

기둥(Post)과 핵(Core)의 이종재료 조합에 의한 치아의 유한요소 해석

A Finite Element Analysis of Incisors with Different Material Combinations of a Post and a Core

강민규¹, 탁승민¹, 이석순^{1,✉}, 서민석², 김효진³
Min Kyu Kang¹, Seung Min Tak¹, Seok Soon Lee^{1,✉}, Min Seock Seo² and Hyo Jin Kim³

¹ 경상대학교 기계항공공학부 (Department of Mechanical Engineering, Gyeongsang Univ.)

² 서울대학교 치의학대학원 (School of Dentistry, Seoul Univ.)

³ 항공기능대학교 항공기계과 (Department of Aeronautical Engineering, Korea Aviation Polytechnic College)

✉ Corresponding author: leess@gsnu.ac.kr, Tel: 055-751-5314

Manuscript received: 2010.9.17 / Revised: 2011.1.6 / Accepted: 2011.1.19

The purpose of this study was to investigate the effect of rigidity of post core systems on stress distribution by the finite element stress analysis method. Three-dimensional finite element models simulating an endodontically treated maxillary central incisor restored with a zirconia crown were prepared. Each model contained cortical bone, trabecular bone, periodontal ligament, 4mm apical root canal filling, and post-and-core. A 50N static occlusal load was applied to the palatal surface of the crown with a 60° angle to the long axis of the tooth. And three parallel type post (zirconia, glass fiber and stainless steel) and two core (Paracore and Tetric ceram) materials were evaluated, respectively. The differences in stress transfer characteristics of the models were analyzed. von Mises stresses were chosen for presentation of results and maximum displacement and hydrostatic pressure were also calculated. For the Result of the research, the model applied glass fiber to post material has lowest von Mises stress and it is suitable for material of post core systems.

Key Words: Core (핵), Finite Element Analysis (유한요소해석), Incisors (앞니), Post (기둥)

1. 서론

치아(Tooth)에 구멍을 내서 신경을 죽인(근관) 치아의 수복에 있어서 파단은 가장 중요하게 고려해야 한다. 치아의 수복에서 포스트를 사용하여 치수와 다른 단단한 물질을 근관 내에 삽입하고, 이렇게 만들어진 치아구조는 고유의 응력을 분산시키게 된다. 오랫동안 기둥(Post)과 핵(core)으로 수복된 치아의 파단 저항에 대해서 많은 연구가 이루어졌지만 어떤 것이 최상의 선택인지에 대해

서는 아직 정해지지 않았으며, 여전히 서로 상충되는 인자들이 존재한다.¹⁻⁷

본 연구에서는 임플란트 치아 형상의 구조변화를 통해, 유한요소법⁸⁻¹⁰을 이용한 해석을 수행하고, 재료의 변화에 의한 응력분포변화를 비교, 분석하여 어떤 조합이 파단 저항에 도움이 되는지를 알아보는 것이다.

연구 과정에서 형태변화 3 가지, 재료 6 가지를 달리하여 총 18 가지 실험경우를 만들어 보다 나은 임플란트 치아 구조를 도출해 내고자 하였다.

2. 이종재료조합치아

임상의 임플란트 치아구조에서 응력집중 현상은 균질하지 않은 물체들 사이에 분포한다. 이는 서로 다른 두 물체의 재료상수의 차이로 인하여 다른 응력 분포를 보이기 때문이다.^{1,2}

응력의 분포는 치아의 골절과 기둥, 상아질(Dentin) 사이의 파손을 일으킬 수 있는 원인이 되고, 이러한 응력분포를 낮추기 위한 연구가 필요하다.

Boschian 의 연구³에 따르면 기둥의 탄성계수 값의 영향으로 응력이 치아구조로 이동된다고 강조하고 있으며, 상아질보다 고탄성을 가진 기둥은 상아질에 높은 응력을 발생시킬 가능성이 있다고 기술하고 있다. 본 연구에서 유리섬유(Glass fiber)로 구성된 기둥이 사용되었을 경우, 치아를 가장 안전하게 보호할 수 있다는 결론을 포함하고 있다.

Asmussen 의 연구⁴에 따르면, 기둥의 탄성계수가 높을수록 상아질에 작용하는 응력을 낮추어 준다고 기술하고 있다. 가장 높은 응력은 지르코니아(Zirconia)와 스테인레스강(Stainless steel)과 같이 높은 탄성계수로 구성된 기둥(Post)에서 관찰된다.

이들 연구로부터 임플란트 구조에서 탄성계수가 가장 높은 부위에서 높은 응력이 발생하는 경향이 있다고 확인할 수 있고, 지르코니아와 스테인레스 강 의 응력은 주위의 구조보다 높은 탄성계수를 가지고 있기 때문에 높은 응력이 발생한다. 이와 같은 사실은 Eskitascioglu 의 연구⁵에서도 잘 나타나있다. 이 연구는 지르코니아 기둥이 유리섬유 기둥보다 탄성계수가 높기 때문에 굽힘에 더 강한 저항을 가져서 상아질에서의 응력은 감소한다고 말하고 있다. 하지만, 지르코니아의 높은 탄성계수 때문에, 일반적인 턱의 압력에 의해 치아의 횡방향으로 가해지는 하중은 직접적으로 기둥과 치아의 경계에서 치아쪽으로 흡수작용없이 전달되고,⁶ 이는 치아의 골절 저항력의 감소를 야기시킬 수 있다.

또 다른 연구에서 유리섬유 기둥의 변형을 고려하였는데 이는 상아질에 더 큰 응력집중을 야기할 수 있으며 이는 골절로 연결된다고 말하고 있다.⁷ 이 연구에 따르면 같은 유리섬유 기둥 구조에서 치아가 낮은 탄성계수를 가지는 핵을 포함할 경우, 높은 탄성계수의 핵을 포함하는 경우보다 조금 더 높은 응력을 보이고 있다. 요약하자면, 낮

은 탄성계수를 가지는 핵은 높은 변형을 유리섬유 기둥으로 전달하고, 물성이 불연속성을 야기시키면서 높은 응력값을 가지게 된다. 이와 반대로, 높은 탄성계수를 가지는 핵은 유리섬유 기둥의 변형을 감소시키며 물체의 불연속성을 감소시켜 낮은 응력값을 가지게 한다.

이전에 수행된 많은 연구와 마찬가지로, 본 연구의 임상의 상황을 추정하는 것은 어렵다. 따라서 유한요소법에 의한 수치적인 방법에 의한 응력 해석 방법에 의한 연구에 의존하고 있다.

3. 이종재료조합치아의 유한요소해석

3.1.3 차원 형상 모델링

구조해석을 위한 3 차원 모델링은 Fig. 1 에 나타난 바와 같다. CATIA V5¹¹ 를 이용하여 50N 의 하중을 가했을 경우, 이 내부구조와 기둥 및 핵에 가해지는 응력 분포를 확인하기 위해 기둥과 핵에 설치된 앞니(Incisors)를 모델링 하였다.

치아의 외형은 마이크로 단층촬영 장비¹²를 이용하여 스캔하고 스캔된 프로파일은 3 차원 이미지 소프트웨어¹³를 이용하여 3 차원 와이어프레임 구조(wire frame structure)로 구성하였다. 유한요소해석을 위한 모델링은 차원 모델링 상용 소프트웨어인 CATIA V5 에서 수행하였다.

치아의 총 높이는 12mm 이다. 폭이 1.4mm 이고 길이는 12mm 인 기둥이 치아와 평행하게 치아 뿌리 끝 4mm 까지 중심부로 삽입된다. 구타페르카(Gutta-percha)는 기둥에서 4mm 정도 수복되며 핵의 높이는 6.5mm 이다. 치관(Crown)과 기둥은 0.1mm

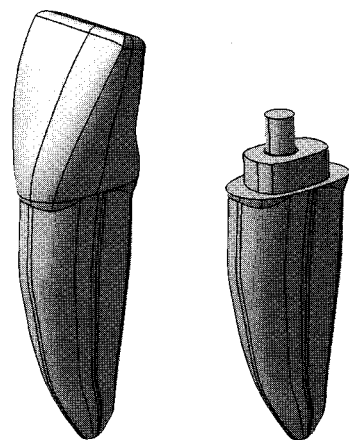


Fig. 1 3D modeling of incisor

Table 1 Analysis Case

Case	Core	Post(Dowel)	Dentin Hight(mm)
1	Paracore	Glass Fiber	1
2	Paracore	Glass Fibert	0.5
3	Paracore	Glass Fiber	0
4	Paracore	Stainless Steel	1
5	Paracore	Stainless Steel	0.5
6	Paracore	Stainless Seel	0
7	Paracore	Zirconia	1
8	Paracore	Zirconia	0.5
9	Paracore	Zirconia	0
10	Tetric ceram	Glass Fiber	1
11	Tetric ceram	Glass Fiber	0.5
12	Tetric ceram	Glass Fiber	0
13	Tetric ceram	Stainless Steel	1
14	Tetric ceram	Stainless Steel	0.5
15	Tetric ceram	Stainless Steel	0
16	Tetric ceram	Zirconia	1
17	Tetric ceram	Zirconia	0.5
18	Tetric ceram	Zirconia	0

두께의 레진시멘트(resin cement)로 유지된다. 치아의 주위로는 피질골(Cortical bone)층이 2mm의 두께로 구성되었으며, 나머지 부분은 지주골(Trabecular bone)로 모델링 되었다.

앞니는 핵과 기둥의 물성치와 내부의 상아질이 구성하는 높이에 따라 총 18 가지 경우들을 가진다. 기둥의 경우 유리섬유, 스테인레스강, 지르코니아의 세가지 물성치로 구성된다.

핵의 물성치로는 테트릭세람(Tetric ceram)과 파라코어(Paracore)가 사용된다. 핵의 재료는 여러가지가 있지만, 그 중 이 둘의 성질이 가장 극단에 있기 때문에 핵의 물성치로 선정하였다.

Table 1 에는 해석을 수행할 모든 경우들을 나

타내었다. 이를 바탕으로 해석을 수행하여 각각의 경우별로 생겨나는 응력분포를 확인한다. Table 2 는 해석에 필요한 각각의 기둥과 핵의 재료 물성치를 나타내었다. 이 중, 유리섬유 기둥은 물성치가 이방성 재질이므로 이를 감안하기 위하여 Table 3 과 같은 이방성 재질 물성치를 부여하였다.

Table 2 Material Property

Material/Component	Modulus of Elasticity (GPa)	Poisson's ratio
Crown	210	0.23
Dentin	18.6	0.31
Periodontal ligament	0.0689	0.45
Cortical bone	1.37	0.3
Trabecular bone	1.37	0.3
Gingiva	0.003	0.45
Gutta-percha	0.00069	0.45
Tetric ceram core	9.4	0.28
Paracore	20	0.3
Zirconia	200	0.23
Glass fiber post(parallel)	45	0.24
Glass fiber post(perpendicular)	12	0.3
Stainless steel post	207	0.3

Table 3 Anisotropic material Property of Glass Fiber

E_x (GPa)	37
E_y (GPa)	9.5
E_z (GPa)	9.5
ν_{xy}	0.27
ν_{xz}	0.34
ν_{yz}	0.27
G_{xy} (GPa)	3.10
G_{xz} (GPa)	3.50
G_{yz} (GPa)	3.10

3.2 유한요소모델링

유한요소 형상을 각각 Fig. 2, Fig. 3, Fig. 4 에 나타내었다. 사용된 상용 소프트웨어는 Altair 사의 HyperMesh 이다.^{14,15} 유한요소모델은 고체요소를 사용하였으며, 유한요소 모델링에 사용된 요소종류는 C3D4 를 사용하였다. C3D4 는 ABAQUS¹⁶ 에서 변위/응력(displacement/stress)의 해석에 사용하는 요소종류이다. 각 경우의 생성된 요소와 절점 수는 각각 67437 개와 13616 개이다.

Fig. 3 에서는 본 연구에 사용된 유한요소 모델링이며, Fig. 4 에서는 내부 구조를 볼 수 있도록 하고 상아질의 길이를 달리한 유한요소 모델링의 형상변화를 종류별로 나열하였다. 유한요소 모델링의 형상변화는 상아질의 영역이 핵의 영역으로 확장된 길이를 기준으로 하며 그 길이는 각각 0mm, 0.5mm, 1mm 이다.

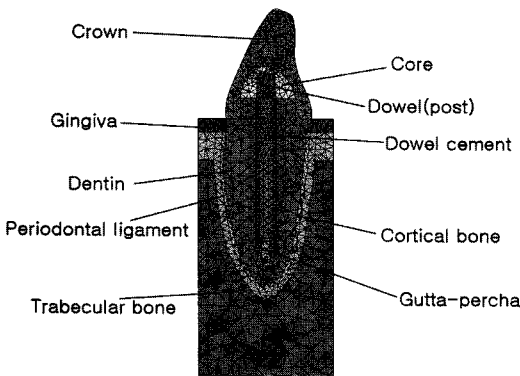


Fig. 2 Organization of incisors

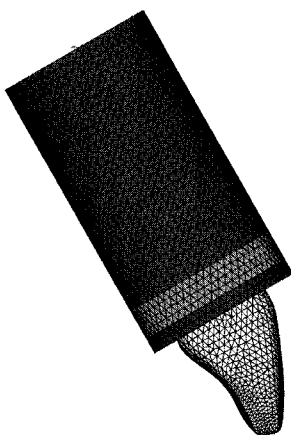


Fig. 3 Finite element modeling of incisor

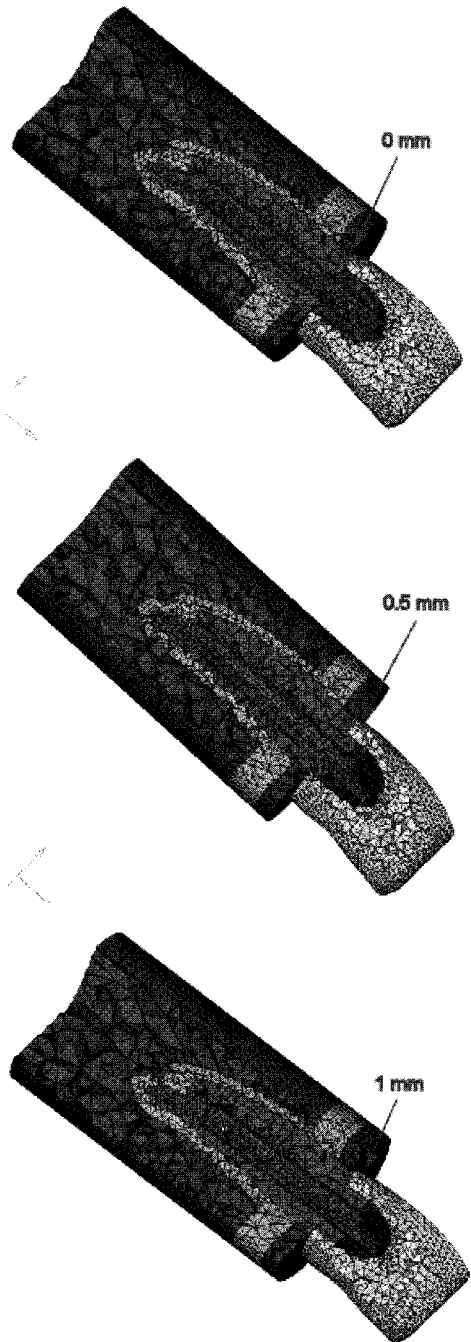


Fig. 4 Internal finite element modeling of incisors

3.3 경계조건

다음 Fig. 5 에 경계조건을 나타내었다. 먼저 하중조건은 치아에 가해지는 하중을 50N 으로 부여

하였다. 50N 은 성인의 턱 약력으로 인해 치아에 가해지는 평균 하중이다.¹⁷ 하중조건을 부여할 때 평균적으로 상하악 전치가 이루는 각이 60° 이므로, 가해지는 하중의 방향은 상악치아의 장축에 대해 60° 로 설정하였다. 구속 조건으로 치아형상 외부의 지주골 외곽 면을 선택하여 완전 구속시켰다

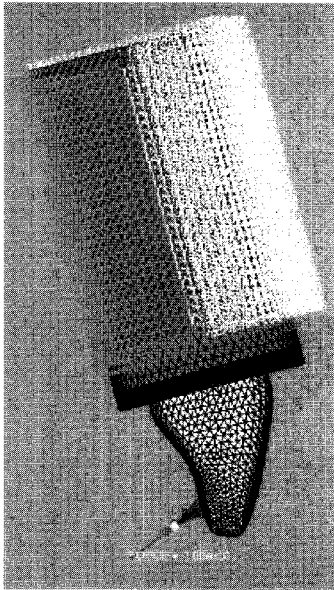


Fig. 5 Boundary condition

4. 유한요소 해석 결과

각 경우의 해석 결과 해석결과를 보면 상아질 (Dentin)의 높이의 변화에 따른 결과는 큰 차이를 보이지 않으며 그 규칙성도 찾아볼 수 없다. 경우 별 응력변화는 크게 두 가지의 형태로 나타났으며, 모든 값을 Table 4 에 정리하였다.

다음 Fig. 6 부터 Fig. 11 까지는 핵과 기둥의 재질 별로 상아질의 길이가 1mm 일 때의 응력해석 결과이다. 상아질의 높이 변화가 응력해석결과에 큰 영향을 주지 않았기 때문에 핵과 기둥의 재질 별로 그 결과를 정리하였다.

앞니의 구조해석 결과, 크게 두 가지 형태의 응력분포를 확인 할 수 있었다. 상아질이 구성하는 높이에 대한 변화는 뚜렷한 규칙성을 찾아 볼 수 없어, 최대 응력이 작용하는 부위는 상아질의 형상에는 큰 영향을 받지 않는다는 결론을 얻을 수 있었다. 또한 Table 4 에서 확인할 수 있듯이 핵

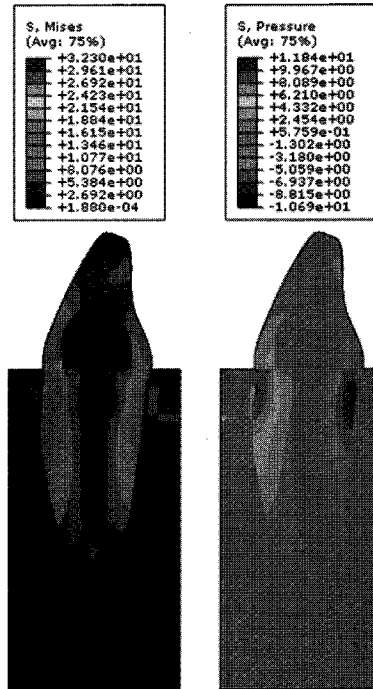


Fig. 6 Result of Max stress in case1 on incisors (Core : Paracore, Post : Glass Fiber)

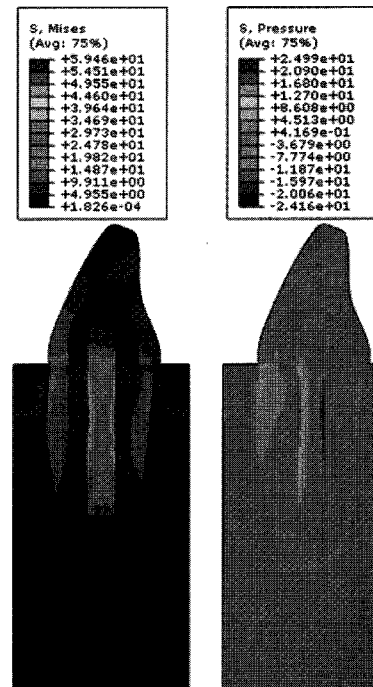


Fig. 7 Result of Max stress in case4 on incisors (Core : Paracore, Post : Stainless steel)

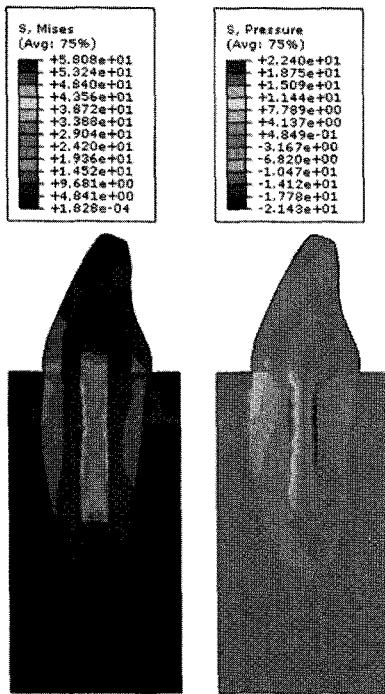


Fig. 8 Result of Max stress in case7 on incisors (Core : Paracore, Post : Zirconia)

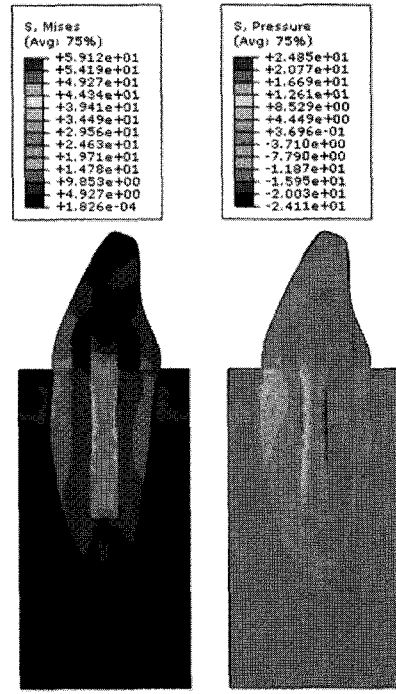


Fig. 10 Result of Max stress in case13 on incisors (Core : Tetric Ceram, Post : Stainless steel)

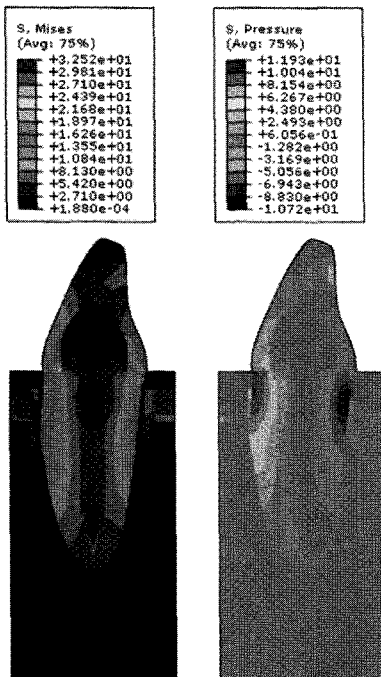


Fig. 9 Result of Max stress in case10 on incisors (Core : Tetric Ceram, Post : Glass Fiber)

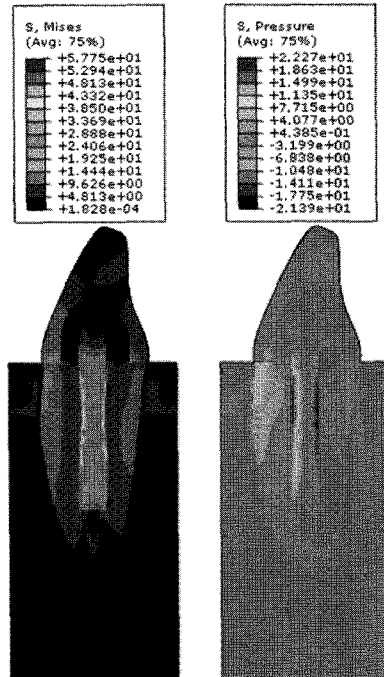


Fig. 11 Result of Max stress in case16 on incisors (Core : Tetric Ceram, Post : Zirconia)

Table 4 Compare Result

Case	Core	Post (Dowel)	Dentin height (mm)	Maximum von-Mises (MPa)	Pressure (MPa)
1	Para	Glass Fiber	1	32.30	11.84
2			0.5	32.22	18.84
3			0	31.67	18.84
4		Stainless Steel	1	59.46	24.99
5			0.5	59.47	25.00
6			0	59.49	25.00
7		Zirconia	1	58.08	22.40
8			0.5	58.10	22.40
9			0	58.12	22.41
10	Tetric ceram	Glass Fiber	1	32.52	11.93
11			0.5	33.07	11.93
12			0	36.96	11.96
13		Stainless Steel	1	59.12	24.85
14			0.5	59.24	24.89
15			0	59.03	24.81
16		Zirconia	1	57.75	22.27
17			0.5	57.87	22.31
18			0	57.66	22.23

의 물성치가 바뀔에 따라서 응력값이 비슷하여 응력분포에는 큰 변화가 없었으며, 상대적으로 기둥의 물성치가 유리섬유에서 스테인레스나 지르코니아로 바뀔에 따라 응력값이 32MPa 에서 58~59MPa 로 바뀌어 응력분포의 변화가 뚜렷함을 확인할 수 있고, 기둥의 재료 중, 유리섬유에 의한 응력분포가 다른 재질에 비해 상대적으로 기둥에 집중되지 않고 치아쪽으로 응력이 고르게 분포하는 것을 확인할 수 있었다. 최대 응력값 또한 다른 재료에 비해 2 배정도 낮은 약 32~36Mpa 이다. 유리섬유 이외의 재료로 기둥(Post)을 구성한 결과를 보면, 기둥에 그 응력이 집중되는 것을 확인할 수 있다.

가장 낮은 응력분포를 보이고 있는 경우 1 과 경우 10 의 결과에서 볼 수 있듯이, 기둥의 재질로 유리섬유가 들어간 해석에서 다른 경우들과 현저한 차이를 보이고 있다.

해석 결과와 같이 기둥에 응력집중이 일어나는 경우는 다른 주위 구조의 탄성계수보다 탄성계수

가 더 높은 경우인 스테인레스 강과 지르코니아를 사용하였기 때문이고, 기둥에서 낮은 응력분포를 보이며 치아에 응력이 주로 분포하는 경우는 다른 주위 구조의 탄성계수보다 탄성계수가 더 낮은 경우인 유리섬유를 사용하였기 때문인 것으로 확인 된다

기둥에 응력집중이 일어나는 경우 대부분의 하중이 기둥에 집중되기 때문에 치아에는 피로가 거의 발생하지 않아 치아 파단에 강한 저항성을 가지지만 기둥이 탈락될 우려가 있을 것으로 판단되며, 치아에 응력이 집중되는 경우는 대부분의 하중이 치아에 분포되기 때문에 기둥이 탈락될 우려가 적고 발생하는 응력의 크기가 항복강도보다 현저히 낮기 때문에 치아결절이 발생할 우려가 적을 것으로 판단된다.

핵의 재질에 대한 응력변화에서는 규칙적인 변화는 찾아 볼 수 없었고 거의 유사한 결과를 얻을 수 있었다.

5. 결론

본 연구에서는 임플란트 구조를 구성함에 있어서 핵과 기둥, 상아질의 형상 및 재질에 따라 치아에서 분포하는 응력분포 차이를 분석하고, 가장 안정적인 임플란트 구조와 그 재질의 기준을 제시하고자 3 차원 유한요소법을 이용하여 이를 알아 보았다. 결과로 다음 세가지로 요약할 수 있다.

1) 핵(Core)의 재질에 따른 응력변화에서는 그 규칙성을 찾을 수 없어 응력분포에는 영향을 미치지 않는 것으로 판단된다.

2) 기둥의 재질을 유리섬유로 사용한 경우 응력이 넓게 분포되고 응력값 또한 다른 재질을 사용하였을 경우보다 낮은 값을 가지기 때문에 효과적으로 하중을 분산시키고 있다고 판단된다.

3) 치아를 구성하기에 적합한 구조는 효과적으로 하중을 분산시키고 있는 유리섬유로 기둥을 구성하는 것이 가장 적합하다고 볼 수 있다.

후 기

본 연구는 2 단계 BK21 첨단기계항공 고급인력 양성사업과 교육과학기술부와 한국연구재단의 지역혁신인력양성사업의 지원에 의해서 연구되었으며, 아낌없이 지원해주신 것에 대해서 감사를 드립니다.

참고문헌

1. Assif, D. and Gorfil, C., "Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth," *Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol. 71, No. 6, pp. 565-567, 1994.
2. Ausiello, P., Gee, A. J., Rengo, S. and Davidson, C. L., "Fracture resistance of endodontically treated premolars adhesively restored," *American Journal of Dentistry*, Vol. 10, No. 5, pp. 237-241, 1997.
3. Boschian, P. L., Guidotti, S., Pietrabissa, R. and Gandliani, M., "Stress Distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method," *Journal of Oral Rehabilitation*, Vol. 33, No. 9, pp. 690-697, 2006.
4. Asmussen, E., Peutzfeldt, A. and Sahafi, A., "Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth," *Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol. 94, No. 4, pp. 321-329, 2005.
5. Eskitascioglu, G., Belli, S. and Kalkan, M., "Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis)," *Journal of Endodontics*, Vol. 28, No. 9, pp. 629-633, 2002.
6. Mannocci, F., Ferrari, M. and Watson, T. F., "Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts," *Journal of Adhesive Dentistry*, Vol. 1, No. 2, pp. 153-158, 1999.
7. Lamjerg-Hassen, H. and Asmussen, E., "Mechanical properties of endodontic posts," *Journal of Oral Rehabilitation*, Vol. 24, No. 12, pp. 882-887, 1997.
8. Kardestuncer, H. and Norrie, D. H., "Finite Element Handbook," McGraw-Hill, pp. 3.330-3.335, 1987.
9. Chon, M. S. and Lee, H. I., "From Continuum Mechanics to Finite Element Method," Prentice Hall, pp. 282-378, 2002.
10. Hughes, T. J. R., "The Finite Element Method," Prentice-Hall International, pp. 9-20, 1987
11. Lee, S. S., Hwang, Y. J. and Kim, H. J., "CATIA V5 applications, Release 18," Kyobo, pp. 205-255, 2009.
12. Sky Scan 1072, "Desktop x-ray Microtomograph, instruction manual," Sky Scan 1998-2001.
13. V-works 4.0, <http://www.cybermed.co.kr/>
14. Altair Engineering, "HyperMesh 8.0 Tutorials," pp. 121-294, 2007
15. Altair Engineering, "ABAQUS with HyperWorks," pp. 1-39, 2007.
16. ABAQUS Inc., "Analysis user's Manual Volum II : Analysis," pp. 6.2.1-6.2.6, 2006.
17. Sorrentino, R., Salameh, Z., Apicella, D., Auriemma, T., Zarone, F., Apicella, A. and Ferrari, M., "Three-dimensional finite element analysis of stress and strain distributions in post-and-core treated maxillary central incisors," *Journal of Adhesive Dentistry*, Vol. 9, No. 6, pp. 527-536, 2007.