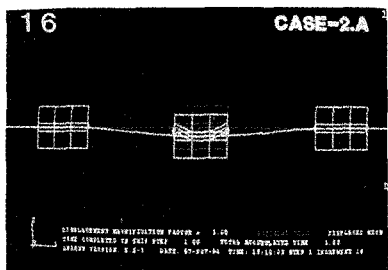


Fig. 16. Diagram of sample form (Case 2-A)

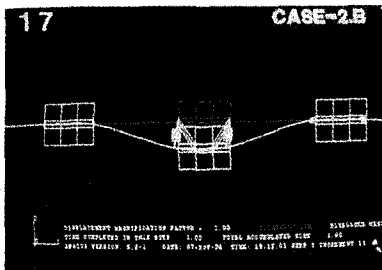


Fig. 17. Diagram of sample form (Case 2-B)

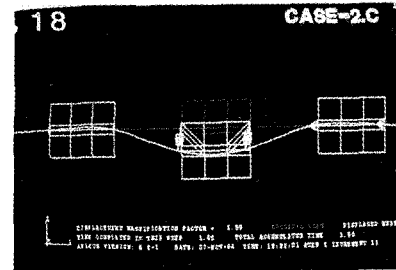


Fig. 18. Diagram of sample form (Case 2-C)

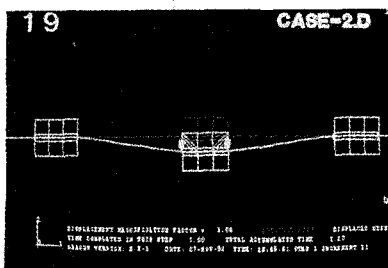


Fig. 19. Diagram of sample form (Case 2-D)

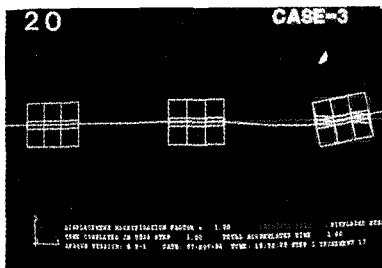


Fig. 20. Diagram of sample form (Case 3)

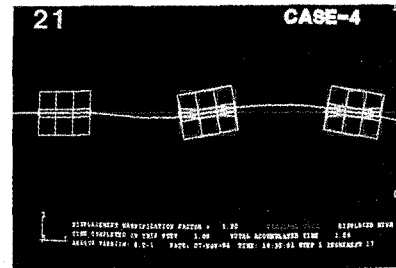


Fig. 21. Diagram of sample form (Case 4)

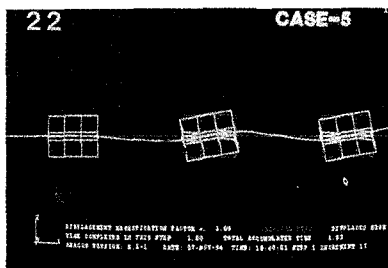


Fig. 22. Diagram of sample form (Case 5)

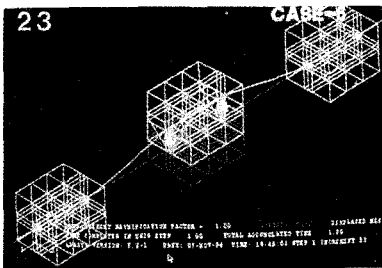


Fig. 23. Diagram of sample form (Case 6)

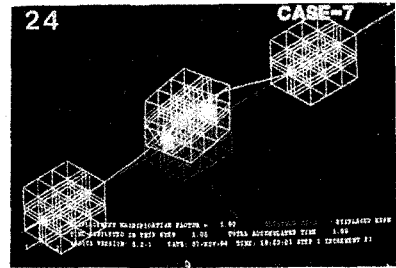


Fig. 24. Diagram of sample form (Case 7)

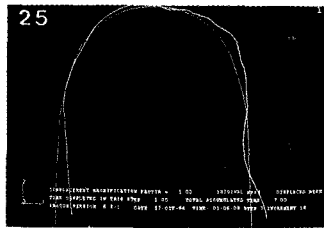


Fig. 25. Archwire deformation of 3-dimensional typodont model. (X-Y plane)

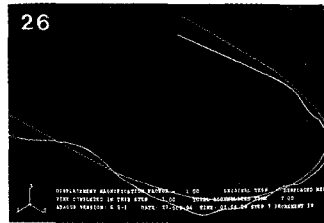


Fig. 26. Archwire deformation of 3-dimensional typodont model. (X-Y-Z plane)

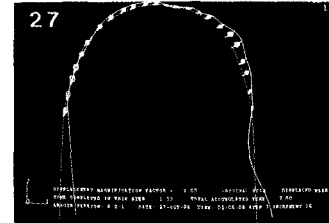


Fig. 27. Archwire deformation of 3-dimensional typodont model with gap elements. (X-Y plane)

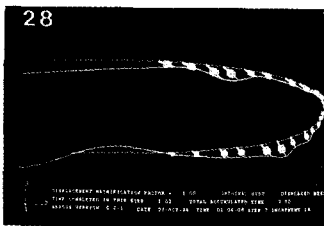


Fig. 28. Archwire deformation of 3-dimensional typodont model with gap elements. (X-Y-Z plane)

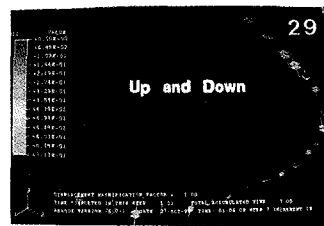


Fig. 29. Forces on gap elements. (Up and Down direction)

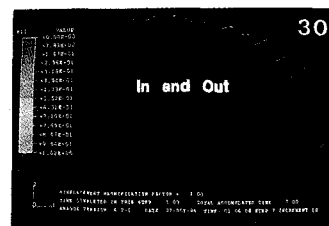


Fig. 30. Forces on gap elements. (In and Out direction)

IV. 총괄 및 고찰

19세기 말 E.H.Angle이 고안한 E-arch는 교정치료에 있어 고정성 장치의 시작이라 볼 수 있겠다. 치아의 tipping에 의한 E-arch의 교정치료는 정확한 치아의 위치 조절이 불가능했던 이유로 pin and tube appliance가 개발되게 된다. 치아마다 band와 vertical tube를 부착한 이 장치는 정확한 위치로 pin의 soldering이 어려운 문제점이 있어 archwire를 slot내 pin으로 고정시키는 ribbon arch가 개발되어 비교적 치아 이동 조절이 용이했지만, 0.010×0.020 inch 크기의 gold archwire의 resiliency 때문에 moment부여나 torque 조절이 불가능 했다. 1928년 0.0022×0.028 inch precious metal wire를 사용한 Edgewise appliance의 개발로 3방향의 치아 및 치근이동 조절이 가능해졌다³⁰⁾.

Edgewise appliance의 개발로 본격적인 치아이동의 Force mechanism에 대한 연구가 시작되었고, 1970년대 중반 direct bonding system의 도입으로 고정성 장치의 발달은 급속도로 진전되어 오늘날 contemporary edgewise라고 하는 일련의 straight arch appliance와 함께 교정치료 mechanism에 따른 다양

한 형태의 장치가 발전되어 오고있다. Archwire의 재질도 초기의 precious metal wire에서 물리적 성질이 우수한 stainless steel wire, Cr-Co 합금의 Elgiloy 등이 개발되면서 bracket slot size도 0.022 inch에서 0.018 inch로 바뀌게 된다. 금속 공학의 발달로 archwire의 종류도 치료 mechanism에 적합한 archwire를 선택해서 사용할 만큼 다양해졌으며, 낮은 load-deflection rate와 영구 변형없이 elastic deflection이 큰 archwire의 개발로 slot size는 다시 0.022 inch 이상으로 바뀌게 되며 이는 3 방향의 치아이동 조절을 더 정확하고 용이하게 하는 장점을 갖게 된다^{2,12,16,17,19)}.

1960년 초기 William F.Buehler에 의해 개발된 Nickel-Titanium합금인 NiTi wire는 deflection이 클 때는 elasticity가 크고, 반대로 deflection이 작을 때 낮은 elasticity를 보이는 bimetallic compound의 특징을 갖으며^{1,5,44)}, 유연성에 있어서도 0.016 inch NiTi는 0.0175 twistflex와 stiffness가 비슷하며, 0.012 inch stainless steel wire와 0.018 inch NiTi를 비교했을 때, NiTi의 stiffness가 20%가 더 적으며, range는 2배 이상의 유연성을 갖고 있기 때문에^{21,25)} 0.016 inch NiTi가 교정치료시 initial leveling

archwire로 많이 사용되고있다. 최근 국내에서 개발된 ORTHOLLOY[®]는 Nickel-Titanium합금으로 한국인 성인 정상 교합자의 평균 악궁 형태에 대한 연구를 근거로 제작되었으며, 비교적 우수한 성질과 저렴한 비용으로 임상에서 많이 사용되는 것으로 사료되어 본 연구에서도 0.016 inch ORTHOLLOY[®]를 initial leveling archwire로 선택하였다.

교정학에서 역학적 연구에 사용되고 있는 응력분석 방법들은 제각기 장단점을 갖고있어, 분석하고자 하는 대상이나 힘의 형태에 따라 적절한 분석법을 사용하게 되는데, 그중 유한 요소법은 물체에 하중이 가해질 때 물체의 표면이나내부에서 발생하는 응력을 적분형 원리를 적용하여 수식화하는 근사적 방법으로 분석 대상이 복잡한 형태를 갖거나 균일하지 않은 구조물의 응력 분석에도 적용이 가능하며 대상요소의 크기를 변화시킬 수 있기 때문에, 응력 분석 대상의 크기에도 제한 받지 않는 장점이 있다^{41,15)}.

치아에 교정력이 가해지면 압축부위(pressure side)에서는 periofiber bundle에 hyalinization이 나타나며, 인장부위(tension side)에서는 proliferation stage에 도달하는 조직반응을 보이는데, 치아이동 초기에 light force를 주어야 이런 조직 반응이 생리적으로 진행될 수 있다^{3,33)}.

치아이동에 있어 optimal force에 대해 학자마다 약간의 견해 차이는 있지만 그 개념은 치아나 주위조직의 손상없이 가장 빠른 치아이동을 야기하는 힘으로 요약된다²²⁾.

Reitan은 치아이동 초기에 필요한 initial force를 성인 25g, 어린이는 40g정도가 적당하다고 보고하였으며³³⁾, Hocevar는 치아이동 초기에 최소한의 force level이 요구되는데, 2g정도의 힘에서도 치아의 tipping이 일어나며, 효과적인 tipping force는 15-20g, translation을 위해서 100-1000g 이 요구된다고 하였다²³⁾. Jarabak & Fizzel은 optimal force를 2.5g/mm²라 보고하였으며, Oppenheim & Schwarz는 26 g/cm²일 때 periodontal ligament의 hydrostatic system이 유지되며, 그 이상 일때 tissue necrosis가 야기될 수 있다고 했다. 이러한 optimal force에 대한 다소간의 차이는 실험 방법 및 치아이동 mechanism, 마찰력 등 외적인 요소와 치근의 폭경 및 길이와 같은 치아의 형태와 치조골 상태 및 기타 periodontum과 같은 생체적 조건의 차이가 치아이동 양상의 차이를 나타낸다고 볼 수 있다²²⁾.

본 실험에서는 이러한 다양한 개인차를 배제하기 위

해 생체적 고려를 생략했으며, bracket에 주어지는 힘의 양상이 치아에 그대로 전달 된다는 조건하에 bracket과 archwire에 의한 힘과 moment 분석을 하였다.

분석 결과를 보면 lingual tipping이 심하게 되어있는 우측 중절치 부위와 mesial tipping이 심한 우측 제1소구치부위 즉 crowding이 심한 우측 전치부에서 상대적으로 높은 힘과 moment값이 집중되어 나타남을 볼 수 있으며 이런 큰값의 이유로는 인접 bracket의 복잡한 형상이외에도 wire가 bracket slot내에서만 gap element를 허용했기 때문에 많은 힘이 발생되었다고 생각된다. 이런 부위에서의 500-1000gm의 반력은 실제 임상에서는 큰 값이며, 단순히 tipping이나 leveling을 위해선 큰 힘이 되기 때문에 적용하기 힘들며, 개개인의 차이는 있겠지만 pain threshold를 넘어선 크기의 반력은 환자의 통증 호소나 결찰 재료 혹은 방법의 한계로 임상에서는 적용이 힘들며, 적용된다 하더라도 치아에 심한 손상을 가져 올수 있다.

Burstone은 치아의 alignment를 위해 plain wire가 bracket내로 삽입 될 때 force magnitude에 따른 4 zone을 구분했다⁵⁾. 그 중 full engagement force인 excessive force가 본 연구에서는 적용 되었으며, 기타 optimal, suboptimal 같은 bracket slot level을 벗어날수 있는 force는 유한 요소법에 의한 역학적 분석이 어렵다고 본다. 실제 임상에서 변위가 큰 치아의 alignment를 시행할 때는 optimal 이나 suboptimal과 같은 force level이 필요하며, 이는 ligature의 강도 조절이나 wire의 range를 늘려주는 방법 등으로 주어질 수 있다^{6,8,9)}.

실제 임상에서 wire의 종류나 bracket slot과 탄선 사이의 공간(play)에 의한 마찰각, 결찰재료, 타액 환경 등에 의한 마찰력이 발생하는 것⁴⁰⁾을 고려해 주어야 하지만 본 연구에서는 수평적 치아이동에 대한 분석 목적이 아닌 치아의 alignment시 발생하는 초기 응력을 구하고자 하였기 때문이며, continuous arch에서는 일정한 위치에서부터 탄선을 결찰해 나가는 방법을 사용하였기에 변위가 큰 부위에서는 탄선이 끌어당겨지거나 밀려나가는 상태를 윤활마찰의 경우로 간주하여 Fy값이 Fx나 Fz 값에 비해 상대적으로 작은 수치가 측정되어 비교의 의미가 없으므로 결과 측정치에서 무시하였다.

V. 결 론

Continuous arch의 force system을 분석하기 위하

여 서로 다른 형태의 geometry를 갖는 3개의 bracket 형상을 몇 가지 선택하여 표본형상으로 설정하고, 저자 임의대로 제작한 불규칙한 치아배열을 갖는 하악 모형을 일례로 initial leveling archwire인 0.016 inch NiTi(ORTHOLLOY[®])를 bracket내에 삽입했을 때 발생하는 초기 힘과 moment를 3차원 유한요소법을 이용하여 각각 분석하여 비교해 본 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. Bracket의 변위 또는 기울기에 따라 나타나는 힘의 양상이 선형 대칭적인 비례관계를 보였다.
2. Interbracket distance에 따라 나타나는 힘의 양상은 비 선형 대칭적인 반비례 관계를 보였다.
3. 3차원 모형에서 bracket 형상이 비교적 단순한 부위에서는 표본형상과 비교분석이 가능했지만 인접치의 형상이 복잡한 부위에서는 표본형상의 예측량보다 힘이 크게 발생되었다.

REFERENCES

1. Andresen, G.F., and Morrow, R.E. : Laboratory and clinical analysis of nitinol wire. Am. J. Orthod. 73 ; 142, 1978.
2. Asgharnia, M.K. and Brantly, W.A. : Comparison of bending and tension test for orthodontic wires. Am. J. Orthod. 89 ; 228-236, 1986.
3. Bench, R.W., Gugino, C.F., Hilgers, J.J. : Bioprogressive therapy. J. Clinical Orthod. 12 ; 123-139, 1978.
4. Brodsky, Caputo, and Furstman. : Root tipping : A photoelastic histopathologic correlation. Am. J. Orthod. 67 ; 1-10, 1975.
5. Burstone, C.J. : Variable-modulus orthodontics. Am. J. Orthod. 80 ; 1-16, 1981.
6. _____, Koenig, H.A. : Force systems from an ideal arch. Am. J. Orthod. 65 ; 270-289, 1974.
7. _____ : Rational of the segmented arch. Am. J. Orthod. 48 ; 805-822, 1962.
8. _____ : Orthodontic force control. J. clinical orthod. 15 ; 266-278, 1981.
9. _____, Baldwin, J.J. and Lawless, D.T. : Application of continuous forces to orthodontics. Angle orthod. 31 ; 1-14, 1961.
10. _____, and Pryputniewicz : Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. Am. J. Orthod. 77 ; 396-408, 1980.
11. _____, Every and Pryputniewicz : Holographic measurement of incisor extrusion. Am. J. Orthod. 82 ; 1-9, 1982.
12. _____, and Koenig, H.A. : Creative wire bending-The force system from step and V bends. Am. J. Orthod, Dentofac. orthop. 93 ; 59-67, 1988.
13. Caputo, A.A., Chaconas, S.J., Hayashi, R.K. : Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. Am. J. Orthod. 65 ; 250-258, 1974.
14. Christiansen, R.I., Burstone, C.J. : Centers of rotation within the periodontal space. Am. J. Orthod. 55 ; 353-369, 1969.
15. Currier, J.H. : A computerized geometric analysis of human dental arch form. Am. J. Orthod. 56 ; 164-179, 1969.
16. Donovan, M.T., Lin, J.J., Brantly, W.A. and Conover, J.P. : Weldability of beta titanium archwires. Am. J. Orthod. 85 ; 207-216, 1984.
17. Drake, S.R., Wayne, D.M., Powers, J.M. and Asgar, K. : Mechanical properties of orthodontics wires in tension, bending and torsion. Am. J. Orthod. 82 ; 206-210, 1982.
18. Drenker, E. : Calculating continuous archwire forces. Angle Orthod. 58 ; 59-70, 1988.
19. Fillmore, G.M., Tomlinson, J.C. : Heat treatment of Cobalt-Chromium alloy wire. Angle Orthod. 46 ; 187-195, 1976.
20. Gere and Timoshenko : Mechanics of materials. 3rd SI Edi. Chapman & HALL.
21. Graber, T.M. : Orthodontics. Current principles & technology, Mosby.
22. Hixon, E.H., Atikian, H., Callow, G.E., Mc Donald, H.W. and Tacy, R.J. : Optimal force, differential force and anchorage. Am. J. Orthod. 55 ; 437-457, 1969.
23. Hocevar, R.A. : Understanding, planning and managing tooth movement : Orthodontic force system. Am. J. Orthod. 80 ; 457-477, 1981.
24. Koenig, H.A., Burstone, C.J., Conant, R.J. and Habershtock, D. : Analysis and design of multiple-beam appliances. Am. J. Orthod. 86 ; 391-395, 1984.
25. Kusy, R.P. : Comparison of Nickel-Titanium and beta titanium wire size to conventional orthodontic archwire materials. Am. J. Orthod. 79 ; 625-629, 1981.
26. Kusy, R.P., Tulloch, J.F. : Analysis of movement/force ratio in the mechanics of tooth movement. Am. J. Orthod. 90 ; 127-131, 1986.
27. Logan, D.L. : A first course in the finite element method. 2nd Edi. PWS-KENT.
28. Moss, M.L., et. al. : Finite element method modelling of craniofacial growth. Am. J. Orthod. 87 ; 453-472, 1985.
29. Nikolai, R.J. : On optimum orthodontic forcetheory as applied canine retraction. Am. J. Orthod. 68 ; 290-302, 1975.
30. Proffit, W.R. : Contemporary orthodontics. Mosby. 1986.
31. Pryputniewicz, R.J., Burstone, C.J. and Bowley, W.W. : Determination of arbitrary tooth displacement. J. Dent. Res. 57 ; 663-674, 1978.
32. Pryputniewicz, R.J., Burstone, C.J. : The effect of time force magnitude on orthodontic tooth movement. J. Dent.

- Res. 58 ; 1754-1764, 1979.
33. Reitan, K. : Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics Am. J. Orthod. 43 ; 32-45, 1957.
 34. Smith, R.J., Burstone, C.J. : Mechanics of tooth movement. Am. J. Orthod. 85 ; 294- 307, 1984.
 35. Tanne, K., Koenig, H.A., Burstone, C.J. : Moment to force ratios and the center of rotation. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 94 ; 426-431, 1988.
 36. 김영원, 손병화 : 견치 원심 이동시의 초기변화에 관한 유한 요소법적 연구, 대한치과교정치학회지, 18 : 25-53, 1988.
 37. 탁선근, 박영철 : 한국 아동의 악안면 성장에 관한 유한요소법적 연구. 대한치과교정치학회지, 18 : 343-365, 1988.
 38. 박영철, C.J., Burstone : 최신 교정 치료학. 지성출판사.
 39. 박영철 : 한국인의 straight wire bracket의 형태에 관한 연구. 대한치과교정치학회지, 21 : 481-493. 1991.
 40. 성현미, 박영철 : 교정용 bracket과 archwire사이의 마찰저항에 대한 비교연구. 대한치과교정치학회지, 21 : 543-557, 1991.
 41. 전경민, 남동석 : Multiloop Edgewise Archwire의 역학적 해석. 대한치과교정치학회지, 21 : 31-47, 1991.
 42. 염정배, 이병태 : Multiloop Edgewise Archwire가 야기하는 응력 분포에 관한 광탄성적 연구. 대한치과교정치학회지, 20 : 267-281, 1990.
 43. 최광철, 손병화 : Straight full archwire에 의하여 발생되는 force system에 관한 분석. 연세치대논문집 in press.
 44. 하국봉, 손우성 : 피로하중에 의한 Nitinol의 기계적 성질의 변화. 대한치과교정치학회지, 23 : 725-734, 1993.
 45. 황치일, 서정훈 : 상악 호선에 torque부여시 나타나는 상반작용에 관한 유한요소법적 연구. 대한치과교정치학회지, 24 ; 479-508. 1994.

-ABSTRACT-

THREE DIMENSIONAL FORCE ANALYSIS OF FORCE SYSTEM IN CONTINUOUS ARCHWIRE BY FINITE ELEMENT METHOD

Joon Row, D.D.S. M.S.D., Young-Kyu Ryu, D.D.S., Ph.D.

Department of Orthodontics, School of Dentistry, Yonsei University

It is important to understand the operating mechanism and force system of fixed appliance that most effective for individual tooth movement in various orthodontic appliances. The archwire system of fixed appliance is divided into 3 types, which is continuous arch, segmented arch and sectional arch. The last two types have longer interbracket distance and simple force operating points, so it is easy to control force system by operator. But the continuous arch has shorter interbracket distance and various bracket geometry, so it is hard to control and analyze the force system.

The purpose of this study was three dimensional force and moment analysis of continuous arch system by finite element method, which is similar situation to three dimensional elastic beam in structural engineering.

Several sample form of various bracket geometry and artificial lower crowding typodont made by author were constructed, analyzed and compared each other.

The results were as follows :

1. The force magnitude is linear proportional to the degree of displacement or tilting of the bracket.
2. The force magnitude is inversely non-linear proportional to the interbracket distance.
3. In three dimensional typodont model, while the force can be compared with that of the sample form in the area where adjacent bracket geometry is simple, the force is much more than the expected value in the area where adjacent bracket geometry is complex.

KOREA. J. ORTHOD. 1996 ; 26 : 17-32

*Key words : Continuous arch, Force system, 3-dimensional elastic beam, Finite element method.