

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

**SINIF I RESTORASYONLARDA STRES DA ILIMININ SONLU
ELEMANLAR METODU LE ANAL Z**

**DOKTORA TEZ
Dt. Mehmet AKDO AN**

**DANI MAN
Doç. Dr. Bayram NCE**

**D HASTALIKLARI VE TEDAV S ANAB L MDALI
D YARBAKIR**

2014

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

**SİNİF İ RESTORASYONLARDA STRES DÜŞÜRÜLMESİNİN SONLU
ELEMENLER METODU İLE ANALİZ**

**DOKTORA TEZİ
Dt. Mehmet AKDOĞAN**

**DANIŞMAN
Doç. Dr. Bayram NCE**

**DİCLE HASTALIKLARI VE TEDAVİSİNİN ANABİLİM DALI
DANIŞMANI**






2014

**Bu doktora tezi Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından
desteklenmiştir.
Proje No: 13-DH-67**

T.C
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
MÜDÜRLÜĞÜ

“ Sınıf I Restorasyonlarda Stres Dağılımının Sonlu Elemanlar Metodu İle Analizi ” isimli
Doktora Tezi 27.01.2014 tarihinde tarafımızdan değerlendirilerek başarılı bulunmuştur.

Tez Danışmanı : Doç. Dr.Bayram İNCE
Tezi Teslim Eden : Dt.Mehmet AKDOĞAN

	Ünvanı	Jüri Üyesinin Adı Soyadı
Başkan	: Prof. Dr.İzzet YAVUZ	
Üye	: Doç.Dr.Mehmet DALLI	
Üye	: Doç. Dr.Bayram İNCE	
Üye	: Doç.Dr. Emrullah BAHŞI	
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 hocam Doç. Dr. Bayram NCE'ye,

Tezimin stres analizi ölçümlerinde yoğunluktan dolayı benimle ilgilenen
Emre ARI Bey'e,

Bu süreçte her türlü manevi desteğini benden esirgemeyen hocam Doç. Dr. S.
Serhat ATILGAN'a,

Tezimin materyal-metot kısmında bana yol gösteren Doç. Dr. Emrullah
BAHAR'ya en içten dileklerle teşekkür ederim.

Dt. Mehmet AKDOĞAN

Ç NDEK LER

ÖN SAYFALAR

KAPAK

Ç KAPAK

ONAY SAYFASI.....I

TE EKKÜR.....II

Ç NDEK LER D Z NIII

TABLO VE EK LLER.....IV

RES MLER D Z NVIII

S MGELER VE KISALTMALAR D Z NX

ÖZET SAYFALARI

TÜRKÇE ÖZET.....XI

SUMMARY.....XIII

TEZ METN

G R1

GENEL B LG LER.....2

GEREÇ VE YÖNTEM.....59

ANAL Z VE BULGULAR.....68

TARTI MA.....86

SONUÇLAR.....99

KAYNAKLAR.....101

ÖZGEÇM115

TABLO VE EKLER

ekil 1: Analizler için hazırladığımız bağıngıç modeli

ekil 2: Tabanı açılı olarak hazırlanan kaviteye uygulanan dolgu materyali

ekil 3: Hazırlanan modelin oklüzal görünümü

ekil 4: Sınıf-I kavitenin dikey kesiti

ekil 5: Tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf-I kavitenin dikey kesiti

ekil 6: Sınıf-I kavitesi için hazırlanan dolgu materyali

ekil 7: Kuvvetin modele 90° açıyla uygulanması

ekil 8: Kuvvetin modele 45° açıyla uygulanması

ekil 9: Üç boyutlu modellemeler elde edilmesi için kullanılan nod elemanları

ekil 10: Amalgam restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede mineye 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 11: Amalgam restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede mineye 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 12: Amalgam restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede mineye 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 13: Amalgam restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede mineye 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 14: Amalgam restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dentine 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 16: Amalgam restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede dentine 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 15: Amalgam restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dentine 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 17: Amalgam restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede dentine 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 18: Amalgam restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dolguya 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 20: Amalgam restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede dolguya 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 19: Amalgam restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dolguya 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 21: Amalgam restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede dolguya 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 22: F.G.K restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede mineye 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 24: F.G.K restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede mineye 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 23: F.G.K restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede mineye 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 25: F.G.K restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede mineye 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 26: F.G.K restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dentine 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 28: F.G.K restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede dentine 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 27: F.G.K restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dentine 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 29: F.G.K restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede dentine 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 30: F.G.K restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dolguya 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 32: F.G.K restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede 90° lik açıyla dolguya uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 31: F.G.K restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dolguya 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 33: F.G.K restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede dolguya 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 34: Charisma restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede mineye 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 36: Charisma restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 35: Charisma restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede mineye 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 37: Charisma restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede mineye 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 38: Charisma restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dentine 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 40: Charisma restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede dentine 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 39: Charisma restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dentine 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 41: Charisma restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede dentine 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 42: Charisma restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dolguya 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 44: Charisma restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede dolguya 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 43: Charisma restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dolguya 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 45: Charisma restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede dolguya 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 46: Filtek restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede mineye 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 48: Filtek restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede mineye 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 47: Filtek restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede mineye 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 49: Filtek restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede mineye 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 50: Filtek restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dentine 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 52: Filtek restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede dentine 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 51: Filtek restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dentine 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 53: Filtek restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede dentine 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 54: Filtek restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dolguya 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 56: Filtek restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede dolguya 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 55: Filtek restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dolguya 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 57: Filtek restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 58: Herculite restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede mineye 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 60: Herculite restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede mineye 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 59: Herculite restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede mineye 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 61: Herculite restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede mineye 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 62: Herculite restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dentine 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 64: Herculite restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede dentine 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 63: Herculite restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dentine 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 65: Herculite restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede dentine 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 66: Herculite restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dolguya 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 68: Herculite restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede dolguya 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 67: Herculite restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dolguya 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

ekil 69: Herculite restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede dolguya 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin olu turdu u stres da ılımı de erleri

TABLO 1: Çalı mada kullanılan materyallerin Elastik modülleri ve Poisson oranları

TABLO 2: Ara tırmamızda uygulanan kuvvetlerin yönlerine ve hedef alanlarda elde edilen maksimum ve minimum gerilme de erleri

RESİMLER

Resim 1: Nextengine üç boyutlu tarama cihazı

KISALTMALAR VE SİMGELER

F.G.K	: Fiber ile Güçlendirilmi Kompozit
Mm	: Milimetre
MPa	: Megapaskal
ZrO ₂	: Zirkonyum Dioksit, Zirkonya
TPS	: Titanyum Plasma-Spray Kaplama
LISR	: Laserle Yüzey Pürüzlendirme
SLA	: Kuşlama Yüzey Asitleme
MTX	: Eriyebilen HA tozları ile pürüzlendirme
K ₂ OAl ₂ O ₃ 6S O ₂	: Feldspar
2H ₂ O 20 ₃ 2SiO ₂	: Kaolin(Kaolinite)
SiO ₂	: Quartz
Zr	: Zirkonyum
%	: Yüzde
Y-TZP	: Yttrium-Tetragonal Zirconia Polycrystal
TZP	: Tetragonal Zirconia Polycrystals
CAD/CAM	: Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing
Al ₂ O ₃	: Aluminyumoksit
N	: Newton
	: Normal (principal) stres

Pa	: Pascal
	: Strain
E	: Elastisite (<i>young</i>) modülü
F	: Kuvvet
V	: Poisson oranı
μ	: Micron
DOF	: Degree of freedom
3D	: Üç boyutlu
M	: Mezial
B	: Bukkal
D	: Distal
L	: Lingual
Ark.	: Arkada ları
Mm ²	: Milimetrekaire
Kg	: Kilogram
G	: Gram

ÖZET

Amaç: Restoratif di hekimli inin temel hedefi, do ru tanı ve eksiksiz bir tedavi sonunda, do al di görünümünün yeniden kazandırılmasıdır. Bu çalı ma, be farklı restoratif materyalin bası yükü altında di ve restorasyon üzerinde meydana gelen farklı gerilmelerin Sınıf I kavitelerde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile de erlendirilmesi ve kar ıla tırılması amacıyla planlandı.

Gereç ve Yöntem: Bu çalı ma için Rhinoceros 4.0'da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak stl formatında sonlu elemanlar yöntemi esası ANSYS yazılımına aktarıldı. Kullanılan restoratif materyaller; Grup 1: Fiber ile güçlendirilmi kompozit,rezin(Vectris Pontic, voclar), Grup 2: Amalgam (Dispersalloy, Johnson and Johnson,USA), Grup 3: Filtek Z 100 Kompozit Rezin (Z 100,3M ESPE Dental Product,USA), Grup 4: Charisma Kompozit Rezin (Heraeus Kulzer, Hanau, Germany) ve Grup 5: Herculite Kompozit Rezin (Kerr Corp. Orange, Calif) ile restore edilmi di te gerilme analizi yapıldı. Bütün materyaller standart ve açılı olarak hazırlanmı Sınıf I kavilerde modellere yüklendi. Model; restorasyon, di in sert dokusu, mine ve dentin bölgelerinden olu maktadır. Bu model kullanılarak 90° ve 45°'lik aç ı ile 250 N'luk kuvvet altında be farklı restoratif materyal için sayısal deneyler yapıldı. Sonlu elemanlar stres analizi sonucunda elde edilen de erler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktı ndan istatistiksel analizler yapılmadı. Amaç, elde edilen de erlerin ve stres da ılımlarının dikkatli bir e kilde yorumlanması ve incelenmesidir.

Bulgular:Bütün gruplar için maksimum ve minimum gerilmeler ayrı ayrı hesaplandı. Özellikle restorasyonlarda olu an maksimum de erler incelendi inde farklı sonuçlar ortaya çıktı. Bütün gruplar incelendi inde olu an maksimum kuvvetlerin minede, minimum kuvvetlerin ise dentinde yo unla tı ı gözlemlendi. Genel olarak 45° ile gelen kuvvetlerin olu turdukları stres 90° ile olu anların yakla ık 3 katı kadar oldu u tespit edildi. Restorasyonlar içinde en ba arılı grubun Fiber kompozit grubu oldu u tespit edildi. En ba arısız grubun ise Herculite grubu oldu u gözlemlendi.

Sonuç: Kullanılan materyaller içinde en ideali fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin oldu. Tabanı açılı olarak hazırlanan kavite ler standart kavitelere göre daha az stres birikmesi ve gelen stresler kavite tabanına daha fazla yayıldı ı gözlemlendi. En fazla stres biriktiren ve stresi di e ileten materyal herculite kompozit oldu.

Anahtar Kelimeler: Sonlu Elamanlar Metodu, Restoratif Materyal, Stres Da ılımı, Sınıf I Kavite, Elastik Modülü

ABSTRACT

Aim: The main objective of the restorative dentistry is to regain the appearance of the natural teeth by accurate diagnosis and proper treatment. This study is planned to compare the stress values of tooth and class I restorations of five different restorative materials under the bite force by finite element stress analysis.

Material and Method: In this study, the models which made by Rhinoceros 4.0 were transferred in the STL format to the ANSYS software based on the finite element method. Restorative materials used are: Group 1: Fiber-reinforced composites resin (Vectris Pontic, Ivoclar), Group 2: Amalgam (Dispersalloy, Johnson and Johnson, USA), Group 3: Filtek Z100 composite resin (Z 100.3 M ESPE Dental Product, USA), Group 4: Charisma composite resin (Heraeus Kulzer, Hanau, Germany) and Group 5: Herculite Composite Resin (Kerr Corp., Orange, Calif.). All materials were loaded into the standard and angled Class I cavity models. The model is composed of restoration, the hard tissue of the tooth and enamel and dentin. Using this model, the numerical experiments were performed for five different restorative materials under the force of 250 N with the angle of 90° and 45°. No statistical analysis was applied to the values of the finite element analysis results because of the mathematical calculations that occur without any variances. The aim is to analyse the values and stress results carefully.

Results: The maximum and minimum stresses were calculated separately for all groups. Especially while analysing the maximum values in the restorations, different results were obtained. When all groups were evaluated, the maximum forces were occurred in the enamel, the minimal forces were concentrated in the dentin. In general, the stresses created by the 45° angled forces were found to be up to 3 times to the stresses created by the 90° angled forces. Fiber composite

restorations group is the most successful group compared with the other groups. The most unsuccessful group is the Herculite group.

Conclusion: We found that the most ideal material used in this study is the Fiber reinforced resin composites. Cavities prepared angled on base showed less stress results compared with the standart cavities prepared on base. And the cavities prepared angled on base spread the stresses better. The Herculite composite material accumulated and conducted stresses mostly.

Key Words: Finite element analysis method, restorative material, Stress Distribution, Class I cavity, Elasticity modüle.

G R

Restoratif di hekimli inin temel hedefi, do ru tanı ve eksiksiz bir tedavi sonunda, do al di görünümünün yeniden kazandırılmasıdır. Geli mi toplumlarda, koruyucu di hekimli indeki ilerlemelerle di çürüklerinin olu umundaki azalma, daha konservatif kavite ler açmaya e ilim, hastaların esteti e daha fazla önem vermesi ve adezyon teknolojisindeki geli melerle birlikte günümüzde anterior bölgeler kadar posterior bölgelerde de di renginde restorasyon uygulamalarına ilgi artmı ve bu konuda pek çok yeni materyal ve teknik geli tirilmi tir. Posterior di ler için estetik restoratif materyaller, zirkonyum, kompozit rezinler, fiber ile güçlendirilmi kompozitler, seramik veya metal destekli seramiklerdir. Direkt yerle tirilen kompozit rezinlerin, di erlerine göre ucuz olması, daha konservatif çalı maya olanak sa laması ve restorasyonun tek seansta bitirilebildi i için daha fazla tercih edildi i bilinmektedir(1).

Süt ve sürekli di lerin restorasyonunda çi neme ve fonksiyonellik kadar estetik fonksiyonda ön planda dü ünülür. Bu di lerin arka grup restorasyonunda kullanılacak materyallerin; hazırlanma ve uygulama kolaylı ı, kavite duvarlarına adaptasyonu, di e benzer ısıl genle me katsayısı, biyouyumluluk, estetik ve ekonomik olma özelliklerinin hepsini bir arada ta ıması istenir(2).

Amalgam dolgu, yüksek kırılma direncine ve gerilmelere sahip olma özelli inin daha çok amaçlandı ı arka grup di lerde kullanılan restoratif materyallerin ba ında gelmektedir. Uygulaması kolay, ekonomik ve çi neme basınçlarına kar ı dayanıklı olan amalgam dolgu; yüksek ısı geçirgenli i, toksik civa içermesi, korozyona kar ı renklenme olu turması ve estetik olmaması gibi dezavantajlara sahiptir(2).

Son yıllarda; amalgamın olumsuz özellikleri nedeniyle di e benzer özelliklere sahip yeni dolgu maddelerinin geli tirilmesi üzerinde durulmu , ancak amalgama alternatif olabilecek estetik, mekanik ve biyolojik özelliklerin tümüne sahip, di renginde bir restoratif materyal henüz bulunamamı ve böyle bir materyali üretme

arayı ları halen devam etmektedir. Önceleri, estetik nedenlerle ön grup di lerde kullanılan kompozit ve cam iyonmer simanlar zaman içinde arka grup di lerde de kullanılmaya ba lanmı tır. Bu restorasyon maddelerinin a ınma dirençleri, basınçlar kar ısındaki dayanıklılıkları, çekme ve basma gerilmeleri ile elastiklik modülleri üzerinde yo un ara tırmalar yapılmaktadır. Bu çalı malarda, genellikle kompozit rezinlerin dayanıklılı ının geli tirilmesi üzerinde yo unla maktadır(2).

Arka grup di lerin restorasyonunda amalgamdan sonra en çok uygulanan materyalin kompozit rezin oldu u görülmektedir. Estetik görünümü, mine ve di in sert dokusuna (dentin) ba lanma kapasitesi, sertle me zamanının kontrol edilebilmesi, ısı iletiminin dü ük olması, uygulama kolaylı ı, dayanıklılık ve a ız ortamında dü ük çözünürlük gibi özelliklere sahip kompozit rezinler; ısısız genle me katsayısının yüksek olması, elastisite modülünün dü ük olması, dü ük a ınma direnci göstermesi ve polimerizasyon büzülmesi olu ması gibi dezavantajlara sahiptir(2).

Amaç

Bu çalı ma; amalgam dolgu ve fiber ile güçlendirilmi kompozit ve kompozit rezin olarak filtek, charisma ve herculite dolgunun bası yükü altındaki di ve dolgu üzerinde meydana gelen farklı gerilmelerin incelenmesi ve kar ıla tırılması amacıyla planlanmı tır. Bu amaca uygun olarak, ANSYS paket programında di ve dolgu mekanik özelliklerini ta ıyan restore edilmi bir model olu turulması ve gerilme analizinin yapılması öngörölmü tür. Böylece modellerin yük altında olu an gerilme da ılımları incelenerek kar ıla tırmalar yapılacaktır.

Genel Bilgiler

Uygun restorasyon seçeneklerini hastaya açıklayarak sunmak hekimin sorumlulukları arasındadır. Günümüzde çok sayıda restoratif materyal bulunmakta ve sürekli yeni materyaller kullanılmaktadır. Amalgam, posterior di dokularındaki kayıpları gidermek için yüz yılı a kın bir süredir kullanılmaktadır. Dental amalgamın ucuz olması, a ınma direncinin yüksek olması, kolay uygulanması, teknik hassasiyet gerektirmemesi, uzun ömürlülü ü, zamanla di ve restorasyon arasını korozyon ürünleri ile tıkama yetene inin olması gibi birçok olumlu özelli inin yanı sıra, kopma ve gerilmeye kar ı dayanıksız olması, di leri desteklememesi, renginin estetik

olmaması, galvanik akıma neden olması, ısı ve elektriği iletmesi, korozyona uğrayarak dişte renklenmelere neden olması ve vücut için zararlı bir madde olarak kabul edilen civa içermesi gibi olumsuz özellikleri de vardır(3-6). İdeal bir restoratif materyalden beklenen önemli özelliklerden bazıları şunlardır;

1. Çürüklü ve defektli dişleri restore etmek,
2. Restorasyonla diş arasında etkili bir kapanım oluşturmak,
3. Kırılmalara karşı dişleri güçlendirmek(7),
4. Dişin anatomik formunu, görüntüsünü ve dayanıklılığını tekrar kazandırmaktır(1).

Amalgam ve döküm inleyelerin zayıflayan diş dokularını güçlendirememesi, estetik olmamaları gibi dezavantajlarının bulunması ve estetik talebin artması sonucu, posterior dişlere diş renkli restorasyonlar yapmak, son yıllarda bir gereksinim haline almış ve yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Estetik bir restorasyonun ömrü, uygulanan tedavi yöntemine, hekimin yeteneğine, seçilen dolgu maddesine, hastanın ağız hijyenine, oklüzyona ve kötü alışkanlıklara bağlı olarak değişkenlik gösterebilmektedir. Estetik restorasyon beklentisinin gün geçtikçe artmasıyla birlikte araştırmacılar pek çok materyal ve teknik geliştirmiş ve halen geliştirmeye de devam etmektedirler. Diş renginde restorasyonların estetik olduğu kadar, uzun ömürlü ve fonksiyonel olmasını da amaçlanmıştır(8).

Bu çalışmada, fiber ile güçlendirilmiş kompozit, amalgam dolgu ve kompozit rezin olarak filtek, charisma ve herculite ile restore edilmiş dişlerin yük altında oluşan gerilme dağılımları belirlenecek ve incelenecek, elde edilecek bilgiler ışığında gerilme yığılımlarının olduğu bölgeler tespit edilecek ve diş dolgularında amalgam dolgulara alternatif olarak düşünülen dişer dolgu materyalleri ile karşılaştırılacaktır.

Bu çalışmada sonlu elemanlar yöntemi esaslı ANSYS paket programını kullanarak fiber ile güçlendirilmiş kompozit, amalgam dolgu ve kompozit rezin olarak filtek, charisma ve herculite ile restore edilmiş dişte gerilme analizi yapılacaktır. Model, diş dolgusu ve dişin sert dokusu mine ve dentin bölgelerinden oluşmaktadır. Bu model kullanılarak yük altında dolgu malzemesi özellikleri değerlendirilerek beş farklı dolgu çeşidi için sayısal deneyler yapılacaktır.

Kuramsal Temeller

Di hastalıkları ve tedavisi ana bilim dalı; di in restorasyonuna ihtiyaç duyulmasına neden olabilecek sorunları ara tıran ve iyile tirebilecek tedavi yöntemlerini inceleyen ve geli tiren bir bran tır. Çürük; di in sert dokularında madde kaybı ile ilerleyen, mikrobiyal ve yıkıcı bir kronik hastalıktır. Çürü ün tedavisinde zamanında yapılacak her dolgu hastaya zaman ve manevi kazanç sa layacaktır. Dolgu gerektiren durumlar öyledir:

- Di çürü ü: Bakteriyel kaynaklı di teki madde kaybı
- A ınma: Bakteriyel kaynaklı olmayan madde kaybı
- Travma: Kavga, kaza ve spor yaralanmaları sonucu özellikle ön grup di lerde olu an madde kayıpları

• Geli imsel bozukluklar: Di lerin geli imi sırasında herhangi bir etkenden dolayı di lerin yapısı bozuk olarak geli mesi. Bu durumda di ler çürü e ve di etkenlere kar ı dayanıksız yapıda olmaktadır. Di , kırılmaya ve çürük geli imine çok daha yatkındır. Madde kaybına u rayan di i dolgu yapmak için di in üzerinde belli esaslara uyularak hazırlanan bo lu a kavite denir. Kavite hazırlanması veya kavite preparasyonu; di lerde olu an kusurların (defekt) ya da madde kaybının form, fonksiyon ve esteti i yeniden sa lamak için yapılan mekanik i lemlerin tümünü kapsar. Böylece di lerin tamamen kaplanarak düzeltilmesine gerek kalmayacaktır ve di ler kom u sert ve yumu ak dokularla belirli bir uyum içerisinde fizyolojik bütünlü ü yeniden sa lamı olacaktır. Çürük belirli kurallar dahilinde temizlendikten sonra hem madde kaybını telafi etmek için hem de çürü ün yeniden olu masını engellemek için prensiplere uygun bir ekilde dolgu maddesi ile doldurulmalıdır(2). Çürük kavitesi a a ıdaki nedenlerden dolayı doldurulur:

- Di üzerinde olu an madde kaybını telafi etmek,
- Çürü ün yeniden ba lamasına engel olmak,
- Di in eski hudutlarını sa lamak,
- Fonksiyonel ve estetik bozuklukların önüne geçmek,

- Çi neme basıncını di üzerine nakletmek,
- Çürü ün olu ma ihtimali olan kısımlara önceden dolgu yaparak olası bir çürü ün olu masını engellemek(2).

Restorasyon materyali farklı boyut, ekil ve bölgelerdeki di lere uygulanır, her restorasyon materyalinin tüm vakalar için yeterli olmayacağı kesindir. Bazı durumlarda dayanıklılık ve a ınmaya (abrazyona) direnç aranan esas özellikler olurken di er vakalarda görünüm ve adeziv (di i düzeltmek için yapılan ilaveler) özellikler daha fazla önemlidir(9).

Di Çürü ü

Di çürü ü, di yüzeyinde bulunan karyojenik mikroorganizmaların karbonhidrat fermantasyonları sonucu olu turdu u asitlerin di i demineralize etmesiyle geli en patolojik bir durumdur(10-12).

Enfeksiyöz bir hastalık olan di çürü ünün etiyolojisinde rol oynayan bir çok faktör vardır. Diyet, mikroflora, konakla ilgili etmenler ve zaman çürük olu turan temel unsurlardır ve herhangi birinin eksik olması durumunda çürük meydana gelmez(11-14).

Çürük Olu umunda Etkili Faktörler

Kona a Ait Faktörler:

Di lerin morfolojik ve yapısal özellikleri çürük olu umunda ve geli iminde büyük öneme sahiptir. Örne in normal morfolojik bir yapı olan arka grup di lerin oklüzal yüzeylerindeki pit ve fissürlerin de i ik ekil ve derinlikte olması, besin artıkları ve mikroorganizmalar için retantif alanlar olu tururken pit ve fissürlerin derinleşmesi, di yüzeylerindeki konkaviteler, düzensizlikler ve çukurla malar plak birikimine neden olup çürü e yatkınlı ı arttırmaktadır. Di lerin çapra ık dizilimleri, çene kavsindeki düzensizlikler de çürük olu umunda etkili olan faktörler arasındadır(11-14).

Di in yetersiz mineral yapısı ve eksik olgunlaşma düzeyi çürük olu umunu etkileyen di e ait yapısal özelliklerindedir. Di lerdeki bu de i ik mineral

içeriklerden dolayı çürüme olan yatkınlık bir diğ in farklı yüzeylerinde dahi de i kenlik gösterebilmektedir(12).

Çürük olu umunda kona a ait diğ er bir faktör de tükürüktür. Tükürük parotis, sublingual ve submandibular tükürük bezleri ile dilde bulunan minör bezler ve a ız mukozaı tarafından salgılanır. Tükürük; içerisinde su, epitelyal hücreler, mikroorganizmalar ve bunların ürünleri ile serum, kan hücreleri ve besin artıkları bulunan kompleks bir salgıdır. Renksiz, tatsız ve viskoz olan tükürü ün %99'unu su olu turur, geriye kalan %1'lik kısım ise kalsiyum klorür, sodyum bikarbonat, kalsiyum karbonat, fosfat, alkali sodyum fosfat gibi inorganik maddeler ile mukoproteinler, glikoproteinler, albumin, globülin, lipitler ve üre gibi organik yapılardan olu ur(15).

Tükürü ün Görevleri:

Tükürük tat alma, besinlerin çi nenmesi ve lokma haline getirilmesinde etkili oldu u gibi aynı zamanda içeri inde bulunan amilaz enzimi ile sindirime yardımcı olmaktadır. Tükürük besinleri ıslatıp yumu atarak kayganla tırır ve içeri indeki müsün ile yutmaya hazır lokmalar hale getirmeye yardımcı olur ve dilde bulunan tat cisimciklerine tükürü ün etkisiyle ta nımı olur. A ızda yumu amı ve bulamaç haline gelmi besinler alfa-amilaz ve pityalin enzimleri aracılı ıyla maltoz ve dektrine dönü türülür. Böylelikle ni astanın sindirimi a ızda ba lamı olur. Besinlerin emilimleri tükürük içinde eriyerek kolayla ır(16,17).

A za alınan fermente edilebilen karbonhidratların karyojenik mikroorganizmalar tarafından fermentasyonu sonucu meydana gelen asitler tükürük pH' sını 4.5-5 hatta daha dü ük seviyelere kadar dü ürebilmektedir. Tükürük bikarbonat, fosfat ve proteinler etkisiyle nötralizasyon ve tamponlama sistemi olarak da fonksiyon görmektedir. Proteinlerin tamponlama sisteminde daha dü ük düzeyde rol alır ve bu tükürü ü kandan farklı kılan önemli bir özelliktir. Proteinler ancak pH 4-4.5 altına dü tü ünde etki ederler. Uyarılmı tükürükte inorganik fosfatlar tamponlama sisteminde a ırlıktayken, uyarılmamı tükürükte ise bikarbonat daha aktif görev yapar.Tükürük uyarıldı nda tamponlama kapasitesi daha da artmaktadır.

Tükürük içinde sürekli salgılanan üre mikroorganizmalar tarafından amonyak ve azotlu ürünlere çevrilerek tamponlama sisteminde etkin rol alır(18).

Tükürük içerisinde mikroorganizmaların çoğalmasını engelleyen ve mukozayı enfeksiyondan koruyan bir takım savunma elemanları bulunur. Bu savunma elemanları içinde lizozim, laktoferrin, laktoperoksidaz ve immunglobulin A (IgA), musin ve prolinden zengin glikoproteinler yer alır. Salgısal IgA bakterilerin agregasyonunu ve onların sert ve yumuşak dokulara adezyonunu önlerler. Mutans streptokoklara karşı immün cevaba yardımcı olarak IgA tarafından verilir(19).

Lizozim enzimi kaynağını, major ve minör tükürük bezleri, fagositik hücreler ve diş eti sıvısından alır. Mendenin hidroksiapatitine bağlanarak, bakterilerin hücre duvarına yapışmalarını engeller. Lizozim bakterilerin lizisine sebep olur. Laktoperoksidaz ise bakteri hücre duvarını parçalama özelliğine sahip olduğu için laktobasiller üzerine etki gösterir. Laktoferrin bakteri yapışması için gerekli demiri bağlayarak bakterilerin çoğalmasını ve koloni oluşturmalarını önemli ölçüde engeller. Bu bakteriostatik etkiye ek olarak S.Mutanslar için ise bakterisit etkiye de sahiptir(15).

Diyet:

Diyet, dişleri hem sürme öncesinde sistemik olarak hem de sürme sonrasında lokal olarak etkileme mekanizmasına sahiptir. Sürme öncesi dişlerin gelişimi üzerinde etkili iken sürme sonrasında en önemli topikal etkisi diş çürüğü eklemlerinde kaynağına çıkar.

Alınan besinler arasında proteinler ve yağlar çürük oluşumunda etkisiz ve hatta çürüğü engelleyici özelliğe sahip olarak değerlendirilir. Protein ağırlıklı beslenmenin özellikle üre düzeyini yükselterek tamponlama kapasitesini arttırdığı düşünülmektedir. Protein ve yağ çürük aktivitesini azaltırken her protein ve yağın etkinliği aynı olmayabilir (20). Karbonhidratlar ise çürük oluşumunda etkinliği kanıtlanmış besin grubudur. Alınan besinlerin çürük yapıcı etkinliği besindeki karbonhidrat miktarına ve tipine, içerdiği koruyucu bileşenlere, ağızda kalma süresine ve tüketim sıklığına bağlı olarak değerlendirilir(21).

Zaman:

Uygun konak, diyet ve karyojen mikroorganizmaların bir araya gelmesi sonucu oluşan asidin dişin sert dokularında çürük oluşumuna katkıda bulunmaktadır. Ancak dişte çürük oluşması için belli bir süre tüm etkenlerin bir arada bulunmaları gerekmektedir. Bu da bizi çürük oluşumunda etkili bir diğer faktörün zamanın olduğunu göstermektedir(14).

Çürük Oluşumuna Neden Olan Mikroorganizmalar:

Çürük, karyojenik plak oluşumunun neden olduğu en yaygın, enfeksiyöz bir kronik hastalıktır. Ağız boşluğunda 300'den fazla farklı türde bakteri bulunmaktadır. Bu bakteriler konak ve diyet faktörleri ile denge halinde yaşamalarını sürdürürler(22). Bu bakterilerin çok küçük bir grubu ağızda çürük ve diş eti hastalığı gibi hastalıklara neden olur(23). Karyojenik bakteriler mineye yapışma, asit üretme ve tolere etme, sükrözden zengin çevrede gelişme ve rekabet ettiği mikroorganizmaları öldüren bakteriosin üretebilme yeteneklerinden dolayı başlangıç çürüğüne neden olurlar(23). Yapılan bir dizi kapsamlı çalışmanın sonucu çürükün başlamasında mikroorganizmaların etkileri şöyle özetlenebilir:

1. Germ free hayvanlarda ya da insanda diş çürüğü oluşmaz.
2. İnsan ve hayvanlarda çürük insidansının ve şiddetinin azalmasında antibiyotikler etkilidir.
3. Oral bakterilerin in vitro koçullarda da mine ve dentinde demineralizasyona sebep olup diş çürüğüne benzer lezyonlar oluşturabilir.
4. Farklı çürük lezyonlarında spesifik bakterilerin izolasyonu ve tanımlanması yapılabilir.
5. Henüz sürmemiş dişlerde çürük oluşmaz(23).

Çürük tabakalarındaki değişik yaşam koçullarından dolayı birbirinden farklı mikroorganizma türleri izole edilmektedir. Örneğin; minede çürük başlangıcında Mutans streptokoklar, dentin çürüklerinde Laktobasiller, kök çürüklerinde ise Aktynomysesler daha etkilidirler(10,11,14,24). Ağızda

mukozalmembran veya kazanımlı mine pelikülüne yapı arak kolonile en bakterilerden di yüzeyinde ilk koloni meydana getirenler ise streptococcuslar ve aktynomyceteslerdir(23).

Mine Çürü ü:

Normalde di ile tükürük arasında sürekli iyon alı veri i oldu undan hidrojen iyon konsantrasyonunun artması sonucu di in sert dokusunda kalsiyum tuzlarının iyonize olarak di ten uzaklaşması ile di te çözünmeler (demineralizasyon) ba lar. Bu çözünme ortamda hidrojen konsantrasyonu dü ene kadar di er bir ifadeyle pH nötr veya alkali oldu unda tükürükte bulunan kalsiyum, fosfat ve karbonat iyonları tuz bile ikleri ekinde çökelinceye (remineralizasyon) kadar devam eder. Belirli bir uyum içinde gerçekleşen bu iki olaydan deminaralizasyon ön plana geçti inde di sert dokusunda gerçekleşen yıkım çürük ba langıcı olarak tanımlanır(25).

Düz mine yüzeyinde deminaralizasyonun en erken görülebilen makroskopik belirtisi saydamlı ın kaybolması sonucu meydana gelen opak, tebe irimsi beyaz nokta lezyonudur.

Histolojik olarak incelendi inde, ba langıç çürük lezyonu 4 tabakaya ayrılarak dı tan içe do ru a a ıdaki gibi sıralanmı tır:

Yüzeyel tabaka: Mine çürü ünün en dı , en sert ve çözünmesi en zor tabakası olup sa lıklı mineden daha poröz yapıdadır. Porlar normal mine yapısındaki porlardan çok daha fazla geni tir. Bu tabaka iyon difüzyonuna geçirgen oldu u için dı kısımdan remineralizasyon olu abilir ve böylece daha derin çürük tabakalarından yıkılan yapıların bu tabakada birikmesi ile hipermineralize hale gelir (21,26-28).

Lezyon gövdesi: Mine çürü ünün en geni kısmını olu turup sa lıklı mineye oranla %24 mineral kaybı vardır. Yüzey oldukça poröz olmasının yanında bakteri ve tükürü ün giri ine ba lı olarak su ve organik madde içeri i artmı tır (11).

Karanlık tabaka: Lezyon gövdesinde geni olan porlar karanlık tabakada mikropor ekinli alır. Bu mikroporlar geni porların içine madde birikimi yani remineralizasyonu ile meydana gelir (21,26-28). Kalınlı ı de i ken olan bu tabakada mineral kaybı yaklaşık %6'dır. Polarize ı ı geçirmemesi nedeniyle karanlık tabaka

olarak tanımlanır. Çürük lezyonunun hızlı ilerlemesi halinde karanlık tabaka ince, yavaş ilerlediği durumlarda ise kalın olduğu görülür(14).

Saydam tabaka: Çürük mine dokusunu normal sağlıklı mineden ayırılarak, retzius çizgileri ve prizmaların enine çizgileri tümüyle yok olması veya çok azalmıştır. Saydam tabaka normal mineye oranla on kat daha fazla poröz yapı gösterir. Saydam tabakada hem geniş porlar hem de mikroporlar bulunur(21,26-28).

Dentin Çürüğü:

Dentine ulaşan çürük mineye oranla çok daha hızlı ilerler. Bunun nedeni dentinin mineden daha düşük inorganik yapıya sahip olması ve dentin tübüllerinin kimyasal madde, mikroorganizma ve ürünlerini daha derin tabakalara geçirebilmesidir(14,21,26).

Çürük mine-dentin bileşimine ulaşınca dentinde demineralizasyon başlar, lezyon dentinde ilerledikçe dentin tübüllerinin yönünü izler. Oluşan lezyon, tepesi pulpada, tabanı mine-dentin bileşiminde olan koni şeklindedir. Çürükten etkilenen bu dentin dokusunda, kahverengiden koyu kahverengine hatta siyaha kadar değişen farklı derecelerde renklemeler izlenir(26,29).

Dentin çürüğünde 5 farklı bölge tanımlanmıştır. Bu bölgeler yavaş ilerleyen lezyonlarda hızlı ilerleyen lezyonlara göre daha belirgindir(21). Tabakalar dıştan içe doğru aşağıdaki gibi sıralanmıştır:

Yumuşama bölgesi: Asit ortam nedeniyle dentinin inorganik yapısı zayıflamıştır. Kollajen lifler ve mukopolisakkaritlerden meydana gelen organik yapı mikroorganizmaların proteolitik enzimlerinin etkisiyle parçalanmıştır. Bu tabakanın histolojik incelemesinde, dentin tübülleri ve intertübüler dentin bölgesinde çok sayıda mikroorganizma ve ileri derecede demineralize olmuş dentin dokusu bulunur. Bu bölgede dentin yapısı tamamen bozulmuştur(14,21,26).

Bakteri hücum bölgesi: Bakteriler tarafından işgal edilen dentin kanalları harap olmuş ve genişlemiştir, mineralizasyon düşüktür ve kollajen yapıları geri dönüşümsüz olarak bozulmuştur(21,26).

Demineralizasyon bölgesi: İntertübüler dentinde mineral kaybı vardır ve dentin tübüllerinin lümeninde çok sayıda büyük kristaller bulunur. Bu bölgede ço unlukla hiç bakteri yer almaz. Dentinin mineral ve organik içeri i organik asitler tarafından etkilenmesine ra men, kollajen yapıları sa lamlı mı korur. Hasar görmemi kollajenler İntertübüler dentinin remineralizasyonuna katkıda bulunur. Pulpa vital oldukça bu bölge kendi kendini tamir etme yetene ine sahiptir(26).

Saydam (skleroze) dentin bölgesi: Lezyonun en derin bölgesi olup bu tabakada dentin tübülleri içinde mineraller çökelerek asitlerin ve toksik maddelerin difüzyonunu engelleyecek mineralize bir bariyer olu turur. Bu bariyer ayrıca proteolitik enzimlerin difüzyonunu ve bakterilerin tübül boyunca ilerlemesine de engel olur. Dentinde İntertübüler dentine ek olarak tübüllerin içinde de kalsiyum tuzlarının bulunması, dentini kalsifikasyon açısından homojen hale getirir. I ık, dentin dokusunun tümünde aynı ekilde kırılır ve dentine saydam bir özellik kazandırır. Mikroradyografide saydam tabaka, normal dentine kıyasla radyopak görülür, bu durum da hipermineralizasyonu göstermektedir(26).

Tersiyer dentin: Tersiyer dentin tabakası; çürük, atrizyon, kavite preparasyonu, restorasyonların çevresindeki mikrosızıntı ve travma sonucu olu abilir. Çürük lezyonunun pulpaya bakan yüzünde olu an bu tabaka, ilerleyen lezyon ile pulpa arasındaki doku miktarını artırır(26).

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 ekline de sahip olabilir(26).

Çürük Uzakla tırma Yöntemleri:

Uzun yıllar, çürü ün uzakla tırılmasında temel prensip olarak Black tarafından önerilen koruma ve retansiyon amaçlı geni letme ilkesi ile çürük dokusuna ek olarak, restorasyonun retansiyonu amacıyla sa lam di dokusu ve koruma amacıyla di in çürü e meyilli bazı anatomik yapıları da kaviteye dahil edilirdi(30). Fakat adeziv restoratif materyallerdeki geli melerle, sa lıklı di dokularının korunmasını amaçlayan minimal invaziv yakla ımlar gündeme

gelmi tir(31,32). Bu nedenle pek çok farklı alet ve yöntem kullanılmaktadır. Çürü ü uzakla tırmak amacıyla kullanılan yöntemler a a ıdaki gibidir:

1. Geleneksel Yöntem
2. Sono-Abraziv Yöntem
3. Air-abraziv Yöntem
4. Air-polishing Yöntem
5. Kemo-mekanik çürük uzakla tırma Yöntemi
6. Enzimler
7. Lazerler

1. Geleneksel Yöntem :

Kliniklerde sıklıkla kullanılan geleneksel yöntem, aeratör ve mikromotor başlıklara takılan dişik frezlerle yapılan preparasyonlardır. Uygulaması kolay ve hızlı olan bu yöntemde yüksek devirde yeterli soğutma olmazsa önemli düzeyde sürtünme ısısı meydana gelir. Yapılan çalışmalarda frez kullanımı sonucu pulpada 11°C'ye kadar ısı artışları belirlenmiştir (33). Bu düzeydeki ısı artışlarının pulpa dokusunda ciddi hasar oluşturabilir. Bununla birlikte ara tırmalar su e li inde çalışıldığında pulpaya iletilen ısı artışının 2-4°C arasında kaldığını göstermiştir. Isı artışının yanı sıra dişinünülmesi gereken bir diğer faktör titreşimdir. Hızın artması ile dişte titreşim ile birlikte ve a rı da artmaktadır. Dişte mikro çatlaklar ve diş yapısında istenenden fazla madde kaybı meydana gelebilir (34). Frezin tek noktada sabit tutularak kullanılmamasına dikkat edilmeli, hızın ve basıncın çalışma boyunca sabit olması sağlanmalı, kullanılacak frezin tipinin ve boyutunun özenle seçilmelidir(35).

2. Sono-Abraziv Yöntem:

Fiziksel olarak diş sert dokularını kesebilme mekanizmasına sahip olmayan sono-abraziv cihazlar; yüksek frekanslı, sonik, 40 µm elmas aındırıcı partikülleri bulunan uçlarla su soğutması altında etkili çalışır. Yaklaşık 6.5 kHz (kilohertz)'lik

titre im ile uygulama yaparken basınç artarsa titre im azalmakta ve buna ba lı olarak da ucun kesme gücü azalmaktadır (33).

Bu yöntemde de geleneksel yöntemde oldu u gibi preparasyon sırasında smear tabakası olu ur. Geleneksel yöntemle yapılan preparasyonlara göre %50 daha az iyatrojenik zarara neden oldu u saptanmı tır (36). Kom u proksimal yüzeyleri ve marjinal sırtı koruması, dü ük mine kırır ı riski, 90° boyun açısına sahip uçlarının bulunması sono-abraziv sistemin avantajları arasında sayılır. Bunun yanında özel alet gerektirmesi, yaklaşık 3 bar hava basıncına gereksinim duyulması, minenin preparasyon öncesi kaldırılması gereksinimi, sistemin pahalı olu u, kalan marjinal sırtın derinli inin bilinmiyor olması ise sistemin ba lıca dezavantajlarından(33).

3. Air-Abraziv Yöntem :

10-50 µm büyüklü ünde alüminyum oksit partiküllerinin 7-11 mb (milibar) (40-149 psi) hava basıncıyla di yüzeyine püskürtülmesiyle uygulanan a ndırma i lemidir. Bu yöntem kinetik enerjinin dentini a ndırması esasına dayanmaktadır(33). Kinetik enerjiyi so urdukları için yumu ak materyalleri kesmede etkili olmayan fakat sert yapıları kolayca kesen air-abraziv yöntem, ba langıç düzeyinde çürüklerin uzakla tırılmasında idealdir. Geleneksel yöntemle yapılan preparasyonlardan daha farklı olarak air-abraziv yöntemde kavitelerde yuvarlak ve pürüzlü bir yüzey olu ur. Keskin hatlar olu turulmak isteniyorsa döner ba lıklı aletlerle ilave preparasyon yapılır. Ancak yapılan i lem sonrası smear tabakası olu ur(37).

ilem sırasında ısı olu umu ve titre imin daha az olması halinde a rı önemli ölçüde azalır ve yöntemin etkinli inde hava basıncı, uygulama süresi, uygulama ba lı mın uç çapı, partikül hızı ve büyüklü ü önemli rol oynar. Sert ve büyük boyutlu partiküller yüzeye iletilen kinetik enerjiyi artırır ve yüzeyin daha pürüzlü olmasına neden olur (35,37). Bu yöntemin en önemli dezavantajı, kullanım sırasında olu an yo un toz partiküllerinin, hasta, hekim ve yardımcı eleman tarafından solunmasını önlemek amacıyla uygulanacak rubber dam kullanma ve kuvvetli aspirasyon yapma zorunlulu udur(37).

4. Air-Polishing Yöntem:

Yöntem air-abrazyona benzemekle birlikte bu sistemde hava basıncına ek olarak su basıncından da yararlanır. Sistem basınçlı hava ile püskürtülen, sodyum bikarbonattan oluşan indirici tozların, yo un su spreyi ile karı ması prensibiyle i lev gören bir mekanizma içerir.

Air-polishing yöntemi ile çürü ün uzakla tırılmasından çok, di yüzeyindeki birikintiler uzakla tırılır. Aynı zamanda plak ve di ta larının ve yüzeyel mine lekelerinin uzakla tırılmasında etkilidir(38). Di ler üzerindeki çukurcuk, fissür ve dar olukların temizlenmesinde di er yöntemlere göre çok daha avantajlıdır. Ancak protetik ve restoratif uygulamaların cilasını zedeleyebilir.

5. Kemo-mekanik Çürük Uzakla tırma Yöntemi:

Kemomekanik çürük kaldırma yöntemlerinde amaç, sadece çürü ün remineralize olamayan, enfekte yüzeyel tabakalarının yumu atılarak ekskavasyonunun kolayla tırılması prensibine dayanır. İmdiye kadar geli tirilen çürük kaldırıcı kimyasal ajanlar, sadece bakteriyel kollajenazlar tarafından proteolize edilerek yapısı bozulmuş kollajen fibriller üzerine etki göstermekte ve sa lıklı dentin dokusuna zarar vermemeyi hedeflemektedirler(39).

Yalnızca çürük dentini uzakla tırdı ndan derin çürük lezyonlarında pulpa odasının iyatrojenik perforasyonu oldukça azalmaktadır. Küçük kavitelere görü sınırlı oldu u için frez kullanımı gerekmektedir(40,41).

6. Enzimler:

Bu yöntemde daha çok kollegenaz ve preteolitik enzimler uygulanır. Henüz klinik çalı maların yetersiz olması nedeniyle bu yöntemin kullanılabilirli i tartışmalıdır. Uygulandıktan ancak 2-5 saat sonra yumu ak çürü e etki etmeleri klinik uygulamasını kısıtlayan bir di er sebeptir(42).

7. Lazerler :

Di te bulunan çürük dokuyu kaldırmak için kullanılan konvansiyonel mekanik yöntemlerin, sert dokuyu kaldırırken seçici olması, a rı olu turması nedeniyle anesteziye ihtiyaç duyulması gibi bir takım dezavantajları bulunur. Yüksek yo unlukta ve 3-10 µm dalga boyu aralı nda çalı an birçok lazer mine ve dentin tarafından çok iyi absorbe edilmektedir(42).

Karbondioksit ve Nd-YAG lazerlerin ancak yüksek yo unluktaki enerji ile sert dokuları buharla tırbilmeleri, bu dokularda karbonizasyon, erime, çatlak olu umu ve pulpada ısı artı na neden olmaları istenmeyen yanlarındandır. Bundan dolayı kavite preparasyonlarında Er-YAG lazerler tercih edilmektedir(33).

Lazerler di sert dokularında kullanılırken 3.3W ve üzeri daha yüksek dozlarda uygulanırlar. Bununla yanında çürük kaldırılırken daha az hasar olu maktadır. Bu uygulama esnasında kavite steril edilmektedir. Çürük dokunun uzakla tırılması uygulamasında altta bulunan sa lam doku ise korunmaktadır(33).

Lazerin dokuda su tarafından yüksek miktarda so urulma özelli i bulunur. Bunun sonucunda lazer enerjisiyle su molekülü içinde ısınma meydana gelerek kaynama noktasına ula ır, geni ler ve mikro patlamalar ile çevre doku küçük parçalara bölünerek kaviteden dı arı atılır(33).

Termomekaniksel a nma olarak tanımlanan bu yöntemle yapılan preparasyonlarda kavite yüzeylerinde mikro-tutucu alanlar olu maktadır. Olu an mikro-tutucu alanlar di yüzeyi ve kompozit arasındaki adezyonu güçlendirerek adeziv materyallerin asitle pürüzlendirme olmaksızın di e ba lanmasına aracılık eder. Böylece asitle pürüzlendirme i lemi sırasında, asit ajanın uzun süre uygulanması ve asit kalıntılarının dentin kanallarından uzakla tırılmaması nedeniyle pulpada toksik etkiye sebebiyet vermesi ve pürüzlendirme sonucu a rı olu ması gibi komplikasyonlar engellenmi olur. Fakat düz yüzey olu turulmak istendi inde kron-köprü ve inley preparasyonları gibi, lazer uygulaması ardından pürüzlü yüzey ultrasonik aletlerin kullanımıyla düzeltilir(43).

Dokuların içeriindeki su miktarına ba lı olarak lazerlerin gösterdi i etki de i iklik gösterir. Lazerin sa lam di dokusunu koruyarak öncelikle çürük dokuyla reaksiyona girmesi bu özelli indendir. Çürü ün su ve organik içeri i mine ve dentine göre daha fazla olması nedeniyle lazerle çürük uzakla tılırken sa lıklı yapılardan daha hızlı, kolay ve a rısız çalı ılır(33).

Genel kavite preparasyonları

Çürük bir di te, çürü ü temizleyerek di teki madde kaybını telafi etmek, çürü ün ilerlemesine ve yeniden ba lamasına engel olmak, di e eski anatomik formunu kazandırmak, fonksiyon ve esteti i sa lamak, di i ç i neme kuvvetlerine dayanıklı hale sokmak getirmek için di ler üzerinde belirli prensiplere uyarak hazırlanan bo lu a dental kavite denilir(44).

G. V. Black tarafından 1800'lü yıllarda yapılan sınıflandırma sistemi günümüzde birkaç küçük de i iklikle halen uygulanmaktadır.

G. V. Black Sınıflandırması

Sınıf I Kaviteler:

Küçük azı ve büyük azı di lerinin okluzal yüzeylelerinde bulunan fissürlerin, alt azıların bukkal, üst azıların palatinal, üst keser di lerin özellikle de üst yan keser di lerin palatinal yüzeylelerinde rastlanabilen çürüklerin tedavisi için hazırlanan kavitelerdir. Aynı morfolojik özelliklere sahip olan fissürlerin ve mine çukurcuklarının bakteri pla ı retansiyonuna elverişli olmaları nedeniyle simetrik(44).

Sınıf II Kaviteler:

Di dizisi içinde yer alan kom u di ler aproksimal yüzeylelerinde bir noktada birbirlerine temas ederler. Bu de im noktasına kontakt noktası adı verilir. Kontakt noktası genç ve sa lıklı bir di dizisinde di lerin serviko-okluzal veya serviko-insizal boyutunda 1/3 fasiyal ve serviko-okluzal veya serviko-insizal boyutunda ise 1/3 okluzal veya insizal noktadadır. 2. sınıf kaviteler ya kontakt noktalarının altında ara yüz çürü ü olarak veya 2 çukurcuk ve fissür kavitelerinin ilerlemesi neticesinde

açılırlar. Yalnız çürük neticesinde açılmazlar, kö elerde yeterli ve dayanıklı di dokusu kalmamı sa 1. sınıf kavite 2. sınıf kavitelere dönü türülebilirler. Yan duvarlar çok önemlidir, di in do al konturları göz önüne alınmalıdır, di in yan yüzeylerinin çok fazla di bükey olması durumunda kendi kendine temizlenebilir. Di fırçası mine dolgu sınırına kadar ula abilmelidir. Bukkal ve lingual duvarlar yakla ık olarak kom u di in bukkal ve lingual duvarların konturlarına paralel hazırlanmalıdır. Yan yüz kavitesindeki bukkal ve lingual duvarların çi neme yüzeyine yakla tıkça hafifçe içe do ru e imli olması dolgunun tutuculu unu sa lar çi neme basıncının etkisini azaltır ve esteti i artırır(44).

Sınıf III Kavite:

Anterior di lerin interproksimal alanına yapılacak dolgular için açılan kavite lerdir. Vestibül yüzünden giri yapıldı ında çalı ma kolaylı ı vardır ancak estetik olarak uygun olmadı ından pek tercih edilmez. Bilhassa dolgunun rengi de i irse estetik yönden çok sakıncalı olur. Dil yüzünden giri te indirekt olarak çalı mak estetik bakımdan çok daha fazla tercih edilir(44).

Sınıf IV Kavite:

Ön grup di lerde hem aproksimal bölgede hem de kesici kenarda çürük varsa bu tip kavite ler açılır. 4. sınıf kavite kesici kenar kö elerinden bir tanesinin bulunmadı ı veya bu kö enin kırılmaya e ilimli oldu u di lerde uygulanır(44).

Sınıf V Kavite:

Kole bölgesindeki çürükleri ve defektleri restore etmek için hazırlanan kavite lerdir(44).

Sınıf VI Kavite:

Molar di lerin tüberkül tepelerinde izlenen çürükler için hazırlanan kavite ekli olup Black kavite prensiplerine sonradan eklenmi tir(44).

Kavite Preparasyonunun Genel Kaideleri:

1.Kavite dı hudutlarının tespiti

- Kavite sınırları bütün çürük kısmını içine almalı ve sağlıklı di dokusuna kadar uzanmalıdır.
- Kavite sınır çizgileri keskin köşeler yapmayıp, yuvarlak kavisler şeklinde seyretmelidir.
- Her yerde çürüme olasılığı olan fissurlar kaviteye dahil edilebilir (extension for prevention-korumak için genişletmek).
- Dişin tüberkülleriyle fissurlar arasındaki kavite sınırları fissurlarla tüberkülün en üst noktası arasındaki uzaklığın üçte bir fissur tarafına geçer.
- Eğer pit ve fissur kavitesi arasında az sağlıklı di dokusu bulunuyorsa her iki kavite birleştirilebilir.
- Ara yüzeylerde kavite sınırları diş fırçasının ulaşabileceği yerlere kadar uzatılmalıdır.
- Kavite tabanı (pulpal duvar) mutlaka düz olarak şekillendirilmelidir.
- İyi bir kavite preparasyonunda kavite dolgu maddesinin yerleştirileceği genişlikte, aletlerin girişi için uygun genişlikte prepare edilmelidir.

2. Kavite preparasyonundan sonra kalan di dokusunun dayanıklılığının temini

Kavite hazırlandıktan sonra geride kalan di dokusunun çimento kuvvetlerine karşı dayanıklı olacak şekilde hazırlanmalıdır.

3. Dolgunun tutuculuğunun temini

- Kutu prensibi uygulanır, kavitenin karşıklı duvarları birbirlerine paralel hazırlanır.
- Kavite tabanı duvarlara göre biraz daha genişçe şekillendirilmelidir.
- Kıvrangıç kuyruğu kavitesi hazırlanmalıdır.

4.Kalan çürük kısmın tedavisi

- Erken te his
- Çürü ün tamamen temizlenmesi
- Enfekte dentinin tamamen uzakla tırılması

5.Mine kenarlarının düzeltilmesi

Amaç restoratif materyal ve di arasında mümkün olan en iyi kenar uyumunu temin etmek, pürüzsüz bir kenar uyumu olu turmak, kenar bölgesinde mine ve restoratif materyalin maksimum direncini sa lamaktır.

6.Kavitenin tuvaleti

Kavite preparasyonunun en son a aması kavite içinde toplanmı tüm parçaların, debrislerin uzakla tırılması, kavitenin dezenfektan ile tamamen temizlenmesidir(44).

Restorasyon Maddelerinde Aranılan Özellikler

Hekim tarafından hasta koltu unda do rudan uygulanan malzemelere direkt restorosyon materyalleri denir. Bunlar kuron-köprü protezlerinin veya dolguların (inley) yapımında laboratuvar i lemi uygulanan materyallerden farklıdır. Bunlara en iyi örnek dolgulardır; bunlar amalgam, kompozit ve cam iyonmer olarak sınıflandırılabilirler(45).

Kimyasal Özellikler

Restorasyon maddeleri a ız ortamında tahrip edici etkileri altında erimeden, bozulmadan ve a ınmadan bütünlüklerini sürdürmelidirler. Bundan dolayı dolgu maddeleri a ız ortamına alınan yiyecek ve içeceklerin geni pH de i melerinden etkilenmemelidir. Metalik dolgular korozyona kar ı dirençli olmalı ve elektrik akımını olu turarak galvanik a rıya sebep olmamalıdır(45).

Isısal Özellikler

Restorasyon maddelerinin ısı difüzyonu ideal olarak çok düşük olmalıdır. Yüksek ısı difüzyonu olan restorasyon materyallerin mutlaka izole edici bir kaide maddesi ile birlikte kullanılması gerekir. Restorasyon maddelerinin ısı genleşme katsayıları mine ve dentin ile uyumlu olmalıdır(9).

Mekanik Özellikler

Restorasyon maddelerinde aranılan mekanik kriterler dolgunun yapılaşma hızı ve yüzeye göre farklılık gösterir. Büyük azılarda diğinin iki veya daha fazla yüzeyini içeren büyük kaviteelerde, abrazyona karşı dirençli, gerilmelere karşı dayanıklı bir materyal tercih edilmelidir. Restorasyon materyali direkt olarak çiğneme kuvvetlerine maruz kaldığı zaman plastik deformasyona karşı direnç göstermelidir (45). Restorasyon maddesi ile diğ arasındaki kenar uyumu iyi olmalı, materyal gerilmeler altında kalarak elastik deformasyona uğramamalıdır. Bu nedenle dolgu maddelerinin yüksek elastiklik modülüne sahip özellikte olmalıdır(9).

Adezyon

Adezyon, farklı moleküller arasındaki çekim kuvvetine denir. Adezyonu oluşturan maddeye adeziv, adezivin uygulandığı maddeye ise aderent denilir. Adezyon için adeziv ve aderent arasında tam bir temas olmalıdır.

Adezyonun fiziksel, kimyasal ve mekanik türleri bulunur. Fiziksel adezyon, Van der Waals kuvvetleri ya da diğiler elektrostatik etkileşimler sonucu farklı yapıdaki düz yüzeyler arasında gerçekleşen en çok zayıf bir bağlama türüdür. Kimyasal adezyon, farklı yapıdaki yüzeylerin atomları arasında oluşan sınırlı ve yine düşük bir bağlanmadır. Primer ve sekonder kimyasal bağların etkisi ile meydana gelir, bunlar pozitif ve negatif yüklü atomlar arasındaki iyonik bağlar, atomlar arasında elektron ortaklaşması ile gerçekleşen kovalent bağlar ve elektron bulutu içine yerleşen iyonlar ile oluşan metalik bağlardır. Mekanik adezyon ise girintili çıkıntılı düzensiz yüzeyler arasındaki güçlü birlemedir. Bu kilitlemede geometrik ve elastiklik deformasyonu (reolojik) değişimleri de söz konusudur. Yüzey pürüzlülüğü veya mikroskobik gözenekliliğinin (porozite) neden olduğu mekanik bağlanma

geometrik etkenlere, materyalin akı (flow) özelli inden dolayı bir çıkıntı etrafında akması ve büzülerek tutunması ise reolojik etkenlere örnek olarak verilebilir(46).

Biyolojik Özellikler

Restorasyon maddeleri tüm di er di hekimli i maddelerinde oldu u gibi hastalar ve uygulayanlar için zararlı olmamalıdır. De erlendirmedeki en önemli kriterlerden biri di in canlı dokusuna olan pulpaya etkileridir. Restorasyon maddeleri direkt veya dolaylı olarak pulpada tahri e (irritasyon) sebep olmamalıdır, ayrıca sızarak irritasyon yapacak herhangi bir materyal içermemelidir(2).

Akı kanlık Ve Sertle me Özelli i

Birçok restorasyon maddesi, karı tırılan iki veya daha fazla materyalden oluşur. Geçerli bir süre içinde homojen bir karı ımın oluş turulması gerekir. Kullanım kolaylığı, materyalin karı tırmadan sonraki viskozitesine ve aletlere yapış mamasına, çalış ma ve sertle me süresine ba lıdır. De i ik materyallerin kullanımında farklı teknikler bulunur. Bazı materyaller kavite içerisine kolaylıkla akabilirken, bazılarının basınçla kaviteye itilmelidir. Karı tırdıktan sonra yapış kanlık gösteren materyaller aletlere yapış arak çalış mada zorluk çıkarabilir. yi bir manipölasyon için çalış ma süresinin sertle me ba lamadan önce restorasyonun kaviteye yerle tirilebilece i kadar uzun olmalıdır. Sertle me ba ladıktan sonra restorasyonun kaviteye yerle tirilmesi, sertle mi materyalin fiziksel özelliklerini negatif yönde etkileyecektir. deal olarak, sertle me süresi hekim ve hastanın rahatı için olabildi ince kısa olmalıdır. Bu materyaller fonksiyonel stres, termal stres, kırılma dayanıklılığı, sertlik, geçirgenlik ve biyouyumluluk gibi bazı mekanik, kimyasal, biyolojik, estetik ve termal kriterler açısından olumlu özelliklere sahip olmalıdır(9).

Konservatif Di Hekimli inde Kullanılan Dolgu Materyalleri

Amalgam Dolgu

Günümüzde, birçok materyal di hekimli inde restorasyon amacıyla kullanılmaktadır. Bu materyallerin ç i neme basınçları kar ısındaki dayanıksızlıkları, zaman ve ekonomik kayba sebep olan önemli bir sorundur. Amalgam dolgu fonksiyonun sağ lanması amacıyla kullandığımız restoratif materyallerin ba ında

gelmektedir. 1970'li yıllara kadar di hekimli inde en çok kullanılan restorasyon maddesi amalgamdır. Amalgamın; çineme basınçlarına karşı dayanıklı, uygulanması kolay ve ekonomik olması gibi avantajlarının yanında estetik olmaması, yüksek ısı geçirgenliğine sahip olması, toksik civa içermesi, korozyona bağlı olarak di telerle melere neden olması gibi dezavantajları da vardır. Bununla birlikte; di dokusuna kimyasal adezyonunun olmaması, boyutsal de i imasyonu raması sonucu mikrosızıntı oluşması ve galvanik akıma neden olması amalgamın kullanım alanlarını gittikçe kısıtlamaktadır. Amalgam, çok dayanıklı ve ekonomik bir dolgu maddesidir; ama görünümü estetik değildir. çinde %70 gümüş , %23 kalay, az miktarda bakır ve çinkodan oluşan tozun civa ile karıştırılmasıyla hazırlanır. Karışım di hekim tarafından hazırlanan kaviteye yerleştirilir ve birkaç saatte sertleşmesi tamamlanır. Özellikle posterior di teler için kullanılan iyi bir dolgu maddesidir(14,47).

Oda ısısında sıvı halde bulunan civa bir metaldir. Toz halindeki bir metalle karıştırıldıktan sonra kolaylıkla şekillendirilebilen plastik bir kütle halini alır ve bu özelliği kullanılmaya kolaylığı sağlar. Karıştırma sonrasında civa ve alaşım arasında gelişen reaksiyona amalgamasyon adı verilir. Bu reaksiyondan sonra materyal gümüşümsü bir renk alır, amalgam gri renginden dolayı, estetiğin önem taşımadığı bölgelerde yer alan di telerin restorasyonunda kullanılır(9).

Amalgam, yüksek basma tipi dayanıklılık, boyutsal kararlılık (stabilite) ve mikro sızıntı özellikleri açısından avantajlı bir materyal olduğu için, dolgu yapımında sıklıkla tercih edilmiştir. Final restorasyonun üretimi süresinde abrazyona karşı dayanıklı bir altyapı görevi üstlenir. Ama sertleşme zamanının uzun olması ve di dokusuna adezyon göstermemesi dezavantajdır. Hızlı sertleşen yüksek bakır içerikli amalgam, uygulamasını takip eden bir saat içinde preparasyona imkan verecek basma tipi dayanıklılığa sahip ise de bakır içeriğinden bağımsız olarak çekme tipi dayanıklılığı daha düşüktür. Göreceli olarak ince amalgam dolguların kırılmaya karşı direnci çok düşüktür. Gerçekleştirilen in vitro bir çalı şmada, amalgam dolgular ile adeziv dentin bonding sistemlerinin uygulamalarının kırılmaya karşı direnci arttırdığını bildirilmiştir. Yapılan in vitro bir çalı şmada amalgam dolgular ile dentin

bonding sistem uygulamalarının kırılmaya karşı direnci arttırdığı rapor edilmiştir(48).

Son yıllarda ara tırmalar; daha önceden üretilmiş dolgu maddelerinin olumlu özelliklerinin birleştirilmesi ve diğere benzer özelliklere sahip yeni dolgu maddelerinin geliştirilmesi üzerinde yoğunlaşmıştır. Kazanımlı hastalıklar, gelişimsel defektler ve renklemeye tedavilerinde, materyalin estetik nitelikleri en az diğer özellikleri kadar önemlidir. Restorasyon yapımında çiğneme ve konuşma (fonasyon) kadar estetik fonksiyonda çok önemlidir. Bu nedenle restoratif tedavi planlamasında seçilen materyalin, yüzey pürüzlülüğünün azaltılarak renk, ışığı geçirme ve ışığı kırma yönüyle diş dokusuyla benzer özellikler taşıyor hale getirilmesi ayrı bir öneme sahiptir. Bunların dışında restorasyonun mekanik niteliklerinin iyi olması ve polimerizasyon bütünlüğü oranının düşük olması da vazgeçilmez özellikler arasındadır. Ancak amalgama alternatif olabilecek estetik, mekanik ve biyolojik özelliklerin tümüne sahip, diş renginde bir adeziv restoratif materyal üretilmesi zaman alacaktır(45).

Konservatif Diş Hekimliğinde Kompozit Rezinerler

1878 yılında Fletcher tarafından sunulan silikat simanlarla, direkt estetik restoratif materyallerdeki gelişim başlamıştır. Bunu 1937 yılında doldurulmamı rezin geliştirmesi takip etmiştir. 1945 yılından günümüze kadar doldurulmamı rezinler, estetik dolgu materyali olarak kullanılmaktadır(49). 1955 yılında Buonocore'nin(50) mineyi asitle pürüzlendirme tekniğini geliştirmesi ve 1962 yılında Bowen'in(51) kompozit rezinler için temel polimeri bulması, estetik adeziv diş hekimliğinin başlangıcı olarak kabul edilir.

Kompozit Rezinerlerin Yapısı

Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan kompozit rezinler üç ayrı fazdan meydana gelir.

1. Organik polimer matriks faz (Continuous phase)
2. inorganik faz (Dispersed phase)
3. Ara faz

Kompozit rezinlerin yapısı.

A. Organik polimer matriks faz. B. inorganik faz. C. Ara faz (52).

Organik Polimer Matriks Faz

Kompozit rezin matriksinin yapısında bis-GMA (bisfenol-A-glisidil metakrilat) bulunur. Bazı kompozit rezinlerde bis-GMA yerine UDMA (üretan dimetakrilat) kullanılmakla birlikte birço unda iki materyalin kombinasyonu bulunur. Trietilen glikol dimetakrilat (TEG-DMA) bis-GMA ve UDMA oligomerlerinin viskozitesini azaltmak için matrikse eklenmiştir(52,53).

norganik Faz

norganik fazda cam (baryum, borosilikat), zirkonyum oksit, alüminyum oksit veya silikon dioksit matriksin fiziksel özelliklerini geli tirmek için ilave edilmiştir. Bu doldurucular kompozitin translüensiyi özelli ini geli tirir, termal genleşme katsayısını dü ürür, polimerizasyon büzülmesini azaltır ve materyalin daha sert olmasını sa layarak a nımaya kar ı direncini daha da artırır. Doldurucuların miktarı çok fazla oldu unda kompozitin viskozitesi artacağından klinik kullanımında problem meydana gelebilmektedir(52,53).

Ara Faz

Kompozit rezinlerde organik polimer matriks fazı ile inorganik faz arasında birle meyi ara faz (silan) sa lamaktadır. Ara faz, organik silisyum bile i i olan silanlardan meydana gelir. deal kompozit rezinlerde silika partiküllerinin yüzeyi silan ba lanma ajanları (silane coupling agent) ile önceden kaplanmıştır ve silika partikülleri yüzeyinde tek moleküllü ve çift fonksiyonlu çok ince bir katman olu turulmu tur. Bu katmandaki moleküllerin bir ucu silika partiküllerinin yüzeyinde bulunan hidroksil grupları, di er ucu organik matriksdeki polimer ile ba lanmıştır. Silan ba lanma ajanları, rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geli tirdi i gibi rezin-partikül ara yüzü boyunca suyun geçi ini önleyerek hidrolitik dengeyi sa lar; rezinin çözünürlü ünü ve su emilimini dü ürür. Silan ba lanma ajanları inorganik fazın özellikle silika partiküllerinde olumlu sonuçlar elde edilmiştir, bu nedenle kompozit rezinlerin büyük bir ço unlu unda silika içrikli inorganik doldurucular

kullanılmı tır. Ara faz olmadı ında, ba layıcı kütlenin dayanıklılı ı azalmakta ve doldurucu yüzeyden ayrılabilmektedir(52,53).

Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler; inorganik doldurucu partiküllerin büyüklü üne, bu partiküllerin a ırlık veya hacim olarak yüzdesine ve polimer matrikse ekleni ekillerine, polimerizasyon yöntemlerine, viskozitelerine göre sınıflandırılabilirler(52).

Kompozit Rezinlerin Endikasyonları

1. I.,II.,III.,IV.,V. ve VI. sınıf kaviterlerde restoratif dolgu materyali olarak,
2. Kor yapımında,
3. Pit ve fissür örtücü olarak,
4. Preventif rezin restorasyon olarak,
5. Estetik i lemlerde,
 - *Parsiyel veneerler,
 - *Full veneerler,
 - *Kontur düzeltmelerde,
 - *Diastema kapatılmasında,
6. ndirekt restorasyonlarda yapı tırıcı siman olarak,
7. Geçici restorasyon olarak,
8. Periodontal splint olarak,
9. Kırılmı di lerin tedavisinde,
10. Çürük, abrazyon ve erozyon sebebiyle ile olu mu servikal lezyonlarda,
11. Semidirekt ve indirekt yöntemlerle uygulanan inley restorasyon materyali olarak(54-56).

İndirekt Kompozit Rezin Materyalleri

Günümüzde indirekt kompozit rezin materyalleri, inley ve onley yapımında çok sık kullanılmaktadır. Bu materyaller, oldukça iyi bir estetiğe sahip olup, doku dostudur, kullanımı kolaydır ve klinik ömrü oldukça uzundur (57). İndirekt kompozit rezin materyallerinin ekstraoral polimerizasyonu daha iyi monomer dönüşümüne sebep olur ve restorasyonun fiziksel özelliklerini geliştirdiği gösterilmiştir (58). İndirekt restorasyonlarda, kompozit rezin materyalinin büzülme miktarı yapı tırma amacı ile kullanılan kompozit rezin simanla sınırlandırılarak, yeterli bir kenar uyumu ve tıkaama yapılabilir(59,60).

Laboratuvarda yapılan posterior kompozit rezin restorasyonlarda uygun anatomik kontur ve proksimal kontak, mükemmel kenar uyumu (61), minimal postoperatif hassasiyet (62,63), ideal estetik (64) ve kasp desteği sağlanabildiği gösterilmiştir. Bu avantajların çoğu, direkt tekniklerde ağız içinde meydana gelen polimerizasyon büzülmesinin, indirekt tekniklerde ağız dışında gerçekleştirilmesinden kaynaklanmaktadır(65,66).

İndirekt Kompozit Rezin Materyal ve Sistemlerinin Gelişimi

Son 20 yıl içerisinde, çok sayıda indirekt kompozit rezin materyali geliştirilmiştir. İlk geleneksel, barırlı indirekt kompozit rezin materyali, 1981'de satılan %30 doldurucu içeren mikrofil kompozit rezin isosit-N oldu (57). Daha sonra Coltène firması prepare edilen dişin üzerinde direkt uygulanan ışıkla polimerize olan DI hibrit kompozit rezin inley sistemini, hemen ardından Parkell firması Mach-2 direkt kompozit rezin inley sistemini hazırlamıştır (50). 1980'lerin sonunda ve 1990'ların başında Concept Inley/Onley Sistemi, Coltène Brilliant Dentin Sistemi ve Herculite XRVLab Sistemi olmak üzere üç indirekt kompozit rezin inley sistemi kullanılmıştır. Diğer laboratuvar destekli kompozit rezin sistemleri, Sculpture/Fibrekor, Art-Glass, Targis ve BelleGlass HP yapılarıdır (51). İndirekt kompozit rezin materyallerin klinik kullanım için dayanıklı olduğu açıklanmıştır. Çoğunlukla kullanılan materyaller hibrit kompozit rezinlerdir ve yüksek cam doldurucu içeriğe sahiptirler. Pürüzlendirme ve silanizasyon yapıldığında, modern hidrofilik primer ve bonding ajanlar kullanılarak, doal di

yapısına ba lanma ile di in kendi yapısından daha sa lam bir yapı kazandı ı açıklanmı tır. Kompozit rezinlerin do al di yapısı gibi esneme kabiliyetine sahiptir. Bu durum, fonksiyon esnasında olası kırılma riskini azaltır. ndirekt restorasyonların avantajlarından dolayı, zaman içinde direkt kompozit rezinlerin yerine geçebilece i dü ünülmektedir. Altın materyalinin uzun ömürlülü üne ra men, estetik olması sebebiyle ço u hasta tarafından kompozit rezinler tercih edilmektedir(67).

Estetik Restorasyon Yapım Teknikleri

Posterior estetik restorasyon yapım teknikleri direkt, semi direkt ve indirekt teknik olmak üzere üç ayrı sınıfta incelenir (68).

Direkt Teknik

Tek seansta ve yalnızca a ız içinde çalı ma gerektiren bir uygulama olup a a ızdaki materyaller kullanılır,

- Kompozit rezinler,
- Quartz insertlerdir.

Di sert dokularında kayıp az ise, kompozit restorasyonlar direkt olarak tek seansta uygulanmaktadır. Daha büyük kaviteler söz konusu ise direkt teknikte polimerizasyon büzülmesi sonucu; kenar uyumunun bozulması, kenar sızıntısı ve sekonder çürük olumu gibi problemler görülebilir. Kompozit rezin restorasyonlarda görülen polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla, restorasyonların yapımında tabakalama tekni inin kullanılması, üç açılı polimerizasyon uygulanması, kompozit materyalinin hacminin cam seramik insertlerle küçültülmesi, semidirekt ve indirekt tekniklerle inley yapımı gibi yöntemler uygulanabilir(69,70).

Semidirekt Teknik

Tek seansta hem a ız içi, hem de a ız dı ı çalı ma gerektiren bir uygulamadır. Kavite hazırlanıp ölçü almadan a ız içinde veya ölçü aldıktan sonra elde edilen model üzerinde (esnek model tekni i) a ız dı ında hazırlanarak kompozit inleyin aynı seansta di lere yapı tırılması i lemlerini kapsar. Geni I. ve II. sınıf

restorasyonların kalitesini yükseltmek için geliştirilmiştir. Kavite boyutlarının mine sement sınırına doğru genişlemesi durumunda ve aynı zamanda tek ya da çok sınırlı sayıda diş söz konusu ise bu teknik tercih edilir. Semidirekt teknik az sayıda geniş çürüklü genç hastalarda önerilmektedir. Bu yaklaşım ile hastaya inley ya da onley yapımının indirekt laboratuvar masrafları yansıtılmaz. Esnek model tekni inde preparasyonun ölçüsü polivinilsiloksanla alındıktan sonra silikon salınımı yapan ajan ölçü kullanılır ve heavy body polivinilsiloksan esnek çalıtma modelini yapmak için ölçüye yerleştirilir. Inley restorasyon model üzerinde incelenir. Bu tekni in ölçü materyalinin pahalı olması ve esnek day hazırlanırken orijinal ölçünün deforme olabilmesi gibi dezavantajları vardır. Tekni in avantajları ise restorasyonun konturunun ve estetik sonucunun iyi olması ve aynı seansta inlemin tamamlanmasıdır(68).

ndirekt Teknik

Hasta a zından alınan ölçü ile elde edilen alçı model üzerinde ve a ız dı ında çalışma gerektiren ve birden fazla randevu içeren bir uygulamadır. Semidirekt ve indirekt teknikle kullanılacak materyaller şunlardır,

- Kompozit rezinler,
- Seramiklerdir.

A ızda aynı seansta çok sayıda diş in fonksiyonel ve anatomik okluzal yüzeylerini semidirekt teknikle restore etmek oldukça zordur. Bu gibi durumlarda indirekt restorasyonlar yapılabilir. Ayrıca restore edilecek diş in a ız içinde bulunduğu pozisyon da restorasyon tekni ini belirleyen bir unsurdur. E er diş in pozisyonu ula ılması zor bir bölgedeyse, indirekt teknik kullanılarak inley yapılması daha daha do ru olur. ndirekt teknik polimerizasyon bütülmesinin kontrol edilmesi, kenar uyumunun iyi olması, sızıntının az olması ve ideal anatomik kontu rın sağlanabilmesi gibi avantajlara sahip olup, fazla madde kaybı olan diş lerde diş yapısını kuvvetlendirmek ve esteti i sa lamak için tercih edilir(68).

Kompozit Rezin inleyler

Günümüzde kompozit rezin inleyler, di sert doku kaybı fazla olan di lerin restorasyonunda ba arılı bir eilde kullanılmaktadır. Bu sistem ile hem di esteti i sa lanır, hem de restorasyonların ana hedeflerinden biri olan di in bütünlü ü korunur(71,72).

Kompozit Rezin inleylerin Endikasyonları

1. Eski dolguların yenilenmesinde,
2. Estetik restorasyon isteyen ve a ız hijyeni uygun olan hastalarda,
3. Kanal tedavisi yapılmı di lerin üzerine daimi restorasyonunda,
4. Di sert dokusu kaybının fazla oldu u olgularda, preparasyondan sonra a rı undercutlar olmadı ı ve ba lanma için yeterli sa lam di dokusunun bulundu u vakalarda,
5. Hastanın ya ı ve alı kanlıkları dikkate alındı nda di a ınmasına ba lı hiçbir bulgu bulunmadı nda(71,72).

Kompozit Rezin inleylerin Kontrendikasyonları

1. A ız hijyeni kötü olan hastalarda,
2. inley ve onleylerin ba lanması için nem kontrolünün sa lanamadı nda,
3. A ızdaki eski kompozit rezinlerin klinik performanslarının yeterli olmadı ı durumlarda,
4. Di yüzeyinde atipik di sert dokusunun söz konusu oldu unda,
5. Restorasyonun di konturunda retansiyon bölgelerinin bulunması durumunda,
6. Geriye kalan di sert dokularının ba lanma için yetersiz oldu u durumlarda(71,72).

Kompozit Rezin inleylerin Seramik inleylere Göre Avantajları

1. Kompozit rezin inleyler seramik inleylere göre karıt di te daha az a ınmaya neden olur.
2. Kompozit rezin inley preparasyonu daha konservatiftir, kavitenin hazırlanması sırasında çürü ün uzakla tırılması için minimal preparasyon yapılır.
3. Kompozit rezin inleyler yeni bir kompozit rezinle tamir edilebilir.
4. Yapım tekni i seramik inleylere göre daha kolaydır.
5. Seramiklere göre daha ucuzdur ve daha çok tercih edilir.
6. Bitirme ve polisaj i lemleri serami e göre daha kolaydır.
7. Seramik restorasyonlar, indirekt kompozit rezin restorasyonlara göre çok daha pahalı ekipmanla yapılmaktadır(54,73).

Kompozit Rezin inleylerin Seramik inleylere Göre Dezavantajları

1. Seramik inleylere göre a ınma direnci daha dü üktür.
2. Okluzal streslere kar ı daha dayanıksızdır(73).
3. Kompozit rezin inleylerin biyouyumlulu u seramik inleylere göre daha kötüdür(74).

Konservatif Di Hekimli inde Kullanılan Seramikler

Estetik ve dayanıklı intrakoronel restorasyonlara olan ilgi yeni de ildir. 1856 yılında prefabrik yeni seramik inleyler, altın folyolarla kaplanarak estetik dolgu olarak kullanılmı tır. Aynı yöntem, Herbst tarafından Almanya'da geli tirilerek fırınlanmı seramik inley hazırlanmı tır. Seramik inley, Bruce tarafından dental literatüre ilk defa 1891 yılında kazandırılmı tır. Platinyum folyo destekli seramik inleylerin kullanımı, Land tarafından 1888 yılında olmu tur. Bu konuda ilginç olan ise, 1895 yılında seramik inleylerin amalgamın dental kullanıma sunulmasından önce

di hekimli ine girmesidir(49). Seramik inley ve kuronlar 1923 yılına kadar geli tirilmeye devam edilmi ve bu tarihte Wain tarafından fırınlanmı ve döküm seramikler kullanılmaya ba lanmı tır(75,76).

Dental Serami in Yapısı

Seramik terimi “çömlek, çömlekçilik” anlamına gelen Yunanca “keramos” kelimesinden türetilmi tir ve topraktan yapılma anlamını gelir. Seramikler, metal oksit, borit, karbit, nitrit ve bu materyallerin birle imini içeren non-metalik, inorganik materyallerden meydana gelir(77). Bu materyallerin yapısındaki kristalin içeri indeki atom komponentleri düzgün bir ekilde sıralanmakta ve iyonik veya kovalent ba lanma göstermektedir. Seramikler çok kuvvetli yapıda olsa da, kırılıgandır ve dü ük düzeyde e ilme kuvvetleri sonucunda deforme olabilir. Bu nedenle bu materyaller sıkı tırma esnasında güçlü iken, gerilme sırasında zayıftır (78). Biyouyumlulu u en ideal restoratif materyal olan seramiklerin çe itli kompozisyonları, di hekimli inde çok kullanılmaktadır. Yüksek derecede oksitlenmi , korozyona dayanıklı ve genellikle allerjik ya da toksik reaksiyona neden olmazlar(75). Seramik materyalleri, renk ve ı ık etkile imi ile do al di i taklit etme özelli ine sahiptir. Rengin derinli i, serami in içine çe itli boyalar emdirilerek geli tirilebilir ve daha sonra farklı renkler do al görünümü sa lamak amacıyla eklenebilir(79).

Dental Seramik Elemanları

***Feldspar**

Porselene belirli bir effaflık verir ve ısıya daha dayanıklı bile enleri tutan, ba layan camla mı bir birle tiricilik görevini üstlenir. Feldspar hiçbir zaman saf olmaz. çerisinde daima soda ve potas de i ik oranlarda vardır. Optik kaliteye katkısı bulunmayan sodyum feldspar, porselenin pi irme ısısını azaltıp “pyroplastic” akı ı, yani fırınlama esnasında önceden verilmi formun bozulması olayını arttırır (80,81). Di hekimli inde genellikle çok yüksek potas içerikli feldspar tercih edilir. Potas feldspar dental serami in effaflık kalitesini arttırırken, pyroplastic akı na engel olur (82). Feldspar 1530°C’de tamamen erir, 1250°C-1300°C ısı aralı nda eridi inde sodyum ve potasyum oksit alkalileri, silika ve alumina ile birle ip sodyum veya

potasyum alumina silikat meydana gelir. Porselenin yapısında %70-%90 oranında bulunur(83).

***Kaolin**

Dental serami e modelaj kolaylı ı sa layan alumina silikat kilinin saf formu veya Çin kili olarak da bilinen bu madde, çok ince yumu ak kilsli bir yapıdadır (64). Quartz ve Feldspar arasında ba layıcı olarak kullanılır. Porselenin yapısında %1-10 arasında bulunur, ekillendiricilik ve ba layıcı özelli inden yararlanılır(82,83).

***Quartz**

Quartz yeryüzünde yaygın olarak da ılmı olup bazı kayalardan, deniz kumu ve çakıllardan elde edilir , dental seramiklerde desteklik görevi yapar ve büzülmeyi engellerler. Kütleye stabilite sa layarak dayanıklılı nı daha da artırır. Porselenin yapısında %11-18 oranında bulunur(82,83).

Seramik nleyle

Seramik inleyle, altın inleyle oranla çok daha estetikdir. Yapım i lemleri zordur, uzun sürmektedir ve laboratuvar maliyetleri daha yüksektir(84). Di hekimleri seramik inleyle türünü seçerken dayanıklılı nı ve esteti i bir arada dü ünmelidir. nleyle restorasyonların do ru yapılması için teknik beceri gerekmekte ve bazı seramik sistemler iyi bir sonuca ula mak için birçok basama ı kapsamaktadır(85). Seramikler, indirekt ya da semidirekt tekniklerle uygulanabilir(68). Seramik inleyle indirekt olarak platin foly ya da “refraktör day” üzerinde serami in fırınlanması ve kayıp mum tekni i ile, semidirekt olarak ise bilgisayar destekli sistemler veya pantograf cihazı ile fiziksel özellikleri geli tirilmi , polisajı iyi yapılabilen homojen, por içermeyen hazır seramik bloklar kullanarak hazırlanabilmektedir(49,86).

Seramik nleylelerin Endikasyonları

1. Hastada estetik restorasyon gereklili i durumunda,
2. Laboratuvarda kuvvetli ve uyumu iyi olan inleyle yapılabilmesi durumunda,
3. Di hekimleri, adeziv bonding tekni ini iyi yapacaksa,

4. Restorasyon sayısı birden fazla ise ve restorasyon boyutu geni se,
5. Büyük okluzal kaviteler varlı ında,
6. Tedavi süresi kısıtlı de ilse.

Seramik nleylerin Kontrendikasyonları

1. Hastada, seramik inleylerin yapı tırılmasında kullanılan kompozit rezin simana kar ı allerji olu turuyorsa,
2. Hastanın çürük aktivitesi çok yüksekse,
3. Di yapısı yetersiz ise,
4. Çok kuvvetli renklenmeler bulunuyorsa,
5. Kavite sınırı di etinin çok altındaysa veya di iyi izole edilemedi i durumlarda(87).

nley Preparasyonu

Her sistemin yapım a amalarının ve restoratif materyallerin fiziksel özelliklerinin farklı olmasından dolayı, inley ve onleylerin spesifik türlerine göre preparasyon ekinde küçük de i iklikler yapılabilir. Ancak genel olarak seramik ve kompozit rezin inley ve onley preparasyonları birbirine benzerler (88). nley ve onleylerin preparasyonu, restoratif materyal için yeterli kalınlık sa layacak ve fraktür olu masına neden olabilecek stresi önleyecek ekinde yapılır. Stres olu umunu engellemek ve restoratif materyalin iyi adapte olmasını sa layabilmek için internal açılar yuvarlanır ve marjinler uyumlanır. Bevel yapılacak olursa kompozit rezin ve seramik inley restorasyonlarda okluzal ve gingival marjinler ince olaca ından fonksiyon sırasında bu bölgelerde küçük kırıklar olu abilir. Bu yüzden bevel i lemi çok tercih edilmez. Restorasyonun marjinal dayanıklılı ının sa lanması için, tüm marjinlerin kavite yüzey açısı 90° butt-joint ekinde olmalıdır (88). Uca do ru sivrilen karbit veya fissür frezler, okluzal yönde açılan, fasiyal ve lingual duvarları olu turmak için kullanılmaktadır. Preparasyonda keskin, stres olu turan internal açılarını olu masını önlemek için; frezin ucu ve kenarları yuvarlak olmalıdır. Döküm

metal inley ve onleylerde preparasyonun gingivoaksiyal yönde açılımı 2-5° aralı ndadır. Di renkli restorasyon adeziv yöntemle yapı tırılaca ı için, simantasyon ve uyumlama a amalarında çok az basınç uygulandı ndan diverjan açılım olu turulabilir (89). ndirekt inley tekni inde bu açılım yakla ık 10° yapılırken, semidirekt inley tekni inde 15°'den daha büyük olmalıdır. ndirekt inley tekni inde izolasyon materyali uygulanarak veya restorasyon modelden çıkarıldı nda üzerinden alınarak küçük underkatların meydana getirebilece i sorunlar önlenmelidir. Semidirekt inley tekni inde böyle bir olanak olmadı ndan restorasyonun kaviteden kolay çıkmasını sa lamak amacı ile bu açı daha büyüktür (90). Preparasyon sırasında vertikal duvarları hazırlamak için; di in uzun aksı boyunca tek bir yönde frez kullanılır. Okluzal kavite seramik inleyler için en az 2 mm, kompozit rezin inleyler için 1.5 mm derinlikte hazırlanmalıdır. Fasiyal ve lingual duvarlar, sa lam di dokusuna do ru iyice geni letilmelidir.

Restorasyonun yerle tirilmesi ve çıkarılması sırasında sorun çıkmasını önlemek için, kavitede undercut bulunmamalıdır. Pulpal duvar düz ve pürüzsüz olmalıdır. Eski restoratif materyal varsa veya internal duvarda bulunan geni çürük temizlenir. Preparasyon sonunda kavite duvarı küçük undercutlar varsa, ıkla polimerize olan cam iyonomer kaide kullanılarak düzle tirilir (89). Cam iyonomer siman kaide materyallerinin florür salınımı yapması, termal difüzyon sa laması, dentine yakın termal geni leme katsayısı bulunması, dentine ve kompozit rezine iyi ba lanması gibi birçok avantajı vardır(2). Proksimal kavitenin fasiyal, lingual ve gingival marjinleri; kom u di in açık bir ekilde görülebilmesi amacıyla en azından 0,5 mm geni letilmelidir. Böylece; marjinlerde ölçü materyalleri, bitirme ve polisaj frezlerinin giri i için yeterli yer hazırlanır. Gingival marjin çok derinle tirilmemelidir; çünkü bonding uygulama için minenin kalması gerekmektedir(89). Geni isthmuslu veya endodontik olarak tedavi edilen di llerde kasplar korunmalıdır(91). Di yapısı çok zayıfsa, kasplara overlay restorasyon endikedir. Seramik ve kompozit rezin inley ve onleylerle, restorasyonun adeziv olarak ba lanabilmesi nonadeziv metalik restorasyonlara göre di in kırılmaya kar ı direncini geli tirmekte ve kaspların kaplanma gereksinimi kalmamaktadır. Di renkli adeziv inley ve onleyler için preparasyonu metal inley onleylere göre, onleyler ise, kuronlara göre daha konservatif olabilir. Adeziv inley ve onley preparasyonların

konservatif gereksinimleri, supragingival marjinlerin daha fazla kullanımına olanak vermektedir. Ayrıca, potansiyel periodontal irritasyonu minimize etmekte ve hekimin tam ölçü almasını daha da kolaylaştırmaktadır(92,93).

Konservatif Di Hekimli inde Kullanılan Fiber le Güçlendirilmi Kompozitler

Di hekimli inde, kullanılan materyallerin güçlendirilmesi yıllardan beri üzerinde çalışılan önemli konulardan biri olmuştur. Fiberle güçlendirilmi kompozitler tanım olarak; fiziksel özelliklerinin güçlendirilmesi amacıyla yapısına fiber eklenmi rezin bazlı restorasyonlardır(94).

Fiberler, tekne, otobüs, rüzgâr demiri, spor aletleri, roket motorları, uçak yapımı gibi endüstrinin çeşitli dallarında uzun yıllardan beri materyallerin güçlendirilmesi için kullanılmaktadır. Ayrıca fiberler doğada da çeşitli ekillerde karşımıza çıkmaktadır; bitki ve hayvanların hücre duvarlarında selülozik fiber ekinde yer alırlar ve esneklik, dayanıklılık sağlarlar. Suda yaşayan bazı canlılarda ve denizkestanelerinin dikenlerinde fiberlerin bulunduğu saptanmıştır. Fiber katkılı materyaller; esneklik, sertlik, basınç karşı direnç gibi mekanik özelliklerinin çok iyi olmasının yanı sıra, düşük özgül ağırlık, translüsen, korozyona uğramaması ve balanma özelliklerinin iyi olması nedeniyle endüstrinin birçok dalında olduğu gibi di hekimli inde de kullanılmaktadır(94,95).

Fiberler di hekimli inde ilk kez 1960'lı yıllarda, akrilik rezinlerin (polimetil metakrilat) mekanik özellikleri ve boyutsal stabilitesi ile ilgili sorunların giderilmesi ve metal destekli seramik yapıların olumsuz özelliklerine alternatif arayış ile kullanılmaya başlandı. 1973 yılında avülse veya çekilmi ön dişlerin kronlarının tek seansta asitle damlama tekniği ve fiber kullanılarak yan dişlere splintlenmesi ile ilgili bir rapor bildirildi. 1980'li yıllarda implant için hazırlanan protetik iskeletlerde, sabit protezlerde, ortodontide retainerolarak ve splintlerde çeşitli tip fiberler hazırlanmaya başlanmıştır. Metal destekli seramik uygulamalarda ise; alt yapıyı oluşturan metalin ısıya karşı geçirgen olmayışı, metal alt yapıyı maskelemek üzere kullanılan opağı yansıtması ve bunu azaltmak için ağız kontur yapılması gerektirir, gıda birikimine neden olması, estetik ve biyolojik uyumluluğun yeteri kadar sağlanamaması gibi

dezavantajları vardır. Bu nedenlerle fiberle güçlendirilmiş kompozitler, köprü veya kron yapımında da alternatif olarak kullanılmaya başlandı(96).

Fiberle güçlendirme nedir?

Fiber kendi çapına göre 100 kez daha fazla uzunlukta olan, silindirik, ince ve esnek bir yapısı bulunur. Di hekimli inde kullanılan fiberle güçlendirilmiş kompozitler (FGK) temel olarak rezin kompozitlere benzer yapıya sahiptir ve rezin kompozitlerdeki gibi organik matriks ve inorganik doldurucu fazdan meydana gelir. Organik matriks; polimetil metakrilat, epoksi veya Bisfenol-A diglisidil metakrilat, üretan dimetakrilat, trietilen glikol dimetakrilat yapısında bulunur. inorganik doldurucu fazını ise, organik matriks yapıya ilave edilen çeşitli boy, çap, yapı ve yönde yerleştirilen fiberlerden meydana gelir. Kompozit matriks içindeki fiber, rezine adeziv bir ara yüzey ile bağlanır. matriks ve fiber arasındaki ara yüz, kompozitten yükün fiberlere transfer edilmesinde önemli rol alır. Güçlendirici komponent olan fiberler, dayanıklılık ve sertlik sağlamak için, fiberleri saran rezin matriks onların geometrik yapısını sabitler, nemin etkisinden korur ve optimal gücü sağlamak için onları önceden tespit edilen pozisyonda tutar, destek ve uygulanabilirlik elde edilir(94-97).

Di hekimli inde kullanılan fiber tipleri ve özellikleri

Di hekimli inde başlıca dört tip fiber kullanılır; karbon, aramit, polietilen ve cam fiberler(98,99).

1. Karbon Fiber

Karbon fiberler ticari olarak ilk defa 1960'lı yılların başında pamuk lifinin karbonize edilmesi ile elde edilerek piyasaya sunuldu. Karbon takviyeli polimer kompozitler spor aletleri yapımında, roket motorlarında, basınç kapları ve uçak yapımında kullanılır. Di hekimli inde 1970 yılında ticari olarak kullanılmaya başlanan karbon fiberlerin çoğu poliakrilonitrilin karbonizasyonu ile üretilir(98,99).

Bu tip fiberlerin uzun eksenine dik yöndeki darbelerle karşı dayanıksız olması en önemli dezavantajıdır. Bunu gidermek için, fiberler üretim esnasında matriks

içerisine çapraz veya birbirine dik biçimlerde uygulanır. Kötü estetiğine rağmen biyolojik uyumunun, fiziksel ve kimyasal özelliklerinin iyi olması nedeniyle, akrilik rezinler kırılma dayanıklılığını arttırmak amacıyla uzun yıllardır diş hekimliğinde kullanılmaktadır(99,100).

Son yıllarda dişler fiber tiplerinin karbon fiberlerden daha başarılı olduğunu gösteren birçok çalışma vardır. Vallittu ve ark., 11 cam, karbon ve aramit fiberler ile güçlendirdikleri ısı ile sertleştirilen akrilik rezinin kırılma direncini incelemişler, cam fiberle güçlendirmenin dişler fiber tiplerine göre daha iyi olduğunu bildirmişlerdir. Yaptıkları SEM incelemelerinde karbon fiberle güçlendirilen örneklerde fiberler arasında boşluklar meydana geldiğini saptamışlar ve buna neden olarak da metil metakrilat rezinlerin, polimerizasyon sırasında daha fazla büzülme gösterdiğini açıklamışlardır. Büzülmenin en fazla karbon ve aramit fiberde gözlemlendiğini, bunun nedeninin bu fiberlerin daha fazla metilmetakrilat likidini absorbe etmesine bağlı olduğunu ifade etmişlerdir(99,100).

2. Aramit Fiber

Aramit fiberler, ticari adı "Kevlar" olan yoğunluğunda düşük organik bir yapıdır. Organik polimerik yapıdaki bu fiberler, poliparafenil terafalamit olarak da isimlendirilir. Aramit fiberlerin elastisite modülünün yüksek, yoğunluğunun düşük olduğunu açıklanmıştır. Aramit fiberlerin ıslanabilirliğinin çok iyi olmasından dolayı bulaşıcı ajanla temas görmesi gerekmez. Toksik değildir. Hafiflik ve güvenilirliğinin ön planda olduğu üretimlerde en çok tercih edilen fiber çeşididir. Tenis raketi, gemi halatı yapımında, yelkenlerde, madenci giysileri ve pilot üniformalarının üretiminde, tank üretiminde, uçak kanatlarında, güvenlik amacıyla yelek üretimi, spor ürünleri, füze kılıfı, conta, otomotiv fren sistemi, halat ve dış lastik yapımında aramit fiberden faydalanılır(98).

Diş hekimliğinde aramit fiberler ilk kez 1985 yılında polimetilmetakrilatı güçlendirmek için kullanılmış ancak etkilere direncini istenilen ölçüde arttırmadığı açıklanmıştır.Mullarky.(100) ve Saygılı.(101) yaptıkları çalışmalarda, aramit fiber katılmış akrilik rezinlerin etkilere direncinde artma olduğunu, ancak cam fiberle elde edilen dayanıklılığın aramit fiberlerden daha fazla olduğunu açıklamışlardır.

Berrong ve ark.(102) Kevlar fiberi polimetilmetakrilata ilave etmi ler ve lif içeri i artttıkça kırılma direncinin paralel bir ekilde arttı ını belirtmi lerdir. Bu tip fiberler, karbon fiberlere kıyasla daha estetik olmalarına ra men, renklerinin sarı olmasından ötürü esteti in ön planda oldu u bölgelerde uygun de ildir.

3. Polietilen Fiber

Cappacio ve Ward'ın (103) 1973 yılında geli tirdikleri polietilen fiber, do al kristalin polimerinden olu ur. Renginin do al olması, dü ük yo unlu u, yüksek elastisite modülü, biyolojik uyumlulu u ve kimyasal olarak inert, hidrofobik ve erimeye dirençli olması gibi avantajları vardır. Ancak sayılan avantajlarına kar ın yüzey enerjisinin dü ük, dolayısıyla ısla-nabilirli inin az olması gibi dezavantajlara sahiptir. Polietilen fiberlerin ıslanabilirli ini arttırmak için kimyasal i lemler uygulanabilir. Akrilik rezinin polietilen fiberle (UHMWPE) güçlendirilmesinin; estetik görünüm, iyi cilalanabilmenin yanı sıra, özellikle çarpma dayanımı gibi mekanik özelliklerini arttırdı ı belirtilmi tir(98,99,103).

Polietilen fiberler, akrilik rezine sürekli tek yönlü/paralel, dokuma/örgü ve kısa kesilmi ve rastgele da ılmı gibi de i ik formlarda eklenebilir. Herhangi bir i leme tabi tutulmadan do rudan rezine katılan fiberlerin yabancı madde gibi davranarak, gerçekte yapıyı güçlendirmek yerine zayıflattı ı belirtilmi tir. Bu durumu çözmek için polietilen fiberler, kimyasal oksidasyon, elektrik plazma i lemi, ekstra akrilik monomer kullanımı ve kimyasal kaplama ajan uygulaması gibi birçok tekniklerden yararlanılarak üretilmektedirler(94,95,98,99).

Piyasada örgü formunda “Ribbond” adıyla üretilen ve kompozit rezin veya akril ile birlikte kullanılan polietilen fiberler yer alır. Biyolojik olarak zararlı olmayan, ı ı ı geçirebilme özelli inde, estetik ve kolayca uygulanabilen bir materyal olan Ribbond, kilitli ve kafes ekinde bir yapıya sahiptir. Ama bu tip polietilen fiberler, kullanımları öncesinde plazma ile pürüzlendirilmeden ve aktive edilmeden, dental rezinlerle kimyasal bir ekilde ba lanamazlar. Materyalin, endodontik post ve kor yapımı, periodontal splint, direkt adeziv köprü, ortodontik uygulamalar, indirekt kompozit rezin restorasyon, overdenture protezleri güçlendirmek ve kırılmı köprü ve protez tamirinde kullanılabilir. Üretici firma tarafından, erit ekindeki ürünün,

kullanımından önce bir adeziv ile ıslatılması önerilir. Bunun daha fazla ba lanma yüzeyi ve daha yüksek dayanım sa ladı ı belirtilmi tir(104).

4. Cam Fiber

Cam fiber, camın ince filamentler ekinde üretilmi ektir. Camın kristalizasyona u ramadan hızlı so uyabilme kapasitesi camın olu umundaki en önemli etkendir. Cam bilindi i gibi silisyum oksit, germanyum oksit, fosfor oksit ve arsenik oksit gibi bile iklerden meydana gelir. Cam fiberler 1960'ların ba ından beri di hekimli inde kullanılmaktadır. Cam fiberler, amorf (kristalsiz), izotropik, üç boyutlu a yapıya sahiptir. Renksiz, doku ile uyumlu, estetik, esnek ve dirençli olması tercih edilmesini sa lar. Ayrıca ba lanma özelliklerinin çok iyi, translüsens olması, korozyona u ramaması gibi avantajları vardır. Cam fiberlerin; E-cam, S-cam, C-cam ve M-cam olmak üzere birçok de i ik türleri vardır. Fiberle güçlendirilmi kompozitlerde kullanılan fiberler elektriksel cam yani E-cam olarak da bilinmektedir(94,95).

Fiberle güçlendirilmi kompozitlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini etkileyen faktörler

Fiberler, materyalin mekanik özelliklerini arttırmalarına ra men, ba langıçta klinik olarak istenen ba arıyı kar ılamamasından dolayı fazla kabul görmemi lerdir. Bunun nedenleri, fiber ile matris arasındaki ba lantının ve fiber miktarının yeterli olmaması ve dolayısıyla mekanik özelliklerde bir geli me kaydedilememesi; rezin matris içindeki fiber oranının hacim olarak dü ük olması ve fiberin rezinle yeterli ıslatılamamasına ba lı olarak fiberle rezin arasında bo luk olu masıdır. Nitekim endüstriyel ürünlerde kullanılan fiberlerin oranı hacim olarak %50–70 iken, dental rezinlerdeki fiber oranının %15'den az olması, daha dü ük mekanik özellikler elde edilmesine sebep olmu tur(94,95).

Di hekimli i uygulamalarında, a ınmaya kar ı direnç ve yüksek mekanik özellikler elde etmek için fiber ile matris arasındaki etkili birle menin önemine dikkat çekilerek, fiberlerin doldurucusuz bir polimer veya kompozit rezin matris ile kaplanması gerekti i ifade edilmi tir. Yapılan çalı maların sonucunda 1990'lı

yıllarda fiberin, rezin ile yeterince doyurulmasının (ıslatılması/ emdirilmesi) fiber ile matriks arasında etkili bir bağlanmayı sağlayabileceği bildirilmiştir(94,95).

Fiberlerin rezinle temas görmesi (ıslatılması) iki şekilde yapılabilir; bunlardan birincisi, di hekim veya laboratuvarında teknisyen tarafından, önceden kuru halde bulunan fiber demetlerine düşük viskoziteli rezin uygulanması ve fiberin rezin ile ıslatılmasının temin edilmesidir. Bu uygulama, uygun fiber ve rezinin seçilmesi ve el becerisi gerekmesi gibi oldukça teknik ve çok hassas bir yöntemdir. İkinci teknik ise ticari olarak hazır ve önceden doyurulmuş (ıslatılmış) fiber demetlerinden oluşur. Bu tip fiberlerde rezinin fiber yüzünü içerisine girmesi fabrikasyon olarak elde edilmiştir(94,95).

Yukarıdaki bilgilerin ışığında fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini etkileyen faktörlerin, fiberin yapısı ve yönü, restorasyon içindeki fiber konsantrasyonu, fiberin rezin matrikseadezyon kalitesi ve fiberin polimer matriks ile doyurulması olduğu bildirilmiştir(105-107).

Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin klinikte kullanım alanları

Di hekimliğinde fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin birçok uygulama alanları bulunmaktadır(94,95,105)

- *Direkt kompozit restorasyonlar
- * İndirekt restorasyonlar (inley, onley, tam venter kronlar)
- *Periodontal ve travma sonrası splint uygulanması
- *Kısa veya uzun süreli geçici köprüler
- *Ön ve arkada sabit köprü yapımında
- *Protezlerin güçlendirilmesi ve tamiri için
- *Yer tutucu, pekiştirme aparatı olarak kullanılabilir
- *Endodontik post olarak kullanılabilir
- *Sabit ortodontik retainer hazırlanmasında kullanılabilirler.

Zirkonyumun Konservatif Di Hekimli inde Kullanımı

A ız sa lı ı tarih boyunca insano lunun en çok önem verdi i konulardan birisi olmu tur. Günümüz restoratif di hekimli inin temel amacı çürük, travma, geli imsel bozukluklar gibi etkenler nedeniyle kaybedilen di dokusunun yerini uygun bir materyal ile tamamlamak ve kaybedilen estetik, i levsellik, yapısal bütünlük ve güven duygusunu yeniden sa lamaktır(108).

Ki ilerinin artan estetik ihtiyaçlarıyla birlikte posterior di lerde de tam porselen restorasyonların kullanımı gündeme gelmi tir. Uzun seneler ba arıları tam olarak kanıtlanmı restoratif tekniklere alternatif olarak her geçen gün yeni teknikler geli tirilmektedir. Materyalin kuvvetlendirilmesi için porselenin yapısı da zamanla de i ikli e u ramakta ve çok daha kuvvetli porselen materyalleri geli tirilmektedir. Zirkonyum, gren çapının dü ük olması ve yüksek gerilme direncine sahip oldu u için di hekimli inde porselen materyalinin içerisinde kullanılmaya ba lanmı tır. Zirkonyum periyodik tabloda metaller grubu içerisinde yer almaktadır. Gri-beyaz renkli bir metal olup do ada serbestmetal olarak bulunmaz. Bilinen bile enleri zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksit (ZrO_2)'tir. Zirkonyum silikat'ın di er adı zirkon; zirkonyum oksit'in di er adları ise zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleyit olarak bilinir(108).

Tıpta zirkonyumun ilk kullanımı 1969 yılında olmu tur. Zirkonyum oksit titanyum veya aliminyum oksit yerine kalça ba ı protezleri için yeni bir materyal olarak önerilmi tir(109). n vitro çalı malarda zirkonyum oksitin sitotoksik olmadığı do rulanmı tır. Bununla beraber bazı çalı malarda yan etki olu turan zirkonyum tozlarla alakalı olumsuz sonuçlar rapor edilmi tir. Bu muhtemelen zirkonyum hidroksit sebebiyledir(110).

Silva ve ark.(111), Covacci ve ark.(112) mutajeniteleri de erlendirmi her ikisinde zirkonyumun hücresel bazda mutasyon olu turmadı ını rapor etmi lerdir. Bununla birlikte zirkonyum oksit titanyuma benzer ekilde dokuda di er restoratif materyallerden daha az reaksiyon olu turur(113).

Zirkonya oldukça küçük çaplı taneciklerden olu an bir maddedir. Zirkonya kristalleri üç farklı biçimde organize olurlar. Monoklinik (M), tetragonal (T) ve

kübik (C) fazları bulunur. Ergime noktası 2680°C ye kadar kübik fazdadır, bu derecenin altına dü üldü ünde kübik fazdan çıkar ve tetragonal faza dönü ür, bu faz 2370°C ya kadar stabil olup, 2370°C nin altında tetragonal yapı de i ir ve tetragonalmonoklinik faz geçi i 1170°C nin altında olur ve yüksek internal streslerin etkisiyle %3-5 hacim de i imine sebep olur. Zirkonya fırınlama sıcaklı ında tetragonal, oda sıcaklı ında monoklinik fazdadır. Oda sıcaklı ında stabil olabilmeleri için kalsiyum, magnezyum, aliminyum, yttrium veya serum gibi metal oksitleri eklemek gerekir(8). Oda ısısında hacimsel geni lemeyi kontrol etmek ve tetragonal fazda tutmak için saf zirkonyuma yttrium oksit ilave edilip ve Y-TZP olu turulur. Y-TZP di er kombinasyonlardan daha üstün mekanik özellikleri vardır. Y-TZP kısmen yüksek ba langıç esneme dayanıma sahip zirkonyumu stabilize eder ve bu ekilde kimyasal ve boyutsal stabilite, yüksek mekanik ve kırılmaya kar ı dayanıklılık elde edilmi olur. Bu haliyle medikal kullanım için dü ünülen zirkonyum çe ididir(114).

Zirkonyumun paslanmaz çeliklere benzer mekanik özellikleri vardır. Yüksek gerilme direncine sahip olması, doku dostu olması, gren çapı dü ük odu u için di hekimli inde seramik formunda implant ve abutment materyali, sabit restorasyonlarda (kuron-köprü, inley-onley) kor materyali, post-core materyali, ortodontik braket olarak ve implantların boyun bölgesinde kullanılmaya ba lanmı tır. ZrO₂ seramiklerinin kullanma girmesi, CAD-CAM teknolojisindeki hızlı geli meler ile paralellik göstermi tir. Dental uygulamalarda kullanılan 3 çe it zirkonyum içeren seramik sistemler vardır; yttrium tetragonal zirkonya polikristalleri (3Y-TZP), magnezyum kısmen stabilize zirkonya (Mg-PSZ) ve zirkonya ile sertle tirilmi alumina (ZTA) ekinde sınıflandırılırlar. Y-TZP'nin (Yttrium-stabilized tetragonal zirconium phase) yüksek dayanıklı ı ve kırılma direnci, kısmen stabilize edilmi zirkonyumun fiziksel özelliklerinden dolayıdır(115, 116).

Cam içerikli tam seramiklerde, tükürükteki su camla reaksiyona girer ve camsı yapının bozulması sonucu çatlak olu umu seramiklerin uzun süreli kullanımları stabiliteelerini etkiler. Ama Yttrium oksit ile stabilize edilmi alt yapılarda cam bulunmadı ından ve mikro yapısında polikristalin olması nedeniyle bu sorun gözlenmez ve uzun dönemdeki stabiliteeleri çok daha iyidir. Yapılan in-vitro çalı malarda Y-TZP nin esneme direnci 900-1200 MPa, kırılma dayanımı ise 9-10

MPa m1/2 olarak saptanmıştır. Buda neredeyse alumina esaslı seramiklerin iki katı ve lityum disilikat esaslı seramiklerin üç katı kadardır. Feldspatik porselene göre yaklaşık 6 kat, kırılma ve esneme direnci bakımından ise aluminadan yaklaşık olarak iki kat daha güçlüdür(117-119). 3Y-TZP tetragonal fazda seramiği stabilize etmek için zirkonya materyaline % 3.5-6 oranında yitribiyum partikülleri eklemiştir. Üstün mekanik özellikleri daha çok yaklaşık 1 µ olan gren boyutuna bağlıdır. Normalde oda sıcaklığında madde stabil olmayabilir. Oda sıcaklığında en yüksek deride sertliğe sahip olmasının sebebi %100'e varan tetragonal yapısından kaynaklanır. Ancak 200°C ile 500°C de geri dönüşümsüz kristal transformasyonunda bire bir azalarak boyutsal değişimlere neden olur. Sinterleme öncesi yumuşak bloklardan veya sinterlenmiş bloklardan üretilerek kron ve sabit parsiyel protezlerin yapılmasında tercih edilebilir. 3Y-TZP yapısındaki seramiklere IPS e.max ZirCAD seramik blokları örnek olarak verilebilir. Mg-PSZ krem renginde olup yaklaşık %10 luk magnezyum-oksit ile karıştırılmıştır ve parsiyel stabilize edilmiş zirkonya olarak bilinir. İnce gren büyüklüğü (30-60 µ) sebebiyle pöröz bir yapıdadır ve biyomedikal uygulamalarda ağız inma problemi nedeniyle tercih edilmez. Sertliği oldukça yüksek olmakla birlikte sıcaklığın artmasıyla artarlarda bile bu özelliğini kaybetmez(115, 116).

Zirkonyum İnley ve Onley Restorasyonlar

Seramik inley restorasyonlar, optimal estetik, biyouyumluluk ve uzun süre kullanım sunarlar. Adeziv bağılantı ve rezin kompozitlerin tanıtılması ve simantasyonda kullanılması ile birlikte hem klinik başarı ve hem de kırılma dirençleri önemli derecede artmıştır(120).

Günümüzde zirkonyum mekanik özellikleri itibarıyla, kuvvetli yüklere maruz kalınan posterior bölgede çok üyeli köprü olarak rahatlıkla kullanılabilir(121).

Zirkonyumun grenlerin boyu 0.4 µm olup homojen özellikteki ince grenli bu mikro yapı restorasyonlar için üstün mekanik özellik gösterir. Bunun yanında, zirkonyum altyapısının veneer seramik ile kaplanacak olması da dikkate alındığında kuvvetlere karşı dayanıklılığının bir miktar daha artacaktır. Materyalin yüksek dayanıklılığı ve üstün detay kabiliyetinden dolayı inley ve onley restorasyon yapımında güvenle uygulanabilir. Zirkonyum inley ve onley restorasyonlarında

zirkonyum kron ve köprü restorasyonlarında olduğu gibi preperasyon ve ölçü işlemi tamamlandıktan sonra daylı model hazırlanır ve model üzerinde otopolimerizan akrilik veya kompozit rezinden alt yapı hazırlandıktan sonra hasta a zında prova edilen ve kenar uyumu kontrol edilen bu alt yapı kopya-freze makinasının kazıma tablasına yerleştirilerek sinterlenmemi zirkon bloktan kazınır. Zirkonyum alt yapının sinterleme işlemi yapıldıktan sonra üst yapı serami i feldspatik porselenle bitirme işlemi yapılır. Zirkonyum inley ve onleylelerin simantasyonu kron-köprü simantasyonunda olduğu gibi yapılır(118).

Kuvvet Analiz Yöntemleri

Cisme farklı yönlerden etki eden kuvvetlerin nerelerde yoğunlaştığını görmek ve uygulamalar esnasında o cismin daha dayanıklı ve güçlü olabilmesi için eklinin nasıl olması gerekliliğini önceden saptayabilmek amacıyla çeşitli kuvvet analizleri yapılır(122,123)

Di hekimli inde en çok kullanılan stres dağılımı saptama yöntemleri:

1. Gerilim ölçer (strain gauge) analiz yöntemi,
2. Fotoelastik analiz yöntemi,
3. Halografik interferometre analiz yöntemi,
4. Kırılgan vernikle kaplama yöntemi,
5. Termografik Kuvvet Analizi;
6. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemidir (123-125).

1. Gerilim ölçer (strain gauge) analiz yöntemi:

Gerilim ölçer, yük altındaki yapıların bünyesinde oluşan deformasyonun miktarını ölçmek için kullanılan hassas bir alettir. Bunların mekanik, mekanik-optik, optik, elektrik, akustik, ve elektronik bünyeye sahip çok farklı çeşitleri ve bu farklı çeşitlerin de çok farklı uygulamaları bulunmaktadır. Yük uygulandı ında alet o bölgede oluşan basınç miktarını gösterir(123,124).

2.Fotoelastik analiz yöntemi:

Bu analiz yönteminde, kırık yapılar içinde oluşan mekanik iç baskı ve stresler gözle görülür kırık taslakları haline dönüşür. Yani fotoelastik yöntem, saydam cisimler içinden geçmekte olan polarize ışığın çift kırılması olayına dayanan optik bir yöntemdir. Polarize ışık hüzmesi, yüklenmiş bir materyalden geçtiğinde maddeyi farklı hızlarla geçebilen dikey titreşimlere dönüşür. Bu faz farkı polariskop cihazıyla rahatlıkla gözlenebilir (123,124). Fotoelastik analiz yönteminde üç temel teknik bulunmaktadır;

A.Fotoelastik kaplama tekniği: Kuvvet analizi yapılacak cisme model üzerine yumuşak, kırılma özelliği gösteren plastik levhalar yerleştirilir ve daha sonra kuvvet uygulanır. Oluşan kuvvet çizgileri ise polariskop ile incelenir(123).

B. İki boyutlu fotoelastik analiz tekniği: Kuvvet analizi istenen cisim iki boyutlu veya düzlemsel ise 3-5 mm'lik kalınlığa sahip fotoelastik maddelerden oluşan levhalardan cismin modeli hazırlanır ve cisim Polariskop üzerindeyken yükleme yapıldıktan sonra incelenir(123,124).

C. Üç boyutlu fotoelastik analiz tekniği: Bu teknikte ise incelenecek cismin fotoelastik özelliği olan bir maddeden üç boyutlu bir modeli hazırlanır. Bu model özel koşullar altında yüklendikten sonra oluşan gerinimler bekletilir. Daha sonra kesitler alınır ve daha sonra Polariskopta incelenip fotoğrafları çekilir(123-124).

3. Halografik interferometre analiz yöntemi:

Hologram, cisimlerin üç boyutlu görüntüsünü elde etmek için kullanılan ve bir koharent ışık kaynağından çıkan ışığın karıklıklı etkileşimiyle oluşturduğu mikroskobik girişim saçaklarının kaydedilmesiyle oluşan yöntemdir. Kayıt esnasında koharent ışık kaynağı olarak lazer kullanılabilir(123-124).

4. Kırılğan vernikle kaplama yöntemi:

Bu yöntemde analizi yapılacak modelin üzerine özel bir vernik sürüldükten sonra fırınlanıp yüklenme yapılır. Kuvvetlerin çok yoğun olduğu bölgelerde izlenen çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu göstermektedir(123-124).

5. Termografik Kuvvet Analizi:

Bu yöntem bir kuvvet karısında materyalin içerisinde bulunan moleküler düzeydeki ısı de i ikliklerinin ölçülmesi diye tanımlanır. Dolayısı ile homojen materyallere uygulanan kuvvet yüklemelerinde bulunan streslerin toplamı ile orantılı olarak ortaya çıkan ısı de i iklikleri, sadece materyal üzerinde bulunan belirli noktalarda incelenir(126).

6. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi:

Sonlu elemanlar analiz yönteminde ise, sürekli ortamların daha küçük parçalara bölerek analitik şekilde modellenmesi ve böylelikle bulunan parçalar veya elemanlar ile ifade edilmesi esasına dayanır(126,127).

Bu yöntem ilk defa 1943 yılında R. Courant tarafından titreşim sistemlerine ait yaklaşık sonuçları elde etmek amacıyla Ritz metodunun bir uygulaması olarak geliştirilmiştir ve uçak yapılarının incelenmesi için kullanılmaya başlanmıştır. Dört köşümlerde de sonlu elemanlar analizi ile yapılan ilk çalışması 1949 yılında Noonan'ın gümüş amalgamla yaptığı çalışması olmuştur. Bu çalışmada dolguların merkezine kuvvet uygulama yoluyla stres dağılımı incelenmiştir. Post kor restorasyonların sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmesi ise ilk defa 1981 yılında Davy ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilmiştir(126,128).

Sonlu elemanlar metodu sayısal bir yöntem olup, bu yöntem kompleks geometrilerin analizinde çok önemlidir. Bu yöntemle incelenen yapıların bir, iki veya üç boyutlu analizi yapılabilir. Farklı şekillerdeki yapılar modellendikten sonra birbirlerine düzüm noktalarında bulunan olan basit geometrik şekillere veya elemanlara bölünür. Kuvvet dağılımı, her eleman için ayrı ayrı bulunacağı için, daha duyarlı bir analiz yapabilmek için eleman sayısı çoğaltılmalıdır(126,127).

Modeldeki stres ve yer de i tirmeyi matematiksel olarak elde etmek için bazı temel bilgiler gereklidir. Bunlar:

- 1. Düzüm noktalarının ve elemanlarının sayısı,**
- 2. Her bir düzüm noktası ve elemanı belirlemek için numaralandırma sistemi olmalı,**

3. Her bir materyalin elastisite modülü (malzemenin kuvvet altında elastik ekleme deformasyonunun ölçüsüdür) ve Poisson oranı (uygulanan gerilme yönündeki deformasyonun, gerilmeye dik yöndeki deformasyona oranıdır),
4. Her bir düğüm noktasının sahip olduğu koordinatlar,
5. Sınır şartları tipi,
6. Dış düğümlere uygulanan kuvvetlerin değerlendirilmeleri olarak belirtilir(126).

iki boyutlu sonlu elemanlar analizi uygulama kolaylığından dolayı dikey çelikli inin pek çok çalışmada kullanılmaktadır(129-131) iki boyutlu modelin kullanımıyla birlikte dikey yapısındaki en ince tabakaların (yapı tırcı siman, mine tabakası, marjinal uzanan porselen yapısı gibi) daha iyi modellenmesinde daha başarılı olunduğu belirtilmiştir. Ancak iki boyutlu sonlu elemanlar modelinin yetersiz kaldığı durumlar da söz konusu olabilir. İnsan dikeyi düz ve simetrik bir yapıdadır, aksine oldukça düzensiz bir yapıdadır. Benzer şekilde dikey yapısındaki farklı materyallerin dağılımı da herhangi bir simetri göstermemektedir. Bundan dolayı güvenilir bir analiz için gerçek boyutları yansıtan üç boyutlu bir model kullanılmalıdır(129-131).

Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Avantajları

1. Düzgün geometri göstermeyen katılar ve farklı malzeme özelliklerine sahip karmaşık yapılarla kolaylıkla uyumlanıp çalıştırılması,
2. Gerçek yapıya yakın bir model hazırlanabilir olması,
3. İstenilen sayıda malzeme kullanılarak, yapay bir model materyali veya malzeme kullanılmaksızın, oluşturulacak yapının matematiksel özellikleriyle mümkün olan en iyi şekilde elde edilebilir olması,
4. Stresler, gerinimler ve yer deformeasyonlarının oldukça duyarlı bir şekilde elde edilebilir olması(132).

Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Dezavantajları

1. Benzeim modeli elde edilmiş yapıların izotropik, homojenik ve doğrusal elastisite gibi malzeme özellikleri ile ilgili varsayımlar, yapının tam bir temsili örneğidir ve modellenen yapılar gerçekte olduğundan çok fazla dinamik yükler altındadır. Yapıların analizi bu yöntemle dinamik açıdan da ele alınabilmektedir, fakat süremler daha uzun ve daha karmaşık durum alabilir.

2. Yöntemin geçerli olabilmesi ve yapılan araştırmaların doğruluğu için, malzeme özellikleri, geometrisi modellenen gerçek sistemin yüklenmesi gibi bazı kilit özelliklerin doğru verilmesi tamamen araştırmacının sorumluluğuna dayandığı için çok detaylı bilgi aktarımını gerektiriyor olması(132).

Sonlu eleman probleminin çözümünde yapılacak ilk işlem eleman tipinin belirlenmesi ve çözüm bölgesinin elemanlara ayrılmasıdır. Çözüm bölgesinin geometrik yapısı belirlenerek bu geometrik yapıya en uygun gelecek eleman seçilmelidir. Seçilen elemanların çözüm bölgesini temsil etmesi oranında elde edilecek sonuçlar, gerçek çözüme yaklaşımlı olmalıdır(133).

Birçok yöntem özellikle de sonlu elemanlar stres analizi biyolojik dokuların mekanik davranışını taklit etmek ve tahmin edilebilir olması için etkili araçlardır. Mekanik özellikler, ekil, yükleme konumu ve limit durumlar restoratif materyallerin ve kemiğin biyomekanik davranışını etkileyen farklı faktörlerin detaylı bir şekilde elde edilmesine olanak sağlarlar. Yapılan çalışmalardan elde edilen sonuçlar sonlu elemanlar metodunun restoratif materyallerin ve implant-kemik ili kisinin değerlendirilmesi veya diş ve kemiğin modellenmesi için uygun bir yöntem olduğunu göstermiştir(134,135).

Karmaşık geometrik yapılardaki problemlerin analitik çözümü çok zordur. Bu bakımdan sonlu elemanlar stres analiz yönteminde olduğu gibi, rakamsal yöntemlerin kullanımı çok önemlidir. Karmaşık mekanik problemlerin çözümünde sonlu elemanlar stres analizi, problemi daha küçük ve daha basit birimlere bölerek çözümler. Karmaşık geometrik yapı bilgisayar ortamında, bir ağ yapıya dönüştürülerek çalışır. Bu yapıyı, elemanlar (elements), bunlarla bağlantılı düğüm noktaları (nodes) ve belirleyici sınır koşullarından (boundary conditions) oluşur.

Düüm noktaları, birbirleri ile köe noktalarında birle en e it büyüklükte sonlu sayıda elemanlara bölünerek olu turulur. Yükleme ile bütün düüm noktaları üzerinde olu an yer de i imleri ve stresler bir bilgisayar programı ile hesaplanabilir(136,137).

Günümüzde, dijital görüntü tekniklerinin geli mesiyle daha do ru anatomik modeller elde edilmektedir. Bilgisayarlı tomografi ve manyetik rezonans yardımıyla elde edilen görüntü bilgileri, iki veya üç boyutlu olarak bilgisayar ortamına aktarılmakta ve sonlu elemanlar stres analizi için ihtiyaç duyulan olan a yapısı olu turulmaktadır. Sonlu elemanlar analizinin kullanımı yapılan çalı malarda de i ik materyallerin de erlendirilmesine imkan sa lar. Bunun yanı sıra bu analiz hesaplanan yer de i ikli i ve streslerin üç boyutlu görüntülenmesine olanak verir(136).

Sonlu elemanlar stres analizi sonuçlarının daha do ru ortaya konulmasında

1-Modellenecek di in ve restoratif materyalin ayrıntılı geometrisi,

2-Materyal özellikleri,

3-Sınır ko ulları,

4-Di in ve restoratif materyalin ba lantı yüzeyi önem ta ımaktadır(136).

Üç boyutlu stres analiz yönteminin ba arısının hazırlanan matematik modellerdeki eleman ve düüm sayısı oranına ba lı oldu u belirtilmi tir (138). Üç boyutlu stres analizi yöntemi iki boyutlu stres analizi yöntemine göre olu an stresi daha gerçekçi bir ekilde göstermektedir (139). Baiamonte ve arkadaş ları (140) yaptıkları ara tırmada sonlu elemanlar yönteminin etkinli ini maymun çenesi kullanılarak hazırlanan deneysel metod ile kıyaslamı lar. Sonuçta yer de i tirme elastik bölgede %3'den daha az bir farkla uyum göstermi ve olu turulan sonlu elemanlar modeli implant çevresindeki kemikteki stres da ılımını tam olarak tanımlamı tır.

Di kavitesi ve uygulanan materyal sisteminin karma ık geometrisi dü ünüldü ünde sonlu elemanlar stres analizi yöntemi bu problemlerin çözümünde en uygun yöntem olarak görünmektedir. Üç boyutlu sonlu elemanlar analizi di kavitesi ve uygulanan materyalde olu an stresin de erlendirilmesi için yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir(141).

Sonlu Elamanlar Modellerinin Hazırlanma A amaları

Bir sonlu elemanlar modelinin analizlere uygun hale getirilmesi ve modelde yapılan analizlerin çalı ma yöntemi a a ıda anlatılan ekildedir:

- Çalı ma modellerinin bilgisayarda üç boyutlu olarak olu turulmasının ardından bu modeller küçük parçalara ayrılır. Bu küçük parçalara eleman (element) denir. Ana yapıyı olu turan her bir elemanın mekanik özellikleri bazı diferansiyel denklemler ile belirtilir.
- Diferansiyel (Matematikte; fonksiyon veya fonksiyonların bir veya birden çok de i kene göre türevlerini ilgilendiren matematiksel denklemlerdir; fizik, kimya, biyoloji ve ekonomi alanlarında matematiksel modeller genellikle diferansiyel denklemler kullanılarak ifade edilir) bilgisayar destekli analizlerin yapılabilmesi için önce cebirsel denklemlere daha sonra da matris denklemlerine (katsayısı ve bilinmeyen matrisler olan matematiksel denklem) çevrilir.
- Elemanlardan olu an yapının denklemleri birle erek tüm yapının denklemini olu turur.
- Çalı maya uygun yükleme ve sınır ko ulları belirlenir ve bu veriler yapısal matrisle dahil edilir.
- Analizlerin yapılabilmesi için modeller çalı tırılır ve yapısal matris çözülerek böylece elemanların birle im noktaları olan tüm dü üm noktalarındaki defleksiyonlar (sapmalar) hesaplanır.
- Bir dü üm noktası birden çok eleman tarafından payla ılabilir ve bu payla ılan dü üm noktasındaki defleksiyonlar bu dü üm noktasına kom u elemanlardaki defleksiyonları tanımlar.

- Bir elemanın herhangi bir noktasındaki defleksiyonu, o elemanın tüm düüm noktalarındaki defleksiyonların interpolasyonu (elimizde bulunan belirli sayısal verilerle belirli olmayan verileri bulma i idir) ile saptanır(142).

Bilgisayar kullanıcısının yukarıda tanımlanan denklemlerin çözümlenmesi için yapması gereken a amalar a a ıdaki ekildedir:

- Çalı ma modellerinin yapısını temsil eden geometrilerin olu turulması. Bu a ama için CAD yani bilgisayar destekli tasarım (computer-aided design) yazılımları kullanılmaktadır.
- Materyal özelliklerinin, sınır ko ullarının ve yükleme ko ullarının tanımlanması. Sonuçta elde edilen verilerin analizi(142).
- Yapının küçük elemanlara bölünmesi

Bir sonlu elemanlar modelinde yapı, analizlerin yapılabilmesi amacıyla küçük elemanlara bölünür. Bu elemanlar ana yapının geometrisi ile özde ir (coincide) ve ana yapının her bölgesinde belirlenen mekaniksel özellikleri ta ırlar.

Bir sonlu elemanlar modelinde seçilecek olan eleman tipi ve sayısı önemli ölçüde mühendislik bilgisi ve deneyimi gerektirir. Bununla birlikte önemli olan iyi sonuçlar elde edebilmek için eleman boyutunu olabildi ince küçük, ancak hesaplamaların bilgisayar tarafından yapılabilmesi için de eleman sayısının optimum miktarda seçilmesi gerekir. Sonuç olarak artan eleman sayısı daha fazla çözümlenmesi gereken denklemi ifade eder. Dolayısıyla belirli bir alandaki eleman sayısını çok fazla arttırsak, bilgisayarın kapasitesi çözümlenmesi gereken i lemlere yetmeyebilir. Bu amaçla mühendislik firmaları sonlu elemanlar analizlerinde kullanmak için günümüz teknolojisinin izin verdi i ölçülerde olabildi ince yüksek kapasiteli bilgisayarlar kullanırlar. Elemanların küçük ve çok sayıda olması, özellikle sonuçların bir bölgeden di erine hızlı bir de i im gösterebilece i modellerde avantaj sa lar(142).

Günümüzde sonlu elemanlar analizlerinde, yapısal bir modelin küçük parçalara yani 'elemanlara' bölünme i lemine 'A yapısı olu turulması; 'Mesh Generation' diye adlandırılır. Piyasada ticari olarak satılan Sonlu Elemanlar Analiz

programlarının bazılarında a yapısı otomatik bir ekilde olu turulabilmektedir. Kullanıcının yapı ve analiz ile ilgili eleman tipini, mekaniksel özelliklerini, sınır ko ullarını ve yüklemeleri tanımlaması ile olu turulur(142).

Sonlu Elemanlar Stres Analizlerinde Eleman Çe itleri

1-Line Elements (Çizgisel elemanlar): Dü üm noktasından olu an elemanlardır. Bu tip elemanlar uç uca eklenerek daha fazla dü üm noktasından da meydana gelirler.

2-D Solid Elements (2 boyutlu katı elemanlar): Yassı yüzeylerden olu an geometriye sahip olup, bu tip elemanlar yüzey elemanlarıdır ve kalınlıkları sabittir. Genelde üçgen veya e kenar yamuk ekinde, 3 veya 4 dü üm noktasından olu an eleman çe ididir.

3-D Solid Elements (3 boyutlu katı elemanlar): Temel 3 boyutlu elemanlar tetrahedral (4 yüzeyli) veya hexahedral (6 yüzeyli) ekillerden olu ur.

Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Çalı ma A amaları

1. Preprocessing

Bu a amada analizini yapmak istedi imiz yapının modellenmesi ve bilgisayara aktarılması yapılır. Bu amaçla bir CAD (computer-aided design) programı kullanılarak i lem gerçekleştirilir. Bir sonlu elemanlar modeli sınırlı sayıda elemanlardan olu ur. Elemanlar dü üm noktalarında (node) bir araya gelirler ve bu yapıya 'mesh' (a) denir. Her bir eleman , ana yapıyı mekanik özellik ve karakter bakımından taklit eder. Bir yapının eleman sayısı o yapının ne ölçüde komplike oldu u ile yakından alakalıdır. Bir sonlu elemanlar modelinde eleman sayısının belirlenmesinde, bu konuda uzman mühendislerin tecrübesi, örne in yapısal karakteri ve bu i lemleri analiz edecek bilgisayarın kapasitesi belirleyici olabilmektedir. Bu a amada yapının geometrisi ve sınır ko ulları, yükler ve yapının mekanik özellikleri de tanımlanması gerekir(126).

2. Analiz

Bu a amada bilgisayarda olu turdu umuz yapının her elemanın mekanik özellikleri ve yükleme ko ulları tanımlanarak girilir. Modeldeki her eleman ana yapının tüm özelliklerini ta ıdı ı için bu elemanların yüklemeler altında göstermi oldu u tepkilerin bütün yapıyı taklit ediyor demektir. Daha sonra bu çözümler defleksiyonlar içinde gerçeikle tirilir. Defleksiyon verileri strain, stres ve reaksiyonların hesaplanmasında kullanılabilir. Son olarak bu veriler depolanır ve analizler sonrası grafik ve tablolar olu turmak için tekrar kullanılabilir(126).

3. Postprocessing

Son a amada ise analizlerin tüm verileri ikinci a ama olan analiz a amasında elde edilir. Ancak elde edilen veriler tablo ve grafik halindeki sayısal ve teorik de erler ekinde olur. Dolayısıyla verilerin bu ekliyle yorumlanması oldukça zordur. Bu a amada, bilgisayar ortamında yapının kuvvetler altındaki ekil olarak defleksiyonu (dı a bükülme, sapma), streslerin da ılımı ve farklı bulgular hakkındaki animasyonlar elde edilebilir(126).

Biyomekanik kavramlar

Kuvvet: Bir kütleline di erine etkisi sonucunda kuvvet olu ur. Di ve restorasyon üzerinde etkili olan kuvvetlerde önemli olan; kuvvetin süresi, tipi, yönü, büyüklü ü ve iddetidir (126).

Stres (Gerilim) : Bir cisme bir kuvvet etki etti inde, dı arıdan gelen kuvvete kar ı bir direnç olu ur. Bu kuvvete içeriden bir tepki olarak olu an stres, dı arıdan gelen kuvvetle e it iddette ama zıt yönde geli ir. Hem uygulanan kuvvet, hem de içeriden gelen direnç cismin tüm alanı üzerine etkili olur. Bu durumda bir yapının içindeki stres; birim alana uygulanan kuvvet olarak adlandırılır(143-146).

Stres = Kuvvet/Alan

Strain (Gerinim) : Gerinim, gerilim uygulandı ında, cismin her biriminde meydana gelen birim uzunluktaki de i imdir. Bir yapıda bir yük stres olu turdu unda, bu yük aynı zamanda gerinim de meydana getirir. Stres ve gerinim

atomlarla ilgili olur. Atomların arasında yer değiştirmeye karşı koyan kuvvetler stres iken, atomların yer değiştirme derecesi ise strain diye tanımlanır. Ama strainin ölçü birimi yoktur. Stres ve strain birbirinden tamamen ayrı niceliklerdir. Stres, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; strain ise bir kuvvet değil, sadece bir büyüklük olarak tanımlanır (143-146).

$$\text{Strain} = \frac{\text{Değişim} / \text{Orijinal uzunluk}}{\text{Orijinal uzunluk}}$$

Stres ve Strain Tipleri:

Bir cisim herhangi bir açıya ya da farklı yönden bir kuvvet gelebilir ve çoğu zaman bunlar bir araya gelerek yapının içerisinde karmaşık stresleri oluşturabilirler. Stresler; çekme (tensile), basma, (compression) ve makaslama (shear) şeklinde üç temel tipe incelenir;

1.Çekme stresi; bir yapıyı uzatmaya çalışılan yüke karşı yapının içinde oluşan stres olarak tanımlanır. Çekme stresi, her zaman çekme straini ile birlikte dir.

2.Basma stresi; bir yapıyı sıkı tırmaya çalışılan yüke karşı gelişen stres olarak tanımlanır. Basma stresi, her zaman basma straini ile birlikte dir.

3.Makaslama stresi; bir yapının bir kısmı diğer kısmına paralel olarak kaydırılarak döndürüldüğü, büküldüğü ya da deforme edildiğinde ortaya çıkan stres olarak tanımlanır. Makaslama stresi, her zaman makaslama straini ile birlikte olur(143-146).

Uygulanan kuvvetler sonucu oluşan stresler iki ana grupta incelenir: Normal stresler (çekme ve basma stresleri) ve makaslama stresleridir. Normal stresler “ σ ” sembolü ile ve makaslama stresleri de “ τ ” sembolü ile ifade edilir. Üç boyutlu bir stres elemanının x,y,z düzlemlerine, bir normal, iki tane de makaslama stresi etkiler. Makaslama stresleri, $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ şeklindedir. Bu nedenle; herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu, tamamen üç normal ve üç makaslama stresi bileşeni ile ifade edilir(147).

Elastisite Modülü: Stresin strainine oranı olarak tanımlanır. E u eklede hesaplanır:

Elastisite modülü = Stres / Strain

Elastisite modülü Young's modülü olarak da bilinmektedir ve elastisite modülü artıkça cismin rijiditesi de artacaktır(126, 146).

Poisson Oranı: Çekme ya da basmadaki yükleme esnasında, yükleme yönünde ve buna dik yönlerde gerinim e zamanlı olarak meydana gelir. Elastik sınır içinde yüklemeye dik yöndeki strainin yükleme yönündeki straine oranı olarak tanımlanır(126,143).

Asal stres (Principle stres): Üç boyutlu bir elemanda, en büyük stres de eri, bütün makaslama stres bile enlerinin sıfır oldu u durumda meydana gelir. Bir eleman bu konumda oldu u zaman, normal streslere Asal stres (Principle Stres) olarak ifade edilir. Asal stres; maksimum asal stres, aradaki asal stres (intermediate principle stres), minimum asal stres olmak üzere üçe ayrılır ve büyüklüklerine göre sıraya koyacak olursak; $1 > 2 > 3$ ekinde bir sıralama olur(147).

1 = Maksimum asal stresi simgeler, en büyük artı de erdir ve en yüksek çekme stresini ifade eder.

2 = Minimum asal stresi simgeler, en küçük de erdir ama en yüksek basma stresini belirtmektedir(147).

Analiz sonuçlarındaki artı de erler "çekme", eksi de erler ise "basma" streslerini ifade eder. Bir stres elemanında belirgin ölçüde hangi stres tipi daha büyük mutlak de ere sahipse, o stres elemanı daha büyük olan stres tipinin etkisi altındadır.

Dentin elastik bir yapıdadır. Di e kuvvet uygulandı ı zaman, basma ve çekme nötür olur. Kökün yada kök kanalının orta kısmı ise böyle bir yük altında nötral alanı olu turur(148).

Von Misses Stres: Von Misses stresi, çekilebilir (ductile) materyaller için, ekin de i tirmenin ba langıcı olarak tanımlanmakta olup, üç asal stres de eri hesaplanarak kullanılır. Von Misses stresi, materyal üzerinde olu an stres da ılımları ve yo unla maları hakkında bilgi edinmek amacı ile de kullanılabilir(147).

Kaldıraç: Kuvvet, yük ve dayanak üçlüsünün birbirleri ile olan ili kisini açıklamak için kullanılır. Kaldıraçlar üç ayrı ekilde açıklanmaktadır.

1.Sınıf kaldıraç: Dayana ın ortada, yük ve uygulanan kuvvetin iki uçta oldu u durum.

2.Sınıf kaldıraç: Yük (direnç) ortada olup, kuvvet ile dayana ın arasında yer alır.

3.Sınıf kaldıraç: Yük ve dayanak iki uçta olup, uygulanan kuvvet ise ortada yer alır.

Kaldıraç sistemlerinde kuvvetin etkisini açıklayan durum, mekanik avantaj kavramıdır(149).

Moment: Bir cismin dönmesi için kuvvete ve kuvvetin uygulandı ı noktadan belli bir mesafede yer alan dönme merkezine her zaman ihtiyaç vardır. Kuvvetin bu merkez üzerinden uygulanması halinde, yani mesafenin sıfır olması durumunda o cisimde hareket asla olmaz. Bir ba ka deyi le o cisim denge konumunda demektir. Bir cismi bir eksen etrafında döndürmeye çalı tı ımız zaman, uyguladı ımız kuvvetin dönme eksenine olan uzaklı ına ba lı oldu unu fark ederiz. Eksene yakın bir noktadan oldukça büyük kuvvet uygulamak gerekirken, eksene uzak bir noktadan ise daha küçük bir kuvvet uygulamamız yeterli olur(149).

Çi neme hareketi esnasında dikey ve yatay (horizontal) kuvvetler meydana gelir. Ancak olu an kuvvetler, di ile temas sa landıktan sonra o kadar basit de ildir. Kuvvetin yönünün son halini temas yüzeyinin ekli yönlendirir. Kuvvetin miktarı, yönü ve destek kemi e da ıtılması di in ve restorasyonun ömrünü belirler. Kasp (cusp) e imine dik bir kuvvet geldi inde, son kuvvet di in apikal üçlüsünde bulunan rotasyon merkezine belirli bir uzaklıkta geçer. Bu mesafe ne kadar uzarsa moment (tork) de o oranda artar(150).

Dis Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi le Yapılan Çalışmalardan Örnekler

Sonlu elemanlar yöntemi daha çok mühendislik problemlerinin çözümü için ortaya çıkmı olsa da daha sonraları biyomekanik bilimi ile ilgilenen ara tırmacıların dikkatini çekmi ve di hekimli inde de bu yöntem kullanılarak bir çok ara tırma

yapılmı tır (151). A a ıda özellikle konservatif tedavi alanında sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılarak yapılmı çalı malardan kronolojik sıraya göre örnekler verilmi tir.

1978 yılında Wright ve Yettram (152) alt ikinci büyük azı di te amalgam uygulaması ve ısıl genleşme sırasındaki mekanik davranışını, aynı yıl Dayangaç (153) amalgam dolguların kırılma olasılığını azaltabilecek MOD kavite eğikliğini iki boyutlu sonlu elemanlar yöntemiyle incelemi lerdir.

Üç boyutlu sonlu elemanlar yönteminin kullanıldığı ilk çalı ma 1983 yılında Rubin ve ark.(154) tarafından gerçekleştirilmi ve bu çalı mada bir alt sa birinci büyük azı di modellenip mine ve dentindeki sıkı ma gerilimleri incelenmi tir.

1983'te Peters ve ark.(155) iki boyutlu olarak modellenen bir ikinci küçük azı di te post çapının, post boyu ve eğikliğinin, post ve siman arasındaki etkileşimin di teki gerilmeler üzerindeki etkilerini ara tırmı lardır.

Spieringsve ark.(156) 1984'te restoratif di malzemelerinin insan di indeki ısı iletimi üzerindeki etkilerini iki boyutlu olarak bir alt büyük azı di modeli üzerinde incelemi tir.

1989'da Dayangaç (157) Dycal'ın amalgam kondensasyon kuvvetlerine direncini, 1992 yılında Darendeliler ve ark. (158) herhangi bir restorasyon yapmadan üst santral di üzerinde oluşan streslerin dağılımını sonlu elemanlar stres analizi yöntemi yardımıyla incelemi lerdir.

1995 yılında Ersöz (159) , porselen ve kompozit laminate veneerlerin iki ayrı kuvvet uygulanması durumundaki stres dağılımını, aynı yıl De Hoff ve ark. (160) dentin-kompozit birleşiminde ba layıcı ajanların makaslama gerilmelerini üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanarak göstermi lerdir.

1999 yılında Rees ve Jacobsen (161) kaspal gerilimlerin bukkal V. Sınıf restorasyonlara etkisini, 2001 yılında Yakar (151) farklı kompozit rezinlerin V. sınıf kaviteleredeki stres dağılımına etkilerini aynı yöntemle incelemi lerdir. 2004 yılında Misra ve ark. (5) total etch adeziv içeren dentin-adeziv ara yüzünü iki boyutlu olarak

modelleyip, bu ara yüzde olu an stresleri sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle belirlemi lerdir.

2005 yılında Belli ve ark.(162) kompozit ve seramik inley uygulanmı premolar di teki streslere hibrit tabakanın etkilerini incelerken üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemini kullanmı lardır.

2007 yılında Anchieta ve ark.(163) self etch adeziv içeren dentin adeziv ara yüzünü iki boyutlu olarak modelleyip, bu ara yüzde olu an stresleri sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle incelemi lerdir.

Yöntem ve Gereç

Bu araştırma, Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Mühendislik Mimarlık Fakültesinde gerçekleştirildi.

Bu çalışmada sonlu elemanlar yöntemi esaslı ANSYS paket programını kullanarak fiber ile güçlendirilmiş kompozit, amalgam dolgu ve kompozit rezin olarak filtek, charisma ve herculite ile restore edilmiş molar dişte gerilme analizi yapılacaktır. Model, diş dolgusu ve dişin sert dokusu mine ve dentin bölgelerinden oluşmaktadır. Bu model kullanılarak yük altında dolgu malzemesi özellikleri değerlendirilerek farklı dolgu çeşitleri için sayısal deneyler yapılacaktır.

Mandibular 1. molar diş; mine, dentin, dolgu kısımları olacak şekilde üç katman olarak modellendi (ekil 2,4,5,6). Standart black-I kavite ve tabanı açılı olarak modifiye edilmiş black-I kavite olmak üzere iki farklı kavite açıldı (ekil 4,6). Hazırlanan bu iki model üzerine 90° ve 45°'lik açıyla iki farklı yükleme yapıldı (ekil 7,8). Yükleme değerleri 250 N olarak belirlendi. 250N'luk yük diş üzerinde 3 bölgeye yayıldı (ekil 7,8).

Çalışmada dentin, mine ve dolgu malzemeleri üzerinde oluşan gerilmeler hesaplandı ve hesaplamalar von-mises gerilmesi değeri olarak alındı. Her farklı dolgu malzemesine, 90° ve 45° olmak üzere 2 farklı yönde uygulanmış ve bu kuvvetler sınıf-I kavite ve tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf-I kavitelere de ayrı ayrı uygulanarak 4 maksimum 4 minimum olmak üzere 8 farklı stres değeri elde edildi. Her bir modelde mine, dentin ve dolgu malzemesi için 24 farklı sonuç elde edildi. Toplamda 120 farklı sonuç elde edildi. Aynı dolgu malzemelerinin farklı kuvvetler altındaki gerilmeleri hesaplandı ve karşılaştırılmaları yapıldı. Aynı dolgu malzemelerinin sınıf-I ve tabanı açılı sınıf-I kavitedeki maksimum ve minimum gerilme değerleri elde edildi ve bunların karşılaştırılması yapıldı.

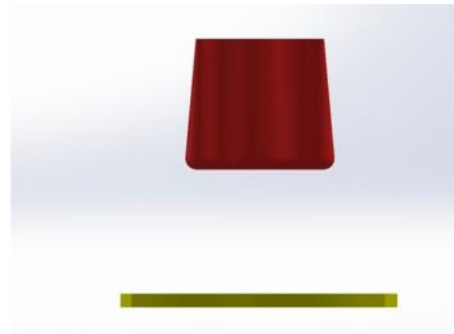
Bu çalışmayı gerçekleştirmek için; 3 boyutlu yapılarının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi için Intel Pentium® D CPU 3,00 GHz işlemci, 250gb

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.

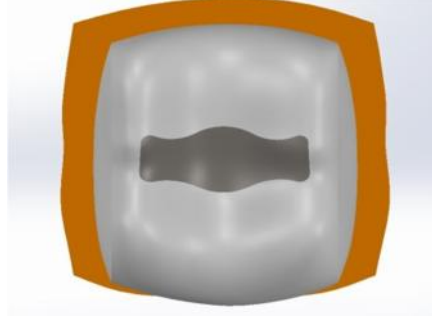
Analizler için hazırlanan modeller;



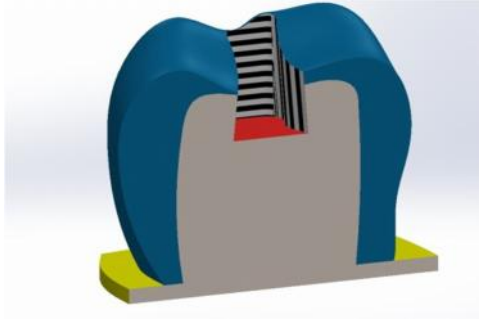
ekil-1. Analizler için hazırlad ımız ba langıç modeli



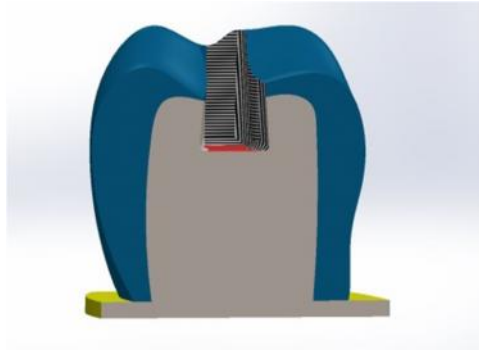
ekil-2. Tabanı açılı olarak hazırlanan kaviteye uygulanan dolgu materyali



ekil-3. Hazırlanan modelin oklüzal görünümü



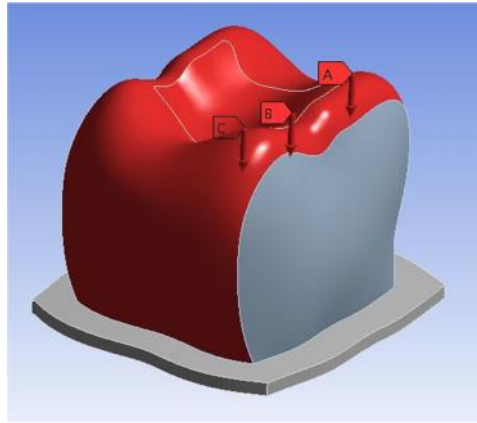
ekil-4. Standart Black-I kavitenin dikey kesiti



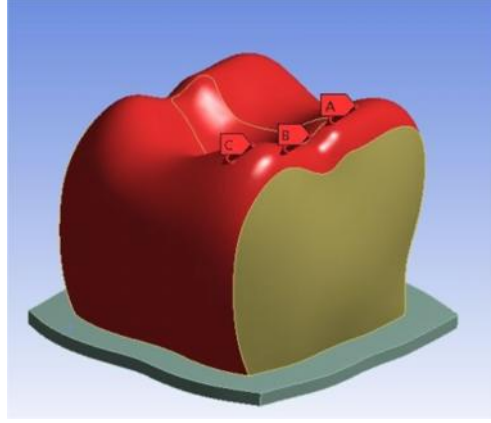
ekil-5. Tabanı açılı olarak hazırlanan modifiye Black-I kavitenin dikey kesiti



ekil-6. Sınıf-1 kavite için hazırlanan dolgu materyali



ekil-7. Kuvvetin modele 90° açıyla uygulanması



ekil-8. Kuvvetin modele 45° açıyla uygulanması



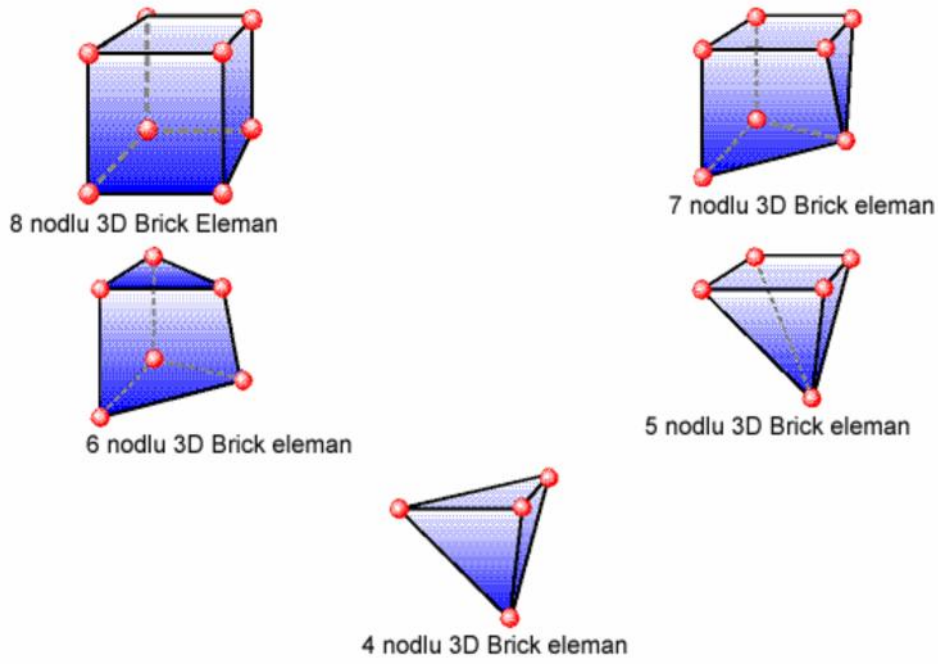
Resim 1: Nextengine üç boyutlu tarama cihazı

Molar di ve dolgu materyali modellenmesinde Rhinoceros 4.0 yazılımı kullanıldı. 3 boyutlu modelleme yapabilen bu yazılım genellikle endüstriyel tasarım, tekne tasarımı, mimari, mücevher tasarımı, otomotiv tasarımı, CAD/CAM, hızlı prototip üretimi, tersine mühendislik ve multimedya tasarımında kullanılmaktadır. Bu yazılım magnetik rezonans ve bilgisayar tomografi de olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında tekrar olu turulabildi i bir yazılımdır. Yazılım ile yeniden olu turulan görüntüler üzerinde sadele tirme ve tekrar biçimlendirme gibi de i iklikler yapılabilmektedir. Bu yazılımdaki a örgüsü sadele tirme araçları ile dü ük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan olu an modellemeler olu turulabilir.

Rhinoceros 4.0'da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak stl formatında ANSYS yazılımına aktarıldı. Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar eklinde katı modele çevrildi. Bricks ve tetrahedra katı modelleme sisteminde, ANSYS yazılımı modelde olu turabildi i kadar 8 nodlu elemanlar (brick tipi) kullanır. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerekti inde yapının tamamlanabilmesi için 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanıldı. Bu modelleme tekni i sayesinde hesaplamayı kolayla tırmak üzere mümkün olan en yüksek dü üm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede a yapısı olu turulmasına çalı ıldı. Di in modellenmesinde analiz i lemini zorla tıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirildi. Stl formatında

dü ümlerin koordinat bilgilerinin saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır.

:



ekil 9: Üç boyutlu modellemeler elde edilmesi için kullanılan Nod elemanları

Materyal özellikleri, kullanılacak yapı içerisindeki stres ve strain da ılımını önemli ölçüde etkilemektedir. Sonlu elemanlar analizinde kullanılan materyallerin

homojen, linear ve elastik davranı ları, iki materyal sabiti ile karakterize edilir. Bunlar; Elastisite modülü (Young's modül) ve Poisson Oranı (Poisson's ratio)'dır.

Yaptı ımız çalı mada kullanılan materyallerin poisson oranı ve elastisite modülleri de erleri tabloda gösterilmektedir.

Materyal	Elastik Modülü	Poisson Oranı	Kaynak
Compozit Resin, Herculite XR (Kerr Corp. Orange, Calif)	9,5 GPa	0,24	164
Compozit Resin, Charisma (Heraeus Kulzer, Hanau, Germany)	14,1 GPa	0,24	164
Fiber Kompozit, voclar (Vectris Pontic)	76,8 GPa	0,34	165
Dental Amalgam (Dispersalloy, Johnson and Johnson,USA)	48,3 GPa	0,35	166
Compozit Resin, Filtek (Z 1003M Dental Product,USA)	20 GPa	0,24	166
Dentin	18,0 GPa	0,31	166
Mine	84,1 GPa	0,33	166

Tablo-1 : Çalı mada kullanılan materyallerin Elastik modülleri ve Poisson oranları

Sonlu elemanlar stres analizi sonucunda elde edilen de erler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktı ından istatistiksel analizler yapılamamaktadır. Amaç, elde edilen de erlerin ve stres da ılımlarının dikkatli bir ekilde yorumlanması ve incelenmesidir. Bu ve benzeri çalı malar sonunda varılacak klinik sonuçlar açısından, elde edilen verilerin en güvenilir ve do ru ekilde de erlendirilmesi çok önemlidir.

Analiz ve Bulgular

Ara tırmamızda uygulanan kuvvetlerin yönlerine ve hedef alanlarda elde edilen gerilme değerleri tablo 2’de ve bu değerlerle ilgili ekiller ekil 10-69’de sunulmuştur.

Materyal	Kuvvetin Etki Alanı	Sınıf-I Kavite				Tabanı Açılı Sınıf-I Kavite			
		90° max.	90°min.	45° max .	45°min.	90° max.	90° min.	45° max.	45° min.
F.G.K	mine	14,24 MPa	0,79 MPa	47,42 MPa	0,42 MPa	14,23 MPa	0,77 MPa	47,42 MPa	0,44 MPa
	Dentin	2,39 MPa	0,43 MPa	6,17 MPa	0,29 MPa	3,04 MPa	0,36 MPa	6,39 MPa	0,29 MPa
	dolgu	9,17 MPa	1,59 MPa	12,65 MPa	0,82 MPa	9,12 MPa	1,52 MPa	12,26 MPa	0,87 MPa
Amalgam	mine	14,30MPa	0,79 MPa	47,56MPa	0,48 MPa	14,30 MPa	0,76 MPa	47,56 MPa	0,50 MPa
	Dentin	2,55 MPa	0,43 MPa	6,19 MPa	0,38 MPa	2,78 MPa	0,37 MPa	6,41 MPa	0,38 MPa
	dolgu	10,64 MPa	1,30 MPa	14,28MPa	0,40 MPa	10,59 MPa	1,01 MPa	13,96 MPa	0,81 MPa
Filtek	mine	14,42 MPa	0,14 MPa	47,85 MPa	0,66 MPa	14,41 MPa	0,75 MPa	47,84 MPa	0,67 MPa
	Dentin	2,80 MPa	0,43 MPa	6,22 MPa	0,49 MPa	2,81 MPa	0,37 MPa	6,44 MPa	0,57 MPa
	dolgu	13,56 MPa	0,75 MPa	16,76 MPa	0,14 MPa	15,51 MPa	0,82 MPa	16,64 MPa	0,55 MPa
Charisma	mine	14,46 MPa	0,70 MPa	47,93 MPa	0,69 MPa	14,45 MPa	0,69MPa	47,93 MPa	0,70 MPa
	dentin	3,13 MPa	0,43 MPa	6,24 MPa	0,49 MPa	3,15 MPa	0,37MPa	6,46 MPa	0,59 MPa
	dolgu	14,19 MPa	0,62 MPa	17,34 MPa	0,17 MPa	14,15 MPa	0,68MPa	17,15 MPa	0,46 MPa
Herculite	mine	14,53 MPa	0,59 MPa	48,07 MPa	0,57 MPa	14,52 MPa	0,60 MPa	48,06 MPa	0,55 MPa
	dentin	3,54 MPa	0,43 MPa	6,25 MPa	0,48 MPa	3,58 MPa	0,38 MPa	6,47 MPa	0,63 MPa
	dolgu	14,80MPa	0,46 MPa	18,01 MPa	0,18 MPa	14,76MPa	0,52 MPa	17,77 MPa	0,34 MPa

Tablo 2: Ara tırmamızda uygulanan kuvvetlerin yönlerine ve hedef alanlarda elde edilen maksimum ve minimum gerilme değerleri

Bütün gruplar için maksimum ve minimum gerilmeler ayrı ayrı hesaplandı. Özellikle restorasyonlarda olu an maksimum de erler incelendi inde farklı sonuçlar ortaya çıktı:

Grup 1. Fiber kompozit grubunda,

- Minede maksimum de erlere göre, en ba arılı sonucun tabanı açılı kavitenin 90° grubunda oldu u(14,23 MPa),
- Dentinde maksimum de erlere göre, en ba arılı sonucun 90°nin tek ba ına uygulandı ı grupta oldu u(2,39 MPa),
- Restorasyonda maksimum de erlere göre, en ba arılı sonucun tabanı açılı kavitenin 90° grubunda oldu u gözlendi(9,12 MPa).

Grup 2. Amalgam dolgu grubunda,

- Minede maksimum de erlere göre, en ba arılı sonuçların 90° ve tabanı açılı kavitenin 90° gruplarında oldu u(14,30 MPa),
- Dentinde maksimum de erlere göre, en ba arılı sonucun 90°nin tek ba ına uygulandı ı grupta oldu u(2,55 MPa),
- Restorasyonda maksimum de erlere göre, en ba arılı sonucun tabanı açılı kavitenin 90° grubunda oldu u gözlendi(10,59 MPa).

Grup 3. Filtek kompozit grubunda,

- Minede maksimum de erlere göre, en ba arılı sonucun tabanı açılı kavitenin 90° grubunda oldu u(14,41 MPa),
- Dentinde maksimum de erlere göre, en ba arılı sonucun 90° nin tek ba ına uygulandı ı grupta oldu u(2,80 MPa),
- Restorasyonda maksimum de erlere göre, en ba arılı sonucun 90° tek ba ına uygulandı ı grupta oldu u saptandı(13,56 MPa).

Grup 4. Charisma kompozit grubunda,

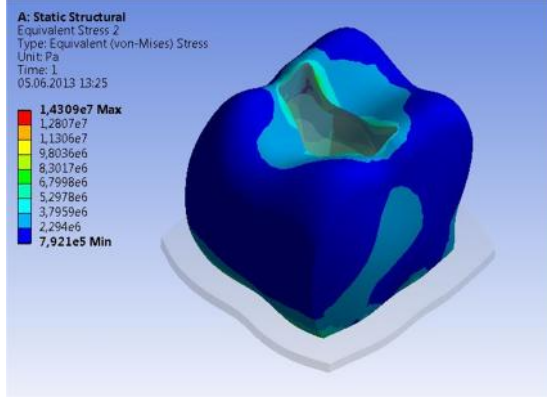
- Minede maksimum de erlere göre, en ba arılı sonuçların tabanı açılı kavitenin 90° grubunda oldu u(14,45 MPa),
- Dentinde maksimum de erlere göre, en ba arılı sonucun 90° nin tek ba ına uygulandı ı grupta oldu u(3,13 MPa),
- Restorasyonda maksimum de erlere göre, en ba arılı sonucun tabanı açılı kavitenin 90° grubunda oldu u saptandı(14,15 MPa).

Grup 5. Herculite kompozit grubunda,

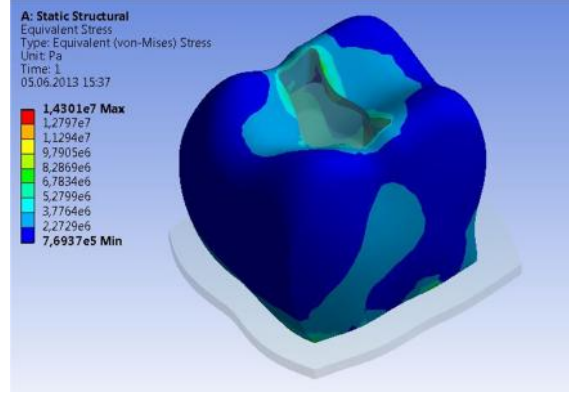
- Minede maksimum de erlere göre, en ba arılı sonucun tabanı açılı kavitenin 90° grubunda oldu u(14,52 MPa),
- Dentinde maksimum de erlere göre, en ba arılı sonucun 90°nin tek ba ına uygulandı ı grupta oldu u(3,54 MPa),
- Restorasyonda maksimum de erlere göre, en ba arılı sonucun tabanı açılı kavitenin 90° grubunda oldu u saptandı(14,76 MPa).

Bütün gruplar incelendi inde olu an maksimum kuvvetlerin minede, minimum kuvvetlerin ise dentinde yo unla tı ı belirlendi.

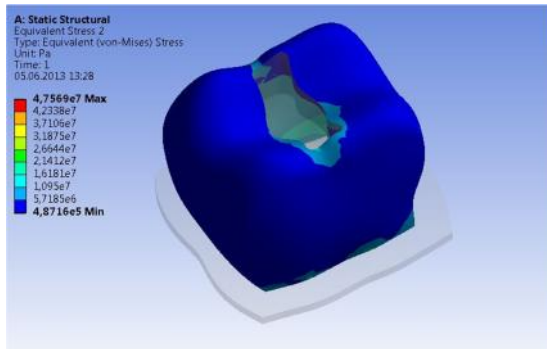
1- Amalgam dolgulu di in minedeki gerilme analizi



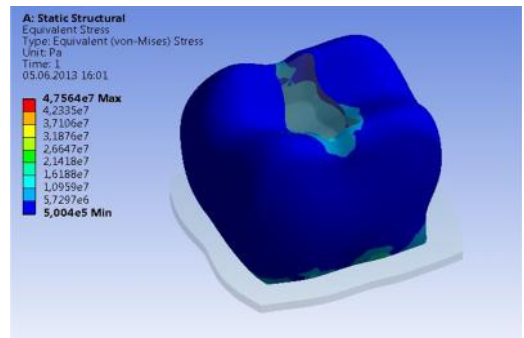
Şekil 10: Amalgam restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede mineye 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri



Şekil 12: Amalgam restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede mineye 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

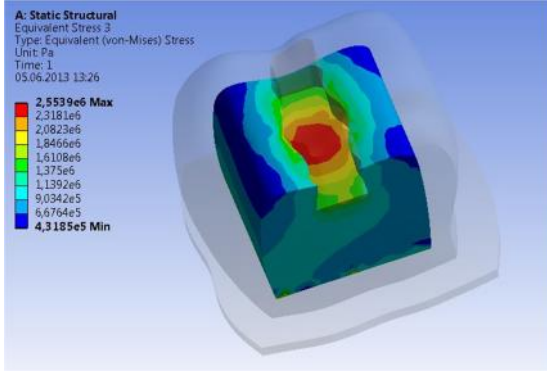


Şekil 11: Amalgam restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede mineye 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

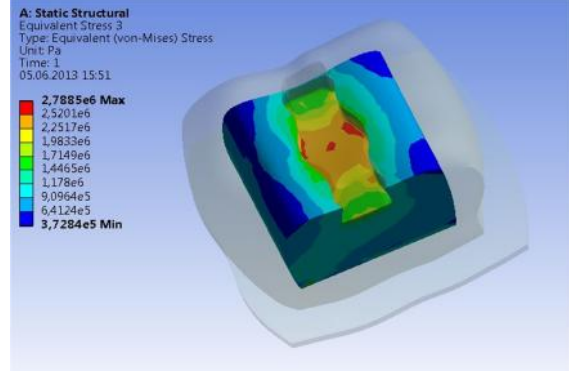


Şekil 13: Amalgam restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede mineye 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

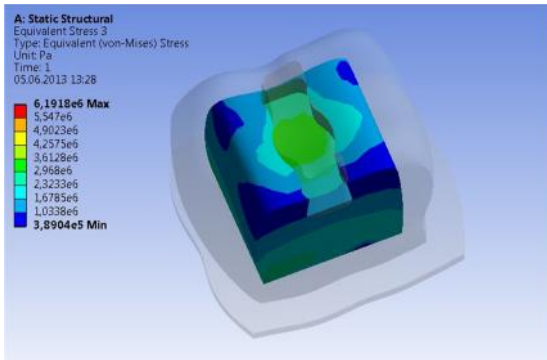
2- Amalgam dolgulu di in dentindeki gerilme analizi



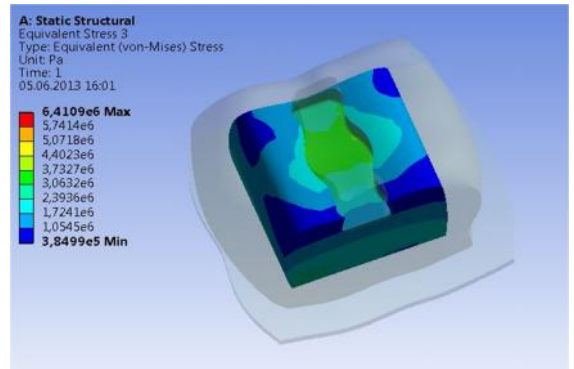
Şekil 14: Amalgam restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dentine 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri



Şekil 16: Amalgam restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede dentine 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

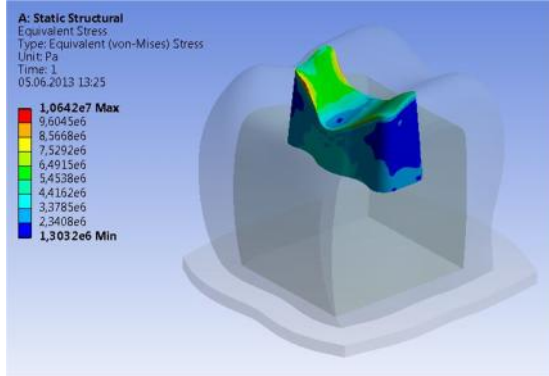


Şekil 15: Amalgam restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dentine 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

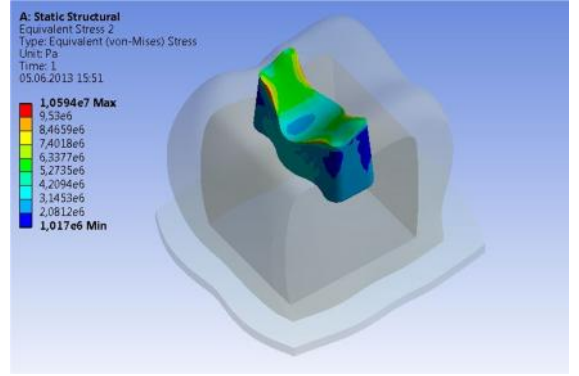


Şekil 17: Amalgam restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede dentine 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

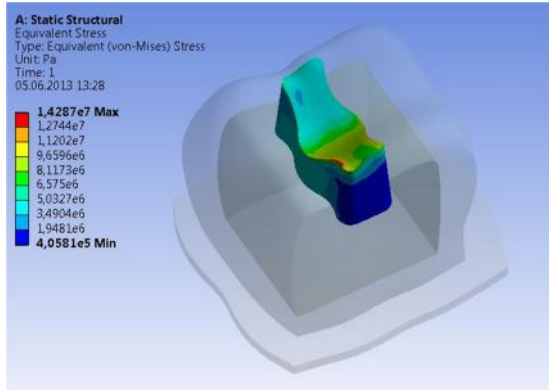
3- Amalgam dolgulu di in dolgudaki gerilme analizi



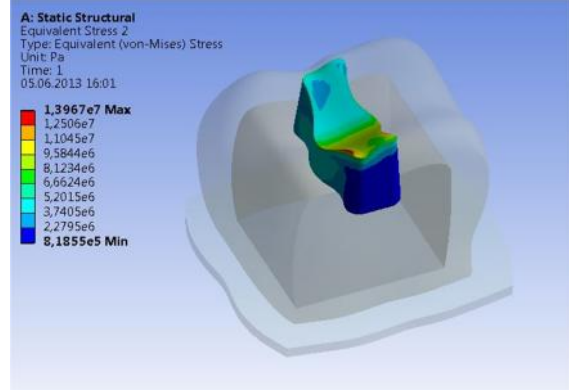
Şekil 18: Amalgam restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dolguya 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri



Şekil 20: Amalgam restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede dolguya 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

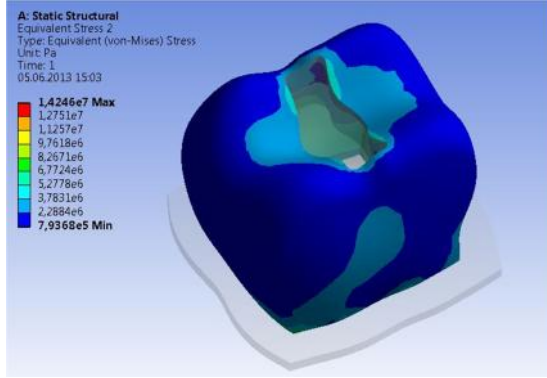


Şekil 19: Amalgam restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dolguya 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

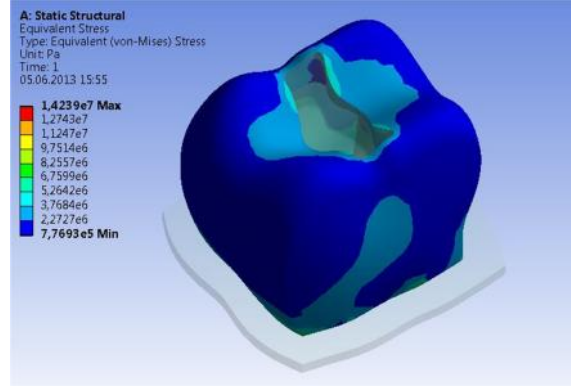


Şekil 21: Amalgam restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede dolguya 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

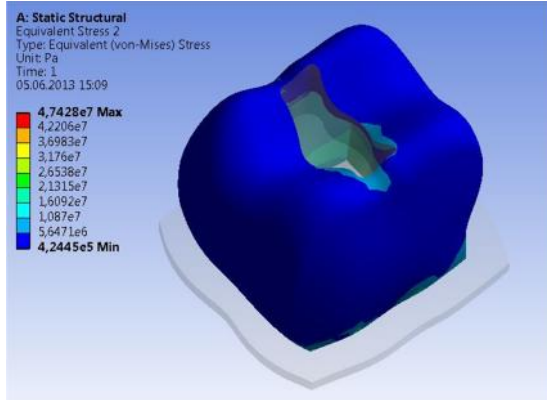
4- Fiberle güçlendirilmi kompozitin minedeki gerilme analizi



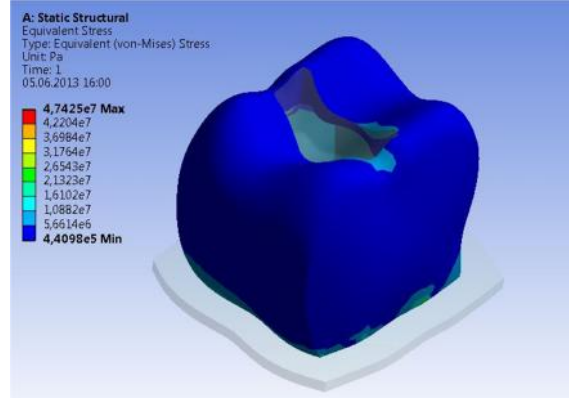
Şekil 22: F.G.K restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede mineye 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri



Şekil 24: F.G.K restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede mineye 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

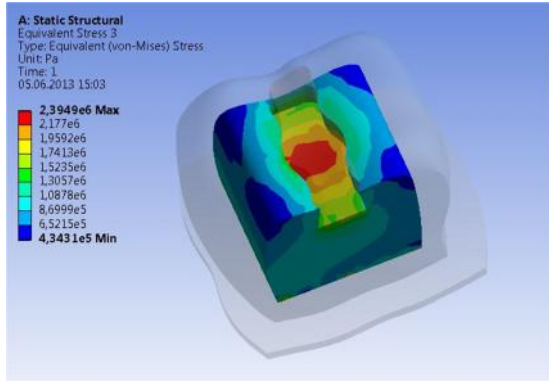


Şekil 23: F.G.K restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede mineye 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

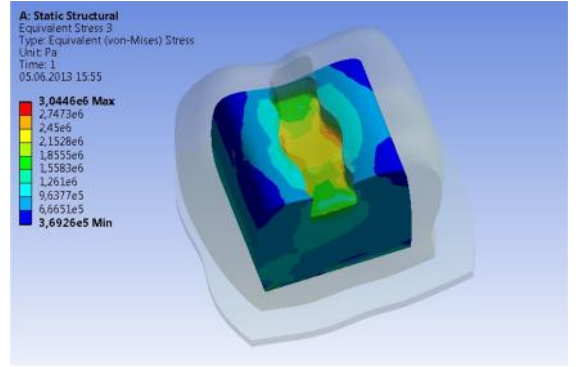


Şekil 25: F.G.K restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede mineye 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

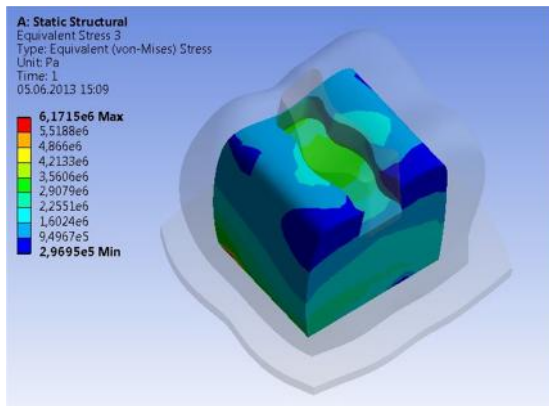
5- Fiberle güçlendirilmi kompozitin dentindeki gerilme analizi



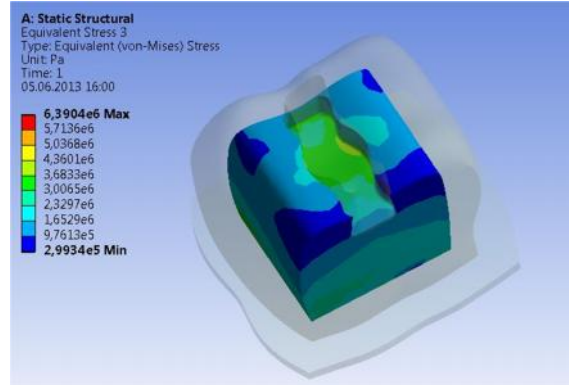
Şekil 26: F.G.K restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dentine 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri



Şekil 28: F.G.K restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede dentine 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

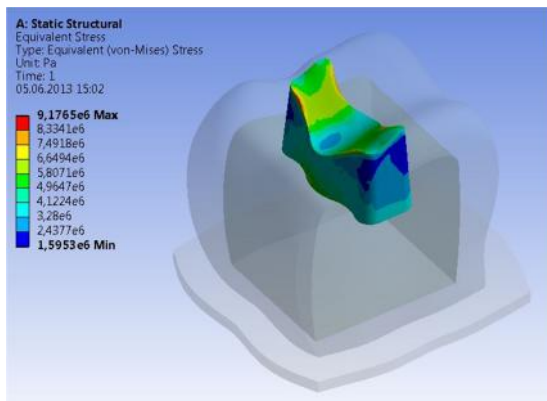


Şekil 27: F.G.K restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dentine 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

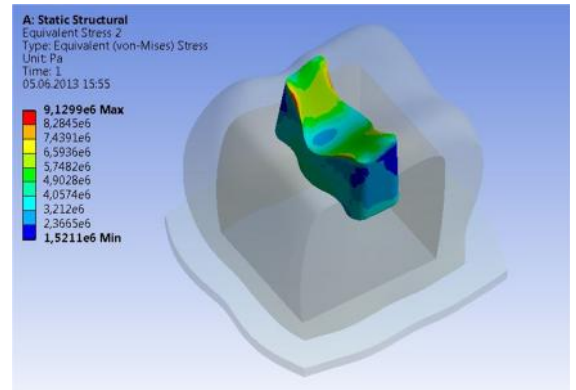


Şekil 29: F.G.K restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede dentine 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

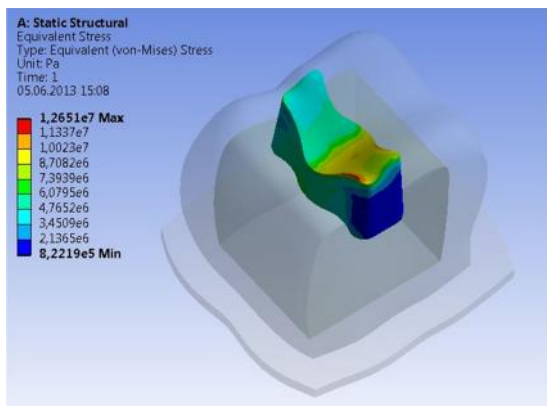
6- Fiberle güçlendirilmi kompozitin dolgudaki gerilme analizi



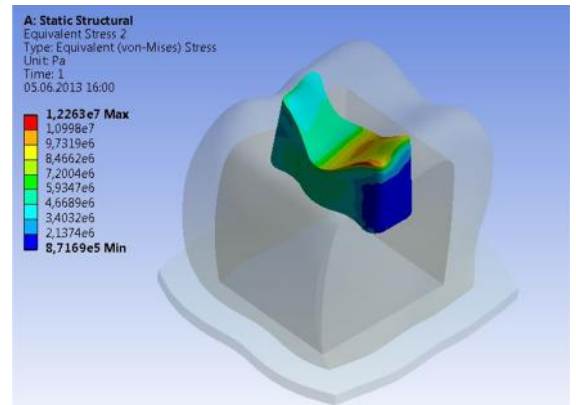
Şekil 30: F.G.K restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dolguya 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri



Şekil 32: F.G.K restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede 90° lik açıyla dolguya uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

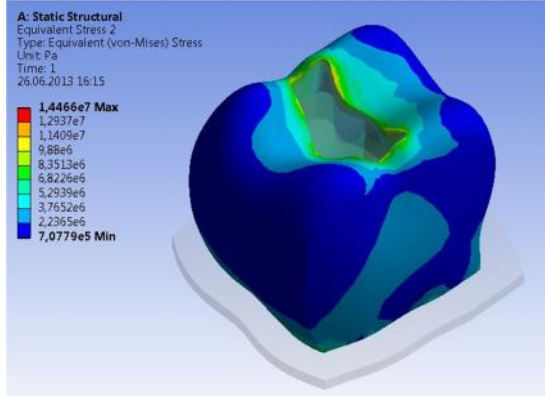


Şekil 31: F.G.K restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dolguya 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

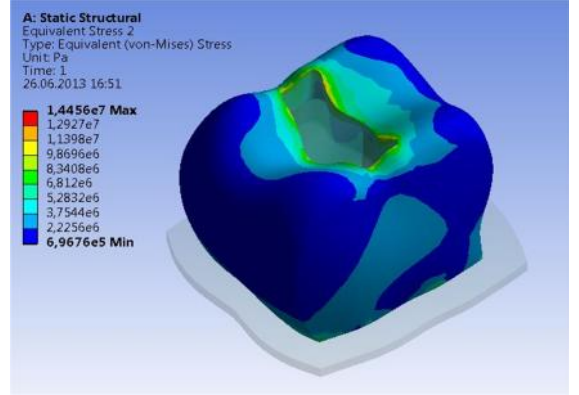


Şekil 33: F.G.K restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede dolguya 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

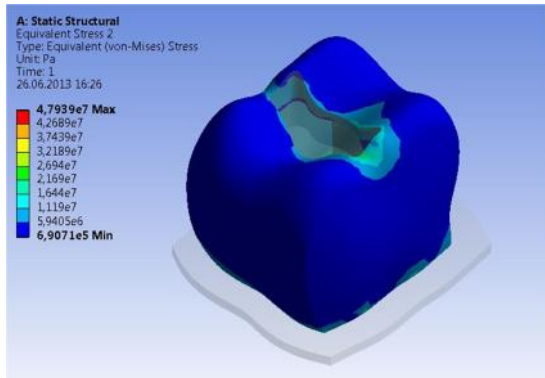
7- Charisma materyalinin minedeki gerilme analizi



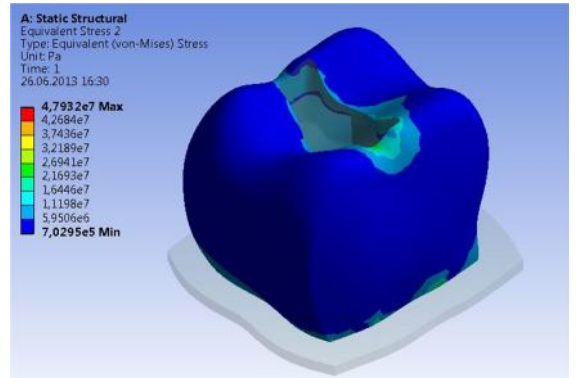
Şekil 34: Charisma restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede mineye 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri



Şekil 36: Charisma restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

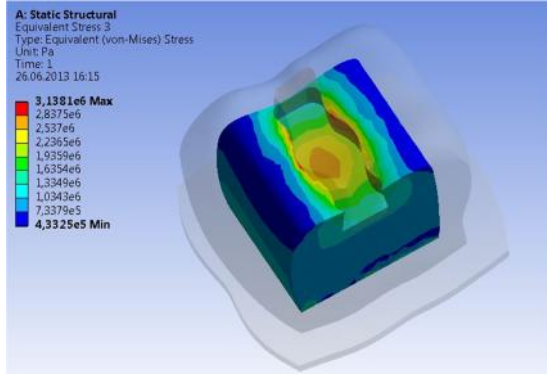


Şekil 35: Charisma restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede mineye 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

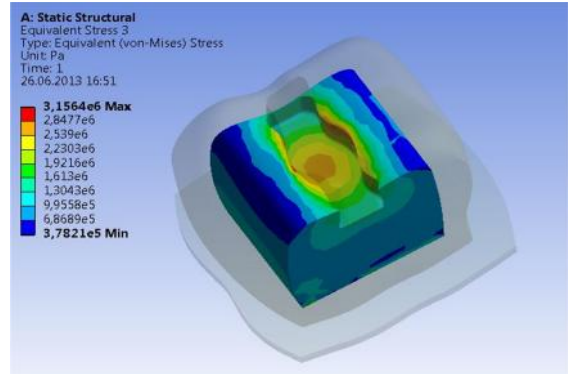


Şekil 37: Charisma restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede mineye 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

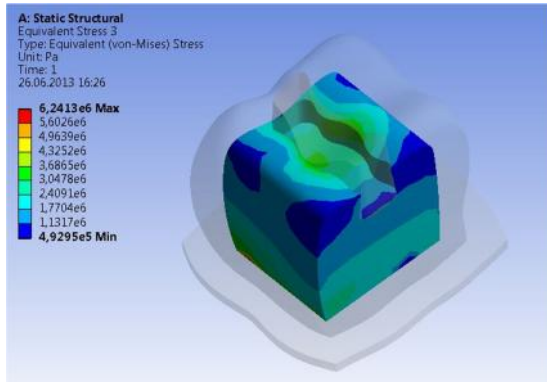
8- Charisma materyalinin dentindeki gerilme analizi



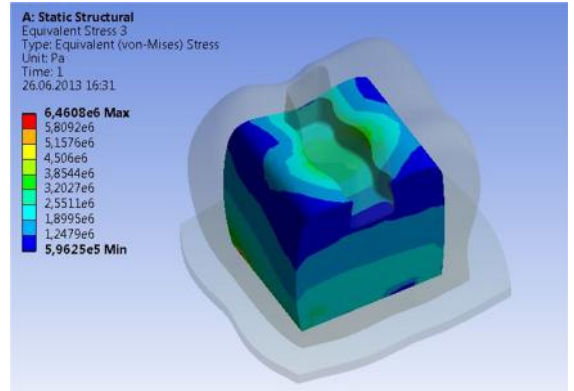
Şekil 38: Charisma restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dentine 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri



Şekil 40: Charisma restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede dentine 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

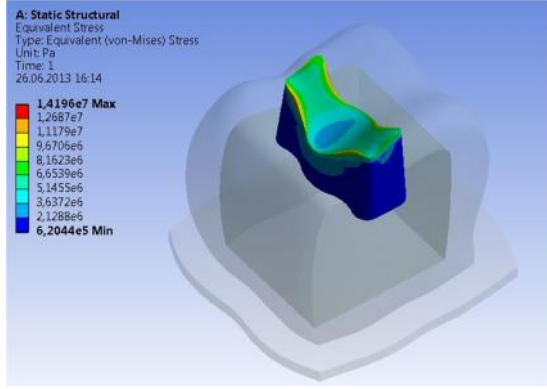


Şekil 39: Charisma restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dentine 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

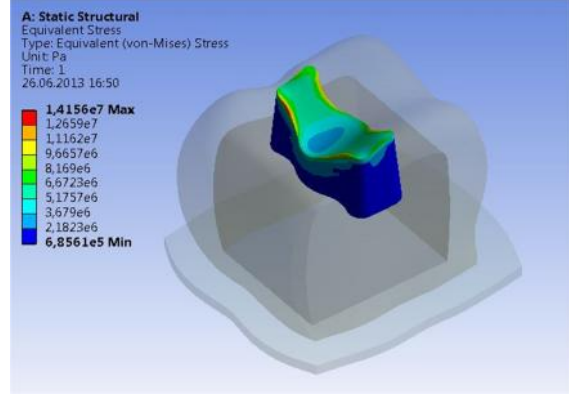


Şekil 41: Charisma restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede dentine 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

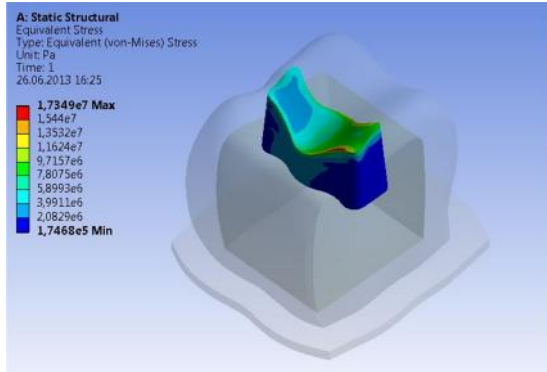
9- Charisma materyalinin dolgudaki gerilme analizi



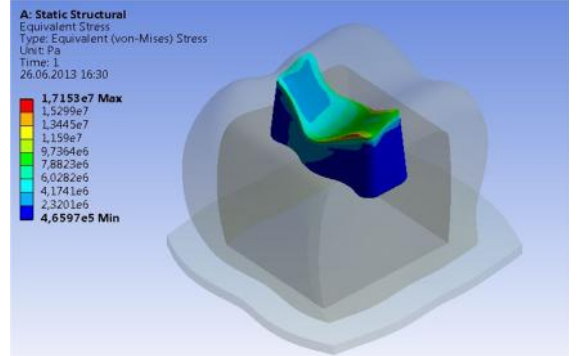
Şekil 42: Charisma restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dolguya 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri



Şekil 44: Charisma restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede dolguya 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

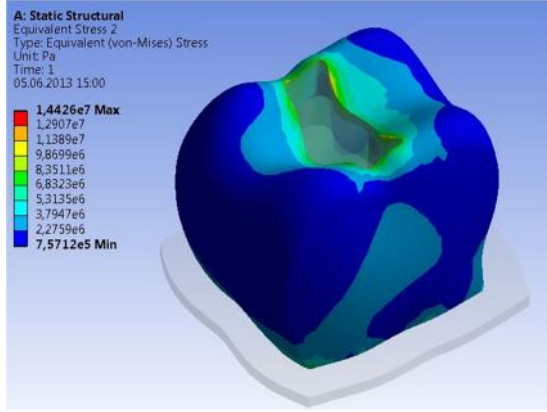


Şekil 43: Charisma restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dolguya 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

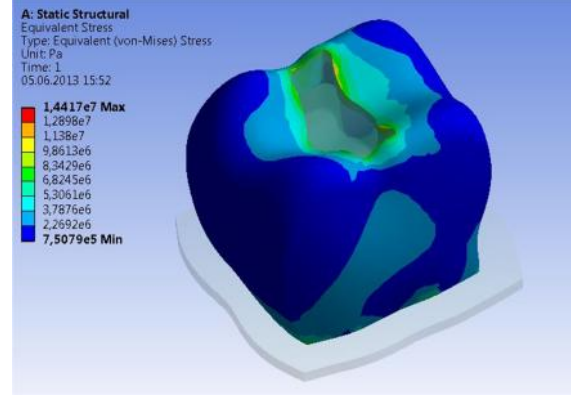


Şekil 45: Charisma restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede dolguya 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

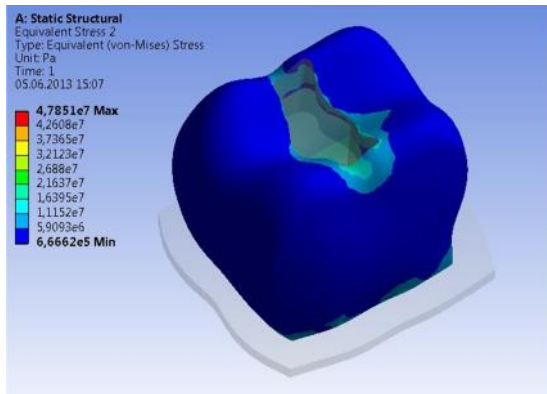
10- Filtek materyalin minedeki gerilme analizi



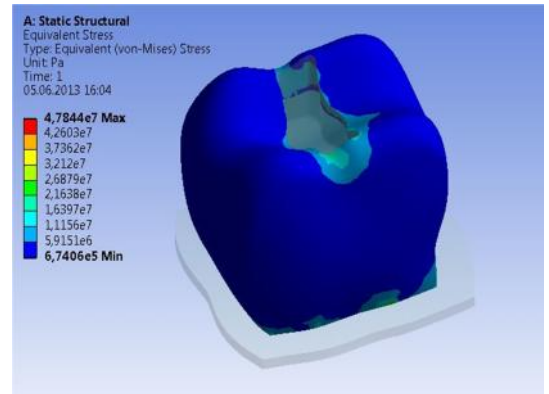
Şekil 46: Filtek restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede mineye 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri



Şekil 48: Filtek restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede mineye 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

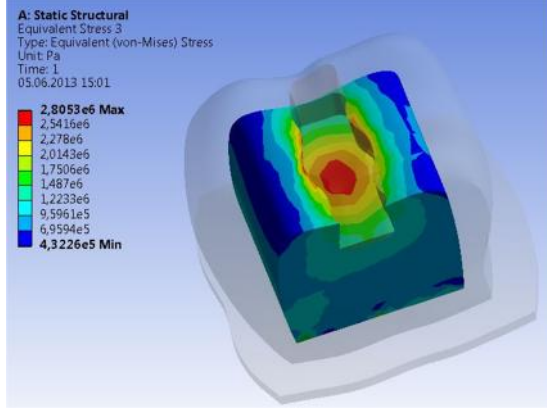


Şekil 47: Filtek restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede mineye 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

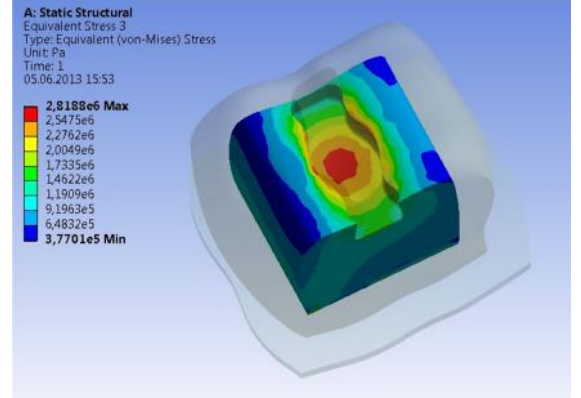


Şekil 49: Filtek restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede mineye 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

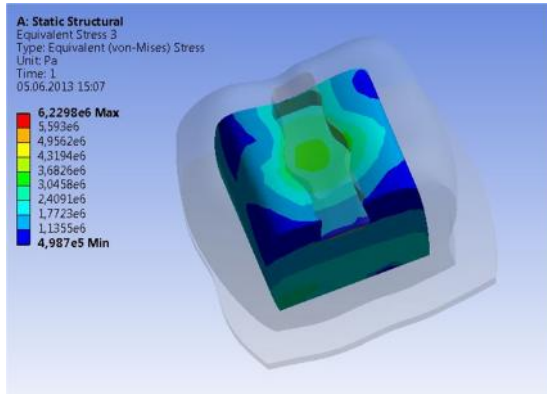
11- Filtek materyalin dentindeki gerilme analizi



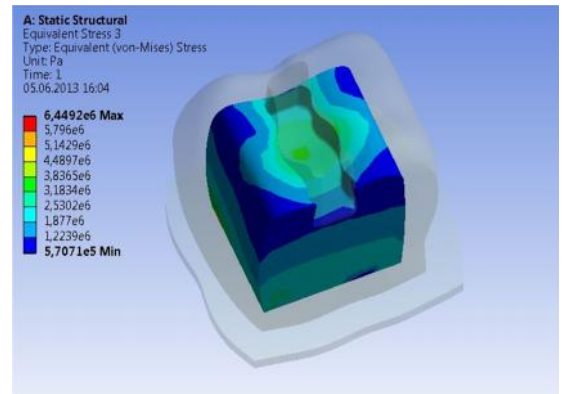
Şekil 50: Filtek restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dentine 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri



Şekil 52: Filtek restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede dentine 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

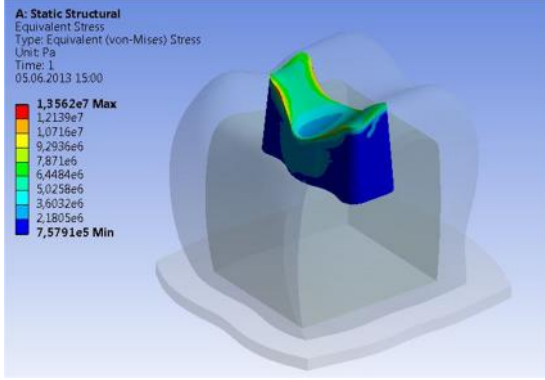


Şekil 51: Filtek restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dentine 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

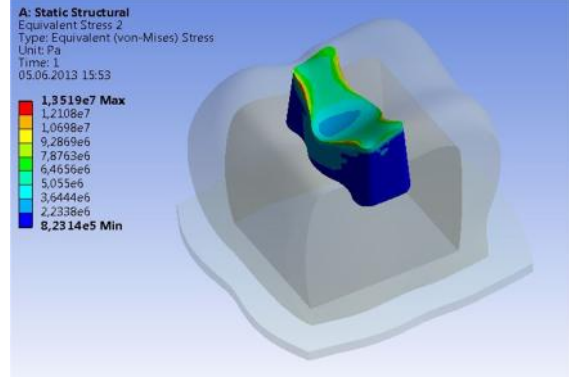


Şekil 53: Filtek restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede dentine 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

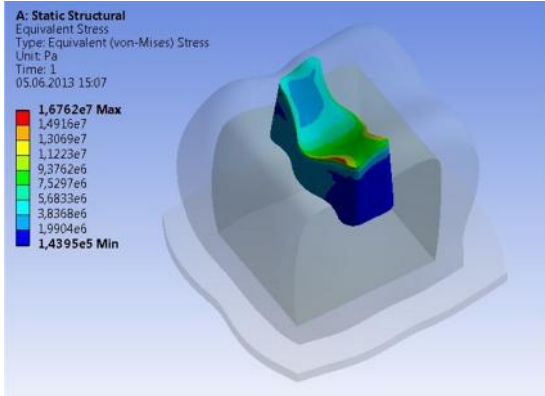
12- Filtek materyalin dolgudaki gerilme analizi



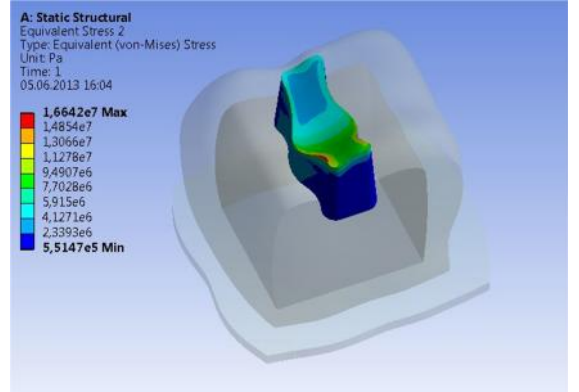
Şekil 54: Filtek restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dolguya 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri



Şekil 56: Filtek restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede dolguya 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

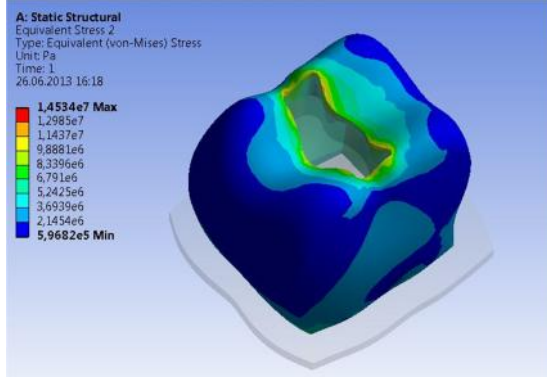


Şekil 55: Filtek restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dolguya 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

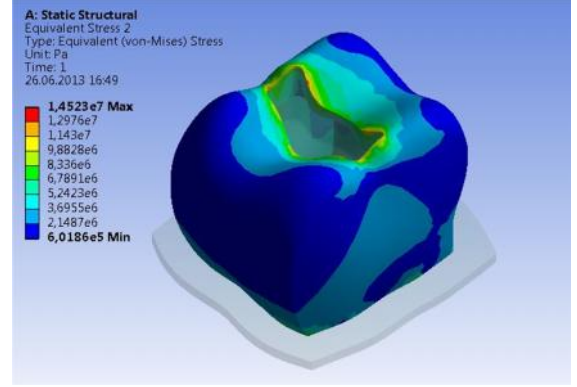


Şekil 57: Filtek restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

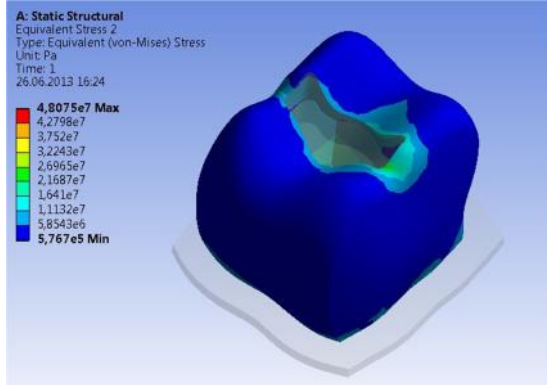
13- Herculite materyalin minedeki gerilme analizi



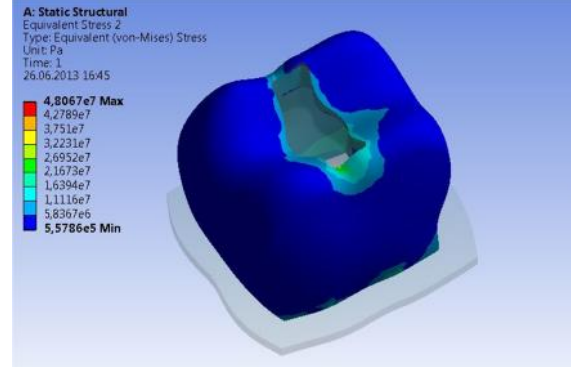
Şekil 58: Herculite restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede mineye 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri



Şekil 60: Herculite restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede mineye 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

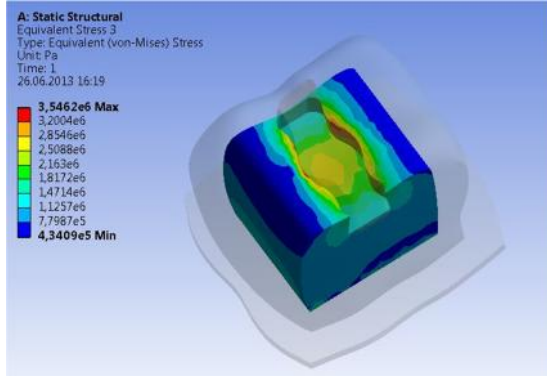


Şekil 59: Herculite restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede mineye 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

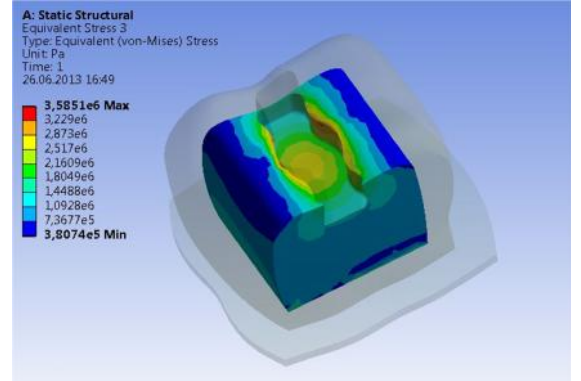


Şekil 61: Herculite restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede mineye 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

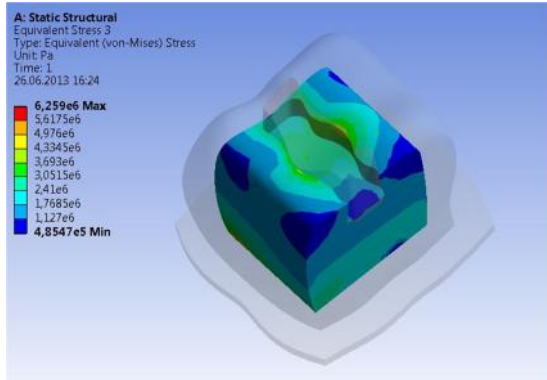
14- Herculite materyalin dentindeki gerilme analizi



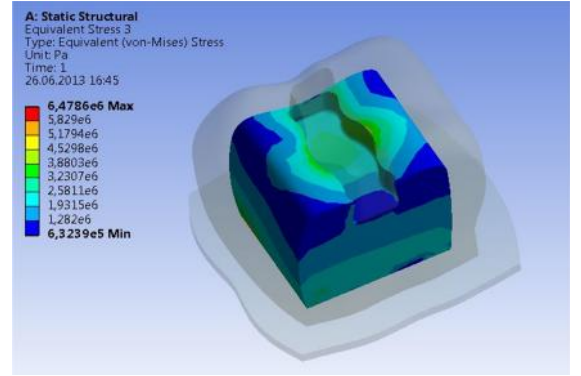
Şekil 62: Herculite restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dentine 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri



Şekil 64: Herculite restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede dentine 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

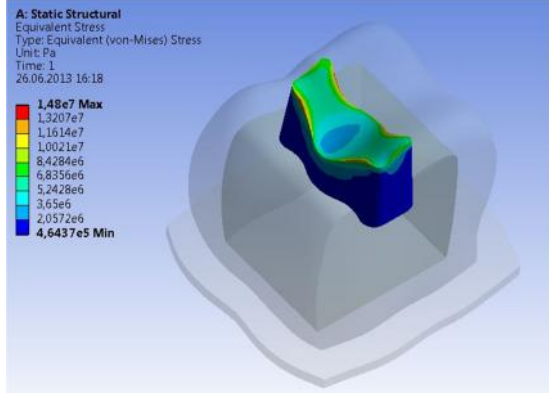


Şekil 63: Herculite restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dentine 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

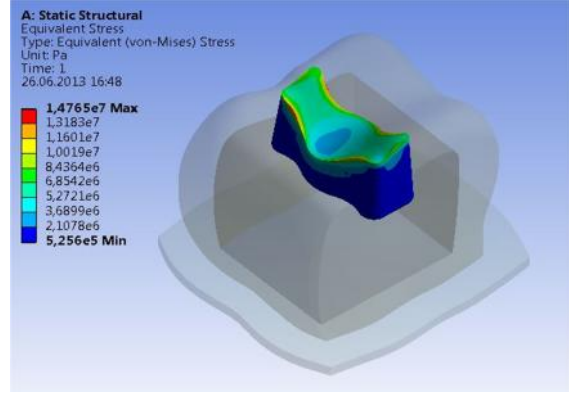


Şekil 65: Herculite restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede dentine 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

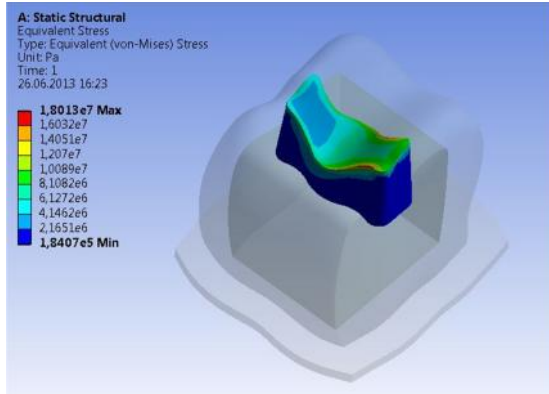
15- Herculite materyalin dolgudaki gerilme analizi



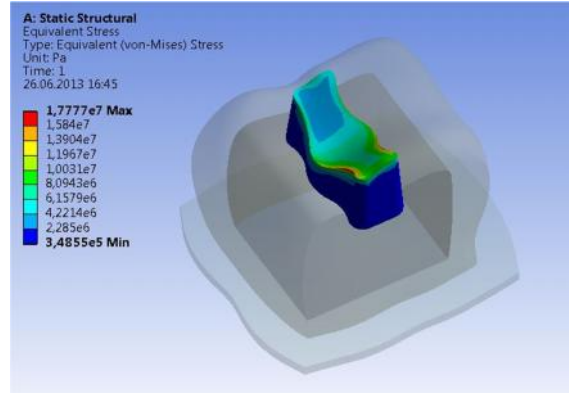
Şekil 66: Herculite restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dolguya 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri



Şekil 68: Herculite restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede dolguya 90° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri



Şekil 67: Herculite restorasyonu için hazırlanan sınıf I kavitede dolguya 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri



Şekil 69: Herculite restorasyonu için kavite tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf I kavitede dolguya 45° lik açıyla uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı değerleri

Tartı ma

Sonlu elemanlar gerilme analizi metodunu dolgu, mine ve dentinin her bölgesinde gerilme lokalizasyonları ve sayısal değerleri hesaplaması, ayrıca malzeme özelliklerinin doğru verilmesiyle dolgu, mine ve dentinin mümkün olduğu kadar gerçeğe yakın simülasyonunun sağlanabilmesi gibi avantajları nedeniyle çalı mamızda analiz yöntemi olarak kullanıldı.

Bu çalı mamızda; amalgam dolgu, fiber ile güçlendirilmiş kompozit, filtek, charisma ve herculitekompozit rezin dolgunun yük altındaki di ve dolgu üzerinde meydana gelen farklı gerilmeler incelendi ve birbiriyle karşılaştırıldı.

Sonlu elemanlar stres analizi sonucunda elde edilen değerler, varyans olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılmadı. Amaç, elde edilen değerlerin ve stres dağılımlarının dikkatli bir şekilde yorumlanması ve incelenmesidir. Bu ve benzeri çalı malar sonunda varılacak klinik sonuçlar açısından, elde edilen verilerin en güvenilir ve doğru şekilde değerlendirilmesi çok önemlidir.

Restoratif di hekimliğinin temel hedefi, doğru tanı ve eksiksiz bir tedavi sonunda, doğal di görünümünün yeniden kazandırılmasıdır. Gelişmiş toplumlarda, koruyucu di hekimliğindeki ilerlemelerle di çürüklerinin olumsuz azalma, daha konservatif kavite açmaya eğilim, hastaların estetik daha fazla önem vermesi ve adezyon teknolojisindeki gelişmelerle birlikte günümüzde anterior bölgeler kadar posterior bölgelerde de di renginde restorasyon uygulamalarına ilgi artmış ve bu konuda pek çok yeni materyal ve teknik geliştirilmiştir. Posterior di ler için estetik restoratif materyaller, zirkonyum, kompozit rezinler, fiber ile güçlendirilmiş kompozitler, seramik veya metal destekli seramiklerdir(1).

Di lerin restorasyonunda çineme ve fonksiyonellik kadar estetik fonksiyon da ön planda düşünülür. Bu di lerin arka grup restorasyonunda kullanılacak materyallerin; hazırlanma ve uygulama kolaylığı, kavite duvarlarına adaptasyonu, di benzer ısıl genleşme katsayısı, biyouyumluluk, estetik ve ekonomik olma özelliklerinin hepsini bir arada taşıması istenir(2).

Amalgam dolgu, yüksek kırılma direncine ve gerilmelere sahip olma özelliğinin daha çok amaçlandığı arka grup dişlerde kullanılan restoratif materyallerin başında gelmektedir. Uygulaması kolay, ekonomik ve çimento basınçlarına karşı dayanıklı olan amalgam dolgu; yüksek ısı geçirgenliği, toksik civa içermesi, korozyona karşı renklenme oluşması ve estetik olmaması gibi dezavantajlara sahiptir(2).

Al-Jazairy ve O'Brien (2,3) yaptıkları çalışmalarda amalgamın olumsuz özellikleri nedeniyle diş benzer özelliklere sahip yeni dolgu maddelerinin geliştirilmesi üzerinde duruluyor. Önceleri, estetik nedenlerle ön grup dişlerde kullanılan kompozit ve cam iyonomer simanlar zaman içinde arka grup dişlerde de kullanılmaya başlanmıştır. Bu restorasyon maddelerinin aşınma dirençleri, basınçlar karşısındaki dayanıklılıkları, çekme ve basma gerilmeleri ile elastiklik modülleri üzerinde yoğun araştırmalar yapılmaktadır. Bu çalışmalarda, genellikle kompozit rezinlerin dayanıklılığının geliştirilmesi üzerinde yoğunlaşmaktadır. Yapılan çalışmanın sonucunda özellikle elastik modülü yüksek materyallerin örnek fiber kompozitin dayanıklılık ve aşınmaya karşı dirençli olması yönüyle de üstün olduğu görüldü.

Arka grup dişlerin restorasyonunda amalgamdan sonra en çok uygulanan materyalin kompozit rezin olduğu görülmektedir. Kompozit rezinler estetik görünümü, mine ve dişin sert dokusuna (dentin) başlanma kapasitesi, sertleşme zamanının kontrol edilebilmesi, ısı iletiminin düşük olması, uygulama kolaylığı, dayanıklılık ve ağız ortamında düşük çözünürlük gibi özelliklere sahip olmasına karşın; ısıl genleşme katsayısının yüksek olması, elastisite modülünün düşük olması, düşük aşınma direnci göstermesi ve polimerizasyon büzülmesi oluşması gibi dezavantajlara sahiptir(2,3).

deal bir restoratif materyalden beklenen önemli özelliklerden bazıları şunlardır; çürüklü ve defektli dişleri restore etmek, restorasyonla diş arasında etkili bir kapanma sağlamak, kırılmalara karşı dişleri güçlendirmek, dişin anatomik formunu, görüntüsünü ve dayanıklılığını tekrar kazandırmaktır(1,7).

Dayangaç ve Jagadish(7,8)'nin çalışmalarında amalgam ve döküm inleylerin yayıflayan diş dokularını güçlendirememesi, estetik olmamaları gibi dezavantajlarının bulunması ve estetik talebin artması sonucu, posterior dişlere diş

renkli restorasyonlar yapmak, son yıllarda bir gereksinim halini almı ve yaygın olarak kullanılmaya başlandı vurgulanır. Estetik bir restorasyonun ömrü, uygulanan tedavi yöntemine, hekimin yeteneğine, seçilen dolgu maddesine, hastanın ağız hijyenine, oklüzyona ve kötü alışkanlıklara bağlı olarak değişkenlik gösterebilmektedir. Estetik restorasyon beklentisinin gün geçtikçe artmasıyla birlikte ara tırmacılar pek çok materyal ve teknik geliştirmiş ve halen geliştirmeye devam etmektedirler. Diş renginde restorasyonların estetik olduğu kadar, uzun ömürlü ve fonksiyonel olmasını da amaçlanmıştır. Yaptığımız çalışmanın sonucunda kavite dizaynının iyi yapılması, dişin mine ve dentine yakın elastik modülü materyallerin kullanılması, materyal alınmasını en aza indirmek için bireyin oklüzyonuna uygun şekilde restorasyonun yapılması beklentileri karşılayacaktır.

Çürükün tedavisinde zamanında yapılacak her dolgu hastaya zaman ve manevi kazanç sağlayacaktır. Dolgu gerektiren durumlar şöyledir: diş çürüğü, bakteriyel kaynaklı diş eti madde kaybı, algin; bakteriyel kaynaklı olmayan madde kaybı. Travma; kavga, kaza ve spor yaralanmaları sonucu özellikle ön grup dişlerde oluşan madde kayıpları. Gelişimsel bozukluklar; dişlerin gelişimi sırasında herhangi bir etkenden dolayı dişlerin yapısı bozuk olarak gelişmesi. Bu durumda dişler çürük ve diş etkenlere karşı dayanıksız yapıda olmaktadır. Diş, kırılmaya ve çürük gelişimine çok daha yatkındır(2,3).

Madde kaybına uğrayan dişin dolgu yapmak için dişin üzerinde belli esaslara uyularak kavite hazırlanır. Kavite hazırlanması veya kavite preparasyonu; dişlerde oluşan defekt ya da madde kaybının form, fonksiyon ve estetiğini yeniden sağlamak için yapılan mekanik işlemlerin tümünü kapsar. Böylece dişlerin tamamen kaplanarak düzeltilmesine gerek kalmayacaktır ve dişler kompozit ve yumuşak dokularla belirli bir uyum içerisinde fizyolojik bütünlüğünü yeniden sağlayacaktır. Çürük belirli kurallar dahilinde temizlendikten sonra hem madde kaybını telafi etmek için hem de çürükün yeniden oluşmasını engellemek için prensiplere uygun bir şekilde dolgu maddesi ile doldurulmalıdır. Çürük kavitesi ağızdaki nedenlerden dolayı doldurulur; diş üzerinde oluşan madde kaybını telafi etmek, çürükün yeniden başlamasına engel olmak, dişin eski hudutlarını sağlamak, fonksiyonel ve estetik bozuklukların önüne geçmek, çiğneme basıncını diş üzerine nakletmek, çürükün

olu ma ihtimali olan kısımlara önceden dolgu yaparak olası bir çürü ün olu masını engellemek(2,3).

Restorasyon materyali farklı boyut, ekil ve bölgelerdeki di lere uygulanır, her restorasyon materyalinin tüm vakalar için yeterli olmayacağı kesindir. Bazı durumlarda dayanıklılık ve a ınmaya (abrazyona) direnç aranan esas özellikler olurken di er vakalarda görünüm ve adeziv (di i düzeltmek için yapılan ilaveler) özellikler daha fazla önemlidir(9).

Banerjee ve ark. (30)'nın çalı malarında çürü ün uzakla tırılmasında temel prensip olarak Black tarafından önerilen koruma ve retansiyon amaçlı geni letme ilkesi ile çürük dokusuna ek olarak, restorasyonun retansiyonu amacıyla sa lam di dokusu ve koruma amacıyla di in çürü e meyilli bazı anatomik yapıları da kaviteye dahil edildi i fakat adeziv restoratif materyallerdeki geli melerle, sa lıklı di dokularının korunmasını amaçlayan minimal invaziv yakla ımlar gündeme gelmiştir. Yaptı ımız çalı mada da buna paralel olarak tabanı açılı olarak hazırladı ımız kavitenin sınıf-I kavitesine göre gelen stresleri tüm tabana yaydı ı ve böylece streslerin belli bir alanda yoğunlaşması engellendi inden di te ve restorasyonda yıkıcı bir etki olmayacağı sonucuna vardık.

Çürük bir di te, çürü ü temizleyerek di teki madde kaybını telafi etmek, çürü ün ilerlemesine ve yeniden başlamasına engel olmak, di e eski anatomik formunu kazandırmak, fonksiyon ve esteti i sa lamak, di i çin kuvvetlerine dayanıklı hale getirmek için di ler üzerinde belirli prensiplere uyarak kavite hazırlanır. Çalı mamızda sınıf-I ve tabanı açılı olarak hazırlanan sınıf-I kavite hazırlandı. Black-I kavite küçük azı ve büyük azı di lerinin okluzal yüzeylerinde bulunan fissürlerin, alt azıların bukkal, üst azıların palatinal, üst keser di lerin özellikle de üst yan keser di lerin palatinal yüzeylerinde rastlanabilen çürüklerin tedavisi için kavite hazırlanır(44).

Hazırladı ımız kavite sınırları bütün çürük kısmını içine almalı ve sa lıklı di dokusuna kadar uzanmalıdır. Kavite sınır çizgileri keskin kö eler yapmayıp, yumu ak kavisler ekinde seyretmelidir. Di in tüberkülleriyle fissurlar arasındaki kavite sınırları fissurlarla tüberkülün en üst noktası arasındaki uzaklı ın üçte bir fissur tarafına geçer. yi bir kavite preparasyonunda kavite dolgu maddesinin yerleştirilece i geni likte, aletlerin giri i için uygun geni likte prepare

edilmelidir. Kavite hazırlandıktan sonra geride kalan di dokusunun çi neme kuvvetlerine karşı dayanıklı olacak şekilde hazırlanmalıdır. Mine kenarlarının düzeltilmesi restoratif materyal ve di arasında mümkün olan en iyi kenar uyumunu temin etmek, pürüzsüz bir kenar uyumu oluşturmak, kenar bölgesinde mine ve restoratif materyalin maksimum direncini sağlamak için önemlidir(44).

Restorasyon maddeleri ağız ortamında tahrip edici etkileri altında erimeden, bozulmadan ve ağız ortamından bütünlüklerini sürdürmelidirler. Bundan dolayı dolgu maddeleri ağız ortamına alınan yiyecek ve içeceklerin geniş pH değerlerinden etkilenmemelidir. Metalik dolgular korozyona karşı dirençli olmalı ve elektrik akımını oluşturarak galvanik ağız rızaya sebep olmamalıdır(45).

Roberson ve Nayır(9,45) yaptıkları çalışmalarda özellikle vurguladıkları sonuçlardan bazıları; restorasyon maddelerinde aranılan mekanik kriterler dolgunun yapılacağı di ve yüzeye göre farklılık gösterecektir. Büyük azılarda diğin iki veya daha fazla yüzeyini içeren büyük kavitelere, abrazyona karşı dirençli, gerilmelere karşı dayanıklı bir materyal tercih edilmelidir. Restorasyon materyali direkt olarak çi neme kuvvetlerine maruz kaldığı zaman plastik deformasyona karşı direnç göstermelidir. Restorasyon maddesi ile di arasındaki kenar uyumu iyi olmalı, materyal gerilmeler altında kalarak elastik deformasyona uğramamalıdır. Bu nedenle dolgu maddelerinin yüksek elastiklik modülüne sahip özellikte olmalıdır. Materyaller fonksiyonel stres, termal stres, kırılma dayanıklılığı, sertlik, geçirgenlik ve biyouyumluluk gibi bazı mekanik, kimyasal, biyolojik, estetik ve termal kriterler açısından olumlu özelliklere sahip olmalıdır. Bu çalışmalara paralel olarak yaptığımız çalışmanın sonucunda di ve restoratif materyale gelen kuvvetlere karşı ağız inma ve deformasyonları önlemek için gelen kuvvetlerin yönünün dik veya dikey yakın olacak şekilde gelmesini temin etmek, stresi tüm tabana yaymak için kavite tabanının açılı olarak hazırlamak, materyalin yeterli dirençte olması için kullanılan materyalin elastik modülünün mine ve dentinin değerlerine yakın olarak seçilmesi gerektiğini düşünüyüyoruz.

Fogel, Bayırlı ve ark. (14,48)'nin çalışmalarında kullandıkları dolgu materyalleri; amalgam dolgu, günümüzde, birçok materyal di hekimli inde restorasyon amacıyla kullanılmaktadır. Amalgam; çi neme basınçlarına karşı dayanıklı, uygulanması kolay ve ekonomik olması gibi avantajlarının yanında estetik

olmaması, yüksek ısı geçirgenli ine sahip olması, toksik civa içermesi, korozyona ba lı olarak di te renkle melere neden olması gibi dezavantajları da vardır. Bununla birlikte; di dokusuna kimyasal adezyonunun olmaması, boyutsal de i ime u raması sonucu mikrosızıntı olu ması ve galvanik akıma neden olması amalgamın kullanım alanlarını gittikçe kısıtlamaktadır. Amalgam, yüksek basma tipi dayanıklılık, boyutsal kararlılık ve mikro sızıntı özellikleri açısından avantajlı bir materyal oldu u için, dolgu yapımında sıklıkla tercih edilmi tir.Yaptı ımız çalı manın di er çarpıcı bir sonucu da amalgam dolgunun fiber kompozitten sonra a ınmaya kar ı daha dirençli, di e daha az stres iletmesi oldu.

Son yıllarda ara tırmalar; daha önceden üretilmi dolgu maddelerinin olumlu özelliklerinin birle tirilmesi ve di e benzer özelliklere sahip yeni dolgu maddelerinin geli tirilmesi üzerinde yo unla mı tır. Kazanımlı hastalıklar, geli msel defektler ve renkle me tedavilerinde, materyalin estetik nitelikleri en az di er özellikleri kadar önemlidir. Restorasyon yapımında çi neme ve konu ma (fonasyon) kadar estetik fonksiyonda çok önemlidir(45).

Restorasyon maddeleri tüm di er di hekimli i maddelerinde oldu u gibi hastalar ve uygulayanlar için zararlı olmamalıdır. De erlendirmedeki en önemli kriterlerden biri di in canlı dokusuna olan pulpaya etkileridir. Restorasyon maddeleri direkt veya dolaylı olarak pulpada tahri e (irritasyon) sebep olmamalıdır, ayrıca sızarak irritasyon yapacak herhangi bir materyal içermemelidir. Bu materyaller fonksiyonel stres, termal stres, kırılma dayanıklılı ı, sertlik, geçirgenlik ve biyouyumluluk gibi bazı mekanik, kimyasal, biyolojik, estetik ve termal kriterler açısından olumlu özelliklere sahip olmalıdır(2,9).

Di hekimli inde, kullanılan materyallerin güçlendirilmesi yıllardan beri üzerinde çalı ılan önemli konulardan biri olmu tur. Fiberle güçlendirilmi kompozitler tanım olarak; fiziksel özelliklerinin güçlendirilmesi amacıyla yapısına fiber eklenmi rezin bazlı restorasyonlardır. Fiber katkılı materyaller; esneklik, sertlik, basınca kar ı direnç gibi mekanik özelliklerinin çok iyi olmasının yanı sıra, dü ük özgül a ırlı ı, translüsensi, korozyona u ramaması ve ba lanma özelliklerinin iyi olması nedeniyle endüstrinin birçok dalında oldu u gibi di hekimli inde de kullanılmaktadır(94).

Fiberler di hekimli inde ilk kez 1960'lı yıllarda, akrilik rezinlerin (polimetil metakrilat) mekanik özellikleri ve boyutsal stabilitesi ile ilgili sorunların giderilmesi ve metal destekli seramik fiberler, materyalin mekanik özelliklerini arttırmalarına rağmen, bazı klinik olarak istenen bazı arıyı karşılamamasından dolayı fazla kabul görmemişlerdir. Bunun nedenleri, fiber ile matriks arasındaki bazı bağlantının ve fiber miktarının yeterli olmaması ve dolayısıyla mekanik özelliklerde bir gelişme kaydedilememesi; rezin matriks içerisindeki fiber oranının hacim olarak düşük olması ve fiberin rezinle yeterli ıslatılmamasına bağlı olarak fiberle rezin arasında boşluk oluşmasıdır. Nitekim endüstriyel ürünlerde kullanılan fiberlerin oranı hacim olarak %50-70 iken, dental rezinlerdeki fiber oranının %15'den az olması, daha düşük mekanik özellikler elde edilmesine sebep olmuştur (94, 95, 96).

Di hekimli i uygulamalarında, aşınmaya karşı direnç ve yüksek mekanik özellikler elde etmek için fiber ile matriks arasındaki etkili birleşimin önemine dikkat çekilerek, fiberlerin doldurucusuz bir polimer veya kompozit rezin matriks ile kaplanması gerektiği ifade edilmiştir. Yapılan çalışmaların sonucunda 1990'lı yıllarda fiberin, rezin ile yeterince doyurulmasının (ıslatılması/ emdirilmesi) fiber ile matriks arasında etkili bir bağlantıyı sağlayabileceği bildirilmiştir (94, 95).

Fiberlerin rezinle temas görmesi (ıslatılması) iki şekilde yapılabilir; bunlardan birincisi, di hekimli veya laboratuvarında teknisyen tarafından, önceden kuru halde bulunan fiber demetlerine düşük viskoziteli rezin uygulanması ve fiberin rezin ile ıslatılmasının temin edilmesidir. Bu uygulama, uygun fiber ve rezinin seçilmesi ve el becerisi gerekmesi gibi oldukça teknik ve çok hassas bir yöntemdir. İkinci teknik ise ticari olarak hazır ve önceden doyurulmuş (ıslatılmış) fiber demetlerinden oluşur. Bu tip fiberlerde rezinin fiber yüzeyini içerisine girmesi fabrikasyon olarak elde edilmiştir(94, 95).

Yukarıdaki bilgilerin ışığında fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini etkileyen faktörlerin, fiberin yapısı ve yönü, restorasyon içindeki fiber konsantrasyonu, fiberin rezin matrikseadezyon kalitesi ve fiberin polimer matriks ile doyurulması olduğu bildirilmiştir(105, 106).

Di hekimli inde fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin birçok uygulama alanları bulunmaktadır; direkt kompozit restorasyonlar, indirekt restorasyonlar(inley,

onley, tam vener kronlar) periodontal ve travma sonrası splint uygulanması, kısa veya uzun süreli geçici köprüler, ön ve arkada sabit köprü yapımında, protezlerin güçlendirilmesi ve tamiri i leminde, yer tutucu, peki tirme apareyi olarak, endodontik post olarak, sabit ortodontik retainer hazırlanmasında kullanılabilirler(94, 95, 105).

Kullanılan malzeme sayısını kısıtlamadan karma ık bir yapıda olu acak gerilimleri bir arada ancak sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile elde edebiliriz. Bu yöntemin geometrik olsun veya olmasın her türlü cisme veya komplike yapılara kolayca uygulanabilece i belirtilmi tir. Di hekimli i ve mühendisli in bir kesimi olan biyomekanik uygulamalarda da son zamanlarda sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak birçok çalı ma yapılmı tir. Bu yöntem sayesinde komplike yapıya sahip olan di kolaylıkla incelenebilmekte, di için farklı durumlar (restoratif, endodontik veya protetik) bilgisayar ortamında de erlendirilerek ideal durumlar tespit edilebilir (126,167).

Magne ve ark. (168)yaptıkları çalı malarda a ızda kullanılacak restoratif materyallerin seçiminde elastik modülüs de erlerinin mümkün oldu unca mine ve dentinin elastik modülüs de erlerine yakın olması kırılma dayanımı ile elastik modülüs de erleri arasında do ru orantılı oldu unu yaptı ımız çalı ma ile paralellik göstermektedir.

Stres iletim mekanizmaları ve materyaller farklı olsa da sonuçta fizyolojik limitler içinde olmalı, a ırı stres birikimleri elimine edilmelidir. Bu nedenle materyallerde veya destek yapıda ortaya çıkacak streslerin analiz edilmesi gereklidir. Biyolojik malzemelerde (kas, kemik, di , vücut sıvıları gibi) stres analizi yapmak, tedavive protez malzemelerinde analiz yapmaktan daha zordur. Bu yüzden de i ik stres analiz yöntemleri geli tirilmi tir. Stres analizlerindeki esas amaç, modelin gerçek organ, doku ve restoratif malzemeye mümkün oldu unca benzemesi ve fonksiyonel uygulamanın da gerçekte organizmada etkili olan kuvvetlerin iddet, yön ve tip olarak taklit edebilmesine neden olmaktır(126,169).

Sonlu elemanlar yönteminde kullanılacak matematiksel modellerde, gerçek cismin tamamının mı yoksa sadece çalı lıacak bölgenin mi modellenmesi gereklili i net olarak açıklanmamı tir. Bu konu ile ilgili Meijer ve ark.'ın (1993) yaptı ı

çalı mada, alt çenenin tamamının kullanıldı ı ve sadece mental foramenler arası bölgenin kullanıldı ı üç boyutlu modeller ile sadece mental foramenler arası bölgenin kullanıldı ı iki boyutlu modellerden olu an, 3 farklı matematiksel model kullanılmı tır. Yapılan stres analizi sonrasında mental foramenler arası bölgenin kullanıldı ı üç boyutlu modelin yeterli oldu unu ve benzer çalı malarda alt çenenin tamamının modellenmesi yerine çalı ilacak olan bölgenin modellenmesinin daha az zaman alıcı ve daha kolay olması nedeniyle yeterli olaca ını rapor etmi lerdir(170-173).

Teixeire ve ark, (1998) yaptıkları çalı mada, çe itli mesio-distal boyutlarda ve de i ik eleman sayısına sahip üç boyutlu on farklı alt çene modelini stres da ılımı bakımından kar ıla tırımı ve daha az eleman sayısına sahip, daha basit ve küçük bir modelin stres da ılımı açısından olumsuz yönde etkilenmeden rahatlıkla kullanılabilece ini belirtmi lerdir. Bu sebeplerden dolayı çalı mamızda, istenilen bölgenin gerçek anatomik yapısını elde edebilmek için mine,dentin ve dolgudan olu an katı model olu turuldu(126, 174).

Sonuçların do ruluk derecesi modelin do ruluk derecesi ile do ru orantılıdır. Modelin canlı dokuya benzerli i oranında do ru sonuçlar elde etmek mümkün olur. Günümüzde birçok stres analiz metodu kullanılmaktadır. Ancak bilgisayar teknolojisindeki geli meler, tasarım ve analiz konusunda gerçe e yakın olma özellikleri ile sonlu eleman stres analizi yöntemini ön plana çıkmı tır. Kompleks geometrilerin modellenmesinde, ısı ve yük varsayımlarının farklı ko ullara göre modifiye edilebilmesinde sonlu eleman stres analizi yönteminin yeterlili ini ortaya koymu larıdır. Sonlu eleman stres analizi yönteminde yükleme yönü ve miktarı ideal ekilde uygulanabilmektedir. Buna ilaveten olu an stres tip ve lokalizasyonu yalnızca sonlu eleman stres analizi yönteminde net olarak izlenebilir(126,169,172,175).

Sonlu elemanlar yöntemi, di hekimli inde yapılan çalı malara yeni bir boyut getirerek di hekimli inin kar ıla tı ı pek çok soruna çözüm getirmi bir yaklaşımdır. Bunun birlikte günümüze kadar di er ba ka yöntemlerle elde edilen sonuçların do rulu unu sınamak ve konu hakkında daha sa hlıklı bilgi edinmek amacıyla da kullanılmaktadır. Di lerin mukavemetlerini vermekte, di sa lamlı ı açısından önemli faktörler olan iç çatlamalar ve kırık ilerlemelerine sebep olan

kuvvetler bilinmektedir. Buna ilaveten, fotoelastisite ve birim uzama ölçümleri uygulanarak yapılan mukavemet deneyleri ile elde edilen sonuçlar karşılaştırıldığında sonlu elemanlar yönteminin çok daha hassas bilgileri karımıza çıkmaktadır. Sonlu elemanlar yönteminin bu tip sorunlara kolaylıkla cevap verecek bir yaklaşım olduğu görülmektedir. Bunun için bu çalışmada sonlu eleman stres analizi yöntemi tercih edilmiştir. Materyal özellikleri yapı içindeki stres dağılımını önemli ölçüde etkiler. Literatürdeki mevcut çalışmaların çoğunda materyaller homojen, lineer olarak kabul edilmiş ve materyal davranışları Young modülleri (elastisite modülüsü) ve Poisson oranları ile belirtilmiştir. Ağızda kullanılacak restoratif materyallerin seçiminde elastik modülüs deneylerinin mümkün olduğunca mine ve dentinin elastik modülüs deneylerine yakın olması istenilen bir özelliktir. Kırılma dayanımı ile elastik modülüs deneyleri arasında doğrudan orantılı bir ilişki vardır. Çalışmamızda kullanılan materyaller de homojen ve izotrop kabul edilmiştir, yani her düzlemde materyal özellikleri aynıdır. Gerçekte ise doğada bulunan hiçbir materyal % 100 homojen ve izotrop değildir(126,147,175).

Doğal olarak organik maddelerle canlı sistem içinde homojen ve izotrop olması beklenemez. Aynı cinsten iki organizmaya ait her dokunun içyapısı ve izotropi özelliği dahi belli sınırlar içerisinde sayılamayacak kadar çok etkenle sürekli değişebilmektedir. Bu durumda materyal deneylerini ortalama deney olarak homojen ve izotrop varsaymak çok geniş bir popülasyon için vardığımız deney sonuçlarının gerçeğe yaklaşımlarını engellemeyecektir. Bütün stres analiz tekniklerinde elde edilen sonuçların gerçek deneylere sadece bir yaklaşım olduğu unutulmamalıdır. Çalışmamızda sınır koşulu olarak mandibulanın tabanındaki noktaların hareketi engellenmiştir. Bu çalışmamızda diğeri elastik, homojen ve izotropik bir bütün olarak kabul edildi. Diğeri çene kemiğine gömülü olduğu diğeri bölgesini düzlemsel bir taban kısmı olarak düşünülerek, bu düzlemde bulunan bütün düğüm noktalarının serbestlik dereceleri ve yer değiştirmeleri sıfır alınarak sınır artı oluşturuldu. Bu çalışmada, diğeri-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, eksenel gerilimlerin bağımlı olarak tanımlanmakta olup, üç asal stres deneyi

hesaplanarak kullanılır. Von Misses stresi, materyal üzerinde oluşan stres da ılımları ve yoğunlukları hakkında bilgi edinmek amacıyla de kullanılabilir(147).

Çi neme kuvvetleri dişler, periodontal ligamentler ve kemik tarafından da absorbe edilir. Bununla birlikte mühendislik harikası olarak dişler hem statik kuvvetlere hem de dinamik kuvvetlerini absorbe edebilir. Dentin mineye oranla çi neme kuvvetlerine (dinamik kuvvetlere) karşı daha dayanıklı ve daha iyi absorbe edebilir. Mine yüksek elastisite modülüne sahip, gerilim direnci düşük bir maddedir ve bu nedenle daha kırılmandır. Genel olarak mine dentin tarafından desteklenmediğinden sağlam durur ancak bazen normal oklüzyon altında da kırılabilir. Normalde sıkı temas kuvvetleri mine aracılığı ile dentine aktarılır. Böylece eksternal yükler dişindeki kuvvetler diş yapısına (dişin iç hacmine) dağıtılarak lokal gerilmelerin düşürülmesi sağlanır. Çi neme kuvvetleri geldiğinde sağlam dentin bir miktar esneyerek kuvvetleri (gerilmeleri) aktarmada esneklik gösterir ve tekrar eski haline döner(176).

Klinik kök ile klinik kron arasındaki bölge muazzam bir kuvvet karşılar. Bu basınç kontak ve nonkontak arasındaki sıkı temas oluşturur. Yettram ve ark. bu konuda bu kuvvetlerin önce köklere sonrada kemiğe iletilindiğini göstermiştir. Aynı grubun başka bir çalışmasında da minenin dentinden daha sert olması nedeniyle dentin tarafından bu basıncın büyük kısmının absorbe edildiği rapor edilmiştir. Ayrıca minenin hem servikal bölgede hem de tepe noktalarında streslerin dentine lokal olarak aynı şekilde iletilindiği gösterilmiştir(177).

Lqbal ve ark. (166) mandibular 1. molar dişlere sınıf 1 kavite açılarak amalgam ve kompozit restorasyonlara dişin uzun aksına paralel (0°), 30° ve 60° derecelik açılarla uygulanan kuvvetlere karşı oluşan stresler incelenmiştir ve bizim yaptığımız çalışmamız ile paralel elde edilen sonuçlar; elastik modülü daha yüksek olan amalgam dolguda minimal stresler oluşmuştur, kuvvet açısı arttıkça streslerin de gittikçe arttığı, elastik modülü düşük olan kompozit restorasyonlarda daha fazla gerilmelerin olduğu tespit edilmiştir.

Yapılan analizlerde bütün gruplar için Von Mises streslerinin maksimum ve minimum değerleri ayrı ayrı hesaplandı. Özellikle restorasyonlarda oluşan maksimum değerler incelendiğinde farklı sonuçlar ortaya çıktı.

Fiber kompozit grubunda minede maksimum değerler incelendiğinde en başarılı sonucun tabanı açılı kavitenin 90° grubunda olduğu, dentinde maksimum değerler incelendiğinde en başarılı sonucun 90°nin tek başına uygulandığı grupta olduğu ve restorasyonda maksimum değerlere bakıldığında en başarılı sonucun tabanı açılı kavitenin 90° grubunda olduğu gözlemlendi. Fiber kompozit grubu için maksimum kuvvetin minede yoğunlaştığı dentin üzerinde ise azaldığı gözlemlendi.

Amalgam için minede maksimum değerlere bakıldığında en başarılı sonuçların 90° ve tabanı açılı kavitenin 90° gruplarında olduğu, dentinde maksimum değerlere bakıldığında en başarılı sonucun 90°nin tek başına uygulandığı grupta olduğu ve restorasyonda maksimum değerlere bakıldığında en başarılı sonucun tabanı açılı kavitenin 90° grubunda olduğu gözlemlendi. Amalgam grubu için maksimum kuvvetin minede yoğunlaştığı dentin üzerinde ise en az olduğu gözlemlendi.

Filtek grubunda minede maksimum değerler incelendiğinde en başarılı sonucun tabanı açılı kavitenin 90° grubunda olduğu, dentinde maksimum değerler incelendiğinde en başarılı sonucun 90°nin tek başına uygulandığı grupta olduğu ve restorasyonda maksimum değerlere bakıldığında en başarılı sonucun 90° tek başına uygulandığı grupta olduğu gözlemlendi. Filtek grubu için maksimum kuvvetin minede yoğunlaştığı dentin üzerinde ise azaldığı gözlemlendi.

Charisma için minede maksimum değerlere bakıldığında en başarılı sonuçların tabanı açılı kavitenin 90° grubunda olduğu, dentinde maksimum değerlere bakıldığında en başarılı sonucun 90°nin tek başına uygulandığı grupta olduğu ve restorasyonda maksimum değerlere bakıldığında en başarılı sonucun tabanı açılı kavitenin 90° grubunda olduğu gözlemlendi. Charisma grubu için maksimum kuvvetin minede yoğunlaştığı dentin üzerinde ise en az olduğu gözlemlendi.

Herculite grubunda minede maksimum değerler incelendiğinde en başarılı sonucun tabanı açılı kavitenin 90° grubunda olduğu, dentinde maksimum değerler incelendiğinde en başarılı sonucun 90°nin tek başına uygulandığı grupta olduğu ve

restorasyonda maksimum de erlere bakıldı ında en ba arılı sonucun tabanı açılı kavitenin 90° grubunda oldu u gözlendi. Herculite grubu için maksimum kuvvetin minede yo unla tı ı dentin üzerinde ise azaldı ı gözlendi.

Bütün gruplar incelendi inde olu an maksimum kuvvetlerin minede, minimum kuvvetlerin ise dentinde yo unla tı ı gözlendi. Genel olarak 45° ile gelen kuvvetlerin olu turdukları stres 90° ile olu anların yakla ık 3 katı kadar oldu u tespit edildi. Restorasyonlar içinde en ba arılı grubun Fiber kompozit grubu oldu u tespit edildi. En ba arısız grubun ise Herculite grubu oldu u gözlendi.

Sonuçlar ve Öneriler

Yaptığımız di -dolgu modelinde di in sert dokuların (mine, dentin) mekanik özelliklerinin sabit kaldığı, dolgu özelliklerinin de i tirildi i çalı mada be farklı dolgu materyali kullanılarak yaptığımız deneylerde olu turulan modellerin yük altındaki gerilme dağılımını incelendi.

Bu çalı manın sınırları dahilinde elde edilen sonuçlara göre;

- Gelen kuvvetleri içinde homojen dağıttığı ve di in dentin ve mine tabakalarına en az stres iletimi yaptı ı için kullandığımız materyaller içinde en ideali fiber ile güçlendirilmiş kompozit oldu.
- Civa salınımı dejavantajına karşı ılık stres dağılımı ve iletimi açısından fiber kompozitten sonra en iyi sonuçlar amalgam dolguda elde edildi.
- Di e 45°lik açıyla gelen kuvvetler 90°lik açıyla gelen kuvvete göre di te yaklaşık 3 kat daha fazla gerilmeye neden oldu.
- Tabanı yuvarlatılmış kavite sınıflı kavitelere göre daha az stres birikmesi ve gelen stresler kavite tabanına daha fazla yayılmıştır.
- En fazla stres birikmesine ve en fazla stresi di e ileten materyal herculite kompozit oldu.
- Elastik modülü yüksek olan materyaller elastik modülü düşük olan materyallere göre daha fazla kuvvet iletimi yaparlar. Ayrıca elastik modülü yüksek olan materyaller elastik modülü düşük olan materyallere göre daha mukavemettirler.
- Elastik modülü düşük olan materyallerde gerilmeler materyalin yüzeyinde olur ve malzemenin diğer bölgelerine tam olarak yayılmadığı için yüzeyde oluşan gerilmeler materyalin daha çabuk deformasyona ve aşınmaya sebep olur. Elastik modülü yüksek olan materyallerde ise kuvvet iletimi daha iyi ve homojen dağıldığı için materyalde deformasyon ve aşınmalar daha az olur.
- Yaptığımız bir dizi analiz ve çalı malar sonucunda elastik modülü yüksek olan materyallerin gelen stresleri hem kendi içinde homojen dağıtırken hem de di e homojen ve az iletmedi inden yapılan dolgularda en az aşınma olurken

di e de en az stres ilettili i için di te kırılma, çatlama ihtimali azalır. Di e gelen kuvvetlerin yönü 90° den 45° ye do ru de i tikçe di ve dolguda daha fazla gerilmeye sebep oldu u için anormal oklüzyona sahip bireylerde elastik modülü yüksek dolgu seçilmelidir. Sınıf-I kavitesine göre tabanı yuvarlatılmış kavitesi gelen stresleri tabana daha fazla yaydı ı için yapacağımız restorasyonlarda bu kavite modeli tercih edilmelidir.

Kaynaklar

1. El-Mowafy, O., Management of extensive carious lesions in permanent molars of a child with nonmetallic bonded restorations- a case report, J. Can. Dent. Assoc., 66(6), 302-307, 2000.
2. O'Brien, J.W., 2002. Dental Materials and Their Selection, Quintessence Publishing Co, Inc. 1-120.
3. Al-Jazairy, Y.H., Louka, A.N., Effect of bonded amalgam restorations on microleakage, Oper. Dent., 24(4), 203-209, 1999.
4. Helvatjoglou-Antoniades, M., Theodoridou-Pahini, S., Papadogiannis, Y., Karezis, A., Microleakage of bonded amalgam restorations: effect of thermal cycling, Oper. Dent., 25(4), 316-323, 2000.
5. Overton, J.D., Summit, J.B., Osborne, J.W., Amalgam Restorations, "Fundamentals of Operative Dentistry, A Contemporary Approach" (Ed. J.B. Summit, J.W. Robbins, T.J. Hilton, R.S. Schwartz)'da, Quintessence Publishing Co., Inc., Illionis, s. 340-393, 2006.
6. Görücü, J., Alpaslan, G., Amalgam ve iki farklı teknik kullanılarak uygulanan kompozit restorasyonların posterior dislerin kırılma dayanıklılığı üzerine etkileri, stanbul Üniv. Di hek. Fak. Derg., 29(2), 121-126, 1995.
7. Jagadish, S., Yogesh, B.G., Fracture resistance of teeth with Class 2 silver amalgam, posterior composite, and glass cermet restorations, Oper. Dent., 15(2), 42-47, 1990.
8. Dayangaç, B., Kompozit Rezinler, "Kompozit Rezin Restorasyonlar"da, Günes Kitabevi Ltd., Sti., Ankara, s. 1-20, 2000.
9. Nayır, E.,1999. Di hekimli i Maddeler Bilgisi. Di hekimli i fak.Yayın No:4019, 120-150.
10. Marsh P, Martin MV. Oral Microbiology. Fourth Edition, MPG Books Ltd, Great Britain,2000.
11. Newbrun E. Cariology. Quintessence Publishing Co, Inc, USA,1989.
12. Samaranayake LP. Essential Microbiology for Dentistry. Second Edition, Elsevier, China,2002.
13. Ata P. Konservatif Di Tedavisi. Yenilik Basımevi, stanbul,1971.

14. Bayırlı G, irin . Restoratif Tedavi. Ta matbaası, stanbul,1985.
15. 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.
16. Kaya S, Tükürük bezi hastalıkları, Günes Tıp Kitabevi, Ankara, 1997.
17. Humphrey SP, Williamson RT. A review of saliva: Normal composition, flow, and function, J Prosthet Dent. 2001;85:162-169.
18. Brannstrom M. The cause of post restorative sensitivity and it's prevention. J Endod 1986, 12:475-481.
19. Cengiz AT. Tıp ve Di hekimli inde Genel ve Özel Mikrobiyoloji. Güne Kitapevi, Ankara, 2004.
20. Mundorff SA, Eisenberg AD, Leverett DH. Correlation between numbers of microflora in plaque an saliva. Caries Res.1990; 24: 312-317.
21. Koray F. (1981). Di Çürükleri. Dünya Tıp Kitapevi, stanbul.
22. de Soet JJ, de Graaff J. Microbiology of Carious Lesions. Dental Update,1998; 25: 319-324.
23. Çakır YF, Gürkan S, Attar N. Çürük Mikrobiyolojisi. Hacettepe Di Hek. Fak. Derg. 2010; 34(3-4):78-91
24. Ergani O, Öztürk A. Oral Mikrobiyoloji & mmünoloji. Nobel Tıp Kitabevleri, 2003.
25. Zero DT. Dental caries process. Dental Clinic of North America 1999;43(4):635-664.
26. Cengiz T. Endodonti. 4. Baskı. Barı Yayınları, Ankara, 1996. p. 43-56.
27. Kidd E, Fejerskov O. Dental Caries. Oxford, Blackwell Munksgaard, 2003; p. 75-83.
28. Mount GJ. Defining, classifying and placing incipient caries lesions in perspective. Dent Clin North Am 2005; 49(4): 701-723.
29. Whiley RA, Beighton D. Current classification of the oral streptococci. Oral Microbiol. Immunol. 1998; 13:195-216.
30. 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.

31. Albrektsson TO, Bratthall D, Glantz PJ et al. Tissue Preservation in Caries Treatment. Quintessence Publishing Co. Inc, Germany. 2001;p:153- 166.
32. 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.
33. Alaçam T. Endodonti. Nobel Kitabevi , Ankara ,2011.
34. Hürmüzlü F, Dayangaç B, Carıdex sistemi ile çürük temizleme yönteminin mekanik yöntemle karşılaştırılması, Cumhuriyet Üniversitesi Dishekimli i Fakültesi Dergisi 1998;1:1.
35. 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.
36. 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.
37. Goldstein RE, Parkins FM. Air-abrasive Technology: Its New Role in Restorative Dentistry. JADA 1994 ;125 May: 551-557.
38. Boyde A. Air Polishing Effects on Enamel, Dentin and Cement and Bone. Br. Dent. J. 1984; 156:287-291
39. Kotb RM, Abdella AA, El Kateb MA, Ahmed AM. Clinical evaluation of Papacarie in primary teeth. J Clin Pediatr Dent 2009;34:117-123.
40. Peric T, Markovic D, Petrovic B. Clinical evaluation of a chemomechanical method for caries removal in children and adolescents. Acta Odontol Scand 2009;67:277-283.
41. 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.
42. Samaranayake LP. Caries removal techniques and instrumentation: a review. Clin Oral Invest. 1998; 2:148-154
43. Moritz A. Cavity Preparation. In: Oral Laser Application. Ed. Moritz A. Quintessenz, Berlin 2006, p: 75-1.

44. Gür G, Ankara Üniversitesi Di Hastalıkları ve Tedavisi Dersi 2.Sınıf Ders Notu,2010
45. Roberson, T.M., Heymann, O.H., Swift, E.J., 2002. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry Fourth Edition. Mosby Co. St. Luis.
46. Dayangaç, G.B., 2000. Kopozit Rezin Restorasyon. Güne Kitapevi ltd. ti. Ankara
47. Ersöz, E., 2002. Cam yonmer Simanların Sınıflandırılması. T.D.B.D. 71, 52-54 Fakültesi Yayınları, .Ü.Yayın No: 3347, Ta Matbaası. stanbul.
48. Fogel, H.M., 1995. Microleakage of Post Used to Restore Endodontically Treated Teeth. J. Endod., 21, 376-379.
49. Dietschi, D., Spreafico, R., Historical Perspective, "Adhesive Metal- Free Restorations, Current Concepts for the Esthetic Treatment of Posterior Teeth", (Ed. D. Dietschi, R. Spreafico)'da, Quintessence Publishing Co., Inc., Landshut, s. 27-33, 1997.
50. Buonocore, M.G., A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces, J. Dent. Res., 34(6), 849- 853, 1955.
51. Charbeneau, G.T., Principles and Practice of Operative Dentistry. III. Baskı, Lea and Febiger, Philadelphia, 268-314, 1988.
52. Dayangaç, B., Kompozit Rezinler, "Kompozit Rezin Restorasyonlar"da, Güne Kitapevi Ltd., ti., Ankara, s. 1-20, 2000.
53. Murchison, D.F., Roeters, J., Vargas, M.A., Chan, D.C.N., Direct Anterior Restorations, "Fundamentals of Operative Dentistry, A Contemporary Approach" (Ed. J.B. Summit, J.W. Robbins, T.J. Hilton, R.S. Schwartz)'da, Quintessence Publishing Co., Inc., Illionis, s. 261- 288, 2006.
54. Hornbrook, D.S., Crispin, B.J., Indirect and direct composite restorations, "Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals", (Ed. B.J. Crispin)'da, Quintessence Publishing Co.,Ltd., Tokyo, s. 137-154, 1994.
55. Roberson, T.M., Heymann, H.O., Ritter, A.,V., Introduction To Composite Restorations, "Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry", (Ed. T.M. Roberson, H.O. Heymann, E.J. Swift)'de IV. baskı, Mosby Inc., Missouri, s. 471-500, 2002.

56. Hewlett, E.R., Jo, Y.H., Hobo, S., Restorative esthetic procedures: Direct composite and glass ionomer, "Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals", (Ed. B.J. Crispin)'da, Quintessence Publishing Co., Ltd., Tokyo, s. 105-136, 1994.
57. Crispin, B.J., Indirect composite restorations: alternative or replacement for ceramic?, *Compend. Contin. Educ. Dent.*, 23(7), 611- 614, 2002.
58. Asmussen, E., Factors affecting the quantity of remaining double bonds in restorative resin polymers, *Scand. J. Dent. Res.*, 90(6), 490- 496, 1982.
59. Agosta, J.A., Swartz, M.L., Lund, M.R., Margin quality and microleakage of indirect Class II composite inlays (abstract 92), *J. Dent. Res.*, 72, 115, 1993.
60. Krejci, I., Lutz, F., Gautschi, L., Wear and marginal adaptation of composite resin inlays, *J. Prosthet. Dent.*, 72(3), 233-244, 1994.
61. Dietschi, D., Magne, P., Holz, J., Recent trends in esthetic restorations for posterior teeth, *Quintessence Int.*, 25(10), 659-677, 1994.
62. Eick, J.D., Welch, F.H., Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity, *Quintessence Int.*, 17(2), 103-111, 1986.
63. Wendt, S.L., Jr., Leinfelder, K.F., The clinical evaluation of heattreated composite resin inlays, *J. Am. Dent. Assoc.*, 120(2), 177-181, 1990.
64. Dickerson, W.G., Indirect resin restoration- A proper technique to ensure success, *Compend. Contin. Educ. Dent.*, 14(2), 216-221. 1993.
65. Morin, D., DeLong, R., Douglas, W.H., Cusp reinforcement by the acidetch technique, *J. Dent. Res.*, 63(8), 1075-1078, 1984.
66. Lopes, L.M., Leitao, J.G., Douglas, W.H., Effect of a new resin inlay/onlay restorative material on cuspal reinforcement, *Quintessence Int.*, 22(8), 641-645, 1991.
67. Nash, R.W., Rosenthal, L., Laboratory processed composite resin for posterior esthetic, *Compend. Contin. Educ. Dent.*, 19(1), 10-14, 1998.
68. Dietschi, D., Spreafico, R., Classification of techniques and restorative strategies, "Adhesive Metal-Free Restorations, Current Concepts for the Esthetic Treatment of Posterior Teeth", (Ed. D. Dietschi, R. Spreafico)'da, Quintessence Publishing Co., Inc., Landshut, s. 61-77, 1997.

- 69.** Burke, E.J., Qualtrough, A.J., Aesthetic inlays: composite or ceramic? *Br. Dent. J.*, 176(2), 53-60, 1994.
- 70.** Görücü, J., Fracture resistance of class II preformed ceramic insert and direct composite resin restorations, *J. Dent.*, 31(1), 83-88, 2003.
- 71.** Roulet, J.F., Spreafico, R., Esthetic posterior indirect restorations, “Advances in Operative Dentistry, Contemporary Clinical Practice, Quintessence Publishing Co., Inc., Illinois, s.165-190, 2001.
- 72.** Garber, D.A., Goldstein, R.E., Cast-ceramic systems and other alternatives, “Porcelain & Composite Inlay & Onlays, Esthetic Posterior Restorations”, Quintessence Publishing Co., Inc., Chicago, 104, 1994.
- 73.** Schmidseder, J., Söderholm, K.J., Composite Inlays, “Color Atlas of Dental Medicine, Aesthetic Dentistry”, (Ed. K.H. Rateitschak, H.F. Wolf)’da, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, s. 149-162, 2000.
- 74.** Anusavice, K.J., Degradability of dental ceramics, *Adv. Dent. Res.*, 6, 82-89, 1992.
- 75.** Banks, R.G., Conservative posterior ceramic restorations: a literature review, *J. Prosthet. Dent.*, 63(6), 619-626, 1990.
- 76.** Krejci, I., Lutz, F., Reimer, M., Marginal adaptation and fit of adhesive ceramic inlays, *J. Dent.*, 21(1), 39-46, 1993.
- 77.** Kingery, W.D., Bowen, H.K., Uhimann, D.R., Introduction to Ceramics (II.Baskı), New York, John Wiley and Sons, s. 1-19, 1976.
- 78.** Frieman, S., ASM Engineering Materials Handbook Vol 4: Ceramics and Glasses, Philadelphia, ASM International, s. 20-40, 1991.
- 79.** Giordano, R.A., Dental ceramic restorative systems, *Compend. Contin. Educ. Dent.*, 17(8), 779-786, 1996.
- 80.** Claus, H., Structural bases of dental porcelain, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany, 1980.
- 81.** Claus, H., Hi-Ceram methods. Metal-free crowns on a ceramic framework, *Dent. Labor.*, 35(4), 479-482, 1987.
- 82.** McCormick, J.T., Rowland, W., Shillinburg, H.T., Duncanson, M.G.Jr., Effect of luting media on the compressive strengths of two types of all ceramic crown, *Quintessence Int.*, 24(6), 405-408, 1993.

- 83.** McLean, J.W., The science and art of dental ceramics, Quintessence Publishing Co., Chicago, 1979.
- 84.** Schmidseder, J., Schmidseder, A., Ceramic inlays, "Color Atlas of Dental Medicine, Aesthetic Dentistry", (Ed. K.H. Rateitschak, H.F. Wolf)'da, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, s. 193-204, 2000.
- 85.** Dietschi D., Spreafico R., Restorative materials, "Adhesive Metal-Free Restorations, Current Concepts for the Esthetic Treatment of Posterior Teeth", (Ed. D. Dietschi, R. Spreafico)'da, Quintessence Publishing Co., Inc, Landshut, s. 139-167, 1997.
- 86.** Crispin, B.J., Jo, Y.H, Hobo, S., Esthetic ceramic restorative materials and techniques, "Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals", (Ed. B.J. Crispin)'da, Quintessence Publishing Co., Ltd., Tokyo, s. 155-303, 1994.
- 87.** Schmidseder, J., Schmidseder, A., Ceramic inlays, "Color Atlas of Dental Medicine, Aesthetic Dentistry", (Ed. K.H. Rateitschak, H.F. Wolf)'da, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, s. 193-204, 2000.
- 88.** Robbins, J.W., Fasbinder, D.J., Esthetic inlays and onlays, "Fundamentals of Operative Dentistry, A Contemporary Approach" (Ed. J.B. Summit, J.W. Robbins, T.J. Hilton, R.S. Schwartz)'da, Quintessence Publishing Co., Inc., Illionis, s. 514-537, 2006.
- 89.** Swift, E.J., Sturdevant, J.R., Ritter, A., Classes I and II indirect toothcolored restorations, "Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry", (Ed. T.M. Robenson, H.O. Heymann, E.J. Swift)'da, IV. baskı, Mosby Inc., Missouri, s. 569-590, 2002.
- 90.** Dietschi, D., Spreafico, R., ToothPreparation, "Adhesive Metal-Free Restorations, Current Concepts for the Esthetic Treatment of Posterior Teeth", (Ed. D. Dietschi, R. Spreafico)'da, Quintessence Publishing Co., Inc., Landshut, s. 79-99, 1997.
- 91.** Shillingburg, H.T., Hobo, S., Whitsett, L.D., Fundamentals of Fixed Prosthodontics III.Baskı, Quintessence Books, s. 175, 1997.
- 92.** Jensen, M.E., Redford, D.A., Williams, B.T., Gardner, F., Posterior etched-porcelain restorations: an in vitro study, *Compend. Contin. Educ. Dent.*, 8(8), 615-622, 1987.

- 93.** Burke, F.J.T., Wilson, N.H.F., Watts, D.C., Fracture resistance of teeth restored with indirect composites, *J. Dent. Res.*(special issue), 634, 1992.
- 94.** Freilich MA, Karmaker AC, Burstone CJ Goldberk AJ. Development and clinical applications of a light-polymerized fiber- reinforced composite *J Prosthet Dent* 1998;80:311-312
- 95.** Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Goldberg AJ. Fiber-Reinforced Composites in clinical dentistry. Quintessence Publishing Co., 2000, 9-22.
- 96.** Behr M, Rosentritt M, Mandel, G. Fiber reinforced composite crowns and FPDs: a clinical report. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 239-243.
- 97.** Brown D. Fibre-reinforced materials. *Dent Update* 2000; 27: 442-448.
- 98.** Levent H, Karaa açlıo lu L. Protez kaide rezinleri-nin güçlendirilmesi. *Gazi Üniv Di hek Fak Derg* 2004; 21: 135-142.
- 99.** Jagger DC, Harrison A, Jandt KD. The reinforcement of dentures. *J Oral Rehabilitation* 1999; 26: 185-194.
- 100.** De Boer J, Vermilyea SG, Brady RE. The effect of carbon fiber orientation on the fatigue resistance and bonding properties of two denture resins. *J Prosthet Dent* 1984;51:119-121.
- 100.** Mullarky RH. Aramid fiber reinforcement of acrylic appliances. *J Clin Orthod* 1985; 19: 655-658.
- 101.** Saygılı G, Sahmal SM, Demirel F. The effect of placement of glass fibers and aramid fibers on the fracture resistance of provisional restorative materials. *Oper Dent* 2003; 28: 80-85.
- 102.** Berrong JM, Weed RM, Young JM. Fracture resistance of Kevlar-reinforced poly(methyl-methacrylate): a preliminary study. *Int J Prosthodont* 1990; 3: 391-395.
- 103.** Braden M, Davy M, Pakers S, Ladizesky H, Ward M. Denture base poly (methyl methacrylate) reinforced with ultra high modulus polyethylene fibres. *Br Dent J* 1988;164;109-113
- 104.** Ribbond Bondable Reinforcement Ribbon , Ribbond" Seattle, WA.
- 105.** Butterworth C, Ellakwa AE, Shortall A. Fibre-reinforced composites in restorative dentistry. *Dent Update* 2003; 30: 300-308.

- 106.** Garoushi SK, Lassila LVJ, Vallittu PK, short fiber reinforced composite: the effect of fiber length and volume fraction. *J Contemporary Dental Practice* 2006; 7: 1-9.
- 107.** Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Goldberg AJ. *Fiber-Reinforced Composites in clinical dentistry*. Quintessence Publishing Co., 2000, 9-22.
- 108.** Tosun T. Zirkonyum Nedir? Zirkonyum oksit seramikleri ve di hekimli inde kullanım alanları. *Tavsiye Ediyorum.com*.2007.
- 109.** Hemler JD, Driskell TD. Research on bioceramics, Symposium on Use of Ceramics as Surgical Implants, Clemson University, South Carolina, USA, 1969. In: Paolo FM, Pierfrancesco RI, Luca R. An overview of zirconia ceramics; 'Basic properties and clinical applications', *Journal of Dentistry* 2007;35:819-26.
- 110.** Paolo FM, Pierfrancesco RI, Luca R. An overview of zirconia ceramics; 'Basic properties and clinical applications'. *Journal of Dentistry* 2007;35:819-26.
- 111.** Silva VV, Lameiras FS, Lobato ZI. Biological reactivity of zirconia-hydroxyapatite composites. *Journal of Biomedical Materials Research* 2002; 63:583-90.
- 112.** Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials* 1999;20:371-6.
- 113.** Warashina H, Sakano S, Kitamura S, Yamauchi KI, Yamaguchi J, Ishiguro N. Biological reaction to alumina, zirconia, titanium and polyethylene particles implanted onto murine calvaria. *Biomaterials* 2003; 24:3655-61.
- 114.** Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2007;98:389-404. SÜ Di hek Fak Derg, 2009 Arslan Malkoç, Sevimay
- 115.** Yavuzyılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E Tam porselen sistemleri II, G Ü Di hek Fak Derg 2005; 22: 49 -60.
- 116.** Sarıda S. nley destekli sabit parsiyel protezlerin kırılma dayanımlarının incelenmesi, Doktora Tezi, S.Ü. Sa lık Bilimleri Enstitüsü, 2007, Konya, Türkiye.
- 117.** Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial: Review. *Biomaterials* 1999;20:125.

- 118.** Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont* 2000;13:131-
- 119.** Raigrodski AJ. Contemporary materials and Technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004;92:557-62.
- 120.** Blatz MB. Long term clinical success of all ceramic posterior restorations. *Quintessence Int* 2002;33: 415-26.
- 121.** Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate, alumina, and zirconia based threeunit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001;14: 231-8.
- 122.** Bilgin M Selim. Post kor sistemlerinin fraktür analizi ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile de erlendirilmesi, Selçuk Üniversitesi Di Hekimliği Fakültesi, Doktora Tezi, Konya-2008.
- 123.** Çalıklı lu S (1992) Bölümlü Protezler, 2. Baskı, İstanbul Ü Basımevi, İstanbul.
- 124.** Ulusoy M, Aydın K(1998) Bölümlü protezler, Ankara Ü Di Hek Yayınları.
- 125.** Korkmaz T (1995) Di De i ik Gövde Tasarımında Sabit Porselen Restorasyonlar Üzerine Gelen Okluzal Kuvvetlerin Di i ik Bölgelerdeki Da ılımlarının Halogrofik Interfermetre Yöntemi ile ncelenmesi, Gazi Ü Di Hek Fak Doktora tezi.
- 126.** Craig J M, Powers JM. Restorative dental materials. St. Louis, Mosby, 2002.
- 127.** 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.
- 128.** Huysmans MCDNJM, Vander Varst PGT (1993) Finite Element Analysis of Quasistatic and Fatigue of Post and Cores, *J Dent*, 21,57-64.
- 129.** Rubin C, Krishnamurthy N, Capicouto E, Y H (1983) Stres Analysis of the Human Teeth Using a Three-Dimensional Finite Element Model, *J Dent Res*,62,82-86.
- 130.** Darendeliler S, Darendeliler H, Kıno lu T (1992) Analıysis of a Central Maxillary Incisor by Using a Three-Dimensional Finite Method, *J Oral Rehab*,19,371-383.
- 131.** Magne P, Doglas WH (1999) Desining Optimization and Evaluation of Bonded Ceramics for the Anterior Dentition: A Finite-Element Analysis, *Quintessence Int*,30,661-672.

- 132.** 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.
- 133.** Sonugelen M, Artunç C. A ız Protezleri ve Biyomekanik. zmir, Ege Meslek Yüksek Okulu Basımevi, 2002.
134. Natali AN. Dental Biomechanics. London, Taylor & Francis, 2003.
- 135.** Huang HM, Lee SY, Yeh CY, Lin CT. Resonance frequency assessment of dental implant stability with various bone qualities: a numerical approach. Clin Oral Impl Res 13: 65-74,2002.
- 136.** Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent 2001; 85(6):585-598.
- 137.** Aka K, ehreli MC, plikio lu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. Int J Prosthodont 15: 115-121,2002.
- 138.** DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. The role of the finite element model in dental implants. J Oral Implantol 2000; 26(2):77-81.
- 139.** Ismail YH, Pahountis LN, Fleming JF. Comparison of two dimensional and three dimensional finite element analysis of a blade implant. Int J Oral Implant 4: 25-31,1987.
- 140.** Baiamonte T, Abbate MF, Pizzarello F, Lozada J, James R. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. J Oral Implantol 22: 104-10,1996.
- 141.** DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. The role of the finite element
- 142.** Joseph Edward Shigley, Mechanical Engineering Design, McGraw-Hill Book CoMPany 1986. Model in dental implants. J Oral Implantol 26:77-81,2000.
143. Zaimo lu A, Aksu E, Can G, Ersoy E (1993). Di hekimli inde maddeler bilgisi, Ankara: Ankara Üniversitesi Di Hekimli i Fakültesi, Sayı:17.
- 144.** O'Brien W J (1997). Dental materials and their selection, Quintessence Pub Co Inc 2nd Edition.

- 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.** Ulusoy M, Aydın K. Di Hekimli inde Hareketli Bölümlü Protezler. Ankara Üniversitesi Basımevi. Cilt 1, 61-64, 2003.
- 150.** Weinberg LA. Atlas of Tooth- and Implant-Supported Prosthodontics. New York, Quintessence Publishing Co, Inc, 47-65, 2003.
- 151.** Yakar, H. (2001). Farklı kompozit rezinlerin V. sınıf kavitelerdeki stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi.Doktora tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
- 152.** Wright, K.W.,Yettram, A.L. (1978) Finite element stress analysis of a class I amalgam restoration subjected to setting and thermal expansion. J Dent Res, 57 (5-6), 715-723.
- 153.** Dayangaç, B. (1978). Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile MOD amalgam dolgu kırılma olasılığını azaltabilecek kavite seklinin incelenmesi.Doçentlik tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara
- 154.** Rubin, C., Krishnamurthy, N., Capilouto, E., Yi, H. (1983) Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. J Dent Res, 62 (2), 82-86.
- 155.** Peters, M.C., Poort, H.W., Farah, J.W.,Craig, R.G. (1983) Stress analysis of a tooth restored with a post and core. J Dent Res, 62 (6), 760-763.
- 156.** Spierings, T.A., de Vree, J.H., Peters, M.C.,Plasschaert, A.J. (1984) The influence of restorative dental materials on heat transmission in human teeth. J Dent Res, 63 (8), 1096-1100.
- 157.** Dayangaç, B. (1989) Dycal'ın amalgam kondensasyon kuvvetlerine direnci. H.Ü. Di Hek. Fak. Derg. , 2, 91-93.

- 158.** Darendeliler, S., Darendeliler, H., Kinoglu, T. (1992) Analysis of a central maxillary incisor by using a three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil*, 19 (4), 371-383.
- 159.** Ersöz, E. (1995). Farklı laminate veneer yapım tekniklerinin in-vitro olarak mikrosızıntı açısından ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile stres dağılımı yönünden değerlendirilmesi. Doktora tezi, Ankara Üniversitesi, Ankara.
- 160.** De Hoff, P.H., Anusavice, K.J., Wang, Z. (1995) Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater*, 11 (2), 126-131.
- 161.** Rees, J.S., Jacobsen, P.H. (2000) The effect of interfacial failure around a class V composite restoration analysed by the finite element method. *J Oral Rehabil*, 27 (2), 111-116.
- 162.** Belli, S., Eskitascioglu, G., Eraslan, O., Senawongse, P., Tagami, J. (2005) Effect of hybrid layer on stress distribution in a premolar tooth restored with composite or ceramic inlay: an FEM study. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 74 (2), 665-668.
- 163.** Anchieta, R.B., Rocha, E.P., Ko, C.C., Sundfeld, R.H., Martin Junior, M., Archangelo, C.M. (2007) Localized mechanics of dentin self-etching adhesive system. *J Appl Oral Sci*, 15 (4), 321-326.
- 164.** Magne P, Perakis N, Belser UC, Krejci I. Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures: a finite element analysis of influence of restorative materials and abutment preparation design. *J Prosthet Dent* 2002;87:516-27.
- 165.** Bouillaguet S, Schütt A, Alander P, Schwaller P, Buerki G, Michler J, Cattani-Lorente M, Vallittu PK, Krejci I. Hydrothermal and mechanical stresses degrade fiber matrix interfacial bond strength in dental fiber-reinforced composites. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2006 Jan;76(1):98-105.
- 166.** Iqbal Musani AR Prabhakar. Biomechanical Stress Analysis of Mandibular First Permanent Molar; Restored with Amalgam and Composite Resin: A Computerized Finite Element Study. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. January-April 2010;3(1):5-14
- 167.** Magne P, Douglas WH. Design optimization and evolution of bonded ceramics for the anterior dentition: A finite-element analysis. *Quintessence Int*, 1999 ; 30 : 661-72. 9. Troedson M, Derand T. Effect of margin design, cement polymerization,

- and angle of loading on stress in porcelain veneers. *J Prosthet Dent*, 1999; 82: 518-24.
10. Lang LA, Wang RF, Kang B, White SN. Validation of finite element analysis in dental ceramics research. *J Prosthet Dent*, 2001; 86: 650-4.
168. Wolfart S, Ludwig K, Uphaus A, Kerna M, Fracture strength of all-ceramic posterior inlay-retained fixed partial dentures, *Dent Mater.*(2007)
169. Aydınlık E. Şahin E. Diş hekimliğinde stres analizleri, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, (1977) 1(1), 78-85
170. Gibbs, C.H., Mahan, P.E., Mauderli, A., Lundeen, H.C., Walsh, E.K. (1986). Limits of human bite strength. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 56, 226–229.
171. Mericske-Stern, R., Zarb, G.A. (1996). In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clinical Oral Implants Research*, 7:153–61.
172. Yüzbaşıoğlu H.E. İmplantüstü sabit bölümlü protezlerde kullanılan seramik implant dayanaklarının sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi, Doktora Tezi 2006, Ondokuz Mayıs Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Samsun.
173. Meijer, H.J., Starmans, F.J., Bosman, F., Steen, W.H. (1993). A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of Oral Rehabilitation*, 20 (2), 147-57.
174. Teixeira, E.R., Sato, Y., Akagawa, Y., Shindoi, N. (1998). A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 25(4), 299-303.
175. Clelland, N.L., Lee, J.K., Bimbenet, O.C. ve Brantley, W.A. (1995). A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *Journal of Prosthodontics*, 4(2), 95-100.
176. Phillips, Ralph W. *Skinner's Science of Dental Materials* (9th ed). Philadelphia: W.B. Saunders Company 1991; 57.
177. 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.

ÖZGEÇM

1979 yılında Diyarbakır'da doğdum. İlk öğrenimimi Çeper Köyünde, ortaokul öğrenimimi Ankara'da ve lise öğrenimimi Diyarbakır'da tamamladım. 2002 yılında Dicle Üniversitesi Di Hekimliği Fakültesi'nden mezun oldum. 2010 yılı Eylül ayında D.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü'nün açtığı doktora sınavını kazanarak doktora programına başladım. Halen D.Ü. Di Hekimliği Fakültesi Di Hastalıkları ve Tedavisi A.D.'de doktora öğrencisi olarak devam ediyorum.

Email: dt.mehmet@hotmail.com,

Tel: 0(412) 2488101-6