

Effect of margin design on stress distribution of mandibular first molar in all ceramic restorations: A finite element method

*¹Zafer ÖZER, ²Hüseyin YANIK

^{*1} Mersin Vocational High School, Mersin University, Mersin, Turkey

² Faculty of Engineering, Department of Electrical and Electronics Engineering, Mersin University, Turkey

Abstract

The purpose of this study was to evaluate effect of the stress distribution of the crown margin design localization of critical sites in mandibular first molar under functional loading by using finite element analysis engineering tools. Two dimensional teeth modeled by transferring the anatomical structure from the Wheeler. Two dimensional finite element model of a mandibular first was presented. The bite force of 50 N, 100 N and 200 N was applied vertically to the tooth longitudinal axis. Three models were considered to be restored with IPS E-max with a different margin design. Stress distribution was investigated using finite element analysis.

Key words: Mandibular first molar, All ceramic restoration, IPS E-max, Finite element method

1. Giriş

Yapısı değiştirilmiş en eski inorganik malzemelerden olan seramiklerin kompozit malzemelerdeki kullanım amacı, sert yapıya sahip olmaları, aşınmaya ve yüksek sıcaklıklara karşı dayanıklı olmalarıdır. Seramik restorasyonların dayanımını artırmak için metal destekli restorasyonların yeterli saydamlık göstermemesi, estetik görünümü olumsuz etkilemesi ve biyolojik uyumluluğunun zayıf olması gibi nedenlerden dolayı araştırmacıları tam seramik sistemlere yönlendirmiştir [1].

Biyo-uyumluluğu ve estetik olarak doğal diş görünümünde olmasından dolayı Zirkonya (ZrO_2 ve SiO_2) sert yapısı, diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan türdeki seramiklerdendir. Basma kuvvetlerine karşı dayanımları çekme kuvvetlerine gösterdikleri dirençlerin 100 katı kadar olan dental seramikler çekme gerilmelerine karşı dayanıksızdırlar, bu nedenle başarısızlığa sebep olan çekme kuvvetlerinin incelenmesi gerekir [2, 9-12,14].

Dental restorasyonlarda kullanılan materyallerin mekanik dayanıklılıklarının artırılması ve dental yapılarda oluşan gerilmelerin belirlenmesi amacıyla, bu yapıların stres analizlerinin yapılması oldukça önemlidir [1-6]. Seramik gibi kırılğan malzemelerde bükülme dayanımı birim alanda dayanabildikleri çekme kuvvetleridir bu nedenle malzemenin yüklemeler sonucu üzerinde oluşan çekme gerilmeleri incelenmelidir [15-18].

Uygulanan kuvvetlere karşılık yapıların bünyelerinde oluşan gerilmeler ve bu gerilmelere karşı tepkilerini incelemek için teorik ve deneysel olmak üzere iki farklı gerilme analizi vardır [1]. Sonlu Elemanlar Analizi (SEA) değişik mekanik problemlere makul bir yaklaşımla çözüm arayan bir sayısal çözüm yöntemidir [1-6,8,13,18]. Gerilme analizini canlı dokular üzerinde yapmanın

*Corresponding author: Mersin Üniversitesi, Mersin Meslek Yüksekokulu, Tece Kampusu, Mersin TURKEY. E-mail address: zaferozzer@hotmail.com, Phone: +905336485853

zorluğu, yüksek maliyeti, riskli, hatta imkânsız olmasından dolayı stres analizinin canlı dokunun bir modeli üzerinde yapılması daha uygundur. Bu yöntemle stres yoğunluğu sebebiyle hata riskinin yüksek olduğu bölgelerin tespit edilmesi ve cismin uygulanan kuvvetler karşısında daha dayanıklı olabilmesi için gerekli tasarımlar, kuvvet analizleri ile yapılabilir [8].

SEA ile karmaşık yapıdaki nesneler gerçekçi malzeme kabulleri ile modellenerek gerçeğe yakın tasarımlar oluşturulabilir, çok farklı malzemeler kullanılarak, yer değiştirmeler ve gerilme dağılımı hassas bir şekilde elde edilebilir. Model geometrisi, kullanılan malzemeler ve uygulanan kuvvetler değiştirilerek, daha ucuz ve daha kısa sürede çok fazla analiz yapılabilir [8].

Farklı dental malzemeler kullanılarak karmaşık bir yapıda oluşacak gerilimleri bir arada ancak sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile elde edebilir. SEA, düzgün geometrik yapıda olsun veya olmasın her türlü cisme veya karmaşık yapılara kolayca uygulanabilen bir yöntemdir [1, 3-6, 13-18]. Tıp ve mühendislik alanlarının kesişimi olan biyomekanik uygulamalarda da son zamanlarda SEA kullanılarak birçok çalışma yapılmıştır [1, 3-6, 8,13,18]. Bu yöntem sayesinde karmaşık yapıya sahip olan diş kolaylıkla incelenebilmektedir, diş için restoratif, protetik veya endodontik farklı uygulamalar bilgisayar ortamında modellenerek en uygun çözümler tespit edilebilmektedir. Dental restorasyonlarda hem hasta hem de diş hekimi için onarılmış dişin kırılması önemli bir sorun teşkil etmektedir.

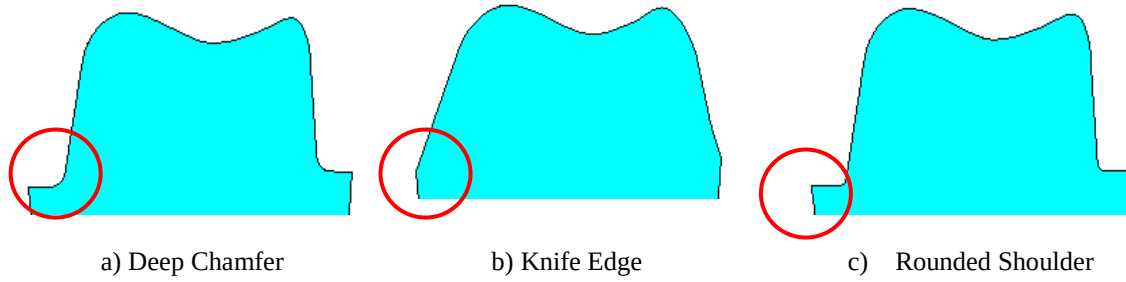
Mandibular birinci molarlar çene arka alanında kırılmaya ve çatlamaya en yatkın dişlerdir [13]. Stres birikimlerinin yoğunlukta olduğu bölgelerde, seramik malzemenin güvenlik sınırını aşan çekme gerilmeleri uzun süreli kullanım sonucu başarısızlığın başlangıç noktası olarak görülebilir. Bu çalışmanın amacı, şekil 1 de görülen üç farklı basamak türünün, tam seramikle restore edilmiş mandibular birinci molarlardaki çiğneme kuvveti altında gerilim dağılımına etkilerini, SEA kullanarak incelemektir.

2. Yöntem

Bu çalışmada posterior diş eksikliği tedavi ve restorasyonunda uygun bir alternatif olan tam seramik sistemlerden altyapı seramiği *IPS e-max Press* ve kaplama seramiği *IPS e-max Ceram* kullanılmıştır. Analizde kullanılan altyapı ve kaplama seramiklerinin mekanik özellikleri üretici firmadan, diğer malzemelerin mekanik özellikleri ise literatürden [1,6,13] elde edilmiştir.

Mandibular birinci moların 2 boyutlu (2D) modeli, Wheeler [7] anatomik formu temel alınarak anahtar noktalardan çizgiler, çizgilerden alanlar oluşturularak elde edilmiştir. Kron boyu 6.9 mm, servikal bölgede çapı yaklaşık 10 mm dir. Veneer seramiğin kalınlığı oksusalda yaklaşık olarak 1.25 mm, core seramiğin kalınlığı ise 0.75 mm olarak alınmıştır. 2D olarak modellendikten sonra 4 düğümlü 2 serbestlik derecesine sahip Plane82 elemanı ile meshlere bölünmüştür. Bu bölümlenmelerde eleman sayısı ve düğüm sayıları modelin doğruluğunu arttırmak için yüksek tutulmuştur. Restorasyonun özelliklerine bağlı olarak kesilen dişin basamak şekli ve restore edilecek diş çok büyük önem taşımaktadır. Bu amaçla farklı basamak türlerindeki gerilme dağılımlarını incelemek amacıyla, 3 farklı basamak modeli (*Deep Chamfer*, *Knife Edge*, *Rounded*

Shoulder) oluşturulmuştur (Şekil 1). Tablo 1’ de analizde kullanılan altyapı ve kaplama seramiklerinin mekanik özellikleri gösterilmektedir.



Şekil 1. Mandibular birinci molar basamak modelleri

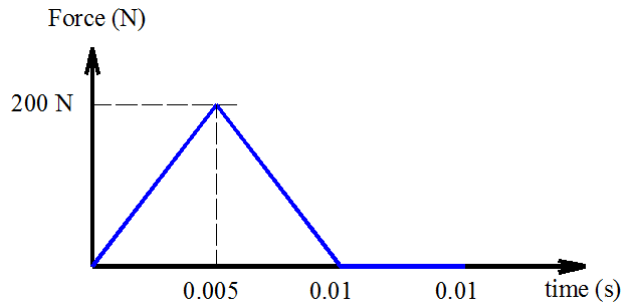
Tablo 1. Modellerde kullanılan malzemelerin mekanik özellikleri

Malzeme	Elastik Modülü E [MPa]	Poisson Oranı ν
<i>IPS e-max Ceram</i>	65000	0.24
<i>IPS e-max Press</i>	91000	0.23
Dentin	18600	0.31
Alveolar kemik	14700	0.26
Periodontium	10000	0.28

Tablo 2. Modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları

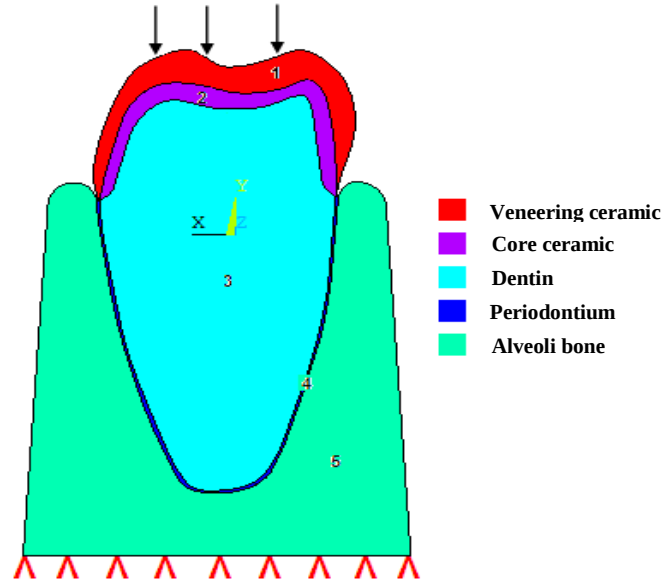
Basamak Tipi	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
Deep Chamfer	1563	4923
Knife Edge	1565	4927
Rounded Shoulder	1747	5473

Tablo 2’de her bir model için kullanılan eleman ve düğüm sayıları gösterilmiştir. Modellenen mandibular birinci molar, şekil 3 de görüldüğü gibi üst kısmından sabitlenmiştir.



Şekil 2. Mandibular birinci moların zamana göre yüklemesi

Şekil 2’ de görüldüğü üzere zaman bağımlı 200 N’luk oklusal kuvvet tüm modeller için seçilmiştir. Uygulanacak olan kuvvetin doğrultusu ‘y’ yönündedir. Literatürdeki çalışmalar dişi çevreleyen bağın (periodontal bağ) gerilmenin dağılımını kayda değer biçimde etkilediğini göstermektedir. Bu sebeple, bu çalışmada kökün etrafında bulunan periodontal bağ 0.1 mm genişliğinde modellenmiştir [5].



Şekil 3. Sınır koşulları ve uygulanan kuvvet

Şekil 3’ de modelin sınır koşulları ve uygulanan kuvvetin yönü gösterilmiştir. Dişin modelinde tüm bölgeler açıkça belirtilmiştir. Çalışmada bu modellerin her birinde kullanılan malzemeler homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir. Oklusal temas alanlarında dişe uygulanan kuvvet sonucu oluşan gerilmeleri değişen yük değerlerince kıyaslamak için dişe 50 N, 100 N ve 200 N kuvvetleri uygulanmıştır. Üç farklı basamak tipine 50 N, 100 N ve 200 N oklusal kuvvetleri uygulanmıştır ve basma ve çekme gerilmeleri gözlemlenmiştir.

Tablo 3. 50 N oklusal yük altında veneer seramikteki gerilme dağılımı

Basamak Tipi	Basma Gerilimi [MPa]	Çekme Gerilimi [MPa]
Deep Chamfer	-46.46	11.83
Knife Edge	-33.82	6.50
Rounded Shoulder	-17.78	12.32

Tablo 4. 100 N oklusal yük altında veneer seramikteki gerilme dağılımı

Basamak Tipi	Basma Gerilimi [MPa]	Çekme Gerilimi [MPa]
Deep Chamfer	-56.29	17.44
Knife Edge	-67.65	13.00
Rounded Shoulder	-35.57	24.64

Tablo 5. 200 N oklusal yük altında veneer seramikteki gerilme dağılımı

Basamak Tipi	Basma Gerilimi [MPa]	Çekme Gerilimi [MPa]
Deep Chamfer	-112.59	34.89
Knife Edge	-135.31	26.00
Rounded Shoulder	-71.15	49.28

¹ Maksimum normal gerilmeler (Maximum normal stresses)

Tablo 6. Oklusal yükleme altında veneer ve core seramiklerde oluşan maksimum gerilme dağılımları

Basamak Tipi	Seramik Tipi	Uygulanan Çiğneme Kuvveti			Bükülme Mukavemeti [MPa]	
		50 N	100 N	200 N	100%	DS
Deep Chamfer	IPS emax Press	9.60	19.21	38.42	400	160
	IPS emax Ceram	38.07	76.15	152.30	90	36
Knife Edge	IPS emax Press	11.31	22.62	45.25	400	160
	IPS emax Ceram	18.49	36.98	73.96	90	36
Rounded Shoulder	IPS emax Press	8.89	17.78	35.56	400	160
	IPS emax Ceram	37.43	74.86	149.73	90	36

DS= Dayanıklılık Sınırı

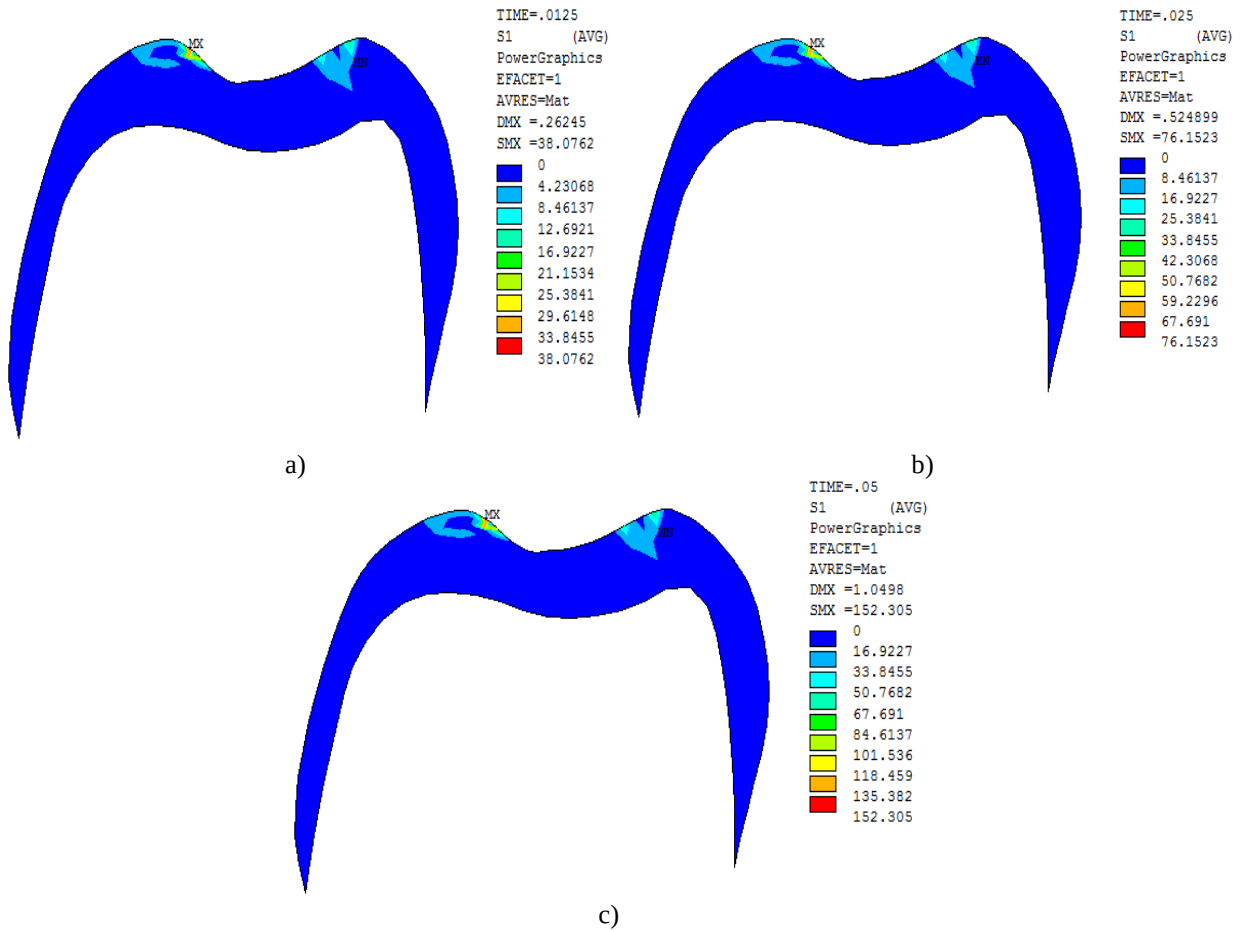
Tablo 3, tablo 4 ve tablo 5, 50 N, 100 N ve 200 N oklusal kuvvetler altında veneer seramikte oluşan normal basma ve çekme gerilmelerini göstermektedir. Bu gerilmeler SEA ile modellenmiş üç farklı basamak tipi için incelenmiştir. Normal gerilmeler açısından bakıldığında sadece Rounded shoulder basamak tipinde 200 N yük altında oluşan çekme gerilmesi, veneer seramiğin dayanıklılık sınırının üzerindedir. Tablo 6 da ise oklusal yükleme altında veneer ve core seramiklerde oluşan maksimum gerilme dağılımları gösterilmiş olup, güvenlik sınırlarının aşıldığı durumlar koyu ve italik olarak gösterilmiştir.

3. Bulgular

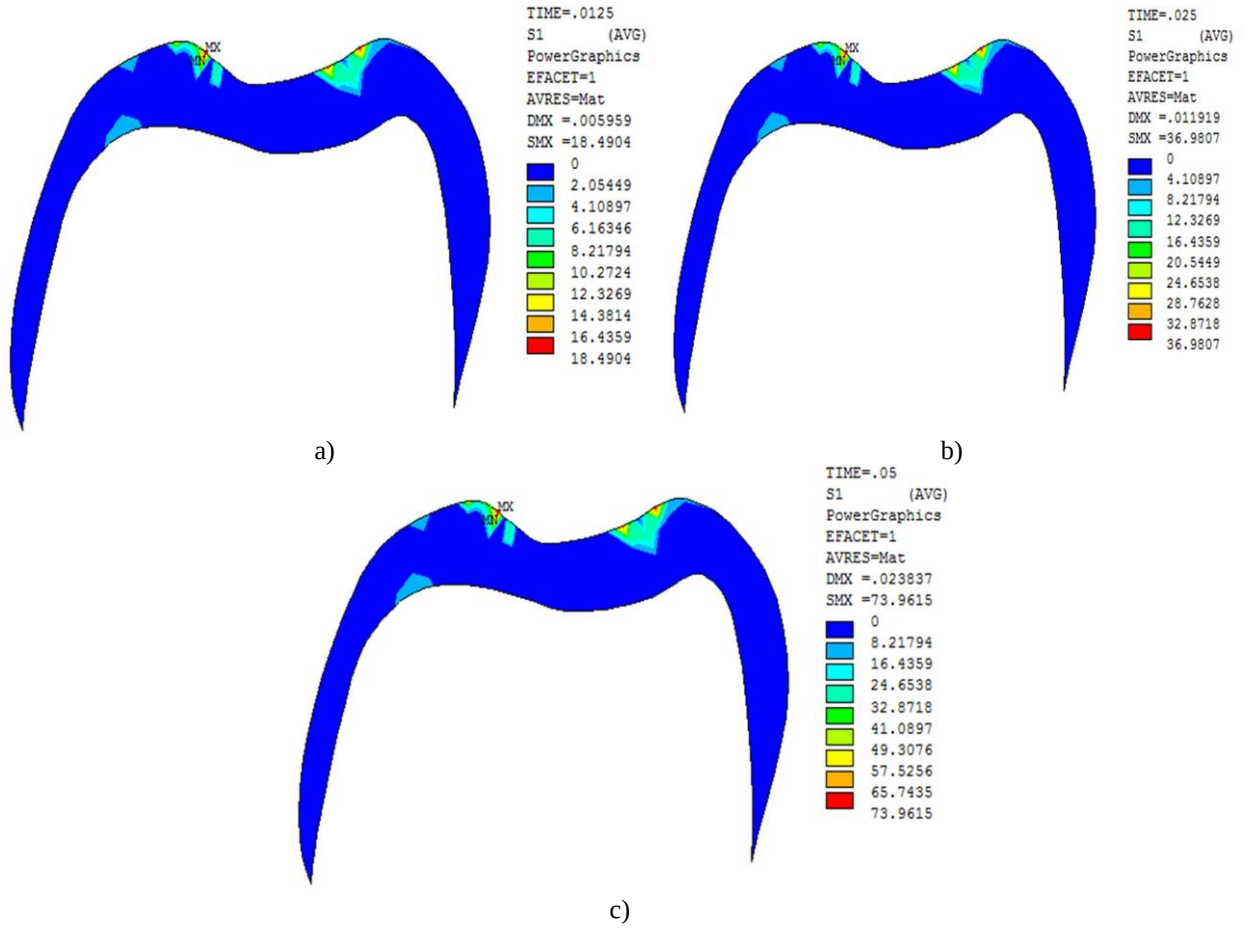
Veneer seramikte en yüksek çekme gerilmesi kuvvetin uygulandığı noktalarda bulunmuştur. Basamak türüne göre stres dağılımı karşılaştırıldığında, kuvvetin uygulandığı noktalarda veneer seramik üzerindeki stres değerleri firmanın belirtmiş olduğu bükülme dayanımı sınırı olan değerin

üzerinde çıkmış olup core ceramic üzerindeki stres değerleri güvenlik sınırlarının altındadır. IPS emax Ceram ve IPS emax Press seramiklerinin kullanıldığı restorasyonlarda, stress birikiminin güvenlik sınırını aşmadığı durumlar için Knife Edge basamak tipinin kullanılabilirliği gözlemlenmiştir. Deep Chamfer ve Rounded Shoulder basamak türü kullanımında, stress birikiminin tüm yükleme kuvvetlerinde güvenlik sınırını aştığından ötürü bu basamak türünün kullanılmaması önerilmektedir.

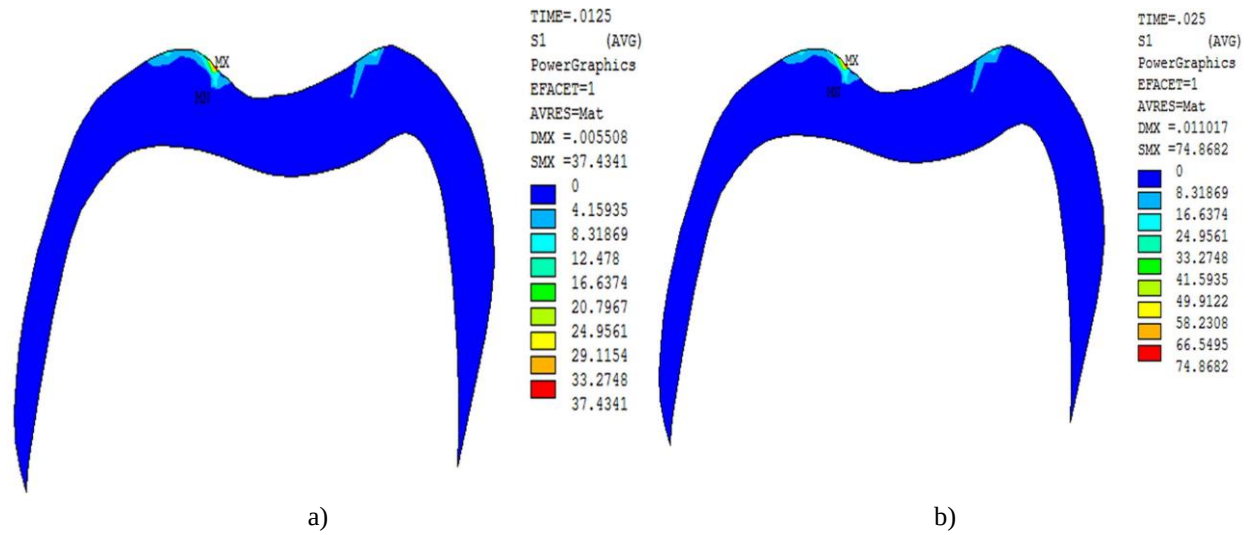
Birikim yoğunluğunun yüksek olduğu bölgelerde, güvenlik sınırını aşan çekme gerilimi, uzun süreli kullanımdaki zayıflama ve/veya bozulmaların başlangıç noktası olarak görülebilir. Daha yüksek bükülme direncine sahip seramikler bu bölgedeki kırılmaları engellemek için kullanılabilir bir seçenektir. Yüksek çekme kuvveti uygulanan bölgelerde sadece alt yapı seramiği kullanmak sistemin dayanıklılığını arttırabilmektedir.

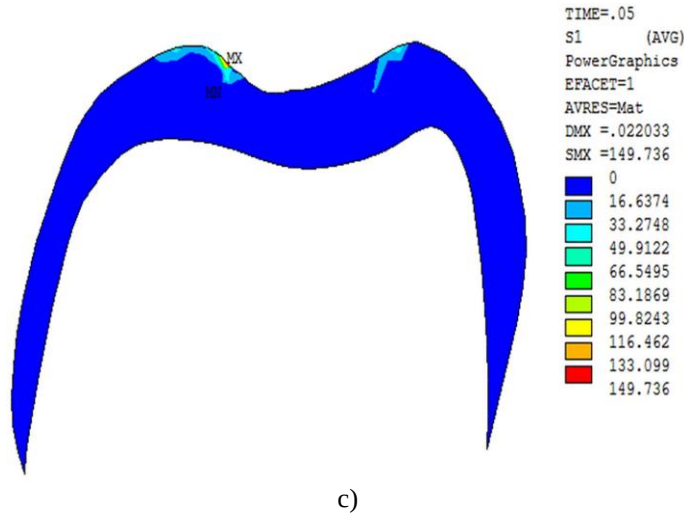


Şekil 4. Deep Chamfer basamak türü için veneer seramik üzerindeki “First Principal Stress” dağılımı a)50 N, b) 100 N c) 200 N kuvvetleri altında



Şekil 5. Knife Edge basamak türü için veneer seramik üzerindeki “First Principal Stress” dağılımı a)50 N, b) 100 N c) 200 N kuvvetleri altında





Şekil 6. Rounded Shoulder basamak türü için veneer seramik üzerindeki “First Principal Stress” dağılımı a) 50 N, b) 100 N c) 200 N kuvvetleri altında

Basamak türüne göre stres dağılımı gözlemlendiği zaman, veneer seramikte Deep Chamfer basamak türünün şekil 4’te de görüldüğü üzere 50 N, 100 N ve 200N’luk yüklemelerde güvenlik sınırının aşıldığı gözlemlenmektedir. Knife Edge basamak tipinde 50 N’luk oklusal kuvvet altında güvenlik sınırlarının altında bir gerilme görülürken, 100 N ve 200 N luk yüklemelerde ise güvenlik sınırının aşıldığı gözlemlenmiştir (Şekil 5). Rounded Shoulder basamak tipi için ise şekil 6’da da görüldüğü üzere tüm yükleme kuvvetlerinde güvenlik sınırlarının aşıldığı görülmektedir.

Sonuçlar

SEA yük altındaki yapıların davranışlarını simule eden uygun ve kullanışlı bir analiz yöntemidir. Ancak SEA yaklaşımsal bir yöntemdir ve yapıları çok sayıda eleman kullanarak modellemektedir. Bu çalışma veneer ve core seramiklerde farklı çiğneme yükleri altında gerilim dağılımını göstermektedir.

- 1- Çiğneme kuvvetleri altında gerilimin yoğunlaştığı bölge kuvvetlerin uygulandığı bölgelerde gözlemlenmiştir.
- 2- Servikal bölgedeki basamak türü, tam seramik restorasyonda gerilim dağılımını etkilemektedir, bu konuda uygun malzeme seçimi ve basamak düzenlemesi hekimlerin görevidir.
- 3- Üç basamak tipinde, çiğneme kuvvetleri altında en düşük gerilmeyi sağlayan basamak tipi Knife Edge basamak tipi olmuştur.
- 4- Bu çalışmanın sonuçlarını onaylamak için klinik sonuçlar da elde edilmelidir. Fakat bu durum dişin yapısı ve klinik gereksinimlerden dolayı çok zor gerçekleşmektedir. Canlı dokuların ve organların yük altındaki davranışlarını saptamak çok zor, pahalı ve çok risklidir, hatta bazı durumlarda imkansızdır. Bu yüzden SEA, diş gibi biyomekanik fonksiyonel tasarımların yapılabileceği başarılı bir yaklaşım yöntemi olarak büyük önem taşımaktadır.

KAYNAKLAR

- [1] Kircelli C, İki Farklı Tam Seramik Sistemin Kullanıldığı Üç Üyeli Sabit Protez Mukavemetinin Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile İncelenmesi, Adana 2004.
- [2] Yamamoto M, Metal-Ceramics Principal and Methods of Makoto Yamamoto. Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc. 1985.
- [3] Dittmer MP, Kohorst P, Borchers L, Schwestka-Polly R, & Stiesch M, Stress analysis of an all-ceramic FDP loaded according to different occlusal concepts, Journal of Oral Rehabilitation, doi: 10.1111/j.1365-2842.2010.02147.
- [4] Dejak B, Mlotkowski A, Langot C, Three-dimensional finite element analysis of molar with thin-walled prosthetic crowns made of various materials, Dental Materials 2012; 28, 433-441.
- [5] Dejak B, Mlotkowski A, Finite element analysis of strength and adhesion of cast posts compared to glass fiber-reinforced composite resin posts in anterior teeth, The Journal Of Prosthetic Dentistry, doi: 10.1016/S0022-3913(11)60011-5
- [6] Largura LZ, Argenta MA, Sakima MT, Camargo ES, Guariza-Filho O and Tanaka OM, Bone stress and strain after use of a miniplate for molar protraction and uprighting: A 3-dimensional finite element analysis, American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 2014; Vol 146, Issue 2.
- [7] Wheeler RC, An atlas of tooth form. W. B. Saunders, Philadelphia, ABD, 1989.
- [8] Adigüzel Ö, Sonlu Elemanlar Analizi, Dicle Dişhekimliği Dergisi, 2010; Cilt / Volume 11 · Sayı / Number 1.
- [9] McDaniel RJ, Davis RD, Murchison DF, Cohen RB. Causes of failure among cuspal-coverage amalgam restorations: a clinical survey. J Am Dent Assoc;2000;131:173-7.
- [10] Bader JD, Martin JA, Shugars DA. Incidence rates for complete cusp fracture. Community Dent Oral Epidemiol 2001;29:346-53.
- [11] Eakle WS, Maxwell EH, Braly BF. Fractures of posterior teeth in adults. J Am Dent Assoc 1986;112:215-8.
- [12] Cavel WT, Kesley WP, Blankenau RJ. An in vivo study of cuspal fracture. J Prosthet Dent 1985;53:38-42.
- [13] Dejak B, Mlotkowski A, Romanowicz M. Finite Element Analysis of Molar During Clenching and Mastication, The Journal of Prosthetic Dentistry; 2003, Volume 90, Number 6, 591-597.
- [14] Toksavul S, Zor M, Toman M, Güngör MA, Nergiz I, Artunç C, Analysis of Dentinal Stress Distribution of Maxillary Central Incisors Subjected to Various Post-and-core Applications, Operative Dentistry; 2006, 31-1, 89-96.
- [15] Fisher H, Weber M, Marx R, Life time prediction of all ceramic bridges by computational methods, J Dent Res; 2003, 82(3): 238-242.
- [16] Hojjaite B, Anusavice KJ, Three dimensional finite element analysis of glass ceramic dental crowns, J Biomechanics; 1990, 23(11):1157-1166.
- [17] Pospiech P, Papavasiliou G, Goldhofer G, Gernet W, All ceramic resin bonded bridge. Eur J. Oral Sci; 1996, 104: 390-395.
- [18] Dejak B, Mlotkowski A, Romanowicz M, Finite Element Analysis of Mechanism of Cervical Lesion Formation in Simulated Molar During Mastication and Parafunction, The Journal of Prosthetic Dentistry;2005, Volume 94 Number 6, 520-529.