

**T.C.  
D CLE ÜN VERS TES  
SA LIK B L MLER ENST TÜSÜ**

**SINIF V RESTORASYONLARDA BE FARKLI RESTORAT F  
MATERYAL N STRES DA ILIMININ SONLU ELEMANLAR YÖNTEM  
LE ANAL Z**

**DOKTORA TEZ  
Dt. Ramazan KARA**

**DANI MAN  
Doç. Dr. Emrullah BAH  
K NC DANI MAN  
Doç. Dr. Mehmet DALLI**

**D HASTALIKLARI VE TEDAV S ANAB L M DALI  
D YARBAKIR**

**2014**

**T.C.  
DİCLE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**SINIF V RESTORASYONLARDA BEFARKLI RESTORATİF  
MATERİYALİN STRES DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ  
LE ANALİZİ**

**DOKTORA TEZİ  
Dt. Ramazan KARA**

**DANIŞMAN  
Doç. Dr. Emrullah BAHAR  
KONULU DANIŞMAN  
Doç. Dr. Mehmet DALLI**

**DİCLE HASTALIKLARI VE TEDAVİSİNİN ANABİLİM DALI  
D. YARBAKIR**

**2014**

**Bu doktora tezi Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri  
Koordinatörlüğü tarafından desteklenmiştir.  
Proje No: 13-DH-68**

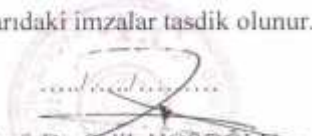
T.C  
DİCLE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
MÜDÜRLÜĞÜ

" Sınıf V Restorasyonlarda Stres Dağılımının Sonlu Elemanlar Metodu İle Analizi " isimli  
Doktora Tezi 27.01.2014 tarihinde tarafımızdan değerlendirilerek başarılı bulunmuştur.

Tez Danışmanı : Doç.Dr. Emrullah BAŞI  
İkinci Danışmanı : Doç.Dr.Mehmet DALLI  
Tezi Teslim Eden : Dt.Ramazan KARA

	Ünvanı	Jüri Üyesinin Adı Soyadı
Başkan	: Prof. Dr.İzzet YAVUZ	
Üye	: Doç.Dr.Mehmet DALLI	
Üye	: Doç.Dr. Emrullah BAŞI	
Üye	: Doç. Dr.Bayram İNCE	
Üye	: Yrd. Doç. Dr. Elif PINAR BAKIR	

Yukarıdaki imzalar tasdik olunur.

  
Prof. Dr. Salih HOŞOĞLU  
Dicle Üniversitesi  
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

## TE EKKÜR

Hayatım boyunca bana maddi, manevi desteklerini hiç esirgemeyen babama, anneme, kardeşlerime,

Doktora öğrenim süresince ve tezimin başından sonuna kadar desteklerini hiç esirgemeyen ve her türlü konuda her zaman yanımda olup değerli tecrübe ve önerilerini benimle paylaşan danışman ve hocalarım Doç. Dr. Emrullah BAH ve Doç. Dr. Mehmet DALLI'ya

Tezimin stres analizi ölçümlerinde yardımcılarına benimle ilgilenen Emre Arı Bey'e,

Bu süreçte her türlü manevi desteğinden esirgemeyen hocam Doç. Dr. Bayram NCE'ye en içten dileklerle teşekkür ederim.

**Dt. Ramazan Kara**

## Ç NDEK LER

### ÖN SAYFALAR

KAPAK

Ç KAPAK

ONAY SAYFASI.....I

TE EKKÜR.....II

Ç NDEK LER D Z N .....III

TABLolar D Z N .....IV

EK LLER D Z N .....V

S MGELER VE KISALTMALAR D Z N .....XI

### ÖZET SAYFALARI

TÜRKÇE ÖZET.....XII

SUMMARY.....XIV

### TEZ METN

G R .....1

GENEL B LG LER.....4

GEREÇ VE YÖNTEM.....39

BULGULAR.....43

TARTI MA.....60

SONUÇLAR.....67

KAYNAKLAR.....68

ÖZGEÇM .....82

**TABLolar**

**Tablo 1: Tablo 1:** Kullanılan materyallerin üretici firmaları, elastisite modülüs de erleri ve poisson oranları

**Tablo 2: Tablo 2:** Bütün grupların mine, dentin ve restorasyon üzerinde olu an maksimum ve minimum stres de erleri

**EK LLER**

**ekil 1:** ürük geli imine katkı sa layan risk faktörleri

**ekil 2:** Analizler için ba langıç modeli

**ekil 3:** Kavite hazırlanmı modeli

**ekil 4:** Kuvvetin modele 90<sup>0</sup> ile uygulanması

**ekil 5:** Kuvvetin modele 45<sup>0</sup> ile uygulanması

**ekil 6:** 90<sup>0</sup> ile uygulanan kuvvetin i lem yapılmamı di te oldu u stres da ılımı

**ekil 7:** 45<sup>0</sup> ile uygulanan kuvvetin i lem yapılmamı di te oldu u stres da ılımı

**ekil 8:** Amalgam kavitesi için hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde oldu u stres da ılımı

**ekil 9:** Amalgam kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde oldu u stres da ılımı

**ekil 10:** Amalgam kavitesi için hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde oldu u stres da ılımı

**ekil 11:** Amalgam kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde oldu u stres da ılımı

**ekil 12:** Amalgam kavitesi için hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda oldu u stres da ılımı

**ekil 13:** Amalgam kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda oldu u stres da ılımı

**ekil 14:** Amalgam kavitesi için hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda oldu u stres da ılımı

**ekil 15:** Amalgam kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı

**ekil 16:** Amalgam kavitesi için hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede olu turdu u stres da ılımı

**ekil 17:** Amalgam kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede olu turdu u stres da ılımı

**ekil 18:** Amalgam kavitesi için hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede olu turdu u stres da ılımı

**ekil 19:** Amalgam kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde olu turdu u stres da ılımı

**ekil 20:** Clearfil photo core kavitesi için hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde olu turdu u stres da ılımı

**ekil 21:** Clearfil photo core kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde olu turdu u stres da ılımı

**ekil 22:** Clearfil photo core kavitesi için hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde olu turdu u stres da ılımı

**ekil 23:** Clearfil photo core kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde olu turdu u stres da ılımı

**ekil 24:** Clearfil photo core kavitesi için hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı

**ekil 25:** Clearfil photo core kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı

**ekil 26:** Clearfil photo core kavitesi için hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı

**ekil 27:** Clearfil photo core kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı



**ekil 28:** Clearfil photo core kavitesi için hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede olu turdu u stres da ılımı

**ekil 29:** Clearfil photo core kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede olu turdu u stres da ılımı

**ekil 30:** Clearfil photo core kavitesi için hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede olu turdu u stres da ılımı

**ekil 31:** Clearfil photo core kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede olu turdu u stres da ılımı

**ekil 32:** Filtek Z 100 kavitesi için hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde olu turdu u stres da ılımı

**ekil 33:** Filtek Z 100 kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde olu turdu u stres da ılımı

**ekil 34:** Filtek Z 100 kavitesi için hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde olu turdu u stres da ılımı

**ekil 35:** Filtek Z 100 kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde olu turdu u stres da ılımı

**ekil 36:** Filtek Z 100 kavitesi için hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı

**ekil 37:** Filtek Z 100 kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı

**ekil 38:** Filtek Z 100 kavitesi için hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı

**ekil 39:** Filtek Z 100 kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı

**ekil 40:** Filtek Z 100 kavitesi için hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede olu turdu u stres da ılımı

**ekil 41:** Filtek Z 100 kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede olu turdu u stres da ılımı

**ekil 42:** Filtek Z 100 kavitesi için hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede olu turdu u stres da ılımı

**ekil 43:** Filtek Z 100 kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede olu turdu u stres da ılımı

**ekil 44:** Grandio kavitesi için hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde olu turdu u stres da ılımı

**ekil 45:** Grandio kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde olu turdu u stres da ılımı

**ekil 46:** Grandio kavitesi için hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde olu turdu u stres da ılımı

**ekil 47:** Grandio kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde olu turdu u stres da ılımı

**ekil 48:** Grandio kavitesi için hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı

**ekil 49:** Grandio kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı

**ekil 50:** Grandio kavitesi için hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı

**ekil 51:** Grandio kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı

**ekil 52:** Grandio kavitesi için hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede olu turdu u stres da ılımı

**ekil 53:** Grandio kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede olu turdu u stres da ılımı

**ekil 54:** Grandio kavitesi için hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede olu turdu u stres da ılımı

**ekil 55:** Grandio kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede olu turdu u stres da ılımı

**ekil 56:** Filtek Supreme XT kavitesi için hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde olu turdu u stres da ılımı

**ekil 57:** Filtek Supreme XT kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde olu turdu u stres da ılımı

**ekil 58:** Filtek Supreme XT kavitesi için hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde olu turdu u stres da ılımı

**ekil 59:** Filtek Supreme XT kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde olu turdu u stres da ılımı

**ekil 60:** Filtek Supreme XT kavitesi için hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı

**ekil 61:** Filtek Supreme XT kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı

**ekil 62:** Filtek Supreme XT kavitesi için hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı

**ekil 63:** Filtek Supreme XT kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı

**ekil 64:** Filtek Supreme XT kavitesi için hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede olu turdu u stres da ılımı

**ekil 65:** Filtek Supreme XT kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede olu turdu u stres da ılımı

**ekil 66:** Filtek Supreme XT kavitesi için hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede olu turdu u stres da ılımı

**ekil 67:** Filtek Supreme XT kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede olu turdu u stres da ılımı

**S İMGELER VE KISALTMALAR**

<b>MS</b>	: Mutans streptokok
<b>LB</b>	: Laktobasiller
<b>EPS</b>	: Ekstra selüler polisakkarit
<b>PS</b>	: ntra selüler polisakkarit
<b>UDMA</b>	: Üretan di methacrylate
<b>BisGMA</b>	: Bisphenol A glycidyl methacrylate
<b>TEGDMA</b>	: Tri ethylene glycol Di methacrylate
<b>µm</b>	: Mikrometre
<b>MPa</b>	: Megapascal
<b>HEMA</b>	: Hydroxy ethyl methacrylate
	: Normal (principal) stres
<b>N</b>	: Newton
<b>Gpa</b>	: Gigapascal
<b>mm</b>	: milimetre
<b>FEM</b>	: Finite Element Method

## ÖZET

**Amaç:** Bu ara tırmada, Sınıf V restorasyonlarda be farklı restoratif materyalin basma yükü altında di ve restorasyon üzerinde olu an farklı gerilmelerin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile de erlendirilmesi amaçlanmı tır.

**Gereç ve Yöntem:** Bu çalı mada mandibular birinci molar di lerde sınıf V restorasyonlarda kullanılan be farklı materyalin sonlu elemanlar yöntemiyle stres analizleri yapıldı. Grup1: amalgam, Grup 2: Clearfil photo core, Grup 3: filtek Z 100, Grup 4: grandio ve Grup 5:filtek supreme XT. Di ler mine, dentin ve restorasyon kısımları olacak ekilde 3 tabaka olarak modellendi. Di lerde standart sınıf V kaviteler olu turuldu. Kavitelerin tabanları dik ve yuvarlatılmı (Radius) olmak üzere iki farklı ekilde modelleme yapıldı. Di üzerine 90 ve 45 derece olmak üzere iki farklı açıdan yükleme yapıldı. Her bir yükleme de eri 250 N'dur (Newton). 250 N'luk yük di üzerinde 3 bölgeye yayılmı tır (mine, dentin ve restorasyon). Çalı mada mine, dentin ve restorasyon üzerinde olu an gerilmeler hesaplanmı ve hesaplamalar e de er von-Mises gerilmesi olarak alınmı tır. Modelleme için Rhinoceros 4.0 programı kullanılmı tır. Her farklı restoratif materyale, 90 ve 45 derece olmak üzere 2 farklı kuvvet uygulanmı ve bu kuvvetler yuvarlatılmı ve dik kö eli kavitelere de ayrı ayrı uygulanarak 4 farklı sonuç elde edilmi tir. Her restorasyon, dentin ve mine için 20 farklı sonuç ve toplamda 60 farklı sonuç elde edilmi tir.

**Bulgular:** Be farklı restoratif materyalin sonlu elemanlar yöntemiyle stres analizinin yapıldı ı çalı mada minede, dentinde ve restorasyonlarda farklı yöndeki kuvvetler farklı gerilmeler olu turmu tur. Bütün gruplar incelendi inde olu an kuvvetlerin minede ve dentinde birbirine benzer oldu u gözlendi. Restorasyonlarda ise amalgam grubunda olu an stresin di er gruplardan çok daha fazla oldu u görüldü. Minimum stres Filtek Z 100 ile restore edilen grupta tespit edildi. Genel olarak 45 dereceyle gelen kuvvetlerin olu turdukları stres 90 dereceyle olu anların yakla ık 3 katı kadar oldu u tespit edildi.

**Sonuç:** Bu çalımanın sonuçlarına göre Sınıf V restorasyonlar için bütün gruplar içinde en ideal restoratif materyal Filtek Z 100 olarak bulundu. Amalgam grubunda oluşan stresin diğer gruplardan çok daha fazla olduğu görüldü. Tabanı yuvarlatılmış olarak hazırlanan kaviteler standart dik açılı kavitelere göre daha az stres birikmesi gösterdi.

**Anahtar Kelimeler:** Sınıf V Kavite, Sonlu Elemanlar Metodu, Servikal lezyon, Stres Birikimi, Elastik Modülü.

## ABSTRACT

**Aim:** In this study; it has been aimed that to evaluate five different restorative materials' stress analysis under compressive load with Finite Element Method.

**Material and Method:** In this study; five different restorative materials which used in class V cavities in first mandibular molar teeth stress analysis evaluated with finite element method. Group1: amalgam, Group 2: Clearfil photo core, Group 3: filtek Z 100, Group 4: grandio and Group 5:filtek supreme XT. Teeth were modeled as enamel, dentin and restoration parts as three layers. Standard class V cavities were developed on the teeth. Two different cavity floor were modeled as rounded and straight. Loading was performed from two different angle as 90 and 45 degrees on the tooth. Each load value was 250N (Newton). 250 N load is spread over 3 areas on teeth (enamel,dentin and restoration). In this study; stresses on enamel, dentin and restoration was calculated and accepted as equivalent Von-mises stress. Rhinoceros 4.0 software was used for modeling. Two different load from 90 and 45 degrees applied all restorations and these loads separately applied to rounded and straight cavities and obtained 4 different results.For each restoration, enamel and dentin;20 different result and totally 60 different results were obtained.

**Results:** In the study that was evaluated five different restorative materials' stress analysis with finite element method; loads from different directions caused different stresses. When all groups were analysed stresses in enamel and dentin were similar. In restorations; amalgam group had a higher stress values from the other groups. Minimum stress values determined in Filtek Z 100 group. It was determined that stresses which caused from 45 degrees are up to 3 times than causes from 90 degrees.

**Conclusions:** According to this study's results Filtek z 100 was found the most convenient restorative material in all groups. Stress values in amalgam groups were higher than the other groups. Rounded cavities had less stress values from the straight cavities.

**Key Words:** Class V cavity, Finite Element Method, Cervical lesion, stress accumulation, elastic modulus.



## G R VE AMAÇ

Günümüzde koruyucu di hekimli ine verilen önemin artması sonucu geli tirilen etkili programlar, hastaların di ve di eti bakımı konusunda daha da bilinçlenmelerine ve onların uzun yıllar do al di leri ile ya amlarını devam ettirmelerine olanak sa lamaktadır. Ayrıca, yapılan demografik çalı malarda, özellikle ileri toplumlarda teknolojinin geli mesi, tıbbın ilerlemesi ve do um sayısının azalmasına ba lı olarak bireylerin ya am sürelerinin uzadı ı ve toplam nüfus oranında ya lı bireylerin giderek arttı ı bildirilmektedir (1-3).

Ya lı bireylerde, azalmı fiziksel uyum, çok sayıda aç ı a çı kmı kök yüzeyi, karyojenik diyetler, tükürük akı nı azaltan ilaç kullanımı, di etlerindeki çekilmeler, kronik periodontal problemler gibi nedenlerden dolayı kök yüzey çürüklerine sıkça rastlanılmaktadır. Servikal bölgedeki lezyonlar bu ekilde çürük içerebilece i gibi çürüksüz olarak da kar ımıza çıkabilmektedirler. Servikal lezyonların etiolojisinin multifaktöriyel oldu u söylenebilir. Yiyeceklerle alınan asitler, yanlış di fırçalama gibi mekanik etkenler sonucunda da di lerin servikal bölgelerinde erozyon/abrazyon lezyonları görülebilmektedir (1,4-8).

Çürüksüz servikal lezyonlar, abraziv ve eroziv etkiler sonucunda, mine sement sınırındaki di lerde olu an sert doku kayıpları ile kendini gösterir. Di lerde lateral hareketler sırasında meydana gelen gerilme ve makaslama kuvvetleri ile servikal bölgedeki hidroksi apatit kristalleri arasındaki ba ların bozulması sonucu, minede çatlaklar olu tu u ve zamanla mine ve dentinin kaybının bu sebeple oldu u dü ünülmektedir (8-11). Mine ve dentin arasındaki mekanik ba lantının servikal bölgede di in di er bölgelerindeki mine-dentin ba lantılarından daha dü ük olması, buradaki doku kayıplarının sebebidir. Bu da abfraksiyon lezyonlarının geli imine neden olur (8,12).

Küçük boyuttaki yüzeyel servikal lezyonlar, özellikle posterior bölgede ise ve hassasiyet söz konusu de ilse, hastanın diyeti gözden geçirilip oral hijyen e itimi verildikten sonra kontrol altında tutulup herhangi bir tedavi gerektirmeyebilir. Ancak

lezyonda a rı varsa, derinse ve özellikle de çürük içeriyorsa mutlaka tedavi edilmelidir. Servikal bölgedeki lezyonlarda, kavitenin bir kısmı minede iken, bir kısmı di etine kom u bölgedeki dentinde olabilmektedir. Çünkü bu bölgede mine yok ya da çok incedir. Servikal restorasyonların di eti dokusuna yakınlıkları nedeni ile nem kontrolünün zor olması ve çi neme sırasında yo un gerilme ve makaslama kuvvetlerine maruz kalmaları, uzun vadede yüksek klinik ba arı elde edilmesini güçle tirmekte ve restoratif materyal seçimi konusunda hekimleri zorlamaktadır. Çürük lezyonlarının, özellikle servikal lezyonların adeziv materyaller kullanılarak, minimal veya hiç kavite preparasyonu yapılmadan en iyi ekilde restorasyonu günümüzde en önem verilen konulardan biri olmu tur (13-15).

Restorasyon materyallerindeki geli meler, di dokusunun korunmasına olanak tanıyan daha konservatif kavite preparasyon tekniklerinin geli mesine yol açmı tır (1-4). Bununla birlikte, di lerin servikalinde olu an çürük lezyonların ve erozyon/abrazyon defektlerinin tedavisinde amalgamdan daha estetik olan ve di dokusuna mikromekanik olarak ba lanabilen cam iyonomer siman, rezinle modifiye cam iyonomer siman, kompozit, kompomer gibi materyaller kullanılmaktadırlar (1,5,6).

Servikal restorasyonlar, di eti dokusuna yakınlıklarının nem kontrolünü güçle tirmesi ve yo un abfraksiyon kuvvetlerine maruz kalmaları nedeniyle uzun vadede yüksek klinik ba arı elde edilmesi zor vakalar olarak de erlendirilir (5).

Adeziv restorasyonlarda ba arılı sonuçlar vermeleri ve estetik üstünlükleri nedeniyle kompozit rezinler servikal bölgede tercih edilmektedir (12,13). Kompozit rezinlerin performanslarını arttırmak ve fiziksel özelliklerini iyile tirmek amacıyla birçok yeni teknoloji ve materyal geli tirilmi tir (13).

Yeni geli tirilen restoratif materyallerin özelliklerinin kanıtlanabilmesi, performanslarının de erlendirilmesi için klinik deneyler her zaman gereklidir ve altın standart olarak kabul edilmektedir. Ancak böyle çalı malar hem çok zaman alıcıdır hem de standardizasyon açısından problem yaratabilmektedir. Bunun yanında materyallere ait verilerin elde edilmesi ile sonuçların yayınlanması arasında geçen süreçte, dental markette bu ürünlerin yerine yeni ürünlerin giri i söz konusu olabilmektedir. Sonuç olarak materyallerin ba langıçta de erlendirilebilmesi ve

sonrasında geli tirilebilmeleri için laboratuvar testlerine daima gereklilik duyulmaktadır. A ız içindeki termal de i iklikleri ve çi neme kuvvetlerini taklit ederek yapılan laboratuvar testleri de erlendirmede önemli bir araçtır (16).

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, analiz edilecek canlı ya da cansız yapıların gerçe e en yakın ekilde modellenmesinin yapılarak matematiksel olarak ifade edilmesidir. Biyomekanik uygulamalar sonucu ortaya çıkan etkilerin invitro olarak incelenmesine imkân verir. Bu metodun kullanılması bilgisayar teknolojisinin gelişmesinin verdi i destekle artmıştır. İğinin artmasındaki di er neden bilgisayarın analizin yapımına olan katkısı ile di er analizlere göre daha detaylı ve gerçe e yakınlı ının sa lanmasıdır. Uygulanacak mekaniklere modifikasyon yapılabilir ve etkileri gözlenebilir. Ayrıca tasarlanan mekaniklerde olu abilecek olumsuz etkilerin önüne geçilebilmektedir. Bilgisayar ortamı dı nda ba ka materyal ve çaba istememesi de önemli bir geli me etkenidir (17-19).

Bu bilgiler 11 nda çalı mamızın amacı; ba arı oranı dü ük olan sınıf V restorasyonlarda olu abilecek stres birikimlerinin sonlu elemanlar stres analizi ile de erlendirilerek klinik çalı malara rehber olmaktır.

## GENEL B LG LER

### Di Çürü ü

Di çürü ü, insanlarda yaygın olarak görülen kronik hastalıklardan biridir. Yüzyılı a kın süredir di çürü ü, insanların aldıkları karbonhidratlarla beslenen bakterilerin sebep oldu u, yayılabilir bakteriyel bir hastalık olarak bilinmektedir. Bakteriler yiyecekleri fermente etmekte, bunun sonucunda asitler olu maktadır ve bu da di sert dokularında mineral kaybına neden olmaktadır. Son yıllarda çürük süreci; mikrobiyolojisi, tükürük, di mineral kompozisyonu, di in ayrıntılı yapısı, difüzyon süreçleri, demineralizasyon kinetikleri, remineralizasyon olarak bilinen demineralizasyonun tersine çevrilmesi ve çürük olayının tersine çevrilmesine katkıda bulunan faktörler birçok yönden daha iyi tanımlanabilmiştir (20, 22).

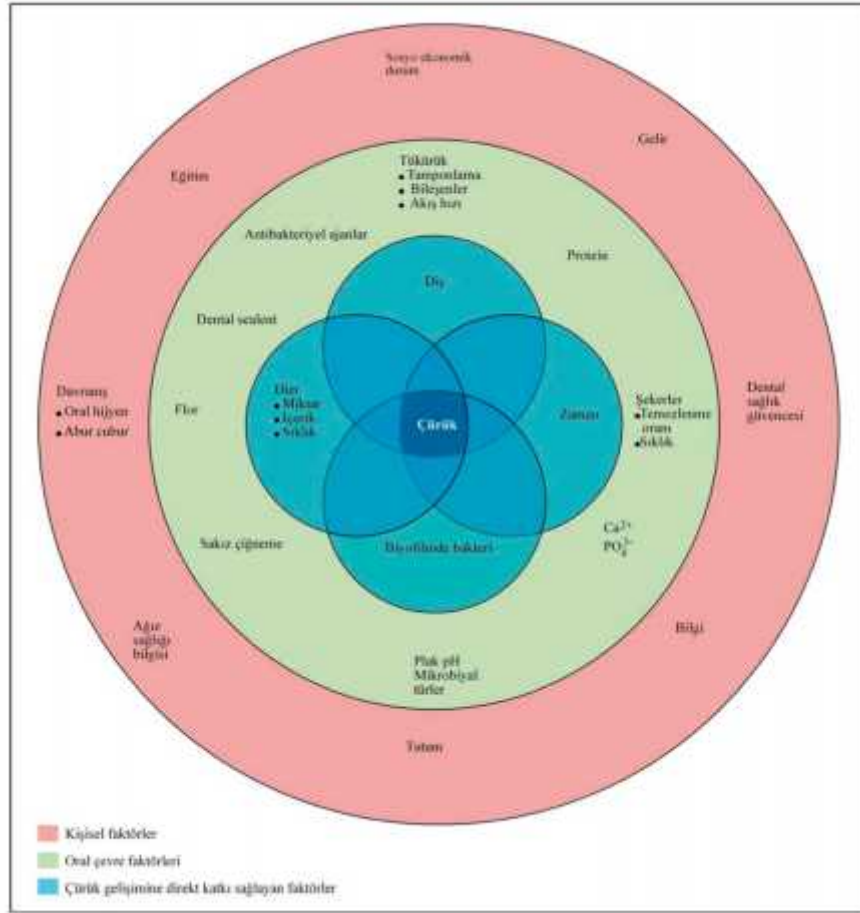
Bakteriler, erken çocukluk döneminde, ebeveyn ve bakıcılardan bebeklere geçmekte, di erüpsiyonundan önce bile yumu ak dokularda ço alabilmektedirler (23, 24). Di siz bebeklerin a zında mutans streptokokların (MS) kolonize olabilece i, insanda var olan kaynaktan hem dikey (anneden) hem de yatay (çevreden) geçi yapabilece i gösterilmiştir (25). Çürük olu umu için kariyojenik bakteriler esastır. Özellikle mutans streptokoklar ve laktobasiller olarak adlandırılan iki major bakteri grubu, karbonhidraları fermente ederek asit üretebilmektedirler. Bu asitlerin (laktik, asetik, formik ve propiyonik asitler) mine ve dentin minerallerini hızlı bir ekilde çözdü ü görülmü tür. Metabolizmalarının bir ürünü olarak asit üreten bakteriler asidojenik olarak bilinmekte ve asidik bir ortamda ya ayabilmektedirler (asidürite) (26-30).

Organik asitler di yüzeyinde dental plaktaki bakteriler tarafından üretildikleri zaman hızlı bir ekilde her yöne ve hatta mine ve dentin porlarına do ru yayılabilmektedir. Asit, di içine diffüze oldu unda, çözünebilen minerali bulup, onu çözerek demineralizasyon sürecini ba latmaktadır. Demineralizasyon iki a amada olu maktadır. İlk olarak, bakteriler fermente olabilen karbonhidratları metabolize ederek organik asit üretmekte ve asit, kristaller arasından di içine diffüze

olmaktadır. Asit, kristal yüzeyde duyarlı bir alana ula tı ında kalsiyum ve fosfat, kristaller arasındaki aköz faz içine çözünmektedir. Demineralizasyonun ilk a maması atomik düzeyde olu maktaki ve ilk a maması devam ederse kaviteye yol açabilmektedir. Demineralizasyondan önce veya demineralizasyon süresince kristal yapıda yeterli miktarda flor iyonları varsa bu iyonlar kristal yüzeyinde adsorbe (atom, iyon ya da moleküllerin bir katı yüzeyinde tutulması) olabilmektedir. Böylece belirgin ekilde asitle demineralizasyon inhibe edilerek remineralizasyon başlanmaktadır (31-34).

Remineralizasyon yüzey altı kavitele memi çürük lezyonları için vücudun doğal tamir olayıdır. Öncelikle tükürükten olmak üzere di er lokal kaynaklardan sağlanan kalsiyum ve fosfat, di e içine diffüze olmakta ve florid yardımıyla yeni kristallerin oluşumundan çok, mevcut kristal artıkların üzerinde birikmektedir. Apatit kristal yüzeyine adsorbe olan flor iyonları, kalsiyum iyonlarını daha sonra da fosfat iyonlarını çekmekte ve kristal yüzey üzerinde florapatite benzer remineralize, iyi ekillenmiş mineral tabaka oluşumuna başlanmaktadır. Bu yeni kristal yüzey, orijinal karbonatlı hidroksi apatitten daha az çözünür yapıdadır ve dolayısı ile asidin bu yapıyı çözmesi daha zordur (25, 34-36).

Tükürükteki kalsiyum ve fosfat, tükürükte kalsiyumla kompleks yapan ve onu kullanıma hazır geri dönüşümlü bir çözelti içinde tutan staterin gibi küçük tükürük proteinleri tarafından tam doymuş bir fazda tutulurlar. Tükürük akışı ve fonksiyonunun ilaçlar veya tükürük bezlerinin radyasyona maruz kalması gibi nedenlerle bozulmasından dolayı, remineralizasyon için gerekli olan kalsiyum ve fosfat yetersiz kalmakta ve rampant çürükle sonuçlanmaktadır. Tükürük bile enlerinin kalsiyum ve/veya fosfat içeren ürünlerle desteklenmesi bu vakalarda belirgin ekilde faydalı olmaktadır (26, 27, 36-38).



**ekil 1:** Çürük gelişimine katkı sağlayan risk faktörleri

Herhangi bir zamanda demineralizasyon veya remineralizasyon olması risk faktörleriyle koruyucu faktörler arasındaki denge tarafından belirlenmektedir ( ekil 1). Bir kişinin çürük riski, birçok faktöre bağlı olduğu için zamanla değişmektedir. Örneğin, mine ve kök çürüğü için fiziksel ve biyolojik risk faktörleri arasında, yetersiz tükürük akışı ve içeriği, karyojenik bakteri miktarı, yetersiz fluoride maruz kalma, diyeti çekilmesi, immünolojik komponentler, özel sağlık bakımına ihtiyaç duyulması ve genetik faktörler sayılabilmektedir. Ayrıca çürük riski, kişinin yaşam tarzı ve kişinin kontrolü altındaki davranışsal faktörlerden de etkilenmektedir. Bu faktörler arasında, zayıf oral hijyen, rafine karbonhidratların sık tüketilmesi, şeker içeren oral ilaçların sık kullanımı ve bebeklerin uygunsuz şekilde beslenmesi sayılabilir. Çürük riski ile ilişkili diğer faktörler ise; yoksulluk,

yoksunluk veya sosyal statü, eğitim düzeyi, sağlık sigorta kapsamı, dental sealantların kullanımı, ortodontik aparatların kullanımı, uyumsuz protezler olarak sayılabilir. Hatta çürük hikayesine sahip çocuklar, bakıcıları veya kardeleleri çok sayıda çürüğe sahip ise yüksek riskli kabul edilmektedir. Düşük doyum ağırlığı ve di çürüğü arasındaki ilişki tam olarak ortaya konulamamasına rağmen klinisyenler bunları di çürüğü için riskli olarak kabul etmektedirler (38-41).

Genç ya da MS ve di er karyojenik bakteriler tarafından oluşturulan koloniler çürük gelişimi için anahtar risk faktörü olabilmektedir. Tek bir di yüzeyinde büyüyen milyonlarca hücre ve yüzlerce çeşit bakterinin karmaşıkından dolayı, tek başına hiçbir bakteri türü herhangi bir şekilde çürük oluşumundan sorumlu tutulmamalıdır. Bunun yanında mutans streptokok ve laktobasillerin (LB) varlığı, düşük sosyo ekonomik durum, var olan önceki çürükler, maruz kalınan florid miktarı, tükürük akışı gibi risk faktörlerinin göz önünde bulundurulması ve di hekiminin kararı çürük aktivitesinin do ru olarak belirlenmesinde önemli klinik bilgiler olabilmektedir (25,31,42).

### **Plak ve Di Çürüğü ilişkisi**

Dental plak, hareketli ve sabit restorasyonlar da dahil olmak üzere, ağız içindeki sert yüzeylere sıkı bir şekilde bağlı, esnek, sarı-grimsi bir yapı olarak tanımlanır. Tükürük glikoproteinleri ve ekstraselüler (hücre dışı) polisakkarit matriks içindeki bakterilerden oluşur. Bu matriks, plağı yıkanarak veya sprey kullanımı ile çıkarılmasını imkansız hale getirir. Plak, materia alba ve di tahi gibi di yüzeyinde bulunabilen di er birikintilerden ayırt edilebilmektedir. Materia alba, dental plağı organize yapısının bulunmadığı, doku hücreleri ve bakterilerin yumuşak bir eklenti halinde toplanması durumudur ve su spreyi ile kolaylıkla uzaklaştırılabilmektedir. Di tahi, dental plağı mineralizasyonu ile oluşan sert bir birikintidir ve mineralize olmayan bir plak tabakasıyla çevrilidir (33). Di yüzeyi temizlendikten sonraki nanosaniyeler içerisinde ince, tükürük kökenli, kazanılmış pelikül denilen bir tabaka di yüzeyini kaplamaktadır (34).

## **Çürük Mikrobiyolojisi**

A ız mikroflorasında çok sayıda ve de i ik tipte mikroorganizma bulunmaktadır. Çürük lezyonuyla direkt ili kisi olan mutans streptokoklar ve laktobasillere ilaveten, Actinomyces ve Veillonella dental plaktan ve oral kavitenin farklı bölgelerinden izole edilebilirler (35,36, 43-46).

### **Streptokok Cinsi**

Streptokoklar; gram pozitif, küresel ya da oval ekilli, 2 µm'den küçük, hareketsiz, sporsuz, çiftler halinde bulunan yada özellikle sıvı ortamda üretildiklerinde, zincir olu turmaya e ilimli mikroorganizmalardır. Türlerin ço u fakültatif anaerop olup, zorunlu anaeroptan kapnofilik ko ullara kadar de i en atmosferlerde ya ayabilmektedirler. Streptokok cinsi içinde çok sayıda tür tanımlanmı olmakla birlikte bunlardan bazıları saprofit, bazıları normal flora üyesi, bazıları da insan için önemli patojenler olarak kar ımıza çıkmaktadır (47-49).

Streptokokları sınıflandırma çalı maları 1990'lara kadar çe itli ara tırcılar tarafından ele alınmı tır, ancak bu sınıflandırmalar daha çok 1937'de Sherman'ın yaptı ı sınıflandırmanın modifikasyonları ekinde kar ımıza çıkmaktadır (11). Son 10-15 yılda hücre duvarı kompozisyonu, metabolik ürünlerin analizi, DNA baz çifti kompozisyonu ve nihayet DNA-DNA hibridizasyonu gibi yeni teknolojilerin kullanıma girmesiyle birlikte streptokokların sınıflandırılmasında yeni yakla ımlar mümkün olabilmis tir. Güncel sınıflamaya göre 7 grup ve bu gruplar içinde yer alan en az 40 tür belirlenmi tir (47,48).

### **Lactobacillus Cinsi**

Lactobacillus düz, bazen kıvrık ve zincir olu turabilen, küçük çomak ekinde de görülebilen bakterilerdir (47, 49-51). Lactobacillus cinsinde bulunan bakterilerin büyük bir bölümü zorunlu anaerop de ildir. Mikroaerofilik özelliktedir. Fakat anaerop ko ullarda ve dü ük pH'da daha iyi üremektedirler ve kolonileri daha büyük olmaktadır. En sık rastlanan türleri Lactobacillus acidophilus, Lactobacillus catenafarme, Lactobacillus fermentum, Lactobacillus jensenii ve Lactobacillus minutus'dur. Lactobacillus cinsi bakteriler gastrointestinal sistem, plöropulmoner enfeksiyonlar ve di çürüklerinde di er bakterilerle birlikte enfeksiyon



olu turmaktadırlar. Ara tırmalarda çok seyrek olarak bakteriyel endokardit, menenjit, bakteriyemi, koriyoamnionit, peritonit, idrar yolu enfeksiyonları gibi enfeksiyonlarda etken olabilecekleri bildirilmiştir (52-54).

Çürük etiyolojik ajanı olarak ilk belirlenen mikroorganizma asidojenik laktobasillerdir (47). Laktobasillerin asit toleransı ve asit ortamda asidojenitesi çok yüksektir ve diş yüzeyinde demineralizasyona yardım eden plakta düşük pH'da potansiyel asidojen olarak düşünülmelidir (40, 55-57). Fissürlerde, dişler arasında veya diş kron yüzeylerinin bukkal/lingual yüzeylerindeki plakta, laktobasiller genelde düşük ya da ihmal edilebilir orandadırlar; aynı durum plakan altında çürükün başlangıcı yerinde de geçerlidir. Daha ilerlemiş (kaviteli) lezyonlarda sıklığı ve hücre düzeyleri daha yüksektir (58). Çeşitli ara tırmalardan elde edilen veriler, laktobasillerin koronal çürük lezyonlarında yalnızca başlangıç döneminde düşük bir oranda önemli rol oynayabileceğini fakat ilerleyen evrelerde daha önemli oranda olduklarını göstermektedir (59-61).

### **Actinomyces Cinsi**

Zorunlu anaerob veya mikroaerofilik, gram pozitif, basil veya kokoid formlara da dönüşebilen vejetatif miçelyum (dallanan filamentler) ekinde üreyen bakteriler olup spor oluşturmamaktadırlar. İlk kez 1877'de Bolinger ve Harz, sırtlarından *Actinomyces bovis*'i saptamışlardır. *A. bovis*'in insanda nadiren hastalık yaptığı ve farklı bir tür olduğu kanıtlanmıştır ve insan izolatlarına *Actinomyces israelii* adı verilmiştir. İnsan aktinomikozunun başlıca etkeni *A. israelii*'dir. Daha nadir olarak *Actinomyces naeslundii*, *Actinomyces viscosus*, *Actinomyces odontolyticus*, *Actinomyces pyogenes*, *Actinomyces meyeri* ve akraba bir türü olan *Arachnia propionica* insan aktinomikozundan üretilmiştir (43,61-64).

### **Veillonella**

Anaerob, gram negatif koklar olup oksidaz negatif bakterilerdir. Üç türü bulunmaktadır. Bunlar *Veillonella dispar*, *Veillonella atypica* ve *Veillonella parvula*'dır. Özellikle erişkinlerin ağız florasında, diş çapraçları, subgingival plaklar ve tonsillerde bulunmaktadır. Enfeksiyon etkeni olarak diğer bakterilerle birlikte

nadiren izole edilmektedir. Virülansı düşük mikroorganizmalardır. Glukokinaz ve fruktokinaz enzimleri olmadığı için karbonhidratları metabolize edemezler. Enerji kaynağı olarak laktik asidi kullanırlar. Oral bakteriler tarafından oluşturulan laktik asidi daha zayıf asitlere çevirerek minenin demineralizasyonunu azaltırlar (65).

### **Di Çürümenin Karbonhidratlarla İlişkisi**

Di çürümü, dental plak olarak adlandırılan biyofilm içinde diyetin bile enleriyle spesifik bakterilerin etkileşiminden meydana gelmektedir. Sukroz en karyojenik karbonhidrattır, çünkü fermente olabilmekte ve dental plak içinde ekstrasellüler polisakkarit (EPS) ve intrasellüler polisakkaritlerin (PS) sentezi için substrat olarak iş görmektedir. Sukroz, biyofilm oluşma sürecinde majör biyokimyasal ve fizyolojik değişimlere sebep olmaktadır (45).

Bakterinin di yüzeyine tutunmasını EPS sağlamakta ve dental biyofilmin yapısal bütünlüğüne yardım etmektedir(46). Hatta ekillenmiş biyofilmin porözitesini artırmakta ve böylece biyofilmin en derin parçalarına bakterinin difüzyonuna izin vermektedir. Bu da mikrobiyal katabolizmaya bağlı düşük plak pH 'sı ile sonuçlanmaktadır (47). Sukroza maruz kalma ve çözünmez EPS dental çürümenin patogeneziyle ilişkilidir (48,66).

Ekstrasellüler polisakkaritin sukroz varlığında oluşan dental biyofilm içinde kritik virülans faktörü olduğu açıkça belirlenmiştir (45). EPS ve çürük arasındaki ilişki in situ ve klinik çalışmalarla desteklenmektedir ve aynı zamanda sukrozun kalsiyum, inorganik fosfor ve floridi azalttığı bulunmuştur(46,47,67).

Intrasellüler polisakkaritler, besin sınırlaması dönemlerinde asit üretimi için metabolize edilebilmekte ve biyofilmin kariyojenitesinde önemli rol oynamaktadırlar (48). Sukroz fermentasyonu sonucunda oluşan düşük pH, *S. mutans* ve laktobasil oranında artıma, eş zamanlı olarak *S. sanguinis* düzeyinde azalmaya yol açmaktadır. Bu gözlem, sukroz metabolizması ile asit üretiminin mikrobiyal topluluğun dengesini, kariyojenik olan türlerin çoğalması yönünde bozduğunu desteklemektedir (48). Buna ilaveten, sukrozun kariyojenitesi maruz kalma sıklığı ve konsantrasyonuyla da ilişkilidir (49). Karbonhidrata maruz kalma sıklığında artışı,

planın mine demineralizasyonu için kritik olan pH'nın altında daha uzun süre kalmasına ve sukroz konsantrasyonu arttığında pH'da daha fazla bir düşüşe neden olmaktadır. Bu son durum kariyojenik bakterinin büyümesine ve seçimine neden olmaktadır ve bu nedenle sağlıklı biyofilm hastalıklı bir hale dönüşmekte ve sonuçta demineralizasyon artmaktadır (48). Bu, sukrozun tipik fermente olabilen karbonhidrat kaynağı gibi hareket edebildiğini ve bununla birlikte diğer karbonhidratlarla karıştırıldığında sukrozun artmış kariyojenitesini göstermektedir (50,68).

Son zamanlarda yapılan iki çalışmada, sukrozun glikoz, fruktoz (69) veya niasta ile karıştırıldığında kariyojenik potansiyelini artırıcı ilave özelliklere sahip olduğu gösterilmiştir. Örneğin sukroz, glukoz ve fruktoz ile karıştırıldığında yüksek mine mineral kaybına, niasta ile karıştırıldığında düşük pH değerlerine, biyofilmde yüksek *S. mutans* düzeyine ve fazla mineral kaybına yol açmaktadır (70).

### **Mine Çürüğü:**

Normalde diş ile tükürük arasında sürekli iyon alışverişi vardır. Ortamda hidrojen iyon konsantrasyonunun artması sonucu diş sert dokusunda kalsiyum tuzlarının iyonize olarak dişten uzaklaşması ile dişte çözünmeler (demineralizasyon) başlar. Bu çözünme ortamda hidrojen konsantrasyonu düşene kadar dişer bir ifadeyle pH nötr veya alkali olduğunda tükürükte bulunan kalsiyum, fosfat ve karbonat iyonları tuz bileşikleri şeklinde çökelinceye (remineralizasyon) devam eder. Belirli bir uyum içinde gerçekleşen bu iki olaydan demineralizasyon ön plana geçtiği zaman diş sert dokusunda gerçekleşen yıkım çürük başlangıcı olarak adlandırılır (50, 51).

Düz mine yüzeyinde demineralizasyonun en erken görülebilen makroskobik belirtisi saydamlığın kaybolması sonucu oluşan opak, tebeirimsi beyaz nokta lezyonudur.

Histolojik olarak incelendiğinde, başlangıç çürük lezyonu 4 tabakaya ayrılmıştır. Bu tabakalar dişin içe doğru aşağıdaki gibi sıralanmıştır:

**Yüzeyel tabaka:** Mine çürü ünün en dı , en sert ve çözünmesi en zor tabakasıdır. Sa lıklı mineden daha poröz yapıdadır. Porlar normal mine yapısındaki porlardan daha geni tir. Bu tabaka iyon difüzyonuna geçirgendir. Böylece dı kısımdan remineralizasyon ve böylece daha derin çürük tabakalardan yıkılan yapıların bu tabakada birikmesi ile hipermineralize hale gelir (23,51-53).

**Lezyon gövdesi:** Mine çürü ünün en geni kısmını olu turur. Sa lıklı mineye oranla %24 mineral kaybı vardır. Bölge oldukça porözdür. Bakteri ve tükürü ün giri ine ba lı olarak su ve organik madde içeri i artmı tır (52). Karanlık tabaka: Lezyon gövdesinde geni olan porlar karanlık tabakada mikropor halini alır. Bu mikroporlar geni porların içine madde birikimi yani remineralizasyonu ile olu ur (23, 51-53). Kalınlı ı de i ken olan bu tabakada mineral kaybı ortalama %6'dır. Polarize ı ı ı geçirmemesi nedeniyle karanlık tabaka olarak adlandırılır. Çürük lezyonunun hızlı ilerlemesi durumunda karanlık tabaka ince; yava ilerledi i durumlarda ise kalın oldu u görülür (54, 55,70-73).

**Saydam tabaka:** Çürük mine dokusunu normal sa lıklı mineden ayırır. Retzius çizgileri ve prizmaların enine çizgileri tümüyle yok olmu ya da çok azalmı tır. Saydam tabaka normal mineye göre on kat daha fazla porözlü yapı gösterir. Saydam tabakada hem geni porlar hem de mikroporlar saptanmı tır (51-53, 74, 75)

#### **Dentin Çürü ü:**

Dentine ula an çürük mineye oranla daha hızlı ilerler. Bunun nedeni dentinin mineden daha dü ük inorganik içeri e sahip olması ve dentin tübüllerinin kimyasal madde, mikroorganizma ve ürünlerini daha derin tabakalara geçirebilmesidir (23, 51, 76).

Çürük mine-dentin bile imine ulaınca dentinde demineralizasyon ba lar. Lezyon dentinde ilerledikçe dentin tübüllerinin yönünü takip eder. Olu an lezyon, tabanı mine-dentin bile iminde, tepesi pulpada olan koni eklindedir. Çürükten etkilenen bu dentin dokusu, kahverengiden koyu kahverengiye hatta siyaha kadar de i en farklı derecelerde renklenme gösterir (51, 54,77-80).

Dentin çürü ünde 5 ayrı bölge tanımlanmıştır. Bu bölgeler yavaş ilerleyen lezyonlarda hızlı ilerleyen lezyonlara oranla daha belirgindir (52). Tabakalar da tanımlanmış ve aşağıdaki gibi sıralanmıştır:

**Yumuşama bölgesi:** Asit ortam nedeniyle dentinin inorganik yapısı yıkılmıştır. Kollajen lifler ve mukopolisakkaritlerden oluşan organik yapı mikroorganizmaların proteolitik enzimlerinin etkisiyle parçalanmıştır. Bu tabakanın histolojik incelemesinde, dentin tübüleri ve intertübüler dentin bölgesinde çok sayıda mikroorganizma ve ileri derecede demineralize olmuş dentin dokusu görülür. Dentin yapısı bu bölgede tamamen bozulmuştur (51, 81).

**Bakteri hücum bölgesi:** Bakteriler tarafından işgal edilen dentin kanalları harap olmuş ve genişlemiştir. Mineralizasyon çok düşüktür ve kollajen yapıları geri dönüşümsüz olarak bozulmuştur (51).

**Demineralizasyon bölgesi:** Intertübüler dentinde mineral kaybı vardır ve dentin tübüllerinin lümeninde çok sayıda büyük kristaller mevcuttur. Bu bölgede çoklukla hiç bakteri bulunmaz. Dentinin mineral ve organik içeriği organik asitler tarafından etkilenmesine rağmen, kollajen yapıları sağlam kalmıştır. Hasar görmemiş kollajenler intertübüler dentinin remineralizasyonuna yardımcı olabilir. Pulpa vital kaldıkça bu bölge kendi kendini tamir etme yeteneğine sahiptir (51, 82-85).

**Saydam (skleroze) dentin bölgesi:** Lezyonun en derin bölgesidir. Bu tabakada dentin tübüleri içinde mineraller çökerek asitlerin ve toksik maddelerin difüzyonunu engelleyecek mineralize bir bariyer oluşturur. Bu bariyer ayrıca proteolitik enzimlerin difüzyonunu ve bakterilerin tübül boyunca ilerlemesini de engeller. Dentinde intertübüler dentinin yanı sıra tübüllerin içinde de kalsiyum tuzlarının bulunması, dentini kalsifikasyon açısından homojen hale getirir. İlk, dentin dokusunun her bölümünde aynı şekilde kırılır ve dentine saydam bir özellik kazandırır. Mikroradyografide saydam tabaka, normal dentine kıyasla radyopak görülür, bu da hipermineralizasyonu göstermektedir (51, 86-88).

Dentin tübüleri, odontoblastların peritübüler dentin matriksini salgılayarak kademeli olarak geri çekilmesi veya mineral tuzlarının çökmesi sonucu tıkanır. Tübüllerin içerisine çökelen mineral tuzların kaynağı demineralize dentin dokusudur.

Çözülen minerallerin ço u, zamanla kaybolur ve dentinin yumu amasına neden olur. Bununla birlikte bazı mineraller tübüller içerisinde tekrar çökelerek yüksek derecede mineralize saydam tabakayı olu turur. Tübüller içerisindeki kristal madde, genellikle trikalsiyum fosfat ve hidroksiapatit karı ımıdır (23).

**Tersiyer dentin:** Tersiyer dentin tabakası; çürük, atrizyon, kavite preparasyonu, restorasyonların çevresindeki mikrosızıntı ve travma nedeniyle olu abilir. Çürük lezyonunun pulpaya bakan yüzünde olu an bu tabaka, ilerleyen lezyon ile pulpa arasındaki doku miktarını artırır(51,89).

Yapısı oldukça de i kendir. Primer ve sekonder dentinden ayırt edilemeyecek kadar düzenli bir yapıda olabilece i gibi, birkaç tübülün oldu u veya hiç tübülün bulunmadı ı, hücre kalıntılarının ve çok sayıda interglobüler bölgenin mevcut oldu u oldukça de i mi bir doku ekinde de olabilir(51,90,91).

## **GENEL KAV TE PREPARASYONLARI**

Çürük bir di te, çürü ü temizleyerek di teki madde kaybını kar ılamak, çürü ün ilerlemesine ve yeniden ba lamasına engel olmak, di e eski anatomik formunu kazandırmak, fonksiyon ve esteti i sa lamak, di i çi neme kuvvetlerine dayanıklı hale sokmak için di ler üzerinde belirli kurallara uygun olarak hazırlanan bo lu a dental kavite denilir.

G. V. Black tarafından 1800'lü yıllarda yapılan sınıflandırma sistemi günümüzde birkaç küçük de i iklikle halen kullanılmaktadır (92).

### **G. V. BLACK SINIFLANDIRMASI**

Sınıf I: oklüzal yüzey ve bukkal ve lingual pit

Sınıf II: posterior interproksimal alan

Sınıf III: anterior interproksimal alan

Sınıf IV: insizal kö e içeren anterior interproksimal alan

Sınıf V: fasial yada lingual Gingival alan

Sınıf VI: tüberkül tepesi

### **SINIF I KAV TELER:**

Küçük azı ve büyük azı di lerinin okluzal yüzeylerinde bulunan fissurların, üst azıların palatinal, altı azıların buccal, üst keser di lerin özellikle üst yan keser di lerin palatinal yüzeylerde rastlanabilen çürüklerin tedavisi için hazırlanan kavitelerdir. Aynı morfolojik özelliklere sahip olan fissurların ve mine çukurcuklarının bakteri plâ 1 retansiyonuna elverişli olmaları dolayısıyla simetriklerdir.

Genellikle fissür ve foramen sekum çürüklerine simetrik olarak rastlanmaktadır.

NANGO'nun 1960 yılında tanımladığı alfabetik tanıma göre dört tip fissür vardır.

**U tipi:** Anatomik olarak temizlenebilir ve bu yüzden bir biçimde çürüme karşı dirençli

**I tipi:** Bazıları dentine kadar uzanabilir ve çok derin olabilir. Bu nedenle çürük riski oldukça yüksektir.

**V tipi:** I tipi kadar derin değildir ve çürük riski daha düşüktür.

**K tipi:** Çürük riski yüksek bir fissür tipidir.

Fissürlerin rengi değişir. Mine opaklaşır di lerin rengi koyulaşır. Derin dentin çürümesi olmadan önce radyografte izlenmesi güçtür.

### **SINIF II KAV TELER:**

Di dizisi içinde yer alan kom ü di ler aproksimal yüzeylerinde bir noktada birbirlerine değmektedirler. Bu değim noktasına kontakt noktası denilmektedir. Kontakt noktası genç ve sağlıklı bir di dizisinde di lerin serviko-okluzal ya da serviko-insizal boyutunda 1/3 fasiyal ve serviko-okluzal ya da serviko-insizal boyutunda ise 1/3 okluzal ya da insizal noktadadır. 2. sınıf kavitelere ya da kontaktlarının altında ara yüz çürümesi olarak ya da 2 çukurcuk ve fissür kavitelilerinin ilerlemesi sonunda açılırlar. Sadece çürük neticesinde açılmazlar. Köklerde yeterli ve dayanıklı di dokusu kalmamısa 1. sınıf kavitelere 2. sınıf kavitelere dönüşebilirler. Yan duvarlar önemlidir. Di lerin do al konturları göz önüne alınmalıdır. Di lerin yan yüzeylerinin çok fazla dübükey olması halinde kendi kendine temizlenebilir. Di

fırçası mine dolgu sınırına kadar ulaşabilmeli. Bukkal ve lingual duvarlar yaklaşık olarak komüdi bukkal ve lingual duvarların konturlarına paralel olmalıdır. Yan yüz kavitesindeki bukkal ve lingual duvarların çimento yüzeyine yaklaşık üçte bir hafifçe içerdolu emilimli olması yararlıdır. Dolgunun tutuculuğunu sağlar. Çimento basıncının etkisini azaltır. Estetiği artırır.

### **SINIF III KAVİTELER:**

Vestibül yüzünden giriş yapıldığında çalınma kolaylığı vardır. Ancak estetik olarak uygun olmadığından tercih edilmez. Bilhassa dolgunun rengi de iğir estetik yönden çok sakıncalı olur. Dil yüzünden girişte indirekt olarak çalınmak estetik bakımdan tercih edilir.

### **SINIF IV KAVİTELER:**

Ön grup dişlerde hem aproksimal bölgede hem de kesici kenarda çürük varsa bu tip kavite hazırlanır. 4. sınıf kavite kesici kenar köşelerinden bir tanesinin bulunmadığı veya bu köşenin kırılmaya hazır olduğu dişlerde uygulanır.

### **SINIF V KAVİTELER:**

Kole bölgesindeki çürükleri ve defektleri restore etmek amacıyla hazırlanan kavitelere dir.

### **SINIF VI KAVİTELER:**

Molar dişlerin tüberkül tepelerinde izlenen çürükler için hazırlanan kavite tipidir. Black kavite prensiplerine sonradan eklenmiştir.

### **Kavite Preparasyonunun Genel Kaideleri:**

1. Kavite dışı hudutlarının tespiti
2. Kavite preparasyonundan sonra kalan diş dokusunun dayanıklılığının temini
3. Dolgunun tutuculuğunun temini
4. Kalan çürük kısmının tedavisi
5. Mine kenarlarının düzeltilmesi



## 6. Kavitenin tuvaleti

### 1.Kavite dı hudutlarımın tespiti

- Kavite hudutları bütün çürük kısmını içine almalı ve sağlıklı di dokusuna kadar uzanmalıdır.
- Kavite hudutlarının çizgisi keskin köşeler yapmayıp, yumuşak kavisler ekinde seyretmelidir.
- Herde çürümesi ihtimali olan tüm fissurlar kaviteye dahil edilmelidir (extension for prevention-Korumak için genişletmek).
- Diğin tüberküleriyle fissurlar arasındaki kavite hududu fissurlarla tüberkülün en üst noktası arasındaki uzaklığın üçte bir fissur tarafına geçer.
- Erişir pit ve fissur kavitesi arasında az sağlıklı di dokusu bulunuyorsa her iki kavite arada zayıf bir mine dokusu bırakmamak için birleştirilmelidir.
- Arayüzeylerde kavite kenarları diş fırçasının ulaşabileceği yerlere kadar uzatılmalıdır.
- Kavite tabanı(pulpal duvar) mutlaka düz olmalıdır.
- İyi bir kavite preparasyonunda kavite dolgu maddesinin yerleştirileceği genişlikte, aletlerin girişi için uygun genişlikte hazırlanmalıdır.

### 2.Kavite preparasyonundan sonra kalan di dokusunun dayanıklılığının temini

Kavite hazırlandıktan sonra geride kalan di dokusunun çineme kuvvetlerine karşı dayanıklı halde şekillendirilmesidir

### 3.Dolgunun tutuculuğunun temini

- Kutu prensibi uygulanır. Kavitenin karıklı duvarları birbirlerine paralel hazırlanır
- Kavite tabanı duvarlara göre biraz daha genişçe hazırlanır
- Kırlangıç kuyruğu kavitesi açmak

#### **4.Kalan çürük kısmın tedavisi**

- Erken te his
- Çürü ün tamamen kaldırılması
- Enfekte dentinin kaldırılması

#### **5.Mine kenarlarının düzeltilmesi**

Amaç restoratif materyal ve di arasında mümkün olan en iyi kenar uyumunun sa lanması, pürüzsüz bir kenar birle iminin olu turulması, kenar bölgesinde mine ve restoratif materyalin maksimum direncinin sa lanmasıdır.

#### **6.Kavitenin tuvaleti**

Kavite preparasyonunun enson a amasıdır. Kavite içinde toplanmı tüm parçaların, debrislerin uzakla tırılması, kavitenin temizlenmesidir(92).

### **KOMPOZ T REZ NLER**

#### **Kompozit Resinlerin çeri i**

Kompozit materyal terimi, farklı yapı ve özelli e sahip en az iki materyalin birle imi olarak tanımlanmaktadır (93-95). Kompozit rezinler temel olarak, kimyasal olarak birbirinden farklı üç materyalden olu maktadır. Bunlar, organik matris veya ta ıyıcı faz, inorganik doldurucu patiküller veya da ılan faz, ara faz veya ba layıcı faz. Kompozit resin materyal içerisinde bulunan di er bile enler; inisiyator-aktivator sistem, polimerizasyon inhibitörleri, ultraviyole stabilizatörleri, renk pigmentleridir (93, 96).

#### **Organik Matris**

Di hekimli inde kullanılan kompozit materyallerin büyük bir kısmında aromatik veya alifatik diakrilat olan monomerler kullanılmaktadır (93). BisGMA bugünkü kompozit rezinlerde en çok kullanılan monomer olmaya devam

etmektedir ve standart kompozit rezin bileşenlerinin yaklaşık %20'sini oluşturur. BisGMA, bisfenol A ile glisidil metakrilatın birleşmesi sonucu oluşan bifonksiyonel aromatik bir biglisidil metakrilattır (95,97-99). Moleküle rijidite veren iki fenil grubuna ve moleküller arası hidrojen bağı verdiği düşünülen hidroksil gruplarına sahiptir (97). Sertliğin ve viskozitesinin fazla olması ve renk stabilite problemleri dezavantajları olarak bildirilmektedir (99).

Foster ve Walker tarafından 1974'de, diğer bir bifonksiyonel rezin olan üretan dimetakrilat (UDMA) geliştirilmiştir (100). BisGMA ve UDMA günümüzde kullanılmakta olan kompozit rezinlerin birçokunun rezin matrislerini oluşturur. UDMA, doğada alifatik ve aromatik olarak bulunmaktadırlar (97). BisGMA ile karşılaştırıldığında, renk değişimine daha dirençlidir ve daha düşük bir viskoziteye sahiptir (98). Viskozitesinin düşük olması, düşük moleküler ağırlıkta monomerlerin ilavesine gerek kalmadan doldurucu içeriğinde artışa izin vermektedir. Fakat UDMA'nın BisGMA'dan daha fazla polimerizasyon büzülmesine uğradığı belirtilmiştir (100).

### **Diluent Monomerler**

Klinik olarak kullanılabilir kıvamda pastalar üretebilmek, doldurucu içeriğini artırabilmek, rezini daha esnek ve daha az kırılabilir yapabilmek için kompozit rezinlerde viskozite kontrolü sağlanmalıdır. Bu amaç için diluent monomerler kullanılmaktadır (93, 97, 100). Dilüent monomerler, metakrilat monomerleri ve genellikle trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) gibi monomerlerdir (93,94,96, 97).

TEGDMA, BisGMA'ya di- ve trimetakrilat eklenerek elde edilebilen bir rezindir (100). TEGDMA, BisGMA'ya ilave edildiği zaman viskozitede belirgin bir azalma gözlenmektedir. Bununla birlikte TEGDMA veya diğer düşük moleküler ağırlıktaki dimetakrilatların ilavesi polimerizasyon büzülmesini artırmaktadır. Bu durum, kompozit rezinlerde kullanılacak düşük moleküler ağırlıktaki dimetakrilatların miktarını sınırlamaktadır (93).

## Siloran

Son yıllarda di hekimli i endüstrisinde polimerizasyon büzülmesini azaltmaya yönelik çok sayıda farklı monomer geli tirilmi tir. Bu monomeler; spiro ortokarbonatlar, siklik eterler, siklik asetal ve alil sülfid, vinilsiklopropen, likit kristalin monomerlerdir. Bu monomerler ile yapılan çalı malar sonucu, henüz çözümlenemeyen birçok problem ile kar ıla ılması, bu rezinlerin daha fazla geli tirilmesini gerektirmektedir (101,102).

Bu monomerlerin dı nda, in vitro olarak geleneksel kompozit rezinlerden %40-50 daha az büzülme gösterdi i iddia edilen siloran rezinler yer almaktadır (96). Siloran rezinler siloksan ve oksiran moleküllerinden olu maktadır (103-105). Bu materyaller biyouyumludur. Fiziksel, kimyasal ya da biyolojik etkenlerin genetik materyalde kalıcı de i iklikleri indüklemesi durumu olan mutajenik özellik ve kromozom kırılması veya buna ba lı olarak kromozom parçalarındaki kayıp, artma ya da düzensizliklerin meydana gelmesi olan klastojenik özellik göstermezler (103).

Siloran rezinler stabildir ve hidroklorik asit, karaci er esterazları, epoksi hidrolaz içeren sulu solüsyonlar gibi biyolojik sıvılarda çözünmezler. Siloran bile eninin kimyasal dayanıklılı ı, içeri indeki oksiran gruplarının kimyasal yapısındaki de i iklikleri ölçerek de erlendirilebilmektedir. Bile enin dayanıklılı ı a ız içinde kompozit rezinin kimyasal dayanıklılı ını belirtebilmektedir (103-105).

Siloran rezinler, yapısındaki siloksan molekülü nedeniyle hidrofobiktirler ve bu nedenle metakrilat bazlı kompozit rezinlerle kar ıla tırıldı nda mekanik özellikleri daha iyidir. Yüksek su Emilimi, kompozit rezinin a ız içindeki uzun dönem fiziksel dayanımını sınırladı ı için hidrofobik nitelik kompozit rezinler önemlidir. Ayrıca, hidrofobik materyallerin, günlük beslenmede hidrofilik materyallerden, çok daha az boya Emilimi ve çok daha az dı sal boyanma gösterdi i rapor edilmi tir (105-107).

Metakrilat rezinler, radikal polimerizasyonu, siloranlar ise katyonik halka açılım polimerizasyonu ile polimerize olmaktadır. Siloranın polimerizasyon sonucu metakrilat rezinlere oranla daha dü ük polimerizasyon

büzülmesi gösterdi i ve bu durumun yapısında bulunan oksiran molekülünün halka açılım yapısına ba lı olarak gerçeikle ti i bildirilmektedir (105-107). Siloranın artımı polimerizasyon derinli i ve yüksek dayanım gibi istenen özellikleri gösterdi i bildirilmi tir (104).

### **norganik Doldurucu Partiküller**

Kompozit rezinlerin içeri inde bulunan inorganik yapı, matriks içine da ılımlı olan çe itli ekil ve büyüklükteki kuvars (kristalin silika), *fused* silika, koloidal silika, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium cam, baryum alüminyum silikat gibi doldurucu partiküllerden olu maktadır (97, 100). Silika partikülleri, karı ımın mekanik özelliklerini güçlendirir. I ı ı geçirip yayarak kompozit rezine, mineye benzer yarı effaf bir görüntü kazandırır (94). Saf silika; kuvars/kristobalit gibi kristal formda veya cam gibi amorf formda bulunabilmektedir (94,95). İlk jenerasyon kompozit rezinlerde sık kullanılan kuvarsın, dayanıklılı ı ve ısıl genleşme katsayısı yüksek olmasına ra men radyopasiteden yoksun olması, sertli i dolayısıyla kar ıt di i a ındırabilmesi ve düzgün bir yüzey elde edilememesi olumsuz özellikleri arasında sayılabilmektedir (94,95,100). Koloidal silika, amorf silika partiküllerinin sıvı solusyonundan kimyasal presipitasyon ile olu ur ve çapı 0.1 µm'dan küçüktür (95).

Stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium rezine radyopasite kazandırır (93,96). En çok kullanılan cam doldurucu baryum camdır (93). Florür salan kompozit rezinlere bu özelli ini sa lamak için yiterbiyum florür katılmı tır (94).

Partiküller üzerindeki son zamanlardaki ara tırmalar partikül boyutu üzerinde devam etmektedir. Nanoteknolojinin, di hekimli i alanında da kullanılmasıyla nano boyutta partiküller elde edilmi tir. Bu geli me, zirkonyum silika veya silika partiküllerinden üretilen yakla ık olarak 25 nm boyutunda nanopartikülleri ve yakla ık olarak 75 nm boyutundaki nanokümeleri içeren kompozit rezinlerin geli tirilmesine olanak vermektedir. Doldurucuların da ılımlı, nanoteknoloji kullanılarak geli tirilen bu yeni kompozit rezinlerin doldurucu içeri inin %80'e kadar ulaşmasına olanak sa lamaktadır (96).

### Ara Faz

Doldurucu partiküllerin bir rezin matrikse katılması, doldurucuların matrikse bağlanması çok iyi ise, matriks materyalinin özelliklerini belirgin bir şekilde artırmaktadır. Bu mümkün olmazsa doldurucu partiküller materyali zayıflatmaktadır. Resin ve doldurucu arasındaki bağlanma her iki bileşen arasında stresin dağılımını sağlar, resinin fiziksel ve mekaniksel özelliklerini geliştirir ve resinin çözünürlüğü ve su emilimini azaltır (93, 100). Kompozit rezinlerde, organik matriks fazı ile inorganik faz arasında gereken bağlanma ara faz ile gerçekleştirilmektedir ve bu yapı, silisyum hidrojenli bileşikler olup, bunlara silan veya organosilan adı verilmektedir (100, 108).

En yaygın olarak kullanılan organosilan, gamma-metakriloksipropiltrimetoksisilan'dır. Bifonksiyonel yapıda olan molekülün içerdiği metoksi grupları inorganik partiküllerin yüzeyinde var olan hidroksil grupları ile reaksiyona girer. Moleküldeki diğer bağlayıcılar da organik matriksin doymamış çift bağları ile bağlanmayı sağlamaktadır (94, 95). Organosilan bileşiminin metakrilat gruplarının resin ile kovalent bağlanması ile bağlanma süreci tamamlanır (93).

### İnisiyatör-Aktivatör Sistem

Polimerizasyon başlatıcıları olarak da adlandırılan inisiyatörler, polimerizasyon reaksiyonu için gerekli serbest radikallerin oluşumuna yol açan maddelerdir (100). Kompozit rezinlerde sertleştiricinin klinik olarak kabul edilebilir bir zamanda gerçekleştirilmesini sağlayan, polimerizasyon hızlandırıcı olarak görev yapan maddeler ise aktivatör olarak adlandırılmaktadır (96).

Kimyasal olarak aktive olan rezinler; bir tanesi benzoil peroksit inisiyatör, diğeri tersiyer amin aktivatör içeren iki pasta kullanılır. Tersiyer amin olarak N,N-dimetil-p-toluidin ve N,N-dihidroksietil-p-toluidin kullanılmaktadır (93, 96). İkinci pasta karıştırıldıktan sonra, amin serbest radikal oluşturmak için benzoil peroksit ile reaksiyona girer ve ilave polimerizasyonu başlatır (93, 100).

İlk ile aktive olan rezinler; bir ırıngada tek pasta ekinde sunulmaktadır. Pasta içinde fotoinisiyatör molekülü ve amin aktivatörden olu an serbest radikal ba laticı sistem bulunur. Yakla ık olarak 468 nm dalga boyunda ı ı a maruz kaldı ında fotoinisiyatör uyarılarak ilave polimerizasyonu ba latan serbest radikalleri olu turmak için amin ile etkile ime girmektedir (93). I ıkla sertle en kompozit rezinlerde kamforkinon gibi alfa diketon fotoinisiyatörler, 4-N,N- dimetilamino-fenitil alkol gibi tersiyer alifatik aminlerle birlikte kullanılmaktadırlar (96). Bu amin, kimyasal sertle en kompozit rezinlerdeki aromatik aminden renk açısından daha stabildir (100).

### **Polimerizasyon nhibitörleri**

Normal saklama ko ullarında dimetakrilat monomerlerinin spontan polimerizasyonunu engellemek veya en aza indirmek, ürünün sertle tirme öncesinde saklama zamanını ve bundan sonra kimyasal dayanıklılı mını en uzun sürede tutabilmek için rezin sisteme inhibitörler eklenmektedir. nhibitör serbest radikal ile reaksiyona girer ve böylece polimerizasyon olayını ba latmak için gerekli olan serbest radikal aktivasyonunu inhibe ederek zincir reaksiyonunu engeller. Bu ekinde polimerizasyon reaksiyonunu önlemek amacıyla, inhibitör olarak hidrokinonun monometileleri kullanılmaktadır. Hidrokinonun kullanıldı ı durumlarda renklenmeye sebep oldu u bildirilmis tir (93, 96).

### **Ultraviyole Stabilizatörleri**

Renklenmeye sebep olan elektromanyetik radyasyonu emerek renk stabilizasyonunu artıran ve ultraviyole dalga boylarını absorbe eden sistemlerdir. Ultraviyole radyasyon emiciler olarak da adlandırılan bu bile enlerin, ultraviyole ı ı m, uzun dönemde renklenmeye neden olabilecek amin bile iklerine etkisini elimine edece i bildirilmis tir. En sık kullanılan ultraviyole stabilizatör, 2-hidroksi-4- methoksi benzofenondur (96).

### **Renk Pigmentleri**

Kompozit rezinler, di görünümünü taklit edebilecek yapıda bir renk ve translüsensiye sahip olmalıdırlar. Translüsensi ve opasite mine ve dentini taklit

etmek için sa lanır. Farklı renkleri olu turabilmek için kompozit rezinlerin içine organik ve inorganik pigmentler ilave edilmektedir. Bu pigmentler az miktarlarda eklenen farklı metal oksitleri içermektedir. Titanyum dioksit ve alüminyum oksit ise en etkili opakla tırıcılardır (93).

## **KOMPOZ T REZ NLER N SINIFLANDIRILMASI**

### **norganik Doldurucu Partikül Büyüklü üne Göre Kompozit Rezinler**

#### **Megafil Kompozit Rezinler**

norganik doldurucu partikül büyüklü ü 50-100 µm olan kompozit rezinlerdir (95, 109). Posterior kompozit restorasyonlarda okluzal kontak noktalarına veya çok a man bölgelere yerle tirilen 0.5-2 mm büyüklü ünde megadoldurucular da bulunmaktadır (95).

#### **Makrofil Kompozit Rezinler**

norganik doldurucu partikül büyüklü ü 10-100 µm olan kompozit rezinlerdir. Doldurucu içeri i genellikle a ırlıkça % 70-80'dir (93,95). Geleneksel veya konvansiyonel kompozit rezin olarak da adlandırılırlar (94, 95). En çok kullanılan doldurucu tipi ö ütölmü kuvarsdır. Partiküllerin boyutları ortalama olarak 8-12 µm olmasına ra men, 50 µm gibi büyük boyutta partiküller de bulunabilmektedir (93).

#### **Midifil Kompozit Rezinler**

Partikül büyüklü ü 1-10 µm olan kompozit rezinlerdir. norganik doldurucu partikül yüzdesi a ırlıkça % 70-80'dir (94, 95). *Mid-sized filled* veya *fine* partikül kompozit rezinler olarak da adlandırılırlar (94, 95). Doldurucu tipi makrofil kompozitlerde de kullanılan kuvarsdır (95).



### **Minifil Kompozit Resinler**

Partikül büyüklü ü 0.1-1 µm olan kompozit resinlerdir. norganik doldurucu partikül yüzdesi a ırlıkça % 75-85'dir (94, 95). *Small* partikül kompozit resinler olarak da adlandırılırlar (95, 108). Minifil kompozit resinler doldurucu olarak baryum ve stronsiyum gibi a ır metalleri içeren cam patiküllerini içermektedir (93, 95). Bazı minifil kompozitler kuvars partiküllerini de kullanabilmektedir. Pastanın viskozitesini ayarlamak için yakla ık olarak a ırlıkça % 5 oranında koloidal silika eklenmektedir (93).

### **Mikrofil Kompozit Resinler**

Partikül büyüklü ü 0.01-0.1 µm olan kompozit resinlerdir (94, 95). Mikrofil kompozit resinlerin inorganik doldurucu oranları a ırlıkça % 35-60 arasındadır. norganik doldurucu olarak 0.04 µm büyüklü ündeki koloidal silika partikülleri kullanılmaktadır (95). Mikrofil kompozit resinler homojen ve heterojen olarak ayrılmaktadırlar. Homojen resinlerde, resin içine mikrodoldurucu ilavesi söz konusudur. Heterojen resinlerde ise resin içine, mikrodoldurucu ile beraber prepolimerize resin doldurucular ilave edilmektedir. Prepolimerize doldurucu üretiminde öncelikle mikrodoldurucular kümeler eklinde sıkı tırılıp, resin içine eklenmekte ve sertle tirilmektedirler. Daha sonra bu kompozit resin, geleneksel kompozit resinlerde kullanılan partiküllerden daha büyük boyutlarda ö ütülenerek prepolimerize doldurucu haline getirilmektedir (93, 100). Prepolimerize partiküller organik doldurucu olarak adlandırılırlar, fakat bu terim teknik olarak do ru de ildir çünkü yüksek oranda inorganik doldurucu içerirler (93).

### **Hibrit Kompozit Resinler**

Partikül büyüklü ü 0.04-1 µm (ortalama 0.6 µm) olan kompozit resinlerdir (94, 95). Farklı büyüklükteki doldurucu partiküllerin karı ımını içerir. Partikül büyüklü ü makrofil rezinden daha küçük, partikül miktarı mikrofil rezinden daha fazladır. norganik doldurucu partikül yüzdesi a ırlıkça % 75-80'dir (95). Doldurucuların % 85-90'u cam partiküllerden geriye kalan % 10-15'i silika partiküllerinden olu maktadır (95, 110). çerdikleri koloidal silika 0.04 µm

boyutundadır (96).

Hibrit kompozit rezinler, geleneksel kompozit rezinlerin mekanik ve fiziksel özellikleri ile mikrofil kompozit rezinlerin cilalanabilir yüzey özelliklerinin birleştirilmesi temel alınarak üretilmiştir (111). Hibrit kompozit rezinler kendi arasında sınıflandırılmaktadırlar. Bu sınıflandırmada, hibrit kompozit rezinlerin tipinin belirlenmesinde en büyük partikül boyutu kullanılmaktadır. Fakat bazı araştırmacılar tarafından hibrit kompozit rezini oluşturan her iki partikül boyutunun da isimlendirmeye yansıtılmasının daha doğru olacağı belirtilmiştir (95).

Sınıflandırmada ilk olarak, mikrodoldurucular ve mikrodoldurucuların oluşturduğu midihibrit rezinler yer almaktadır. Bu rezinler, midi-mikro hibrit veya midifil hibrit olarak da adlandırılmaktadırlar. İkinci sırayı, mikrodoldurucular ve mikrodoldurucuların oluşturduğu minihibrit rezinler oluşturmaktadır. Mini-mikro hibrit veya minifil hibrit olarak da adlandırılmaktadırlar. Son olarak mikrodoldurucular ve nanodoldurucuların oluşturduğu nanohibrit rezinler yer almaktadır ve midi-nano hibrit olarak da adlandırılmaktadırlar (95).

### **Nano Kompozit Reziner**

Nano kompozit rezinler, partikül büyüklüğü 0.005-0.01 µm olan kompozit rezinlerdir. Doldurucu içerikleri genellikle % 80-90 arasında değişebilmektedir. Nanokompozit rezin içinde bulunan nanomerler, yaklaşık olarak 25 nm boyutunda kümeleşmiş nano partiküllerdir. Nanoöbekler ise zayıf bağlarla birleşmiş yaklaşık olarak 75 nm boyutundaki nanopartiküllerdir. Bu partiküller zirkonyum/silika partikülleridir. Sadece nanomer ve nanoöbek doldurucu partikül içeren nanokompozitler nanofil kompozit rezinler olarak da adlandırılmaktadırlar. Nano boyuttaki doldurucu partiküller ile beraber, mikrodoldurucu veya prepolimerize doldurucu partikül içeren kompozit rezinler ise nanohibrit kompozit rezinler olarak adlandırılmaktadır (112).

Nano kompozitlerin geliştirilmesine olanak sağlayan nano teknoloji ile nano partikül elde etmede iki farklı teknik kullanılmaktadır. Bu tekniklerden birincisi olan yukarıdan aşağıya yöntemde, materyalden mekaniksel ve/veya kimyasal işlemler ile enerji verilmesi sonucunda materyalin nano boyuta kadar ayrışabilecek küçük parçalara ayrılması esas alınmaktadır. Bu teknik ile çalışılan

yöntemlere verilebilecek en genel örnekler; mekanik ö ü tme ve a ındırma olarak gösterilebilmektedir. Tekniklerden ikincisini olu turan a a ıdan yukarıya yöntemde; atomik veya moleküler boyuttaki yapıların kimyasal reaksiyonlar aracılı ıyla düzenlenerek bir araya getirilmesi ve partikül olu umu gerçekleştirilmektedir. Sonuç olarak bu partiküller ile nanoölçekli bir materyal elde edilmektedir (113).

A a ıdan yukarıya yakla ıma verilebilecek örneklerinden biri de sol-jel tekni idir. Bu teknik, nanokompozit rezinlerde nanodoldurucuların elde edilme mekanizması olaak kullanılmakta ve atomun atoma, molekülün moleküle ilavesi ekinde partikül elde edilmektedir (113-115). Sol- jel prosesi, koloidal solüsyon sol'' olu umu için a ların geli imi ve solun jelle erek devamlı sıvı faz jel'' içerisinde a olu turmasını kapsamaktadır. Sol'un hazırlanmasında kullanılan ba langıç materyalleri genellikle metal alkoksit bile ikleri gibi inorganik metal tuzları veya metal organik bile iklerdir (116). İlk olarak öncül maddeler, koloidal bir süspansiyon veya sol olu turmak için bir seri hidroliz ve polimerizasyon i lemlerine tabi tutulmaktadır. Sol, bir kalıba döküldü ü zaman jel formuna dönü mektedir.

Kurutma ve ısı i lemlerinden sonra jel, yo un seramik veya cam partiküllerine dönü mektedir (116). Sol- jel sistemi, istenilen ebatlarda ve küresel özellikte doldurucuların elde edilmesine olanak sa lamaktadır. Bu özellikte ve bu denli küçük partiküller, materyale daha effaf ve estetik yapı kazandırmaktadır (115). Nanokompozit rezinlerde, ö ü tülerek elde edilen cam patiküller yerine sol-jel teknolojisi ile üretilen nanodoldurucuların kullanılması materyalin dü ük viskozite ile yüksek ık geçirgenli i ve yüksek radyopasiteye sahip olmasını sa lamaktadır (108).

Nanomerlerin yüzeylerinde organik faz ile ba lantı gücünü artırmak için ön hazırlık i lemleri yapılmaktadır. Nano boyuttaki doldurucular geleneksel dolduruculardan daha küçük hacimli olduklarından, organik matris ile temas eden yüzey alanı artmı tır. Bu durum, organik-inorganik faz ba lantısının daha kuvvetli olmasına neden olmaktadır (117).

Nanokompozitlerdeki nanopartiküllerin çok küçük ve küresel ekle sahip olmasının avantajları bulunmaktadır. Küresel ekilli partiküllerin mekanik stresleri, keskin açılı bulunan düzensiz ekilli partiküllerden daha uniform da ıtma

e iliminde oldu u bildirilmi tir (100, 118). Partiküllerin görünür ı ık dalga boyundan (0.02-2  $\mu\text{m}$ ) daha küçük olması nedeniyle görünür ı ık ile absorpsiyon ve saçılım gibi etkilere girmeyece i rapor edilmi tir (95). Bununla birlikte, partiküllerin küçük boyutta olmaları ve yuvarlak ekle sahip olmalarından dolayı geni yüzey alanı gösterirler bu da fazla miktarlarda silan gerektirir. Silanizasyon i lemi daha kritik hale gelir ve doldurucu ile rezin arasında ba lanmada ba arısızlı ının olu ma riski artabilir.

Kompozit rezinleri büyük miktarlarda küçük boyutlu doldurucular ile yüklemek oldukça zordur çünkü bu doldurucuların geni yüzey alanları viskozitede belirgin bir artışa neden olur. Bu küçük partiküller, büyük partiküllerden daha yüksek yüzey gerilimine sahip olduklarından dolayı, yüzeylerini daha stabil hale getirmek için kolaylıkla bir araya gelirler. Biraraya gelerek küme haline gelen doldurucuların gerekli olan monomere ba lı büzülmenin bir kısmının azalmasına neden oldu u da bildirilmi tir (119).

Nanomer partiküller ve nanoöbek formulasyonların kombinasyonu ile bu partiküllerin geni da ılımları ve doldurucu partiküllerin arasındaki bo lukların azalması, doldurucu içeri inin artmasını sa lamaktadır (120). Bu eklede partiküller arası mesafenin azalmasının, aynı zamanda rezin matriksin a ınmaya kar ı korunmasında, polimerizasyon büzülmesinin azaltılmasında, mekanik ve yüzey özelliklerin geli tirilmesinde etkili oldu u savunulmaktadır (95,108, 121). Restorasyon yüzeyine etki eden a ındırıcı kuvvetler kar ısında nanometrik boyutta kopmalar meydana gelmektedir.

Nanomer gruplarının bu özelli i nanokompozit rezinlerin bir taraftan a ınma dirençlerinin ve mekanik özelliklerinin yüksek olmasına neden olurken, di er taraftan yüzey özelliklerinin uzun süre devam edebilmesini sa lamaktadır (114, 117, 122).

## Viskozitelerine Göre Kompozit Rezinler

### Akı kan Kompozit Rezinler

norganik doldurucu miktarı a ırlıkça % 40-50 arasında de i en kompozit rezinlerdir (110). Dü ük elastisite modülü ve viskozite özelliklerine sahiptirler (95, 123). Elastisite modülü de erinin dü ük olması bu rezinlere esneklik sa lamaktadır (96). A ınma direnci ve mekanik özellikler açısından, akı kan kompozitlerin doldurucu içeri i yüksek kompozit rezinlerden daha zayıf oldu u bildirilmi tir (95, 96). Doldurucu içeri inin dü ük olması nedeniyle yüksek oranda polimerizasyon büzülmesi gösterdi i belirtilmektedir (96).

Akı kan kompozit rezinlerin, *undercut*'lara penetrasyon potansiyelinin ve kavite duvarlarına adaptasyonlarının iyi oldu u savunulmaktadır (94-96). Bu özellikleri ile di yüzeyini yüksek oranda ıslanabilir duruma getirilebilmekte ve minimum kalınlıkta tabakalar olu turulabilmektedirler (96).

### Tepilebilir Kompozit Rezinler

Yüksek oranda farklı boyutta doldurucu partiküllerin karı ımından olu mu düzensiz ve pöröz doldurucu kullanımı ile elde edilen kompozit rezinlerdir. Rezin miktarının azaltılması ve inorganik doldurucu yüzdesinin artırılmasına ba lı olarak viskozitesi de artı göstermektedir (94-96). Doldurucu içeri i yakla ık olarak a ırlıkça % 70-80 arasında de i mektedir. Basınç uygulayarak kondanse edilebilmeleri, iyi bir kontak noktasının ba arılabilmesi, daha iyi bir okluzal anatomi olu turulabilmesi en önemli avantajlarıdır (95, 96). Özellikle Sınıf II restorasyonlarda daha iyi proksimal kontak edilebilir (94, 96).

Bir kompozit rezin tabakası ile di er tabaka arasında adaptasyonda zorluk ya anabilmesi, zor i lenebilmesi, doldurucu partikül hibrit kompozit rezinlere oranla daha büyük oldu u için bitirme ve polisaj i lemleri sonrası pürüzlü yüzey olu ma riski de kar ıla ılabilecek dezavantajlarıdır (95, 96). Bu kompozit rezinleri adlandırmak için kondanse edilebilir terimi de kullanılmaktadır. Fakat bazı ara tırcılar tarafından bu terimin do ru anlamı ifade etmedi i ve kullanılmaması gerekti i savunulmaktadır.

Kondansasyonun tanımı, amalgamın kaviteye kondense edildiği zaman olumsuzluk gibi, hacim azalması ile yoğunlukta bir artış anlamına geldiğinden dolayı kondanse edilebilir terimi bu materyaller için uygun değildir (124).

### **Cam iyonomer Simanlar (C S)**

Bu siman silikat ve polikarboksilat simanların neslinden gelmektedir. Siman olarak 1970 yılında kullanılmaya başlanmıştır. Diş yüzeylerine iyonik bağlanma gösterir. En büyük avantajı hidrofilik yüzeylere adsorbe olabilmesidir. Böylece restorasyon ve diş arasındaki aralık tamamen kapatılabilir.

Polikarboksilat ve çinko fosfat simandan daha yüksek baskı dayanımına sahiptir (90-230 MPa) (125). Ancak uygulama sırasında erken su ve tükürükle kontaminasyonu sonucu mekanik özelliklerinin önemli ölçüde azaldığı görülmüştür. Restorasyonun marjinal uyumu zayıfsa su emme ve bozulması sonucunda restorasyon yerinden hareket edebilir(126). Cam iyonomer simanlar, çinko fosfat simanların uygulama endikasyonlarıyla hemen hemen aynıdır(125). Metal alaşımların, porselen restorasyonların ve ortodontik bandların simantasyonunda, kavite astar, kaide maddesi ve restoratif materyal olarak kullanılır. Asit-baz reaksiyonu toz-likit karışımından oluşur. Silisyum oksit, alüminyum oksit, kalsiyum florür, alüminyum florür ve cam tozları (alüminyofosfosilikat) gibi tozlar ve poliakrilik asit, tartarik asit, itakonik asit veya sadece distile su gibi likit içerebilir. Likit bölümünde sadece su içerenlerde poliakrilik asit yerine polimaleik asit bulunur(127). En uygun simantasyonun sağlanması için toz/likit oranı 1,3/1 korunmalıdır. Restorasyonun iç yüzeyi ve diş yüzeyi temiz ve tükürükten arındırılmış olmalıdır(128).

Cam iyonomer simanlar mine ve dentin gibi kalsifiye dokulara kimyasal olarak bağlanır. Ayrıca paslanmaz çelik, altına, platine, amalgam ve kompozite de yapışabilir. Biyolojik uyumları iyidir. Pulpa tarafından iyi tolere edilir(129). Diş etine iyi uyum gösterir. Florür içerdikleri için antikaryojenik özelliğe sahiptir. Cam iyonomer simanın bu özelliği florür salınımından ve depolanmasından kaynaklanır. Florür minedeki hidroksilapatitin hidroksil iyonları ile yer değiştirilerek çürüğe karşı son derece dayanıklı olan florürapatiti meydana getirir. Florür ayrıca

plak metabolizmasında görevli enzimleri inhibe eder. Minenin cam iyonomer simandan kazandı 1 florür, restorasyon dü se de 6 ay devam eder. Cam iyonomer simanlar neme kar ı hassastır, nem kontaminasyonunda maddenin sertli i azalır ve çözünmesi artar. A ırı kurulu a kar ı duyarlıdır. A ırı kurulukta çatlak ve yarıklar olu ur, renklenmeler ve kenar sızıntısı ba lar. Abrazyona, çekme ve gerilme kuvvetlerine kar ı dayanıklılıkları azdır. Estetik görünümü ve renk stabilitesi iyi de ildir(127).

Geleneksel cam iyonomer simanların formülasyonları de i tirilerek yapısında farklı miktarlarda reçine monomeri içeren hibrid materyaller geli tirilmi tir. E er materyal ı ı a gerek duymadan asit-baz reaksiyonu ile düzgün ekilde sertle ebiliyor ise reçine modifiye cam iyonomer siman olarak adlandırılır. Ancak materyalin sertle me reaksiyonu esas olarak ı ık ile yönlendiriliyor ise poliasit-modifiye reçine kompozit (kompomer) adını alır ve artık cam iyonomer siman sınıflamasından çıkar(130).

### **Reçine Modifiye Cam yonomer Simanlar (Hibrid yonomer)**

Geleneksel cam iyonomer simanlardan daha geli mi materyallerdir. Baskı ve gerilme dayanımı çinko fosfat, polikarboksilat ve cam iyonomer simandan daha yüksektir. Mine ve dentine adezyonları, florür salınımı cam iyonomer simanla aynıdır. Kompozit reçinelere de ba lanabilir. En büyük avantajı ı ıkla ve kimyasal olarak (dual-cure) polimerize olması dolayısıyla manipülasyon kolaylı ı ve flor salınımıdır. Ba lantı için yüzey i lemlerine gerek duyulmaz. Dü ük film kalınlı ına sahiptir. çeri i esas olarak %80 cam iyonomer siman, %20 reçinedir. Likidi ı ıkla polimerize olan HEMA (hidroksi etil metakrilat), metakrilat grupları, tartarik ve poliakrilik asit ve %8 sudur. Tozu ise floroalüminosilikat, cam tozlarıdır(127).

ı ıkla polimerize olan reçine modifiye cam iyonomer simanlarda asit-baz reaksiyonuna ilave olarak ikinci bir sertle me i lemi olan ı ıkla polimerizasyon ilave edilmi tir. ı ıkla polimerizasyon sonucunda bir matris olu ur ve bu matrise asit-baz reaksiyonu devam eder, materyalin daha iyi sertle mesini ve direncinin daha yüksek olmasını sa lar (127). Reçine modifiye cam iyonomer simanlar klasik

cam iyonomer simanlar gibi florür rezervuarıdır ve biyolojik uyumu iyidir (126, 129).

Geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha iyi estetik uyum gösterir. Basınca karşı dirençleri, geleneksel cam iyonomer simanlarla aynı olmasına karşın, gerilme dirençleri geleneksel cam iyonomer simanların iki katıdır. Ağına karşı dirençleri geleneksel olanlara göre daha iyidir. Geleneksel cam iyonomer simanlar gibi diş yapılarına kimyasal bağlanır. Fiziksel özellikleri flor salınımı ile değişir. Ağız ortamında geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha az çözünür. Manipülasyonları kolaydır ve çalınma süreleri uzundur. Ancak polimerizasyon büzülmesi sonucu mikrosızıntı ve dolayısıyla postoperatif hassasiyet ve renklenme görülebilir (126, 129).

Reçine modifiye cam iyonomer simanlar diş hekimliği pratiğinde çok geniş kullanım alanı bulsa da dezavantajlara sahiptir. Herhangi bir yüzeyi lemine gerek duymadan diş dokusuna tutunabilir. Ancak her defasında mine ve dentine yeterli bağlanma göstermeyebilir. Polialkenoik asit gibi zayıf asitler ile yüzeyi lemlerinin bağlanma dayanımını artırıcı gösterilmiştir (131, 132). Asit ile yüzeyi lemi uygulanması smear tabakasını kaldırıp mikro-porozite oluşumunu önleyerek bağlanma kuvvetini artırır.

Cam iyonomerler yapısında göreceli olarak yüksek moleküler ağırlıklı, asidik, polikarboksil temelli polimerler kullanarak düşük pH'ları ile diş yapısını pürüzlendirir (self etch) (133). Cam iyonomer simanlar yapılarında kalsiyum, fosfor, silikon gibi elementler içerir ve aktif yüzeyli camlarla kimyasal bağlanma olabilir. Bioaktif (BioGlass veya BAG-Bio Active Glass) camlar ile kombine edilmiş cam iyonomerlerin yüzeyi aktif ve bağlanmaya hazırdır. BioGlass ve cam seramiğin biyoaktif dozu siman yüzeyinde kemik benzeri apatit tabaka oluşmasına neden olur. Bu apatit tabakası yapılan bir çalınmaya göre yaralı dentin tabakasını remineralize edebilmektedir (134). BioGlass içeren cam iyonomer simanlar tükürük ile temas ettiklerinde dentin yüzeyine kalsiyum fosfat çöker. Bu özellik geliştirilerek yakın zamanda dentin hassasiyetinin tedavisinde ve derin kavitelerde kaide materyali olarak kullanılabilirliği düşünülmektedir (135).

Cam iyonomer simanlara klorheksidin eklenerek simana antimikrobiyal özellikler kazandırılmak istenmiştir. Ancak klorheksidin cam iyonomer simanın



mekanik özelliklerinde büyük de i ikliklere neden olmu çalı ma ve sertle me zamanını uzatmı , baskı dayanımını olumsuz etkilemi tir (136). Di er bir dezavantajı hidrofilik polyHEMA yapısı içermesidir. İlk ba ta su emmesi polimerizasyon bü zülmesini kompanse ediyormu gibi görü nsede devamlı su emme zararlı etkiler do urur. Bu yüzden tam seramik feldspatik tip restorasyonlarda kullanımını kontrendikedir (125). Birçok farklı restorasyonların siman- tasyonunda kullanılabilir. Ancak vital olmayan di lere uygulanan post simantasyonunda geni lemeden dolayı di köklerinde kırık riskini arttı rdı ı gözlenmi tir (127). Kavite astar maddesi, kaide materyali, restorasyonların daimi simantasyonunda, kor ve ortodontik bandların yapı tırılmasında kullanılır (128).

### **SONLU ELEMANLAR STRES ANAL Z YÖNTEM**

Sonlu elemanlar analiz yönteminin temeli, sürekli ortamların daha küçük parçalara ayrılarak analitik ekillerde modellenmesi ve böylelikle olu an parçalar veya elemanlar ile ifade edilmesi esasına dayanmaktadır (137, 138). Bu yöntem ilk defa 1956 yılında ke fedilmi ve uçak yapılarının incelenmesi için kullanılmı tır. Di hekimli inde sonlu elemanlar analizi ile yapılan ilk çalı ma Noonan'ın gümü amalgamla yaptı ı çalı madır. Bu çalı mada dolguların merkezine kuvvet uygulanarak stres da ılımı incelenmi tir. Post kor restorasyonların sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmesi ise ilk olarak 1981 yılında Davy ve arkadaş ları tarafından gerçekleştirilmi tir (138, 139). Sonlu elemanlar metodu sayısal bir metottur. Bu metot kompleks geometrilerin analizinde çok önemlidir. Bu yöntemle incelenen bir yapının bir, iki veya üç boyutlu analizi yapılabilmektedir.

De i ik ekillerdeki yapılar modellendikten sonra birbirlerine dü üm noktalarında birle en daha basit geometrik ekillere veya elemanlara bölünür. Kuvvet da ılımı, her eleman için ayrı ayrı bulunaca ı için, daha duyarlı bir analiz yapabilmek için eleman sayısı ço altılmalıdır (138, 140).

Modeldeki stres ve yer de i tirmeyi matematiksel olarak elde edebilmek için bazı bilgiler gereklidir. Bunlar;

1. Dü ü m noktalarının, elemanlarının toplam sayısı,
2. Her bir dü ü m noktası ve elemanı belirlemek için numaralandırma sistemi,
3. Her bir eleman ile ilgili olarak materyalin elastisite modülü ve poisson oranı ,
4. Her bir dü ü m noktasının sahip oldu u koordinatları,
5. Sınır artları tipi,
6. Dı dü ü mlere uygulanan kuvvetlerin de erlendirilmesi olarak belirtilir(138).

ki boyutlu sonlu elemanlar analizi uygulama kolaylı ndan ötürü di hekimli inde pek çok çalı mada kullanılmaktadır.<sup>(114,115,116)</sup> ki boyutlu modelin kullanımıyla birlikte di yapısındaki en ince tabakaların (yapı tırıcı siman, mine tabakası, marjinal uzanan porselen yapısı gibi) daha iyi modellenmesinde ba arılı olundu u belirtilmi tir. Ancak iki boyutlu sonlu elemanlar modelinin yetersiz kaldı ı durumlar da söz konusudur. nsan di i dü z ve simetrik bir yapıda de ildir, aksine oldukça düzensiz bir yapıya sahiptir. Aynı zamanda di yapısındaki farklı materyallerin da ılımı da herhangi bir simetri göstermemektedir. Bundan dolayı güvenilir bir analiz için gerçek boyutları yansıtan üç boyutlu bir model kullanılması tercih edilmelidir (141-143).

Bugün kullanılan sonlu elemanlar analiz programları temelde benzemle birlikte fonksiyon açısından birbirlerine üstünlükleri vardır. Di hekimli inde sonlu elemanlar analizlerinde sık kullanılan programlar SAP 80, SAP 86, SAP 90, ANSYS, NASTRAN, IDEAS, PAFEC 75, MARC VE PATRAN, SOL DWORKS, PROENG NEER gibi yazılımlardır (141-143).

### **Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Avantajları**

1. Dü zğün geometri göstermeyen katılar ve farklı malzeme özelliklerine sahip karma ık yapılarla kolaylıkla uyumlanabilir olması,

2. Gerçek yapıya çok daha yakın bir model hazırlanabiliyor olması,
3. stenilen sayıda malzeme kullanılarak, yapay bir model materyali veya malzeme kullanılmaksızın, olu turulacak yapının matematiksel özellikleriyle mümkün olan en iyi ekilde elde edilebilir olması,
4. Stresler, gerinimler ve yer de i tirmelerin oldukça duyarlı bir ekilde elde edilebilir olması (144).

### **Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Dezavantajları**

1. Benze im modeli elde edilmi yapıların izotropik, homojenik ve do rusal elastisite gibi malzeme özellikleri ile ilgili varsayımlar, genellikle yapının tam bir temsili örne i de ildir ve modellenen yapılar gerçekte oldu undan çok daha fazla dinamik yükler altındadır. Yapıların analizi bu yöntemle dinamik açıdan da ele alınabilmektedir, ancak i lemler daha uzun ve daha karma ık hal alabilir.
2. Yöntemin geçerli olabilmesi ve yapılan ara tırmanın do rulu u için, malzeme özellikleri, geometrisi modellenen gerçek sistemin yüklenmesi gibi bazı kilit özelliklerin do ru verilmesi tamamen ara tırmacının sorumlulu una dayandı ı için çok detaylı bilgi aktarımını gerektirir (144).

### **Konuyla İlgili Temel Kavramlar;**

**Stres (Gerilim) :** Bir cisme bir kuvvet etki etti inde, dı arıdan gelen kuvvete kar ı bir direnç geli mektedir. Bu kuvvete içeriden bir tepki olarak olu an stres, dı ardan gelen kuvvetle e it iddette ama zıt yöndedir. Hem uygulanan kuvvet, hem de içeriden gelen direnç cismin tüm alanı üzerine da ılmaktadır. Bu durumda bir yapının içindeki stres; birim alana uygulanan kuvvet olarak tanımlanır (145, 146).  $Stres = Kuvvet/Alan$

**Strain (Gerinim) :** Gerinim, gerilim uygulandı ı zaman, cismin her biriminde meydana gelen birim uzunluktaki de i im eklinde tanımlanmaktadır. Bir yapıda bir yük stres olu turdu unda, bu yük aynı zamanda gerinim de

olu turmaktadır. Stres ve gerinim atomlarla ili kilidir. Atomların arasında yer de i tirmeye kar ı koyan kuvvetler stres iken, atomların yer de i tirme derecesi ise strain olarak adlandırılır. Fakat strainin ölçü birimi yoktur. Stres ve strain birbirinden tamamen farklı niceliklerdir. Stres, büyüklü ü ve yönü olan bir kuvvet iken; strain ise bir kuvvet de il, sadece bir büyüklüktür (145, 146).

Strain= ekil de i ikli i/ Orijinal uzunluk

### Stres ve Strain Tipleri:

Bir cisme herhangi bir açı yada yönden bir kuvvet gelebilir ve ço u zaman bunlar bir araya gelerek yapının içerisinde karma ık stresleri olu turabilirler. Stresler; çekme (tensile), basma, (compression) ve makaslama (shear) ekinde üç temel tipe ayrılabilir.

1. **Çekme stresi;** bir yapıyı uzatmaya çalı an yüke kar ı olu an stres olarak tanımlanır. Çekme stresi, mutlaka çekme straini ile birlikte dir.
2. **Basma stresi;** bir yapıyı sıkı tırmaya çalı an yüke kar ı olu an stres olarak tanımlanır. Basma stresi, mutlaka basma straini ile birlikte dir.
3. **Makaslama stresi;** bir yapının bir kısmı di er kısmına paralel olarak kaydırılarak döndürüldü ü, büküldü ü yada deforme edildi inde ortaya çıkan stres olarak tanımlanır.

Makaslama stresi, mutlaka makaslama straini ile birlikte olu ur (145, 146). Uygulanan kuvvetler sonucu olu an stresler iki ana grupta toplanır: Normal stresler (çekme ve basma stresleri) ve makaslama stresleri. Normal stresler “ ” sembolü ile ve makaslama stresleri de “ ” sembolü ile gös terilmektedir. Üç boyutlu bir stres elemanın x,y,z düz lemlerine, bir normal, iki tane de makaslama stresi etki eder. Makaslama stresleri,  $\sigma_{xy} = \sigma_{yx}$  ,  $\sigma_{yz} = \sigma_{zy}$  ,  $\sigma_{xz} = \sigma_{zx}$  ekinde gösterilir. Bu nedenle; herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu, tamamen üç normal ve üç makaslama stresi bile eni ile tanımlanmaktadır (147).

### **Elastisite Modülü:**

Stresin straine oranı olarak tanımlanır.  $\sigma$  e  $\epsilon$  eklede hesaplanır:

$$\text{Elastisite modülü} = \text{Stres/Strain}$$

Elastisite modülü Young's modülü olarak da bilinmektedir ve elastisite modülü artıkça cismin rijiditeside artar (138, 145, 147).

### **Poisson Oranı:**

Çekme yada basmadaki yükleme esnasında, yükleme yönünde ve buna dik yönlerde gerinim  $\epsilon_x$  zamanlı olarak oluşur. Elastik sınır içinde yüklemeye dik yöndeki strainin yükleme yönündeki straine oranıdır (138).

### **Asal stres (Principle stres):**

Üç boyutlu bir elemanda, en büyük stres  $\sigma_1$  de  $\sigma_2$  eri, bütün makaslama stres bile enlerinin sıfır oldu  $\sigma_3$  u durumda oluşur. Bir eleman bu konumda oldu  $\sigma_1$  u zaman, normal streslere Asal stres (Principle Stres) denir.

Asal stres; maksimum asal stres, aradaki asal stres (intermediate principle stres), minimum asal stres olmak üzere üçe ayrılır. Bu değerleri sıraya koyacak olursak;

$\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$  eklede bir sıralama olur  
(147).

$\sigma_1$  = Maksimum asal stresi simgeler, en büyük artı de erdir ve en yüksek çekme stresini belirtmektedir.

$\sigma_2$  = Minimum asal stresi simgeler, en küçük de erdir ve en yüksek basma stresini belirtmektedir (147).

Analiz sonuçlarındaki artı de erler "çekme", eksi de erler ise "basma" streslerini belirtir. Bir stres elemanında belirgin ölçüde hangi stres tipi daha büyük mutlak de ere sahipse, o stres elemanı daha büyük olan stres tipinin etkisi altında demektir. Dentin elastik bir materyaldir. Di e kuvvet uygulandı  $\sigma_1$  zaman, basma ve çekme sıfırlanır. Kökün yada kök kanalının orta kısmı böyle bir yük altında nötral alanı oluşturmaktadır (148).

**Von Mises Stres:**

Von Mises stresi, çekilebilir (ductile) materyaller için, eksenel gerilimlerin bağıngıcı olarak tanımlanmakta olup ve üç asal stres de eri kullanılarak hesaplanmaktadır. Von Mises stresi, materyal üzerinde olu an stres da ılımları ve yo unla maları hakkında bilgi edinmek amacı için kullanılmaktadır (147).

## GEREÇ VE YÖNTEM

Bu ara tırma Dicle Üniversitesi, Di Hekimli i Fakültesi Di Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalında planlandı. Çalı manın sonlu elemanlar stres analizi, Dicle Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makina Bölümünde yapıldı. Çalı mada mandibular birinci molar di lerde sınıf V restorasyonlarda kullanılan be farklı materyalin sonlu elemanlar yöntemiyle stres analizleri yapıldı. Grup1: amalgam, Grup 2: Clearfil photo core, Grup 3: filtek Z 100, Grup 4: grandio ve Grup 5:filtek supreme XT. Di ler mine, dentin ve restorasyon kısımları olacak ekilde 3 tabaka olarak modellendi. Di lerde standart sınıf V kaviteler olu turuldu. Kavitelerin tabanları dik ve yuvarlatılmı (Radius) olmak üzere iki farklı ekilde modelleme yapıldı. Di üzerine 90 ve 45 derece olmak üzere iki farklı açıdan yükleme yapıldı. Her bir yükleme de eri 250 N'dur (Newton). 250 N'luk yük di üzerinde 3 bölgeye yayılmı tır (mine, dentin ve restorasyon).

Çalı mada mine, dentin ve restorasyon üzerinde olu an gerilmeler hesaplanmı ve hesaplamalar e de er von-Mises gerilmesi olarak alınmı tır. Modelleme için Rhinoceros 4.0 programı kullanılmı tır. Her farklı restoratif materyale, 90 ve 45 derece olmak üzere 2 farklı kuvvet uygulanmı ve bu kuvvetler yuvarlatılmı ve dik kö eli kavitelere de ayrı ayrı uygulanarak 4 farklı sonuç elde edilmı tir. Her restorasyon, dentin ve mine için 20 farklı sonuç ve toplamda 60 farklı sonuç elde edilmı tir. Ayrıca herhangi bir kavite açılmamı di in de 90 ve 45 derecelik yük altındaki gerilme de erleri hesaplanmı tır.

Aynı restoratif materyallerin farklı kuvvetler altındaki gerilmeleri hesaplanmı ve kar ıla tırılmaları yapılmı tır. Aynı restoratif materyallerin kavite taban kö eleri dik ve yuvarlatılmı olarak modellenip gerilme de erleri elde edilmı ve bunların kar ıla tırılması yapılmı tır. Çalı mada kullanılan materyallerin üretici firmaları, elastisite modülüs de erleri ve poisson oranları Tablo 1'de verilmi tir.

<b>Materyal</b>	<b>Üretici firma</b>	<b>Elastisite modülü(Gpa)</b>	<b>Poisson oranı</b>
Dental amalgam	Dispersalloy,Johnson and Johnson,USA	48,3	0,35
Kompozit kor Clearfil photo core	Clearfil photo core Kuraray, Japan	18,6	0,26
Kompozit rezin Filtek Z 100	3M ESPE St. Paul, MN, USA	21	0,24
Kompozit rezin Grandio	Voco Cuxhaven, Germany	20,4	0,33
Kompozit rezin Filtek Supreme XT	3M ESPE St. Paul, MN, USA	12,7	0,35
Mine	---	72,7	0,33
Dentin	---	18,6	0,31

**Tablo 1:** Kullanılan materyallerin üretici firmaları, elastisite modülüs de erleri ve poisson oranları.

Bu ara tırmada 3 boyutlu a yapısının düzenlenmesi, daha homojen bir yapıya getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin elde edilmesi ve sonlu elemanlar stres analizi testleri için Intel Pentium® D CPU 3,00 GHz i lemci, 250gb Hard disk, 3.00 GB RAM donanımlı ve Windows XP Proffessional Version 2002 Service Pack 3 i letim sistemi olan bilgisayardan, Nextengine (NextEngine, Inc. 401 Wilshire Blvd., Ninth Flor Santa Monica, California 90401) lazer tarayıcısı ile makro çözünürlükte yapılan 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N ,Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından ve ANSYS analiz programından yararlanıldı.

Sonlu elemanlar stres analizi sonucunda elde edilen de erlerin istatistiksel analizleri yapılamamaktadır. Çünkü veriler varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıkmaktadır. Bu yöntemdeki temel prensip elde edilen bulguların dikkatli bir ekilde de erlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.



Sonlu elaman metodu ile çalı ırken di hakkında a a ıdaki varsayımlar kabul edilmi tir;

1-Çalı mada faydalanılan ölçümler Wheeler'in di anatomisinden elde edildi ve bilgisayar ortamına aktarılarak analizler yapıldı.

2- nsan di leri normal artlarda kompleks ve anizotropik bir yapıya sahiptir. Fakat çalı mamızdaki di ler elastik, homojen ve izotropik bir bütün olarak kabul edildi.

3- Periodonsiyum elemanlarından periodontal ligament ve sement çok ince ve gerilme da ılımına etkisi çok dü ük oldu undan ara tırmamızda dikkate alınmamı tır.

4- Pulpa dokusu organik yapıda oldu u için ve di lerin sert dokularıyla kıyaslandı nda gerilme da ılımına etkisi çok dü ük kaldı ı için bo olarak kabul edildi.

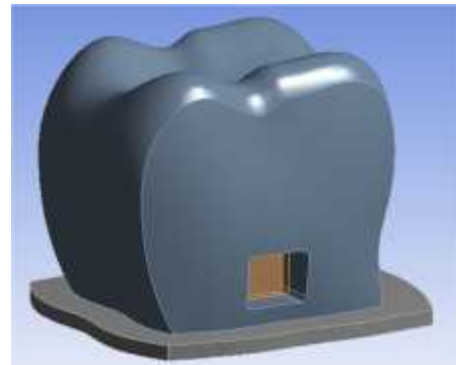
5- Di in çene kemi ine gömülü oldu u di eti bölgesini düzlemsel bir taban kısmı olarak dü ünülerek, bu düzlemde bulunan bütün dü üm noktalarının serbestlik dereceleri ve yer de i meleri sıfır alınarak sınır artı olu turuldu. Bu çalı mada, di - dolgu ara yüzeyinden gelebilecek hataların olmadı ı ve tutunmanın mükemmel oldu u varsayılmı tır.

6- Di in temasta bulundu u kemik sabit kabul edildi.

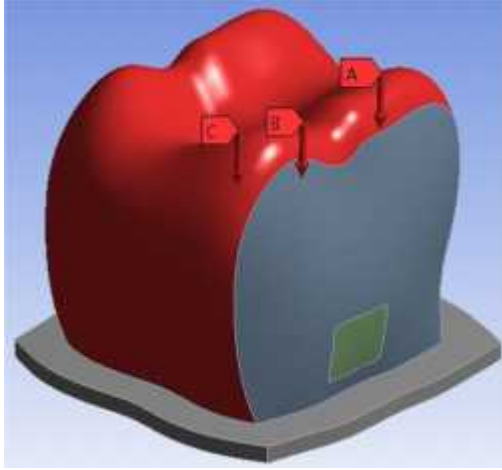
7- Di restorasyonunda kullanılan bütün malzemeler homojen ve izotropik olarak kabul edildi.



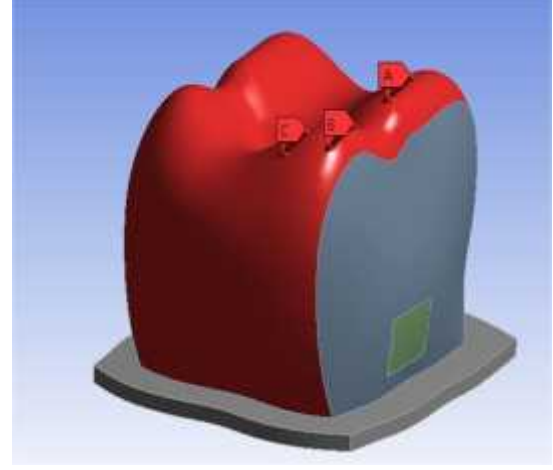
**ekil 2:** Analizler için ba langıç modeli



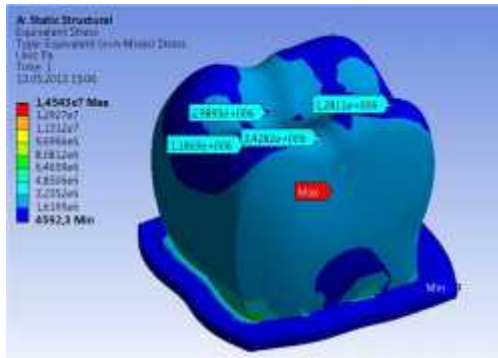
**ekil 3:** Kavite hazırlanmı model



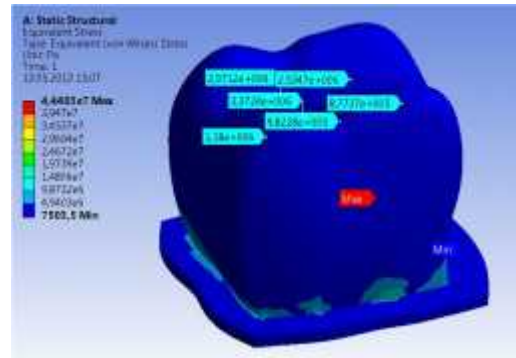
ekil 4: Kuvvetin modele 90° ile uygulanması



ekil 5: Kuvvetin modele 45° ile uygulanması



ekil 6: 90° ile uygulanan kuvvetin i lem yapılmamı di te olu turdu u stres da ılımlı



ekil 7: 45° ile uygulanan kuvvetin i lem yapılmamı di te olu turdu u stres da ılımlı

## BULGULAR

Be farklı restoratif materyalin sonlu elemanlar yöntemiyle stres analizinin yapıldı ı çalı mada minede, dentinde ve restorasyonlarda farklı yöndeki kuvvetler farklı gerilmeler olu turmu tur.

Amalgam grubunda minede maksimum de erler incelendi inde en ba arılı sonuçların 90 derece radiuslu grupta oldu u, dentinde maksimum de erler incelendi inde en ba arılı sonuçların 90 derecenin tek ba ına uygulandı ı grupta oldu u ve restorasyonda maksimum de erler incelendi inde en ba arılı sonuçların 90 derece radiuslu grupta oldu u gözlendi. Amalgam grubu için maksimum kuvvetin minede yo unla tı ı restorasyon üzerinde ise azaldı ı gözlendi (Tablo 2).

		90		45		RADIUS 90		RADIUS 45	
		MAX.	MIN.	MAX.	MIN.	MAX.	MIN.	MAX.	MIN.
AMALGAM	MİNE	14,51 e6	1,0731 e6	44,488 e6	0,13481 e6	14,509 e6	1,0731 e6	44,483 e6	0,13504 e6
	DENTİN	2,6871 e6	0,2765 e6	6,4579 e6	0,3818 e6	3,2124 e6	0,26567 e6	6,7469 e6	0,38255 e6
	REST.	2,7197 e6	0,63763 e6	6,9365 e6	0,64867 e6	2,4758 e6	0,62044 e6	4,8029 e6	1,3687 e6
KOMPOZİT KOR	MİNE	14,316 e6	1,0717 e6	44,0724 e6	0,17296 e6	14,316 e6	1,0717 e6	44,723 e6	0,17279 e6
	DENTİN	2,6851 e6	0,26994 e6	6,4888 e6	0,37108 e6	3,2105 e6	0,26319 e6	6,7751 e6	0,37195 e6
	REST.	1,5495 e6	0,5019 e6	3,5741 e6	0,76538 e6	1,4463 e6	0,50101 e6	3,4876 e6	0,75336 e6
FİLTEK Z 100	MİNE	14,253 e6	1,0712 e6	44,8 e6	0,18589 e6	14,252 e6	1,0712 e6	44,799 e6	0,18572 e6
	DENTİN	2,6842 e6	0,2689 e6	6,5015 e6	0,36873 e6	3,2096 e6	0,26224 e6	6,787 e6	0,3696 e6
	REST.	1,1869 e6	0,40687 e6	3,2849 e6	0,52153 e6	1,0981 e6	0,38301 e6	2,891 e6	0,52934 e6
GRANDIO	MİNE	14,339 e6	1,0718 e6	44,698 e6	0,16626 e6	14,339 e6	1,0718 e6	44,689 e6	0,16706 e6
	DENTİN	2,6853 e6	0,27021 e6	6,4868 e6	0,37284 e6	3,2106 e6	0,2634 e6	6,7725 e6	0,37345 e6
	REST.	1,68 e6	0,3145 e6	5,2981 e6	0,37199 e6	1,5117 e6	0,47749 e6	3,5722 e6	0,75325 e6
FİLTEK SUPREME XT	MİNE	14,315 e6	1,0717 e6	44,728 e6	0,17354 e6	14,314 e6	1,0717 e6	44,726 e6	0,17337 e6
	DENTİN	2,6851 e6	0,26995 e6	6,4888 e6	0,37087 e6	3,2105 e6	0,26321 e6	6,7749 e6	0,37174 e6
	REST.	1,5802 e6	0,50308 e6	3,6389 e6	0,78941 e6	1,4741 e6	0,50464 e6	3,5055 e6	0,76928 e6

**Tablo 2:** Bütün grupların mine, dentin ve restorasyon üzerinde olu an maksimum ve minimum stres de erleri.

Kompozit kor grubunda minede maksimum de erler incelendi inde en ba arılı sonuçların 90 derece ve Radiuslu 90 derece gruplarında oldu u, dentinde maksimum de erler incelendi inde en ba arılı sonuçların 90 derecenin tek ba ına uygulandı ı grupta oldu u ve restorasyonda maksimum de erler incelendi inde en ba arılı sonuçların 90 derece radiuslu grupta oldu u gözlendi. Kompozit kor grubu

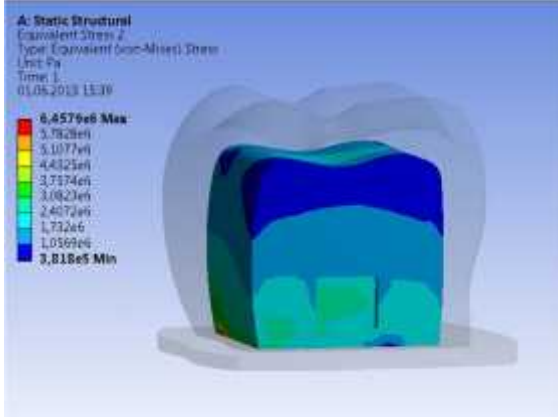
için maksimum kuvvetin minede yo unla tı ı restorasyon üzerinde ise azaldı ı gözlendi (Tablo 2).

Filtek Z 100 grubunda minede maksimum de erler incelendi inde en ba arılı sonuçların 90 derece Radiuslu grupta oldu u, dentinde maksimum de erler incelendi inde en ba arılı sonuçların 90 derecenin tek ba ına uygulandı ı grupta oldu u ve restorasyonda maksimum de erler incelendi inde en ba arılı sonuçların 90 derece radiuslu grupta oldu u gözlendi. Filtek Z 100 grubu için maksimum kuvvetin minede yo unla tı ı restorasyon üzerinde ise azaldı ı gözlendi (Tablo 2).

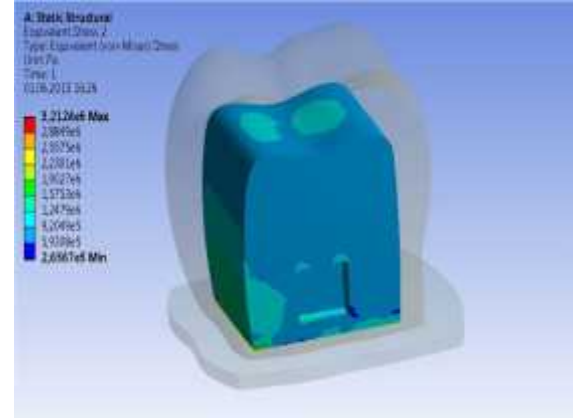
Grandio grubunda minede maksimum de erler incelendi inde en ba arılı sonuçların 90 derece ve Radiuslu 90 derece gruplarında oldu u, dentinde maksimum de erler incelendi inde en ba arılı sonuçların 90 derecenin tek ba ına uygulandı ı grupta oldu u ve restorasyonda maksimum de erler incelendi inde en ba arılı sonuçların 90 derece radiuslu grupta oldu u gözlendi. Grandio grubu için maksimum kuvvetin minede yo unla tı ı restorasyon üzerinde ise azaldı ı gözlendi (Tablo 2).

Filtek Supreme XT grubunda minede maksimum de erler incelendi inde en ba arılı sonuçların 90 derece Radiuslu grupta oldu u, dentinde maksimum de erler incelendi inde en ba arılı sonuçların 90 derecenin tek ba ına uygulandı ı grupta oldu u ve restorasyonda maksimum de erler incelendi inde en ba arılı sonuçların 90 derece radiuslu grupta oldu u gözlendi. Filtek Supreme XT grubu için maksimum kuvvetin minede yo unla tı ı restorasyon üzerinde ise azaldı ı gözlendi (Tablo 2).

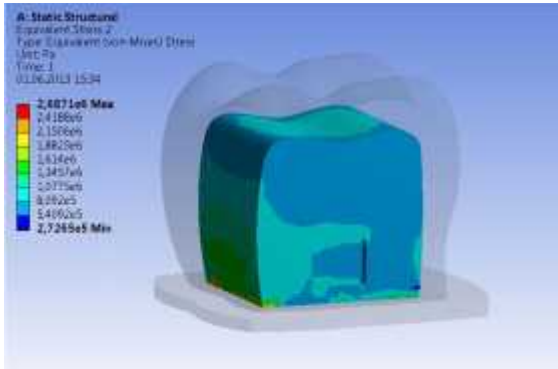
Bütün gruplar incelendi inde olu an kuvvetlerin minede ve dentinde birbirine benzer oldu u gözlendi. Restorasyonlarda ise amalgam grubunda olu an stresin di er gruplardan çok daha fazla oldu u görüldü. Minimum stres Filtek Z 100 ile restore edilen grupta tespit edildi. Genel olarak 45 dereceyle gelen kuvvetlerin olu turdukları stres 90 dereceyle olu anların yakla ık 3 katı kadar oldu u tespit edildi.



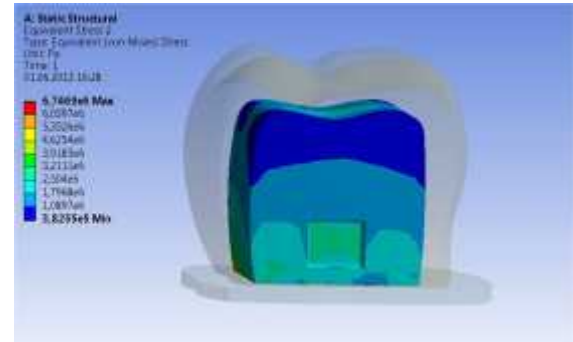
**ekil 8:** Amalgam kavitesi için hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde olu turdu u stres da ılımı



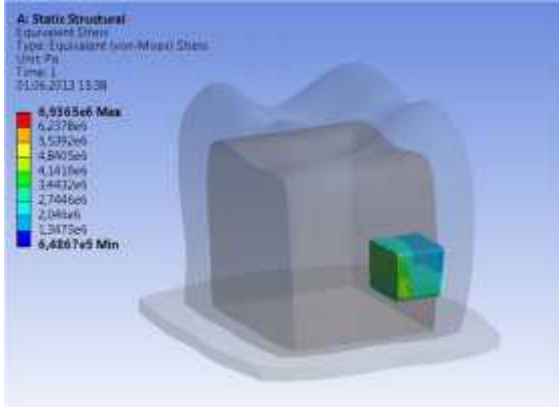
**ekil 9:** Amalgam kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde olu turdu u stres da ılımı



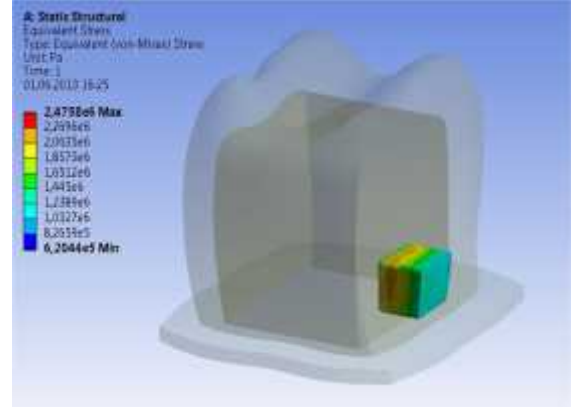
**ekil 10:** Amalgam kavitesi için hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde olu turdu u stres da ılımı



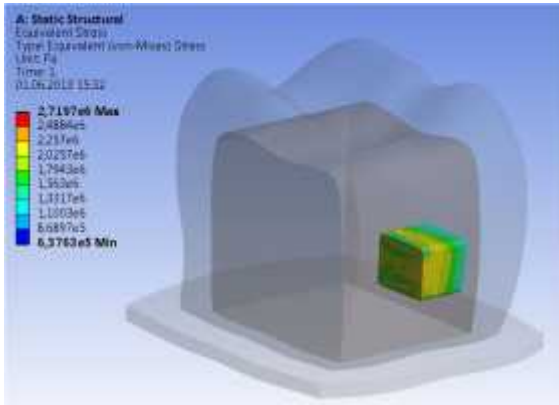
**ekil 11:** Amalgam kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde olu turdu u stres da ılımı



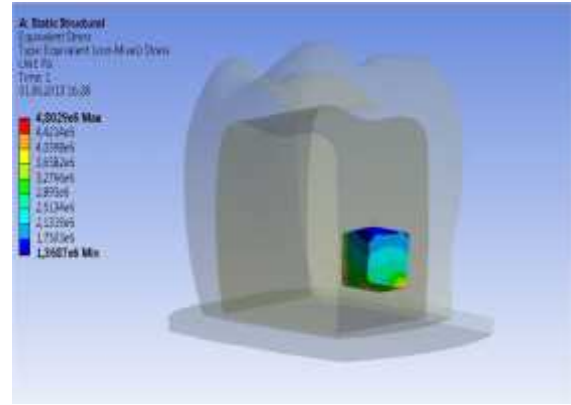
**ekil 12:** Amalgam kavitesi için hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı



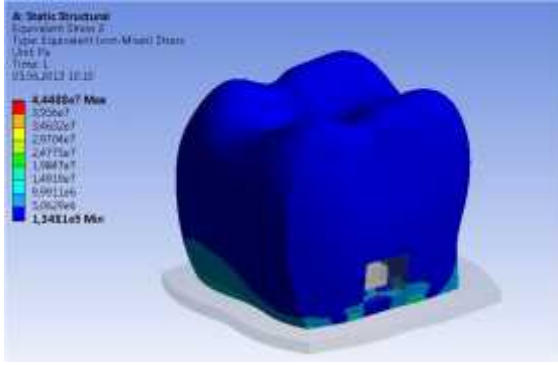
**ekil 13:** Amalgam kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı



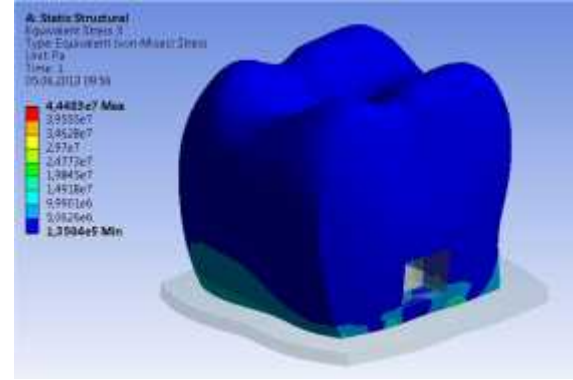
**ekil 14:** Amalgam kavitesi için hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı



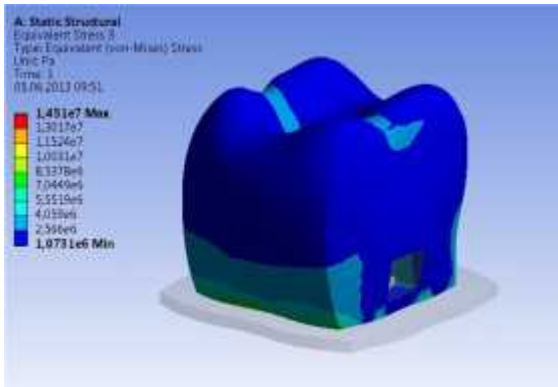
**ekil 15:** Amalgam kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı



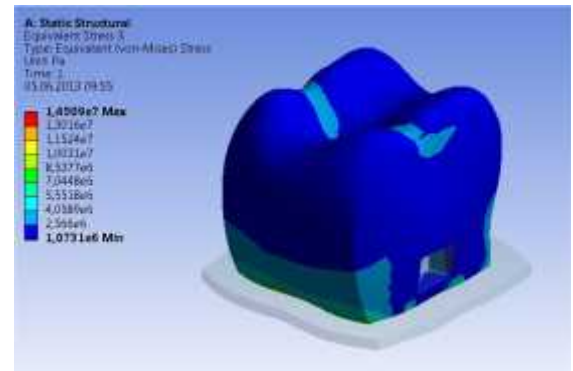
**ekil 16:** Amalgam kavitesi için hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede oldu ru stres da ılımı



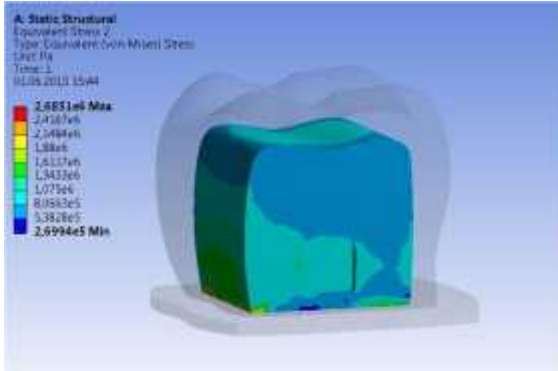
**ekil 17:** Amalgam kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede oldu ru stres da ılımı



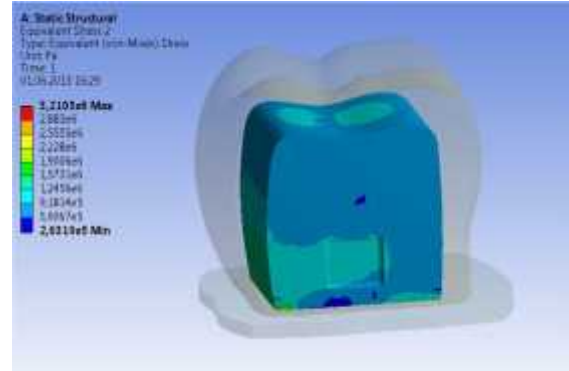
**ekil 18:** Amalgam kavitesi için hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede oldu ru stres da ılımı



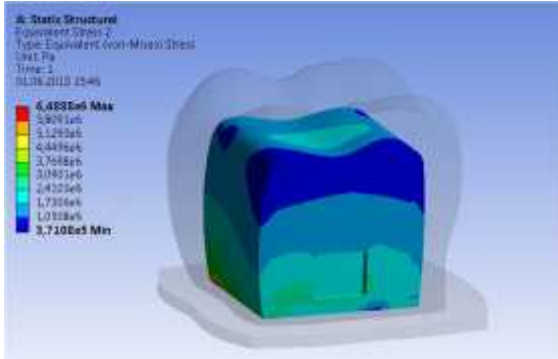
**ekil 19:** Amalgam kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde oldu ru stres da ılımı



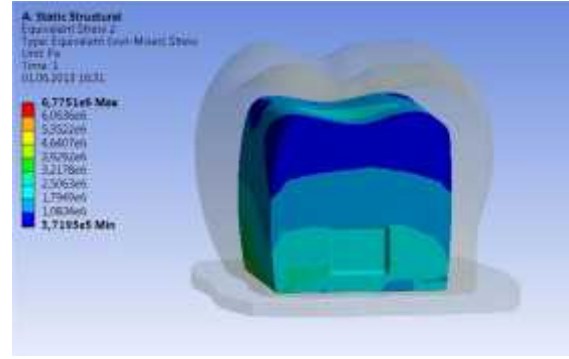
**ekil 20:** Clearfil photo core kavitesi için hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde oldu turdu u stres da ılımı



**ekil 21:** Clearfil photo core kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde oldu turdu u stres da ılımı

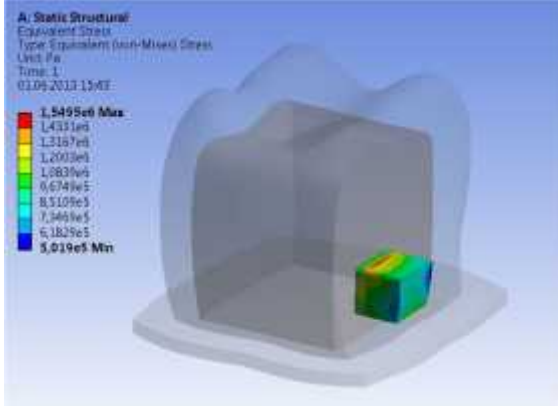


**ekil 22:** Clearfil photo core kavitesi için hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde oldu turdu u stres da ılımı

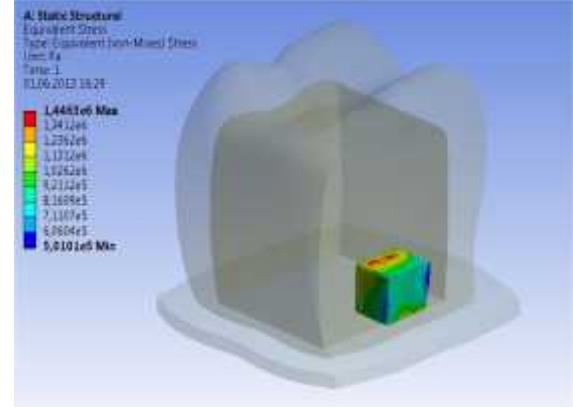


**ekil 23:** Clearfil photo core kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde oldu turdu u stres da ılımı

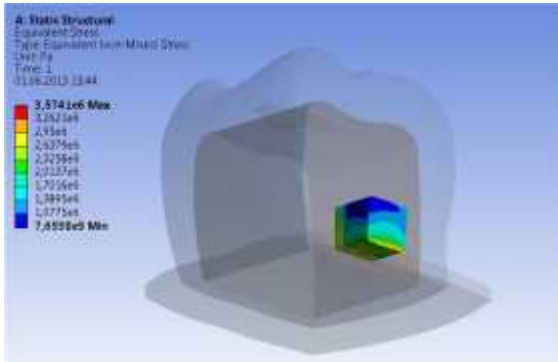




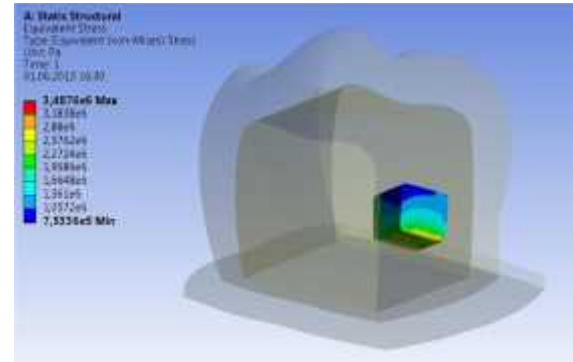
**ekil 24:** Clearfil photo core kavitesi için hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı



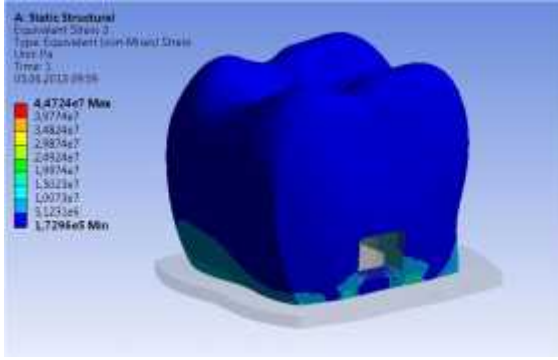
**ekil 25:** Clearfil photo core kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı



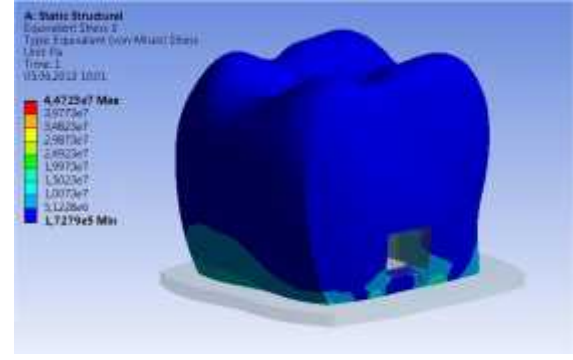
**ekil 26:** Clearfil photo core kavitesi için hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı



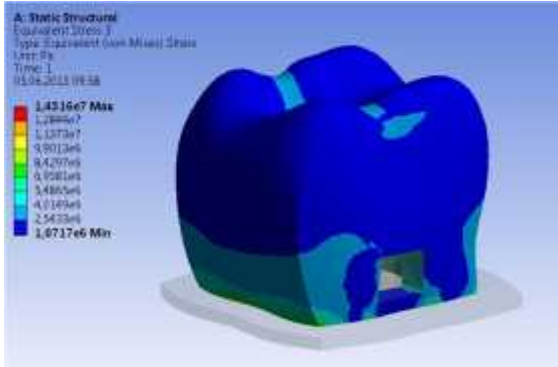
**ekil 27:** Clearfil photo core kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı



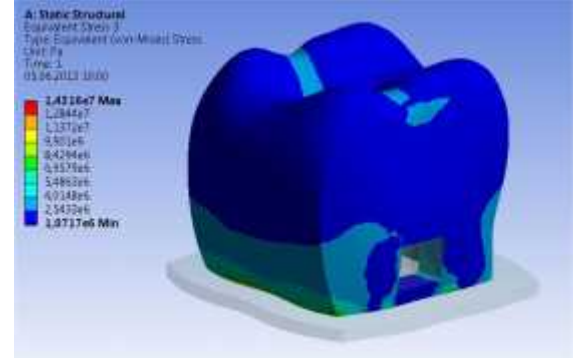
**ekil 28:** Clearfil photo core kavitesi için hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede olu turdu u stres da ılımı



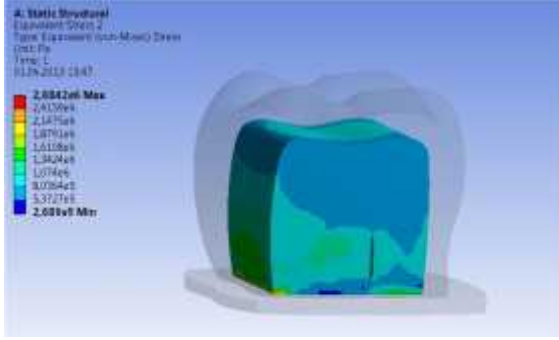
**ekil 29:** Clearfil photo core kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede olu turdu u stres da ılımı



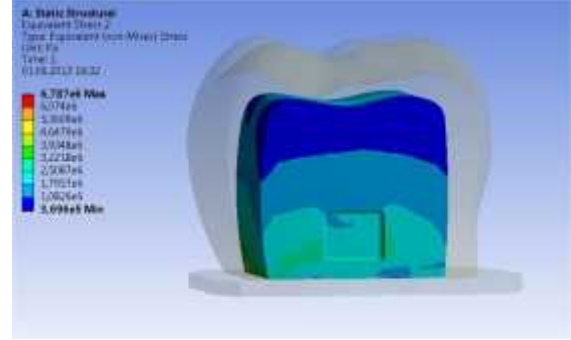
**ekil 30:** Clearfil photo core kavitesi için hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede olu turdu u stres da ılımı



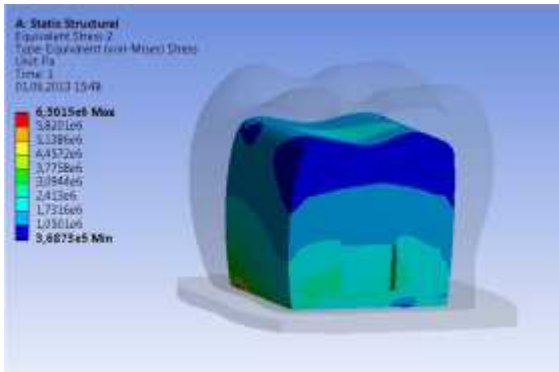
**ekil 31:** Clearfil photo core kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede olu turdu u stres da ılımı



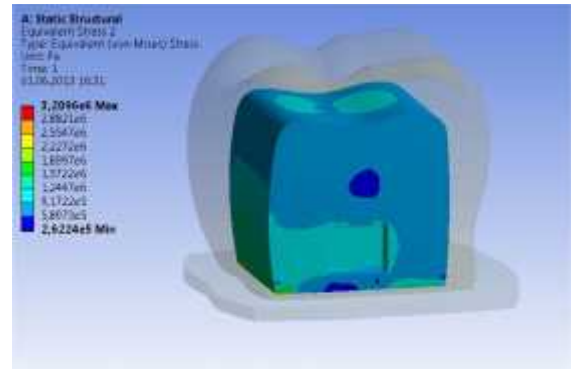
**ekil 32:** Filtek Z 100 kavitesi için hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde olu turdu u stres da ılımı



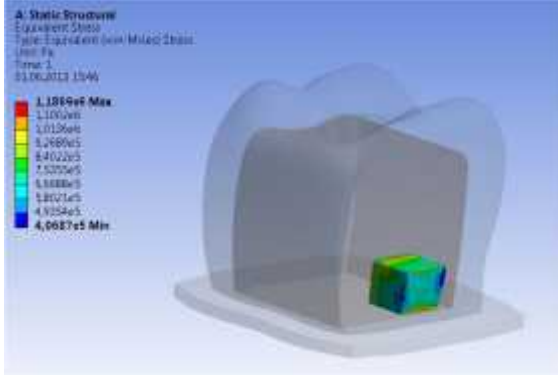
**ekil 33:** Filtek Z 100 kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde olu turdu u stres da ılımı



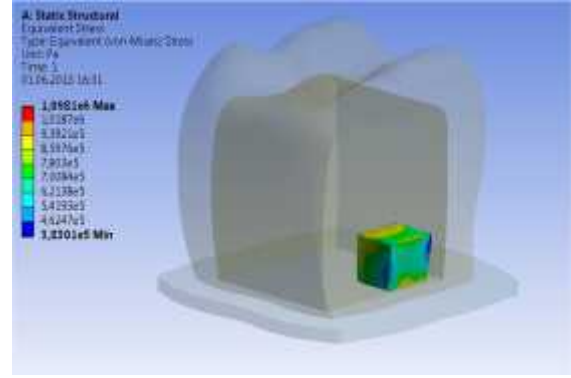
**ekil 34:** Filtek Z 100 kavitesi için hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde olu turdu u stres da ılımı



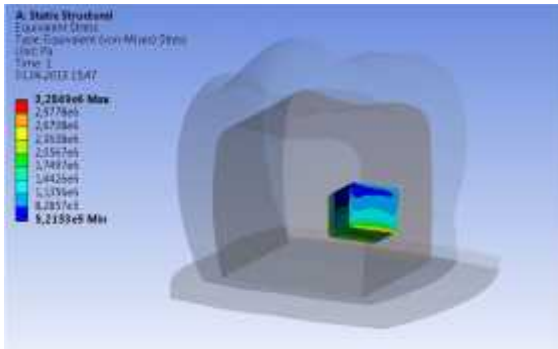
**ekil 35:** Filtek Z 100 kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde olu turdu u stres da ılımı



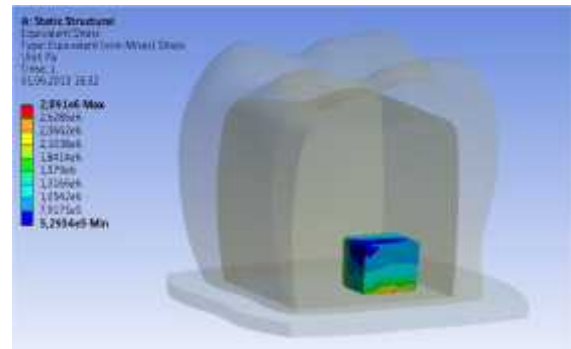
**ekil 36:** Filtek Z 100 kavitesi için hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı



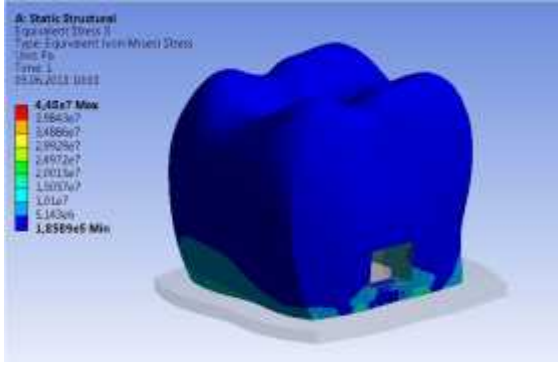
**ekil 37:** Filtek Z 100 kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı



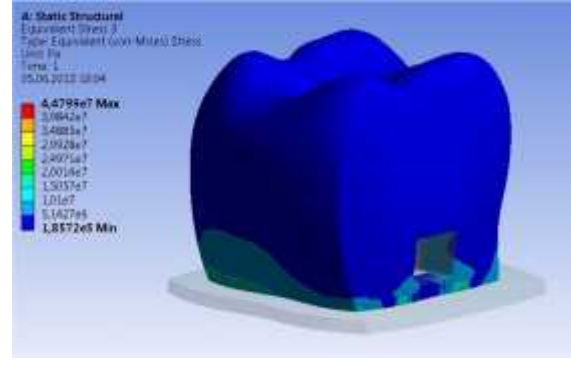
**ekil 38:** Filtek Z 100 kavitesi için hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı



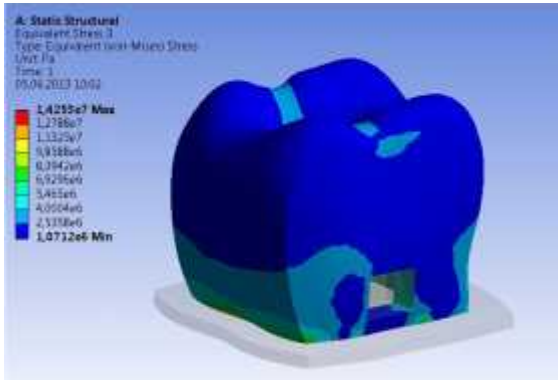
**ekil 39:** Filtek Z 100 kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı



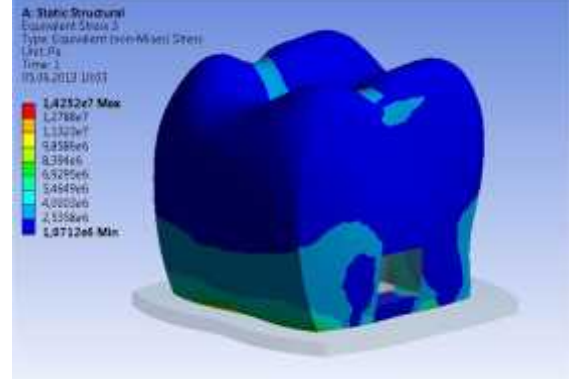
**ekil 40:** Filtek Z 100 kavitesi için hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede olu turdu u stres da ılımı



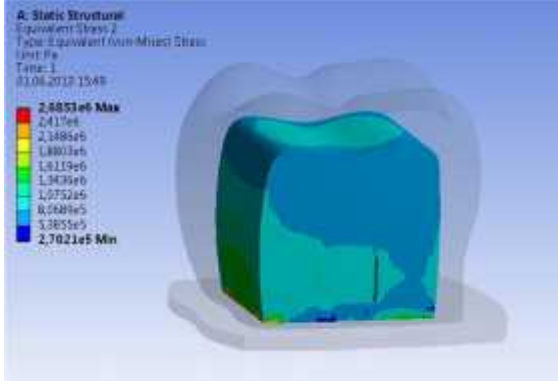
**ekil 41:** Filtek Z 100 kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede olu turdu u stres da ılımı



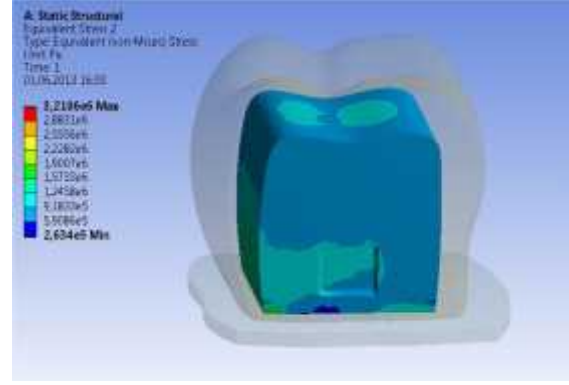
**ekil 42:** Filtek Z 100 kavitesi için hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede olu turdu u stres da ılımı



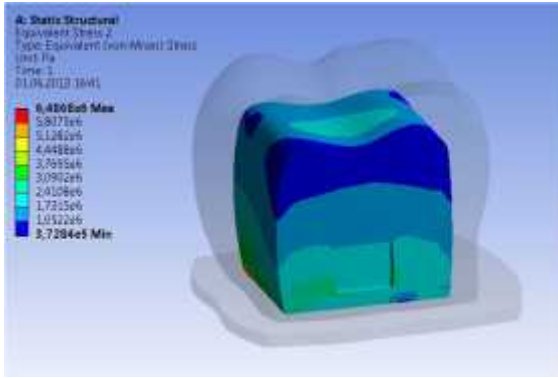
**ekil 43:** Filtek Z 100 kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede olu turdu u stres da ılımı



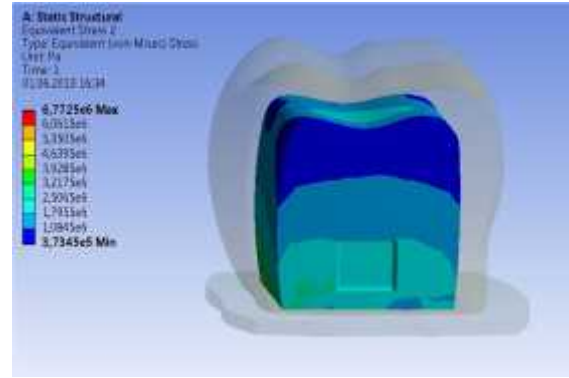
**ekil 44:** Grandio kavitesi için hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde olu turdu u stres da ılımı



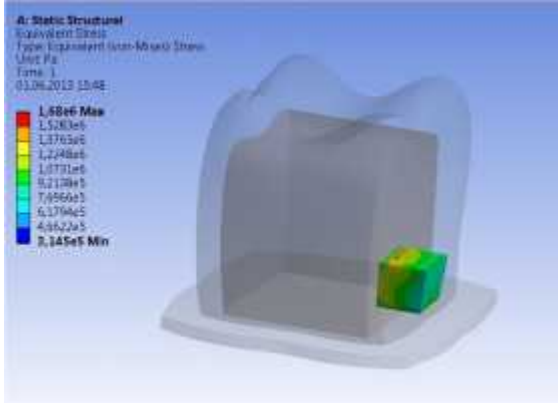
**ekil 45:** Grandio kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde olu turdu u stres da ılımı



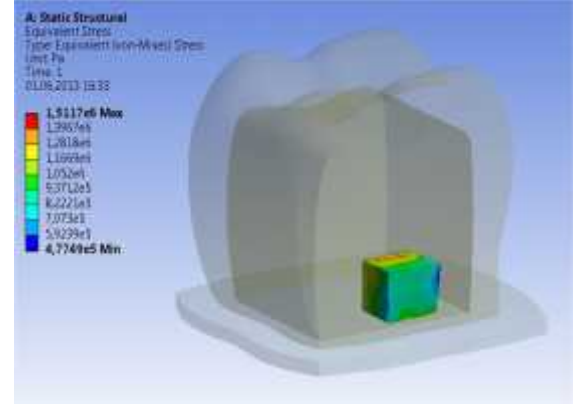
**ekil 46:** Grandio kavitesi için hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde olu turdu u stres da ılımı



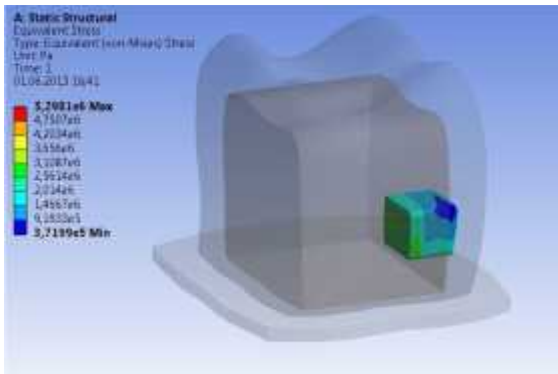
**ekil 47:** Grandio kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde olu turdu u stres da ılımı



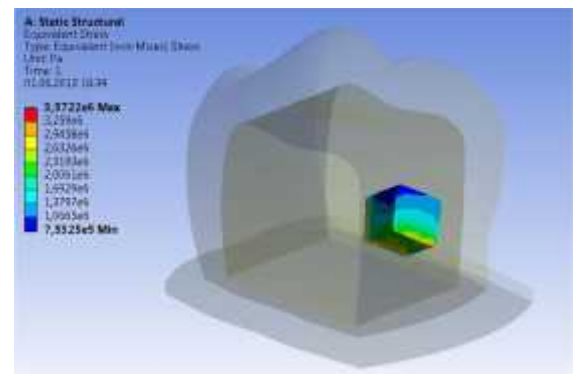
**ekil 48:** Grandio kavitesi için hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı



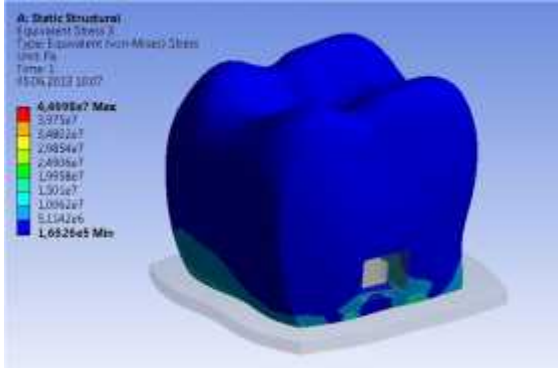
**ekil 49:** Grandio kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı



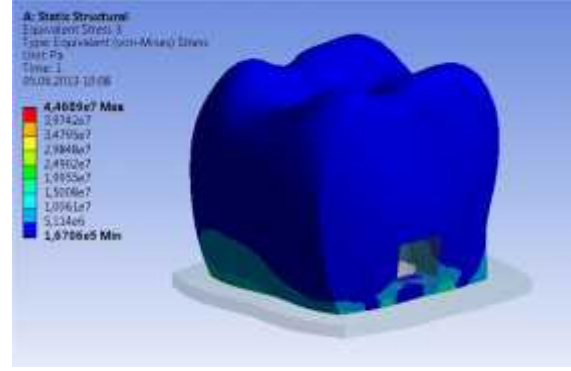
**ekil 50:** Grandio kavitesi için hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı



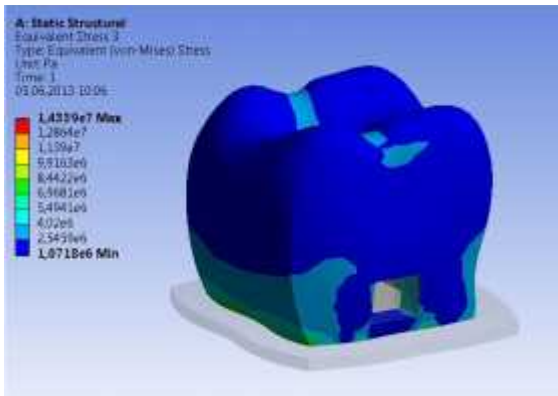
**ekil 51:** Grandio kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı



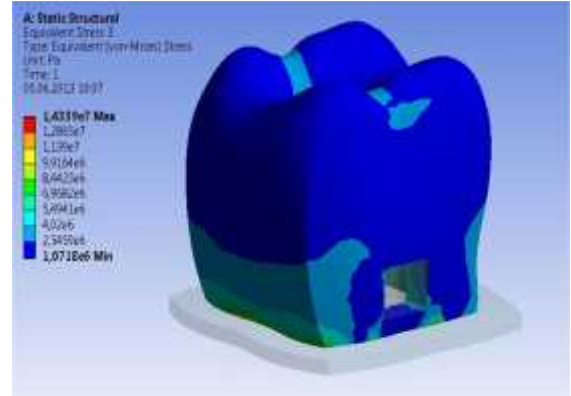
**ekil 52:** Grandio kavitesi için hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede olu turdu u stres da ılımı



**ekil 53:** Grandio kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede olu turdu u stres da ılımı

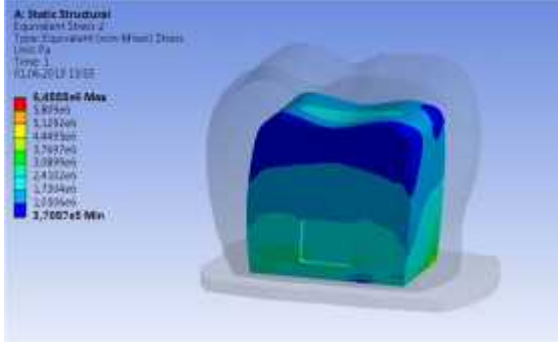


**ekil 54:** Grandio kavitesi için hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede olu turdu u stres da ılımı

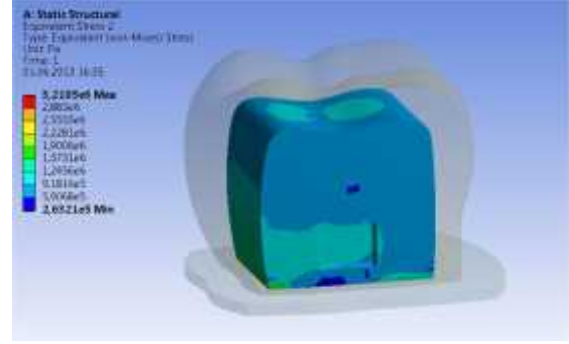


**ekil 55:** Grandio kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede olu turdu u stres da ılımı

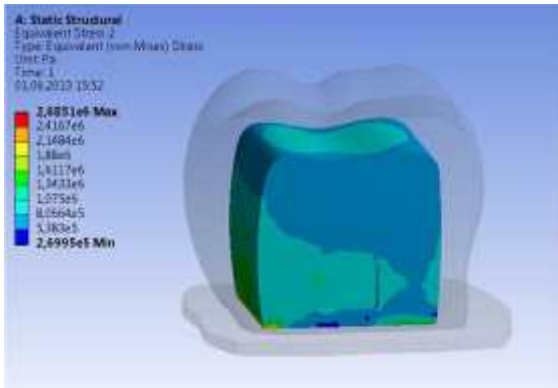




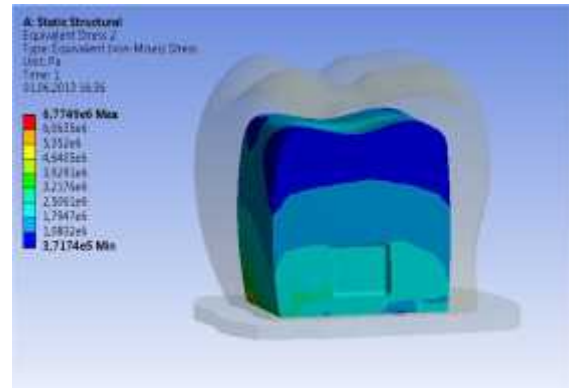
**ekil 56:** Filtek Supreme XT kavitesi için hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde olu turdu u stres da ılımı



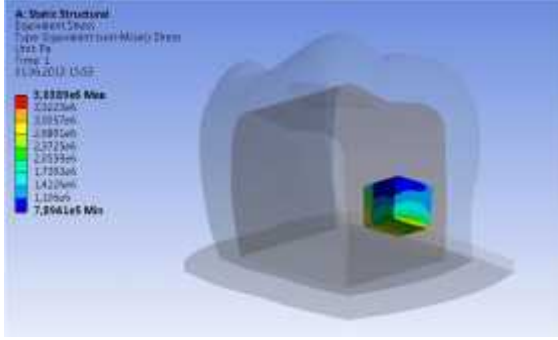
**ekil 57:** Filtek Supreme XT kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde olu turdu u stres da ılımı



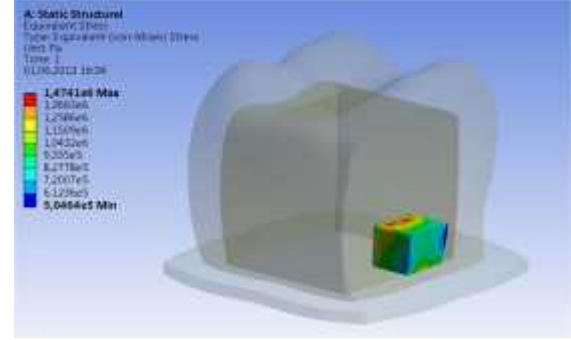
**ekil 58:** Filtek Supreme XT kavitesi için hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde olu turdu u stres da ılımı



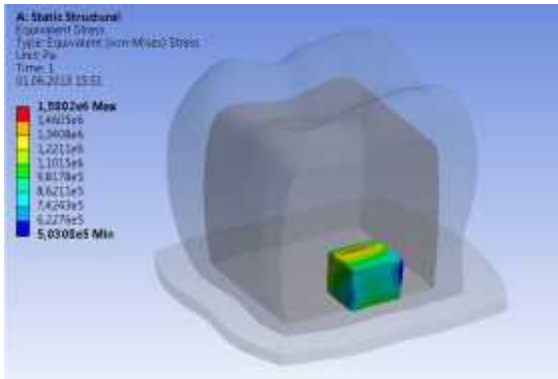
**ekil 59:** Filtek Supreme XT kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin dentinde olu turdu u stres da ılımı



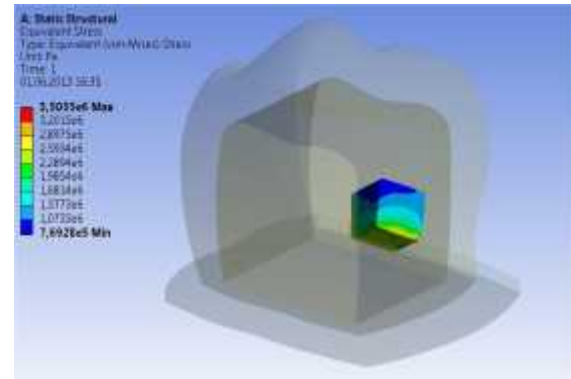
**ekil 60:** Filtek Supreme XT kavitesi için hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı



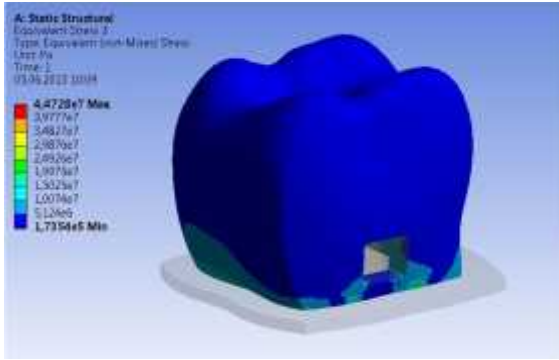
**ekil 61:** Filtek Supreme XT kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı



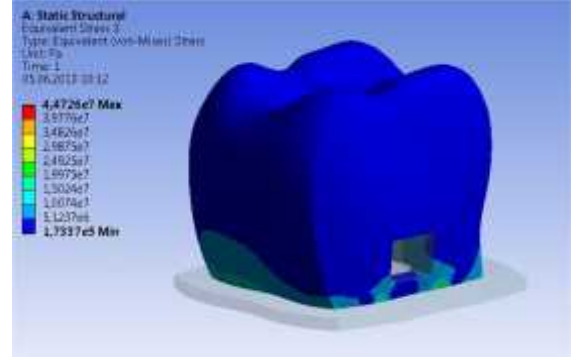
**ekil 62:** Filtek Supreme XT kavitesi için hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı



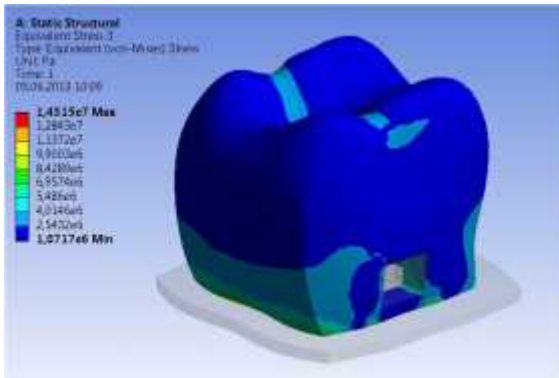
**ekil 63:** Filtek Supreme XT kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin restorasyonda olu turdu u stres da ılımı



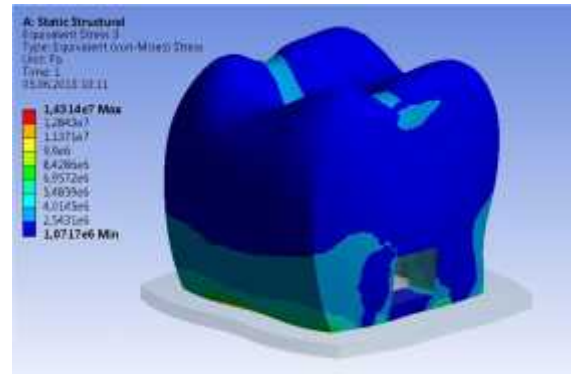
**ekil 64:** Filtek Supreme XT kavitesi için hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede olu turdu u stres da ılımı



**ekil 65:** Filtek Supreme XT kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 45 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede olu turdu u stres da ılımı



**ekil 66:** Filtek Supreme XT kavitesi için hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede olu turdu u stres da ılımı



**ekil 67:** Filtek Supreme XT kavitesi için tabanı açılı olarak hazırlanan modelde 90 derecelik açıyla uygulanan kuvvetlerin minede olu turdu u stres da ılımı

## TARTI MA

Günümüzde servikal lezyonlar yaygın ve di hekimli i mesle ine kar ı adeta bir meydan okuma durumundadırlar. Büyük olasılıkla dünya nüfusu ya landıkça bu lezyonların görülme sıklı ı da artacaktır. Bu lezyonların konumu; uzun ömürlü restorasyonların yapımını zorla tırmaktadır. Çürüksüz sınıf V lezyonların görülme sıklı ının %31 ile %56 arasında oldu u tahmin edilmektedir. Ayrıca nüfusun %85 inde servikal bölgedeki di yapılarında küçükte olsa kayıpların oldu u tahmin edilmektedir (149).

Son on yıl ya da daha fazla bir süredir biyomekanik bir teori olan di esneme teorisi kabul görmektedir. Bu teoriye göre tüberkül esnemesinden kaynaklanan servikal mineye a ırı mekanik yükleme çürüksüz servikal di dokusu kayıplarına neden olmaktadır. Sentrik okluzyonda di yüzeyine iletilen kuvvet, di i soket içine do ru, uzun eksenini do rultusunda deprese etmektedir. Ancak periodontal aralık yalnızca 0.25 mm geni liktedir. Çi neme esnasında 10 N'nun altında ortaya çıkan kuvvetler sonucu di , soketin en derin kısmına baskılanır ve soket yanlara do ru geni ler. Kök soket içinde iyice gömüldü ünde di in tüberkülleri de yanlara do ru deforme olmaya ba lar. Tüberküllerde görülen lateral deformasyon servikal bölgede stress birikimine neden olur (150).

Sentrik temas noktalarının dı ndaki eksentrik kuvvetler di yüzeyleri için oldukça tehlikelidir. Di lerin lateral hareketleri esnasında tüberküllerinde görülen lateral deformasyon miktarı da oldukça fazladır, çünkü di lere iletilen kuvvet di in uzun aksı dı nda bir do rultuda iletilmektedir. Bu kuvvetler genellikle çenenin her iki tarafındaki di leri etkilemektedir. Aksiyal ve aksiyal olmayan kuvvetlerin etkisi ile servikal bölgede stres en fazla minede birikmektedir. Bu durum mine ve dentinin elastikiyet katsayılarının farkından kaynaklanabilir. Servikal bölgede mine tarafından absorbe edilen yüksek miktardaki stres minede çatlak olu umuna neden olur, küçük miktarlarda mine katmanlarının di yüzeylerinden uzakla masıyla alttaki dentin dokusu açı a çıkar (151).

Sınıf V lezyonların maksiller di lere göre mandibular di lerde daha fazla sıklıkta görüldü ü kaydedilmi tir. Son çalı malarda restorasyonlardaki kalıcı ba arısızlık oranlarının maksiller arka göre mandibular arkta daha yüksek oldu u

bulunmaktadır. Bu lezyonların görülme sıklığının ve ba arısızlık oranının artması mandibular di lerin linguale e imli olmasıyla bağlantılıdır. Bu durum mandibular di leri, servikal bölgedeki stres birikimi için daha elverişli kılmaktadır. Restoratif tedavi süresince mandibular di lerde nem kontrolünün zorluğu ve açık dentin tübüllerinin sayıca az olması ba arısızlık oranlarını arttıran di er faktörler olarak sıralanabilir(152).

Sınıf V lezyonların oluşmasında di er büyük bir etken de tüm di lerde olduğu gibi çürük oluşumudur. Özellikle çi neme fonksiyonunun gerçekte i molar di ler bölgelerinde a ız hijyeni sağlanmazsa di eti kenarı boyunca biriken plak yüzünden özellikle bukkal yüzlerde çürük oluşması kaçınılmazdır. Sınıf V restorasyonlarla alakalı birçok çalışma yapılmış fakat hiçbir restoratif materyalin uzun dönem klinik performansıyla alakalı henüz bir fikir birliği oluşmamıştır. Materyal seçimi ve klinik tekniklere ilişkin birçok soru hala cevapsızdır. Bütün bu bilgiler dikkate alınarak çalışmamızda Sınıf V restorasyonlar ve bu restorasyonların tedavilerinde kullanılan materyaller değerlendirilmiştir.

Sınıf V lezyonların tedavisi büyük bir problem oluşturmaya devam etmektedir. Mikrosızıntı ve restorasyonun kaybı klinisyenler arasında en sık gözlenen problemlerdir. Di in konumu, stres birikimi, oklüzyon, restoratif materyalin tipi ve hastanın ya ılı kalıcı ba arısızlık oranları üzerinde önemli etkiye sahiptir (153).

Amalgam; kırılma direncinin yüksek olması ve gerilmelere karşı daha dirençli restorasyonların amaçlandığı arka grup di lerde kullanılan restoratif materyallerin başında gelmektedir. Kolay uygulanabilmesinin yanında ekonomik ve çi neme basınçlarına karşı dayanıklıdır. Ancak yüksek ısı geçirgenliği, toksik civa içermesi, korozyona karşı renklenme oluşması ve estetik olmaması gibi dezavantajlara sahiptir(154).

Kompozit rezinlerin çi neme fonksiyonuna katılan di lerin restorasyonunda amalgamdan sonra en çok kullanılan materyaller olduğu görülmektedir. Kompozit rezinler estetik görünümü, mine ve dentine bağlanma kapasitesi, sertleşme zamanının kontrol edilebilmesi, düşük ısı iletimi, uygulamanın kolay olması, dayanıklılık ve a ız ortamında düşük çözünürlük gibi

özelliklere sahip olmasına karşın; ısıl genleşme katsayısının yüksek olması, elastisite modülünün düşük olması, düşük aşınma direnci göstermesi ve polimerizasyon büzülmesi olması gibi dezavantajlara sahiptir (154,155).

Rezin kompozitler ve cam iyonomer simanlar; çivisiz ve estetik olmalarının yanında diş yapısına bantlandıkları için sınıf V restorasyonlarda geniş bir kullanım alanına sahiptir. Ancak bu malzemelerin de bazı dezavantajları bulunmaktadır. Klinisyenlerin sınıf V ya da servikal kavileri kompozit rezinle restore ederken karşılaştıkları sıkıntılardan biri polimerizasyon büzülmesine bağlı oluşan problemlerdir. Materyalde oluşan bu büzülme 10-15 $\mu$ m genişliğinde bir kenar boşluğunun oluşmasıyla sonuçlanır ve restorasyonun su absorpsiyonunu takiben genişlemesine rağmen sıklıkla açık kalır. Diş ve restorasyon arasındaki boşluklar; postoperatif hassasiyet, restorasyon kenarlarında renk değişimi ve tekrarlayan çürükler gibi klinik problemlerin oluşmasına neden olur (156).

Restoratif materyallerde kullanıldıkları bölgeye göre farklı özelliklerin bulunması istenmektedir. Molar dişler bölgelerinde bu özellikler estetikten daha çok çeyitli kuvvetler sonucu oluşan stresler karşısında stabil kalabilmesi ve dayanıklı olmasıdır.

Çeyitli metodolojiler servikal bölgedeki stres konsantrasyonunu incelemek için kullanılmaktadır. Bunlar artikülasyonlu çalıma modellerini (157), foto-elastik çalımaları (158), gerilim ölçme çalımalarını (159) ve sonlu elemanlar analizlerini (FEM) (160) içerir. Bu tür çalımalarda FEM' in avantajları çok sayıdadır ve önemlidir. Yeni bir tasarım konsepti çeyitli yükleme ortamlarındaki gerçek dünya davranışını belirlemek için modellenabilir. Analiz edilecek yapı homojen olmasa bile söz konusu yapı boyunca doğru bir stres dağılımı elde etmeye yeteneğine sahiptir. Detaylı bir bilgisayar destekli tasarım modeli geliştirildikten sonra; FEM gerekli prototip sayısını azaltarak, zaman ve para tasarrufu sağlar ve ayrıntılı bir tasarım analizi yapabilir. Günümüzde, gelişmiş bilgisayarlar, modelleme teknikleri, uygun fiyatlı bilgisayar istasyonları ve profesyonel yardım ile FEM; biyomekanik uygulamalarda çok güvenilir ve doğru sonuçlar veren bir yöntem haline gelmiştir (160). Çalımamızda FEM çalımalarının avantaj ve üstünlüklerinden faydalanılarak restoratif materyallerin stres dağılımları bilgisayar ortamında değerlendirilmiştir.

Bu yöntemde her bir elemanın sonucu bütün parçanın çözümünü bulmak için bir araya getirilir. Farklı yapılarda üretilen deformasyonları de erlendirmek için çe itli yöntemler arasında FEM normal ortodontik kuvvetler altındaki do al di hareketlerini ilgilendiren normal durumlardan alveolar kemik kaybı, ekstraoral ortodontik kuvvetler gibi özel durumlara kadar birçok alanda etkinli ini kanıtlamı tır. Di er deneysel yöntemler di in kırılması için nihai yükü gösterebilir, ancak böyle bir durumun geli me mekanizması ile ilgili tatmin edici cevaplar sa lamayabilir. Bununla birlikte; FEM ile, sürecin ara seviyeleri kolayca anla ılabilir ve asimetrik di yapısının modellenmesi için kullanılan en uygun yöntemdir (160).

Normal fonksiyonel ve parafonksiyonel hareketler esnasında di ler a ır okluzal streslere maruz kalırlar. Di yüzeyine gelen okluzal kuvvetler sonucu ekillenen stres bütün di boyunca yayılır. Canlı doku ve organlarda stres analizi yapmak güç, ço u zamanda olanaksızdır. Bu nedenle bu tip çalı malar, incelenecek yapı ya da canlı dokunun bir modeli üzerinde gerçekleştirilir. Sonuçların do ruluk derecesi modelin do ruluk derecesiyle do ru orantılıdır. Modelin canlı dokuya benzerli i oranında do ru sonuçlar elde etmek mümkün olur (160).

Günümüzde birçok stres analiz metodu kullanılmaktadır. Ancak bilgisayar teknolojisindeki geli meler, tasarım ve analiz konusunda gerçe e yakınlıkla abılme özellikleri ile sonlu eleman stres analizi yöntemini ön plana çıkarmaktadır. Baiamonte ve ark. (162) ile Geng ve ark. (163) kompleks geometrilerin modellenmesinde, ısı ve yük varsayımlarının farklı ko ullara göre modifiye edilebilmesinde sonlu eleman stres analiz yönteminin yeterlili ini ortaya koymu tur. Özellikle üç boyutlu modellerde yapılan sonlu eleman stres analizi yöntemi, in vivo ve in vitro gerilim ölçer analizlerinden elde edilen sonuçlarla ortak duyarlılık ve uyum sa lamı tır (164).

Sonlu eleman stres analizi yönteminde yükleme yönü ve miktarı ideal ekilde uygulanabilirken, in vivo gerilim ölçer çalı malarında ideal durum, kuvvet uygulama ekli ve transmisyon gibi birçok faktörden olumsuz yönde etkilenir. Buna ilave olarak, olu an stres tipi ve lokalizasyonu yalnızca sonlu eleman stres analizi yönteminde net olarak izlenebilmektedir (165). Bunun gibi birçok çalı ma,

sonlu eleman stres analizi yönteminin diğer yöntemlere göre avantajlı olduğunu belirtmektedir (166, 167). Bu avantajlarından dolayı, okluzal kuvvetlerin servikal bölgede oluşturduğu stres ve dağılımını belirlemek, bu bölgeye yapılan onarımların stresi karşılayabilme derecesini tespit edebilmek için bu tez araştırmasında sonlu eleman stres analiz yöntemi kullanıldı.

Çalışmamızda sınır koşulu olarak mandibulanın tabanındaki noktaların hareketi engellenmiştir. Bu çalışmamızda di elastik, homojen ve izotropik bir bütün olarak kabul edildi. Di in çene kemiğine gömülü olduğu di eti bölgesini düzlemsel bir taban kısmı olarak düşünülerek, bu düzlemde bulunan bütün düüm noktalarının serbestlik dereceleri ve yer değiştirmeleri sıfır alınarak sınır artı oluşturuldu. Bu çalışmada, di -dolgu ara yüzeyinden gelebilecek hataların olmadığı ve tutunmanın mükemmel olduğu varsayılmıştır. Çalışmamızda Stres analizinin sonucunda elde edilen stres bulguları, yaygın olarak kullanılan ve dental yapılardaki Von Mises kriterlerine göre yapılmıştır. Von Mises stresi, çekilebilir (ductile) materyaller için, ekleme dairesinin başlangıcı olarak tanımlanmakta olup, üç asal stres derecesi hesaplanarak kullanılır. Von Mises stresi, materyal üzerinde oluşan stres dağılımları ve yoğunlukları hakkında bilgi edinmek amacıyla de kullanılabilir (168).

Rees (169), alt premolar di e ait sonlu eleman modeli geliştirerek okluzalden tek noktadan kuvvet uygulayarak, servikal bölgede biriken stresin bukkal ve lingual minede mine-sement sınırının biraz üzerinde toplandığını belirlemiştir. Sonuç olarak sentrik noktalara doğru uygulanan vertikal okluzal kuvvetlerin servikal bölgede oluşturduğu stres yaklaşık 50 MPa olarak, oblik kuvvetlerin oluşturduğu stres ise yaklaşık 250 MPa olarak tespit etmiştir.

Palamara ve ark. (170) üç boyutlu sonlu eleman stres analiz yöntemini kullanarak alt premolar di in okluzal yüzeyine den iki yönlerden gelen kuvvetlerin servikal bölgede oluşturduğu stres dağılımındaki farklılıkları araştırmıştır. Gelen kuvvetlerin yönüne bağlı kalınsız okluzal kuvvetlerin hepsinin servikal bölgede sement-mine kenarında stres yoğunluğuna yol açtığını bildirmektedir.



Bu çalı mada; kuvvet ve restorasyonun boyutu sabit tutuldu. Yükleme ise 90 ve 45 derece olmak üzere iki yönden yapıldı. Yaman ve ark.(171) 2 boyutlu modelleme ile yaptıkları bir çalı mada kuvvet, kuvvetin miktarı ve restorasyonun boyutu sabit tutuldu unda yükleme açısının arttırılması stress da ılım emasını ve de erlerini anlamlı ekilde arttırmaktadır.Yaptı ımız çalı mada da 45 derelik açıyla uygulanan kuvvetlerin tüm modellerde 90 derecelik açıyla uygulananlara göre yakla ık 3 kat fazla gerilim olu turdu u görülmü tür.

Servikal bölgedeki lezyonların onarımlarında dü ük elastik modulusu sahip esnek onarım maddelerinin kullanımı önerilmektedir. Çünkü esnek onarım maddelerinin okluzal kuvvetlerin di te olu turdu u stresleri ve di onarım yüzeyleri arasındaki gerilim/makaslama streslerini absorbe edece i dü ünülmektedir. Magne ve ark. (172) yaptıkları çalı malarda restoratif materyallerin seçiminde elastik modülüs de erlerinin mümkün oldu unca mine ve dentinin elastik modülüs de erlerine yakın olması ve kırılma dayanımı ile elastik modülüs de erleri arasında do ru orantı oldu unu belirtmesi yaptı ımız çalı ma ile paralellik göstermektedir.

Yettram ve ark. kuvvetlerin önce köklere sonrada kemi e iletildi ini göstermi tir. Aynı grubun ba ka bir çalı masında da minenin dentinden daha sert olması nedeniyle dentin tarafından bu basıncın büyük kısmının absorbe edildi i rapor edilmi tir. Ayrıca minenin hem servikal bölgede hem de tepe noktalarında streslerin dentine lokal olarak aynı iletildi i gösterilmi tir (173). Yaptı ımız çalı mada bütün gruplar incelendi inde olu an kuvvetlerin minede ve dentinde birbirine benzer oldu u gözlendi.

Shubhashini ve ark. alt premolar di i modelleyerek yaptıkları bir çalı mada Sınıf V lezyonlu bir di in üzerine kuvvet uygulandı nda, stres birikiminin mesioaksial ve distoaksial bölgelerde yo unla tı ını bildirmi lerdir.Yine aynı çalı mada bu lezyonun restore edilmesinin stres birikimini azalttı ı görülmü tür (161).

Amalgam ve kompozit rezinler arasındaki farklardan dolayı di in restorasyonu için kavite hazırlanması sırasında da bazı farklılıklar olu maktadır. Amalgamın tutuculu unu sa lamak için daha dik açılı kaviteler hazırlanırken

kompozit rezinlerde buna gerek kalmamaktadır. Bu alı mada kavite ler arasındaki bu farklılı ın restorasyon ve di sert dokular ı üzerindeki stres da ılımına nasıl bir etkisi oldu u da ara tırılmı tır.

Kowalczyk kavite tabanlarını yuvarlatılmı olarak modelledi i çalı masında stres birikiminin keskin hatlı kavitelere göre daha az oldu unu saptamı tır(174). Bu alı mada da gruplar kendi içinde de erlendirildi inde tabanı dik açılı hazırlanan kavite lerde tabanı yuvarlatılmı olarak hazırlananlara göre daha fazla stres birikimi oldu u gözlendi.

## SONUÇLAR

- 1- Bütün gruplar içinde en ideal restoratif materyal Filtek Z 100 olarak bulundu.
- 2- Amalgam grubunda olu an stresin di er gruplardan çok daha fazla oldu u görüldü.
- 3- Genel olarak 45 dereceyle gelen kuvvetlerin olu turdukları stres 90 dereceyle olu anların yakla ık 3 katı kadar oldu u tespit edildi.
- 4- Genel olarak Radiuslu kavitelere stres birikimi 90 ve 45 derece ile açılan kavitelere göre daha az olarak tespit edildi.
- 5- Bütün gruplar incelendi inde olu an kuvvetlerin minede ve dentinde birbirine benzer olu tu u belirlendi.

Bu çalı manın sonuçlarına bakarak Sınıf V restorasyonlarda kullanılabilecek en ideal restoratif materyalin Filtek Z 100 oldu unu söyleyebiliriz. Sınıf V restorasyonlarda amalgam kullanımını tavsiye etmemekteyiz. Stres birikiminin yo un oldu u servikal bölgelere açılacak kaviterin tabanlarının Radiuslu hazırlanması stres kırıcı rol oynadı ından önerilebilir. Sınıf V kavitelere uygulanacak restoratif materyallerin gelen vertikal, horizontal ve diagonal kuvvetlere kar ı koyabilecek kuvvette ve esneklikte olması gerekmektedir.

## KAYNAKLAR

1. Köprülü H, Bulucu B. Geriatrik Di hekimli i. S Toplum 2003;13(1):23-9.
2. Murphy WM, Poyrazolu E, Tunceli B. Ya lı Bireylerin Di Tedavileri. st. Üniv. Di hek. Fak. Derg.1994;33(1,2,3,4):167-75.
3. Öztürk A, Keskin A. Di hekimli inde tıbbi sorunlar. 3. Baskı, Özyurt Matbaacılık, Ankara, 1997; 207.
4. McComb D. Operative Dentistry Considerations for the elderly. J Prosthet Dent 1994;72:517-24.
5. MacEntee MI and Prosth D. How severe is the threat of caries to old teeth? J Prosthet Dent 1994;71:473-77.
6. Jorgensen EB, Mojon P, Rentsch A, Roehric N, Muehl D, Baehni P. Caries prevalence and associated predisposing conditions in recently hospitalized elderly persons. Acta Odontol Scand 1996;54:251-56.
7. Manhart J, Chen HY, Mehl A, Weber K, Hickel R. Marginal quality and microleakage of adhesive class V restorations. J Dent 2001;29:123-30.
8. Bolla M, Baltcheva E, Fortin D, Rompre P, St-George A. Evaluation of microleakage at the CEJ of Class V cavities restored with four different adhesive systems, European Cells and Materials 2005;9: (Suppl. 1):58-9.
9. Rees JS. The role of cuspal flexure in the development of abfraction lesions: a finite element study. European J Oral Sciences 1998; 106: 1028-32.
10. Lee WC and Eakle WS. Possible role of tensile stresses in the etiology of cervical erosive lesions of teeth. J Prosthet Dent 1984; 52 : 374-80.
11. McCoy G. The etiology of gingival erosion. J Oral Implantology 1982; 10: 361-2.
12. Grippo JO. Abfractions. A new classification of hard tissue lesions of teeth. J Esthetic Dent 1991; 3:14-9.
13. Uzer E ve Türkün . Poliasit modifiye kompozit rezin ile nano dolduruculu bir kompozit rezinin kenar sızıntılarının kar ıla tırılması. A.Ü. Di hek. Fak. Derg. 2005; 32(3): 181-90.

14. Blunk U. Improving cervical restorations: a review of materials and techniques. *J Adhes Dent* 2001; 3:33-4.
15. Ünlü N, Belli S, Özer F. Üç yeni nesil dentin bonding sistemin klas 5 kaviterlerde mikrosızıntılarının de erlendirilmesi. *C. Ü. Di hek. Fak. Derg.*1999;2(2):112-16.
16. Kam Ö, Polimerizasyon Bü zülmesi Dü ük Kompozit Rezinlerin Mikrosızıntı Ve Kenar Uyumu Açısından In Vitro Olarak De erlendirilmesi, Doktora tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi Sa lık Bilimleri Enstitüsü, 2010.
17. Vasquez M, Calao E, Becerra F, Ossa J, Enriquez C, Fresneda E. Initial stres differences between sliding and sectional mechanics with an endosseous implant as anchorage: a 3- dimensional finite element analysis. *Angle Orthod.* 2001;71:247-256.
18. Sonugelen M, Artunç C. A ız Protezleri ve Biyomekanik, Ege Ün v. Di Hek. Fak. Yayınları, 2002;6-10.
19. Gomes de OS, Seraidarian PI, Landre J Jr, Oliveira DD, Cavalcanti BN. Tooth displacement due to occlusal contacts: a three-dimensional finite element study. *J Oral Rehabil.* 2006;33:874-880.
20. Fisher FJ. The treatment of carious dentine. *Br Dent J.* 1972,150: 159-162.
21. Türkün , Türkün M, Ate M. MDPB içeren self-etching adeziv sistemin antibakteriyel aktivitesi. *GÜ Di Hek. Fak. Derg.* 2003;20(3):41-46.
22. Kidd EA, Joyston-Bechal S, Beighton D. Microbiological validation of assessments of caries activity during cavity preparation. *Caries Res* 1993; 27(5): 402-408.
23. Fusayama T, Okuse K, Hosoda H. Relationship between hardness, discoloration and microbial invasion in carious dentin. *J Dent Res* 1966; 45(4): 1033-1046.
24. Kidd EAM, Bechal SJ, Smith MM, Smith SR. The use of a caries detector dye in cavity preparation *Br Dent J* 1989; 167(4): 132-134.
25. Tarım B, Say EC, Dörter C, Koray F, Dabano lu A, Turan N. Çürük dentin saptanmasında “asit red boya” kullanımı.Quintessence Türkçe 2003, 2:45-49.

26. Brannstrom M. The cause of post restorative sensitivity and it's prevention. J Endod 1986, 12:475-481.
27. Brannström M, Nyborg H. Cavity treatment with microbial fluoride solution: Growth of bacteria and effect on the pulp. J Prosthet Dent 1973; 30(3): 303-310.
28. Vivek Sharma MTN, Vasundhara Shivanna. The effect of cavity disinfectants on the sealing ability of dentin bonding system: An in vitro study. Journal of conservative dentistry 2009;12:109-113.
29. Uzer E, Türkün L . Poliasit modifiye kompozit rezin ile nano dolduruculu bir kompozit rezinin kenar sızıntılarının kar ıla tırılması. AÜ Di Hek Fak Derg 2005;32:181-190.
30. Marsh P, Martin MV. Oral Microbiology. Fourth Edition, MPG Books Ltd, Great Britain,2000.
31. Newbrun E. Cariology. Quintessence Publishing Co, Inc, USA,1989.
32. Samaranayake LP. Essential Microbiology for Dentistry. Second Edition, Elsevier, China,2002.
33. Ata P. Konservatif Di Tedavisi. Yenilik Basımevi, stanbul,1971.
34. Bayırlı G, irin . Restoratif Tedavi.Ta matbaası, stanbul,1985.
35. Kargül B, Yarat A, Tanbo a , Emekli N. Salivary Protein and Some Inorganic Element Levels in Healthy Children and Their Relationship to Caries. Journal of Marmara University Dental Faculty.1994; 2(1): 434-440.
36. Türker M, Yüçeta . A ız Di Çene Hastalıkları ve Cerrahisi. Atlas Kitapçılık, Ankara,1997.
37. Kaya S, Tükürük bezi hastalıkları, Günes Tıp Kitabevi, Ankara, 1997.
38. Humphrey SP, Williamson RT. A review of saliva: Normal composition, flow, and function, J Prosthet Dent. 2001;85:162-169.
39. Siso H, Hürmüzlü F. Çürük Aktivite Testleri. Cumhuriyet Üniv. Di Hek. Fak. Derg, 2005;8(2):113-118.
40. Cengiz AT. Tıp ve Di hekimli inde Genel ve Özel Mikrobiyoloji. Güne Kitapevi, Ankara, 2004.
41. Mundorff SA, Eisenberg AD, Leverett DH. Correlation between numbers of microflora in plaque an saliva. Caries Res.1990; 24: 312-317.

42. Koray F. (1981). Di Çürükleri. Dünya Tıp Kitapevi, stanbul.
43. de Soet JJ, de Graaff J. Microbiology of Carious Lesions. Dental Update,1998; 25: 319-324.
44. Çakır YF, Gürkan S, Attar N. Çürük Mikrobiyolojisi. Hacettepe Di Hek. Fak. Derg. 2010; 34(3-4):78-91
45. Ergani O, Öztürk A. Oral Mikrobiyoloji & mmünoloji. Nobel Tıp Kitabevleri, 2003.
46. Wilkins JC, Homer KA, Beighton D. Analysis of Streptococcus mutans proteins modulated by culture under acidic conditions. Applied and enviroment. Microbiol, 2002; 68:5,2382-2390.
47. Bolgöl B, Çelenk S, Ayna B ve ark. Türkiye-Diyarbakır'ın Kırsalında 7-9 Ya ındaki Çocuklarda Tükürük Mutans Streptokok/laktobasil Ve Plak Ph'sı ile Di Çürü ü Arasındaki İlişkiler. Türkiye Klinikleri. 2004; (2), 510.
48. Ceyhan N. Klinikte Biyofilmlerin Önlenmesi için Antibiyofilm Stratejileri. Turkish J. nfection 2008;22(4):227-240.
49. Beighton D. The complex oral microflora of high-risk individuals and groups and its role in the caries process, Community Dent. Oral Epidemiol 2005; 33:248-255.
50. Hamada S, Slade HD. Biology, Immunology and Cariogenicity of Streptococcus Mutans. Microbiological Reviews. 1980; 44(2): 331-384.
51. De Soet, Van Loveren C, Lammens A.J.(1991). Differences in Cariogenicity between fresh isolates of streptococcus sobrinus and stretococcus mutans. Caries Res.1991; 25:116-122.
52. Coykendall AL. Genetic heterogenicity in Streptococcus mutans. J.Bacteriol 1971;106:192-196.
53. Hardie JM.and Whiley R.A, The Genus Streptococcus. Oral, Ed by Balows A. Et al. The Prokaryotes, Second Ed. Vol.II ,p. 4216. Springer-Verlag, NY, 1992.
54. Hardie JM. Oral Streptococci, Bergey's Manual of Systematic Bacteriology, 2.Ed. Sneath PHA, Mair NS, Sharpe ME, Williams &Wilkins, Baltimore, Hong Kong, London, Sydney.1986, pp 1054-1063.

55. Dilley DG, Diley DH, Machen JB. Nursing Habid: A Profile Of Patients And Their Families. *J. Dent. Child.* 1980; 47:102-108.
56. Caufield PW. Dental caries- a transmissible and infectious disease revisited. *Ped. Dent.* 1997; 8:491-498.
57. Clarke J.K.: On the bacterial factor in the aetiology of dental caries. *Brit.J.Exp.Pathol.* 1994; 5:141-147.
58. Balakrishnan M, Simmonds S.R, Tagg J.R.: Dental caries is a preventable infectious disease. *Aust. Dent. J.* 2000; 45; 235-245.
59. Bender GH, Sutton SV, Marquis R.E. Acid tolerance proton permeabilities and membrane ATPases of oral streptococci. *Infect.Immun.* 1986;53:331-338.
60. van Houte J. Bacterial specificity in the etiology of dental caries. *Int. Dent. J.* 1980; 30:305-326.
61. van Houte J. Role of microorganisms in caries etiology. *J.Dent. Res.* 1994; 73: 672-681.
62. Marthaler T.M, Brunelle J, The prevalence of dental caries in Europe 1990-1995, *Caries Research.* 1996;30:237- 255.
63. Kohler B, Andreen I, Jonsson B. The earlier the colortization by mutans streptococci, the higher the caries prevalence at 4 years of age. *Oral Microbiol. Immunol.* 1988; 3:14-17.
64. Jacob LS, Flaitz CM, Nichols CM et al. Role of Dentinal Carious Lesions in the Pathogenesis of Oral Candidiasis in HIV Infection. *JADA* 1998;129:187-194.
65. Camile SF, Robert B, Stephen J. Oral candidosis. *Clinics in Dermatology* 2000;18(5):553-562.
66. Scully C, El-Kabir M, Samaranayake LP. Candida and Oral Candidosis:A Review. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1994;5(2):125-157.
67. Akdeniz BG, Koparal E, en BH ve ark. Prevalence of Candida Albicans in Oral Cavities and Root Canals of Children. *J Dent Child.* 2002;Sep-Dec 69(3): 289-292.
68. Pienihäkkinen K. Screening for High Caries Increment in Children. *Proc Finn Dent Soc* 84 1987;(Suppl II): 1-76.



69. Zero DT. Dental caries process. *Dental Clinic of North America* 1999;43(4):635-664.
70. Cengiz T. Endodonti. 4. Baskı. Barı Yayınları, Ankara, 1996. p. 43-56.
71. Kidd E, Fejerskov O. *Dental Caries*. Oxford, Blackwell Munksgaard, 2003; p. 75-83.
72. Mount GJ. Defining, classifying and placing incipient caries lesions in perspective. *Dent Clin North Am* 2005; 49(4): 701-723.
73. Whiley RA, Beighton D. Current classification of the oral streptococci. *Oral Microbiol. Immunol.* 1998; 13:195-216.
74. Banerjee A., Watson T.F., Kidd E.A.M. (2000). Dentine Caries Excavation: A Review of Current Clinical Techniques. *Br. Dent. J.* 2000;188(9): 476-482.
75. Albrektsson TO, Bratthall D, Glantz PJ et al. *Tissue Preservation in Caries Treatment*. Quintessence Publishing Co. Inc, Germany. 2001;p:153- 166.
76. Tuluno lu Ö, Ayhan H, Ölmez A, Bodur H. The effect of cavity disinfectants on microleakage in dentin bonding systems. *J Clin. Pediatr. Dent.* 1998, 22(4): 299-305.
77. Alaçam T. Endodonti. Nobel Kitabevi , Ankara ,2011.
78. Hürmüzlü F, Dayangaç B, Caridex sistemi ile çürük temizleme yönteminin mekanik yöntemle karşılaştırılması, Cumhuriyet Üniversitesi Dishekimlik Fakültesi Dergisi 1998;1:1.
79. Banerjee A., Watson T.F., Kidd E.A.M. (2000). Dentine Caries Excavation: A Review of Current Clinical Techniques. *Br. Dent. J.* 2000;188(9): 476-482.
80. Opdam NJ, Roeters JJ, Van Berghem E., Eijsvogels E, Bronkhorst E. Microleakage and damage to adjacent teeth when finishing Class II adhesive preparations using either a sonic device or bur. *Am J Dent* 2002;15(5):317-320.
81. Goldstein RE, Parkins FM. Air-abrasive Technology: Its New Role in Restorative Dentistry. *JADA* 1994 ;125 May: 551-557.

82. Gerbo LR, Barnes CM, Leinfelder KF. Applications of the air-powder polisher in clinical orthodontics. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1993; 103: 71-3.
83. Boyde A. Air Polishing Effects on Enamel, Dentin and Cement and Bone. *Br. Dent. J.* 1984; 156:287-291.
84. Glenwright HD, Knibbs PJ, Burdon DW. Atmospheric contamination during use of an air polisher. *Br Dent J* 1985; 159: 294 -297.
85. Kotb RM, Abdella AA, El Kateb MA, Ahmed AM. Clinical evaluation of Papacarie in primary teeth. *J Clin Pediatr Dent* 2009;34:117-123.
86. Peric T, Marković D, Petrović B. Clinical evaluation of a chemomechanical method for caries removal in children and adolescents. *Acta Odontol Scand* 2009;67:277-283.
87. Chaussain-Miller C, Decup F, Domejean-Orliaguet S, Gillet D, Guigand M, Kaleka R, Laboux O, Lafont J, Medioni E, Serfaty R, Toumelin-Chemla F, Tubiana J, Lasfargues JJ. Clinical evaluation of the Carisolv chemomechanical caries removal technique according to the site/stage concept, a revised caries classification system. *Clin Oral Invest* 2003;7:32-37.
88. Kisbet S, Ölmez A. Kemomekanik Çürük kaldırma yöntemlerinde güncel yaklaşımlar. *Cumhuriyet Dent J.* 2012;15(4):364-372.
89. Beeley JA, Yip HK, Stevenson AG. Chemomechanical caries removal: a review of the techniques and latest developments. *Br Dent J.* 2000;188:427-430.
90. Samaranayake LP. Caries removal techniques and instrumentation: a review. *Clin Oral Invest.* 1998; 2:148-154.
91. Moritz A. Cavity Preparation. In: *Oral Laser Application.* Ed. Moritz A. Quintessenz, Berlin 2006, p: 75- 1.
92. Gürkan G, Ankara Üniversitesi Di Hastalıkları ve Tedavisi Dersi 2.Sınıf Ders Notu,2010.
93. Anusavice KJ. Restorative Resins. In: *Philips' Science of Dental Materials.* 9th Ed., Philadelphia: W.B. Saunders Company, 1996: p. 273-299.

94. Fortin D, Vargas MA. The spectrum of composites: New techniques and materials. *J Am Dent Assoc* 2000; 131: 26-30.
95. Bayne SC, Thompson JY, Taylor DF. Dental Materials. In: Sturdevant's Art&Science of Operative Dentistry. Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ, Eds. 4th Ed., USA: Mosby, 2002: p. 190-207.
96. Garcia AH, Lozano MAM, Vila JC, Escribano AB, Galve PF. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006; 11: 215-220.
97. McCabe JF, Walls AWG. Resin Based Filling Materials. In: Applied Dental Materials. 8th Ed., USA: Blackwell Publishing, 1998: p. 169-188.
98. Murchison DF, Chan DC, Cooley RL. Direct Anterior Restorations. In: Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach. Summitt JB, Robbins JW, Schwartz RS, Eds. 2nd Ed., Singapore: Quintessence Publishing, 2001: p. 236-238.
99. Palin WM, Fleming GJP. Low-shrink monomers for dental restorations. *Dent Update* 2003; 30(3): 118-122.
100. Trushkowsky RD. Composite Resin: Fundamentals and Direct Technique Restorations. In: Esthetic Dentistry: A Clinical Approach to Techniques and Materials. Aschheim KW, Dale BG, Eds. 2nd Ed., USA: Mosby, 2001: p. 69-94.
101. Moszner N, Klapdohr S. Nanotechnology for dental composites. *Int J of Nanotechnology* 2004; 1: 130-156.
102. Ünlü N, Çetin AR. Kompozit rezin materyallerin içeriklerindeki yeni gelişmeler. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci* 2008; 14(3): 156-167.
103. Eick JD, Smith RE, Pinzino CS, Kostoryz EL. Stability of silorane dental monomers in aqueous systems. *J Dent* 2006; 34: 405-410.
104. Ilie N, Hickel R. Silorane-based dental composite: Behavior and abilities. *Dent Mater J* 2006; 25(3): 445-454.  
Ilie N, Jelen E, Clementino-Luedemann T, Hickel R. Low-shrinkage composite for dental application. *Dent Mater J* 2007; 26(2): 149-155.
105. Ilie N, Jelen E, Clementino-Luedemann T, Hickel R. Low-shrinkage composite for dental application. *Dent Mater J* 2007; 26(2): 149-155.

106. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater* 2005; 21: 68-74.
107. Lien W, Vandewalle KS. Physical properties of a new silorane-based restoratif system. *Dent Mater* 2010; 26: 337-344.
108. Bayne SC. Dental biomaterials: Where are we and where are we going?. *J Dent Educ* 2005; 69(5): 571-583.
109. Altun C. Kompozit dolgu materyallerinde son geli meler. *Gülhane Tıp Dergisi* 2005; 47(1): 77-82.
110. Koray F, Yücel T. Kompozitin ön di llerde kullanımı. *TDBD* 2002; 71: 16-23.
111. Roberson TM, Heymann HO, Ritter AV. Introduction to Composite Restorations. In: *Sturdevant's Art&Science of Operative Dentistry*. Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ, Eds. 4th Ed., USA: Mosby, 2002: p. 473-499.
112. Senawongse P, Pongprueksa P. Surface roughness of nanofill and nanohybrid resin composites after polishing and brushing. *J Esthet Restor Dent* 2007; 19: 265-275.
113. Gürmen S, Ebin B. Nanopatiküller ve üretim yöntemleri-1. *Metalurji* 2008; 150: 31-38.
114. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An Application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc* 2003; 134: 1382-1390.
115. Naıçacı A, Ba ı B. Nano-hibrit bir kompozit rezinin yüzey sertli inin invitro olarak incelenmesi. *A. Ü. Di Hek. Fak. Derg.* 2005; 32(2): 91-98.
116. Sun Z. Novel Sol-Gel Nanoporous Materials, Nanocomposites and Their Applications in Bioscience. Drexel University, Doctoral thesis, 2005.
117. Ure D, Harris J. Nanotechnology in dentistry: Reduction to practice. *Dent Update* 2003; 30: 10-15.
118. Rodrigues Junior SA, Zanchi CH, Carvalho RV, Demarco FF. Flexural strength and modulus of elasticity of different types of resin-based composites. *Braz Oral Res* 2007; 21(1): 16-21.

119. Kim JW, Kim LU, Kim CK. Size control of silica nanoparticles and their surface treatment for fabrication of dental nanocomposites. *Biomacromolecules* 2007; 8(1): 215-222.
120. Moszner N, Klapdohr S. Nanotechnology for dental composites. *Int J of Nanotechnology* 2004; 1: 130-156.
121. Jung M, Eichelberger K, Klimek J. Surface geometry of four nanofiller and one hybrid composite after one-step and multi-step polishing. *Oper Dent* 2007; 32(4): 347-355.
122. Davis N. A nanotechnology composite. *Compend Contin Educ Dent* 2003; 24: 662-667.
123. Starr CB. Class 5 Restorations. In: *Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach*. Summitt JB, Robbins JW, Schwartz RS, Eds. 2nd Ed., Singapore: Quintessence Publishing, 2001: p. 394-396.
124. Hilton TJ. Direct Posterior Esthetic Restorations. In: *Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach*. Summitt JB, Robbins JW, Schwartz RS, Eds. 2nd Ed., Singapore: Quintessence Publishing, 2001: p. 261-271.
125. Nakabayashi N, Pashley DH. *Hybridization of dental hard tissues*, 1st ed. Chicago, Quintessence, 1998. p.97
126. Inoue S, Abe Y, Yoshida Y, De Munck J, Sano H, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Effects of conditioner on bond strength of glass-ionomer adhesive to dentin/enamel with and without smear layer interposition. *Oper Dent* 2004; 29(6):685-692
127. Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Effects of conditioner on bond strength of glass-ionomer adhesive to dentin/enamel with and without smear layer interposition. *Oper Dent* 2004; 29(6):685-692
128. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*, 3rd ed. Canada, Quintessence, 2002: p.132,35-143,46.
129. Fitzgerald M, Heys RJ, Heys DR, Charbeneau GT. An evaluation of a glass ionomer luting agent: bacterial leakage. *J Am Dent Assoc* 1987; (114):783-786.
130. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1999; (81):135-141.

- 131.**De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K, Lambrechts P. Four-year water degradation of a resinmodified glass-ionomer adhesive bonded to dentin. *Eur J Oral Sci* 2004;112(1):73–83.
- 132.**Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Glass-ionomer adhesion: the mechanisms at the interface, *J Dent* 2006:615–617.
- 133.**Yli-Urpo H, Lassila LVJ, Narhi TO, Valittu PK. Compressive strength and surface characterization of glass ionomer cements modified by particles of bioactive glass. *Dent Mater* 2005;(21):201–209.
- 134.**Yli-Urpo H, Forsback AP, Vakiparta M, Narhi TO, Valittu PK. Release of silica, calcium, phosphorus and fluoride from glass ionomer cement containing bioactive glass. *J Biomater Appl* 2004;(19):5–20.
- 135.**Palmer G, Jonesa FH, Billingtonb RW, Pearson GJ. Chlorhexidine release from an experimental glass ionomer cement. *Biomaterials* 2004;25(23):5423-5431.
- 136.**Sanares AM, Itthagarun A, King NM, Tay FR, Pashley DH. Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. *Dent Mater* 2001;(17):542–556.
- 137.**Reinhardt RA, Kreju RF, Pao YC, Stannard SG (1983) Dentin Stresses in Post-Reconstructed Teeth with Diminishing Bone Support, *J Dent Res*, 62, 1002–1008.
- 138.**Craig R (1997) *Restorative Dental Materials*, 10th Ed, The C.V. Mosby Co., St. Louis.
- 139.**Huysmans MCDNJM, Vander Varst PGT (1993) Finite Element Analysis of Quasistatic and Fatigue of Post and Cores, *J Dent*, 21, 57-64.
- 140.**Geng JP, Keson BCT, Liv GR (2001) Application of Finite Element Analysis in Implant Dentistry: A Review of the literature, *J Prosthet Dent*, 8, 585-598.
- 141.**Rubin C, Krishnamurthy N, Capicouto E, Y H (1983) Stress Analysis of the Human Teeth Using a Three-Dimensional Finite Element Model, *J Dent Res*, 62, 82-86.

- 142.**Darendeliler S, Darendeliler H, Kınıo lu T (1992) Analysis of a Central Maxillary Incisor by Using a Three-Dimensional Finite Method, *J Oral Rehab*,19,371-383.
- 143.**Magne P, Douglas WH (1999) Design Optimization and Evaluation of Bonded Ceramics for the Anterior Dentition: A Finite-Element Analysis,*Quintessence Int*,30,661-672.
- 144.**Sa esen HLEM (2000) i bo silindir (hollow cylinder) mplant Destekli overdenturelarda iki st yapı türünün kemikteki gerilme da ılımlına etkileri, *Doktora Tezi, Gazi Üniv. Sa lık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Di Tedavisi Anabilim Dalı,Ankara.*
- 145.**McCabe JF, Walls AWG (1984) *Applied Dental Materials*, 8th Ed., Blackwell Science Ltd. Oxford.
- 146.**Van Noort (1994) *Dental Materials*, Mosby Company, Spain.
- 147.**Shigley JE (1986) *Mechanical Engineering design*, First metric ed., McGraw-Hill Book Company, Singapur.
- 148.**Assif D, Aviv I, Himmel R (1989) A Rapid Dowel Core Construction Technique,*J.Prosthet Dent*, 61,16-17.
- 149.** Browning WD, Brackett WW, Gilpatrick RO. Two-year clinical comparison of a microfilled and a hybrid resin-based composite in Non-carious Class V lesions. *Oper Dent*. 2000;25:46–50.
- 150.** Rees JS. The effect of variation in occlusal loading on the development of abfraction lesion: A finite element study. *J Oral Rehabil*. 2002;29:188–93.
- 151.** Grippo JO, Simring M, Schreiner S. Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited. *JADA* 2004; 135: 1109-1118.
- 152.** Lee WC, Eakle WS. Stress-induced cervical lesions: Review of advances in the past 10 years. *J Prosthet Dent*. 1996;75:487–94.
- 153.** Heymann HO, Stuedevant JR, Bayne S, Wilder AD, Sluder TB, Brunson DW. Examining tooth flexure effects on cervical restoration: A two-year clinical study. *J Am Dent Assoc*. 1991;122:41–7.
- 154.** O'Brien, J.W., 2002. *Dental Materials and Their Selection*, Quintessence Publishing Co, Inc. 1-120.

155. Al-Jazairy, Y.H., Louka, A.N., Effect of bonded amalgam restorations on microleakage, *Oper. Dent.*, 24(4), 203-209, 1999.
156. Rees JS, Dougherty DO, Pullin R. The stress reducing capacity of unfilled resin in a Class V cavity. *J Oral Rehabil.* 1999;26:422–7.
157. Spranger H. Investigation into the genesis of angular lesions at the cervical region of the teeth. *Quintessence Int.* 1995;26:149–54.
158. Rees JS. A review of the biomechanics of abfraction. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2000;8:139–44.
159. McCabe JF, Nohl SF, Walls AW. Cervical Strains induced by occlusal loading. *J Dent Res.* 1999;78:474.
160. Geramy A, Sharofoddin F. Abfraction: 3D analysis by means of the finite element method. *Quintessence Int.* 2003;34:526–33.
161. Shubhashini N, Meena N, Ashish S, Anitha K, Naveen DN. Finite element analysis of stress concentration in Class V restorations of four groups of restorative materials in mandibular premolar. *J Conserv Dent.* 2008 Jul-Sep; 11(3): 121–126.
162. Baiamonte T, Abbate MF, Pizzarello F, Lozada J, James R. The experimental verification of the efficacy of finite element modelling to dental implant systems. *J Oral Implantol* 1996; 22: 104-106.
163. Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 585-598.
164. 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.
165. Akca K, Cehreli MC, Iplikcio lu H. Evaluation of the mechanical characteristics of a reduced-diameter morse taper implant: A non-linear finite element analysis. *Clin Oral Impl Res* 2003; 14:444-54.
166. Eskita çio lu G, Yurdukuru B. Di hekimli inde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *A.Ü Di Hek Fak Derg* 1995; 22:201-205.
167. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol.* 1997; 3: 104-111.



168. Assif D, Aviv I, Himmel R (1989) A Rapid Dowel Core Construction Technique, *J.Prosthet Dent*, 61,16-17.
169. Rees JS. The effect of variation in occlusal loading on the development of abfraction lesions: a finite element study. *J Oral Rehabil* 2002; 29: 188-193.
170. Palamara D, Palamara JEA, Tyas MJ, Messer H. Strain patterns in cervical enamel of teeth subjected to occlusal loading. *Dent Mater* 2000; 6: 412-419.
171. Darendeliler Yaman S, Alaçam T, Yaman Y. Analysis of stress distribution in a maxillary central incisor subjected to various post and core applications. *Journal of Endodontics* 1998;24-2:107-111.
172. Wolfart S, Ludwig K, Uphaus A, Kerna M, Fracture strength of all-ceramic posterior inlay-retained fixed partial dentures, *Dent Mater.*(2007)
173. Yettram AL, Wright KWJ, Pickard HM. Finite element stress analysis of the crown of normal and restored teeth. *J Dent Res* 1976;55(6)1004-11.
174. Kowalczyk P. Influence of the shape of the layers in photo-cured dental restorations on the shrinkage stress peaks—FEM study. *Dental Materials* 2009;25:83-91.

## ÖZGEÇM

1984 yılında Burdur'da doğdum. İlk ve orta öğrenimimi Antalya'da tamamladım. 2010 yılında Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun oldum ve aynı yıl eylül ayında D.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü'nün açtığı doktora sınavını kazanarak doktora programına başladım. 2011 Nisan ayında D.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi A.D.'na ara tırma görevlisi olarak atandım. Halen D.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi A.D.'nda doktora öğrencisi ve ara tırma görevlisi olarak çalışmaya devam ediyorum.

Email: dentist015@hotmail.com

Tel: 0(412) 2488101-3409