

소구치 치주인대의 탄성계수에 대한 유한요소 해석

전창수*, 김한성#, 심준성**, 김영호***

Finite Element Analysis for Elastic Modulus of the Periodontal Ligament in Premolar Regions

Chang Soo Chon*, Han Sung Kim#, June Sung Shim**, Young Ho Kim***

ABSTRACT

In this study, two dimensional and three dimensional finite element models of lower first premolar were analyzed. The mandibular specimen including a premolar was obtained from a cadaver and scanned with micro-CT. Finite element method models were reconstructed from CT images at mid-sagittal plane of the tooth.

Most studies have used a wide range of value(0.07~1000MPa) for elastic modulus of periodontal ligament. The elastic modulus of the periodontal ligament was analyzed by finite element method and compared with that of experiment model. This study indicated that the model without pulp was more suitable than that with pulp in two dimensional finite element analysis.

Key Words : Finite element method (유한요소법), Periodontal ligament (치주인대), Premolar (소구치), Pulp (치수)

1. 서론

인체의 치아는 부드러운 곡선으로 이루어져 있고, 턱뼈는 아주 복잡하게 이루어진 구조를 하고 있으므로 형상 그대로를 유한요소 모델에 표현해 내는 것은 쉽지 않다. 기존의 연구들에서는 해부학 등에서 제공하는 스케치 등을 이용하여 모델을 구성하거나¹, 단지 치아만을 모델링 하여 분석을² 시행한 경우가 대부분이었으며, 치아 주위의 골을 포함하는 모델을 제작한 경우일지라도 복잡한 망상 구조의 해면골을 단순 균일체로 가정하여 분석을

하였다³. 따라서 본 연구에서는 치아를 지탱하고 있는 주위 골에 대한 정확한 모델링을 위하여 사체에 하악골을 포함하는 소구치의 시편을 채취하여 마이크로미터(μm)단위의 정밀도로 사물을 단층 촬영할 수 있는 미세 전산 단층 촬영(micro-CT)기법을 적용하였다. 시편을 $21\mu\text{m}$ 간격으로 단층 촬영한 후, 단면의 데이터를 3차원으로 재구성하여 전체적인 형상을 구성하고, 유한요소 모델을 제작하여 교합압에 의한 치주인대(periodontal ligament)의 탄성계수 값을 예측하고 기존 연구에 사용된 가정의 타당성을 밝히고자 하였다.

* 접수일: 2005년 1월 17일; 게재승인일: 2005년 8월 9일

* 연세대학교 대학원 의공학과

교신저자: 연세대학교 의공학과, 의용계측 및 재활공학 연구센터

E-mail hskim@dragon.yonsei.ac.kr Tel. (033) 760-2942

** 연세대학교 보철학교실

*** 연세대학교 의공학과, 의용계측 및 재활공학 연구센터

치조골과 치아 사이에서 완충작용을 하는 신경 조직인 치주인대는 대략 $0.25\text{mm} \pm 50\%$ 의 폭⁴을 가지며, 치주인대 속에는 치조골을 만드는 치조골 모세포와 백악질을 만드는 백악골 모세포가 있다. 치주인대의 물리적인 특성은 하중을 받는 치아의 움직임을 분석하고, 약력을 흡수하며, 외부 생물학적 손상에도 재생할 수 있게 하고, 치아를 유지하게 하는 가장 중요한 조직이다. 그러나 순수한 사체의 표본을 이용해서 연구한 치주인대의 물리적 특성은 거의 알려진 것이 없으며, 유한요소법을 이용하거나 실험을 통한 치주인대의 탄성계수에 대한 연구들이 이루어졌지만, 0.07~1000MPa의 넓은 범위의 탄성계수 값을 보고하고 있다. 뿐만 아니라 기존의 연구에서 Rees⁵는 Hojjatie와 Anusavice⁶와 Rubin⁷등의 연구에서 보고된 3차원 모델의 경우 치수(齒髓)가 포함되어도 응력 값에 큰 영향을 미치지 않는다는 것을 2차원 모델에 동일하게 적용하여 해석하였다. 본 연구에서는 치수를 포함한 모델과 제거한 모델을 구성하여 Rees⁵가 사용한 2차원 모델의 타당성을 조사하였다.

본 논문에서는 유한요소해석 기법을 통하여 다양한 모델에 대한 치주인대의 탄성계수를 예측하고 치주인대에 대한 유한요소 모델의 방향을 제시하는데 그 목적이 있다.

2. 실험방법

2.1 치아모델의 구성

사람 사체에서 획득한 하악골에서 저속 다이아몬드 휠 톱(Isomet, Buehler Co., Lake Bluff, Illinois, U. S. A)을 이용하여 치아 장축에 평행하게 하악 제1소구치가 포함되는 10cm 두께의 하악골 시편을 채취하였다. 미세 전산 단층촬영 시스템을 이용하여 2차원 단면 영상을 촬영하고, Bionix(CANTIBio, Inc.) 프로그램을 통해 3차원 영상으로 재구성하였으며 Hypermesh(Altair engineering, Inc.)를 이용하여 유한요소모델을 제작하였다.

본 논문에서는 기존 연구자들이 가정한 2차원 모델의 타당성을 검토하기 위하여 2차원과 3차원 모델의 유한요소해석을 수행하였으며 유한요소해석에는 상용 소프트웨어인 ANSYS(ANSYS, Inc.)를 사용하였다. 3차원 구조를 하고 있는 치아 및 주위골을 2차원으로 해석하기 위해서 다음과 같은 가정

이 사용되었다.

- 가정 1. 불규칙한 해면골(cancellous bone)을 표현하기 위하여 3차원 형상의 축 방향의 중앙 단면 형상을 사용한다.
- 가정 2. 사용된 평면 요소(plane element)들은 평면 변형(plane strain) 상태로 가정한다.
- 가정 3 하악골의 아래쪽이 완전 고정된 상태로 가정한다.

2차원과 3차원 유한요소 모델은 요소의 크기와 수렴성을 고려하여 모델링 하였으며, 2차원 모델은 27,621개의 4-절점 4각형 요소를 사용하였고, 3차원 요소는 122,698개의 4-절점 4면체 요소를 사용하였다. 에나멜은 이방성으로 모델링하였으며, 치아를 구성하는 물질들과 골(骨)에 대한 물성치를 Table 1에, 치아의 전체적인 형상을 Fig. 1에 나타내었다.

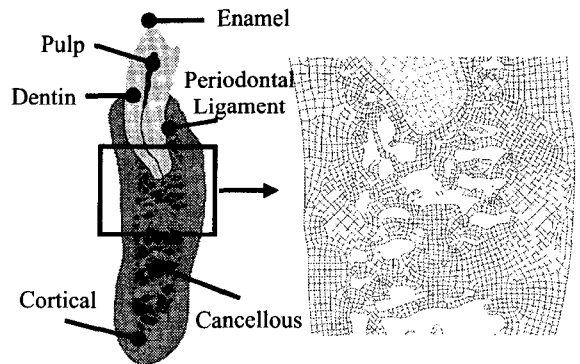


Fig. 1 Tooth model

Table 1 Material properties

	E(MPa)	ν	Reference
Enamel	$E_x=8E4$	0.3	Rees & Jacobsen ⁸
	$E_{y,z}=2E4$		
Dentin	1.5E4	0.31	Rees & Jacobsen ⁸
Cortical bone	1.38E4	0.26	Vincent ⁹
Cancellous bone	345	0.31	Wilson ¹⁰
Periodontal ligament	0.07~1000	0.49	

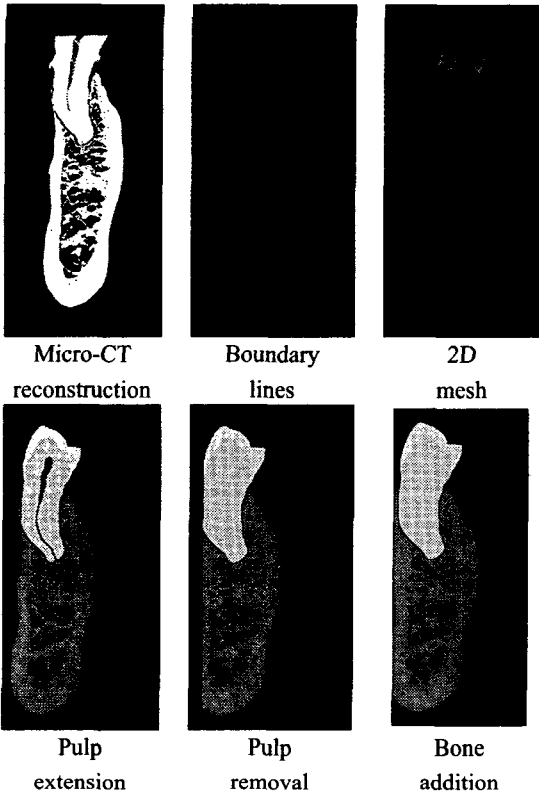


Fig. 2 Two-dimensional modeling process

치아의 외곽을 둘러싸고 있는 에나멜(enamel)은 Rees⁵와 Jacobsen⁸과 같이 $E_x=80\text{GPa}$, $E_y=E_z=20\text{GPa}$ 의 이방성으로 모델링 하였고, 일반적인 치골(齒骨)의 형상을 얻기 위하여 상단의 치밀골 부분을 Fig. 2와 같이 보강하였다.

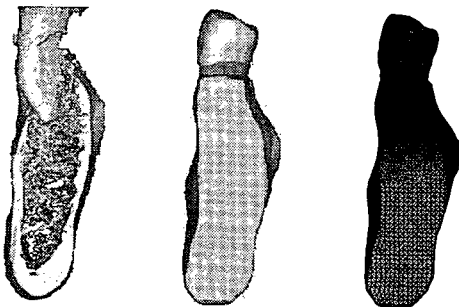


Fig. 3 Three-dimensional model of tooth

Fig. 3은 하악골을 포함한 치아 모델을 도시한

것으로, 미세 전산 단층(micro-CT) 영상을 Bionix(CANTIBio, Inc.) 프로그램을 이용하여 3차원으로 재구성하고 Hypermesh(Altair engineering, Inc.)를 통해서 유한요소모델로 다시 구성한 모델이다.

2차원의 치아 모델은 치수의 유, 무에 따른 치주인대의 탄성계수에 미치는 영향을 분석하기 위해 2가지 모델로 나누었고, 이것을 다시 에나멜의 등방성과 이방성에 대한 모델과 해면골의 상태에 따른 D1(Misch CE¹³의 분류에 따라 해면골을 치밀골로 대체한) 모델과 균질화(homo) 모델로 구분하여 해석하였다(Fig. 4).

본 연구에서는 3차원 모델과의 상대비교를 통해 2차원 모델의 타당성을 조사 하였다. 3차원 모델은 치수의 유, 무 모델로 구성하였고, 2차원 모델과 동일한 D1, 균질화(homo) 모델로 구분하였다(Fig. 5).

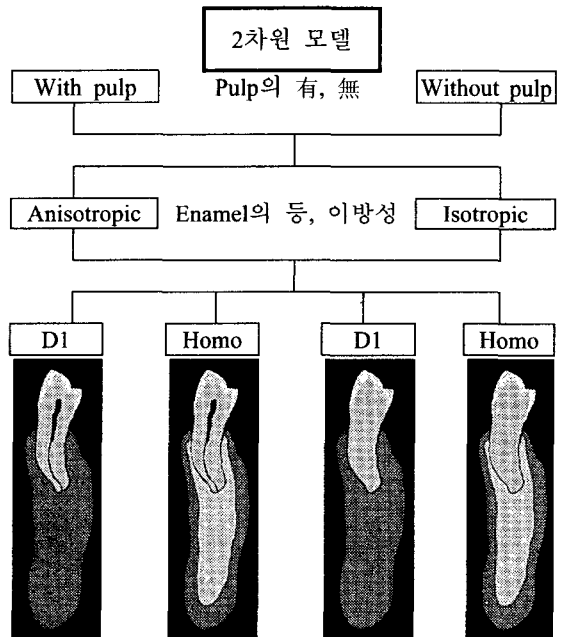


Fig. 4 Scheme of two-dimensional models

Fig. 4에서 사용된 용어의 정의는 다음과 같다.

Isotropic : 에나멜을 등방성으로 가정한 모델.

Anisotropic : 에나멜을 이방성으로 가정한 모델.

D1 : Misch CE¹³의 분류에 따라 해면골을 치밀골로 대체한 모델.

Homo : 해면골을 균질체로 가정한 모델.

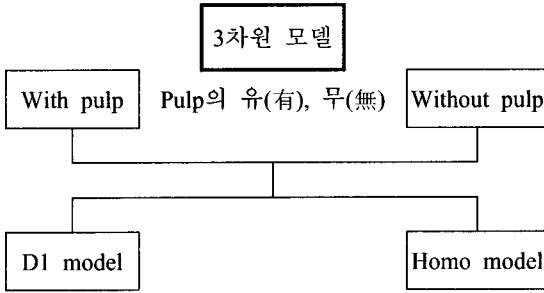
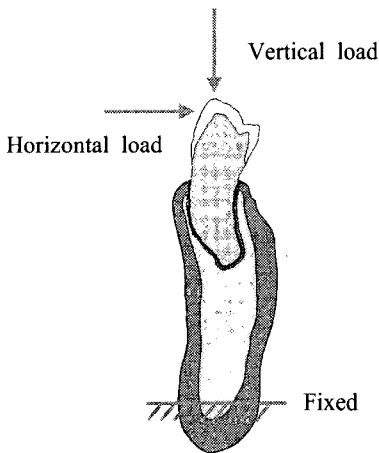


Fig. 5 Scheme of three-dimensional models

2.2 치아모델의 경계 및 하중 조건

본 연구의 유한요소해석 결과와 Tanne & Sakuda¹¹의 연구와 Picton¹²의 실험결과 및 Rees⁵의 해석 결과를 비교하기 위하여 그들이 사용한 조건과 동일한 경계조건과 하중조건을 사용하였다(Fig. 6).



Loading condition	
Vertical load	2kg(19.6N)
Horizontal load	250g(2.45N)

Fig. 6 Loading and boundary condition

Tanne 와 Sakuda¹¹는 실험에서 소구치의 구강 침두부와 잇몸 끝 사이의 순(脣)측 중간 부분에 수평방향으로 250g의 하중을 가하였을 때 설(舌)측 부분의 변위를 스트레인 게이지를 이용해서 측정하였고(Fig. 7), Picton¹²의 연구에서는 소구치 구강 침두에 2kg를 인가하였을 때 수직방향의 변위량을 측정하는 실험을 수행하였다(Fig. 8). 또한 Rees⁵는 하

악골 첫 번째 소구치의 2차원 평면 변형 모델에서 치수를 포함한 모델의 치주인대의 탄성계수를 0.07~1000MPa까지 바꿔가면서 수평방향과 수직방향의 변위를 측정하였다.

본 연구에서는 좀 더 정확하게 탄성계수를 구하기 위해서 유한요소해석을 통하여 탄성특성이 나타나는 0.5~50MPa까지 단계적으로 탄성계수를 바꿔가면서 수직방향 및 수평방향의 변위를 측정하였다.

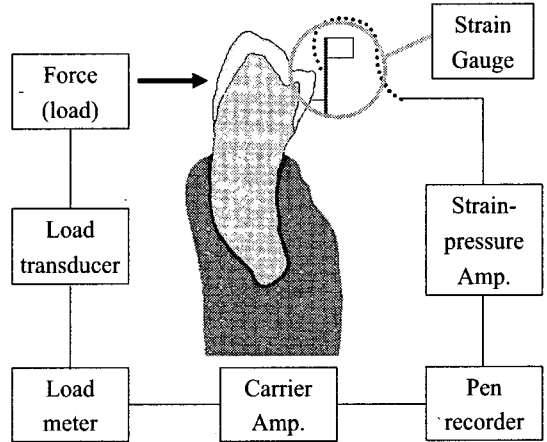


Fig. 7 Experimental system of Picton¹²

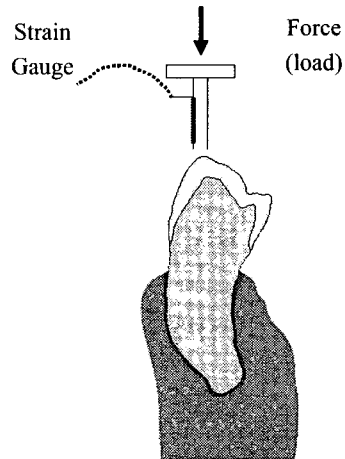


Fig. 8 Experiment system of Tanne and Sakuda¹¹

3. 결과

3.1 2차원 모델의 해석결과

Tanne & Sakuda¹¹와 Picton¹²의 실험을 이용하여 Rees⁵가 2차원 유한요소해석을 수행한 결과 수직방

향의 변형량(22.2 μm) 및 수평방향의 변형량(22.1 μm)에 대한 치주인대 탄성계수가 50MPa 임을 보고하였다.

Table 2와 Table 3은 2차원 모델의 해석결과이다. Table 2는 에나멜의 물성치를 이방성으로 적용했을 때 치주인대의 탄성계수의 변화에 대한 치아의 변위량을 나타낸 표이다. 해석은 치주인대의 탄성계수를 0.5~50MPa까지 단계별로 변화시키며 변위량을 계산하였다.

Tanne & Sakuda¹¹의 실험에서 250g의 수평하중 적용시 평균 24.2 μm (14.5 μm ~32.6 μm)의 변형량을 얻었고, Piction¹²의 실험에서 2kg의 수직하중 적용시 평균 24.7 μm , 표준편차 11 μm 의 수직 변형량을 측정하였다. 본 연구의 해석결과도 Rees⁵의 해석결과와 동일하게 균질화 모델에서 50MPa정도의 비슷한 탄성계수를 얻을 수 있었다. 그러나 각각의 정확한 탄성계수는 수직하중에 대한 것이 23MPa이었고, 수평하중에 대한 것은 61MPa로 나타났다. 균질화 모델의 경우와는 반대로 D1 모델의 경우는 Rees⁵의 실험과는 다른 결과 값이 나타났고, 또한 치수의 유, 무에 따라 결과 값이 차이를 보였다.

치수를 포함한 모델에서 D1 모델의 경우 5~7MPa의 탄성계수를 보였고, 정확한 수직하중에 대한 탄성계수는 5MPa, 수평하중에 대한 탄성계수는 7MPa를 얻었다.

E(MPa)	Displacement and elastic modulus [2D Anisotropic(μm)]			
	Without pulp			
	D1		Homo	
	Verti	Hori	Verti	Hori
50	8.7387	10.282	17.395	20.267
10	13.654	17.602	28.105	38.263
5	19.298	22.327	36.271	50.524
1	63.295	44.443	84.619	96.165
0.5	117.78	66.014	140.77	130.82
Exact elastic modulus and displacement				
E(MPa)	3	4	15	30
Displacement(μm)	26.703	24.210	24.584	24.521

또한 치수를 제외한 모델에서는 D1 모델에서 수직하중에 대한 탄성계수는 3MPa, 수평하중에 대한 탄성계수는 4MPa를 나타내었고, 균질화 모델에서 수직하중에 대한 탄성계수는 15MPa, 수평하중에 대한 탄성계수는 30MPa를 나타내었다.

Table 3은 에나멜의 물성치를 등방성으로 적용했을 때의 치주인대의 탄성계수의 변화에 대한 치아의 변위량을 나타낸 표이다. Table 2와 마찬가지로 치수의 유, 무와 D1 모델과 균질화 모델의 해석결과 Rees⁵의 실험과는 차이를 보였다.

Table 2 Displacement and elastic modulus of two-dimensional anisotropic models

E(MPa)	Displacement and elastic modulus [2D Anisotropic(μm)]			
	With pulp			
	D1		Homo	
	Verti	Hori	Verti	Hori
50	10.848	14.502	20.156	25.536
10	17.081	22.066	32.725	43.377
5	24.152	27.231	42.788	55.886
1	78.587	51.572	101.73	102.83
0.5	144.58	74.358	168.39	138.02
Exact elastic modulus and displacement				
E(MPa)	5	7	23	61
Displacement(μm)	24.152	24.499	24.866	24.223

Table 3 Displacement and elastic modulus of two-dimensional isotropic models

E(MPa)	Displacement and elastic modulus [2D Isotropic(μm)]			
	With pulp			
	D1		Homo	
	Verti	Hori	Verti	Hori
50	8.5366	14.139	17.924	24.949
10	14.758	21.770	30.497	42.873
5	21.845	27.028	40.577	55.491
1	76.416	51.572	99.323	102.75
0.5	142.44	74.378	166.24	138.01
Exact elastic modulus and displacement				
E(MPa)	4	7	18	56
Displacement(μm)	25.336	24.248	24.597	24.182

E(MPa)	Displacement and elastic modulus [2D Isotropic(μm)]			
	Without pulp			
	D1		Homo	
	Verti	Hori	Verti	Hori
50	6.5268	10.274	15.187	20.265
10	11.440	17.579	25.895	38.261
5	17.084	22.296	34.060	50.521
1	61.081	44.403	82.407	96.163
0.5	115.56	653978	138.56	130.81
Exact elastic modulus and displacement				
E(MPa)	3	4	12	30
Displacement(μm)	24.489	24.176	24.225	24.518

E(MPa)	Displacement and elastic modulus [3D Anisotropic(μm)]			
	Without pulp			
	D1		Homo	
	Verti	Hori	Verti	Hori
50	4.1215	7.9373	5.3270	10.504
10	2.2590	8.5649	6.9529	11.464
5	6.4900	8.9785	8.4962	12.031
1	15.904	11.436	18.555	14.691
0.5	27.511	14.225	30.347	17.474
Exact elastic modulus and displacement				
E(MPa)	0.6	0.17	0.7	0.2
Displacement(μm)	23.652	24.669	23.641	25.404

3.2 3차원 모델의 해석결과

Table 4는 3차원 이방성 모델의 변위량에 따른 탄성계수 해석 결과를 기술하고 있다. 표 4에서 보는 바와 같이 치수가 있는 모델의 경우, D1 모델의 탄성계수는 수직하중일 때 0.6MPa, 수평하중일 때 0.2MPa이고, 균질화 모델의 경우 수직하중일 때 0.9MPa, 수평하중일 때 0.25MPa이다. 또한 치수가 없는 모델에서의 D1 모델은 수직하중일 때 0.6MPa, 수평하중일 때 0.17MPa, 균질화 모델의 경우 수직하중일 때 0.7MPa, 수평하중일 때 0.2MPa이다.

치주인대의 2차원 유한요소해석 결과(3~61MPa)와 비교하면 3차원 유한요소해석 결과(0.17~0.9MPa)와는 큰 차이를 보였다.

Table 4 Displacement and elastic modulus of three-dimensional anisotropic models

E(MPa)	Displacement and elastic modulus [3D Anisotropic(μm)]			
	With pulp			
	D1		Homo	
	Verti	Hori	Verti	Hori
50	4.1677	7.3259	9.8747	10.580
10	5.3258	739267	12.144	11.566
5	6.1548	8.3539	13.810	12.158
1	16.195	11.103	23.837	15.115
0.5	26.946	14.365	35.590	18.373
Exact elastic modulus and displacement				
E(MPa)	0.6	0.2	0.9	0.25
Displacement(μm)	24.142	24.028	25.155	24.745

Tanne & Sakuda¹¹의 실험에서 치주인대의 수평 방향에 대한 탄성계수는 0.65MPa로 나타났고, 본 연구에서는 0.17~0.25MPa 정도로 Rees⁵가 제시한 50MPa에 비해 차수(次數)가 근접한 결과를 보였다.

4. 고찰

치주인대의 탄성계수를 3개의 그룹으로 나누어 각각 비교하였다. 각각의 그룹은 2차원 이방성과 등방성, 그리고 3차원 이방성으로 이루어져 있다. 치주인대의 탄성계수를 0.5~50MPa로 변화시켜가며 그에 따른 변위량을 구하여 Tanne & Sakuda¹¹의 실험과 Piction¹²의 실험에 보고된 변형량을 기준으로 유한요소해석을 수행하였고, 해석한 결과와 가장 가까운 탄성계수를 계산하여 Rees⁵의 2차원 모델의 타당성을 검증하였다.

4.1 2차원 이방성 모델의 탄성계수 비교

2차원의 경우 Rees⁵가 사용한 균질화 모델과 유사한 모델을 구성하여 해석한 결과 대략 50MPa 정도에서 Tanne & Sakuda¹¹의 실험값인 평균 24.2 μm 의 변형량에 근접함을 알 수 있었다. 또한 작은 변형량에도 탄성계수의 값이 크게 변하는 것을 알 수 있다. 해석을 통해 구한 정확한 탄성계수의 값은 균질화 모델에서 치수가 포함되어 있을 경우 수직하중일 때 23MPa, 수평하중일 때 61MPa로 그 차이가 많이 나타남을 알 수 있었다. 치수가 제외된 모델에서는 수직하중일 때 12MPa, 수평하중일 때 30MPa로 치수를 포함한 모델에 비해 작은 탄성계수를 보였고, 수직과 수평의 탄성계수의 차이 또한 작았다.

D1 모델의 경우는 치수를 포함한 모델이 균질화 모델과 마찬가지로 치수를 제거한 모델에 비해 탄성계수가 약간 크게 나타났고 수직과 수평의 하중에 대한 탄성계수 차이도 치수를 제거한 모델이 작게 나타났다. 또한 균질화 모델의 탄성계수보다 비교적 작은 값을 나타내었다.

4.2 2차원 등방성 모델의 탄성계수 비교

Fig. 9는 등방성의 물성치를 적용한 2차원 모델과 이방성의 물성치를 적용한 모델의 차이를 비교하기 위해 해석하였다. 전체적으로 등방성 모델이 이방성 모델보다 작은 탄성계수를 가지긴 하였지만 비슷한 양상을 보이고 있음을 알 수 있다.

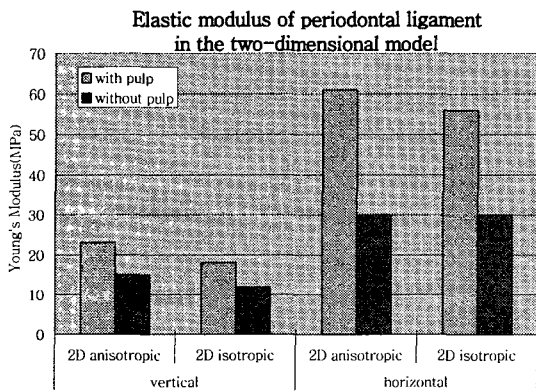


Fig. 9 Comparison of elastic modulus of periodontal ligament in the two-dimensional models (homo model)

4.3 3차원 모델의 탄성계수 비교

보다 정확한 실험을 위해 3차원 모델을 구성하였고, 구성된 3차원 모델은 D1 모델과 균질화 모델을 서로 비교하고, 2차원 유한요소모델의 해석결과와도 비교함으로써 2차원 모델의 타당성을 분석하였다.

Fig. 10의 실험결과를 보면 알 수 있듯이 치수를 포함한 모델과 치수를 포함하지 않은 모델의 탄성계수 차이가 크지 않음을 알 수 있고, 모델간의 탄성계수 차이도 크지 않음을 확연하게 알 수 있다. 따라서 3차원의 유한요소해석에 사용할 모델은 물성치 적용과 모델 구성이 용이하고, 이에 따라 해석시간이 단축되는 이점이 있는 D1 모델이 탄성 거동의 경향을 파악하는데 용이함을 알 수 있다.

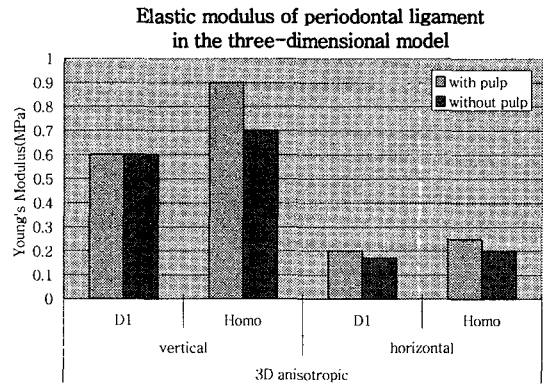


Fig. 10 Comparison of elastic modulus of periodontal ligament in the three-dimensional models

해석 결과를 보면 3차원에서는 Hojjatie와 Anusavice⁶, Rubin⁷등이 가정했던 것과 같이 치수의 포함 유, 무가 해석에 큰 영향을 미치지 않는다는 것을 알 수 있었고, 반면에 2차원의 모델에서는 치수의 포함 유, 무가 탄성계수의 크기에 영향을 주는 것을 알 수 있었다. 뿐만 아니라 모델(D1, 균질화 모델)에 따라서 탄성계수의 차이가 두드러짐을 알 수 있다. 그러므로 2차원의 모델의 경우 유한요소 해석을 수행할 경우 모델을 신중히 선택해야 할 것이다. 3차원 모델의 경우는 치수의 유, 무와 관계없이, 모델(D1, 균질화 모델)에 관계없이 탄성계수의 크기가 큰 차이가 없음을 알 수 있다.

5. 결론

치주인대의 탄성계수는 2차원 모델의 경우 에 나델의 등방성, 이방성과 치수의 유, 무에 따라 차이가 있음을 알 수 있었다. 유한요소기법을 이용하여 치아의 탄성거동을 해석할 때에는 치주 인대의 적절한 탄성계수를 적용하여야 하겠고, 보다 정확한 해석을 위해서는 3차원의 정확한 해면골 미세구조의 연구가 필요하다.

후기

이 논문은 정부(교육인적자원부)의 재원으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구임(과제번호 2004-5-0254)

참고문헌

1. Vijay, K. G., Satish, C. K., Kanwerdip, S., "Clinical implications of the response of enamel and dentin to masticatory loads," J Prosthet Dent, Vol. 64, pp. 446-454, 1990.
2. Vijay, K. G., Satish, C. K., Jeffrey, L. R., Kuang, H. C., "Stresses at the dentinoenamel junction of human teeth-A finite element investigation," J Prosthet Dent, Vol. 66, pp. 451-459, 1991.
3. Phophi, K., George, P., Stephen, C. B., David, A. F., "Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures," Quintessence Int, Vol. 27, pp. 701-706, 1996.
4. Lindhe, J., Karring, T., "The anatomy of the periodontium," In Textbook of Clinical Periodontology, 2nd ed. J. Lindhe. Munksgaard, Copenhagen, pp. 19-69, 1989.
5. Rees, J. S., Jacobsen, P. H., "Elastic modulus of the Periodontal ligament," Biomaterials, Vol. 18, pp. 995-999, 1997.
6. Hojjatie, B., Anusavice, K. J., "Three-dimensional finite element analysis of glass-ceramic dental crowns," Journal of Biomechanics, Vol. 23, pp. 1156, 1989.
7. Rubin, C., Krishnamurthy, N., Capilouto, E., Yi, H., "Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model," Journal of Dental Research, Vol. 62, pp. 82, 1983.
8. Rees, J. S., Jacobsen, P. H., "Modelling the effects of enamel anisotropy with the finite element method," Journal of Oral Rehabilitation, Vol. 22, pp. 451-454, 1995.
9. Vincent, J. F. V., "Structural Biomaterials," Princeton University Press, Princeton, NJ, pp. 182-183, 1992.
10. Wilson, A., "Linear and non-linear analysis of orthodontic tooth movement." Ph D Thesis, University of Wales, Wales., 1991.
11. Tanne, K., Sakuda, M., "Initial stress induced in the periodontal tissue at the time of the application of various types of orthodontic force: three dimensional analysis by means of the F.E.M," J Osaka Univ. Dent. School, Vol. 23, pp. 143-171, 1983.
12. Picton, D.C.A., "Vertical movement of cheek teeth during biting," Arch. Oral Biol., Vol. 8, pp. 109-118, 1963.
13. Misch, CE: Bone character : second vital implant criterion, Dent today 39-40, June/July 1988.
14. Chon, C. S., Kim, H. S., Shim, J. S., "Finite element analysis for elastic modulus of the periodontal ligament in premolar regions," The Korea society of medical & biological engineering, autumn conference, 2003.
15. Chon, C. S., Park, B. C., Ki, H. J., Kim, H. S., Shim, J. S., You, Y. S., "Finite element analysis on dental morphology and abfraction," The Korea society of medical & biological engineering, spring conference, 2004.