

한국인 하악 제1소구치의 파괴시험과 FEA

Fracture Test and FEA of Korean Mandibular First Premolar

*유의식¹, #전경진¹, 김종현¹, 신민우², 이종엽²

*O. S. Yoo¹, #K. J. Chun(chun@kitech.re.kr)¹, Y. S. Kim¹, M. W. Shin², J. Y. Lee²

¹ 한국생산기술연구원 실버기술개발단, ²강북삼성병원 치과

Key words : Dental Property, Strain, Finite Element, Micro-CT, Tooth

1. 서론

뼈와 치아는 여러 물질이 유합되어 있어, 경계면이나 취약부분에서만 파절되는 것이 아니라 복합 파절이 일어나게 된다. 치아에서는 내부응력¹이 법랑상아경계를 따라 분포하기는 하나 응력이 집중되는 치경선은 그보다 아래쪽에 있고, 경계면의 함착력은 비교적 크므로, 파절 및 변형²은 다양한 양상을 보일 것으로 예상된다.

본 연구에서는 스트레인 게이지를 사용해 변형률 선도를 구하고, 하악 제1소구치의 파절 강도를 알아보았다. 또한 모델의 검증을 위해 유한요소해석의 결과와 실험결과를 비교하였다.

2. 실험방법

시편은 여성의 하악 제1소구치를 사용하였으며, 연령 29세이다. 각 시편은 글루콘산 클로르헥시딘(Chlorhexidine gluconate)액을 함유하는 적색의 투명한 핵사메딘액에 보존하여 살균 소독을 하고, 적정한 수분이 유지되도록 하였다.

실험은 만능재료시험기(858 Material Testing System, MTS Systems Inc.)를 사용하여 하중을 가하고, 스트레인게이지로 치경선에서 변형률을 측정하는 방법을 사용하였다. 스트레인게이지(Straingauge)는 게이지 길이 1mm를 선택하여 치아의 협면과 설면에 부착이 가능하도록 하였으며, 외란에 덜 민감하도록 저항이 350Ω인 것을 사용하였다. 각 시편에 대하여 스트레인게이지를 치경선의 협면과 설면 두 곳에 부착하여 압축 변형률과 인장 변형률을 측정할 수 있도록 하였다. 실험 장치는 다음 그림과 같다.

하중은 정적 조건³을 위해 0.1mm/sec의 속도로, 실제 교합을 고려하여 협측삼각교두에 45° 방향⁴으로 가하였다. 치조골의 위치를 치경선의 1.0mm 아래^{4,5}부터 존재하는 것으로 보고 이에 따라 PMMA로 고정하였다.

준비된 시편을 만능재료시험기에 고정한 실험 장치는 다음 그림과 같다.

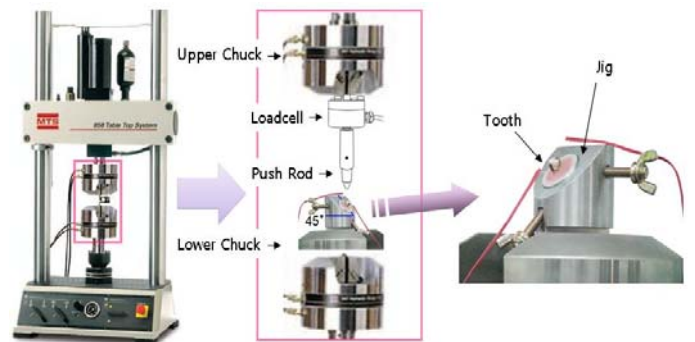


Fig. 3 Testing Instrument

유한요소모델⁶은 미세단층촬영기를 통하여 얻어진 층간, 화소간 거리가 약 21.3μm인 2차원 치아 단면 정보로부터 VWorks (CyberMed. Inc.)와 Hypermesh(Altair Engineering. Inc.)를 이용하여 작성하였으며, 사용한 물성^{7,8}은 다음과 같다.

Table 1 Dental Property

	Young's Modulus (E) (N/mm ²)	Poisson's Ratio (ν)
Enamel	84100	0.20
Dentin	18600	0.31
Pulp	2	0.45

3. 결과

획득한 자료를 다음 그림과 같이 그래프로 작성하였다.

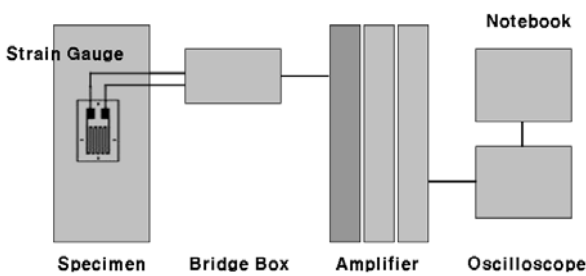


Fig. 1 Diagram of Strain Data Acquisition

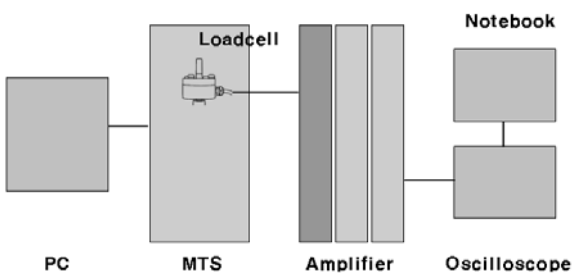


Fig. 2 Diagram of Load Data Acquisition

치아가 하악골에 식립되어 있는 상태와 같게 하기 위하여 시편에 축을 표시하였다. 치과용 레진을 사용하여 치아를 고정시키고, 고정 전후 실험 전까지 시편의 습도를 유지하기 위하여 핵사메딘액에 담가두었다.

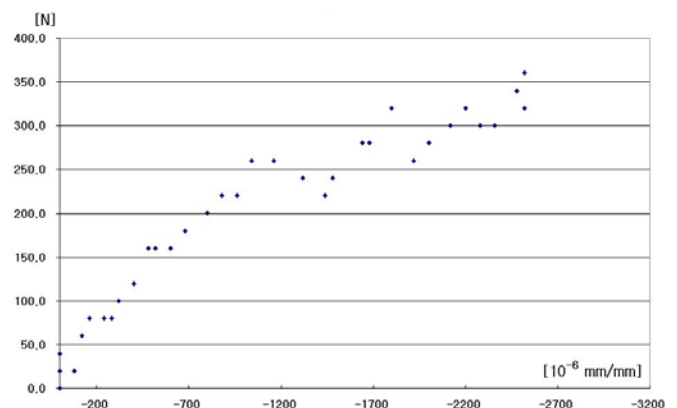


Fig. 3 Load-Strain Graph (Compressive)

실험에서 로드셀(DCD-500K, TWS Inc.)의 하중, 치아 협측 치경선 아래에 부착한 스트레인게이지의 압축 변형률, 치아 설측

치경선 아래에 부착한 스트레인게이지의 인장 변형률, 이 세 가지 데이터를 획득하였다.

하중은 0 N에서 시작하여 340 N에서 파괴되었으며, 압축 변형률은 0.0에서 2.520×10^{-3} , 인장 변형률은 0.0에서 1.240×10^{-3} 에 걸쳐있다. 그림에서 보는 바와 같이 하중은 시간에 따라 비교적 일정하게 증가되었으며, 변형률은 시간에 따라 선형적이지 않았다.

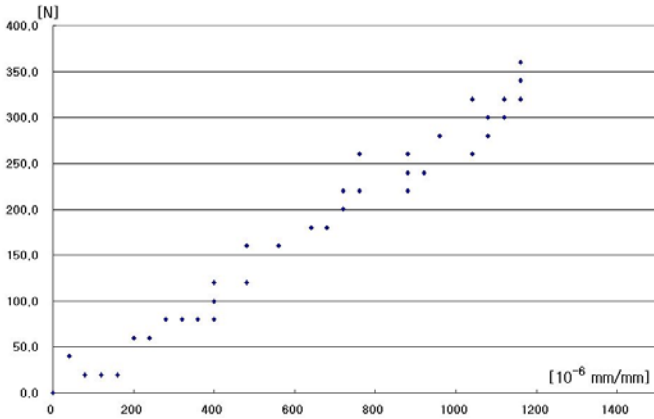


Fig. 4 Stress-Strain Curve (Tensional)

작성한 유한요소모델에 실험에서 치아가 파괴된 하중인 340N을 적용하여 변형률을 구하고, 이를 다음 표와 같이 스트레인게이지에서 얻은 값과 비교하였다. 유한요소모델의 요소가 스트레인게이지 Grid(1.0 × 1.0 mm)에 비해 작으므로, 그 평균값과 비교하였다.

Table 2 Experimental & Predicted Strains

	Strains from Experiment (10 ⁻⁶ mm/mm)	Strains from FE Model (10 ⁻⁶ mm/mm)
Compressive (Buccal Surface)	2520	mean 2487 (2264~2914)
Tensional (Lingual Surface)	1240	mean 1265 (1003~1660)

※ at 340N of Fracture Force from the Experiment

4. 결론

시험 결과에서 보는 바와 같이 인장 변형률에 따른 하중 변화는 직선 회귀분석에서 상관계수 R²이 약 0.97로 선형적이라고 볼 수 있으나, 압축 변형률에 따른 하중 변화는 상관계수 R²이 약 0.90으로 선형적이라고 볼 수 없다. 치아의 하중에 따른 변형 특성을 명확하게 정의할 수는 없으며, 추가적 자료의 획득과 비교가 필요하다.

유한요소모델을 통해 비교해본 예상 변형률은 그 평균값이 실험에서 획득한 수치와 약 2% 이내의 오차를 보이며, 요소 크기에 따른 편차가 약 10%에 이른다. 현재의 모델로는 경향성을 파악할 수는 있으나, 물성과 모델 작성에 관한 추후 연구가 진행되어야 할 것이다.

후기

본 연구는 한국생산기술연구원 생산기술연구 사업의 연구비 지원을 받아 수행되었으며, 연구수행에 도움을 주신 (주)솔고바이오메디컬의 정태곤 연구원과 고철웅 박사님께 감사드립니다.

참고문헌

1. Chun, K. J., et al, "A study of standardization of Korean mandibular second premolar", 3th Asian Pacific Conference on Biomechanics, S220, 2007.

2. Palamara, D., et al, "Strain patterns in cervical enamel of teeth subjected to occlusal loading", Dental Materials, 16, 412-419, 2000.
3. An, G. B., et al, "Effect of strength mis-match and dynamic loading on ductile fracture initiation", Engineering Fracture Mechanics, 70(11), 1359-1377, 2003.
4. Hiroshi Horiuchi 외, "구강생리학", 고문사, 2003.
5. 김영진 외, "치면세마론", 대한나래출판사, 2005.
6. Gallagher R. H., et al, "Finite Elements in Biomechanics", A Wiley-Interscience Publication, 1982.
7. H. E. Lee., et al., "Stresses at the cervical lesion of maxillary premolar-a finite element investigation", Journal of Dentistry, Vol.30, pp. 283-290, 2002.
8. C. L. Lin., et al., "Automatic finite element mesh generation for maxillary second premolar", Computer Methods and programs in Biomedicine, Vol. 59, pp. 187-195, 1999.