

T. C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**VİTAL MOLAR DİŞLERE UYGULANAN SERAMİK VE KOMPOZİT İNLEYLERDE
KAVİTE DUVAR KALINLIKLARININ VE AÇILANDIRILMALARININ STRES
DAĞILIMINA ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Mehmet DİKMEN

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Celil DİNÇER

ANKARA
OCAK 2012

T. C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**VİTAL MOLAR DİŞLERE UYGULANAN SERAMİK VE KOMPOZİT İNLEYLERDE
KAVİTE DUVAR KALINLIKLARININ VE AÇILANDIRILMALARININ STRES
DAĞILIMINA ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Mehmet DİKMEN

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Celil DİNÇER

ANKARA
OCAK 2012

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Protetik Ana Bilim Dalı Doktora Programı
çerçevesinde yürütölmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından
Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi : 26/01/2012



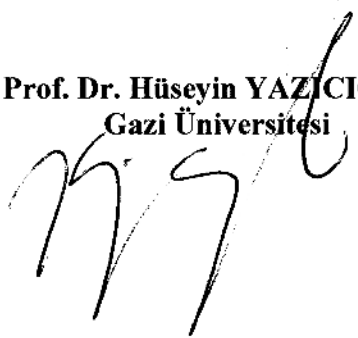
Prof. Dr. Cihan AKÇABOY
Gazi Üniversitesi
Jüri Başkanı



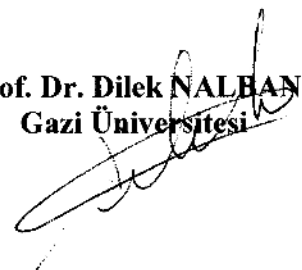
Prof. Dr. Celil DİNÇER
Gazi Üniversitesi



Prof. Dr. Bülent DAYANGAÇ
Başkent Üniversitesi



Prof. Dr. Hüseyin YAZICIOĞLU
Gazi Üniversitesi



Prof. Dr. Dilek NALBANT
Gazi Üniversitesi

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	I
İçindekiler	II
Şekiller, Grafikler, Tablolar	V
Semboller, Kısaltmalar	XI
Terminoloji	XII
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Posterior Estetik Restorasyon Yapım Teknikleri	4
2.1.1. Direkt Teknik	4
2.1.2. İndirekt Teknik	5
2.2. Seramik İnleylerin Gelişimi	6
2.3. Seramik İnley Yapım Teknikleri	7
2.3.1. Dökülebilir (Cam) Porselen Sistemleri	7
2.3.2. Sıkıştırılabilir Porselen Sistemleri (Isı İle Basıncı Olarak Üretilen Porselen Sistemleri)	8
2.3.3. Refraktör Day Üzerinde Fırınlanan Porselen Sistemleri	8
2.3.4. CAD/CAM Sistemleri	9
2.3.4.1. Cerec	10
2.4. İnley Preparasyonu	11
2.5. Seramik İnleylerin Avantajları Ve Dezavantajları	12
2.6. Seramik İnley Endikasyonları Ve Kontrendikasyonları	14
2.7. Kompozit İnleylerin Avantajları Ve Dezavantajları	15
2.8. Kompozit İnley Endikasyonları Ve Kontrendikasyonları	16
2.9. Stres Analiz Yöntemleri	17
2.9.1. Gerilimölçer (Strain Gauge) Stres Analiz Yöntemi	18
2.9.2. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi	18
2.9.3. Holografik İnterferometre İle Stres Analiz Yöntemi	19

2.9.4. Kırılğan Vernik Kaplama Tekniği İle Stres Analiz Yöntemi	19
2.9.5. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi	19
2.9.5.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Temel Aşamaları	21
3. GEREÇ ve YÖNTEM	24
3.1. Model Grupları	26
3.1.1. Kavite Taban Genişliğinin Değiştiği Modeller	27
3.1.2. Toplam Kavite Duvar Açısının Değiştiği Modeller	28
3.2. Materyal Özellikleri	30
3.3. Kullanılan Bilgisayar Özellikleri	30
3.4. Sınır Koşulları	31
3.5. Yükleme	31
4. BULGULAR	33
4.1. Farklı Kavite Taban Genişliklerine Sahip Modellerde Oluşan Stres Değerleri	33
4.1.a. Kavite taban genişliğinin 3.5 mm, toplam kavite duvar açısının 10° olarak hazırlandığı modelde oluşan stres değerleri (Model 1a)	34
4.1.b. Kavite taban genişliğinin 4.5 mm, toplam kavite duvar açısının 10° olarak hazırlandığı modelde oluşan stres değerleri (Model 2a)	40
4.1.c. Kavite taban genişliğinin 5.5 mm, toplam kavite duvar açısının 10° olarak hazırlandığı modelde oluşan stres değerleri (Model 3a)	46
4.2. Farklı Toplam Kavite Duvar Açısına Sahip Modellerde Oluşan Stres Değerleri	55
4.2.a Kavite taban genişliğinin 3.5 mm, toplam kavite duvar açısının 10° olarak hazırlandığı modelde oluşan stres değerleri (Model 1a)	56

4.2.b. Kavite taban genişliğinin 3.5 mm, toplam kavite duvar açısının 20° olarak hazırlandığı modelde oluşan stres değerleri(Model 1b)	56
4.2.c. Kavite taban genişliğinin 3.5 mm, toplam kavite duvar açısının 30° olarak hazırlandığı modelde oluşan stres değerleri(Model 1c)	62
4.2.d. Kavite taban genişliğinin 3.5 mm, toplam kavite duvar açısının 40° olarak hazırlandığı modelde oluşan stres değerleri(Model 1d)	68
4.3. Sağlam Diş Modeline Uygulan Kuvvet Sonucu Oluşan Stres Değerleri	81
5. TARTIŞMA	82
6. SONUÇ	93
7. ÖZET	94
8. SUMMARY	96
9. KAYNAKLAR	98
10. TEŞEKKÜR	112
11. ÖZGEÇMİŞ	113

Şekiller

1- İsthmus genişliği (a), kavite taban genişliği (b), aksiyel duvar yüksekliği (c), gingival taban genişliği (d), kavite duvar açısı (e).	XI
2- Mandibular sağ 1. molar dişin modeli.	25
3- Kemiğe yerleştirilen dişin görünüşü.	26
4- Kavite taban genişliğinin değiştiği modeller.	27
5- Toplam kavite duvar açısının değiştiği modeller.	28
6- Tüm modellerin görünümü.	29
7- Kuvvet uygulama şekli ve temas noktaları.	32
8- Porselen ile restore edilen Model 1a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin distolingual taraftan görüntüsü.	34
9- Porselen ile restore edilen Model 1a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin mesiolingual taraftan görüntüsü.	35
10- Porselen ile restore edilen Model 1a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin bukkal taraftan görüntüsü.	35
11- Kompozit A ile restore edilen Model 1a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin distolingual taraftan görüntüsü.	36
12- Kompozit A ile restore edilen Model 1a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin mesiolingual taraftan görüntüsü.	37
13- Kompozit A ile restore edilen Model 1a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin bukkal taraftan görüntüsü.	37
14- Kompozit B ile restore edilen Model 1a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin distolingual taraftan görüntüsü.	38
15- Kompozit B ile restore edilen Model 1a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin mesiolingual taraftan görüntüsü.	39
16- Kompozit B ile restore edilen Model 1a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin bukkal taraftan görüntüsü.	39
17- Porselen ile restore edilen Model 2a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin distolingual taraftan görüntüsü.	40

18- Porselen ile restore edilen Model 2a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin mesiolingual taraftan görüntüsü.	41
19- Porselen ile restore edilen Model 2a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin bukkal taraftan görüntüsü.	41
20- Kompozit A ile restore edilen Model 2a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin distolingual taraftan görüntüsü.	42
21- Kompozit A ile restore edilen Model 2a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin mesiolingual taraftan görüntüsü.	43
22- Kompozit A ile restore edilen Model 2a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin bukkal taraftan görüntüsü.	43
23- Kompozit B ile restore edilen Model 2a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin distolingual taraftan görüntüsü.	44
24- Kompozit B ile restore edilen Model 2a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin mesiolingual taraftan görüntüsü.	45
25- Kompozit B ile restore edilen Model 2a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin bukkal taraftan görüntüsü.	45
26- Porselen ile restore edilen Model 3a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin distolingual taraftan görüntüsü.	46
27- Porselen ile restore edilen Model 3a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin mesiolingual taraftan görüntüsü.	47
28- Porselen ile restore edilen Model 3a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin bukkal taraftan görüntüsü.	47
29- Kompozit A ile restore edilen Model 3a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin distolingual taraftan görüntüsü.	48
30- Kompozit A ile restore edilen Model 3a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin mesiolingual taraftan görüntüsü.	49
31- Kompozit A ile restore edilen Model 3a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin bukkal taraftan görüntüsü.	49
32- Kompozit B ile restore edilen Model 3a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin distolingual taraftan görüntüsü.	50

33- Kompozit B ile restore edilen Model 3a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin mesiolingual taraftan görüntüsü.	51
34- Kompozit B ile restore edilen Model 3a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin bukkal taraftan görüntüsü.	51
35- Farklı kavite taban genişliklerine sahip modellerde oluşan stres değerlerinin distolingualden görüntüleri.	52
36- Farklı kavite taban genişliklerine sahip modellerde oluşan stres değerlerinin mesiolingualden görüntüleri.	53
37- Farklı kavite taban genişliklerine sahip modellerde oluşan stres değerlerinin bukkalden görüntüleri.	54
38- Porselen ile restore edilen Model 1b'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin distolingual taraftan görüntüsü.	56
39- Porselen ile restore edilen Model 1b'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin mesiolingual taraftan görüntüsü.	57
40- Porselen ile restore edilen Model 1b'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin bukkal taraftan görüntüsü.	57
41- Kompozit A ile restore edilen Model 1b'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin distolingual taraftan görüntüsü.	58
42- Kompozit A ile restore edilen Model 1b'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin mesiolingual taraftan görüntüsü.	59
43- Kompozit A ile restore edilen Model 1b'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin bukkal taraftan görüntüsü.	59
44- Kompozit B ile restore edilen Model 1b'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin distolingual taraftan görüntüsü.	60
45- Kompozit B ile restore edilen Model 1b'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin mesiolingual taraftan görüntüsü.	61
46- Kompozit B ile restore edilen Model 1b'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin bukkal taraftan görüntüsü.	61
47- Porselen ile restore edilen Model 1c'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin distolingual taraftan görüntüsü.	62

48- Porselen ile restore edilen Model 1c'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin mesiolingual taraftan görüntüsü.	63
49- Porselen ile restore edilen Model 1c'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin bukkal taraftan görüntüsü.	63
50- Kompozit A ile restore edilen Model 1c'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin distolingual taraftan görüntüsü.	64
51- Kompozit A ile restore edilen Model 1c'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin mesiolingual taraftan görüntüsü.	65
52- Kompozit A ile restore edilen Model 1c'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin bukkal taraftan görüntüsü.	65
53- Kompozit B ile restore edilen Model 1c'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin distolingual taraftan görüntüsü.	66
54- Kompozit B ile restore edilen Model 1c'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin mesiolingual taraftan görüntüsü.	67
55- Kompozit B ile restore edilen Model 1c'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin bukkal taraftan görüntüsü.	67
56- Porselen ile restore edilen Model 1d'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin distolingual taraftan görüntüsü.	68
57- Porselen ile restore edilen Model 1d'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin mesiolingual taraftan görüntüsü.	69
58- Porselen ile restore edilen Model 1d'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin bukkal taraftan görüntüsü.	69
59- Kompozit A ile restore edilen Model 1d'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin distolingual taraftan görüntüsü.	70
60- Kompozit A ile restore edilen Model 1d'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin mesiolingual taraftan görüntüsü.	71
61- Kompozit A ile restore edilen Model 1d'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin bukkal taraftan görüntüsü.	71
62- Kompozit B ile restore edilen Model 1d'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin distolingual taraftan görüntüsü.	72

63- Kompozit B ile restore edilen Model 1d'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin mesiolingual taraftan görüntüsü.	73
64- Kompozit B ile restore edilen Model 1d'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin bukkal taraftan görüntüsü.	73
65- Farklı toplam kavite duvar açılarına sahip modellerde oluşan stres değerlerinin distolingualden görüntüleri.	74
66- Farklı toplam kavite duvar açılarına sahip modellerde oluşan stres değerlerinin mesiolingualden görüntüleri.	75
67- Farklı toplam kavite duvar açılarına sahip modellerde oluşan stres değerlerinin bukkalden görüntüleri.	76
68- İsthmus genişliği 5.4 mm olan modellerin (Model 2a, Model 1b) distolingual görüntülerinin karşılaştırılması.	77
69- İsthmus genişliği 5.4 mm olan modellerin (Model 2a, Model 1b) mesiolingual görüntülerinin karşılaştırılması.	78
70- İsthmus genişliği 5.4 mm olan modellerin (Model 2a, Model 1b) bukkal görüntülerinin karşılaştırılması.	78
71- İsthmus genişliği 6.4 mm olan modellerin (Model 3a, Model 1c) distolingual görüntülerinin karşılaştırılması.	79
72- İsthmus genişliği 6.4 mm olan modellerin (Model 3a, Model 1c) mesiolingual görüntülerinin karşılaştırılması.	80
73- İsthmus genişliği 6.4 mm olan modellerin (Model 3a, Model 1c) bukkal görüntülerinin karşılaştırılması.	80
74- Sağlam dişe uygulanan kuvvet sonucu meydana gelen streslerin her üç bölgeden alınan görüntüleri.	81

Grafikler

- 1- Restoratif materyal ile taban genişliği farklılıkları sonucunda meydana gelen maksimum eşdeğer stres değerleri. **33**
- 2- Restoratif materyal ile toplam kavite duvar açısı farklılıkları sonucunda meydana gelen maksimum eşdeğer stres değerleri. **55**

Tablolar

- 1- Materyallere ait özellik bilgileri **30**
- 2- Modellere ait düğüm noktası ve eleman sayıları **31**
- 3- Farklı kavite taban genişliklerine sahip modellerde oluşan stres değerleri **54**
- 4- Farklı toplam kavite duvar açılarına sahip modellerde oluşan stres değerleri **76**

Semboller ve Kısaltmalar

Pa	paskal
MPa	megapaskal
GPa	gigapaskal
N/m	newton/metre
N	newton
kN/mm ²	kilonewton/milimetrekaire
MN/mm ²	megaNewton/milimetrekaire
mm ²	milimetrekaire
mm	milimetre
°	derece
µm	mikrometre
%	yüzde
E	Elastisite modülü
DOF	degree of freedom
3D	üç boyutlu
MO	mesio-oklüzal
OD	oklüzo-distal
MOD	mesio-oklüzo-distal
GB	gigabyte
stl	Stereolithography
bmp	Windows Bitmap
CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
CBCT	Cone-Beam Computed Tomography
microCT	micro Computed Tomography
ark.	arkadaşları

Terminoloji

İsthmus genişliği: Kavite duvarlarının oklüzal düzlemde birbirlerine en çok yaklaştıkları yerde; iki kavite duvarı arasındaki mesafe olarak belirtilmektedir.

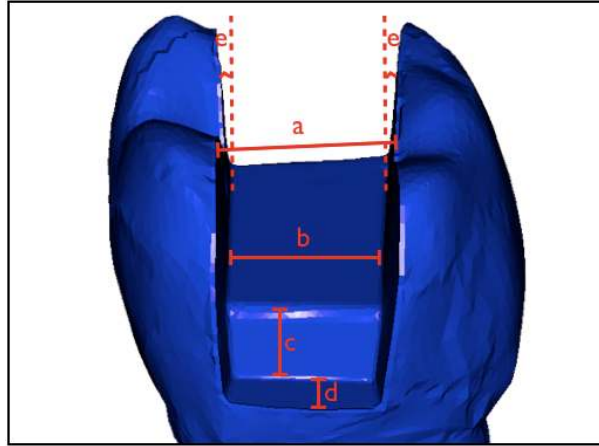
Pulpal duvar: Pulpanın tavanını oluşturan, dişin uzun aksına dik olan iç duvara verilen isimdir.

Kavite taban genişliği: Pulpal duvarın bukkolingual yöndeki genişliği olarak tarif edilmektedir.

Aksiyel duvar yüksekliği: Pulpal duvar ile gingival taban arasındaki dişin uzun aksına paralel duvarın yüksekliği olarak tanımlanmaktadır.

Kavite duvar açısı: Kavite duvarının dikey eksen ile yaptığı açı olarak tarif edilmektedir.

Toplam kavite duvar açısı: Her iki kavite duvarının dikey eksenle yaptığı açıların toplamı olarak tanımlanmaktadır.



Şekil 1- İsthmus genişliği (a), kavite taban genişliği (b), aksiyel duvar yüksekliği (c), gingival taban genişliği (d), kavite duvar açısı (e).

Gerilim (stres): Birim sahaya uygulanan kuvvet olarak tarif edilmektedir¹. Stres birimi, birim kuvvetin birim alan ya da uzunluğun karesine oranıyla ifade edilmektedir ($1\text{Pa}=1\text{N/m}^2=1\text{MN/mm}^2$). Birçok yayında stres MPa (Mega Paskal) olarak rapor edilmektedir ($1\text{MPa}=10^6\text{Pa}$)^{2,3}.

Gerinim (strain, gerilme): Çekme ya da baskı kuvvetleri karşısında kütlede oluşan deformasyon olarak tarif edilmektedir. Gerinimin bir ölçü birimi yoktur.

Poisson oranı (Poisson's ratio): Yatay yöndeki birim deformasyonun dikey yöndeki birim deformasyonuna oranı olarak tanımlanmaktadır⁴. Poisson oranı, bütün maddeler için 0 ile 0,5 arasında değişkenlik gösterir ve cisme ait ayırıcı bir özelliktir⁵.

Elastisite modülü (E): stresin gerinime oranı olup materyalin sertliğinin ölçüsünü verir⁵. Elastisite modülünün birimi, birim alana olan kuvvet olup $\text{N/mm}^2=\text{MPa}$ veya $\text{kN/mm}^2=\text{GPa}$ 'dır².

Deformasyon (Şekil değişimi): bir objenin kuvvet uygulanması sonucunda şekil değiştirmesi olarak belirtilmekte ve 3 türü bulunmaktadır¹;

- elastik deformasyon,
- plastik deformasyon,
- kalıcı deformasyon.

Yorgunluk: Döngüsel koşullar altında zamanla malzeme özelliklerindeki değişiklik olarak tarif edilmektedir^{6,7}.

1. GİRİŞ

Günümüz diş hekimliğinde adeziv ve restoratif materyallerin gösterdiği gelişmeler sayesinde dişlerde, çürüğün temizlenmesi ve kavitenin hazırlanması sırasında meydana gelen madde kaybını restore etmek amacıyla bir parsiyel restorasyon türü olan inleyle ilgili ilgi artmıştır.

Literatürde inleyleyler için özellikle hangi tip materyalin tercih edilmesi gerektiği konusunda çok sayıda çalışma olmasına karşın, hangi kalınlıktaki ve açılabilirliktaki kavite duvarlarının uzun vadeli dayanıklılık sağlayabildikleri ile ilgili kısıtlı bilgiye rastlanmaktadır.

Özellikle geniş kavitelere elastisite modülü, bükülme dayanımı, sertlik, aşınma direnci ve ısısal genleşme katsayısı gibi farklı materyal özellikleri büyük rol oynamaktadır⁸. Sınırlı sayıda çalışma olmasına rağmen seramik ve kompozit inleyleyler için tavsiye edilen toplam kavite duvar açısı değerleri ve kavite duvar kalınlıkları, araştırmacılara göre farklılık göstermektedir. Ayrıca teorik olarak tavsiye edilen ideal kavitelere klinik ortamda ulaşılmasının zor olduğunu kanıtlayan birçok çalışma mevcuttur⁹⁻¹¹.

Bu çalışmada vital mandibular 1. molar dişlerde farklı kavite duvar kalınlıklarına ve açılabilirliktelerine sahip kavitelere seramik ve iki farklı elastisite modülüne sahip kompozit inleyleyler kullanarak restore edilmelerinin stres dağılımlarına etkilerinin incelenmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

Kron protezlerin sınıflandırılmasını, dişte kapsadığı bölge göz önüne alındığında, 3 başlık altında yapmak mümkündür^{12,13}.

- A) Full Kronlar
- B) Parsiyel Kronlar
- C) Milli Kronlar(Pivolar)

A) Full Kronlar: Dişin kron kısmının tümünü şekillendiren kron türleridir. Bu kron türlerinde dişte büyük madde kaybı meydana gelmektedir.

B)Parsiyel Kronlar: Dişin kron kısmının bir bölümünü kapsayan kron türleridir. Bu kron türlerinde daha az diş dokusu kaldırmakla ve normal diş pulpasını en az tehlikeye sokmakla, maksimum tutuculuk elde edilmektedir. Estetik, dayanıklılık ve tutuculuk yönünden yeterli olmaları bu restorasyonları kullanılabilir yapmaktadır. Aşağıda avantajları sıralanmıştır^{12,13} ;

1. Preparasyon şekli nedeniyle dişte madde kaybı fazla değildir,
2. Kron kenarları, hastanın kolay temizlik yapabileceği ve hekimin rahat çalışabileceği dişeti seviyesinde oluşturulabilir,
3. Kron kenarları dişin tüm yüzeyini kaplamadığı için daha az uzunlukta gingival oluk ile komşudur. Bu nedenle periodontal irritasyon olasılığı da aynı oranda azaltılabilir,

4. Açık yüzlü parsiyel kronlar daha kolay ve doğru simante edilebilir,
5. Vitalite testi uygulanabilir.

Parsiyel kronlar aşağıdaki gibi sıralanabilir^{12,13} ;

a. Inley: Diş dokusu içerisinde hazırlanan kavitelere uygulanan ve kullanılan materyale bağlı isimlendirilen parsiyel kron türüdür (metal inley, seramik inley, kompozit inley). Posterior bölgede estetik restorasyon olarak inleyler sıklıkla tercih edilmektedir.

b. Pinley: Pinler yardımı ile tutuculuk sağlayan parsiyel kron türüdür (pinlerin yönüne göre; vertikal pinli pinleyler, horizontal pinli pinleyler, paralel pinli pinleyler, paralel olmayan pinli pinleyler, pinlerin türüne göre; vidalı pinli ve döküm pinli pinleyler olarak tanımlanırlar).

c. Pinledge: Dişler üzerine açılan basamaklara yerleştirilen pin tutucular yardımı ile bağlantı sağlayan parsiyel kron türüdür.

d. Onley: Yan ve arka grup dişlerde dişlerin oklüzal yüzlerini kapsayan kron türüdür.

e. 3/4 Kron: Alt ve üst grup ön dişlerde doğal diş kronunun dört yüzünden üçünü kapsayan parsiyel kron türüdür.

f. 4/5 Kron: Yan ve arka grup dişlerde bukkal, lingual, mesial, distal ve oklüzal yüzlerden bukkal yüz dışındaki diğer dört yüzü kapsayan kron türüdür.

g. 7/8 Kron: Yan ve arka grup dişlerde mesio-bukkal, disto-bukkal, mesial, distal, mesio-lingual, disto-lingual, bukkal-oklüzal ve lingual-oklüzal yüzlerden, mesio-bukkal yüz hariç diğer yüzleri kapsayan kron türüdür.

C) Milli Kronlar (Pivolar): Dişin kök kanalı ya da kanallarına giren miller ile birlikte eksik olan bölümün kron şeklinde biçimlendirildiği kök kanalını ve kronu kapsayan protetik restorasyonlardır.

2.1. Posterior Estetik Restorasyon Yapım Teknikleri

Posterior estetik restorasyon yapım teknikleri direkt ve indirekt teknik olmak üzere sınıflandırılabilir.

2.1.1. Direkt Teknik

Tek seansta yapılan ve ağız içinde çalışma gerektiren, esas olarak kompozit rezinlerin kullanıldığı bir tekniktir. Diş sert dokularında kaybın az olduğu küçük ve orta büyüklükteki kaviteelerde, genişliği oklüzal yüzün yarısını aşmamış ve ağır oklüzal yüklerin gelmediği durumlarda direkt yöntem tercih edilmektedir. Ayrıca zayıflamış diş dokusunun varlığında maliyetin sorun olduğu durumlarda da direkt yöntem uygulanabilmektedir^{14,15}.

Kavite sınırlarının daha geniş olduğu durumlar söz konusu ise direkt teknikte polimerizasyon büzülmesi sonucu; kenar uyumunun bozulması, kenar sızıntısı ve sekonder çürük oluşumu gibi problemlerle

karşılaşılabilmektedir¹⁵⁻¹⁸. Aynı zamanda direkt teknikte, en uygun oklüzal ve aproksimal anatomiyi ve düzgün kavite kenarlarını rutin olarak elde etmek özellikle geniş kavitelerde ve ulaşılması zor bölgelerde güçleşebilmektedir¹⁹.

2.1.2. İndirekt Teknik

Tek seansta birden fazla dişin fonksiyonel ve anatomik çiğneyici yüzeylerini direkt teknikle restore etmek daha zordur. Ayrıca restore edilecek dişin ağız içinde bulunduğu pozisyon da restorasyon tekniğini belirlemektedir. Örneğin, ağızda ulaşılması zor bir bölgede ise indirekt tekniğin kullanılması tedaviyi kolaylaştırmaktadır²⁰.

İndirekt teknik; polimerizasyon büzülmesinin kontrol edilmiş olması, kenar uyumunun iyi olması buna bağlı olarak sızıntının az olması ve ideal anatomik kontağın sağlanabilmesi gibi avantajları vardır. Ayrıca restorasyonun karşı diş arkı referans alınarak hazırlanmasından dolayı ideal oklüzal yapıya sahiptir². İndirekt teknik, fazla madde kaybı olan dişlerde diş yapısını kuvvetlendirmek ve estetiği sağlamak için tercih edilmektedir.

İndirekt teknikle kullanılabilecek materyaller;

1. Kompozit rezinler,
2. Seramiklerdir.

Bu teknikte, kavite hazırlanmasının ardından hastadan alınan ölçü ile elde edilen model üzerinde çalışma yapılır ve en az iki klinik çalışma seansı gerektirmektedir. Günümüzde CAD/CAM sistemlerindeki gelişmelere bağlı olarak bu işlem tek seansta da yapılabilmektedir.

2.2. Seramik İnleylerin Gelişimi

Günümüzde adeziv tekniklerin ve restoratif materyallerin hızla gelişmesi ve hastaların estetik beklentilerinden dolayı son yıllarda doğal diş rengindeki restorasyonlara ilgi oldukça artmıştır^{18,22-24}. Sabit protezlerde estetik amaçla kullanılan tüm materyaller arasında, doğal dişle renk uyumunun en iyi sağlandığı materyal porselendir²⁵.

Seramik inley tekniği ilk defa 1862 yılında savunulmuş¹³ ve 1882 yılında Almanya'da Herbst tarafından fırınlanan seramik inleyler geliştirilmiştir. 1889 yılında, ilk kez platin folyo üzerinde fırınlanan seramik inleynin yapımı Detroit'li diş hekimi Charles H. Land tarafından gerçekleştirilmiştir²⁶⁻²⁸. İlk dönemlerde uygulanan seramik inleylerin kırılabilirliği, yapıştırıcıdan kaynaklanan başarısızlıklar ve interfasiyal sızıntı nedeniyle çok yaygınlaşamamıştır²⁹.

1923'e kadar seramik inley ve kronlar geliştirilmiş ve Wain, erimiş porseleni refraktör kalıp içerisine dökmüştür³⁰. Bununla beraber uygulama kolaylığı nedeniyle popülerite kazanan silikat simanlar, akrilik rezinler ve asitle pürüzlendirme teknikleri seramik inleylerin gelişimini etkilemiştir^{13,27}. 1930'larda birçok araştırmacı seramik inley yapımında kavite ölçüsü üzerinde kullanılan platin folyoyu elimine ederek, porseleni direkt revetman model üzerinde pişirme yöntemleri geliştirmişlerdir¹³.

1985 yılından itibaren mekanik direnci yüksek porselenler ile ileri teknoloji ürünü sistemlerin geliştirilmesiyle, seramik inleyler yüksek popüleritesini 1990'lı yıllarda kazanarak günümüzde arka grup dişler için gerçek bir restorasyon alternatifi olmuştur^{29,31,32}.

2.3. Seramik İnley Yapım Teknikleri

Günümüzde teknolojinin diş hekimliğine sağladığı olanaklar sayesinde posterior dişlerde de başarılı seramik inley teknikleri ve sistemleri geliştirilmiştir^{23,25,31,33,34}. Seramik inley yapımında kullanılan porselenler esas olarak güçlendirilmiş porselenlerdir.

Seramik inleyler kompozisyon ve yapım şekillerine göre 4 grupta toplanabilirler^{16,25,35,36} :

1. Dökülebilir (cam) porselen sistemleri
2. Sıkıştırılabilir porselen sistemleri (Isı ile basınçlı olarak üretilen porselen sistemleri)
3. Refraktör day üzerinde fırınlanan porselen sistemleri
4. CAD/CAM sistemleri

2.3.1. Dökülebilir (Cam) Porselen Sistemleri

Mum atım işlemini takiben porselen materyalinin ısıtılarak dökülmesi işlemidir. Bu işlemde fosfat bağlı revetman ve santrifüj döküm tekniği kullanılır. Fiziksel ve kimyasal özellikleri iyi olmasına rağmen yüksek maliyetleri ve estetik kalitedeki sınırlar nedeniyle çok sık kullanılmamaktadır. Bu seramiklere örnek olarak Dicor, CeraPearl, Olymous Castable Ceramics verilebilir^{16,37}.

2.3.2. Sıkıştırılabilir Porselen Sistemleri (Isı İle Basıncı Olarak Üretilen Porselen Sistemleri)

Bu sistemde, mum atım işlemini takiben, refraktör day içinde kısmen ön işlemlere tabi tutulmuş ve renklendirilmiş cam-lösit tabletler ısıtılıp preslenmektedir. Bu teknik için geliştirilmiş olan cam porselen materyali esas olarak feldspatik porselen olup lösit kristalleri ile güçlendirilmiştir³⁸⁻⁴⁰.

Bu sistem ile tüm dişlerde tek kron, inley, onley ve laminate veneer restorasyonları yapılabilir³⁸⁻⁴².

Bu sisteme örnek olarak IPS Empress I, IPS Empress II, IPS e-max, Finesse All-Ceramic Low-Fusing Porcelain(FAC), Cergo Pressable Full Ceramic, Cerpress SL ve Cerpress II Pressable Ceramic, CZR Press, HeraCeram's Pressable Ceramics, Optimal Pressed Ceramic, Authentic Press to Metal, Diamond Crown MPC Pressable Polyceramic, Press-i-Dent Pressable Ceramics, SNF PressCeram verilebilir⁴³.

2.3.3. Refraktör Day Üzerinde Fırınlanan Porselen Sistemleri

Refraktör day materyali, porselenin direkt olarak üzerinde fırınlanabileceği yüksek ısıya dayanıklı fosfat bağlı bir revetmandır. Özel ve pahalı ekipmanlar gerektirmemesi, tabakalama tekniği ile estetik sonuçların elde edilmesi ve geleneksel feldspatik porselenlerin kullanılabilmesi gibi avantajları vardır. Bu tekniğe göre yapılan seramiklere Optec HSP, Hi-Ceram, In-Ceram Alumina, In-Ceram Zirkonia, In-Ceram Spinell, folyo tekniği ile elde edilen aluminöz porselen veya

magnesia kor, Mirage II, Techceram, feldspatik porselenler örnek olarak gösterilebilir^{25,37,44,45}.

2.3.4. CAD/CAM Sistemleri

Bilgisayar ile tasarım ve üretim teknolojisi (computer aided design/computer aided manufacturing,CAD/CAM), 1980'lerden sonra diş hekimliğinde büyük gelişim göstermiştir^{46,47}.

- Verilerin toplanarak kaydedilmesi,
- Geleneksel kurallara uygun olarak seçilen restorasyon tasarımının bilgisayar yardımı ile hazırlanması (CAD),
- Restorasyonun üretilmesi (CAM),

olmak üzere tüm CAD/CAM sistemlerinin üç fonksiyonel bölümü bulunmaktadır⁴⁸.

Seramik restorasyonların yapım aşamaları sırasında uygulanan yüksek ısı, yapının homojen olmamasına, yapıda mikropörözitelerin oluşmasına ve büzülmeye neden olmaktadır⁴⁹. Bu durum yapıyı zayıflatmaktadır. CAD/CAM sistemleri bu problemlerin önlenmesi amacıyla önceden üretilen seramik blokların bilgisayar destekli freze yardımı ile şekillendirilmesi esasına dayanmaktadır.

Bu sistemlere örnek olarak Cerec (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya), Wol-Ceram (Wol-Dent GmbH, Ludwigshafen, Almanya), , Everest (KaVo, Leutkirch, Almanya), GN-I (GC Corporation, Tokyo, Japonya), Celay (Mikrona Technologie AG, Spreitenbach, İsviçre) verilebilir.

2.3.4.1. Cerec

Cerec ismi Ceramic ve Reconstruction kelimelerinin ilk hecelerinden oluşmaktadır. 1980 yılında ortaya atılan bir fikir ile direkt kompozit dolgulara alternatif olarak hasta başında tek seansta seramik inley yapılabilmesi amaçlanmıştır. Zürih Üniversitesinden Dr. Werner H. Mörmann ve makine mühendisi Marco Brandestini yaptıkları in vitro ve in vivo çalışmalar sonucu 19 Eylül 1985 tarihinde geliştirdikleri Cerec 1 ünitesi ile ilk Cerec inleyi hastaya tek seansta uygulamayı başarmışlardır⁵⁰.

Bundan sonra gelişmeler birbirini takip etmiştir. 1994 yılında geliştirilen yazılım ile anterior veneerlerin yapımı sisteme ilave olmuş ve aynı yıl Cerec 2 piyasaya çıkmış, restorasyonların oklüzal yüzeyleri işlenebilmiş ve marjinal uyumları daha başarılı hale getirilmiştir⁵¹.

Cerec 2 sistemin üreticileri, kavite preparasyonu iyi belirtilmiş marjnlere ve düz kavite tabanına sahip olması gerektiğini belirtmekte ve önermektedirler⁵².

2000 yılında tornalama ünitesinin sistemin dışına alınıp ayrı bir makine olarak yapılması ile Cerec 3 hizmete girmiştir.

2003 yılında 3D yazılımın katılımı ile günümüzde kullanılan üç boyutlu sistem ortaya çıkmıştır⁵⁰. İnleylerin, onleylerin, veneerlerin, bölümlü veya tam posterior ve anterior kronların bilgisayar ortamında yapılan tasarımları basitleştirilmiştir⁵².

Cerec sistemi protetik çalışmalar için diagnostik, restoratif ve aynı zamanda dkmantatif bir araç olmuştur^{51,53}.

Restorasyonlar seramik bloklardan imal edilir. Vita Mark I ve Vita Mark II (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) seramik blokları kullanarak birçok araştırma yapılmıřtır⁵⁴. Vitablok Mark II, 4 mikron kalınlığında grenli partiküller içeren dayanımı yükseltilmiş feldspatik porselendir ve yüzeyin parlatılmasından ziyade fırında glaze yapılması bu materyalin yüklere karşı direncini arttırmaktadır⁵⁵.

2.4. İmley Preparasyonu

Günümüzde yapılan çalışmalarda, imleylerin uyumunu sağlamak ve uzun dönem başarısını arttırmak için özel preparasyon tekniklerinin kullanılması gerektiği belirtilmiřtir⁵⁶.

Geleneksel kavite preparasyonuna ek olarak;

- Stres oluşumunu engellemek ve restoratif materyalin iyi adapte olmasını sağlayabilmek için i aılar yuvarlatılmalıdır^{57,58},
- Kavite sınırlarının oklüzal temas alanlarının uzağında olması gerekmektedir. Aksi takdirde en zayıf bölge olan yapıştırıcı rezin bölgesinde sorunlar yařanabilmektedir⁵⁹,
- Preparasyon sonunda kavite duvarında küçük andırkatlar varsa, ışıkla sertleşen cam ionomer liner/base veya kompozit materyali ile ideal kavite şeklinde restore edilmelidir^{14,57},
- Seramik imleylerin klinik sonuçlarına bağlı olarak kavite derinliği konusunda kesin bir öneri elde edilememesine

rağmen⁶⁰⁻⁶², santral fossa bölgesinde 2 mm'den az olmaması gerekmektedir. Kompozit inleyler için bu derinlik en az 1.5 mm olmalıdır^{15,63},

- Seramik inleylerde oklüzal isthmus genişliğinin en az 2.5 mm olması önerilmektedir⁵⁶. Kompozit inleyler için bu mesafe en az 1.5 - 2 mm olmalıdır^{14,15,63},
- Ara yüz temas noktaları tamamen kaldırılmalıdır^{22,56,64,65},
- İyi bir bağlanma için mümkün olduğunca mine dokusuna ihtiyaç duyulmaktadır bu yüzden gingival marjin fazla derinleştirilmemelidir⁵⁸,
- Porselen ve kompozit materyallerinin dayanıklılığına bağlı olarak tüm kavite sınırları bizotaj oluşturulmadan bitirilmelidir^{22,64,66,67},
- Adeziv tekniklerdeki gelişmeyle beraber retansif bir kavite şekli gerekli görülmemektedir. Ayrıca aşırı paralel hazırlanmış kavite duvarları restorasyonun başarısını olumsuz yönde etkilemektedir⁵⁶.

2.5. Seramik İnleylerin Avantajları Ve Dezavantajları

1980'lerden bu yana, estetik restorasyonlar için hasta taleplerinin artması, arka dişlerdeki büyük restorasyonlar için kompozit rezinlerin kullanımındaki sorunlar, dental amalgamların olası yan etkileri ve çevresel etkileri ile ilgili kaygılar nedeniyle ve dental materyallerdeki yeni gelişmeler doğrultusunda tam seramik restorasyonlara ilgi artmıştır⁶⁸⁻⁷¹. Bu güne kadar kullanılan restorasyon materyalleri içerisinde dental seramiklerin en biyouyumlu materyal olduğu iddia edilmektedir^{68,72,73}. Bununla birlikte seramik inleylerin avantajları ve dezavantajları aşağıda sıralanmıştır.

Seramik İnleylerin Avantajları^{14,22,27,30,57,60,61,75-77}

1. Estetiği oldukça iyidir; doğal diş görünümüne benzer ve rengi stabildir,
2. Biyouyumludur ve doku reaksiyonuna neden olmaz,
3. Polimerizasyon büzülmesi ve buna bağlı oluşacak stresler sadece yapıştırıcı siman ile sınırlıdır,
4. Laboratuvar ortamında üretilen seramik inleylerin fiziksel özellikleri arttırılmıştır,
5. Dişin konturu ve temas noktaları model üzerinde yapılacağından daha başarılı olur,
6. Varolan zayıflamış diş yapısını, adeziv simanlar ile bağlanan seramik inleyler sayesinde güçlendirilmiş olur,
7. Termal geçirgenliği diş yapısına benzediği için hassasiyeti azaltabilir,
8. Direkt kompozit restorasyonlar ve kompozit inleylerle kıyaslandığında mikrosızıntı daha azdır,
9. Direkt kompozit restorasyonlarla karşılaştırıldığında, daha az klinik çalışma zamanı ve eforu gerektirir.

Seramik İnleylerin Dezavantajları^{14,22,57,77-79}

1. Masraflı olması ve yapımının zaman alması,
2. Teknik hassasiyet gerektirmesi,
3. Materyalin direncini sağlamak için derin preparasyon gerektirmesi,
4. Geçici restorasyon yapımının zaman gerektirmesi ve simantasyonunun zor olması,

5. Seramik materyallerinin gerilme dayanımlarının yetersiz oluşundan dolayı simantasyon öncesi oklüzyon provası çatlaklara ve kırılmalara sebep olabilmesi,
6. Yapıştırma sonrası ağız içi cilalarının yapılma güçlüğü,
7. Karşı dentisyondaki dişlerin aşınmasına neden olabilir, ancak günümüzde kullanılan tam seramik materyallerinde bu oran düşüktür. Eğer seramik inley üzerinde pürüzlü ve cilalanmamış bir alan varsa, bu alan karşıt arkta aşınmalara neden olabilmesi,
8. Büyük kırık oluştuğunda tamirin mümkün olmaması,
9. Uzun süreli klinik araştırmanın az olması.

2.6. Seramik İnley Endikasyonları Ve Kontrendikasyonları

Seramik inleyler, arka grup dişlerde geleneksel yöntem ve malzemelere bir alternatif olduğu düşünülürse, genel olarak klinikte amalgam restorasyonlar veya altın inleylerin kullanılabileceği ancak estetik önceliğin olduğu her durumda uygulanabilmektedir. Seramik inley yapımı şu endikasyonlarda mümkündür^{12,14,22,28,35,77,80} ;

1. Çürük varlığında,
2. Mevcut restorasyonun başarısızlığı veya sekonder çürük varlığında,
3. Endodontik tedaviyi takiben kalan diş dokusu yeterli olduğunda,
4. Karşıt arkta seramik restorasyonların bulunduğu vakalarda benzer sertlik ve aşınma direncine sahip materyal kullanılması gerektiğinde,

5. Metal olmayan restorasyon talep eden hastalarda, estetik büyük etken ise,
6. Metal alerjisi nedeniyle,
7. Geniş kavitelerin varlığında, zayıflamış duvarların adeziv teknik kullanılarak kırılmaya karşı dirençlendirmek amacıyla.

Seramik inley yapım kontrendikasyonları aşağıdaki gibi sıralanabilir^{12,14,35,57,77,80-83} ;

1. Bruksizm gibi kötü oklüzal alışkanlıkları olan hastalarda,
2. Karşıt dişlerde kompozit rezin restorasyon varlığında,
3. Restorasyon yapılacak saha izolasyonunun tam olarak sağlanamaması durumunda,
4. Adezyonda yararlanacak diş dokusu miktarının yetersizliği durumunda,
5. Klinik kron boyu kısa ve pulpası geniş dişlerde yeterli seramik kalınlığının sağlanamayacağı durumlarda,
6. Diş renginde önemli oranda değişim planlanması durumunda,
7. Oral hijyenin yetersiz olması durumunda.

2.7. Kompozit İnleylerin Avantajları Ve Dezavantajları

Kompozit rezin materyalleri ile inley sistemlerinin uygulanmasındaki temel amaç, uygulanan dolgu materyalinin polimerizasyon sırasındaki büzülmesini önlemek veya azaltmak ayrıca dişle iyi bir bağlantı sağlamaktır. Kompozit ve adeziv sistemlerindeki gelişmeler sayesinde bu teknik başarılı bir şekilde uygulanmaktadır.

Kompozit İnleylerin Avantajları^{12,13,81,84,85}

1. Estetiktirler,
2. Polimerizasyon ağız dışında gerçekleştiği için polimerizasyon büzülmesi direkt posterior kompozitlerdeki gibi fazla değildir,
3. Dişin konturu ve proksimal kontaktları model üzerinde yapılacağından daha başarılı olmaktadır,
4. Laboratuvar işlemleri seramik inleylerdeki kadar uzun ve zahmetli değildir,
5. Adeziv sistemlerle bağlandıklarından, dişe daha konservatif yaklaşımlarda bulunulabilir,
6. Kalan diş dokusunu mümkün olduğunca korumakta ve dişin direncini arttırmaktadır,
7. Tamir edilebilir.

Kompozit İnleylerin Dezavantajları^{12,81}

1. Direkt rezin uygulamalarındaki kadar kısa sürede olmasa da su emme özellikleri vardır,
2. Zamanla renk değiştirirler,
3. Aşınmaya karşı dirençsizdirler.

2.8. Kompozit İnley Endikasyonları Ve Kontrendikasyonları

Genel olarak kompozit inleyler, premolar ve molar dişlerde hazırlanan MO, OD veya MOD kaviteelerde uygulanabilmektedir. Kompozit inley yapım endikasyonları şunlardır^{21,63,77,81;}

1. Ağız hijyeni iyi olan hastalarda,
2. Amalgama karşı aşırı duyarlılık veya allerjik reaksiyon gösteren hastalarda,
3. Ağızda farklı materyallerden yapılmış restorasyonların olduğu ve galvanik akımın meydana gelebileceği vakalarda,
4. Estetik kriterlerin ön planda olduğu vakalarda,
5. Geniş madde kaybı olan, ancak bağlanma için uygun ve yeterli diş sert dokusu bulunan durumlarda.

Kompozit inley yapımının kontraendikasyonları ise aşağıda sıralanmıştır^{21,63,77,81};

1. Ağız hijyeninin yeterli olmadığı hastalarda,
2. Geriye kalan diş sert dokusunun yeterli olmadığı durumlarda,
3. Nem kontrolünün sağlanamadığı durumlarda,
4. Tüberkül kırıklarında,
5. Bruksizm ve benzeri hastalıklara meyilli olan hastalarda.

2.9. Stres Analiz Yöntemleri

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin mekanik dayanıklılıklarının arttırılması ve dental yapılarda oluşan streslerin belirlenmesi amacıyla, stres analizleri son yıllarda oldukça önem kazanmıştır. Başarılı bir restorasyon için diş hekimliğinde kullanılan materyallerin mekanik özelliklerinin, çiğneme kuvvetleri karşısındaki stres ve gerinimlerin iyi bir şekilde anlaşılması gerekmektedir⁵.

Çiğneme fonksiyonu sırasında dişler ve restorasyonlar üzerinde kompleks stresler oluşmaktadır⁸⁶. Diş ve restorasyon üzerine gelen kuvvetlerin nerelerde yoğunlaştığını görmek ve restorasyonun daha ideal şeklini önceden saptayabilmek için stres analiz yöntemleri kullanılmaktadır. Streslerin incelenmesinde esas olarak değişik 5 yöntem uygulanmaktadır^{5,87}:

1. Gerilimölçer (strain gauge) stres analiz yöntemi
2. Fotoelastik stres analiz yöntemi
3. Holografik interferometre ile stres analiz yöntemi
4. Kırılğan vernik kaplama tekniği ile stres analiz yöntemi
5. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi

2.9.1. Gerilimölçer (Strain Gauge) Stres Analiz Yöntemi

Gerilimölçer yük altındaki yapıların bünyesinde oluşan doğrusal şekil değişikliklerini saptayabilen bir aygıttır. Mekanik, mekano-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik olabilmektedir⁸⁸. Mekanik deformasyona maruz kaldığında iletkenin elektrik direncinin değişmesi prensibine dayanmaktadır. Bu yöntemde sadece gerilimölçerlerin yapıştırıldığı bölgelerde ölçüm yapılabilmektedir⁸⁹.

2.9.2. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi

Fotoelastik yöntem, optik bir yöntem olup, araştırılmak istenen yapının, fotoelastik niteliği olan materyalden modeli yapılarak, polariskop denilen alet yardımıyla belirli yüklemeler altında kuvvet çizgileri incelenip, fotoğraflandırılması esasına dayanmaktadır⁴. Bu yöntemi kullanarak yapılan analizlerde incelenecek olan yapının cam, şeffaf bakalit

veya selüloit gibi saydam bir modelden yapılmasından dolayı, materyal özellikleri gerçeğe uygun olmamaktadır⁸⁹.

2.9.3. Holografik İnterferometre İle Stres Analiz Yöntemi

Bu yöntemde hologram plağına başlangıç konumunda olan cisim kaydedilir, cisme ısı veya mekanik deformasyon uygulandıktan sonra yeni şeklin çekimi, aynı hologram plakasına yapılır ve iki pozlandırma arasında cisimde oluşan değişiklikler incelenir⁹⁰.

2.9.4. Kırılğan Vernik Kaplama Tekniğı İle Stres Analiz Yöntemi

Kuvvet dağılımı incelenecek cismin üzerine homojen şekilde vernik püskürtölür ve fırınlandıktan sonra kuvvet uygulanır. Cisme kuvvet uygulandığında vernik üzerinde bu kuvvete dik yönde uygulama noktasından uzaklaştıkça azalan birtakım çatlaklar oluşur. Çatlakların sık oluştuğı bölgeler kuvvetin etkisine en çok maruz kalan bölgelerdir. Kuvvetlerin yoğun olduğı bu bölgelerdeki çatlaklar kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterir^{90,91}. Bu yöntemi kullanarak yapılan analizlerde sayısal bir değer elde edilememektedir⁸⁹.

2.9.5. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi

Sonlu elemanlar analizi, bilgisayar tabanlı olup çeşitli mekanik problemlere kabul edilebilir bir yaklaşımla çözüm arayan bir sayısal yöntemdir⁵. Diğer bir deyişle, genel anlamda bütün haldeki sorunun, daha küçük ve basit hale indirgenerek, her birinin kendi içinde

çözümünün sağlanması ile bütünün çözümlenebildiği matematiksel bir analizdir⁹¹. Bu yöntem ilk olarak 1956 yılında Clough ve arkadaşları tarafından bulunmuş ve uçak mühendisliğinde kullanılmıştır^{92,93}. Ledley ve Huang, diş hekimliğinde sonlu elemanlar analizi kullanılan ilk çalışmayı 1968 yılında yapmışlardır⁹⁴.

Karmaşık geometrik yapılar, bilgisayar ortamında, bir ağ yapıya (mesh) dönüştürülür. Bu yapıyı elemanlar (elements), bunlara bağlı düğüm noktaları (nodes) ve belirleyici sınır koşulları (boundary conditions) oluşturur. Düğüm noktaları, birbirleri ile köşe noktalarında birleşebilen eşit büyüklükte sonlu sayıda elemana bölünmüştür^{95,96}. Düğümler aracılığıyla, bir elemandaki fiziksel değişiklik diğer elemanlara da yansır. Kuvvet dağılımı hesaplaması, yapının tamamı yerine, her eleman için ayrı ayrı bulunacağından dolayı daha hassas bir analiz için eleman sayısı çoğaltılabilir. Böylece boyutları belirlenmiş bir modelde, yazılımlar ile belirlenen şiddet, yön ve alandaki kuvvet uygulamasına bağlı olarak ortaya çıkan stresler, gerinimler ve yer değiştirmeler ölçülebilmektedir^{91,92,97}.

Sonlu elemanlar analizi yöntemi ile problemlerin çözülmesi için öncelikle bilgisayara birtakım verilerin tanıtılması gerekir. Bu veriler şu şekilde sıralanabilir⁹⁸:

- Cismin geometrisini oluşturacak koordinatlar,
- Cismin geometrisine ve boyutuna uygun eleman tipi,
- Elemanların Poisson oranı ve elastisite modülü değerleri,
- Modele uygulanan kuvvetler,
- Geometrinin sınır şartları ve yapılacak olan analizin tipi.

2.9.5.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Temel Aşamaları

1. İncelenecek cismin üç boyutlu modelinin çıkartılması

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile uygulanacak olan deney parçasının üç boyutlu katı modelinin oluşturulması için üç farklı yöntem kullanılmaktadır⁹⁹⁻¹⁰²:

- a. Manyetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi görüntülerinin bilgisayar ortamına aktararak modelin oluşturulması,
- b. Modellenmesi istenen cismin yüzey tarayıcıları ile taranıp bilgisayar ortamına aktarılması,
- c. Üç boyutlu modelleme programları kullanılarak cismin araştırmacı tarafından bilgisayar ortamında çizilmesi.

2. Modelin küçük elemanlara bölünmesi

Bir sonlu elemanlar modelinde yapı, analizlerin yapılabilmesi amacıyla küçük elemanlara bölünür. Yapısal bir modelin küçük parçalara yani elemanlara ayrılması işlemine “ağ yapısı oluşturulması (Mesh Generation)” denilmektedir. Bu elemanlar ana yapının geometrisi ile tam uyumludur ve ana yapının her bölgesinde belirlenen mekanik özellikleri gösterirler¹⁰³. Varolan sonlu elemanlar analiz programlarının birçoğunda ağ yapısı otomatik bir şekilde oluşturulabilmektedir.

3. Elemanlara ayrılmış modelin sayısal çözümlenmesi

İkinci aşamada elemanlara ayrılmış modelin sayısal çözümü, uygun bir yazılım programı kullanarak yapı ve analiz ile ilgili eleman tipini, mekanik özelliklerini, sınır koşullarını ve yüklemeleri tanımlayarak bilgisayar üzerinde elde edilir^{88,103}.

4. Verilerin Değerlendirilmesi

Sayısal çözümleme sonunda her yük durumu için modelin herhangi bir noktasındaki tüm stresler, gerinimler ve yer değiştirmeler saptanabilir¹⁰³.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin avantajları şunlardır^{86,89,104-106} ;

- Sonlu elemanların boyutları ve şekillerinin esnekliği sayesinde muntazam geometri göstermeyen katılar ile karmaşık yapılara kolayca uygulanabilmesi,
- Çok bağlantılı veya köşeli bölgeler güvenli şekilde incelenebilmesi, düzgün sınırlara sahip olmayan yapılarda ise, eğri kenarlı elemanlar kullanılabilmesi,
- Gerçek yapıya yakın bir modelin hazırlanabilmesi ve in vivo şartlarda ulaşılamayan lokalizasyonların sağlanabilmesi,
- Modeli oluşturulan yapının eleman boyutlarının değiştirilebilmesi, böylece önemli değişiklikler beklenen bölgelerde küçük elemanlar kullanılarak hassas değerler elde edilebilmesi, diğer bölgelerinin büyük elemanlara bölünerek programın işlem hızının arttırılabilmesi,

- Stres tipinin, stres dağılımının ve yer değiştirmenin birlikte ve çok duyarlı olarak elde edilebilmesi,
- Modelin kolaylıkla kontrolü ve sınır koşullarının değiştirilebilmesi,
- Geometrisi ve malzeme özellikleri kolayca değiştirilebilmesi ve birkaç malzemenin birleştirildiği kompleks yapılarda rahatlıkla uygulanabilmesi,
- Deneysel olarak çözümlü zor ve hatta imkansız olan karmaşık yapılardaki streslerin, gerçeğe yakın değerler vermesi nedeniyle sonlu elemanlar analiz yöntemi ile kolayca çözümlenebilmesi
- Karmaşık yapıdaki bir sistem veya yapının deneysel olarak teorik çözümlü zor ve hatta imkansızdır. Deneysel olarak streslerin bulunması uzun zaman almakta ve maliyeti de pahalı olmaktadır. Sonlu elemanlar analizi yönteminin, gerçeğe yakın değerler vermesi nedeniyle karmaşık yapıllı modellerde deneysel çalışmalara tercih edilebilmesi,
- Bilgisayar ortamı dışında başka materyal ve çalışma gerektirmemesi başlıca avantajları olarak sayılabilmektedir.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu araştırmada, alt 1. molar dişe uygulanan seramik ve kompozit inleylerde kavite duvar kalınlıklarının ve açılabilirliklerinin stres dağılımına etkileri üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi ile değerlendirilmiştir.

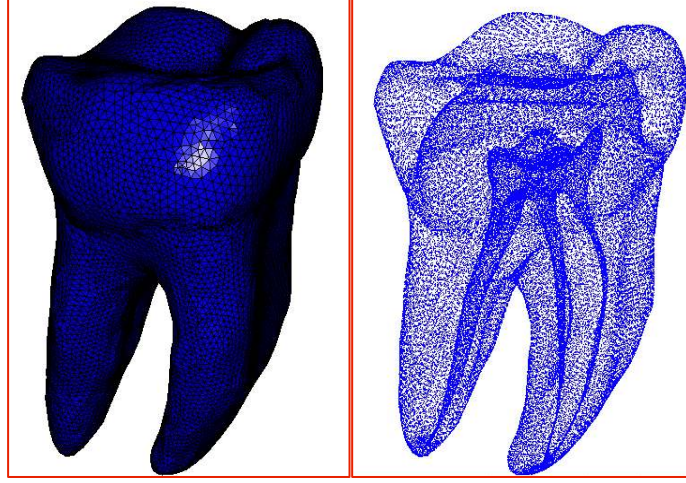
Bu yöntem için sınır koşulları belirlenerek sadece mandibular sağ molar bölgedeki kemik dokusunun ve 1. molar dişin modellenmesi planlanmıştır.

Modellemede kullanılmak üzere periodontal nedenlerle çekilmiş normal anatomik formda mandibular sağ 1. molar diş kullanılmıştır. Diş modelinin hazırlanması için ilk olarak dişin üzerindeki yumuşak doku artıkları ve debris tabakası temizlenmiştir. Daha sonra kökün apeks kısmı 12x12 mm² ve 4 mm yüksekliğinde hazırlanan şeffaf akrilik bloğa yerleştirilmiştir.

Dişin görüntüsünü elde etmek amacıyla, Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Anatomi Ana Bilim Dalı'nda bulunan SkyScan 1174 compact microCT (Skyscan, Aartselaar, Belçika) cihazı kullanılmıştır. Her bir kesitin boyutu 27µm ve ışınlama süresi 4 saniye olarak belirlendikten sonra, dişe ait 879 adet .bmp formatında kesi görüntüleri 44 dakika 29 saniye süren tarama işlemi sonucunda elde edilmiştir.

Elde edilen kesi görüntülerinden her 6 keside 1'i olmak üzere 147 adeti kullanarak MIMICS (Materialise, Leuven, Belçika) programı sürüm 10.01 ile üç boyutlu model elde edilmiştir. Daha sonra bu model .stl dosya formatına çevrilerek MSC Mentat (MSC Software Corporation, CA,

USA) 2007 sürümüne aktarılmıştır. Hazırlanan diş modeli Wheeler Diş Anatomisi Atlasındaki¹⁰⁷ ilgili dişin ortalama boyutlarıyla uygun hale getirilmiştir. (Şekil 2)

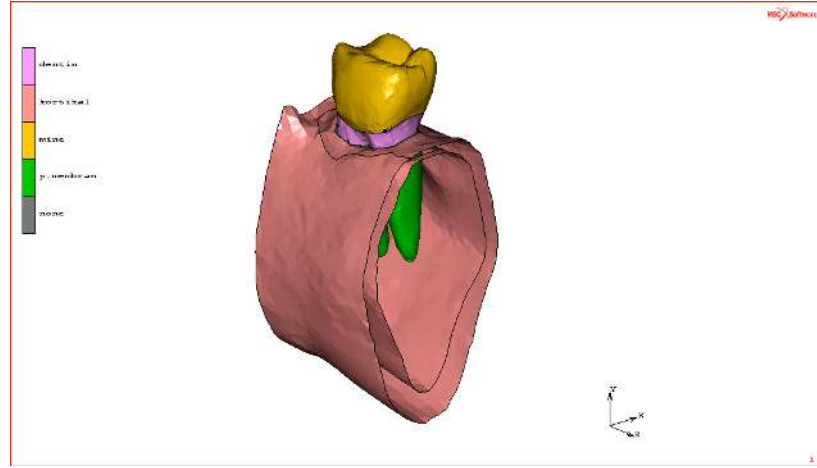


Şekil 2- Mandibular sağ 1. molar dişin modeli.

Mandibular 1. molar diş modellendikten sonra, kemik dokusunun modellenmesine geçilmiştir. Bu amaçla NewTom 3G (AFP Imaging Corporation, Elmsford, NY, USA) Cone-Beam CT (CBCT) görüntüleme sistemi kullanılarak dişsiz mandibuladan her 0.5 mm seviyesinde seri aksiyel kesitler elde edilmiştir. Bu CBCT görüntüleri DICOM 3.0 kullanarak tıbbi görüntü dosyası formatında depolandı ve üç boyutlu medikal görüntü işleme programı Maxilim Software (Medicim Company, Mechelen, Belgium) 2.2.2 sürümüne aktarılmıştır. Mandibulanın üç boyutlu .stl dosya formatındaki görüntüsü modelleme için MSC Mentat (MSC Software Corporation, CA, USA) 2007 sürümüne aktarılmıştır.

Çalışmada kullanmak üzere, kret tepesinde ortalama 2 mm kalınlığa sahip kortikal kemik ve içerisindeki spongioz kemikten oluşan mandibulanın sağ molar bölgesi modellenmiştir.

MSC Mentat programı kullanılarak modellenen diş üzerine 0.2 mm ofset alınarak periodontal ligament yapısı oluşturulmuştur. Daha sonra diş ve kemik modeli aynı program kullanılarak işlendi ve uygun pozisyonda birleştirilmiştir. (Şekil 3)



Şekil 3- Kemiğe yerleştirilen dişin görünüşü.

3.1. Model Grupları

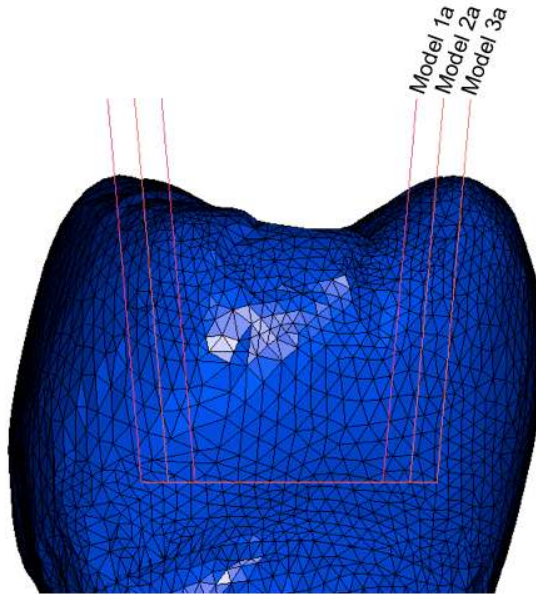
Model hazırlandıktan sonra kavitelerin hazırlanmasına geçilmiştir. Tüm modellerde kavite derinliği santral fossa bölgesinde 3.2 mm olacak şekilde MOD kaviteler hazırlanmıştır. Gingival taban genişliği yaklaşık 1.5 mm olacak ve kavite sınırı mine sement birleşiminin yukarısında, mine dokusu hizasında kalacak şekilde hazırlanmıştır. Pulpal duvar ile gingival taban arasındaki aksiyel duvar yüksekliği 1.9 mm olarak standardize edilmiştir. Tüm modellerde her iki kavite duvarının açısı birbirine eşit olacak şekilde hazırlanmıştır.

3.1.1. Kavite Taban Genişliğinin Değiştiği Modeller

Model 1a: Mandibular sağ 1. molar dişte MOD kavite taban genişliğinin 3.5 mm, toplam kavite duvar açısının 10° olarak hazırlandığı model. Bu modelde lingual duvarın kalınlığı 3 mm iken vestibul tarafta duvarın kalınlığı 3.5 mm olarak hazırlanmıştır.

Model 2a: Mandibular sağ 1. molar dişte MOD kavite taban genişliğinin 4.5 mm, toplam kavite duvar açısının 10° olarak hazırlandığı model. Bu modelde lingual duvarın kalınlığı 2.5 mm iken vestibul tarafta duvarın kalınlığı 3 mm olarak hazırlanmıştır.

Model 3a: Mandibular sağ 1. molar dişte MOD kavite taban genişliğinin 5.5 mm, toplam kavite duvar açısının 10° olarak hazırlandığı model. Bu modelde lingual duvarın kalınlığı 2 mm iken vestibul tarafta duvarın kalınlığı 2.5 mm olarak hazırlanmıştır.



Şekil 4- Kavite taban genişliğinin değiştiği modeller.

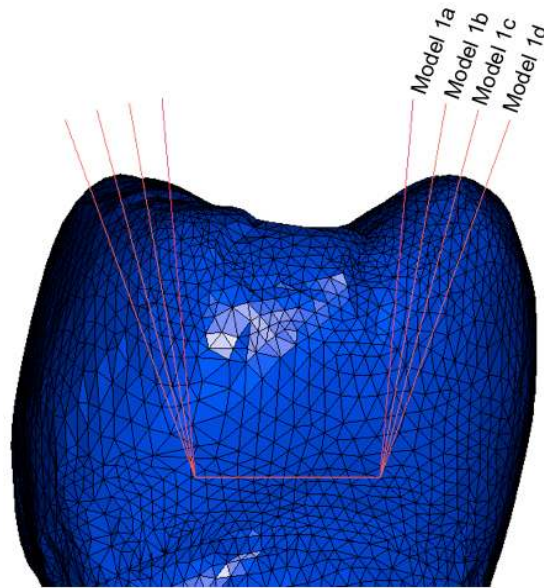
3.1.2. Toplam Kavite Duvar Açısının Değiştiği Modeller

Model 1a: Mandibular sağ 1. molar dişte MOD kavite taban genişliğinin 3.5 mm, toplam kavite duvar açısının 10° olarak hazırlandığı model.

Model 1b: Mandibular sağ 1. molar dişte MOD kavite taban genişliğinin 3.5 mm, toplam kavite duvar açısının 20° olarak hazırlandığı model.

Model 1c: Mandibular sağ 1. molar dişte MOD kavite taban genişliğinin 3.5 mm, toplam kavite duvar açısının 30° olarak hazırlandığı model.

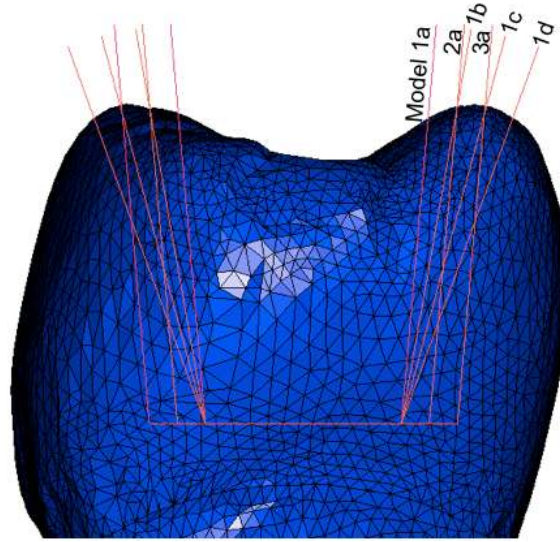
Model 1d: Mandibular sağ 1. molar dişte MOD kavite taban genişliğinin 3.5 mm, toplam kavite duvar açısının 40° olarak hazırlandığı model.



Şekil 5- Toplam kavite duvar açısının değiştiği modeller.

Çalışmamız, kavite taban genişliği 3.5 mm, toplam kavite duvar açısı 20° olarak hazırlanan model (Model 1b) ile kavite taban genişliği 4.5 mm, toplam kavite duvar açısı 10° olarak hazırlanan modelin (Model 2a) isthmus genişlikleri çakışacak şekilde planlanmıştır. Her iki modelde isthmus genişliği 5.4 mmdir.

Aynı şekilde, kavite taban genişliği 3.5 mm, toplam kavite duvar açısı 30° olarak hazırlanan model (Model 1c) ile kavite taban genişliği 5.5 mm, toplam kavite duvar açısı 10° olarak hazırlanan modelin (Model 3a) isthmus genişlikleri çakışmaktadır. Her iki modelde isthmus genişliği 6.4 mmdir.



Şekil 6- Tüm modellerin görünümü.

3.2. Materyal Özellikleri

Sonlu elemanlar analizinde materyalin homojen, lineer ve elastik davranışları iki materyal sabiti olan elastisite modülü ve Poisson oranı ile karakterize edilmekte ve bu çalışmada kullanılan değerler aşağıdaki tabloda gösterilmektedir.

Tablo 1- Materyallere ait özellik bilgileri

Materyal	Elastisite Modülü(GPa)	Poisson Oranı	Kaynak
Kortikal Kemik	13.7	0.30	117
Spongioz Kemik	1.3	0.30	117
Mine	84.1	0.33	53,108
Dentin	18.6	0.31	53,117
Pulpa	0.002	0.45	116
Periodontal Ligament	0.0689	0.45	53
Rezin Siman, Variolink II	8.3	0.35	115,117
Porselen, Vita Mark II	68.9	0.30	138
Kompozit Rezin(A), Charisma	14.1	0.24	116
Kompozit Rezin(B), True Vitality	5.4	0.24	116

3.3. Kullanılan Bilgisayar Özellikleri

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, üç boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Pentium ® Dual Core CPU 2,1 GHz işlemci, 250 GB Hard disk, 3.00 GB RAM donanımlı ve Windows Vista Home Basic Service Pack-1 işletim sistemi olan bilgisayar kullanıldı.

Modeller üzerinde oluşturulan düğüm noktası sayısı ve eleman sayıları tabloda gösterilmektedir.

Tablo 2- Modellere ait düğüm noktası ve eleman sayıları.

	Düğüm Noktası Sayısı	Eleman Sayısı
Model 1a	56268	290248
Model 2a	56509	291799
Model 3a	55361	284997
Model 1b	56319	290682
Model 1c	55756	287640
Model 1d	56309	291107

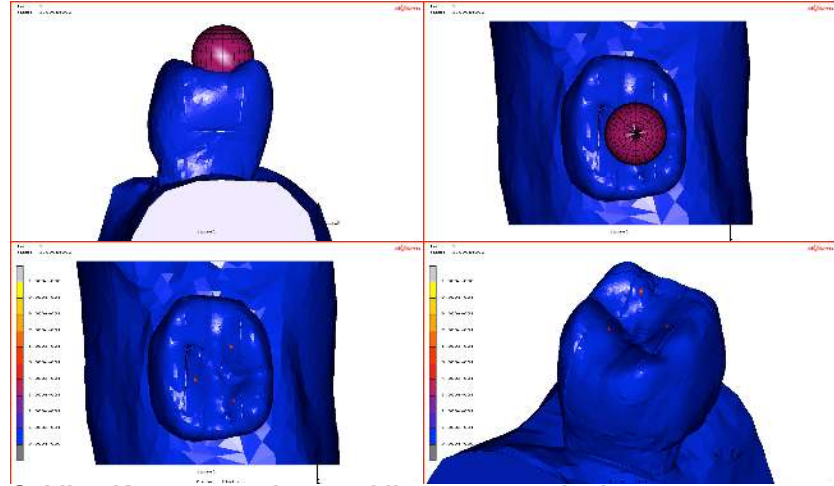
3.4. Sınır Koşulları

Elde edilen model, kortikal ve spongioz kemiğin her iki yan bölgesinden her DOF (Degree of freedom)'da '0' rotasyon ve yer değiştirmeye sahip olacak şekilde sabitlendi. Dişe temas eden küre yüzey olarak modellendi ve kontrol düğüm noktasından diş eksenine paralel yönde 200N kuvvet uygulanarak diş ile temas ettirildi.

3.5. Yükleme

Hazırlanan üç boyutlu katı modellere çiğneme kuvvetini taklit edecek şekilde vertikal ekseninde 5 mm çapında küre ile 200N kuvvet uygulandı. Çalışmada standardizasyonu sağlamak amacıyla kürenin temas noktaları restorasyonun içerisinde kalacak şekilde ayarlandı. Bu

amaçla distobukkal tüberkülün, mesiolingual tüberkülün ve distolingual tüberkülün triangular sırtlarından üç noktada temas sağlandı.(Şekil 7)



Şekil 7- Kuvvet uygulama şekli ve temas noktaları

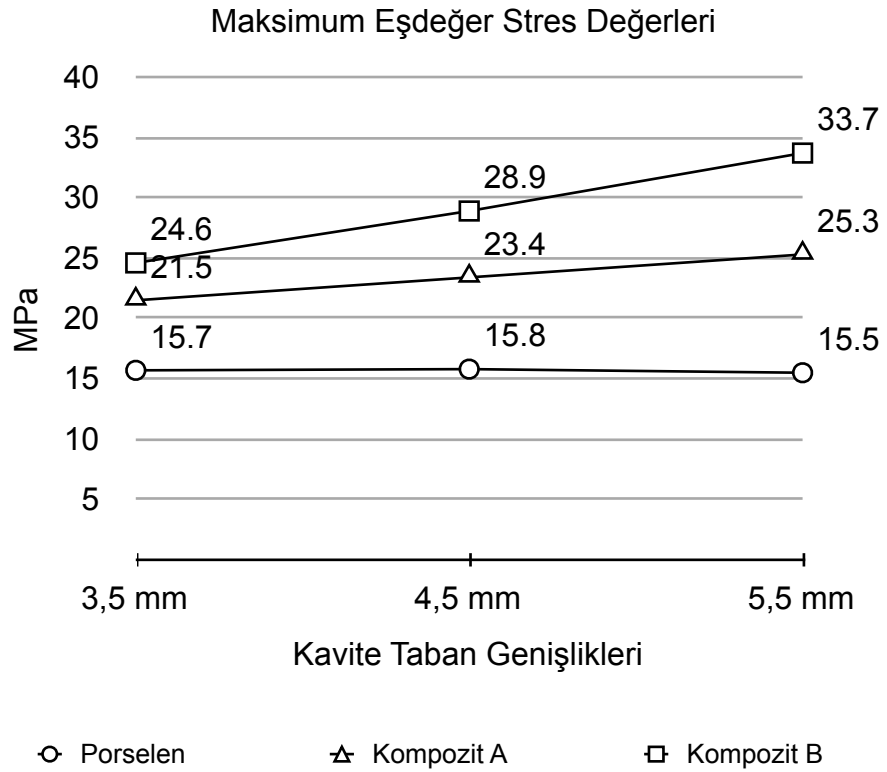
Çalışmamızda her eksenindeki streslerin bileşkesi olarak tanımlanan eşdeğer stresler (equivalent stress) incelenmiştir. Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından, istatistiksel analizler yapılamamaktadır ve bu nedenle çalışmamızda kesit görüntüleri ve düğümlerdeki stres miktarı ve dağılımları hassas bir şekilde değerlendirilmiş ve yorumlanmıştır.

Araştırmada üç farklı taban genişliğine, dört farklı toplam kavite duvar açısına sahip modellerin üç farklı materyalle restore edildiği ve kontrol olarak sağlam dişin incelendiği toplam ondokuz farklı modelin sonlu elemanlar analizi gerçekleştirildi. Elde edilen bulgular, dişin üç farklı tarafından (distolingual, mesiolingual, bukkal) alınan görüntüler ve streslerin yoğun olarak gözlendiği alanlarda belirlenen düğümlerden değerler elde edilip karşılaştırıldı.

4. BULGULAR

Bu araştırma; üç farklı kavite taban genişliğine, dört farklı toplam kavite duvar açısına sahip modellerin üç farklı materyalle restore edilmesiyle gerçekleştirildi. Ayrıca kontrol grubu olarak sağlam dişin modellendiği mandibular 1. molar dişe 200N kuvvet uygulanarak oluşan eşdeğer stresler incelendi. Elde edilen bulgular, dişin üç farklı tarafından (distolingual, mesiolingual, bukkal) alınan görüntüler ve streslerin yoğun olarak gözlendiği alanlarda belirlenen bölgelerin noktasal değerlerini içeren grafikler ile sunuldu.

4.1. Farklı Kavite Taban Genişliklerine Sahip Modellerde Oluşan Stres Değerleri



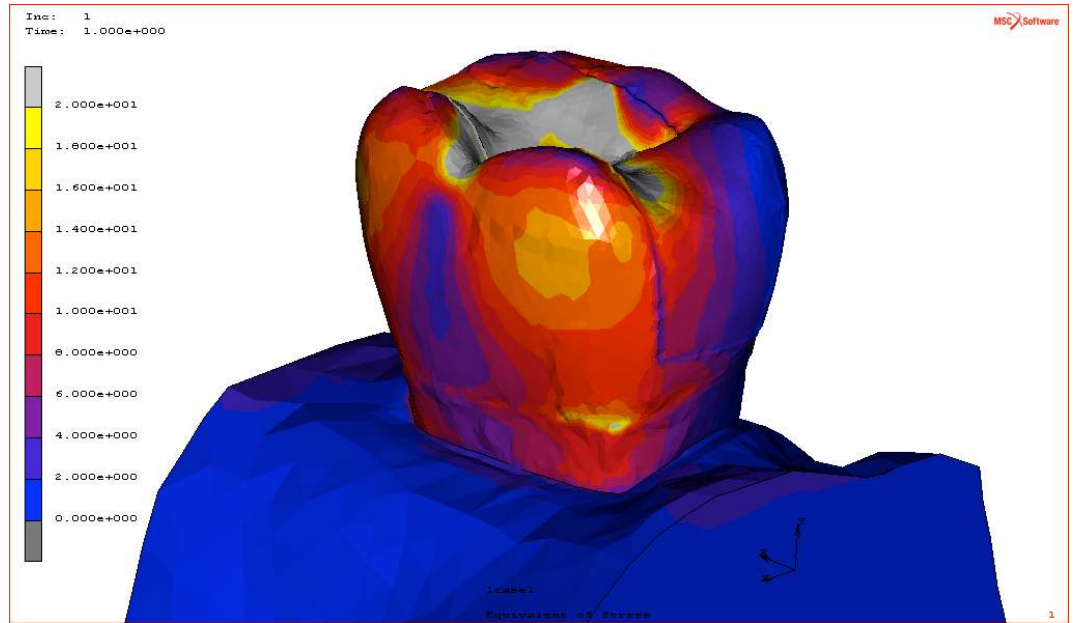
Grafik 1: Restoratif materyal ile taban genişliği farklılıkları sonucunda meydana gelen maksimum eşdeğer stres değerleri.

4.1.a. Kavite taban genişliğinin 3.5 mm, toplam kavite duvar açısının 10° olarak hazırlandığı modelde oluşan stres değerleri (Model 1a)

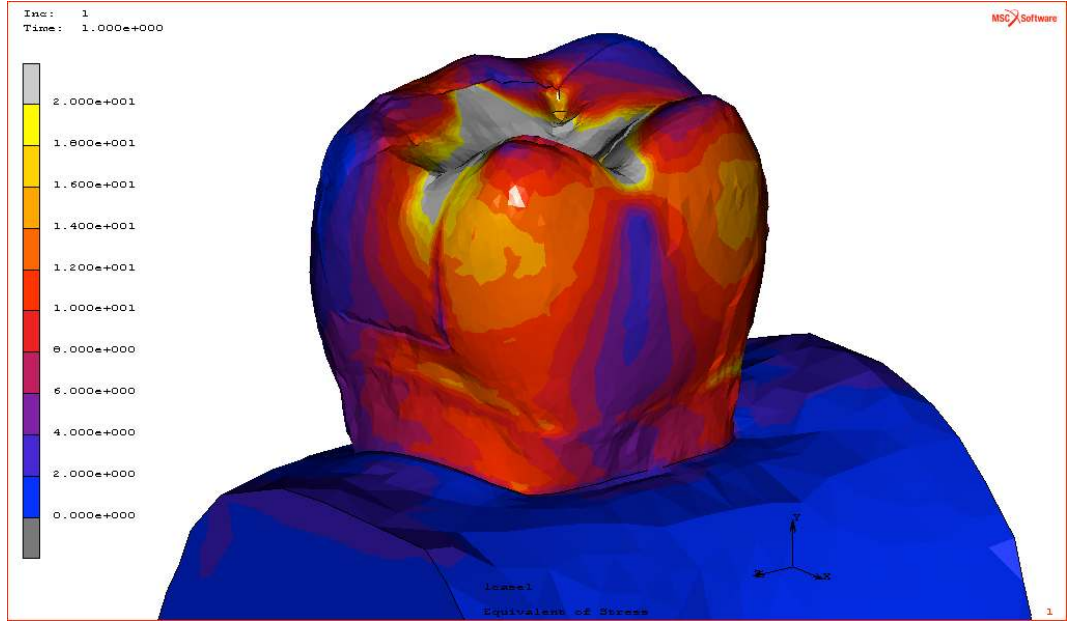
Model incelendiğinde en yüksek stres, kuvvetin uygulandığı alanda gözlemlenmiştir.

i) Porselen restorasyonu

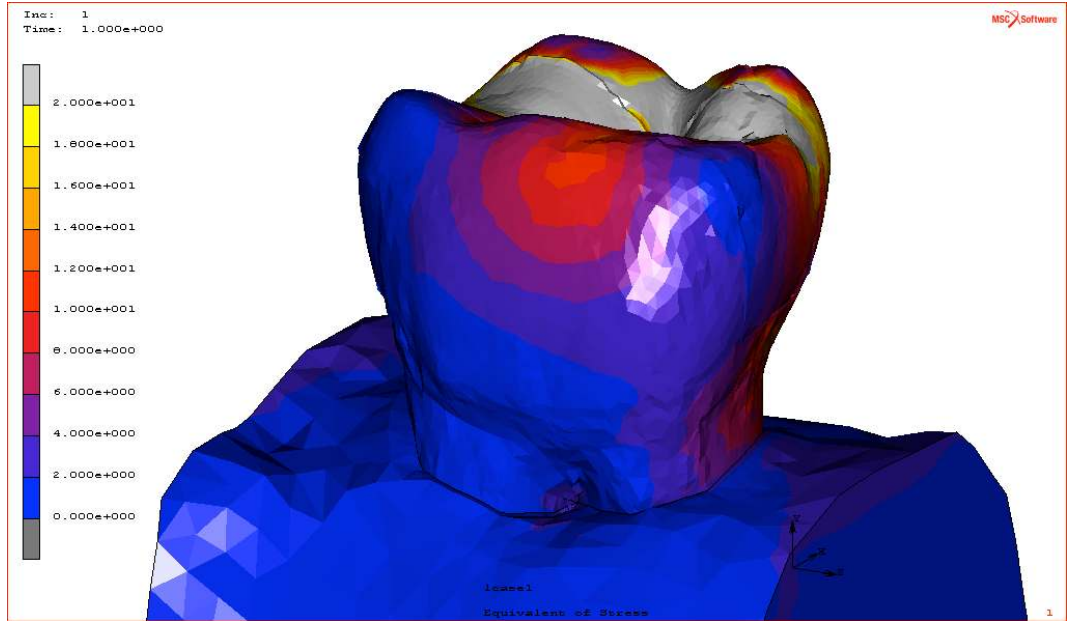
Model 1a'nın porselen ile restore edilip kuvvet uygulanması sonucu kuvvetin uygulandığı alandan uzaktaki en yüksek stres değeri 15.7 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 8- Porselen ile restore edilen Model 1a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin distolingual taraftan görüntüsü.



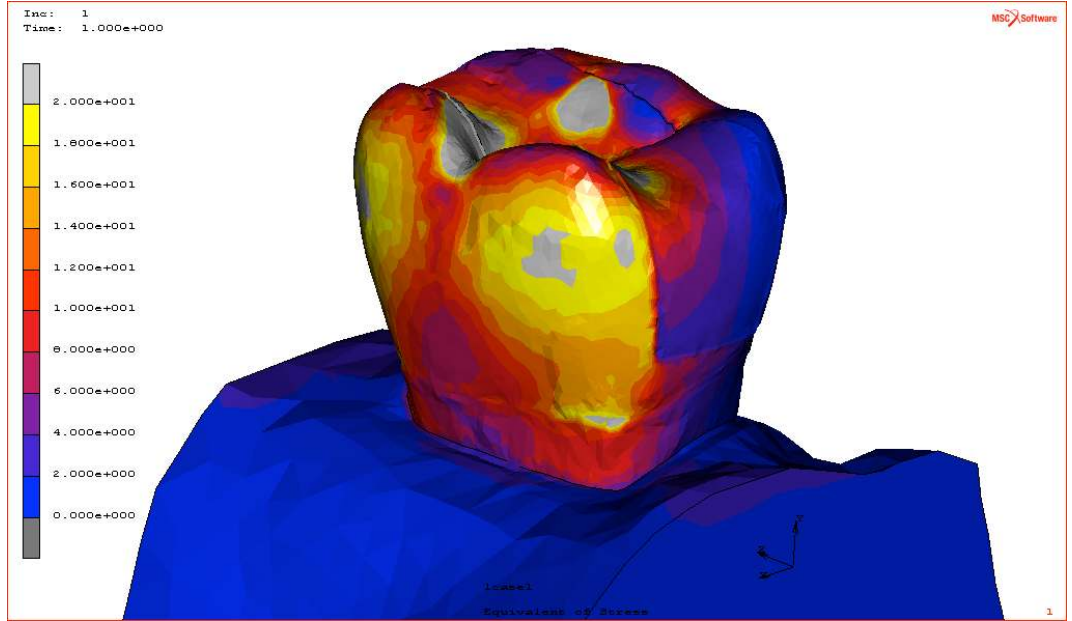
Şekil 9- Porselen ile restore edilen Model 1a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin mesiolingual taraftan görüntüsü.



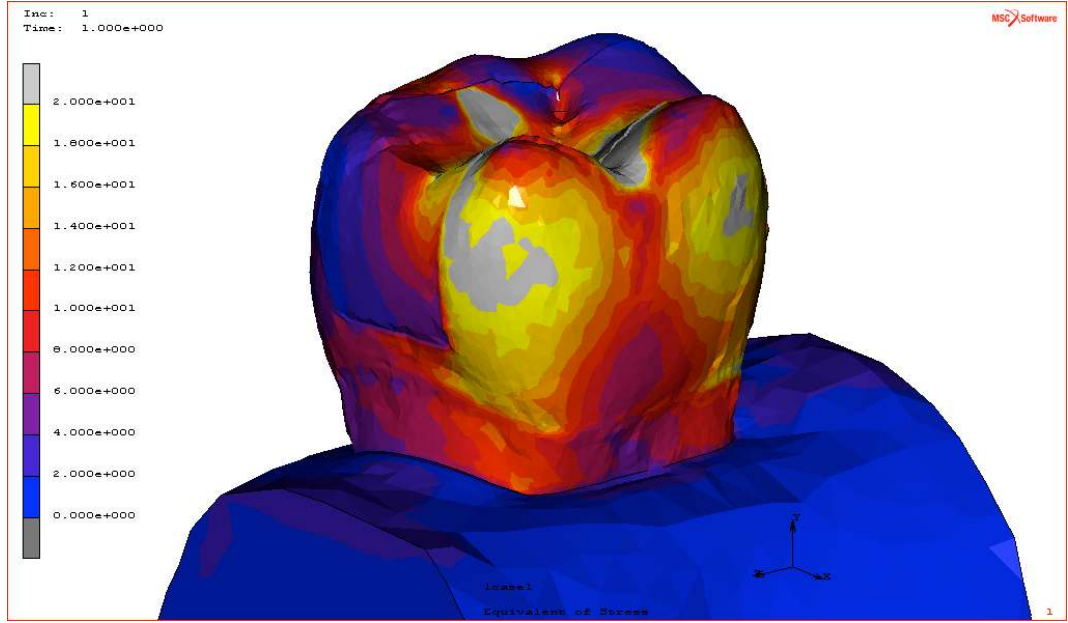
Şekil 10- Porselen ile restore edilen Model 1a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin bukkal taraftan görüntüsü.

ii) Kompozit A restorasyonu

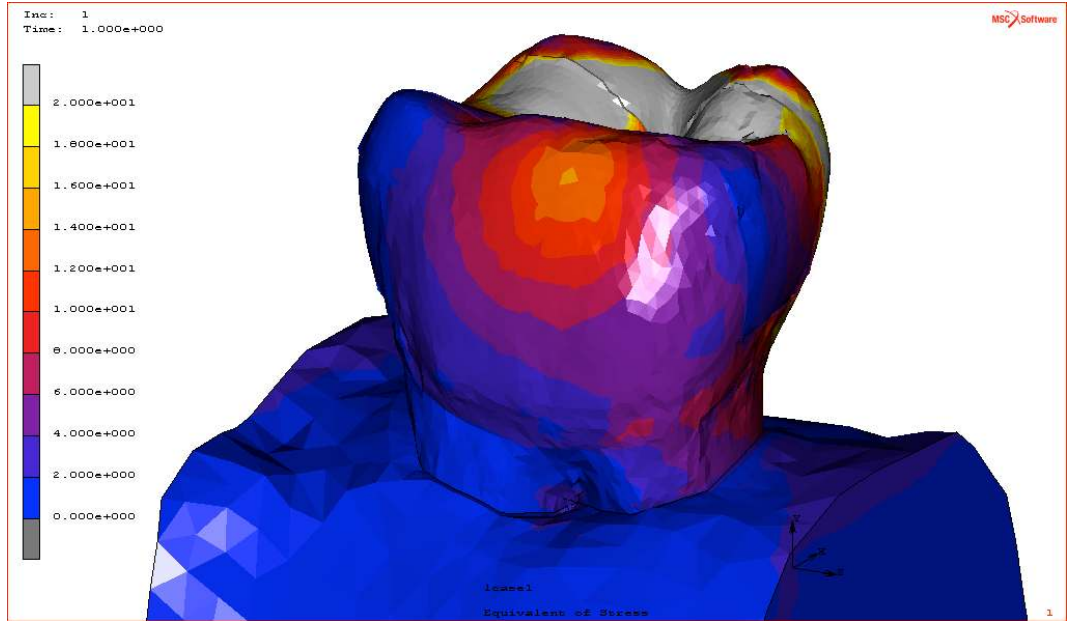
Model 1a'nın kompozit A ile restore edilip kuvvet uygulanması sonucu kuvvetin uygulandığı alandan uzaktaki en yüksek stres değeri 21.5 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 11- Kompozit A ile restore edilen Model 1a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin distolingual taraftan görüntüsü.



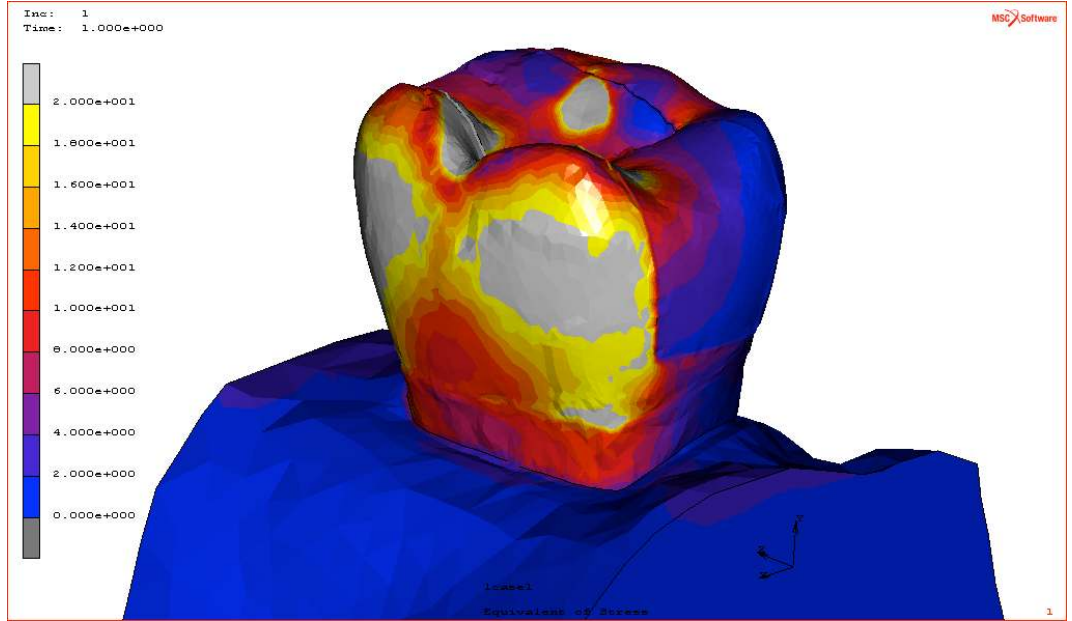
Şekil 12- Kompozit A ile restore edilen Model 1a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin mesiolingual taraftan görüntüsü.



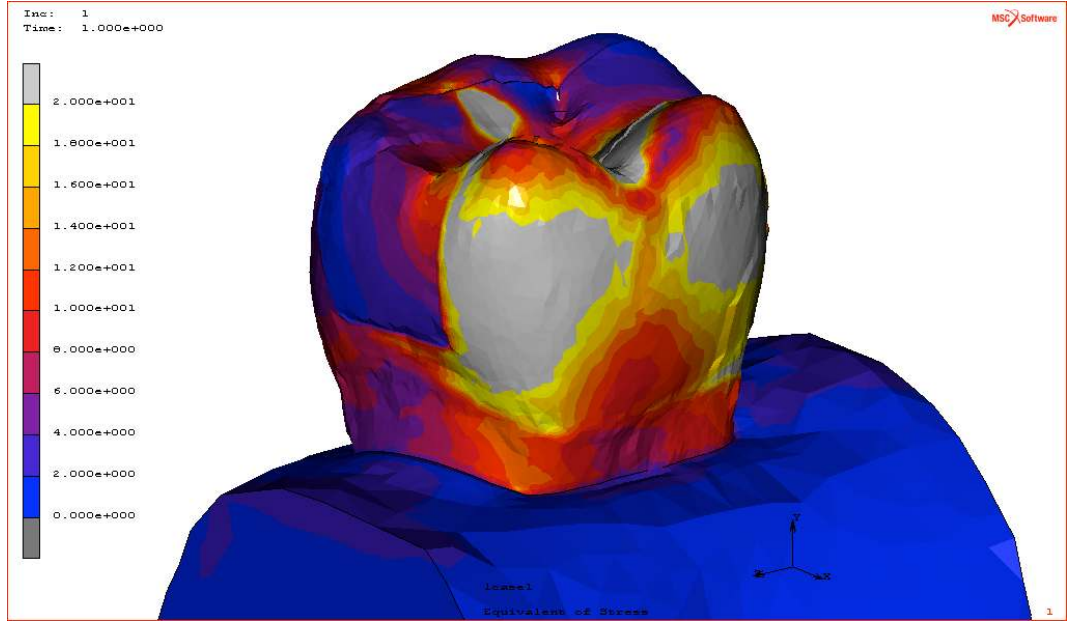
Şekil 13- Kompozit A ile restore edilen Model 1a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin bukkal taraftan görüntüsü.

iii) Kompozit B restorasyonu

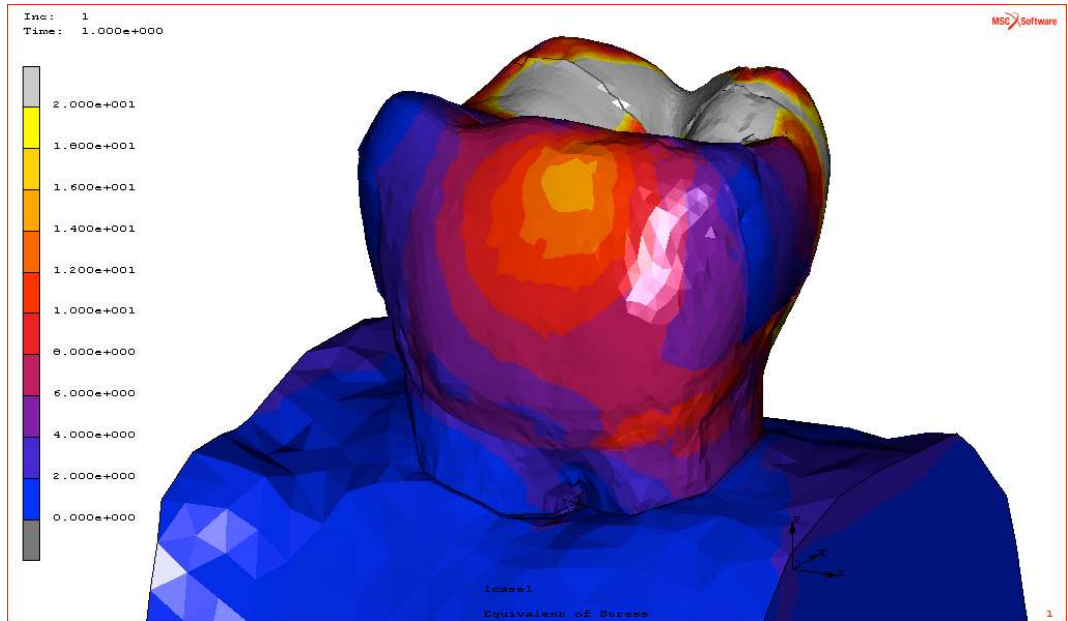
Model 1a'nın kompozit B ile restore edilip kuvvet uygulanması sonucu kuvvetin uygulandığı alandan uzaktaki en yüksek stres değeri 24.6 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 14- Kompozit B ile restore edilen Model 1a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin distolingual taraftan görüntüsü.



Şekil 15- Kompozit B ile restore edilen Model 1a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin mesiolingual taraftan görüntüsü.



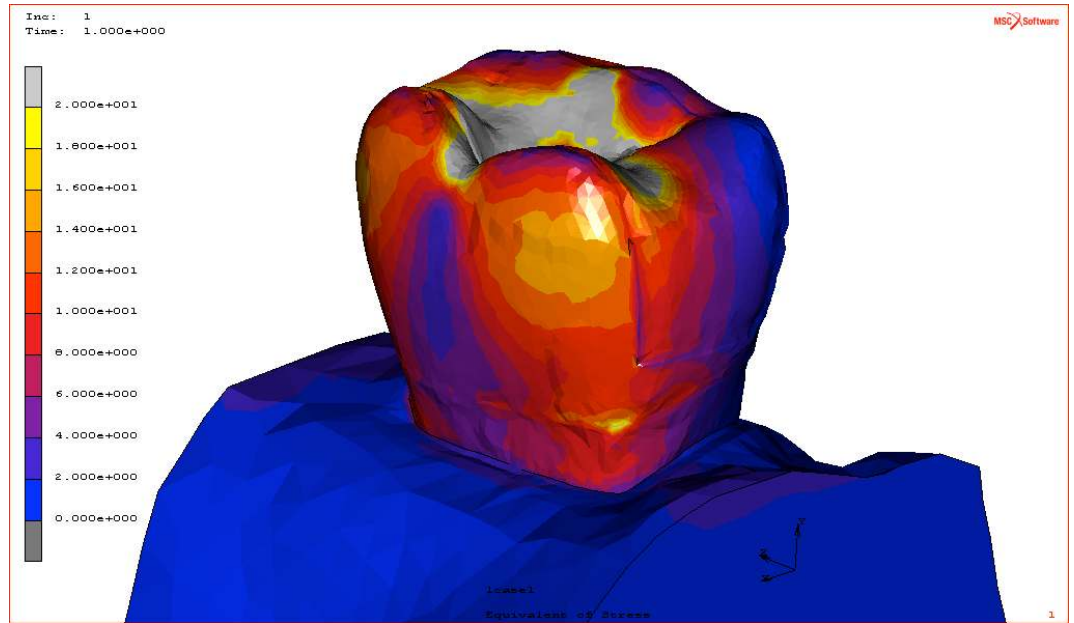
Şekil 16- Kompozit B ile restore edilen Model 1a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin bukkal taraftan görüntüsü.

4.1.b. Kavite taban genişliğinin 4.5 mm, toplam kavite duvar açısının 10° olarak hazırlandığı modelde oluşan stres değerleri (Model 2a)

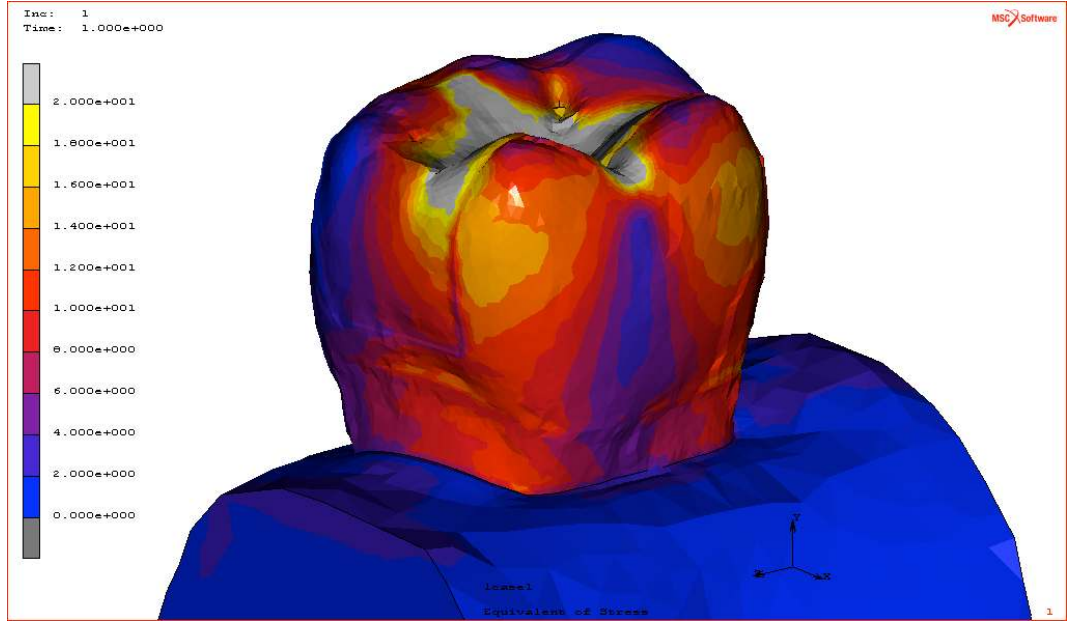
Model incelendiğinde en yüksek stres, kuvvetin uygulandığı alanda gözlemlenmiştir.

i)Porselen restorasyonu

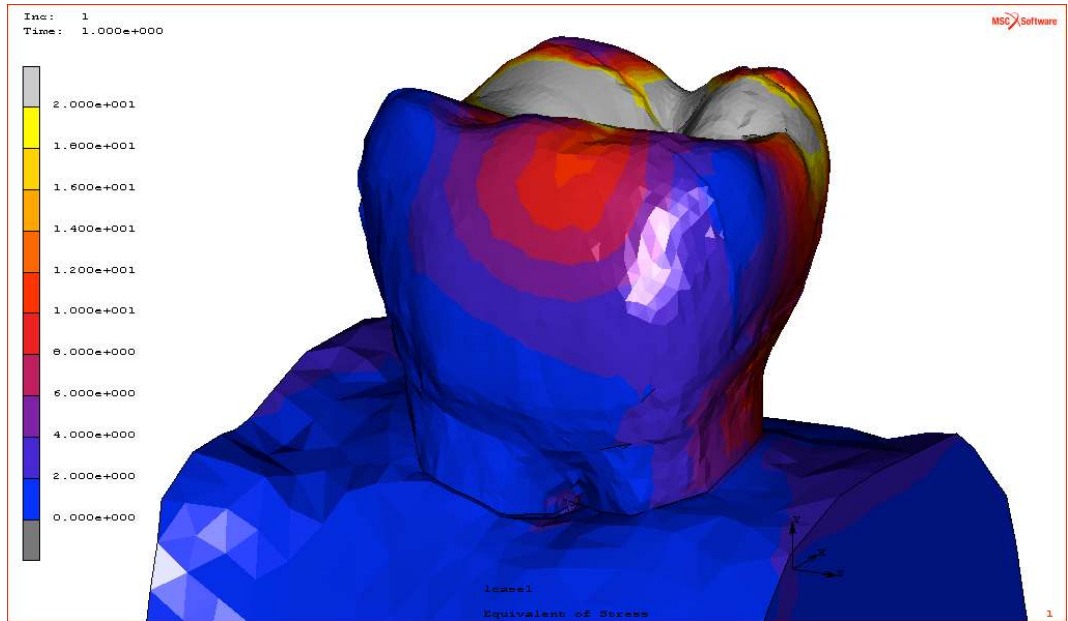
Model 2a'nın porselen ile restore edilip kuvvet uygulanması sonucu kuvvetin uygulandığı alandan uzaktaki en yüksek stres değeri 15.8 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 17- Porselen ile restore edilen Model 2a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin distolingual taraftan görüntüsü.



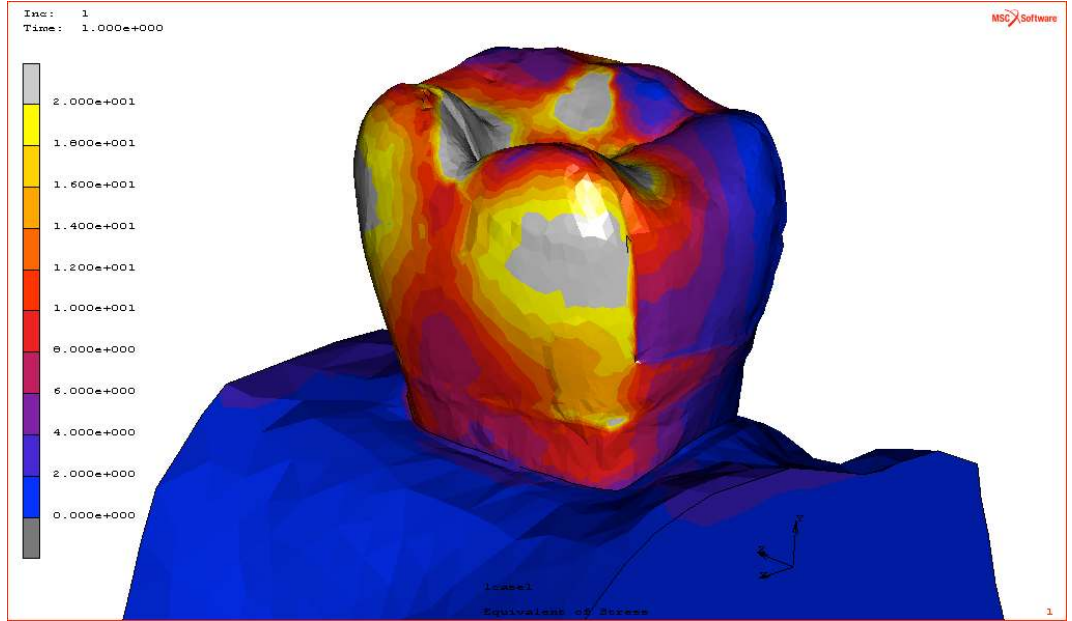
Şekil 18- Porselen ile restore edilen Model 2a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin mesiolingual taraftan görüntüsü.



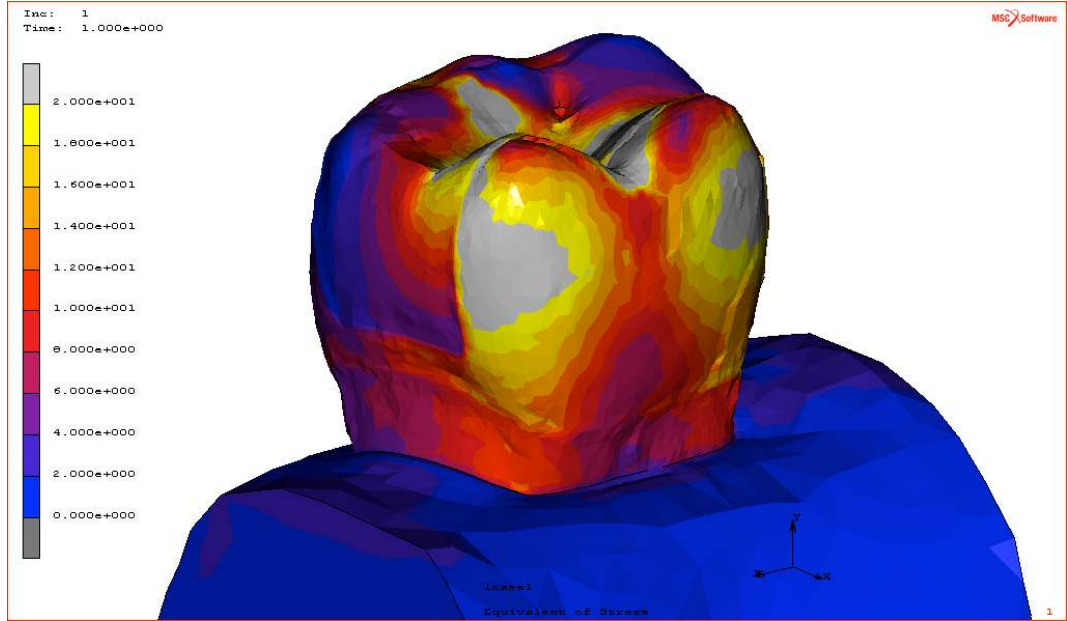
Şekil 19- Porselen ile restore edilen Model 2a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin bukkal taraftan görüntüsü.

ii) Kompozit A restorasyonu

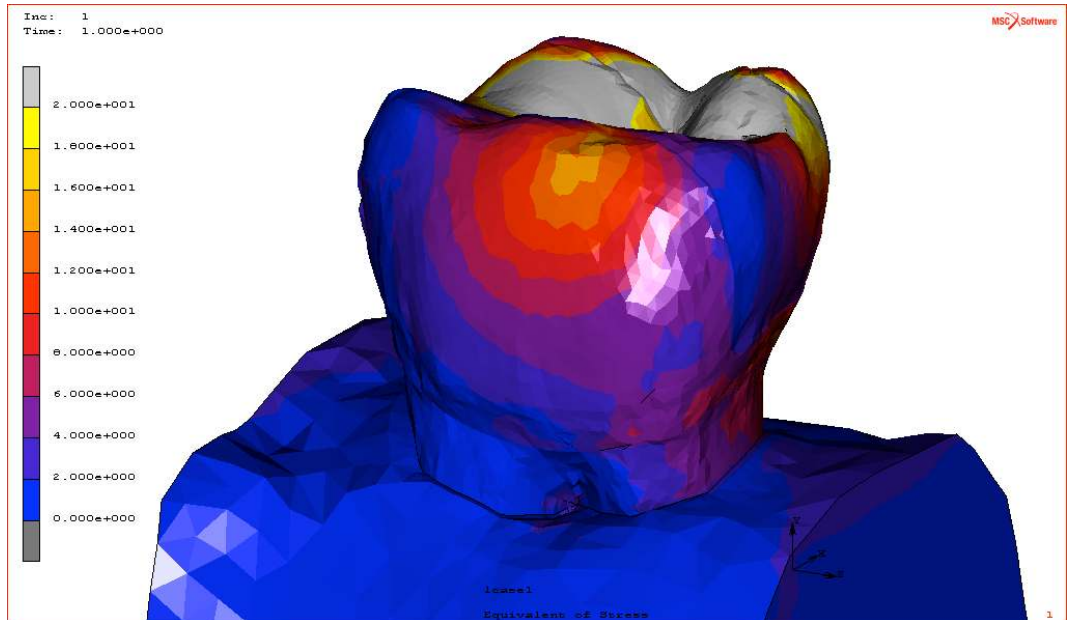
Model 2a'nın kompozit A ile restore edilip kuvvet uygulanması sonucu kuvvetin uygulandığı alandan uzaktaki en yüksek stres değeri 23.4 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 20- Kompozit A ile restore edilen Model 2a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin distolingual taraftan görüntüsü.



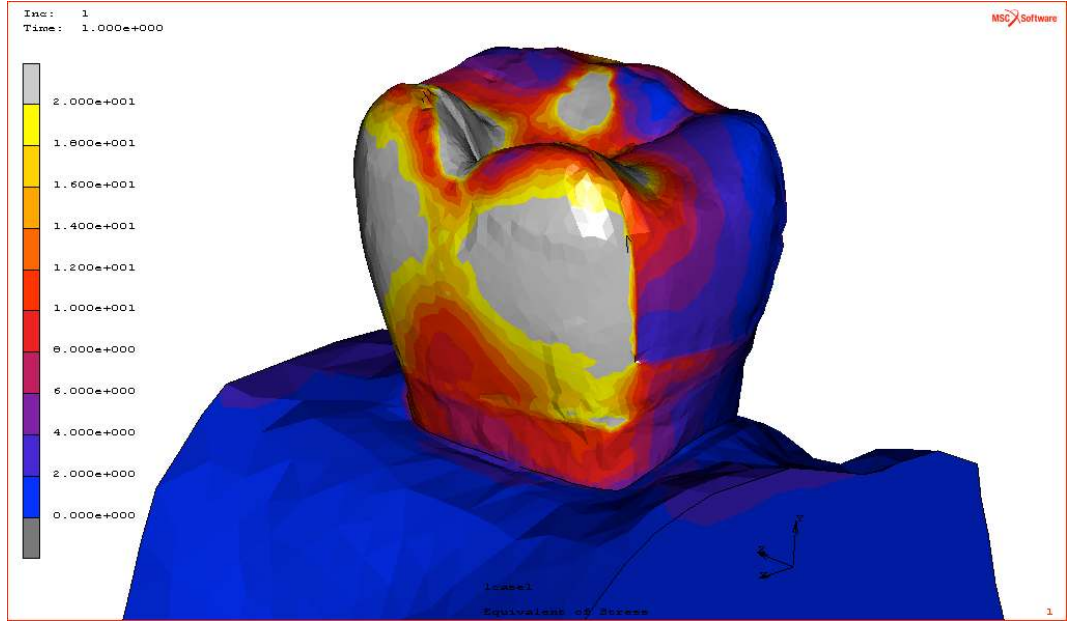
Şekil 21- Kompozit A ile restore edilen Model 2a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin mesiolingual taraftan görüntüsü.



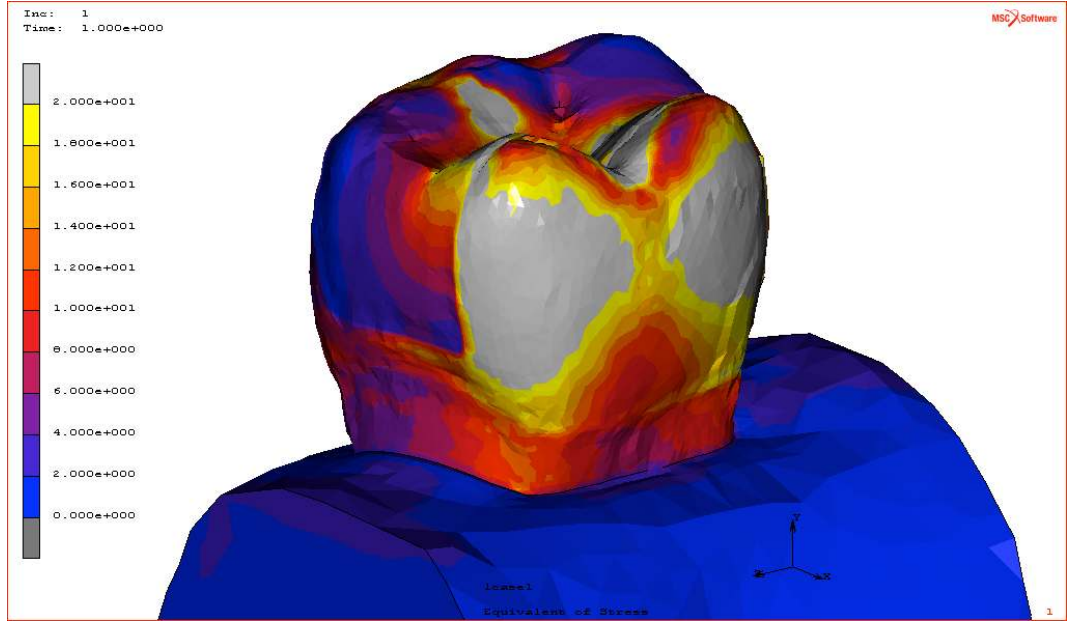
Şekil 22- Kompozit A ile restore edilen Model 2a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin bukkal taraftan görüntüsü.

iii) Kompozit B restorasyonu

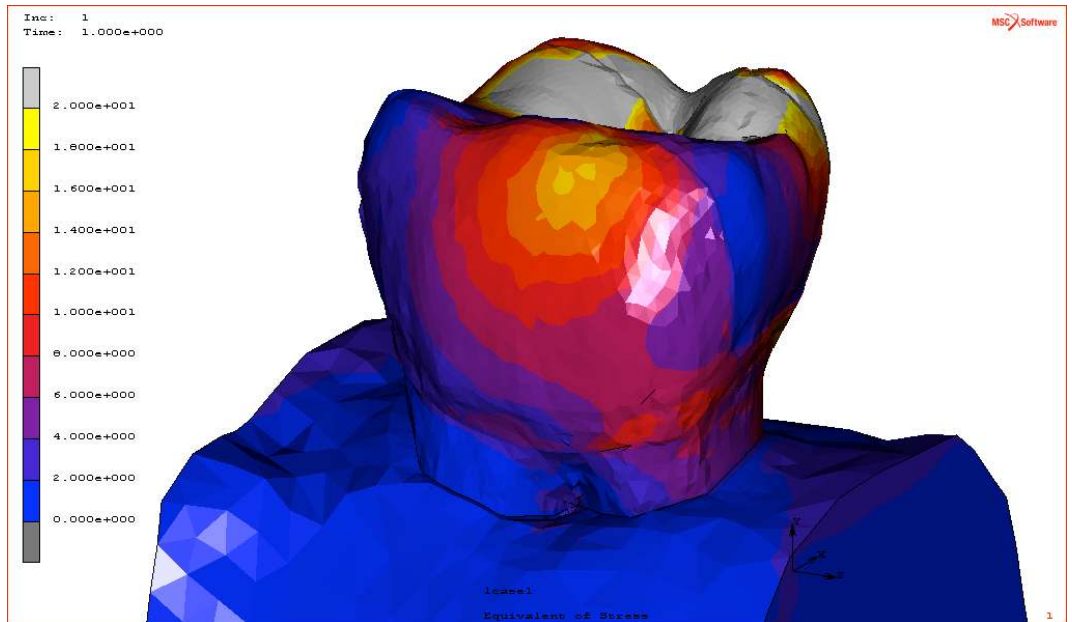
Model 2a'nın kompozit B ile restore edilip kuvvet uygulanması sonucu kuvvetin uygulandığı alandan uzaktaki en yüksek stres değeri 28.9 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 23- Kompozit B ile restore edilen Model 2a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin distolingual taraftan görüntüsü.



Şekil 24- Kompozit B ile restore edilen Model 2a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin mesiolingual taraftan görüntüsü.



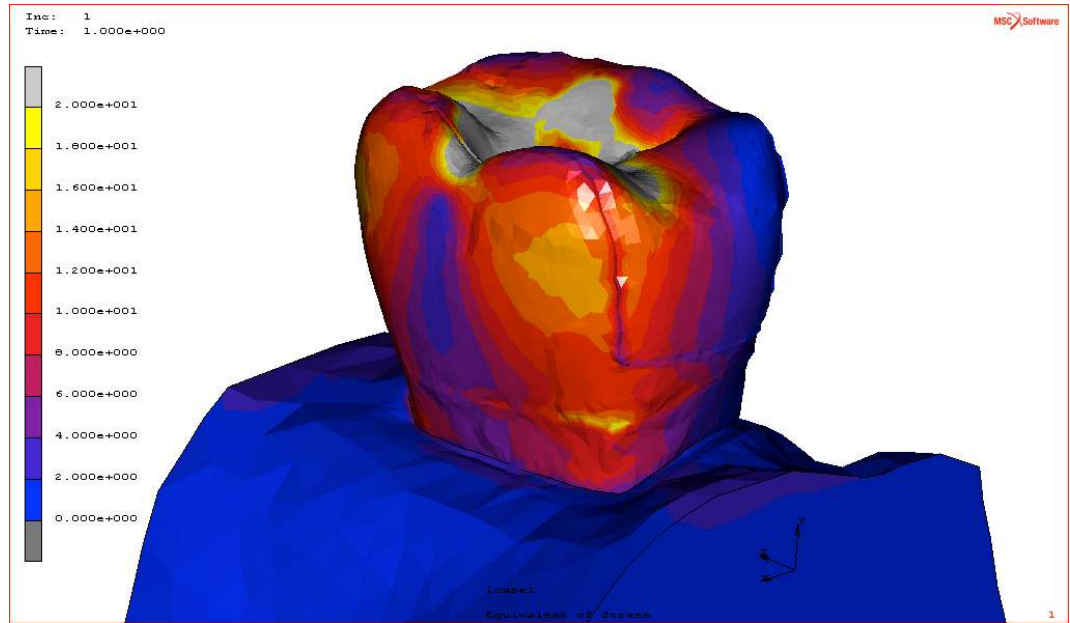
Şekil 25- Kompozit B ile restore edilen Model 2a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin bukkal taraftan görüntüsü.

4.1.c. Kavite taban genişliğinin 5.5 mm, toplam kavite duvar açısının 10° olarak hazırlandığı modelde oluşan stres değerleri (Model 3a)

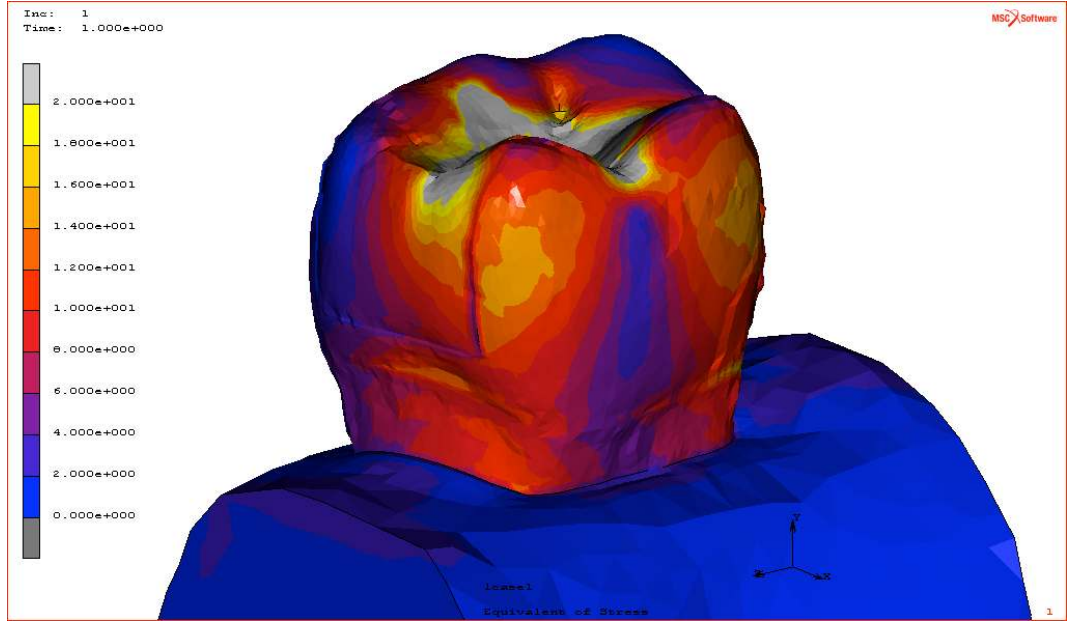
Model incelendiğinde en yüksek stres, kuvvetin uygulandığı alanda gözlemlenmiştir.

i)Porselen restorasyonu

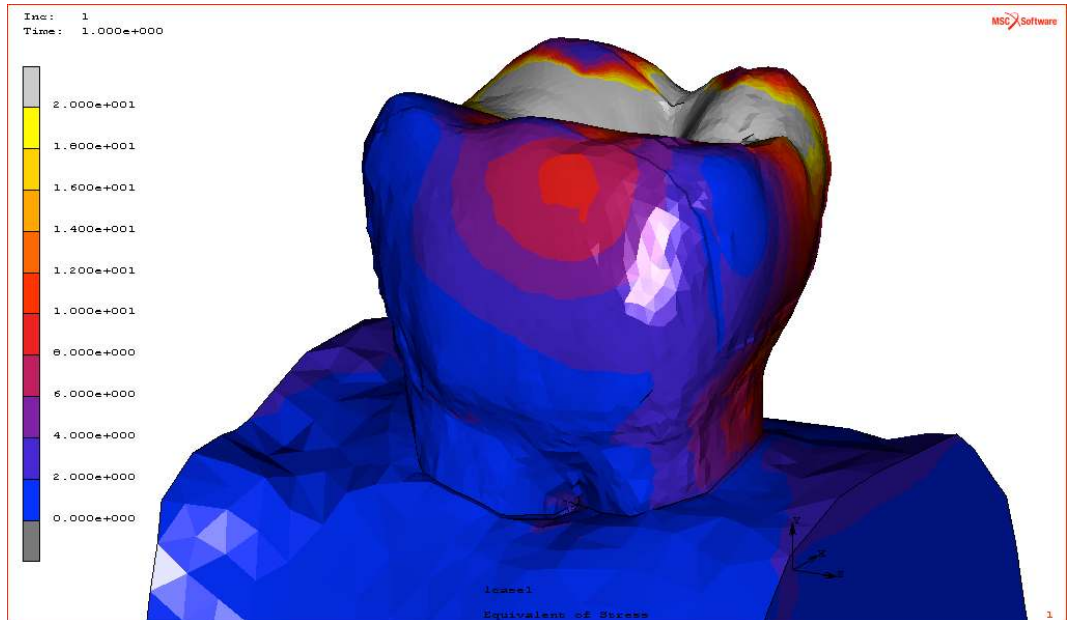
Model 3a'nın porselen ile restore edilip kuvvet uygulanması sonucu kuvvetin uygulandığı alandan uzaktaki en yüksek stres değeri 15.5 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 26- Porselen ile restore edilen Model 3a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin distolingual taraftan görüntüsü.



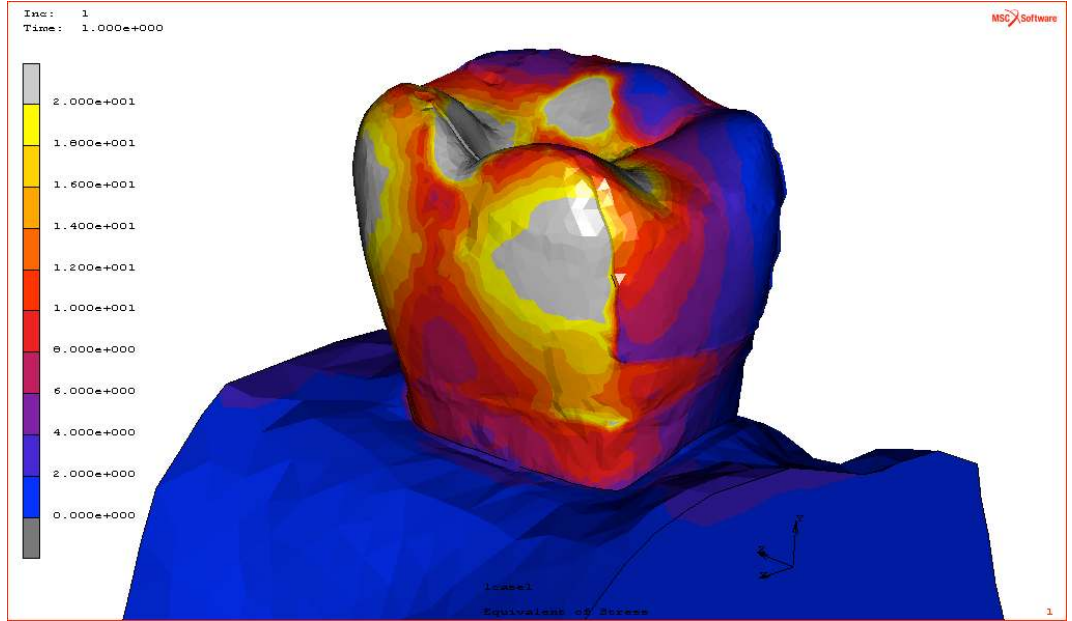
Şekil 27- Porselen ile restore edilen Model 3a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin mesiolingual taraftan görüntüsü.



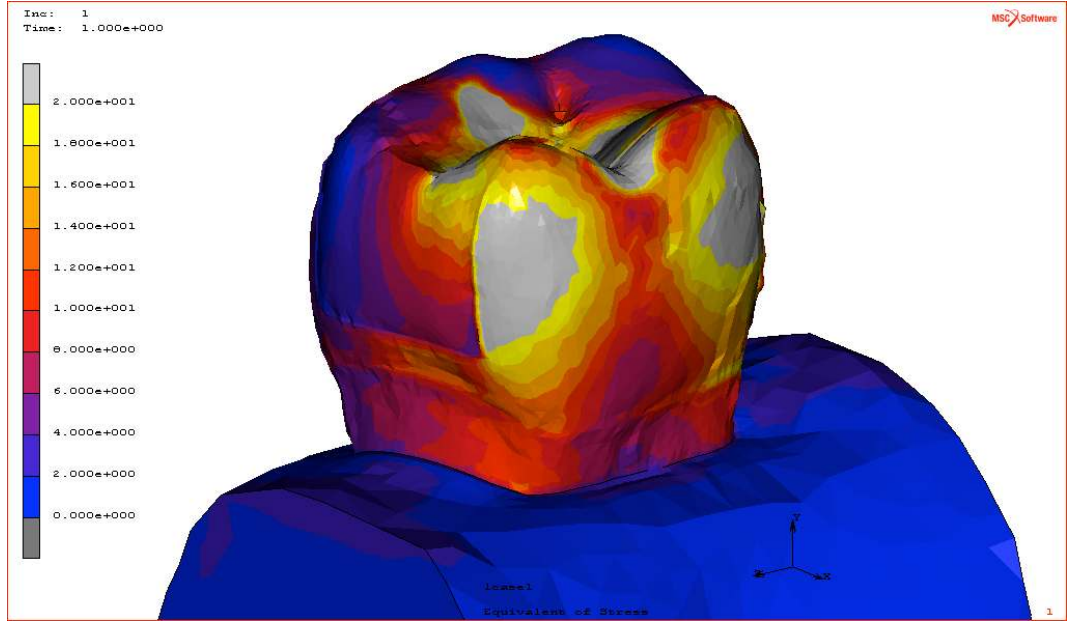
Şekil 28- Porselen ile restore edilen Model 3a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin bukkal taraftan görüntüsü.

ii) Kompozit A restorasyonu

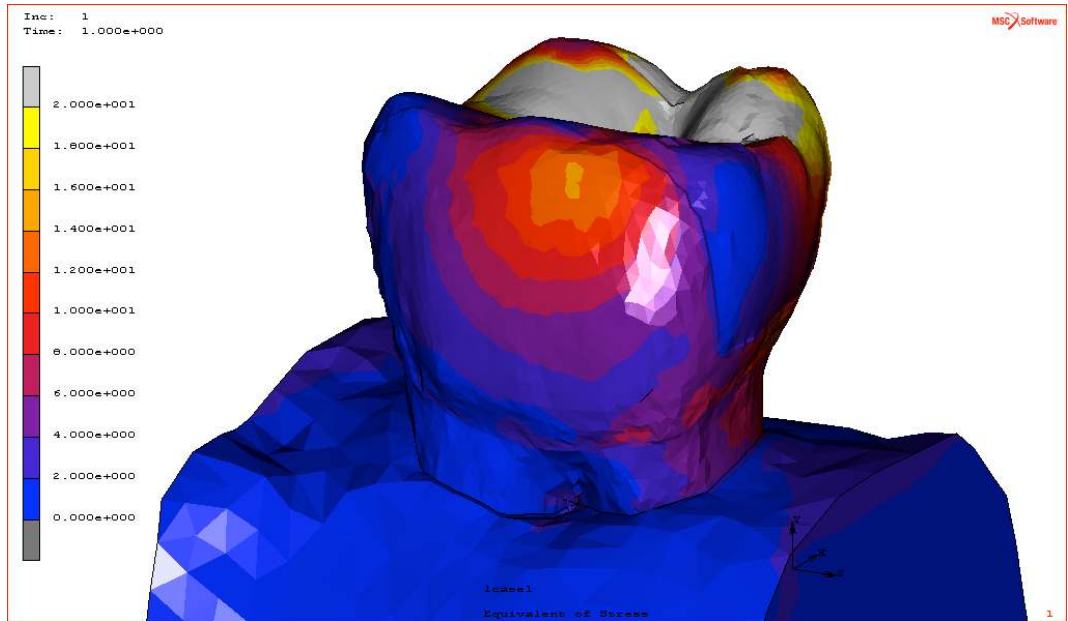
Model 3a'nın kompozit A ile restore edilip kuvvet uygulanması sonucu kuvvetin uygulandığı alandan uzaktaki en yüksek stres değeri 25.3 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 29- Kompozit A ile restore edilen Model 3a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin distolingual taraftan görüntüsü.



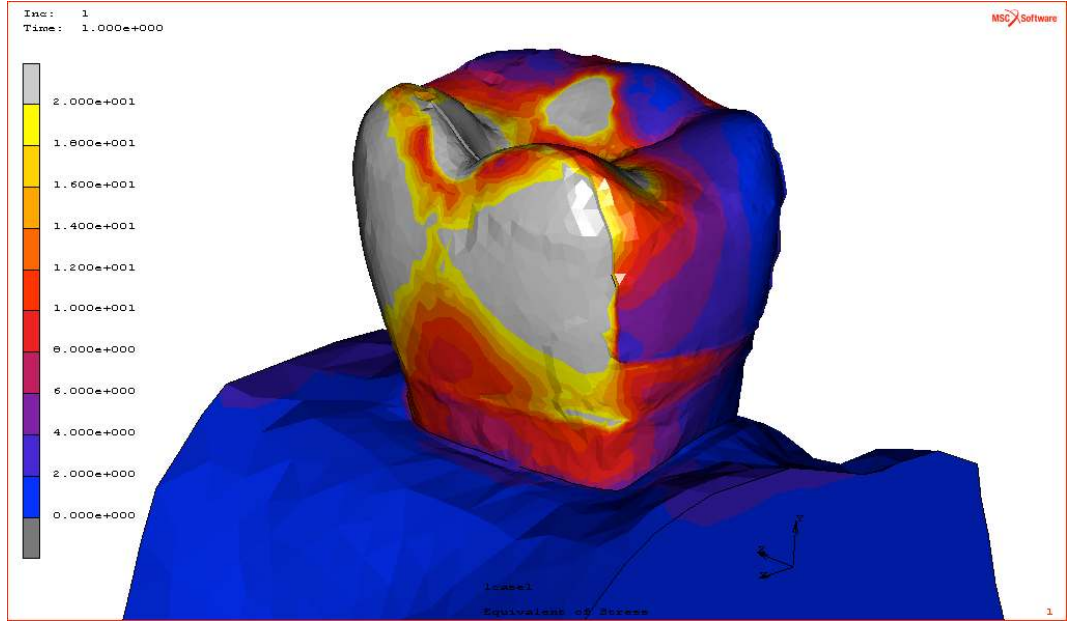
Şekil 30- Kompozit A ile restore edilen Model 3a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin mesiolingual taraftan görüntüsü.



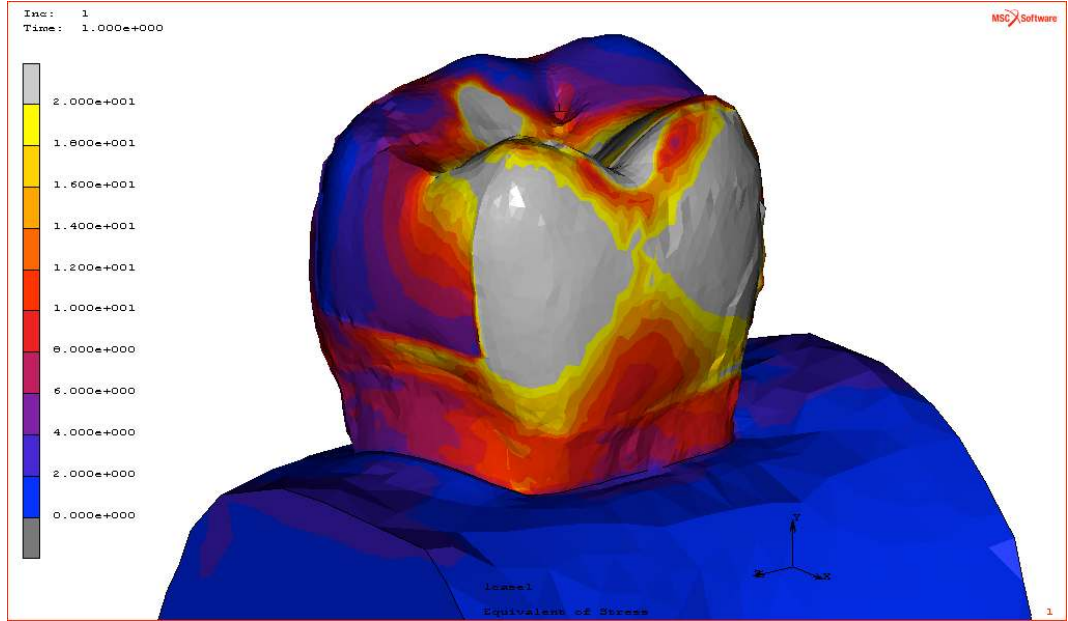
Şekil 31- Kompozit A ile restore edilen Model 3a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin bukkal taraftan görüntüsü.

iii) Kompozit B restorasyonu

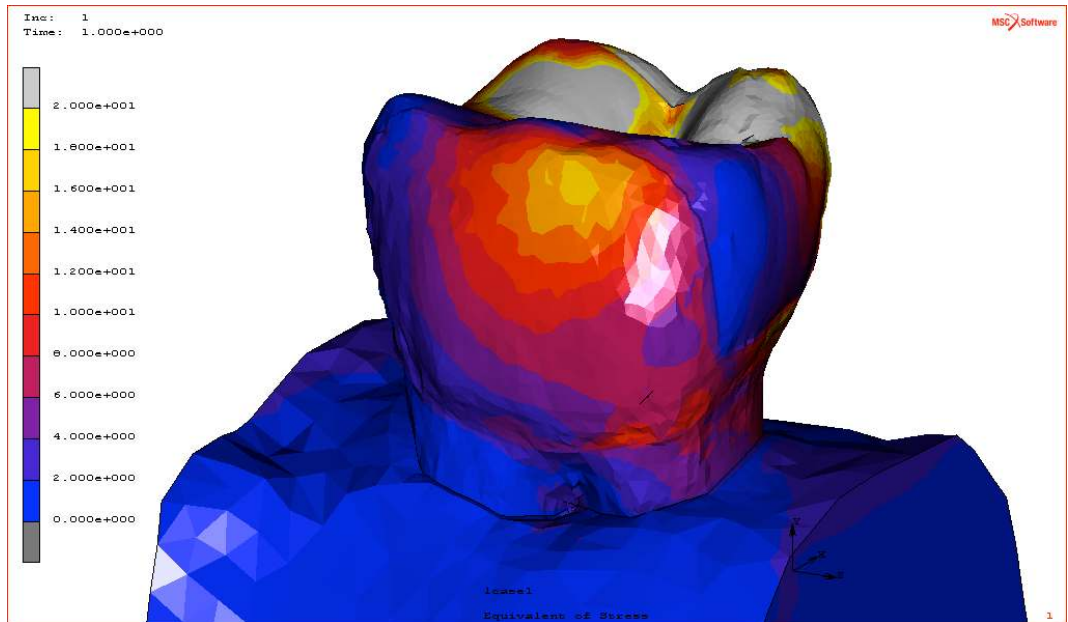
Model 3a'nın kompozit B ile restore edilip kuvvet uygulanması sonucu kuvvetin uygulandığı alandan uzaktaki en yüksek stres değeri 33.7 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 32- Kompozit B ile restore edilen Model 3a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin distolingual taraftan görüntüsü.

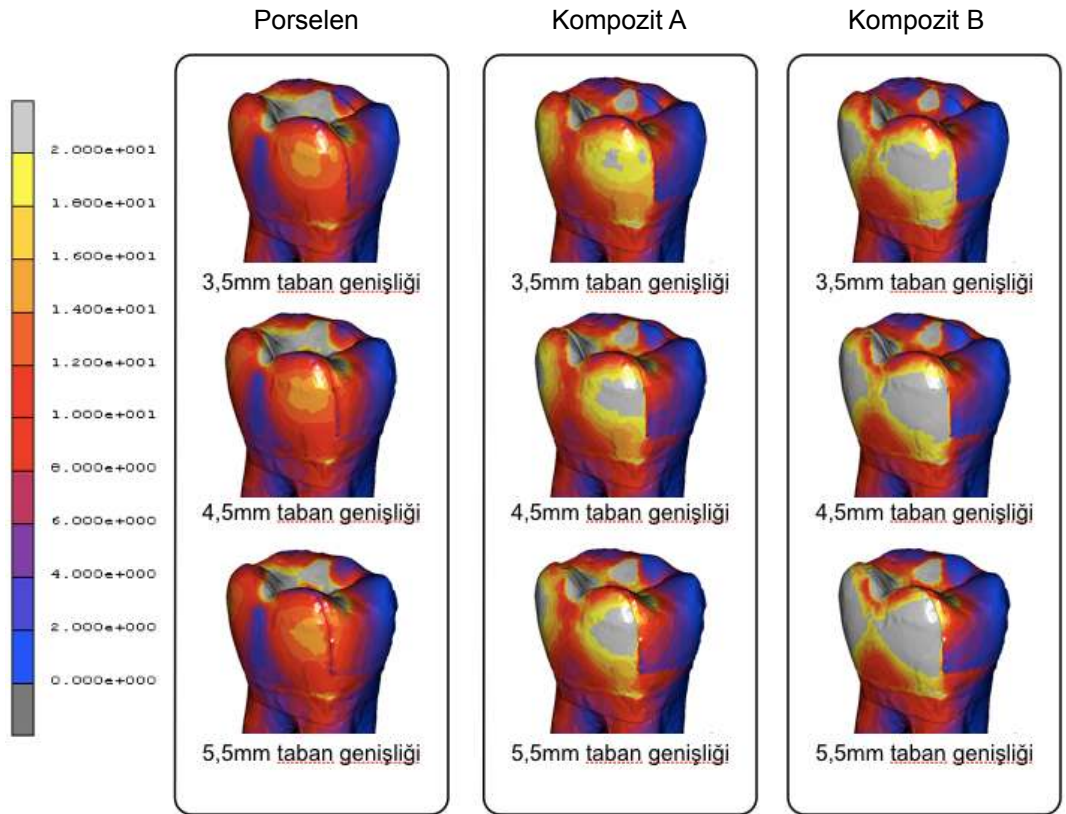


Şekil 33- Kompozit B ile restore edilen Model 3a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin mesiolingual taraftan görüntüsü.

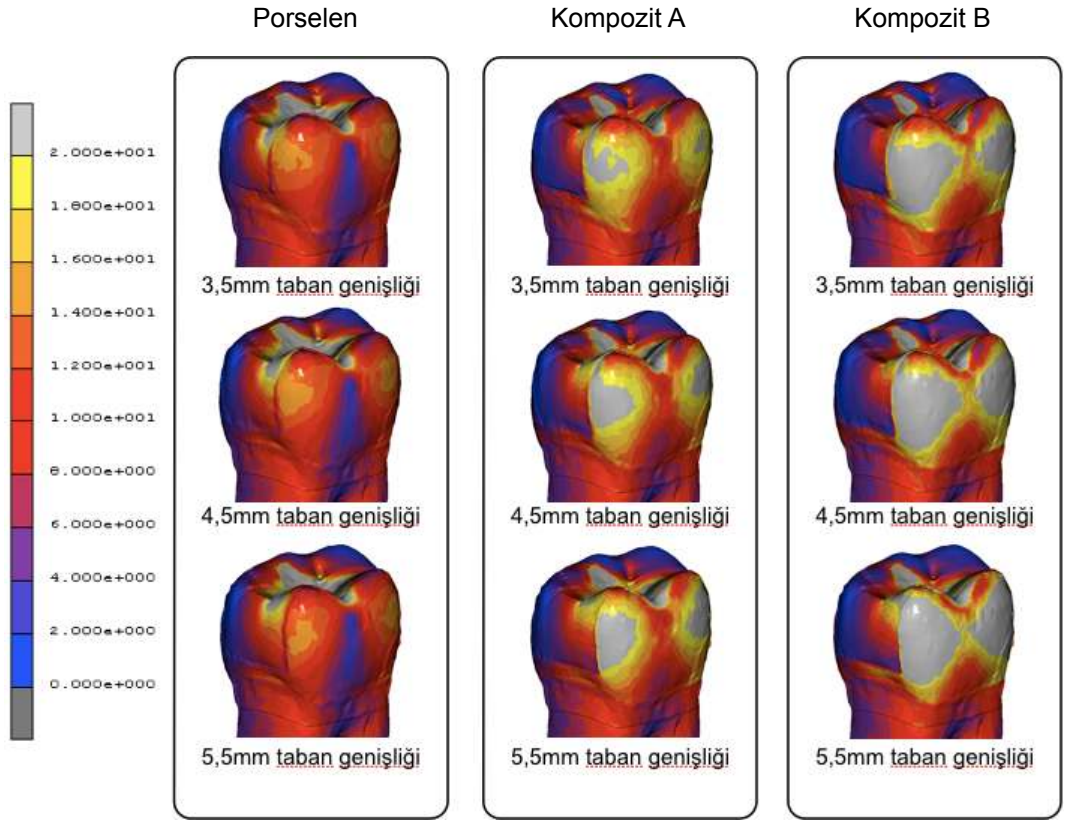


Şekil 34- Kompozit B ile restore edilen Model 3a'ya kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin bukkal taraftan görüntüsü.

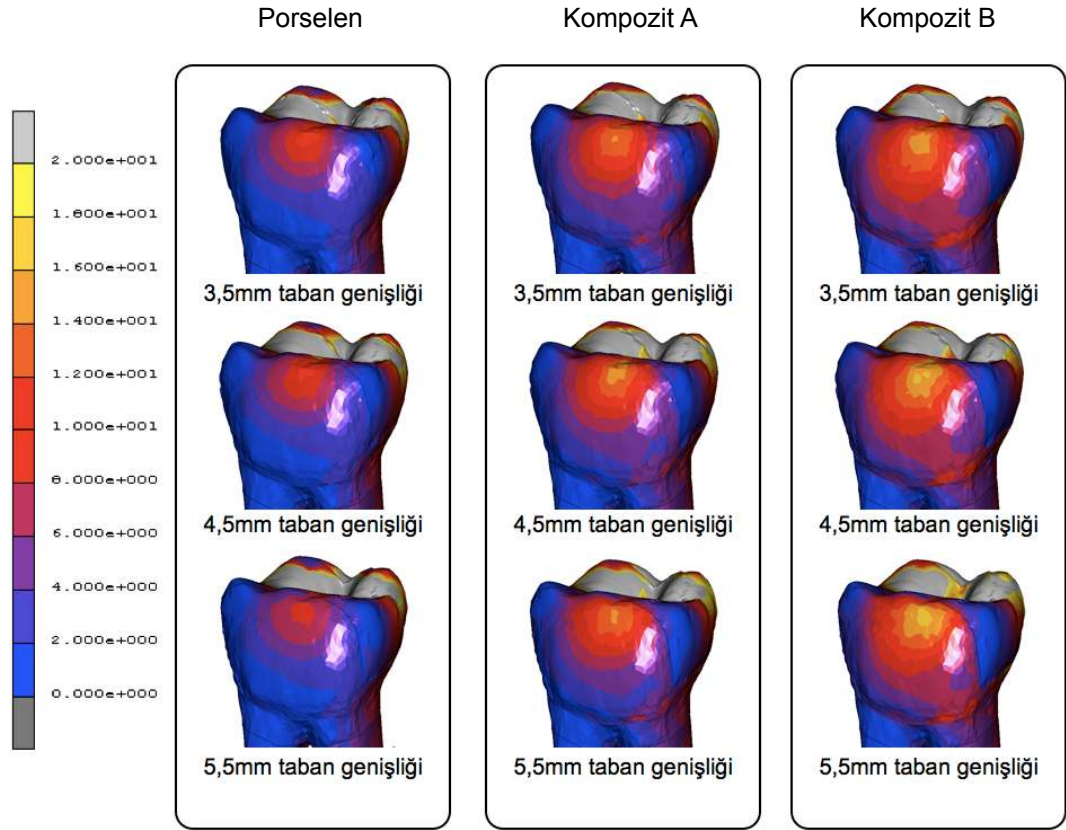
Aşağıda farklı materyaller ile restore edilen farklı kavite taban genişliklerine sahip modellerde oluşan en yüksek stres değerleri toplu halde gösterilmektedir.



Şekil 35- Farklı kavite taban genişliklerine sahip modellerde oluşan stres değerlerinin distolingualden görüntüleri.



Şekil 36- Farklı kavite taban genişliklerine sahip modellerde oluşan stres değerlerinin mesiolingualden görüntüleri.

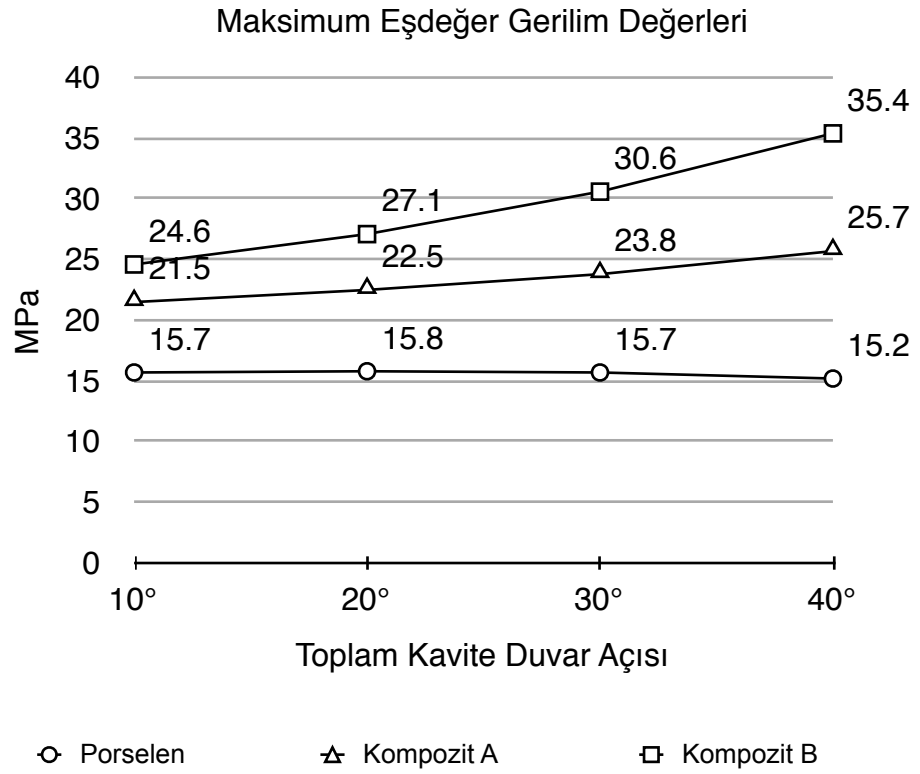


Şekil 37- Farklı kavite taban genişliklerine sahip modellerde oluşan stres değerlerinin bukkalden görüntüleri.

Tablo 3- Farklı kavite taban genişliklerine sahip modellerde oluşan stres değerleri

Materyal Taban Genişliği	Porselen	Kompozit A	Kompozit B
3.5 mm	15.7 MPa	21.5 MPa	24.6 MPa
4.5 mm	15.8 MPa	23.4 MPa	28.9 MPa
5.5 mm	15.5 MPa	25.3 MPa	33.7 MPa

4.2. Farklı Toplam Kavite Duvar Açısına Sahip Modellerde Oluşan Stres Değerleri



Grafik 2: Restoratif materyal ile toplam kavite duvar açısı farklılıkları sonucunda meydana gelen maksimum eşdeğer stres değerleri.

4.2.a Kavite taban genişliğinin 3.5 mm, toplam kavite duvar açısının 10° olarak hazırlandığı modelde oluşan stres değerleri (Model 1a)

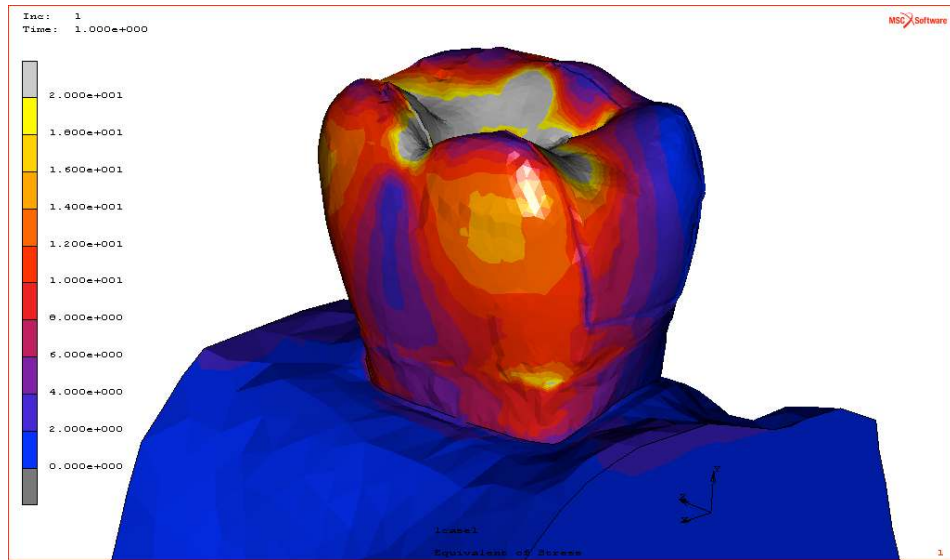
Daha önce farklı kavite taban genişliklerine sahip modellerde oluşan stres dağılımları incelenirken taban genişliğinin 3.5 mm, toplam kavite duvar açısının 10° olarak hazırlanan model incelenmiştir.(Şekil8-16)

4.2.b. Kavite taban genişliğinin 3.5 mm, toplam kavite duvar açısının 20° olarak hazırlandığı modelde oluşan stres değerleri(Model 1b)

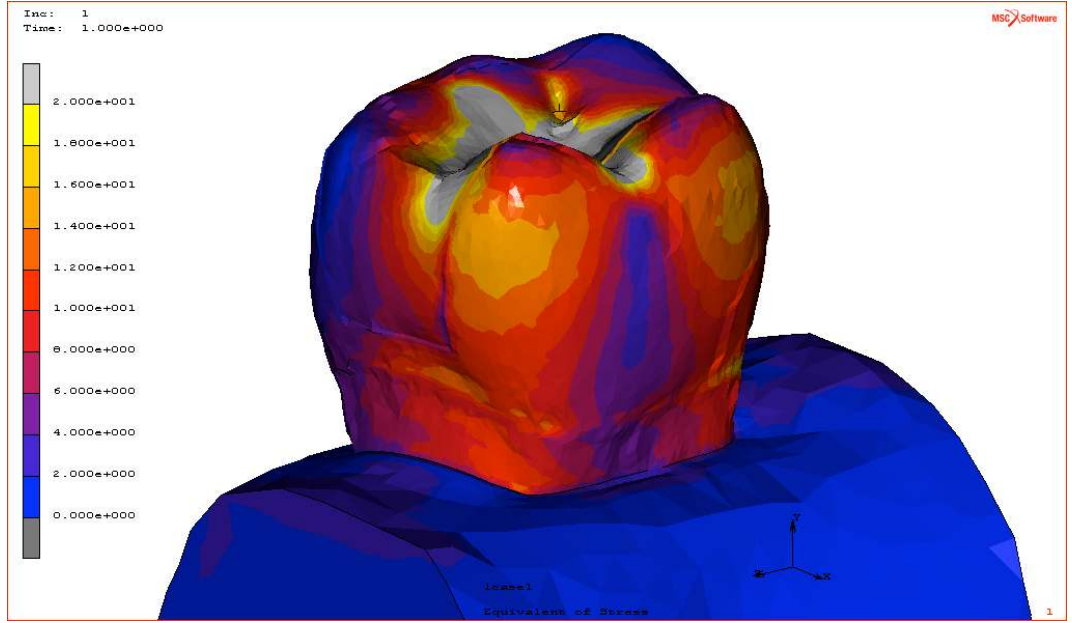
Model incelendiğinde en yüksek stres, kuvvetin uygulandığı alanda gözlemlenmiştir.

i) Porselen restorasyonu

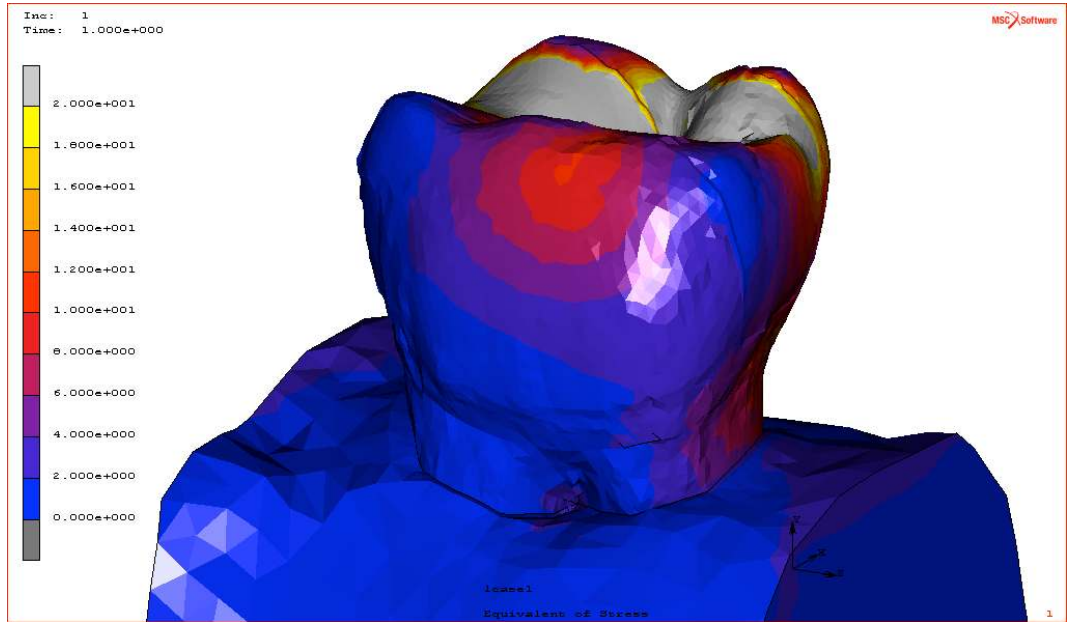
Model 1b'nin porselen ile restore edilip kuvvet uygulanması sonucu kuvvetin uygulandığı alandan uzaktaki en yüksek stres değeri 15.8 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 38- Porselen ile restore edilen Model 1b'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin distolingual taraftan görüntüsü.



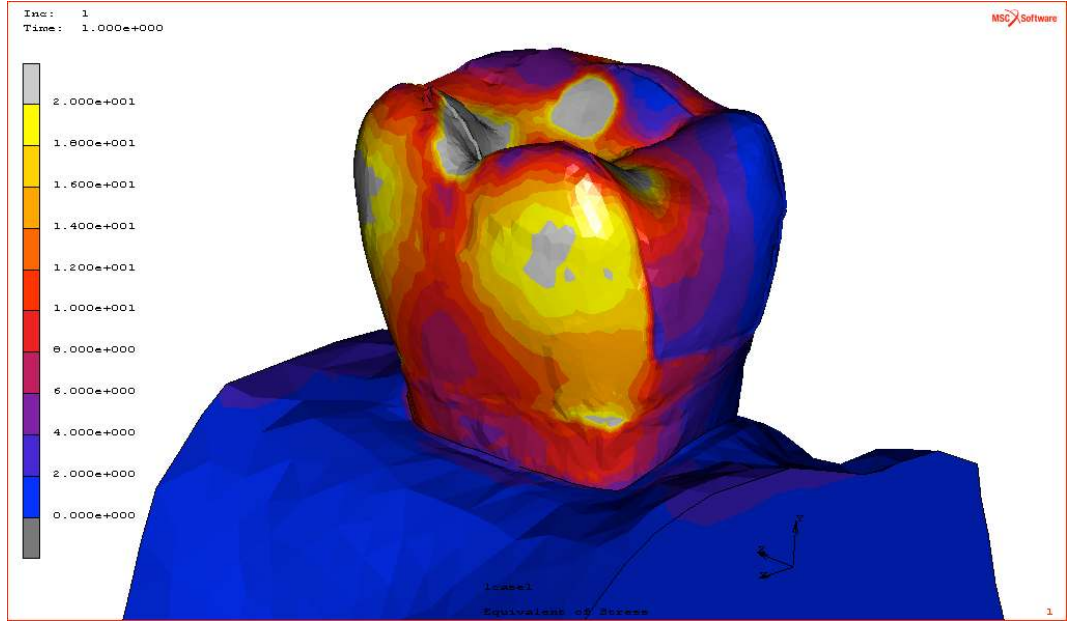
Şekil 39- Porselen ile restore edilen Model 1b'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin mesiolingual taraftan görüntüsü.



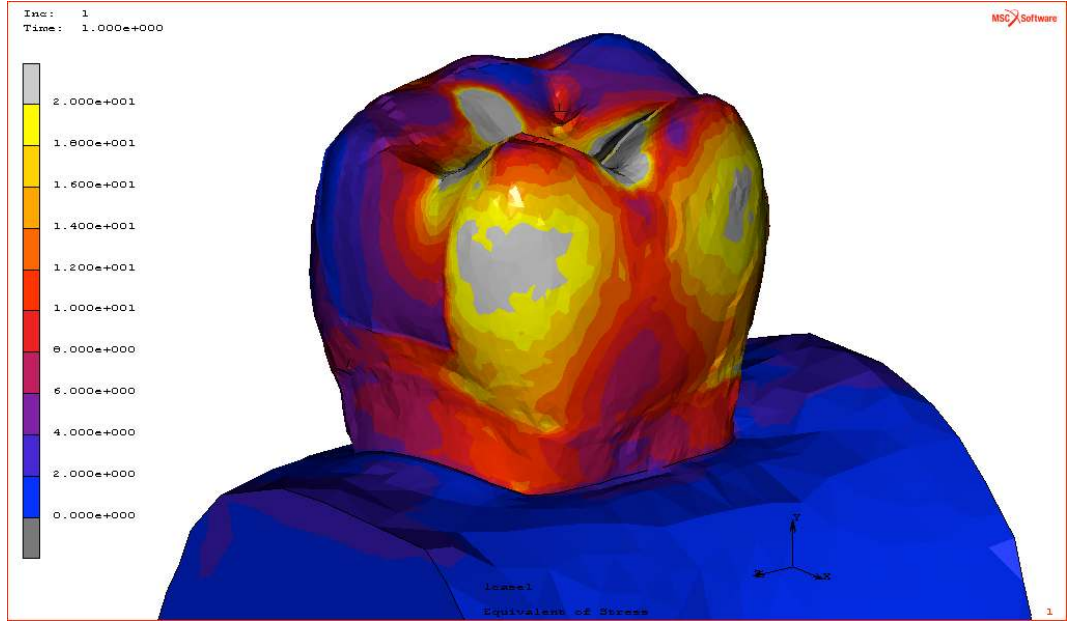
Şekil 40- Porselen ile restore edilen Model 1b'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin bukkal taraftan görüntüsü.

ii) Kompozit A restorasyonu

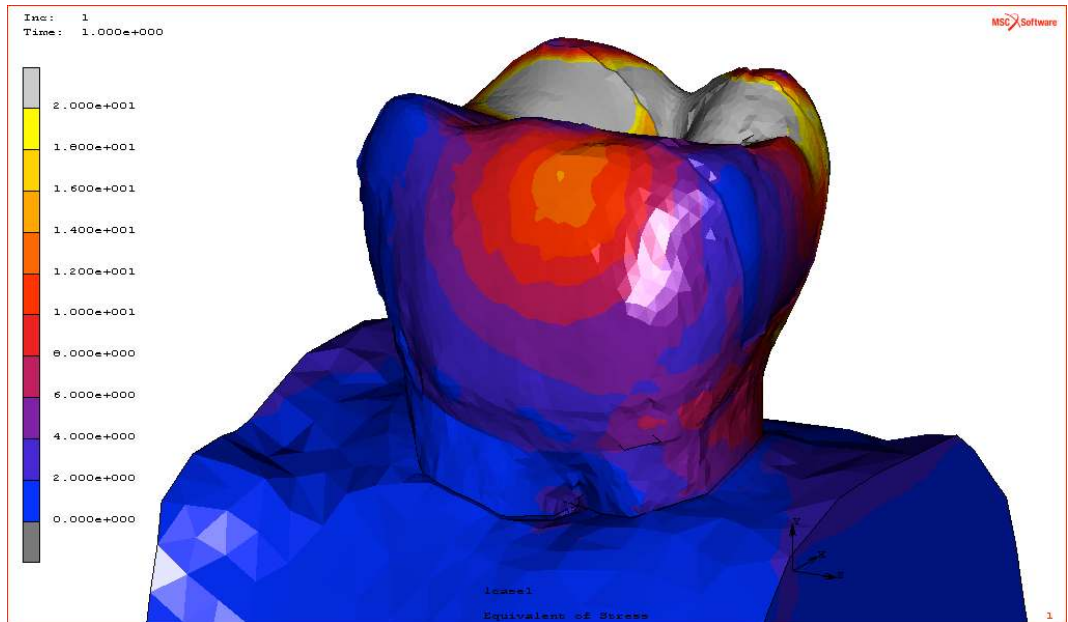
Model 1b'nın kompozit A ile restore edilip kuvvet uygulanması sonucu kuvvetin uygulandığı alandan uzaktaki en yüksek stres değeri 22.5 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 41- Kompozit A ile restore edilen Model 1b'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin distolingual taraftan görüntüsü.



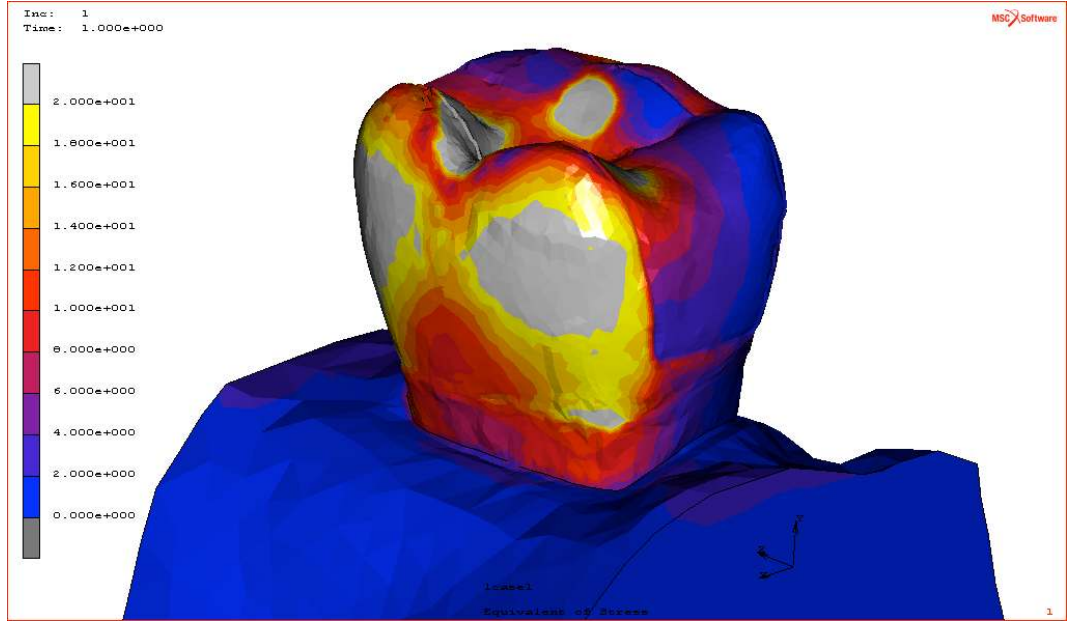
Şekil 42- Kompozit A ile restore edilen Model 1b'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin mesiolingual taraftan görüntüsü.



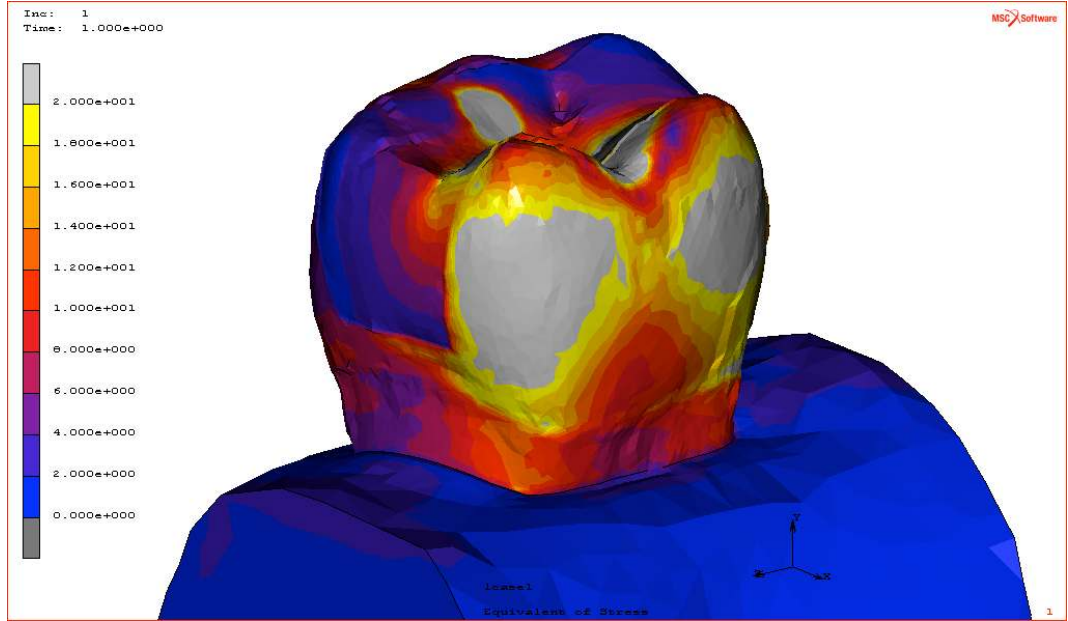
Şekil 43- Kompozit A ile restore edilen Model 1b'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin bukkal taraftan görüntüsü.

iii) Kompozit B restorasyonu

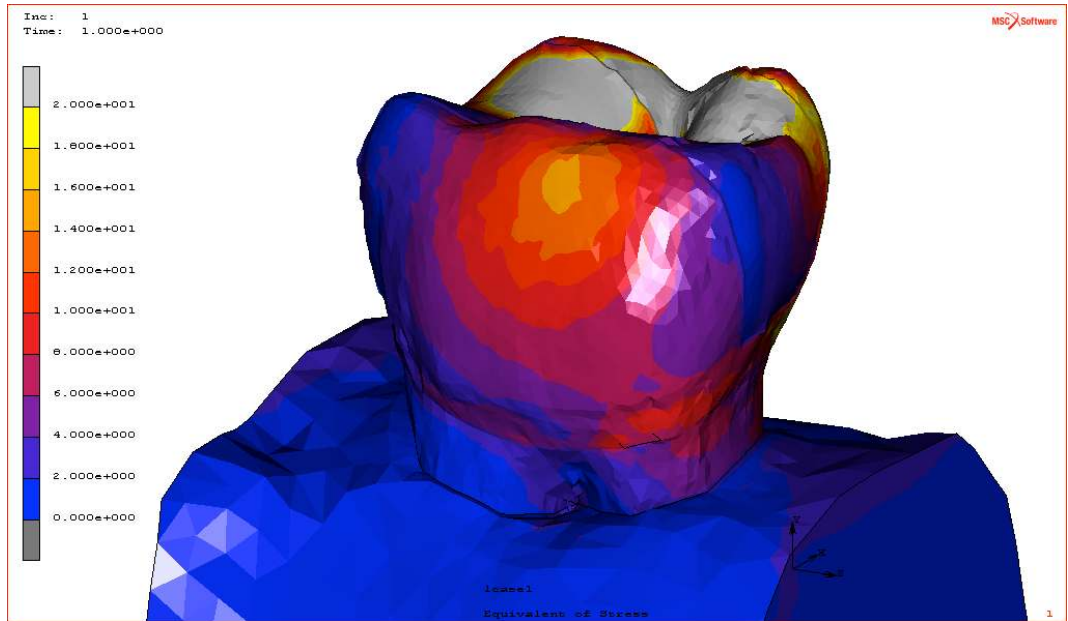
Model 1b'nın kompozit B ile restore edilip kuvvet uygulanması sonucu kuvvetin uygulandığı alandan uzaktaki en yüksek stres değeri 27.1 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 44- Kompozit B ile restore edilen Model 1b'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin distolingual taraftan görüntüsü.



Şekil 45- Kompozit B ile restore edilen Model 1b'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin mesiolingual taraftan görüntüsü.



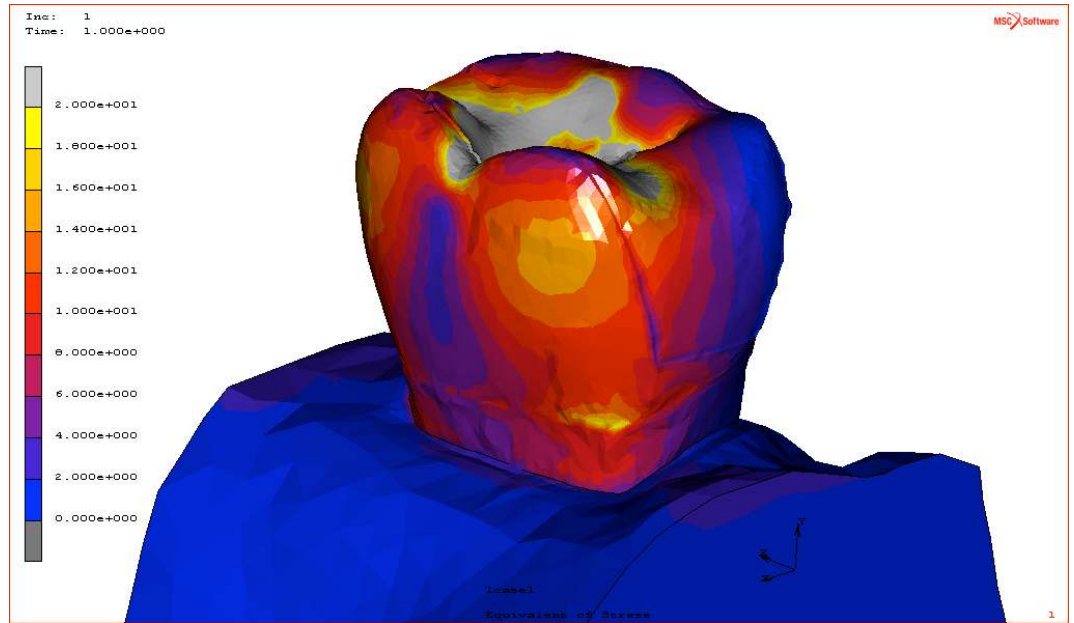
Şekil 46- Kompozit B ile restore edilen Model 1b'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin bukkal taraftan görüntüsü.

4.2.c. Kavite taban genişliğinin 3.5 mm, toplam kavite duvar açısının 30° olarak hazırlandığı modelde oluşan stres değerleri(Model 1c)

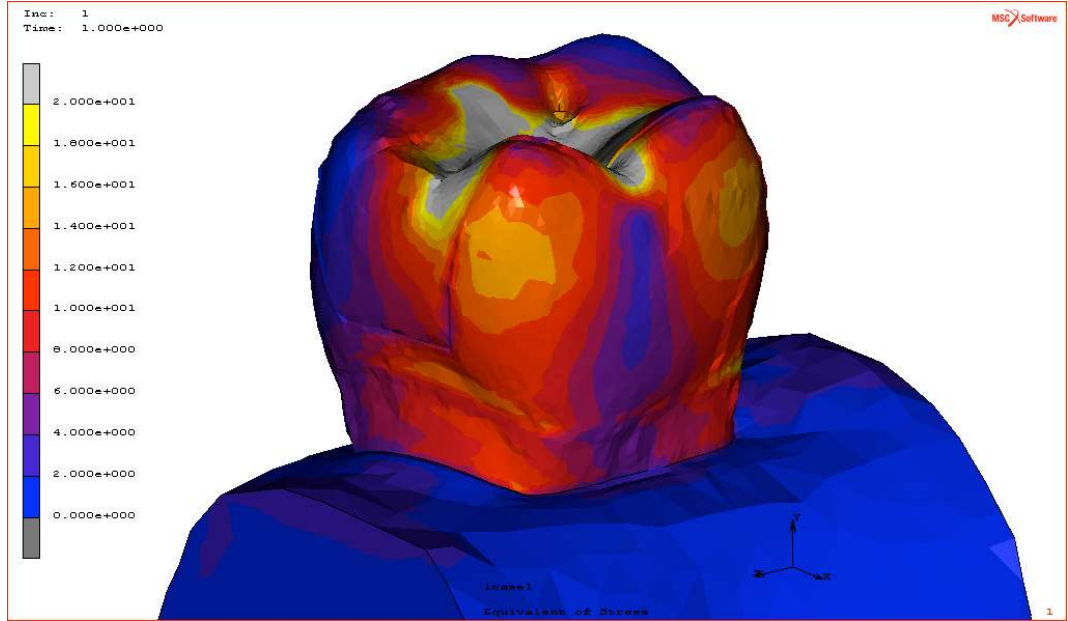
Model incelendiğinde en yüksek stres, kuvvetin uygulandığı alanda gözlemlenmiştir.

i) Porselen restorasyonu

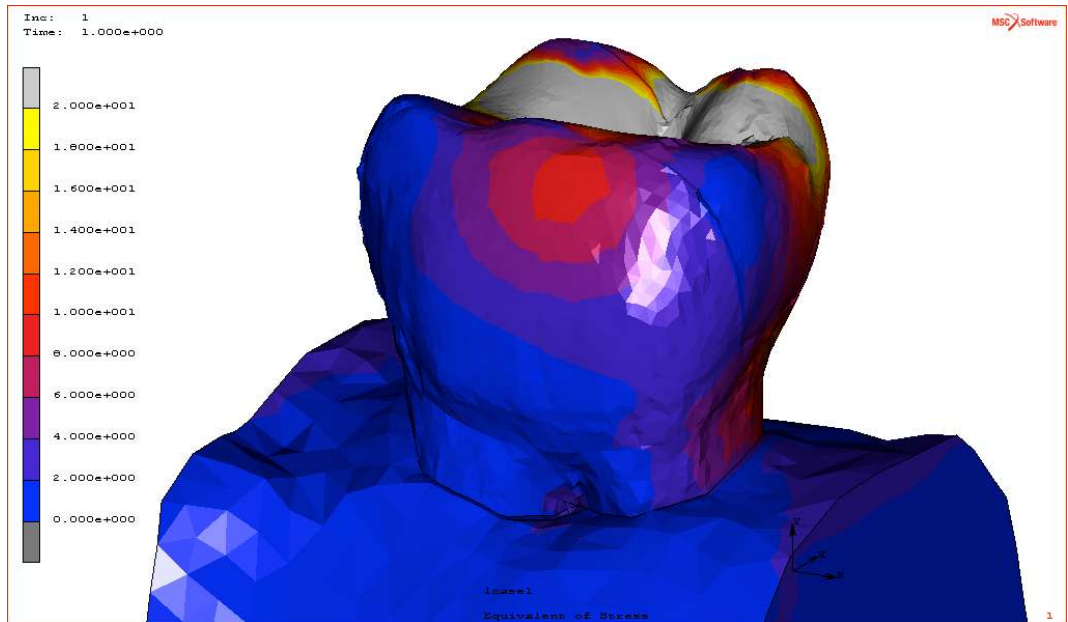
Model 1c'nin porselen ile restore edilip kuvvet uygulanması sonucu kuvvetin uygulandığı alandan uzaktaki en yüksek stres değeri 15.7 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 47- Porselen ile restore edilen Model 1c'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin distolingual taraftan görüntüsü.



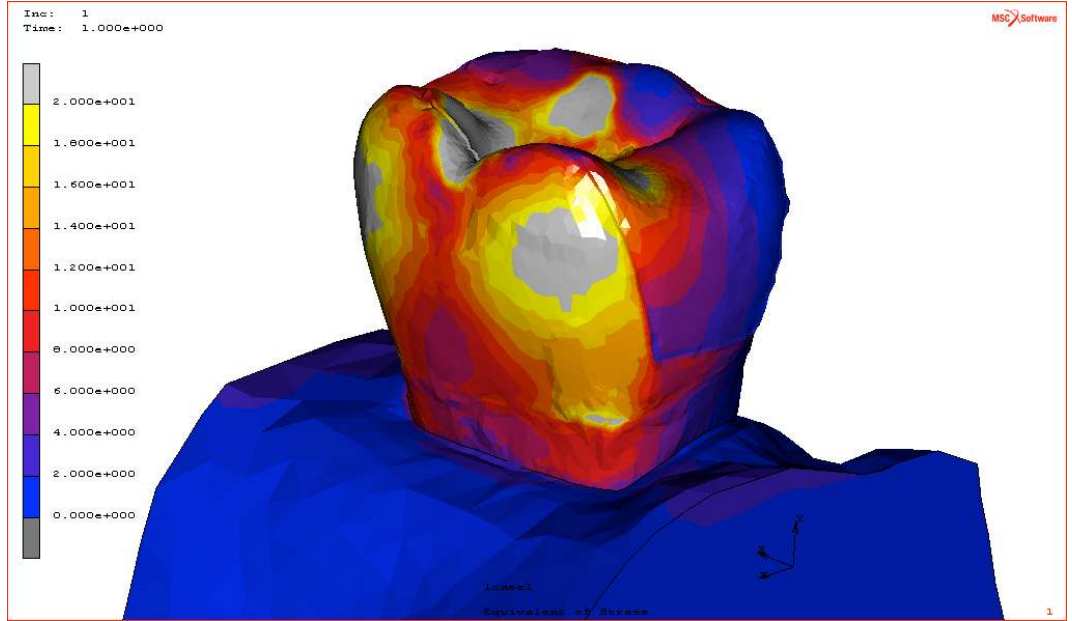
Şekil 48- Porselen ile restore edilen Model 1c'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin mesiolingual taraftan görüntüsü.



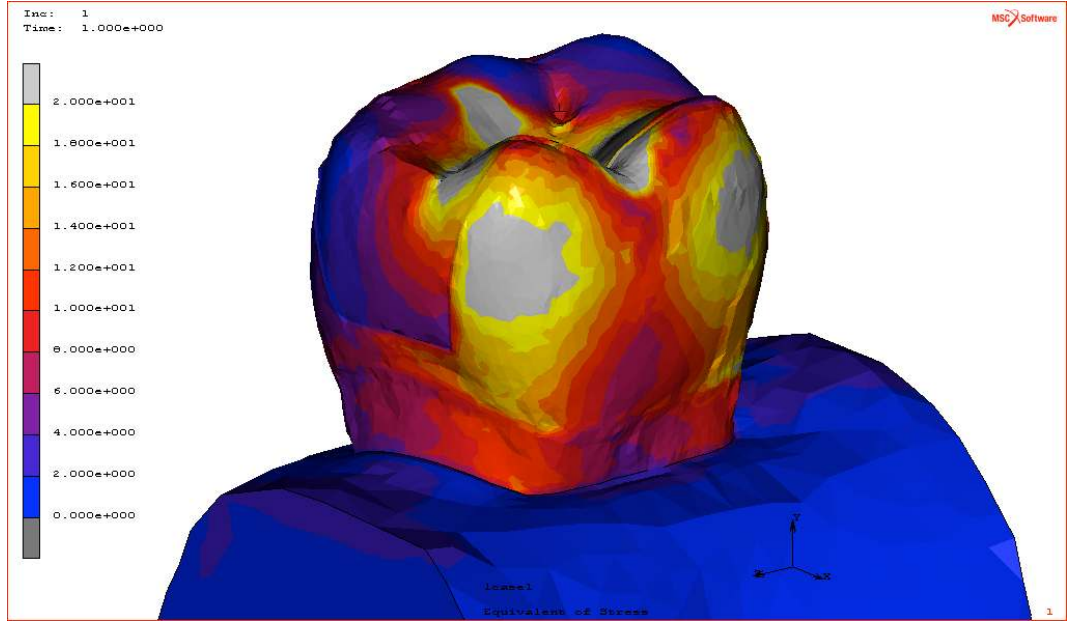
Şekil 49- Porselen ile restore edilen Model 1c'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin bukkal taraftan görüntüsü.

ii) Kompozit A restorasyonu

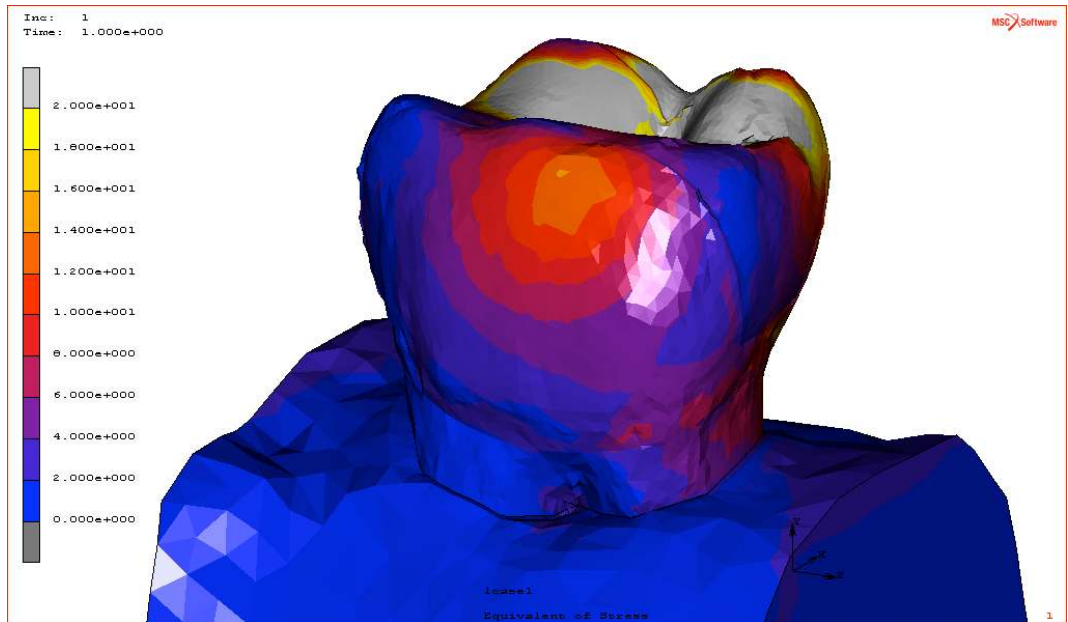
Model 1c'nin kompozit A ile restore edilip kuvvet uygulanması sonucu kuvvetin uygulandığı alandan uzaktaki en yüksek stres değeri 23.8 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 50- Kompozit A ile restore edilen Model 1c'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin distolingual taraftan görüntüsü.



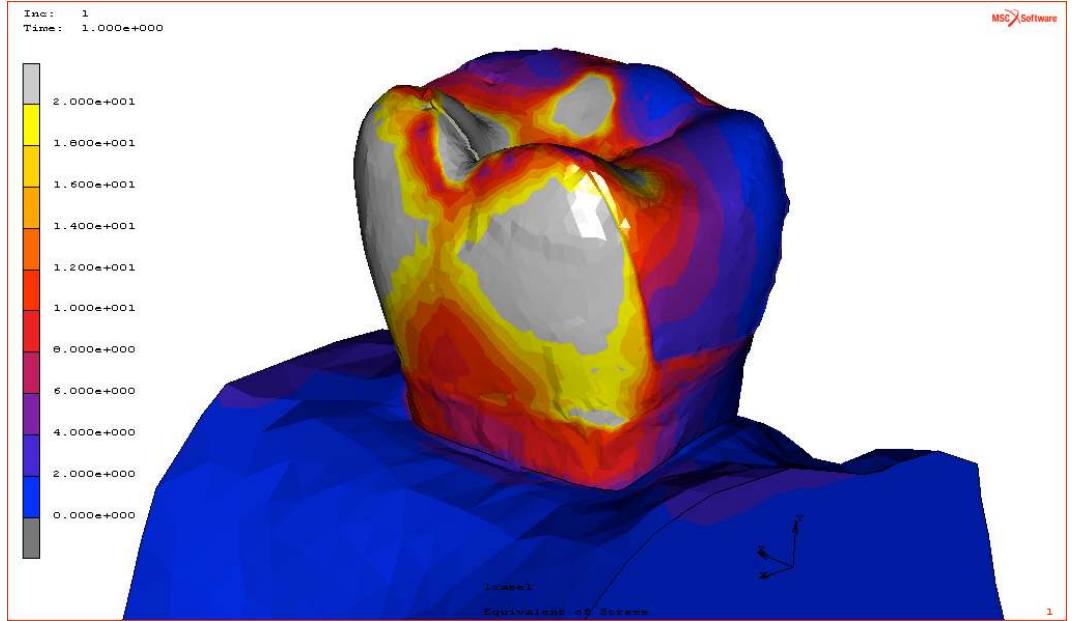
Şekil 51- Kompozit A ile restore edilen Model 1c'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin mesiolingual taraftan görüntüsü.



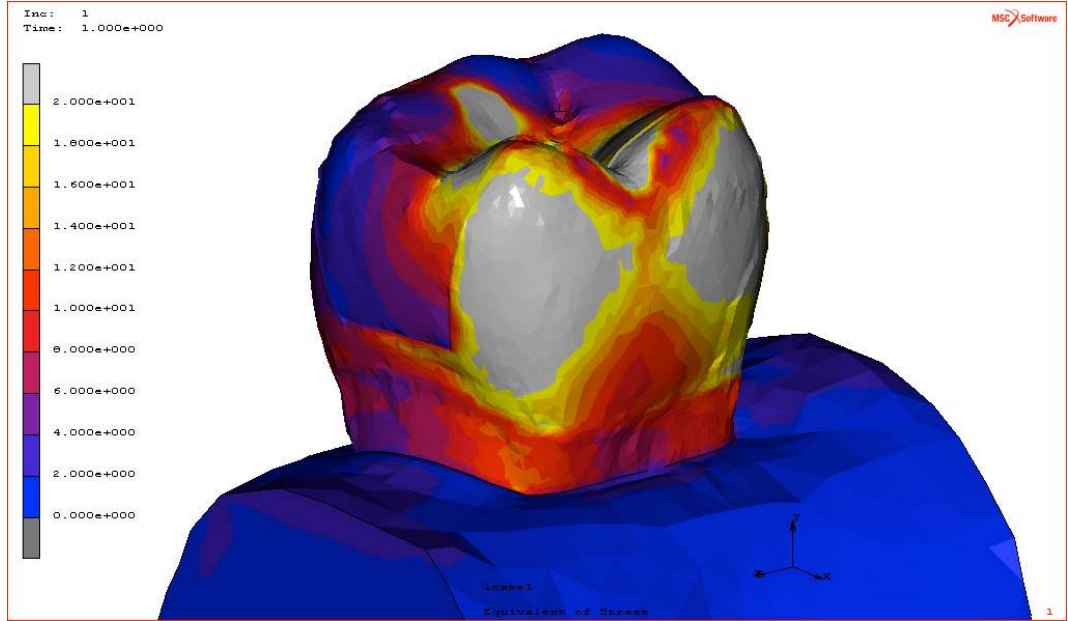
Şekil 52- Kompozit A ile restore edilen Model 1c'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin bukkal taraftan görüntüsü.

iii) Kompozit B restorasyonu

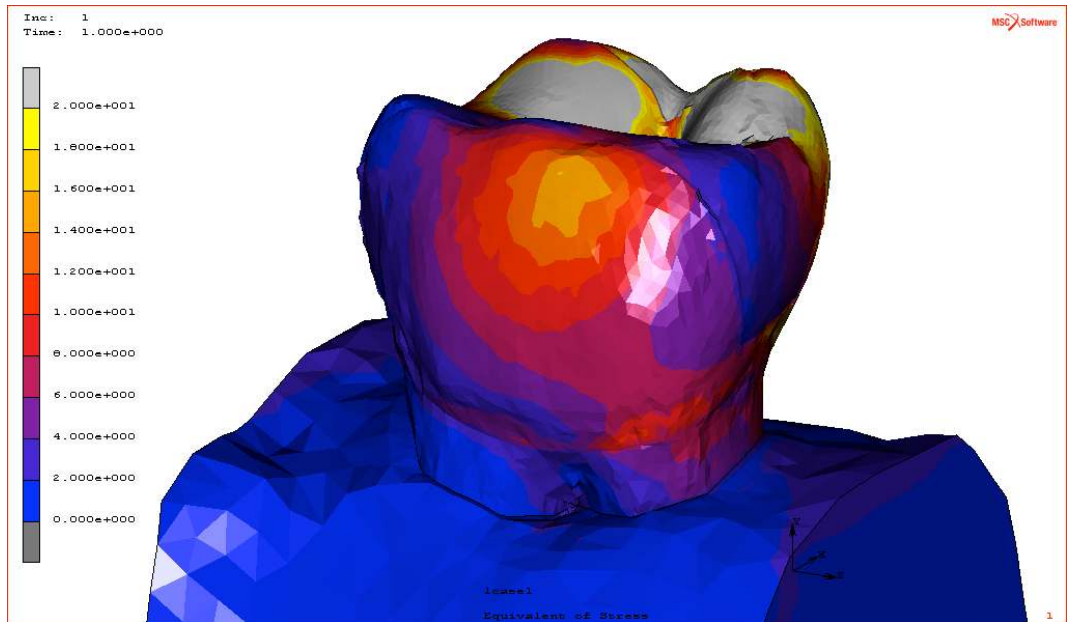
Model 1c'nin kompozit B ile restore edilip kuvvet uygulanması sonucu kuvvetin uygulandığı alandan uzaktaki en yüksek stres değeri 30.6 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 53- Kompozit B ile restore edilen Model 1c'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin distolingual taraftan görüntüsü.



Şekil 54- Kompozit B ile restore edilen Model 1c'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin mesiolingual taraftan görüntüsü.



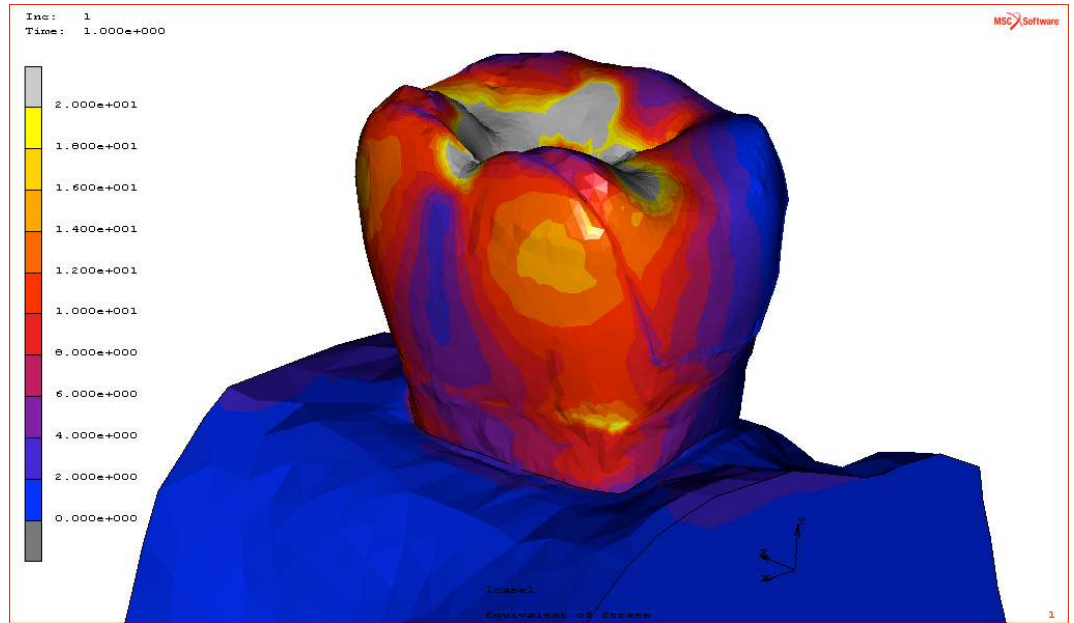
Şekil 55- Kompozit B ile restore edilen Model 1c'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin bukkal taraftan görüntüsü.

4.2.d. Kavite taban genişliğinin 3.5 mm, toplam kavite duvar açısının 40° olarak hazırlandığı modelde oluşan stres değerleri(Model 1d)

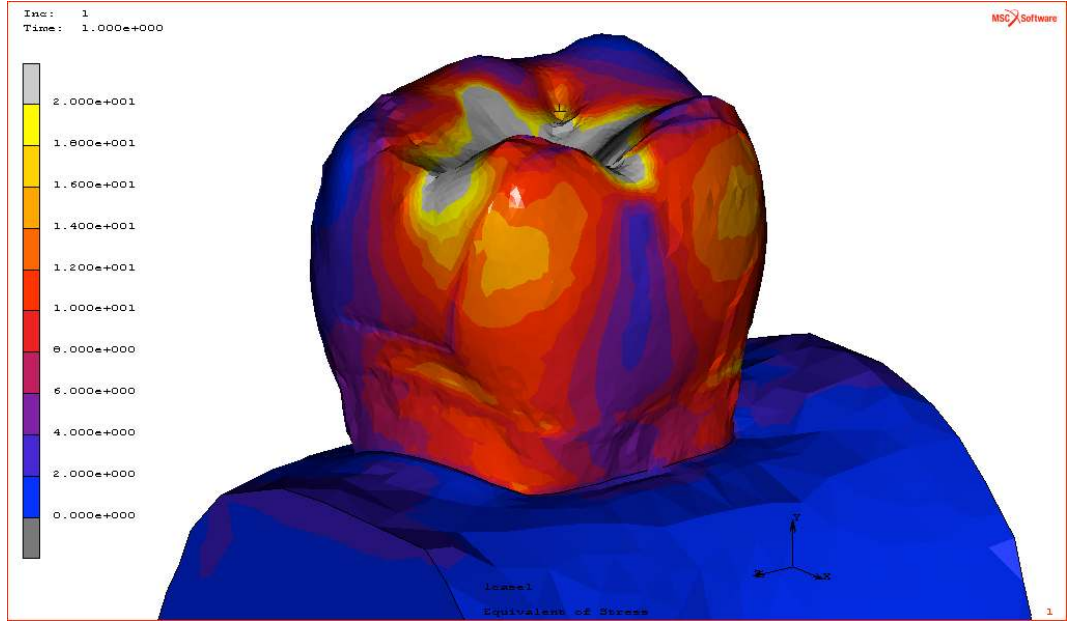
Model incelendiğinde en yüksek stres, kuvvetin uygulandığı alanda gözlemlenmiştir.

i) Porselen restorasyonu

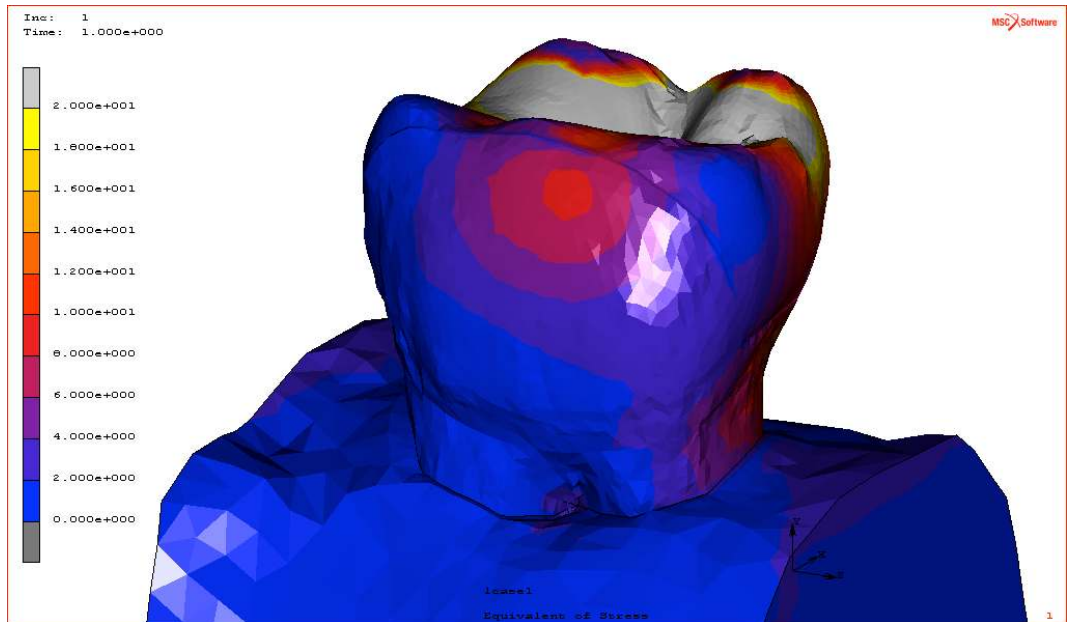
Model 1d'nin porselen ile restore edilip kuvvet uygulanması sonucu kuvvetin uygulandığı alandan uzaktaki en yüksek stres değeri 15.2 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 56- Porselen ile restore edilen Model 1d'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin distolingual taraftan görüntüsü.



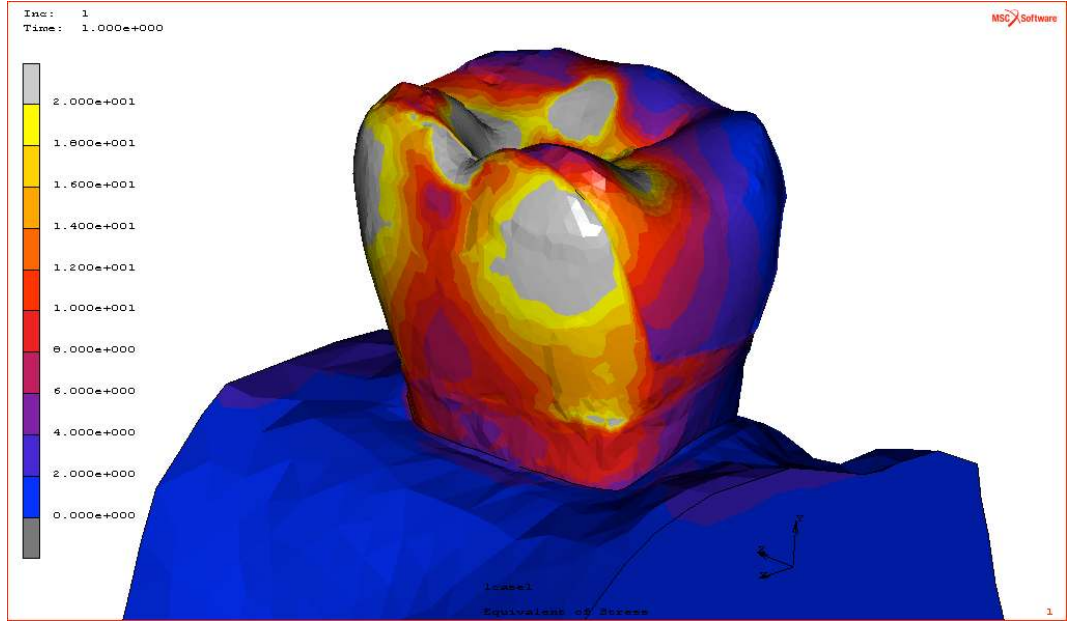
Şekil 57- Porselen ile restore edilen Model 1d'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin mesiolingual taraftan görüntüsü.



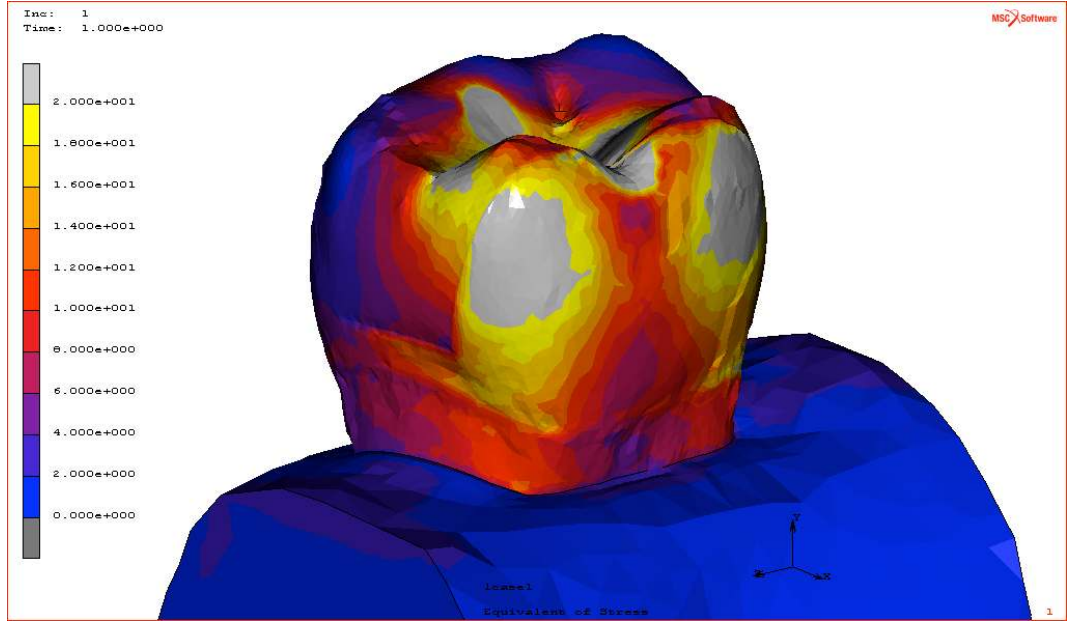
Şekil 58- Porselen ile restore edilen Model 1d'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin bukkal taraftan görüntüsü.

ii) Kompozit A restorasyonu

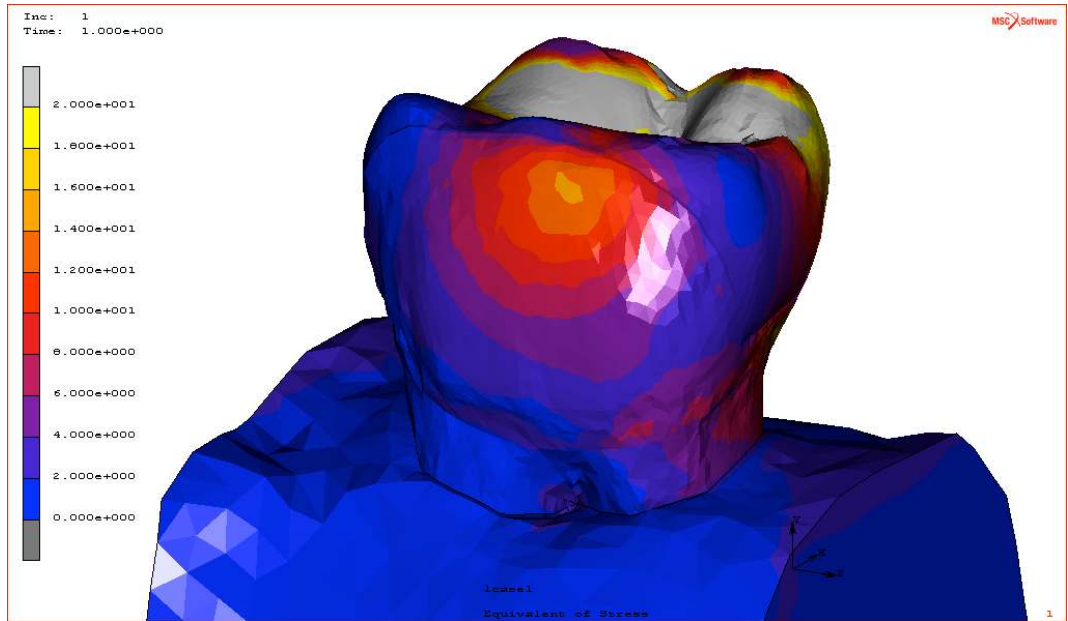
Model 1d'nin kompozit A ile restore edilip kuvvet uygulanması sonucu kuvvetin uygulandığı alandan uzaktaki en yüksek stres değeri 25.7 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 59- Kompozit A ile restore edilen Model 1d'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin distolingual taraftan görüntüsü.



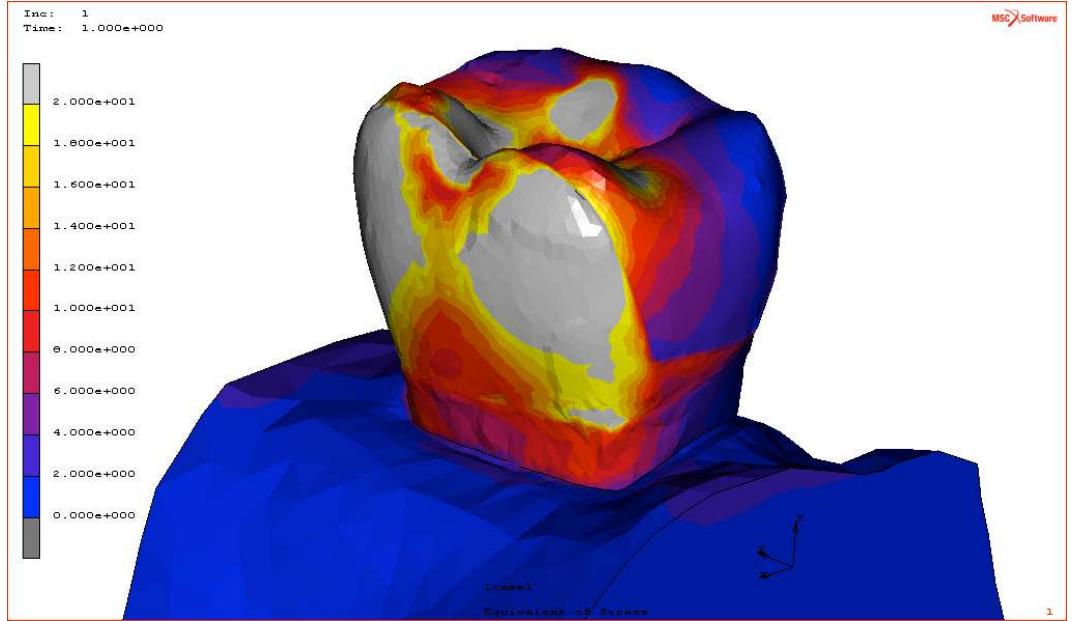
Şekil 60- Kompozit A ile restore edilen Model 1d'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin mesiolingual taraftan görüntüsü.



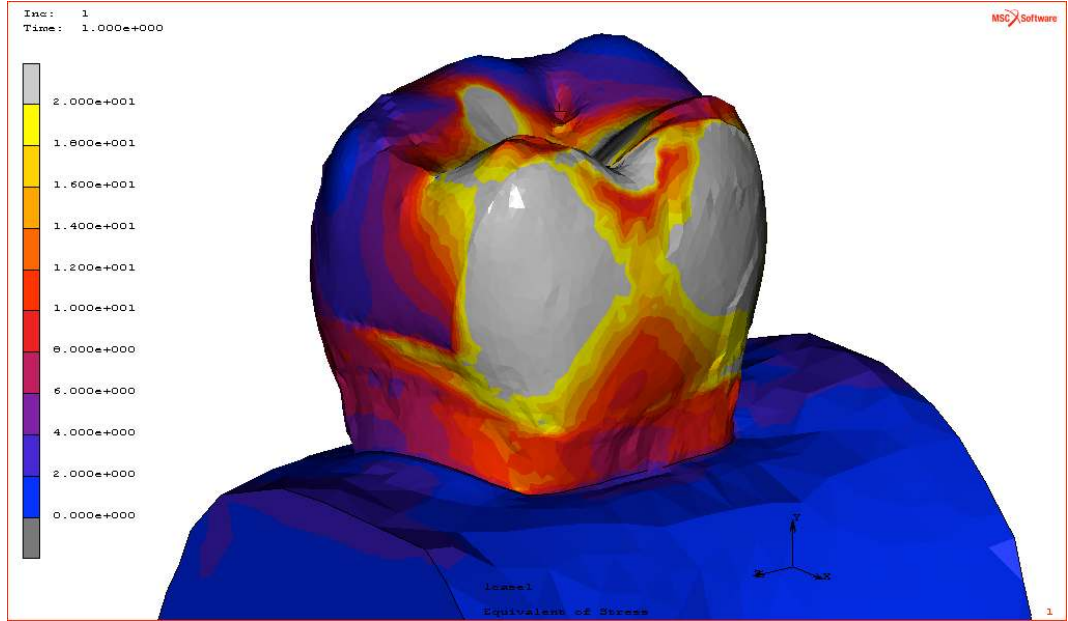
Şekil 61- Kompozit A ile restore edilen Model 1d'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin bukkal taraftan görüntüsü.

iii) Kompozit B restorasyonu

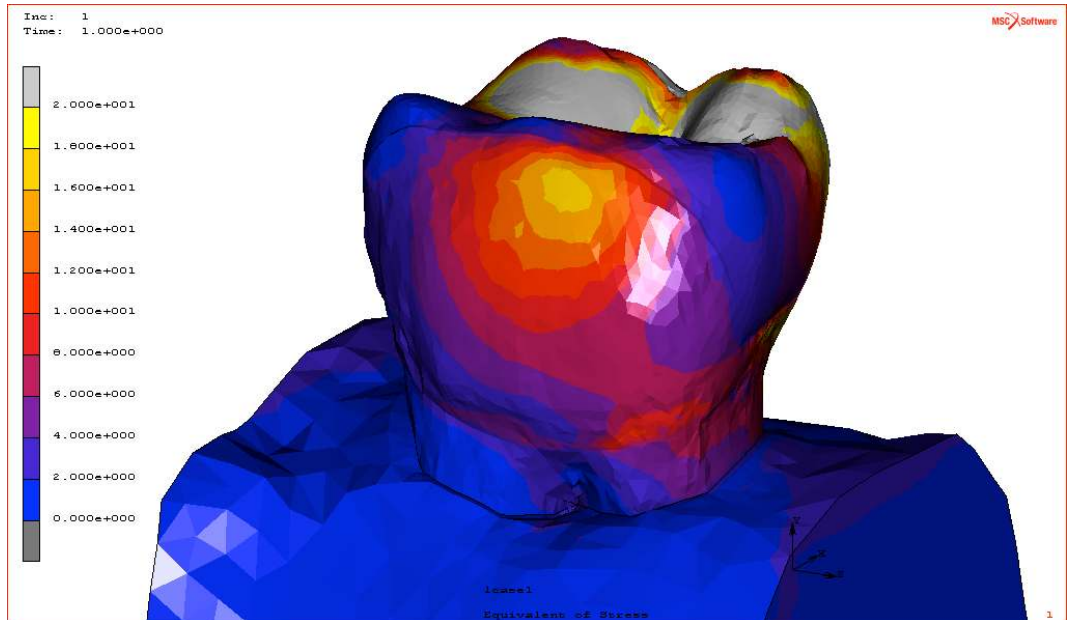
Model 1d'nin kompozit B ile restore edilip kuvvet uygulanması sonucu kuvvetin uygulandığı alandan uzaktaki en yüksek stres değeri 35.4 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 62- Kompozit B ile restore edilen Model 1d'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin distolingual taraftan görüntüsü.

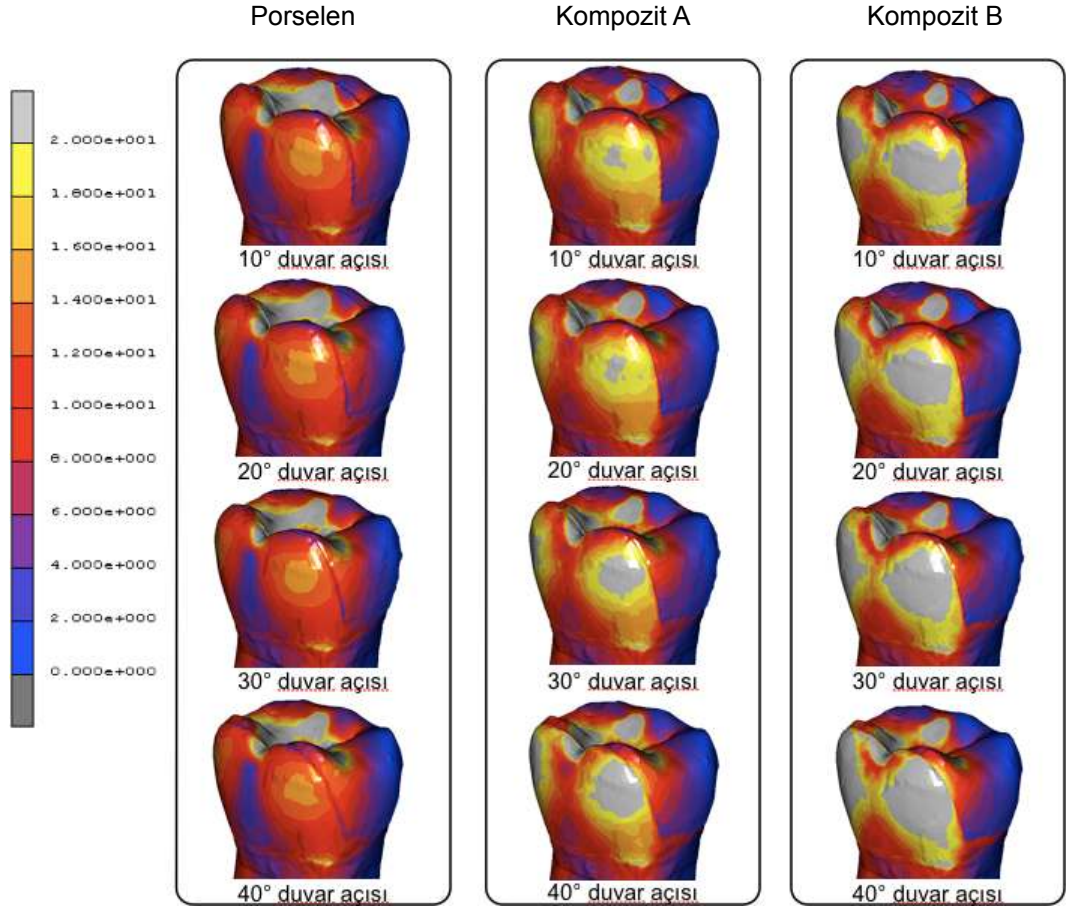


Şekil 63- Kompozit B ile restore edilen Model 1d'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin mesiolingual taraftan görüntüsü.

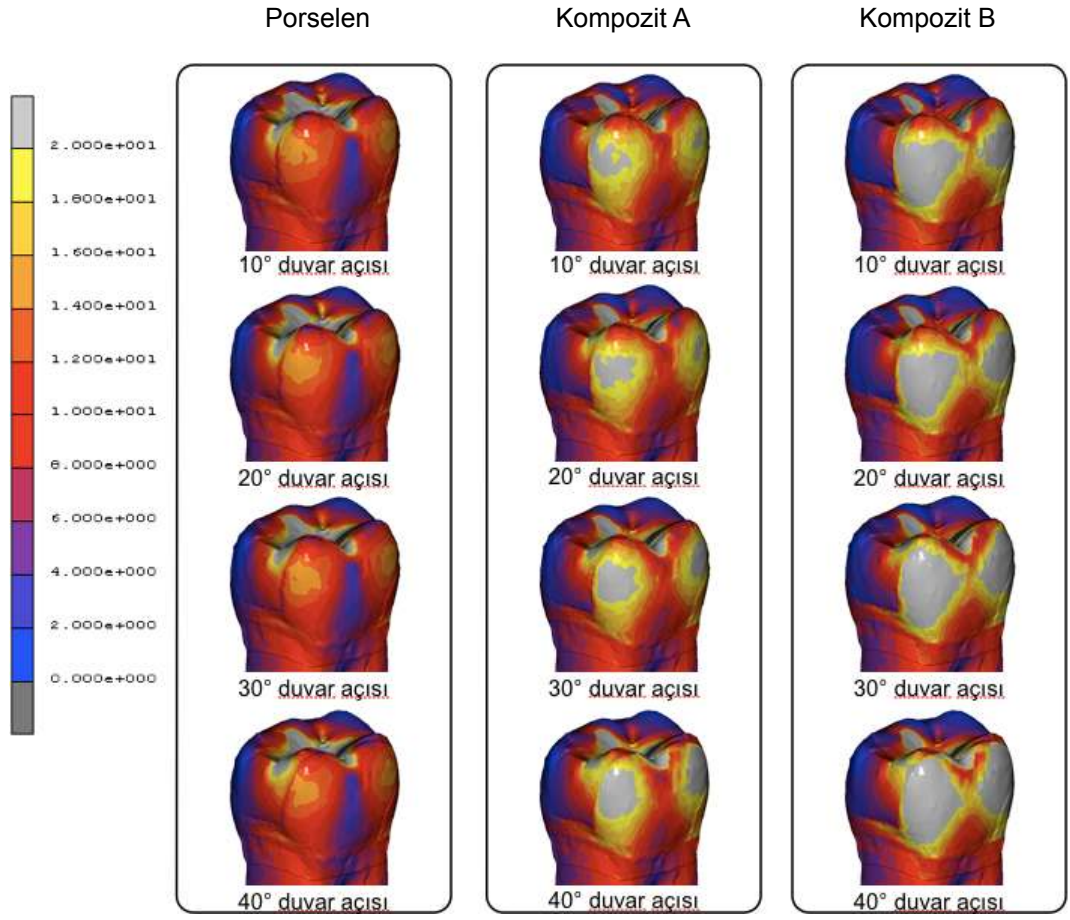


Şekil 64- Kompozit B ile restore edilen Model 1d'ye kuvvet uygulanması sonucu elde edilen streslerin bukkal taraftan görüntüsü.

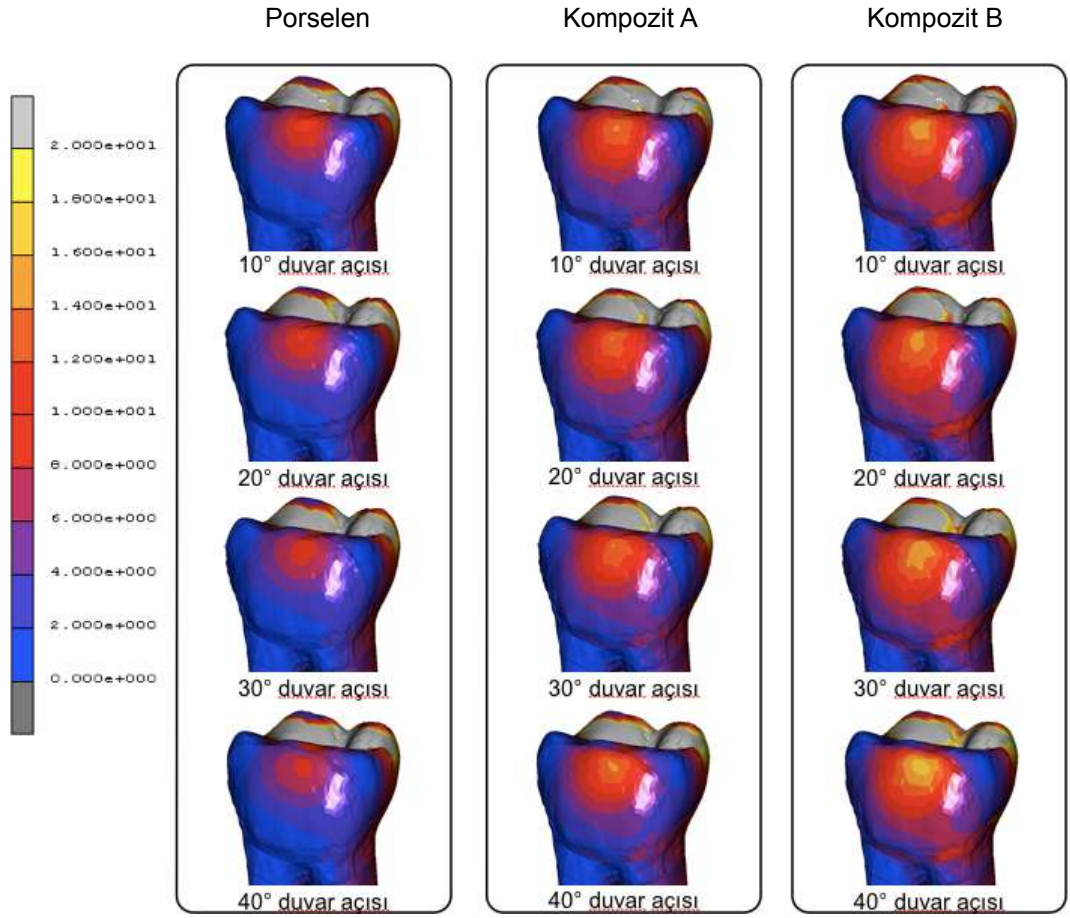
Aşağıda farklı materyaller ile restore edilen farklı toplam kavite duvar açılarına sahip modellerde oluşan en yüksek stres değerleri toplu halde gösterilmektedir.



Şekil 65- Farklı toplam kavite duvar açılarına sahip modellerde oluşan stres değerlerinin distolingualden görüntüleri.



Şekil 66- Farklı toplam kavite duvar açılarına sahip modellerde oluşan stres değerlerinin mesiolingualden görüntüleri.

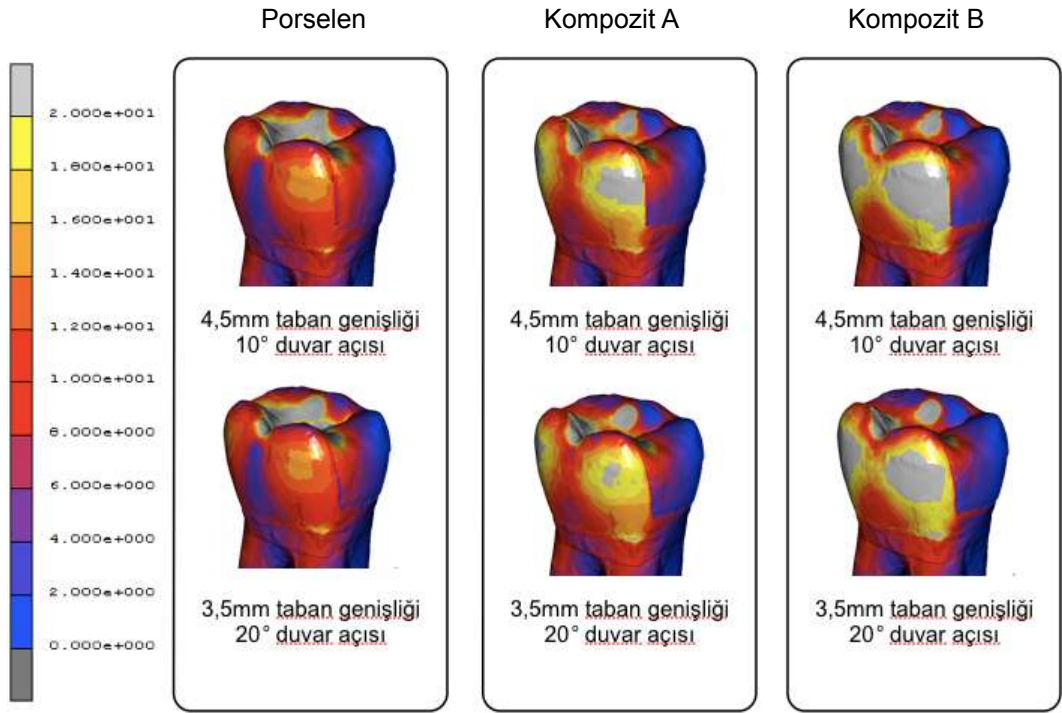


Şekil 67- Farklı toplam kavite duvar açılarına sahip modellerde oluşan stres değerlerinin bukkalden görüntüleri.

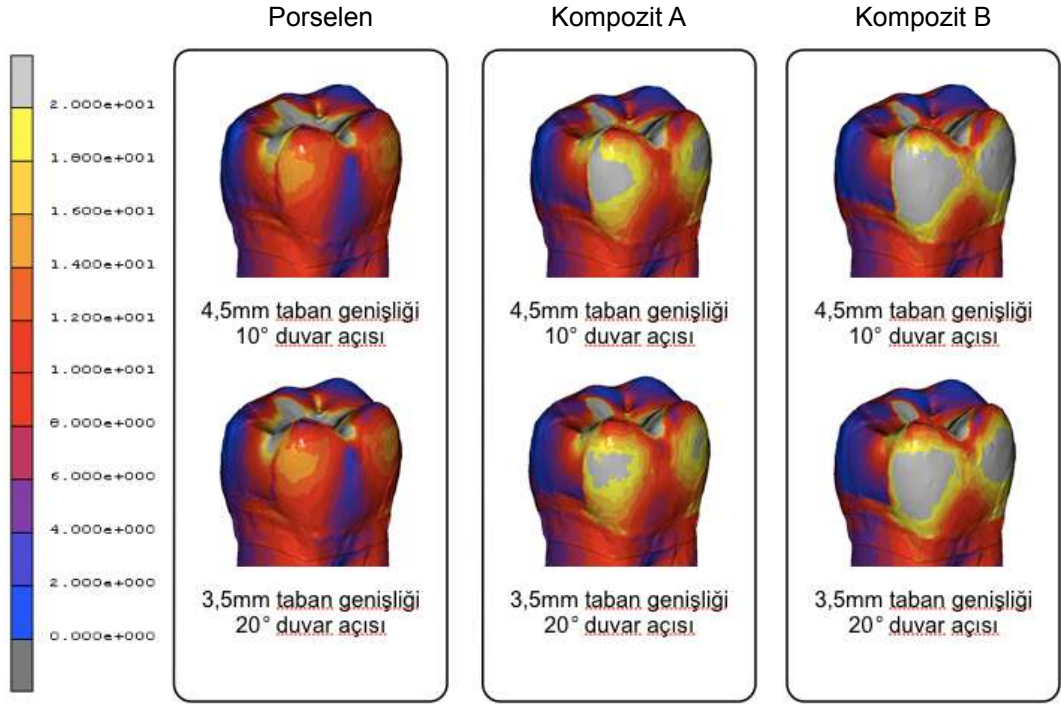
Tablo 4- Farklı toplam kavite duvar açılarına sahip modellerde oluşan stres değerleri

Materyal Açı Değerleri	Porselen	Kompozit A	Kompozit B
10°	15.7 MPa	21.5 MPa	24.6 MPa
20°	15.8 MPa	22.5 MPa	27.1 MPa
30°	15.7 MPa	23.8 MPa	30.6 MPa
40°	15.2 MPa	25.7 MPa	35.4 MPa

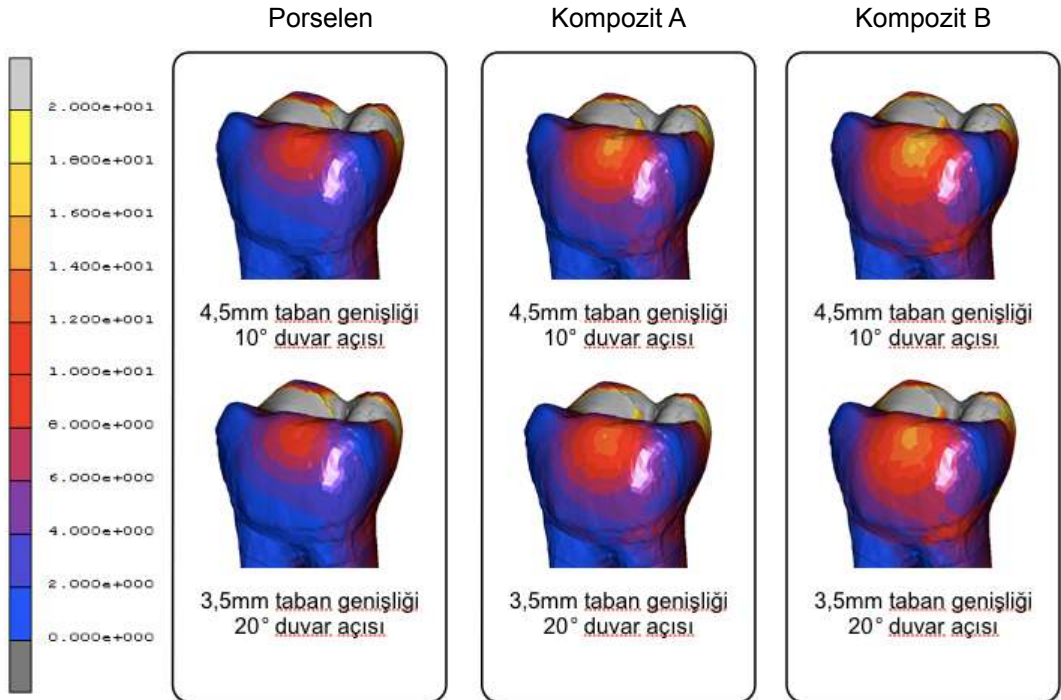
Kavite taban genişliği 3.5 mm, toplam kavite duvar açısı 20° olarak hazırlanan model (Model 1b) ile kavite taban genişliği 4.5 mm, toplam kavite duvar açısı 10° olarak hazırlanan modeller(Model 2a) de isthmus genişliği eşit ve 5.4 mmdir. Farklı materyallerle restore edilen MOD kavitelerin görüntüleri aşağıda gösterilmektedir.



Şekil 68- İsthmus genişliği 5.4 mm olan modellerin (Model 2a, Model 1b) distolingual görüntülerinin karşılaştırılması.

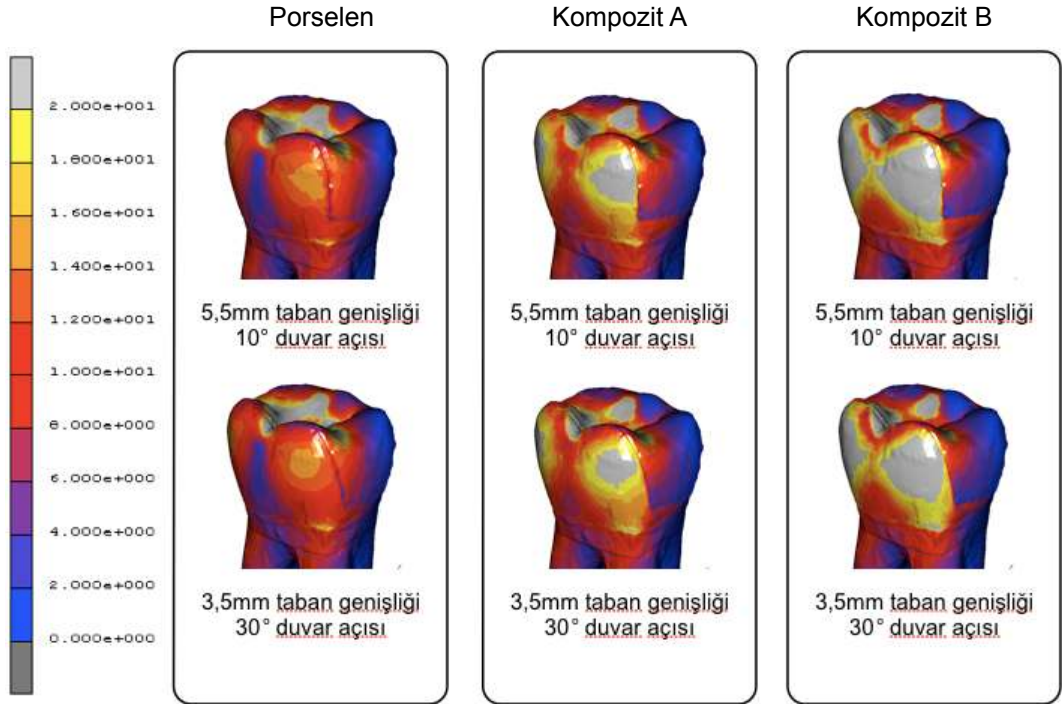


Şekil 69- İsthmus genişliği 5.4 mm olan modellerin (Model 2a, Model 1b) mesiolingual görüntülerinin karşılaştırılması.

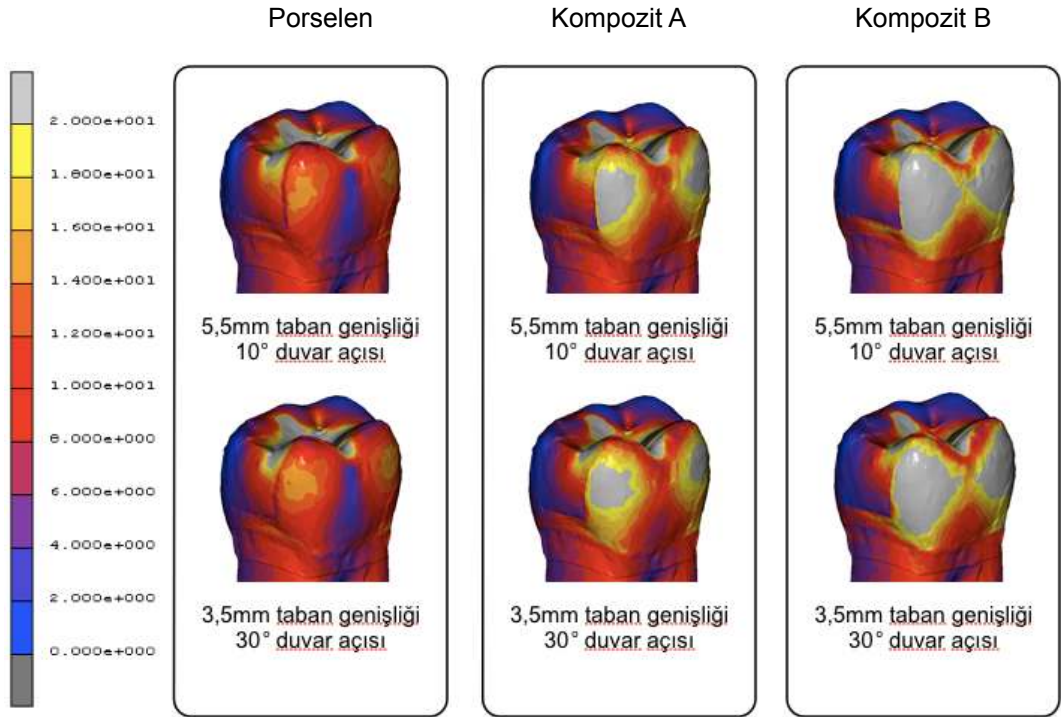


Şekil 70- İsthmus genişliği 5.4 mm olan modellerin (Model 2a, Model 1b) bukkal görüntülerinin karşılaştırılması.

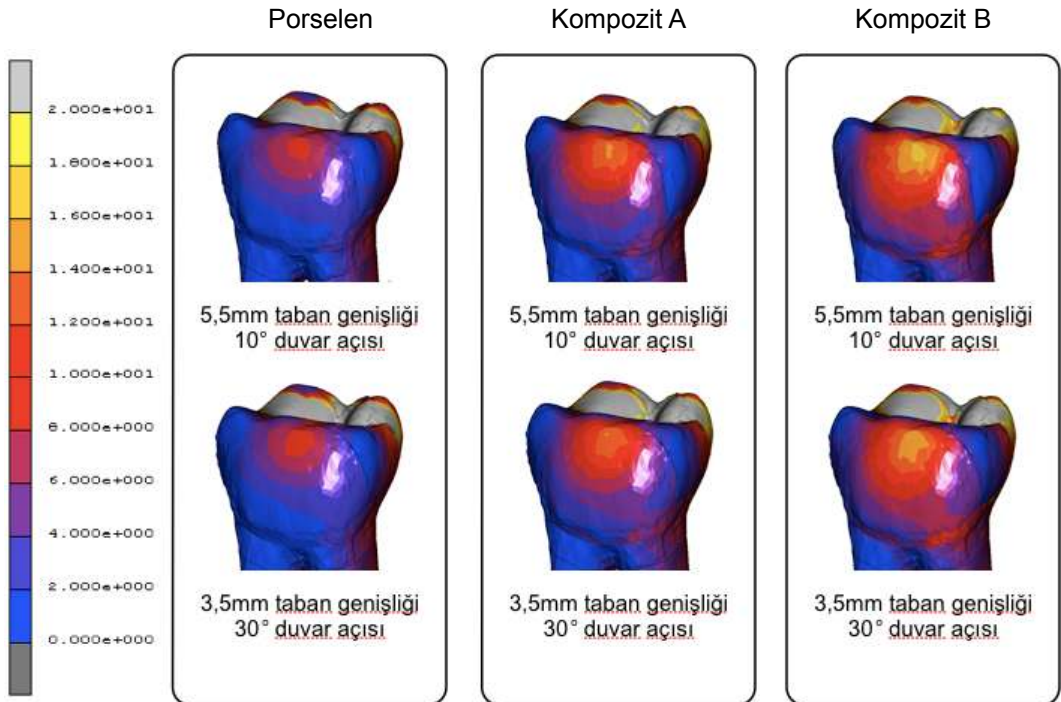
Kavite taban genişliği 3.5 mm, toplam kavite duvar açısı 30° olarak hazırlanan model (Model 1c) ile kavite taban genişliği 5.5 mm, toplam kavite duvar açısı 10° olarak hazırlanan modeller (Model 3a) de isthmus genişliği eşit ve 6.4 mmdir. Farklı materyallerle restore edilen MOD kavitelerin görüntüleri aşağıda gösterilmektedir.



Şekil 71- İsthmus genişliği 6.4 mm olan modellerin (Model 3a, Model 1c) distolingual görüntülerinin karşılaştırılması.



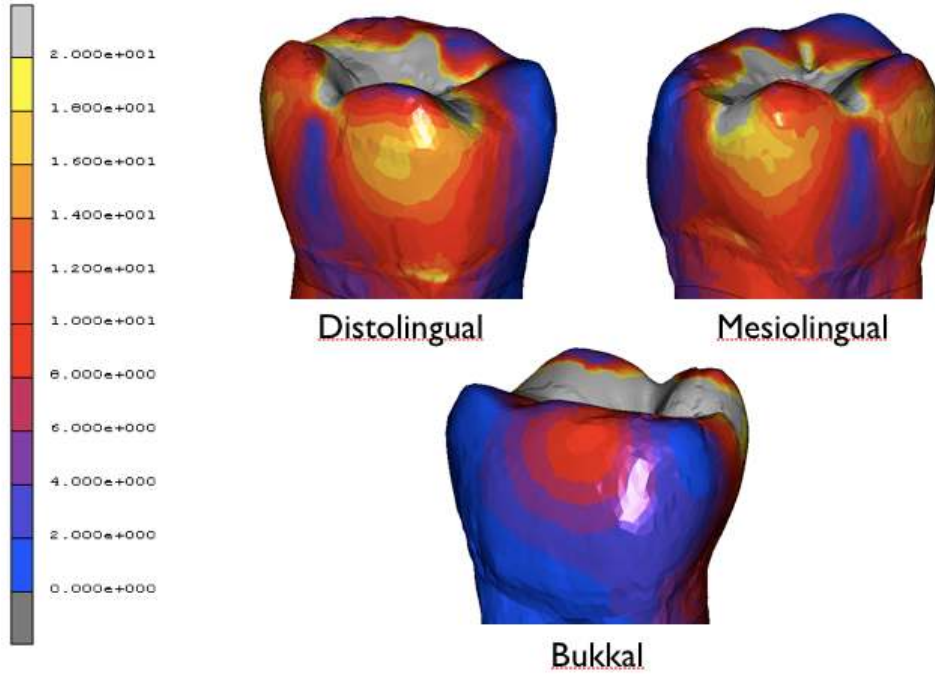
Şekil 72- İsthmus genişliği 6.4 mm olan modellerin (Model 3a, Model 1c) distolingual görüntülerinin karşılaştırılması.



Şekil 73- İsthmus genişliği 6.4 mm olan modellerin (Model 3a, Model 1c) bukkal görüntülerinin karşılaştırılması.

4.3. Sağlam Diş Modeline Uygulan Kuvvet Sonucu Oluşan Stres Değerleri

Çalışmada sağlam dişe uygulanan 200N'luk kuvvet sonucunda meydana gelen stresler incelenmiş ve kuvvetin uygulandığı alandan uzaktaki en yüksek stres değerleri 17.0 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 74- Sağlam dişe uygulanan kuvvet sonucu meydana gelen streslerin her üç bölgeden alınan görüntüleri.

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda vital mandibular 1. molar dişte uygulanan seramik ve kompozit inleylerde, kavite duvar kalınlıklarının ve açıldırılmalarının, diş dokularında oluşan streslere etkileri sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizinin kullanım amacı, bir yapının kendisinin veya o yapının bir parçasının uygulanan kuvvet altındaki davranışını incelemektir. Birçok çalışmada sonlu elemanlar stres analizi diğer yöntemlerle karşılaştırılmış ve sonuçların birbiriyle uyumlu olduğu gösterilmiştir^{95,108-110}. Çalışmamızda standardizasyonu daha iyi sağlayan sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılarak sonuçlar elde edilmiş ve değerlendirilmiştir.

Literatür incelendiğinde arka grup dişlerin özellikle mandibular 1. molar dişlerin kırılma olasılığı yüksek olduğu gözlemlendiği¹¹¹⁻¹¹³ için çalışmamızda mandibular 1. molar diş modellenmiştir. Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde sonuçların gerçeğe daha yakın olabilmesi eleman ve düğüm sayısına bağlıdır. Bu nedenle çalışmamızda modelleri daha detaylı oluşturmak amacıyla mandibular 1. molar diştten microCT kullanarak mümkün olan en ince kesitler elde edilmiş ve en yüksek eleman ve düğüm sayısına ulaşılmıştır.

Modelin gerçeğe yakın olması amacıyla mandibular 1. molar dişin konumlanacağı kemik dokusu ve periodontal ligament modellenmiştir. Düğüm sayısı analiz yazılımının kapasitesinin üzerine çıkacağından dişsiz mandibula modelinin sadece 1. molar diş bölgesi oluşturulup, kortikal ve spongios kemiklerinin özellik bilgileri kullanılmıştır.

Rees¹¹⁴, yaptığı sonlu elemanlar analizi çalışmasında periodontal ligamentin rolünü araştırmış, in vitro ve sonlu elemanlar analizi çalışmaları sonucunda periodontal ligamentin sonlu elemanlar analizi çalışmasında mutlaka yansıtılması gerekliliğini savunmuştur. Bu nedenle çalışmamızda dişlerin kök yüzeylerinde 0.2 mm kalınlığında periodontal ligament taklit edilmiştir.

Kavite preparasyonu sırasında farklı elastisite modülüne sahip mine ve dentin dokusu uzaklaştırıldığından, yerine her iki dokuyu beraber taklit edecek materyal olmadığı için ya dentine yakın ya da mineye yakın elastisite modülüne sahip materyal ile restore etmek tercih edilmektedir. Bu nedenle çalışmamızda elastisite modülü mineye yakın olan porselen materyali, dentine yakın olan kompozit materyali (Kompozit A) ile dentinin elastisite modülünden düşük değere sahip bir başka kompozit materyalinin (Kompozit B) özellik bilgileri kullanılmıştır.

İnleyn diş dokusuna rezin siman ile yapıştırılması dişin kırılma direncinin artmasına neden olmaktadır^{118,119}. Bu nedenle çalışmamızda hazırlanan modellerde seramik ve kompozit inleyleyler ile diş dokusu arasında birçok çalışmada kullanılan rezin siman özellik bilgileri programa aktarılmış^{116-118,120} ve 0.1 mm kalınlığında rezin siman oluşturulmuştur¹¹⁵⁻¹¹⁷.

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında genel olarak 1. molar dişlerde 200N kuvvet uygulanmaktadır^{108,115-117}. Imanishi ve arkadaşlarının¹²¹ belirttiğine göre Lundgen ve arkadaşları ile Gibbs ve arkadaşları çiğneme kuvveti yani dinamik oklüzyonu oluşturan kuvvetin, maksimum ısırma kuvvetinin yani statik oklüzyonu oluşturan kuvvetin %37-40'ı arasında olduğunu belirtmiş ve çalışmamızda bu değere karşılık

gelen 200N kullanılmıştır. Alt molar dişlerde lingual tüberküllerin kırılma olasılığı daha yüksek olduğundan^{112,113} bu tüberküllere oklüzal kuvvet iki noktadan bukkal tüberküllere ise bir noktadan uygulanmıştır.

Lang ve arkadaşları¹³⁴, premolar dişlerde yaptıkları çalışmada kavileri farklı materyaller kullanarak restore etmiş ve tüberkül eğimlerinden veya restorasyon sınırları içinden kuvvet uygulayarak kalan duvar yapısındaki deformasyonu incelemişlerdir. Tüm gruplara ait deformasyon değerlerinin kuvvetin tüberküllere uygulandığı durumda daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda standardizasyonu sağlamak amacıyla kuvvet restorasyon sınırları içerisinden uygulanmıştır.

Araştırmalar sonucunda inley veya onley ile restore edilen dişlerin kırılma dirençlerinin ortalama bir insanın maksimum oklüzal kuvvetinden daha yüksek olduğu gösterilmiştir ve dolayısıyla, oklüzal kuvvetin restorasyonun başarısızlığı için yeterli bir neden olmadığı bildirilmektedir^{122,123}. Bir defada uygulanan oklüzal kuvvet tek başına yeterli olmadığından, yorgunluk sonucu meydana gelebilecek kırık ihtimalini incelemek amacıyla çalışmamızda her eksendeki stresler incelenmiş ve stres analizinin sonucunda elde edilen stres bulguları, eşdeğer stres değerleri olarak alınmıştır¹²⁴.

Etemadi ve ark.¹⁰, yapmış oldukları çalışmada klinikte yapılan seramik inley ile restore edilen kavilerin isthmus genişliğinin ortalama değerlerinin tüberküller arası mesafenin üçte ikisi olduğunu bildirmişlerdir. Dejak ve ark.¹¹⁵ yaptıkları iki boyutlu, Topala ve ark.¹⁰² ise yaptıkları üç boyutlu sonlu elemanlar analizi çalışmalarında aynı isthmus genişliğini mesafesini kullanmışlardır. Bizimde çalışmamızda aynı şekilde en dar isthmus genişliğini tüberküller arası mesafenin üçte ikisi olacak

şekilde (Model 1a) hazırlanmıştır. Bu isthmus genişliğine sahip modelde kavite taban genişliği 3.5 mm olarak oluşturulmuştur. Kavite taban genişliği 5.5 mm çıktığında isthmus genişliği tüberküllerin tepe noktasından geçmektedir.

Her ne kadar literatürde farklı materyaller kullanılarak yapılan inley restorasyonları için farklı toplam kavite duvar açıları tavsiye edilse de; Mack¹²⁵, yapmış olduğu çalışmada toplam kavite duvar açısı değerini pratik uygulamada ortalama 16.5° olarak bulmuştur. Ayrıca araştırmacı, klinik olarak andırkat oluşumunu engellemek için minimum 12° lik toplam kavite duvar açısının gerekli olduğunu savunmuştur. Bir başka çalışmada Etemadi ve ark.¹⁰, iki protez uzmanı tarafından yetişkin hastalar üzerinde yapılan premolar ve molar dişlerde tam seramik restorasyonlar için hazırlanmış onleylerde, toplam kavite duvar açısını en fazla sırasıyla 21-40° ve 11-20° aralığında bulmuşlardır. 10° ve 10°nin altında toplam kavite duvar açısına sahip çok az sayıda preparasyona rastlamışlardır. Pratik uygulamada elde edilen toplam kavite duvar açıları göz önüne alınarak çalışmamızda, modellerde toplam kavite duvar açıları 10°, 20°, 30° ve 40° olacak şekilde oluşturulmuştur.

Çalışmamızda kavite taban genişliği değişen modellerin seramik inley ile restore edilip kuvvet uygulanması sonucunda oluşan stres değerlerinin ortalaması 15.6 MPa olup, restore edilen modellerde kavite duvarlarında meydana gelen stresler arasında belirgin bir fark bulunamamıştır. Bunun sebebinin elastisite modülü mineye yakın olan seramik inley ile restore edilen dişin bir bütün gibi davranması olabileceğini düşünmekteyiz. Kompozit A ile restore edilen modellerde oluşan stres değerlerinin ortalaması 23.4 MPa olduğu halde kompozit B ile restore edilen modellerde stres değerlerinin ortalaması 29.0 MPa'dır. Kompozit inley ile restore edilen modellerde kavite taban genişliği arttıkça

kalan diş yapısında görölen stres değerlerinin arttığı gözlemlenmiştir. Daha düşük elastisite modöline sahip kompozit ile restore edilen modellerde ise, kavite taban genişliğinin artması sonucunda dişte meydana gelen streslerdeki artış daha belirgin olmuştur. Kavite taban genişliğinin artması sonucu seramik inley ile restore edilen dişlerde stresler değişmezken, kompozit ile restore edilen dişlerde streslerin artmasının elastisite modölu ile ilgili olduğunu düşünmekteyiz.

Soares ve ark.¹²⁶, seramik ile restore ettikleri 2.5 ve 5 mm'lik isthmus genişliğinde kavitelere sahip mandibular molar dişlerin kırılma dirençlerini incelemişlerdir. Değerlendirilen her iki grubun kırılma dirençleri arasında istatiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır.

Çalışmamızda duvar kalınlığı azalmasına rağmen seramik inleylerin kalan diş dokusuna ilettiği stresler her ne kadar az olsa da döngü sonrası yorgunluk sonucunda minede oluşan çatlakların ilerleyip, diş duvarının tamamen kaybına neden olabileceęinden¹²⁷, kavite duvar kalınlığı azaldıkça kavite duvarının kırılma direnci düşmektedir.

Krifka ve ark.¹¹⁸, seramik inley ve onley restorasyonları kullanarak yaptıkları çalışmada kalan tüberkül duvar kalınlığının marjinal bütönlük ve mine çatlağı oluşumuna etkisini in vitro olarak incelemişlerdir. Maksillar molar dişlerde hazırladıkları MOD kavitelere fonksiyonel tüberkül duvar kalınlığını 2.5 mm , non-fonksiyonel tüberkül duvar kalınlığını ise bir grupta 1 mm, diğer grupta 2 mm olacak şekilde oluşturmuşlardır. Vita Mark II seramik inleyler ile restore edilen dişlere termal siklus ile birlikte mekanik yükler uygulamışlardır. Sonuçta, seramik inley ile restore edilen dişlerde kalan tüberkül duvar kalınlığının çatlak oluşumu üzerinde kesin bir etkisi olduğunu ve çatlak oluşumunu

engellemek için non-fonksiyonel tüberkül duvar kalınlığının en az 2 mm olması gerektiğini bildirmişlerdir. Araştırmamızda da Vita Mark II seramik inleyler kullanılmış ve non-fonksiyonel tüberkül duvar kalınlığı 2 mm'den az olmayacak şekilde planlanmıştır.

Mehl ve ark.⁸, premolar dişler üzerinde yaptıkları in vitro çalışmada kalan tüberkül duvar kalınlıklarını değiştirerek kırılma dirençlerini incelemişlerdir. Örnekler, tüberkül kalınlıkları birbirlerine eşit ve sırasıyla 1.3 mm ve 2.4 mm olacak şekilde hazırlanıp, iki gruba ayrılmıştır. Seramik ve kompozit inleyler kullanarak restore ettikleri dişleri mekanik sıklusa tabii tutmuş ve sonrasında dişlerin kırılma dirençlerini ölçmüşlerdir. Sonuçta gerek kompozit gerekse seramik inley restorasyonları için 1.3 mm duvar kalınlığının yetersiz olduğunu belirtmişlerdir.

Çalışmamızda seramik inley ile restore edilen, farklı toplam kavite duvar açısına sahip modellere uygulanan kuvvet sonucunda oluşan stres değerlerinin ortalaması 15.4 MPa olup, restore edilen modellerde kavite duvarlarında meydana gelen stresler arasında belirgin bir fark bulunamamıştır. Kompozit A ile restore edilen modellerde oluşan stres değerlerinin ortalaması 23.3 MPa olduğu halde kompozit B ile restore edilen modellerde stres değerlerinin ortalaması 29.4 MPa'dır. Kompozit inleyler ile restore edilen modellerde toplam kavite duvar açısı arttıkça kalan diş yapısında görülen stres miktarlarının da arttığı gözlemlenmiştir. Daha düşük elastisite modülüne sahip kompozit ile restore edilen modellerde ise, açının artması sonucunda dişe iletilen streslerdeki artış daha belirgin olmuştur.

Esquivel-Upshaw ve arkadaşları¹²⁸, yapay dişlerde hazırladıkları 5°, 10°, ve 20° açılara sahip MO kavitelere uyguladıkları metal destekli seramik ve tam seramik inleyle kuvvet uygulamış ve kırılma direncini incelemişlerdir. Sonuçta tam seramik inleyle, metal destekli seramik inleyle göre kırılma dirençlerinin daha yüksek olduğunu ve her iki inley materyaline ait örneklerde açığı azaltmanın kırılma direncini arttırdığını bulmuşlardır.

Burke ve ark.¹²⁹, maksillar premolar dişleri kullanarak yaptıkları çalışmada kavite duvar açısını dikey eksen ile 2°, 4° ve 6° açı yapacak şekilde hazırladıkları MOD kavileri kompozit inleyle restore edip kırılma dirençlerini incelemişlerdir. Sonuç olarak gruplar arasında kırılma direncinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bunun nedeninin çalışmada kullanılan açıların birbirine yakın seçilmesi olduğunu düşünmekteyiz.

Topala ve ark.¹⁰², maksillar molar dişi modelledikleri sonlu elemanlar analizinde mesiookluzal kavileri duvar açıları 0° ve 10° olacak şekilde hazırlamış ve seramik inley ile restore etmişlerdir. Uyguladıkları 200N kuvvet sonucunda streslerin kavite duvar açısı 10° olan modelde daha az oluştuğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçları çalışmamızın sonuçları ile uyum göstermemektedir. Çalışmada kullanılan materyallerin elastisite modülü, Poisson oranları ve hazırlanan kavite boyutları hakkında bilgiye ulaşılabilmesi çalışmamızla karşılaştırılmasına olanak vermemektedir.

Çalışmamızda materyaller birbiriyle karşılaştırıldığında minenin elastisite modülüne yakın bir değere sahip olan seramik inley ile restore edilen farklı kavite duvar kalınlıklarına ve açılardırılmalarına sahip

modellerde, uygulanan kuvvet sonucunda dişte oluşan streslerin en az olduğu gözlemlenmiştir. En yüksek stres değerleri ise düşük elastisite modülüne sahip kompozit inley ile restore edilen dişlerde bulunmuştur.

Magne¹⁰⁸, sonlu elemanlar analizi çalışmasında kullanarak modellediği mandibular 1. molar dişte, tüberküller arası mesafenin yarısı genişliğe sahip MOD kaviteleri seramik ve kompozit inleyler ile restore etmiş ve uyguladığı kuvvet sonucunda seramik inleynin kalan duvar yapısını daha iyi stabilize ettiğini bildirmiştir. Bu çalışmada bizim çalışmamızdan farklı olarak kuvvet diş dokusundan uygulanmıştır.

Ragauska ve arkadaşları¹³⁰, maksillar premolar dişlerde yaptıkları in vitro çalışmada seramik inley ve kompozit dolgu kullanarak restore ettikleri tüberküller arası mesafenin yaklaşık üçte ikisi kadar isthmus genişliğine sahip MOD kavitelere kuvvet uygulamışlardır. Sonuçta seramik inley ile restore edilen dişlerin kompozit dolgu ile restore edilen dişlere göre daha yüksek kırılma direnci gösterdiğini bildirmişlerdir.

Yamanel ve ark.¹¹⁷, mandibular 1. molar dişi modelledikleri sonlu elemanlar analizi çalışmasında hazırladıkları inley ve onley kavitelerinde iki farklı kompozit ve iki farklı seramik materyalleri kullanarak restore etmiş ve diş yapısında oluşan stres dağılımlarını incelemişlerdir. Sonuçta, düşük elastisite modülüne sahip materyallerin diş yapılarına daha fazla fonksiyonel stresleri aktardığını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızın sonuçları bu çalışmayla benzerlik göstermektedir.

Magne ve ark.¹³¹, maksillar premolar dişleri modelledikleri sonlu elemanlar analizi çalışmasında; hazırladıkları MOD kaviteleri seramik ve kompozit inleyler ile restore etmiş ve kuvvet uygulayarak kalan

duvarlarda meydana gelen deformasyon miktarlarını incelemişlerdir. Sonuçta, tüberkül duvarının seramik inley kullanılarak restore edilen modellerde daha iyi stabilize edildiğini göstermişlerdir.

St Georges ve ark.¹²², maksillar premolar dişler üzerinde yaptıkları in vitro çalışmada hazırladıkları MOD kavileri CAD/CAM metodu kullanarak yapılan seramik ve kompozit inleyler ile restore etmişlerdir. Kırılma direncinin karşılaştırıldığı çalışmada materyaller arasında istatistiksel olarak bir fark bulunamamıştır. Seramik inleylerde meydana gelen kırık hatları restorasyonun ortasında kalırken, kompozit inleylerde tüm kırıkların diş yapısını da içerdığını gözlemişlerdir.

Benzer bir çalışmada Soares ve ark.¹³², mandibular molar dişlerde hazırladıkları 5 mm isthmus genişliğine sahip MOD kavileri seramik ve üç farklı kompozit inley ile restore etmiş ve uyguladıkları kuvvet sonucunda kırılma dirençlerini karşılaştırmışlardır. Kompozit inleyler daha yüksek kırılma direnci göstermiş ancak bu dişlerde çok sayıda periodontal dokuları kadar uzanan kompleks kırık hatları gözlemişlerdir. Seramik inleylerde ise diş yapılarını daha az içeren kırıklar meydana geldiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda ise her ne kadar kırılma direnci incelenmemiş olsa da seramik inleylerin kompozit inleylere göre diş daha çok stres iletmesi, kırılmaların diş dokularını içererek meydana gelme ihtimalinin daha fazla olabileceğini düşündürmektedir.

Yine Lang ve arkadaşları¹³⁴, premolar dişlerde yaptıkları çalışmada 3 mm ve 5 mm isthmus genişliğine sahip MOD kavileri farklı materyaller kullanarak restore etmiş ve kuvvet uygulayarak kalan duvar yapısındaki deformasyonu incelemişlerdir. İsthmus genişliği 3 mm olan kavilerde diş deformasyonunun kullanılan malzemedan hemen hemen

bağımsız olduğunu ancak kalan diş dokusu azaldıkça elastisite modülü düşük materyallerin dişi daha iyi stabilize ettiğini savunmuşlardır. Bu çalışmadan elde edilen sonuçlar, çalışmamız ve diğer çalışmalarının^{108,117,130,131} sonuçlarıyla farklıdır.

Ausiello ve ark.¹³⁵, maksillar premolar dişi modelledikleri sonlu elemanlar analizi çalışmasında 3.5 mm isthmus genişliğine sahip MOD kaviteleri seramik ve kompozit inleyler ile restore etmiş ve tübekül eğimlerinden kuvvet uygulayıp stres dağılımlarını incelemişlerdir. Kompozit inleynin stresi kısmen absorbe ettiğini ve kavite duvarlarına kısmi olarak bu stresi ilettiğini savunmuş ve düşük elastisite modülüne sahip materyallerin stresi daha olumlu dağıttığını bildirmişlerdir. Çalışmada kavite restorasyon sınırlarının incelenmesi ve kuvvetin farklı şekilde uygulanması nedeniyle çalışmanın sonuçlarıyla bizim çalışmamızın sonuçlarının farklılık gösterdiğini düşünmekteyiz.

Jiang ve ark.¹²³, mandibular molar dişi modelledikleri sonlu elemanlar analizi çalışmasında tüberküller arası mesafenin dörtte biri genişliğinde isthmusa sahip MOD kaviteleri seramik, kompozit ve altın inleyler ile restore etmiş ve santral fossadan kuvvet uygulamışlardır. Stres dağılımlarını incelediklerinde servikal bölgedeki dentine gelen streslerin tüm materyallerde eşit olduğunu fakat kompozit inleylerin kavite tabanına daha az stres ilettiğini savunmuşlardır. Yazarlar çalışmanın sonucunda restoratif materyalin elastisite modülü arttıkça dişte meydana gelen streslerin arttığını bildirmişlerdir. Bu çalışmada, çalışmamızdan farklı olarak kavite tabanında oluşan stresler incelenmiştir.

Çalışmamızda sağlam dişe kuvvet uygulanması sonucu oluşan stresin, seramik inley ile restore edilen modellerden farklı olmasına rağmen yakın, kompozit inleyler ile restore edilen modellere göre az olduğu bulunmuştur. Bunun nedeninin mineye göre düşük elastisite modülüne sahip dentin dokusunun çıkarılıp yerine minenin elastisite modülüne yakın seramik inley ile restore edilmesi ve kuvvetin restorasyon sınırları içinden uygulanması olduğu düşünmekteyiz.

Yapılan in vitro çalışmalarda seramik inley ile restore edilen dişlerin sağlıklı dişlere yakın kırılma direncine sahip olduğu gösterilmiştir^{108,130,136,137}.

Çalışmamızda 5.4 mm isthmus genişliğinde farklı kavite taban genişliği ve açısına sahip Model 2a ve Model 1b karşılaştırıldığında seramik inley ile restore edilen dişlerde oluşan streslerde farklılık bulunamıştır. Aynı şekilde 6.4 isthmus genişliğinde farklı kavite taban genişliği ve açısına sahip Model 3a ve Model 1c karşılaştırıldığında seramik inley ile restore edilen dişlerde de farklılık bulunmamıştır. Kompozit inleyler ile restore edilen aynı isthmus genişliğine sahip dişlerde ise kavite taban genişliğinin azalıp, açının arttığı 1b, 1c modellerinde diş yapısında oluşan streslerin kavite taban genişliğinin arttıp açının azaldığı 2a, 3a modellerine göre daha düşük olduğu gözlemlenmiştir. İsthmus genişliği aynı olan kavitelerde diş yapısında oluşan streslerde kavite taban genişliğinin önemli rol oynamasının nedeninin, taban genişliği arttıkça diş yapısının zayıflaması olabileceğini düşünmekteyiz.

6. SONUÇ

1. Vital molar dişlerin restorasyonunda kullanılan gerek seramik gerekse iki farklı kompozit inleylerde elastisite modülü değeri arttıkça, kalan diş yapılarına iletilen stres miktarı azalmaktadır.

2. Seramik inley ile restore edilen vital molar dişlerde kalan duvar kalınlığı azaldıkça, restorasyon sınırları içerisinde uygulanan kuvvet sonucunda diş yapısında meydana gelen stres miktarı değişmezken, kompozit inleyler ile restore edilen dişlerde kalan duvar kalınlığı azaldıkça stres miktarı artmaktadır.

3. Toplam kavite duvar açısı arttıkça seramik inley ile restore edilen vital molar dişlere restorasyon sınırları içerisinde uygulanan kuvvet sonucunda diş yapısında oluşan stres miktarı değişmezken, kompozit inleyler ile restore edilen dişlerde toplam kavite duvar açısı arttıkça meydana gelen streslerde artış gözlemlenmiştir.

4. Vital molar dişlerde aynı isthmus genişliğine sahip MOD kavitelerinde, taban genişliği azaldıkça diş yapılarına iletilen stres miktarı azalmaktadır. Bu nedenle klinikte özellikle kompozit uygulamalarında isthmus genişliği fazla olan kavitelerde kavite tabanını genişletmek yerine retansiyonun izin verdiği ölçüde açığı arttırmak daha uygun olacaktır.

7. ÖZET

Vital Molar Dişlere Uygulanan Seramik Ve Kompozit İnleylerde Kavite Duvar Kalınlıklarının Ve Açılandırılmalarının Stres Dağılımına Etkilerinin İncelenmesi

Son yıllarda, adeziv ve restoratif materyallerdeki gelişmelere bağlı olarak posterior dişlerde meydana gelen doku kaybını estetik inley ile restore etmeye ilgi artmıştır.

Bu çalışmada vital mandibular 1. molar dişlere uygulanan seramik ve kompozit inleylerde kavite duvar kalınlıklarının ve açılandırılmalarının stres dağılımına etkileri sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelemiştir.

Mandibular 1. molar diş ve çevre dokuları modellendikten sonra üç farklı kavite taban genişliğine ve dört farklı toplam kavite duvar açısına sahip MOD kaviteler oluşturulmuştur. Modeller seramik ve iki farklı elastisite modülüne sahip kompozit inley ile restore edilmiş ve vertikal ekseninde 5 mm çapında küre ile temas noktaları restorasyon içerisinde kalacak şekilde 200N kuvvet uygulanmıştır. Diş yapılarında meydana gelen eşdeğer stres bulguları incelenmiştir.

Analizler incelendiğinde seramik inley ile restore edilen molar dişlerde kalan duvar kalınlığı azaldıkça, stres miktarının değişmediği, kompozit inleyler ile restore edilen dişlerde ise stres miktarının arttığı görülmüştür. Ayrıca seramik inley ile restore edilen molar dişlerde toplam kavite duvar açısı arttıkça oluşan stres miktarı değişmezken, kompozit

inleyler ile restore edilen dişlerde toplam kavite duvar açısı arttıkça meydana gelen streslerde artış gözlemlenmiştir. Çalışmada vital molar dişlerin restorasyonunda kullanılan inley materyaline bağlı olarak elastisite modülü değeri arttıkça, kalan diş yapılarına iletilen stres miktarının azaldığı sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: İnley, Kavite Preparasyonu, Sonlu Elemanlar Stres Analizi

8. SUMMARY

Examination on the Effects of the Cavity Wall Thickness and Angle Formation in the Ceramic and Composite Inlays Applied to the Vital Molar Teeth on the Stress Distribution

Over the past few years, there has been a growing interest in restoring the tissue loss occurring in the posterior teeth, due to the developments in the adhesive and restorative materials, with inlays.

In this study, the effects of the cavity wall thickness and the angle formation in the ceramic and composite inlays applied to the vital mandibular first molars on the stress distribution were examined through the finite element method.

After the mandibular first molar and the surrounding tissues had been modelled, MOD cavities having three different cavity base widths and four different total occlusal convergence angles were formed. Models were restored with a ceramic and composite inlay having two different elasticity modules and a force of 200N was used on a vertical axis provided that the contact points in 5 mm diameter would stay within the limits of restoration. Equivalent stress findings occurring in the dental structures were examined.

When the analyses were studied, it was observed that the amount of stress does not change as the wall thickness decreases in the molars restored with ceramic inlays while the amount of stress increases

in the case of the molars restored with composite inlays. Furthermore, although the amount of stress remains the same in the molar teeth restored with ceramic inlays as the total occlusal convergence angle increases, the amount of stress occurring was observed to increase as the total occlusal convergence angle increases in the molar teeth restored with composite inlays. In this study, it was concluded that the amount of stress transmitted to the remaining dental structures decreases as the value of the elasticity module increases depending on the inlay material used in the restoration of the vital molar teeth.

Keywords: Inlay, Cavity Preparation, Finite Element Stress Analysis

9. KAYNAKLAR

1. Protetik diş tedavisi terimleri szlğ. 1. Baskı. Ankara: TPİD Ankara şubesi Yayınları; 2003.
2. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. 1. Baskı. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi; 1993.
3. Craig RG, Powers JM, Sakaguchi RL. Craig's restorative dental materials. 12nd ed. St. Louis, Missouri: Western Industrial Drive; 2006.
4. Eligzeloğlu E. Servikal Bölgedeki şrksz Lezyonlara Farklı Bağlayıcı Sistemlerin Bağlanma Dayanımlarının İn vivo ve İn vitro Olarak İncelenmesi. Doktora tezi. Ankara: Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2007.
5. Adıgüzel . Sonlu elemanlar analizi: Derleme. Bölüm 1: Dişhekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. Dental Journal of Dicle 2010; 11: 18-23.
6. Ohyama T, Yoshinari M, Oda Y. Effects of cyclic loading on the strength of all-ceramic materials. Int J Prosthodont 1999; 12(1): 28-37.
7. Jung YG, Peterson IM, Kim DK, Lawn BR. Lifetime-limiting strength degradation from contact fatigue in dental ceramics. J Dent Res 2000; 79: 722-31.
8. Mehl A, Kunzelmann KH, Folwaczny M, Hickel R. Stabilization effects of CAD/CAM ceramic restorations in extended MOD cavities. J Adhes Dent 2004; 6: 239–45.
9. Ali KA, Wazzan KA, Amri MD, Al-Shahrani M, Al-Qahtani H. Assessment of convergence angle of full veneer preparations carried out by practitioners with different levels of experience. Saudi Dental J 2009; 21: 37-44.
10. Etemadi S, Smales RJ, Drummond PW, Goodhart JR. Assessment of tooth preparation designs for posterior resin-bonded porcelain restorations. J Oral Rehabil 1999; 26: 691–697.

- 11.Rafeek RN, Smith WA, Seymour KG, Zou LF, Samarawickrama DY. Taper of full-veneer crown preparations by dental students at the University of West Indies. J Prosthodont 2010 Oct; 19(7): 580-5.
- 12.Zaimoğlu A, Can G. Sabit Protezler. 1. Basım. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları; 2004. p. 165-182.
- 13.Yavuzylmaz H. Metal Destekli Estetik (Veneer-Kaplama) Kronlar. 1. Basım. Ankara: Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi;1996.
- 14.Swift EJ, Sturdevant JR, Ritter AV. Fundamentals in tooth preparation. In: Heymann HO, Swift EJ, editors. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. 5th ed. St. Louis: Mosby; 2006. p. 603-622.
- 15.Karaarslan EŞ. Arka Grup Dişlerde Yapılan II. Sınıf Kompozit Dolgular Ve İnleylerin Bir Yıllık Klinik Takibi. Doktora Tezi. Samsun: Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2008.
- 16.Burke EJ, Qualtrough AJ. Aesthetic inlays: composite or ceramic? Br Dent J 1994; 176(2): 53-60.
- 17.Görücü J. Fracture resistance of class II preformed ceramic insert and direct composite resin restorations. J Dent 2003; 31(1): 83-88.
- 18.Dijken JWV. Direct resin composite inlays/onlays: an 11 year follow-up. J Dent 2000; 28: 299-306.
- 19.Spreafico RC, Krejci I, Dietschi D. Clinical performance and marginal adaptation of class II direct and semidirect composite restorations over 3.5 years in vivo. J Dent 2005; 33: 499-507.
- 20.Dietschi D, Spreafico R. Adhesive metal- free restorations: Current concepts for the esthetic treatment of posterior teeth. 1st ed. Landshut Quintessence Publishing Co Inc; 1997. p. 61-77.
- 21.Roulet JF, Spreafico R, Esthetic posterior indirect restorations. In: Roulet JF, Wilson NHF, editors. Advances in Operative Dentistry, Volume 1: Contemporary Clinical Practice. 1st ed. Illinois: Quintessence Publishing Co Inc; 2001. p. 65-190.

- 22.Banks RG. Conservative posterior ceramic restorations. A literature review. J Prosthet Dent 1990; 63: 619-626.
- 23.Blatz MB. Long-Term clinical success of all-ceramic posterior restorations. Quintessence Int 2002; 33: 415-426.
- 24.Fabianelli A, Goracci C, Bertelli E, Davidson CL, Ferrari M. A clinical trial of Empress II porcelain inlays luted to vital teeth with a dual-curing adhesive system and a self-curing resin cement. J Adhes Dent 2006; 8: 427-431.
- 25.Çoşkun A., Yaluğ S. Metal desteksiz porselen sistemleri. Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg 2002; 5: 97-102.
- 26.Marra LM. An historical review of full coverage of the natural dentition. NY State Dent J 1970; 36: 147-151.
- 27.Qualtrough AJ, Wilson NH, Smith GA. Porcelain inlay: a historical view. Oper Dent 1990; 15(2): 61-70.
- 28.Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of fixed prosthodontics. 3rd ed. Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc.; 1997. p. 171-81
- 29.Brunton PA, Cattell P, Burke FJ, Wilson NH. Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-colored resin-bonded restorative materials. J Prosthet Dent 1999; 82(2): 167-71.
- 30.Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. Dent Clin North Am 1985; 29(4): 621-44.
- 31.Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramic in dentistry. Historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent 1996; 75: 18-32.
- 32.Gemalmaz D. Use of heat-pressed, leucite-reinforced ceramic on anterior and posterior onlays: A clinical report. J Prosthet Dent 2002; 87: 133-5.
- 33.McLean JW. The science and art of dental ceramics, The Nature of Dental Ceramics and their Clinical Use. 1st ed. Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc.; 1979.

- 34.O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 3rd ed. Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc.; 2002.
- 35.Roulet JF, Herder S. Bonded ceramic inlays. 1st ed. Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc.; 1991.
- 36.Mörmann WH, Bindl A. All-ceramic chair-side computer-aided design/ computer-aided machining restorations. Dent Clin N Am 2002; 46: 405-426.
- 37.Rosenblum MA, Schulman A. A review of all ceramic restorations. J Am Dent Assoc 1997; 128: 297-307.
- 38.Erçoban E. İki Farklı Kor Yapım Tekniğine Sahip In-Ceram ve IPS Empress Tam Porselen Sistemlerinin Farklı Dentin Kalınlıkları ve Farklı Fırınlama Sayılarına Gösterdikleri Renk Değişikliklerinin İncelenmesi. Doktora Tezi. Ankara: Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 1998.
- 39.Wall JG, Cipra DL. Alternative crown systems. Dent Clin North Am 1992; 36: 765-782.
- 40.Holand W, Schweigher M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. J Biomed Mater Res 2000; 53: 297-303.
- 41.Yüksel G, Çekiç C, Özkan P. Metal desteksiz porselen sistemleri. Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg 2000; 10(2): 79-88.
- 42.Dong JK, Luthy H., Scharer P. Strenght and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. Int J Prosthodont 2000; 13: 468-472.
- 43.Özyöney G. Aşırı Madde Kayıplı Dişlerde IPS Empress II Onley Restorasyonların Klinik ve In Vitro Şartlarda İncelenmesi. Doktora Tezi. İstanbul: Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2008.
- 44.Magne P, Belser U. Bonded porcelain restorations in the anterior dentition. A biomimetic approach. 1st ed. Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc.; 2002.

45. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003; 89(3): 268-74.
46. Mörmann WH. The origin of the Cerec method: a personal review of the first 5 years. *Int J Comput Dent* 2004; 7(1): 11-24.
47. Leinfelder KF, Isenberg BP, Essig ME. A new method for generating ceramic restorations: A Cad/Cam system. *J Am Dent Assoc* 1989; 118: 703-707.
48. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006; 137(9): 1289-1296.
49. Demiröz SS. Dentine Bağlanmanın Tam Seramik Malzemenin Mukavemeti Üzerine Etkisi. Doktora Tezi. Adana: Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2006.
50. Mörmann WH. State of the Art of Cad/Cam Restorations 20 Years or Cerec. 1st ed. Berlin: Quintessence Publishing Co, Inc.; 2006.
51. Mörmann WH, Bindl A. The cerec 3- A quantum leap for computer-aided restorations: initial clinical results. *Quintessence Int* 2000; 31: 699-712.
52. Sato K, Matsumura H, Atsuta M. Relation between cavity design and marginal adaptation in a machine-milled ceramic restorative system. *J Oral Rehabil* 2002; 29: 24-27.
53. Lin CL, Chang YH, Chang WJ ve Cheng MH. Evaluation of a reinforced slot design for Cerec system to restore extensively compromised premolars. *J Dentistry* 2006; 34: 221-229.
54. Kelly JR. Dental ceramics: Current thinking and trends. *Dent Clin N Am* 2004; 513-530.
55. Yavuzylmaz H, Bavbek B, Turhan B, Kurt E. Tam porselen sistemleri II. *G Ü Diş Hek Derg* 2005; 22(1): 49-60.

- 56.Ahlers MO, Mörig G, Blunck U, Hajto J, Pröbster L, et al. Guidelines for the preparation of Cad/Cam ceramic inlays and partial crowns. *Int J Comput Dent* 2009; 12: 309-25.
- 57.Yanıkoğlu F, Tağtekin DA, Özyoney G. İnley-onley restorasyonların klinik uygulamaları. *Dişhekimliği Dergisi* 2007; 77: 18-28.
- 58.Robbins JW, Fasbinder DJ. Esthetic Inlays and Onlays. In: Summit JB, Robbins JW, editors. *Fundamentals of Operative Dentistry, A Contemporary Approach*. 3rd ed. Illinois: Quintessence Publishing Co. Inc.; 2006. p. 514-537.
- 59.Ona M, Watanabe C, Igarashi Y, Wakabayashi N. Influence of preparation design on failure risks of ceramic inlays: a finite element analysis. *J Adhes Dent* 2011; 13(4): 367-73.
- 60.Bergman MA. The clinical performance of ceramic inlays: a review. *Aust Dent J* 1999; 44: 157-168.
- 61.Kramer N, Frankenberger R. Clinical performamnce of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years. *Dent Mater* 2005; 25: 473-481.
- 62.Frankenberger R, Petschelt A, Kramer N. Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after six years: clinical behavior. *Oper Dent* 2000; 25: 459-465.
- 63.İlkay U. Seramik Ve Kompozit Rezin İnley Restorasyonların Kenar Sızıntısı Ve Bu Restorasyonlarda Kullanılan Materyallerin Renk Değişimi Yönünden İn Vitro Olarak İncelenmesi. Doktora tezi. Ankara: Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2006.
- 64.Arnetzl GV, Arnetzl G. Design of preparations for all-ceramic inlay materials. *Int J Comput Dent* 2006; 9(4): 289-98.
- 65.Bergmann P, Noack MJ, Roulet JF. Marginal adaptation with glass-ceramic inlays adhesively luted with glycerine gel. *Quintessence Int* 1991; 22: 739-744.

- 66.Krejci I, Lutz F, Fullemann J. Tooth-colored inlays/overlays. Tooth-colored adhesive inlay and overlays: materials, principles and classification. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1992; 102: 72-83.
- 67.Fradeani M, Barducci G. Versatility of IPS Empress restorations. Part II: Veneers, inlays, onlays. J Esthet Dent 1996; 8: 170-176.
- 68.Bergman M. Side-effects of amalgam and its alternatives: local systemic and environmental. Int Dent J 1990; 40: 4-10.
- 69.Christensen GJ. Tooth-colored inlays and onlays. J Am Dent Assoc 1988; 117: Spec Iss: 12E-17E.
- 70.Noack MJ, Roulet J-F. Tooth-colored inlays. Curr Opin Dent 1991; 1: 172-178.
- 71.Tyas MJ. Dental amalgam – what are the alternatives? Int Dent J 1994; 44 :303-308.
- 72.Rykke M. Dental materials for posterior restorations. Endod Dent Traumatol 1992; 8: 139-148.
- 73.Baumann MA, Heidemann D. Biocompatibility of dental inlay ceramics. In: Mörmann WH, ed. Proceedings of the International Symposium on Computer Restorations: State of the Art of the Cerec Method. Berlin: QuintessenceVerlag 1991: 373-376.
- 74.Dietschi D., Maeder M., Meyer J.M., Jacques H. In vitro resistance to fracture of porcelain inlays bonded to tooth. Quintessence Int 1990; 21: 823-831.
75. Lee IB, Um CM. Thermal analysis on the cure speed of dual cured resin cements under porcelain inlays. J Oral Rehabil 2001; 28: 186-197.
- 76.Hobo S, Iwata T. A new laminate veneer technique using a castable apatite ceramic material. Quintessence Int 1985; 16: 451-8.
- 77.Garber DA, Goldstein RE. Porcelain & composite, inlays & onlays, esthetic posterior restorations. 1st ed. Illinois: Quintessence Publishing Co. Inc; 1994. p. 23-37.

- 78.Christensen GJ, Christensen RP. New esthetic crown (Cerestore, Dicor, Renaissance). CRA News 1986; 10: 1-2.
- 79.Griggs JA. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. Dent Clin North Am 2007; 51(3): 713-27.
- 80.Touati B, Miara P, Nathanson D. Esthetic dentistry and ceramic restorations. 1st ed. London: Martin Dunitz Ltd; 1999. p. 259-91.
- 81.İlhan AG. Direkt Kompozit İnley, İndirekt Kompozit İnley Ve İndirekt Porselen İnley İle Restore Edilen Dişlerin, Kırılma Dayanımları Açısından Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi. Doktora tezi. Diyarbakır: Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2005.
- 82.Meyer A Jr, Cardoso LC, Araujo E, Baratieri LN. Ceramic inlays and onlays: clinical procedures for predictable results. J Esthet Restor Dent 2003; 15: 338-351.
- 83.Aberg CH, Dijken JWV, Olofsson AL. Three-year comparison of fired ceramic inlays cemented with composite resin or glass ionomer cement. Acta Odontol Scand 1994; 52: 140-149.
- 84.Karakaya S., Özer F. Posterior dişlerde kullanılan amalgam restorasyonlarının mikrosızıntı açısından kompozit inley ve porselen inleylerle karşılaştırılması. Selçuk Üni Dişhek Fak Derg 1999; 9: 74-78.
- 85.Serin BD. Kompozit Onleylerin Simantasyonunda Kullanılan Adezivin Polimerizasyon Şeklinin Ve Yerleştirme Basıncı Tekniklerinin Dual-cure Resin Simanların Dentine Mikrotensil Bağlanma Dayanımları Üzerine Olan Etkisinin İn Vitro İncelenmesi. Yüksek lisans tezi. İstanbul; Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2008.
- 86.Kılıçarslan MA, Zaimoğlu A, Eskitaşcıoğlu G, Karaağaç E. Fonksiyonel kuvvetler altındaki farklı laminate veneer kronların sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmesi. A Ü Diş Hek Fak Derg 2006; 33(1): 23-31.
- 87.Çalıkoğlu S. Bölümlü Protezler. 2. Baskı. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Basımevi; 1992.

- 88.Ulusoy M, Aydın K. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. 2. Baskı. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi; 2003
- 89.İster EE. İnley Destekli Adeziv Köprülerde Farklı Kavite Dizaynlarının Ve farklı Materyallerin Stres Dağılımına Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi İle İncelenmesi. Doktora Tezi. Konya: Selcuk Üniversitesi; 2008.
- 90.Ersoy EÇ. Cad-Cam Yöntemiyle Posterior Bölgede Hazırlanan Tam Porselen Köprülerde Arayüz Bölgesi Tasarımlarının Kırılma Direncine Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemiyle İncelenmesi. Doktora tezi. Ankara: Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2007.
- 91.Sonugelen M, Artunç C. Ağız protezleri ve biyomekanik. Ege Üni Diş Hek Fak Yayınları 2002; 17: 1-7.
- 92.Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent 2001; 85(6): 585-98.
- 93.Rao SS. The Finite Element Method in Engineering. 2nd ed. Oxford: Pergamon Press; 1989.
- 94.Ledley RS, Huang HK. Linear model of tooth displacement by applied forces. J Dent Res. 1968; 47(3): 427-32.
- 95.Keyak JH, Meagher JM, Skinner HB, Mote CD, Jr. Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method. J Biomed Eng 1990; 12: 389-397.
- 96.Keyak JH, Fourkas MG, Meagher JM, Skinner HB. Validation of an automated method of three-dimensional finite element modelling of bone. J Biomed Eng 1993; 15: 505-509.
- 97.Eyüpoğlu TF, Önal B, Erdilek N, Gören B, Ergücü Z. Molar dişlerde inley restorasyonların mekanik performansının incelenmesi: 3-boyutlu sonlu elemanlar analizi. G Ü Diş Hek Fak Derg 2008; 25(1): 27-33.

- 98.Özgövde NO. Rezeksiyonlu Dişsiz Üst Çenede İmplant Üstü Protez Planlamalarının Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Metoduyla İncelenmesi. Doktora tezi. İstanbul: İstanbul Üniversitesi; 2003.
- 99.Jeon PD, Turley PK, Ting K. Three-dimensional finite element analysis of stress in the periodontal ligament of the maxillary first molar with simulated bone loss. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001; 119(5): 498-504.
- 100.Kusnoto B, Evans CA. Reliability of a 3D surface laser scanner for orthodontic applications. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2002; 122 (4): 342-348.
- 101.Tajima K, Chen KK, Takahashi N, Noda N, Nagamatsu Y, Kakigawa H. Three-dimensional finite element modeling from CT images of tooth and its validation. Dent Mater J 2009 Mar; 28(2): 219-26.
- 102.Topala FI, Sandu L, Porojan S, Faur N. 3D modeling and simulation of inlay restored posterior teeth. TMJ 2010; 60: 69-73.
- 103.Richard G. Budynas J. Keith N. Shigley's Mechanical Engineering Design. 8th ed. McGraw-Hill Higher Education; 2006.
- 104.Aykul H, Toparli M, Dalkiz M. A calculation of stress distribution in metal-porcelain crowns by using three-dimensional finite element method. J Oral Rehabil 2002; 29(4): 381-6.
- 105.Güngör MA, DüNDAR M, Artunç C. Dişhekimliğinde gerilme analiz yöntemleri. Ege Üniv Diş Hek Fak Derg 2005; 26: 107-116.
- 106.Eskitaşcıoğlu G, Yurdukuru B. Dişhekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. A Ü Diş Hek Fak Derg 1995; 22: 201-205.
- 107.Wheeler RC. Dental Anatomy, Physiology and Occlusion. 5th ed. St Louis: Mosby; 1974.
- 108.Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. Dent Mater 2007; 23(5): 539-48.

- 109.Oh W, Götzen N, Anusavice KJ. Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures. J Dent Res 2002; 81(9): 623- 7.
- 110.Baiamonte T, Abbate M F, Pizzarello F, Lozada J,James R. The experimantel verification of the efficacy of finite element modelling to dental implant systems. J Oral Implantol 1996; 22(2): 104- 10.
- 111.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.
- 112.Bader JD, Martin JA, Shugars DA. Incidence rates for complete cusp fracture. Community Dent Oral Epidemiol 2001; 29: 346-53.
- 113.Eakle WS, Maxwell EH, Braly BF. Fractures of posterior teeth in adults. J Am Dent Assoc 1986; 112: 215-8. Abstract.
- 114.Rees JS. An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. J Oral Rehabil 2001; 28: 425-432.
- 115.Dejak B, Mlotkowski A, Romanowicz M. Strength estimation of different designs of ceramic inlays and onlays in molars based on the Tsai-Wu failure criterion. J Prosthet Dent 2007; 98: 89-100.
- 116.Dejak B, Mlotkowski A. Three-dimensional finite element analysis of strength and adhesion of composite resin versus ceramic inlays in molars. J Prosthet Dent 2008; 99(2): 131-140.
- 117.Yamanel K, Çağlar A, Gülşahı K, Özden AU. Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis. Dent Mater 2009; 28(6): 661-670.
- 118.Krifka S, Anthofer T, Fritzsche M, Hiller KA, Schmalz G ve ark. Ceramic inlays and partial ceramic crowns: influence of remaining cusp wall thickness on the marginal integrity and enamel crack formation in vitro. Oper Dent 2009; 34: 32-42.

119. Bremer BD, Geurtsen W. Molar fracture resistance after adhesive restoration with ceramic inlays or resin-based composites. *Am J Dent* 2001; 14(4): 216-220.
120. Öztürk AN, Inan O, Inan E, Öztürk B. Microtensile bond strength of cad-cam and pressed-ceramic inlays to dentin. *Eur J Dent*. 2007 Apr; 1(2):91-6.
121. Imanishi A, Nakamura T, Ohyama T, Nakamura T. 3D finite element analysis of all-ceramic posterior crowns. *J Oral Rehabil* 2003; 30(8): 818-22.
122. St-Georges AJ, Sturdevant JR, Swift EJ Jr, Thompson JY. Fracture resistance of prepared teeth restored with bonded inlay restorations. *J Prosthet Dent* 2003; 89(6): 551-7.
123. Jiang W, Bo H, Yongchun G, LongXing N. Stress distribution in molars restored with inlays or onlays with or without endodontic treatment: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2010; 103 (1): 6-12.
124. Taylor D, Zhou W, Ciepalowicz AJ, Devlukia J. Mixed-mode fatigue from stress concentrations: an approach based on equivalent stress intensity. *International Journal of Fatigue* 1999; 21(2): 173-8.
125. Mack PJ. A theoretical and clinical investigation into the taper achieved on crown and inlay preparations. *J Oral Rehabil* 1980; 7:255–265.
126. Soares CJ, Martins LR, Fonseca RB, Correr-Sobrinho L, Fernandes Neto AJ. Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2006; 95(6): 421-9.
127. Abou-Rass M. Crack lines: The precursors of tooth fractures - their diagnosis and treatment. *Quintessence Int* 1983; 14(4): 437-447.

128. Esquivel-Upshaw J, Anusavice K, Yang M, Lee R. Fracture resistance of all-ceramic and metal ceramic inlays. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 109-114.
129. Burke FJ, Wilson NH, Watts DC. The effect of cavity wall taper on fracture resistance of teeth restored with resin composite inlays. *Oper Dent* 1993; 18: 230–236.
130. Ragauska A, Apse P, Kasjanovs V, Berzina-Cimdina L. Influence of ceramic inlays and composite fillings on fracture resistance of premolars in vitro. *Stomatologija* 2008; 10(4): 121-6.
131. Magne P, Oganessian T. Premolar cuspal flexure as a function of restorative material and occlusal contact location. *Quintessence Int* 2009; 40(5): 363-70.
132. Soares CJ, Martins LR, Pfeifer JM, Giannini M. Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic inlay systems. *Quintessence Int* 2004; 35(4): 281-6.
133. Boushell LW, Ritter AV. Ceramic inlays: a case presentation and lessons learned from the literature. *J Esthet Restor Dent* 2009; 21: 77-87.
134. Lang H, Rampado M, Mülleians R, Raab WH. Determination of the dynamics of restored teeth by 3D electronic speckle pattern interferometry. *Lasers Surg Med* 2004; 34(4): 300-9.
135. Ausiello P, Rengo S, Davidson CL, Watts DC. Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. *Dent Mater* 2004; 20(9): 862-72.
136. Morimoto S, Vieira GF, Agra CM, Sesma N, Gil C. Fracture strength of teeth restored with ceramic inlays and overlays. *Braz Dent J* 2009; 20 (2): 143-8.

- 137.Cubas GB, Habekost L, Camacho GB, Pereira-Cenci T. Fracture resistance of premolars restored with inlay and onlay ceramic restorations and luted with two different agents. J Prosthodont Res 2011; 55(1): 53-9.
- 138.Lohbauer U, Petschelt A, Greil P. Lifetime prediction of CAD/CAM dental ceramics. J Biomed Mater Res 2002; 63(6): 780-5.

10. TEŞEKKÜR

Mesleki eğitimimde ve doktora tezimin hazırlanmasında bana her zaman destek olan değerli hocam, danışmanım Sayın Prof. Dr. Celil Dinçer'e,

Çalışmalarım sırasında değerli görüş ve fikirlerine başvurduğum Sayın Prof. Dr. Cihan Akçaboy, Prof. Dr. Bülent Dayangaç, Doç. Dr. Alper Çağlar'a,

Tezimin analizlerini gerçekleştirmekte bana yardımcı olan Sayın Ahmet Kurt, Murat Yıldırım'a,

Doktora eğitimim boyunca hep yanımda olan, yardım ve desteklerini esirgemeyen hocalarıma, bölüm arkadaşlarıma,

Hayatımın her döneminde beni destekleyen ve daima yanımda olan ailem ve dostlarıma teşekkürlerimi sunmayı borç bilirim.

11. ÖZGEÇMİŞ

Adı: Mehmet

Soyadı: Dikmen

Doğum Tarihi: 03/01/1983

Eğitimi (Tarih sırasına göre yeniden eskiye doğru):

2012-2007, Doktora, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği

Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.B.D.

2007-2001, Lisans, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

2007-2006, Milano Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Yabancı Dil: İngilizce, İtalyanca, Almanca