



**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**AĞIZ İÇİ SICAKLIK DEĞİŞİMLERİNİN FARKLI MATERYALLERLE
HAZIRLANAN İNLEY RESTORASYONLARI VE DİŞ DOKULARI
ÜZERİNDEKİ TERMAL STRES ETKİSİNİN ÜÇ BOYUTLU SONLU
ELEMENLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Berrak ÇELİK KÖYCÜ

Ankara, 2015



**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**AĞIZ İÇİ SICAKLIK DEĞİŞİMLERİNİN FARKLI MATERYALLERLE
HAZIRLANAN İNLEY RESTORASYONLARI VE DİŞ DOKULARI
ÜZERİNDEKİ TERMAL STRES ETKİSİNİN ÜÇ BOYUTLU SONLU
ELEMENLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Berrak ÇELİK KÖYCÜ

Tez Danışmanı: Prof.Dr. Pervin İMİRZALIOĞLU

Ankara, 2015

T.C
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Programı çerçevesinde Dt. Berrak Çelik Köycü tarafından yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 18/08/2015

Tez Konusu: : “Ağız İçi Sıcaklık Değişimlerinin Farklı Materyallerle Hazırlanan İnce Restorasyonları ve Diş Dokuları Üzerindeki Termal Stres Etkisinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ile İncelenmesi”

TEZ DANIŞMANI: Prof. Dr. Pervin İMİRZALIOĞLU

TEZ JÜRİSİ ÜYELERİ

Prof. Dr. Bülent G. Dayangaç	Başkent Üniversitesi
Prof. Dr. Selim Erkut	Başkent Üniversitesi
Prof. Dr. Pervin İmirzalıoğlu	Başkent Üniversitesi
Doç. Dr. Alper Çağlar	Başkent Üniversitesi
Doç. Dr. Bahadır Ersu	Hacettepe Üniversitesi



ONAY: Bu tez, Başkent Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulunun 18/08/2015 tarih ve 141 Karar Sayısı ile kabul edilmiştir.


Prof. Dr. Rengin ERDAL
Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca ve tezimin hazırlanmasında değerli bilgi ve ilgisiyle bana yol gösteren danışman hocam Sayın Prof.Dr. Pervin İmirzalıoğlu'na,

Tez çalışmalarımnda değerli görüş ve önerilerine başvurduğum, yardımlarını esirgemeyen Sayın Doç.Dr. Alper Çağlar'a,

Tezimin model oluşturma ve analiz aşamalarını gerçekleştiren Sayın Utku Ahmet Özden'e,

Mesleki eğitimimde değerli bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım Başkent Üniversitesi ve Hacettepe Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dallarındaki tüm öğretim üyeleri ve öğretim elemanlarına,

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum araştırma görevlisi arkadaşlarıma ve bölüm çalışanlarına,

Sevgileri ile her koşulda bana güç veren, özverilerine her zaman minnettar olduğum; canım annem, babam, kardeşim ve eşim Dr. Alper Köycü'ye en içten teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Sıcak ve soğuk yiyecek ve içeceklerin günlük alımı esnasında oral kavitede ani sıcaklık değişimleri meydana gelmektedir. Bu çalışmada, alt 1. molar dişte farklı restoratif materyaller kullanılarak hazırlanan Sınıf 2 MOD inley restorasyonlarda ağız içi sıcaklık değişimleri sonucu restorasyon ve diş dokularında oluşan zamana bağlı sıcaklık dağılımı ve termal stresler incelenmiştir. Ayrıca termal ve mekanik yüklemenin birlikte yapılması ile çiğneme kuvvetleri taklit edilerek meydana gelen termomekanik stresler de üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile değerlendirilmiştir.

Mandibular 1. Molar dişin üç boyutlu sonlu elemanlar modeli Hypermesh (Altair Engineering, Inc.) programı kullanılarak oluşturulmuştur. Alt 1. molar diş ve çevreleyen kemik dokusu üç boyutlu olarak modellenmiştir. Model; mine, dentin, pulpa, çevreleyen kemik dokusu, periodontal ligament, inley restorasyonları (Tip 2 dental altın, seramik ve kompozit rezin) ve adeziv rezin simanı içermektedir. Çalışmanın ilk aşamasında; ağız içi başlangıç sıcaklığın 36 °C olduğu kabul edilmiş ve 36 °C'den 4 ve 60 °C'ye ulaşan sıcaklık değişimi 2 sn süreyle taklit edilerek modelde oluşan zamana bağlı sıcaklık dağılımı incelenmiştir. İkinci aşamada, sıcaklık dağılım analizinde 2. saniyedeki sıcaklık değerleri temel alınarak termal stres analizi yapılmıştır. Restorasyonlar ve diş dokularında meydana gelen termal stresler hesaplanmıştır. Son aşamada 2 sn süreyle 4 °C ve 60 °C sıcaklık uygulaması ile eş zamanlı olarak yapılan 200 N mekanik yükleme sonucu oluşan stres paterni incelenmiştir. Yapılan termal ve termomekanik stres analizleri sonucu mine, dentin, restoratif materyaller ve simanda 2. saniyenin sonunda oluşan von Mises, basma, çekme ve makaslama stresleri değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda incelenen restoratif materyallerin termal özellikleri farklı olmasına rağmen, her iki sıcaklık koşulu (4 °C ve 60 °C) için de, 2. saniye sonunda diş dokuları (mine, dentin, pulpa) ve restorasyonlarda meydana gelen sıcaklık dağılımı her üç restorasyon modeli arasında benzerdir. Pulpada görülen sıcaklık değişimi pulpada hasar meydana getirdiği belirtilen 42 °C'ye ulaşmamıştır. Sıcaklık değişimleri sonucu oluşan en yüksek termal stres değerleri minede servikal bölgede

yoğunlaşmıştır. Sıcak uygulaması ile karşılaştırıldığında, 4 °C sıcaklık koşulları daha yüksek termal stres değerleri oluşturmuştur. Eş zamanlı termomekanik yükleme koşulları, diş dokuları ve restoratif materyallerde yüksek stres değerleri meydana getirmiştir. Termomekanik yükleme sonucu restoratif materyallerin kendi yapısında oluşan ve diş dokularına iletilen stresler restorasyon modelleri arasında karşılaştırıldığında, değerlerin birbirine yakın olduğu görülmüştür. Ancak rezin simanda meydana gelen stres dağılımı karşılaştırıldığında, kompozit rezin inley modelinde daha düşük stres değerleri görülmektedir. Dental altın ve seramik inleylerde gingival taban ve aksiyal duvarda oluşan streslerin simanda adeziv başarısızlık meydana getirebilecek büyüklükte olduğu gözlenmiştir. İncelenen restorasyonlar arasında kompozit rezin inleylerin adeziv başarısızlığın önlenmesi açısından daha iyi bir seçenek olabileceği öngörülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Ağız içi sıcaklık değişimleri, termal stres, termomekanik stres, sonlu elemanlar analizi, inley restorasyonları

ABSTRACT

During daily consumption of hot and cold food and drinks, rapid thermal changes occur in the oral cavity. In this study, temperature distribution by time and thermal stresses that result from oral temperature changes were investigated on a mandibular tooth restored by three different class 2 MOD inlay restoration. In addition, with the simultaneous thermal and mechanical loading the impact of mechanical loads on the stress distribution was evaluated by using 3-dimensional finite element analysis.

The 3-D finite element model of mandibular first molar was created by the Hypermesh software program(Altair Engineering, Inc.). The model includes enamel, dentin, pulp, surrounding bone, periodontal ligament, inlay restorations of Type 2 dental gold alloy, ceramic and composite resin and adhesive resin cement. In the first part of the study, the tooth was assumed to initially have a temperature of 36 °C and temperature distributions were calculated by the time in the model, after simulated temperature changes from 36°C to 4 or 60°C for 2 s time period. In the second step, the thermal stress analysis was performed based on the temperature values at 2 s and the thermal stresses on the tooth structures and restorations were evaluated. In the last step, stress patterns were analyzed after simulated temperature changes from 36°C to 4 or 60°C for 2 seconds with 200-N mechanical loading. After the thermal and thermomechanical stress analysis, von Mises, compressive, tensile and shear stresses at 2 s which occurred in enamel, dentin, restorative materials and resin cement were evaluated.

Although the thermal properties of restorative materials which evaluated in our study significantly differ, the temperature distribution at 2 s in tooth structures (enamel, dentin, or pulp) and restorative materials were similar in the three restoration models, for both thermal conditions. The pulpal temperature rise did not exceed the threshold temperature of 42 °C for pulpal damage. Temperature changes generated maximum thermal stresses at the cervical region of the enamel. 4 °C cold conditions caused higher stresses compared with hot conditions. Simultaneous thermomechanical loads caused high stress patterns in inlay-restored teeth. In the

simultaneous thermomechanical loading conditions, type II gold alloy, ceramic, and composite resin inlays showed similar stress distribution in the tooth structures and restorative materials. However, when the stress distribution in the resin cement compared, composite resin inlay model exhibited lower stress patterns. The stresses that occurred at the gingival floor and axial walls of gold and ceramic inlays were high magnitude which may contribute to adhesive failure. Composite resin inlays may be the better choice to avoid adhesive failure.

Key words: Oral temperature changes, thermal stress, thermomechanical stress, finite element analysis, inlay restorations

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
Kabul ve onay sayfası	iii
Teşekkür	iv
Özet	v
Abstract	vii
İçindekiler	ix
Kısaltmalar ve simgeler	xii
Şekiller	xiii
Tablolar	xv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2. 1. Kompozit Resin İnleyleyler	5
2. 1. 1. Kompozit Resinlerin Yapısı	5
2. 1. 1. 1. Organik Polimer Matriks Faz	5
2. 1. 1. 2. İnorganik Faz	5
2. 1. 1. 3. Ara Faz	6
2. 1. 2. Kompozit Resin İnleyleylerin Avantajları	6
2. 1. 3. Kompozit Resin İnleyleylerin Dezavantajları	7
2. 1. 4. Kompozit Resin İnleyleylerin Endikasyonları	7
2. 1. 5. Kompozit Resin İnleyleylerin Kontrendikasyonları	7
2. 2. Seramik İnleyleyler	7
2. 2. 1. Dental Seramiğin Yapısı	8
2. 2. 1. 1. Felspar	8
2. 2. 1. 2. Kuartz	9
2. 2. 1. 3. Kaolin	9
2. 2. 2. Seramik İnleyley Yapım Teknikleri	9
2. 2. 2. 1. Konvansiyonel Fırınlama Yöntemi	10
2. 2. 2. 2. Döküm Yolu ile Elde Edilen Seramik İnleyleyler	10
2. 2. 2. 3. Isı ve Presleme Yolu ile Elde Edilen Seramik İnleyleyler	10

2. 2. 2. 4. Prefabrike Blokların Tornalanması Yolu ile Elde Edilen Seramik İncelemler	11
2. 2. 3. Seramik İncelemlerin Avantajları	11
2. 2. 4. Seramik İncelemlerin Dezavantajları	12
2. 2. 5. Seramik İnceleme Endikasyonları	12
2. 2. 6. Seramik İnceleme Kontrendikasyonları	12
2. 3. Döküm Altın İncelemler	13
2. 3. 1. Dental Altın Alaşımlarının İçeriği	13
2. 3. 2. Dental Altın Alaşımlarının Sınıflandırılması ve Özellikleri ...	14
2. 3. 3. Döküm Altın İncelemlerin Avantajları	16
2. 3. 4. Döküm Altın İncelemlerin Dezavantajları	16
2. 4. İnceleme Preperasyonu	16
2. 5. Ağız İçeri Sıcaklık Değişimleri ve Dental Restorasyonlara Etkisi	17
2. 6. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi	20
2. 6. 1. Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Avantajları	21
2. 6. 2. Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Dezavantajları	21
2. 6. 3. Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Termal Analizlerin Yapılması..	21
2. 7. Mekanik ve Termal Kavramlar	22
2. 7. 1. Yoğunluk	22
2. 7. 2. Stres	22
2. 7. 3. Strain (Gerinim)	23
2. 7. 4. Elastisite Modülü (Young Modülü)	23
2. 7. 5. Poisson Oranı	23
2. 7. 6. Sıcaklık	23
2. 7. 7. Isı	24
2. 7. 8. Termal İletkenlik	25
2. 7. 9. Termal Genleşme	25
2. 7. 10. Özgül Isı	26
3. GEREÇ ve YÖNTEM	27
3. 1. Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Modellerinin Oluşturulması	27
3. 2. Modellerdeki Yapıların Materyal Özelliklerinin Tanımlanması	28
3. 3. Çalışma Koşullarının Oluşturulması	29
3. 3. 1. Birinci aşama: Sıcaklık Dağılım Analizi	29
3. 3. 2. İkinci aşama: Termal Stres Analizi	30

3. 3. 3. Üçüncü aşama: Termomekanik Stres Analizi	31
3. 4. Sonuçların Değerlendirilmesi	31
4. BULGULAR	33
4.1. 4 °C ve 60 °C sıcaklık uygulaması sonrası modeller üzerinde oluşan sıcaklık dağılımının değerlendirilmesi	33
4. 1.1. 4 °C sıcaklık uygulaması sonrası kesit modeller üzerinde oluşan sıcaklık dağılımının değerlendirilmesi	33
4.1.2. 60 °C sıcaklık uygulaması sonrası kesit modeller üzerinde oluşan sıcaklık dağılımının değerlendirilmesi	36
4.2. 4 °C ve 60 °C sıcaklık uygulaması sonrası modeller üzerinde oluşan termal stres dağılımının değerlendirilmesi	39
4.2.1. 4 °C sıcaklık uygulaması sonrası kesit modeller üzerinde oluşan termal stres dağılımının değerlendirilmesi	39
4.2.2. 60 °C sıcaklık uygulaması sonrası kesit modeller üzerinde oluşan termal stres dağılımının değerlendirilmesi	42
4.3. 4 °C ve 60 °C sıcaklık uygulaması ile eş zamanlı yapılan 200 N mekanik yükleme sonrası modeller üzerinde oluşan termomekanik stres dağılımının değerlendirilmesi	44
4.3.1. 4 °C sıcaklık uygulaması ve 200 N mekanik yükleme sonrası kesit modeller üzerinde oluşan termomekanik stres dağılımının değerlendirilmesi	44
4.3.2. 60 °C sıcaklık uygulaması ve 200 N mekanik yükleme sonrası kesit modeller üzerinde oluşan termomekanik stres dağılımının değerlendirilmesi	47
5. TARTIŞMA	50
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	58
7. KAYNAKLAR	60

KISALTMALAR VE SİMGELER

Cal: Kalori

cm: santimetre

cm²: santimetrekare

cm³: santimetreküp

g: gram

GPa: Gigapascal

J: Joule

K: Kelvin

kg: kilogram

mm: milimetre

MPa: Megapascal

N: Newton

sn: Saniye

S_{max} Principal: Maksimum Principal Stres

S_{min}: Minimum Principal Stres

STresca: Makaslama Stres

°C: Santigrat derece

ŞEKİLLER

Şekil 3.1: Üç Boyutlu sonlu elemanlar modeli ve modellenen yapıların kesit görüntüleri	28
Şekil 3.2: Termal yüklemenin uygulandığı yüzeyler	30
Şekil 3.3: Mekanik yükleme noktaları	31
Şekil 4.1: 4 °C uygulamasında 2. saniyede minede oluşan sıcaklık dağılımı	35
Şekil 4.2: 4 °C uygulamasında 2. saniyede dentinde oluşan sıcaklık dağılımı ..	35
Şekil 4.3: 4 °C uygulamasında 2. saniyede pulpada oluşan sıcaklık dağılımı ...	36
Şekil 4.4: 4 °C uygulamasında 2. saniyede restoratif materyallerde oluşan sıcaklık dağılımı	36
Şekil 4.5: 60 °C uygulamasında 2. saniyede minede oluşan sıcaklık dağılımı ..	38
Şekil 4.6: 60 °C uygulamasında 2. saniyede dentinde oluşan sıcaklık dağılımı..	38
Şekil 4.7: 60 °C uygulamasında 2. saniyede pulpada oluşan sıcaklık dağılımı ..	39
Şekil 4.8: 60 °C uygulamasında 2. saniyede restoratif materyallerde oluşan sıcaklık dağılımı	39
Şekil 4.9: 4 °C sıcaklık uygulaması sonucu minede 2. saniyede oluşan çekme (Smax) stres dağılımı	40
Şekil 4.10: 4 °C sıcaklık uygulaması sonucu dentinde 2. saniyede oluşan basma (Smin) stres dağılımı	40
Şekil 4.11: 4 °C sıcaklık uygulaması sonucu restoratif materyallerde 2. saniyede oluşan çekme (Smax) stres dağılımı	41
Şekil 4.12: 4 °C sıcaklık uygulaması sonucu rezin simanda 2. saniyede oluşan makaslama (Tresca) stres dağılımı	41
Şekil 4.13: 60 °C sıcaklık uygulaması sonucu minede 2. saniyede oluşan basma (Smin) stres dağılımı	42
Şekil 4.14: 60 °C sıcaklık uygulaması sonucu dentinde 2. saniyede oluşan çekme (Smax) stres dağılımı	43
Şekil 4.15: 60 °C sıcaklık uygulaması sonucu restoratif materyallerde 2. saniyede oluşan basma (Smin) stres dağılımı	43
Şekil 4.16: 60 °C sıcaklık uygulaması sonucu rezin simanda 2. saniyede oluşan makaslama (Tresca) stres dağılımı	44

Şekil 4.17: 4 °C sıcaklık ve 200 N kuvvet uygulaması sonucu minede 2. saniyede oluşan basma (Smin) stres dağılımı	45
Şekil 4.18: 4 °C sıcaklık ve 200 N kuvvet uygulaması sonucu dentinde 2. saniyede oluşan çekme (Smax) stres dağılımı	45
Şekil 4.19: 4 °C sıcaklık ve 200 N kuvvet uygulaması sonucu restoratif materyallerde 2. saniyede oluşan basma (Smin) stres dağılımı	46
Şekil 4.20: 4 °C sıcaklık ve 200 N kuvvet uygulaması sonucu rezin simanda 2. saniyede oluşan makaslama (Tresca) stres dağılımı	47
Şekil 4.21: 60 °C sıcaklık ve 200 N kuvvet uygulaması sonucu minede 2. saniyede oluşan basma (Smin) stres dağılımı	47
Şekil 4.22: 60 °C sıcaklık ve 200 N kuvvet uygulaması sonucu dentinde 2. saniyede oluşan çekme (Smax) stres dağılımı	48
Şekil 4.23: 60 °C sıcaklık ve 200 N kuvvet uygulaması sonucu restoratif materyallerde 2. saniyede oluşan basma (Smin) stres dağılımı	49
Şekil 4.24: 60 °C sıcaklık ve 200 N kuvvet uygulaması sonucu rezin simanda 2. saniyede oluşan makaslama (Tresca) stres dağılımı	49

TABLolar

Tablo 2.1: Dental altın alaşımlarının içeriği	15
Tablo 3.1: Modellerde kullanılan materyal zellikleri	29
Tablo 4.1: Modellenen tüm yapılar da 0.1, 1.1 ve 2. saniyelerde görülen en düşük sıcaklık değerleri	34
Tablo 4.2: Modellenen tüm yapılar da 0.1, 1.1 ve 2. saniyelerde görülen en yüksek sıcaklık değerleri	37

GİRİŞ

Restoratif diş hekimliğinin başlıca amacı, kron harabiyetine uğramış dişlere kaybolan estetik ve fonksiyonu iade ederken, mevcut sağlıklı dokuların korunmasını sağlamaktır. İnceleyler, dişte oluşturulan kavitelere ölçü alınmasıyla elde edilen model üzerinde hazırlanıp, sonrasında kaviteye simante edilen bir restorasyon türüdür. İnceley restorasyonlarının yapımında, metal döküm, altın alaşımları, kompozit ve porselen gibi çeşitli materyaller kullanılmaktadır.

Diř hekimliğinde kullanılan restoratif materyaller içinde buldukları ağız ortamı ile etkileşim halindedir. Diřler ve restorasyonlar, sıcak ve soğuk yiyecek ve ićeceklerin tüketilmesi esnasında sıcaklık değişikliklerine maruz kalır. Diř dokuları ve restoratif materyaller sıcak yiyeceklerin ađza alınmasıyla genleşirken, soğuk yiyeceklerin ađza alınması sonucu büzölmektedir. Diř dokuları ve restoratif materyallerin termal iletkenlik ve termal genleşme katsayılarının farklı olması sonucu restore edilmiş dişlerde termal stresler meydana gelmektedir. Sıcaklık değişimleri ve farklı termal genleşme katsayıları ile oluşan stresler, diř yapısında çatlak ve kırık oluşumuna veya diř-restorasyon arayüzündeki bağlantının bozulmasıyla kenar sızıntılarına neden olabilmektedir. Bu nedenle farklı ısıl genleşmeler ve büzölmeler klinik olarak önemlidir.

Ağız içi sıcaklık değişimlerinin diğer bir klinik önemi, diş yapısı içerisindeki ısı iletimidir. Dişin kron kısmında oluşan ısı, dişi oluşturun mine ve dentin boyunca pulpaya iletilir. Isının diş yapısı içinde iletiminde; dentin düşük ısıl iletkenlik özelliğine sahip olduğundan pulpayı termal irritasyondan koruyabilir. Ancak derin kavitelere, geriye kalan dentin tabakası ısı yalıtımı sağlamada yetersizdir. Ayrıca restoratif materyallerin ısıl iletim özelliklerinin farklı olması da dentin ve pulpa dokusuna ısı iletimini etkileyen önemli bir faktördür. Özellikle derin kavitelere sıcak-soğuk uyarınların etkisi ile oluşan post-operatif hassasiyette restoratif materyalin ısıl iletkenliği önemli bir etkendir.

Bu çalışmanın amacı; alt 1. molar dişte farklı restoratif materyaller kullanılarak hazırlanan Sınıf 2 MOD inley restorasyonda ağız içi sıcaklık değişimlerinin

restorasyon ve diş dokularında oluşturduğu sıcaklık dağılımı ve buna bağlı olarak meydana gelen termal streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmesidir. Ayrıca termal ve mekanik yüklemenin birlikte yapılması ile çiğneme kuvvetlerinin oluşturduğu stresler de dikkate alınmıştır. Bu çalışmada ağız içi sıcaklık değişimleri ve mekanik koşulların restorasyonlar üzerindeki etkilerinin ayrı ve birlikte değerlendirilmesiyle ve farklı termal ve mekanik özelliklere sahip restoratif materyallerin karşılaştırılmasıyla ulaşılan sonuçların klinikte restoratif materyal seçimi ve olası başarısızlıkların ön görülmesi açısından ışık tutacağı düşünölmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

Dişler çürük, abrazyon, fraktür, travma gibi nedenlerle değişik oranda madde kaybına uğramaktadır. Restoratif diş hekimliğinde, kaybedilen diş dokusunu yerine koyarken diş morfolojisinin yeniden yapılandırılması büyük önem taşır. Ancak aşırı kron harabiyetine uğramış dişlerde, diş morfolojisinin oluşturulması zordur. Bu dişleri restore ederken, dişte minimal madde kaybına yol açacak bir restorasyon türü tercih edilmelidir.

Aşırı kron harabiyetinde uygulanabilecek restorasyon türleri ikiye ayrılır: (Yavuzyılmaz,1996; Zaimoğlu ve Can, 2004)

- A) Tam Kronlar**
- B) Bölümlü Kronlar**

A) Tam Kronlar: Dişin kron kısmını tümüyle restore eder. Ancak bu restorasyon türlerinde dişte fazla madde kaybı meydana gelmektedir.

B) Bölümlü Kronlar: Dişin kron kısmının bir bölümünü restore eder. Dişte daha az oranda madde kaybı meydana gelmektedir.

Bölümlü kronlar şu şekilde sınıflandırılabilir: (Yavuzyılmaz,1996; Zaimoğlu ve Can, 2004)

a) İnley: Dişte oluşturulan kavitelerden ölçü alınmasıyla elde edilen model üzerinde hazırlanıp, sonrasında kaviteye simante edilen bir restorasyon türüdür.

b) Pinley: Retansiyonu pinler aracılığıyla artırılan bölümlü kron türüdür. Kullanılan pinlerin çeşidine göre; döküm veya vidalı pinli pinleyler, pinlerin yönüne göre ise; vertikal, horizontal, paralel veya paralel olmayan pinli pinleyler olarak sınıflandırılabilir.

c) Pinledge: Bağlantısını dişler üzerinde oluşturulan basamaklara yerleştirilen pin tutucularla sağlayan bölümlü kron türüdür.

d) Onley: Posterior dişlerde dişlerin okluzal yzeylerini kapsayan restorasyon turredur.

e) 3/4 Kron: Anterior dişlerde labial yzey ile mezial ve distal yzeylerin birkismu haricinde kalan yzeyleri kapsayan bolumlü kron turredur.

f) 4/5 Kron: Premolar dişlerde bukkal yzey dişinde kalan diğer yzeyleri restore eden bolumlü kron turredur.

g) 7/8 Kron: Molar dişlerde meziobukkal yzey haricinde kalan diğer yzeyleri restore eden bolumlü kron turredur.

Dişin kron kismini tamamen kaplayan restorasyonlar yerine, öncelikle bolumlü kron restorasyonlarının tercih edilmesi, erken diş kayiplarının önlenmesi açısından yararlıdır (Monaco ve ark., 2003). İnley restorasyonları özellikle orta dereceli madde kayiplarında tam kron restorasyonlara alternatif oluşturmaktadır. Bu restorasyonlar, kalan diş dokusunu korumakta ve tam kron uygulamasını geciktirmektedir. İnleyler, diş preperasyonlarının konservatif olması, kalan diş dokularını yeterince desteklemesi, periodonsiyumun korunması, estetik ve ekonomik olması açısından oldukça önemli avantajlar sağlamaktadır (Bukiet ve ark.,2002). İnley restorasyonların yapımı ilk olarak 1897'de Philbrook tarafından tanımlanmıştır.Bununla beraber M.Ö. 600 yılında Peru'da bulunan iskeletlerde altın ve kıymetli taşlardan yapılmış inley dolgulara da rastlanıldığı bildirilmiştir (Hampson,1980).

Bir inley materyalinde olması gereken özellikler şunlardır (Brunton ve ark., 1999):

1. Yüksek biyouyumluluğa sahip olmalıdır.
2. Aşınmaya karşı direnci yüksek olmalıdır.
3. Şeklini uzun süre koruyabilmelidir.
4. Doğal diş yapısına benzer fiziksel ve kimyasal özelliklere sahip olmalıdır.
5. Kenar uyumu açısından dentine bağlantı dayanımı yüksek olmalıdır.

Son yıllarda adeziv sistemlerdeki gelişmeyle birlikte inley restorasyonları oldukça popüler hale gelmiş ve bu sistemde kullanılacak materyaller konusu da önem kazanmıştır.

İnleyleyler kullanılan materyallere göre;

- kompozitrezin inleyleyler,

- seramik inleyleyler ve

-döküm altın inleyleyler olmak üzere üçe ayrılırlar (Skeeters ve ark.,1986).

2.1. Kompozit Rezin İnleyleyler

Kompozit rezinler, estetik özellikleri ve klinikte kullanımının pratik olması nedeniyle inley restorasyonların yapımında sıklıkla tercih edilen materyallerdir. Kompozit rezin inleyleyler ile sağlanan ağız dışı polimerizasyon sayesinde, kompozit rezinin büzülme miktarı yapıştırma için kullanılan rezin simanla sınırlandırılarak,daha iyi bir kenar uyumu ve daha üstün fiziksel özellikler elde edilmektedir (Arıkan, 2005; Leinfelder, 2005; Özakar İlday ve ark. 2009).

2.1.1. Kompozit rezinlerin yapısı

Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan kompozit rezinler, yapısal olarak çeşitli organik rezinlerin karışımından, inorganik dolduruculardan ve ara bağlayıcı ajanlardan oluşmaktadır ve üç ayrı faz halinde sınıflandırılabilir (Dayangaç B.,2000).

1. Organik polimer matriks faz

2. İnorganik faz

3. Ara faz

2.1.1.1. Organik polimer matriks faz: Bisfenol A ile glisidil metakrilatın birleşmesiyle oluşan bisglisidil metakrilattan meydana gelen bir fazdır. Son yıllarda renk değişimine dirençli olan ve daha iyi adezyon sağlayan üretan dimetakrilat (UDMA) polimer matriks olarak kullanılmıştır. Bu iki bileşen de visköz yapıda olduğundan matrikse viskoziteyi azaltmak amacıyla trietilen glkol dimetakrilat (TEGDMA) ilave edilmiştir.

2.1.1.2. İnorganik faz: Organik matriks fazı içerisine dağılmış çeşitli büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum aliminyum silikat, baryum, stronsiyum gibi inorganik doldurucu partiküllerden oluşur. Bunlar kompozit rezinlere çeşitli özellikler kazandırır.

Baryum, çinko, stronsiyum ve yitrium radyoopasite sağlar. Silika partikülleri materyalin mekanik özelliklerini güçlendirir, ışığı geçirir ve yayar. İnorganik doldurucu büyüklüğü, şekli ve miktarı kompozitlerin fiziksel özelliklerini belirler. İnorganik doldurucu oranı arttıkça organik matriks oranı düşer. Bu doldurucular, kompozitin polimerizasyon büzülmesini, su absorpsiyonunu ve ısıl genleşme katsayısını azaltır; materyalin daha sert olmasını sağlayarak dayanıklılığını ve aşınma direncini artırır. Ancak doldurucu miktarı arttıkça kompozitin viskozitesi arttığından klinik kullanımı zorlaşır.

2.1.1.3. Ara Faz: Kompozit rezinlerde organik polimer matriks fazı ile inorganik faz arasında bağlanmayı sağlayan fazdır. Organik silisyum bileşiği olan silanlardan oluşur. Silan bağlanma ajanları, rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirdiği gibi rezin-partikül ara yüzü boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlar; rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır.

2.1.2. Kompozit Resin İnleylerin Avantajları

1. Ağız dışı polimerizasyon sayesinde direkt kompozit rezin restorasyonlarda görülen polimerizasyon büzülmesi elimine edilerek daha iyi bir marjinal adaptasyon sağlanır.
2. Ağız dışında model üzerinde hazırlandığından restorasyonun dış hatları ve proksimal temas yüzeyleri daha doğru şekilde oluşturulur.
3. Kompozitin iyi bir şekilde polimerizasyonu sonucu artık monomer miktarı azalırken, restorasyonun yüzey sertliği, eğilme direnci gibi fiziksel özellikleri güçlenir.
4. Estetikler.
5. Laboratuvar aşamaları seramik sistemlere göre daha pratiktir ve seramik inleylere kıyasla daha ekonomiktir.
6. Tamir edilebilirler (Zaimoğlu ve Can, 2004; Arıkan, 2005).

2.1.3. Kompozit Rezin İnleylerin Dezavantajları

1. Aşınma direnci zayıftır.
2. Kavite preperasyonu, ölçü, simantasyon aşamalarında teknik hassasiyetle çalışılmalıdır.
3. Zamanla renk değişimi ve su absorpsiyonu meydana gelebilir (Zaimoğlu ve Can, 2004).

2.1.4. Kompozit Rezin İnleylerin Endikasyonları

1. Hastanın ağız hijyeni iyiye,
2. Amalgama karşı allerjik reaksiyon mevcutsa,
3. Ağızda farklı materyallerden yapılmış restorasyonlara bağlı olarak galvanik akım ihtimali varsa,
4. Estetik restorasyon gereksinimi varsa (Garber ve ark.,1994; Roulet ve Spreafico, 2001).

2.1.5. Kompozit Rezin İnleylerin Kontrendikasyonları

1. Hastanın ağız hijyeni kötüye,
2. Kavite sınırları dışın okluzal cusp noktaları arasındaki mesafenin 2/3'ünden fazla ise,
3. Kavite izolasyonunun sağlanamadığı durumlarda,
4. Dışın kaspını içine alan bir kırık mevcutsa (Wassell ve ark., 2000; Roulet ve Spreafico, 2001; Swift ve ark., 2006).

2.2. Seramik İnleyler

Günümüz diş hekimliğinde estetik beklentilerin artması, posterior dişlerdeki geniş restorasyonlarda kompozit rezin kullanımında karşılaşılan problemler ve dental amalgamlarla ilgili kaygılar nedeniyle seramik inleyler son yıllarda oldukça popüler

hale gelmiştir. Diş hekimliği literatüründe seramik inleyler, ilk olarak Bruce tarafından 1891 yılında tanımlanmıştır. 1913'de Jenkins, Dental Cosmos adlı kitabında seramik inleylerin, diş yapısının korunması ve termal özellikleri gibi avantajlarından bahsetmiştir (Qualtrough ve ark.,1990). 1923 yılında Wain, fırınlanmış ve döküm seramikleri kullanıma sunmuştur (Jones,1985). Seramik inleyler, seramik yapısının kırılğan olması, üretiminin teknik hasssiyet gerektirmesi ve simantasyondaki zorluklar nedeniyle yaygınlaşamamıştır. Ancak 1980lerde geliştirilen uyumlu refraktör materyalleri ile seramik inleylerin üretimi kolaylaştırılmıştır. Bununla birlikte adeziv rezin sistemlerdeki gelişmeler de seramik inleylerin kullanımını ve klinik başarısını önemli ölçüde artırmıştır. Tüm bu gelişmelere rağmen, seramik restorasyonlar, özellikle seramiğin kırılğan yapısından dolayı, posterior dişlerde yaygın olarak kullanılamamıştır. 1985 yılından itibaren iyon değişimi ve lōsit kristalleri ile güçlendirilen mekanik direnci yüksek seramik sistemleri geliştirilmiştir. 2000li yıllarda Cad-Cam sistemlerindeki ilerlemeler de birlikte seramik inleyler günümüzde posterior dişler için estetik, dayanıklı ve popüler bir restorasyon alternatifi haline gelmiştir (Kelly ve ark., 1996; Gemalmaz, 2002; Hopp ve Land, 2013).

2.2.1. Dental Seramiğin Yapısı

Geleneksel dental porselenin içeriğini genel olarak feldspar, kaolin, quartz oluşturur.

2.2.1.1.Feldspar

Potasyum alüminyum silikat ($K_2OAl_2O_36SiO_2$) ve albitin ($Na_2OAl_2O_36SiO_2$) karışımıdır. Porselenin yapısında %70-%90 arasında bulunan bu madde, porselene doğal bir translusensi verir ve temel yapıyı oluşturur. Porselenin kitlesindeki ısıya dirençli elemanları birbirine bağlar. Porselenin kitlesine akıcılık kazandırır ve şeffaflık verir.

2.2.1.2. Kuartz

Porselenin yapısında %10-22 oranında bulunan kuartz, silika yapısındadır ve matriks içinde doldurucu görevi yapar. Porselene sertlik ve stabilite kazandırır. Porselenin termal genleşme katsayısını kontrol ederek pişirme sonucu meydana gelebilecek büzülmeleri önler. Porselenin dayanıklılığının artmasını sağlar ve aynı zamanda materyale şeffaf bir görünüm verir.

2.2.1.3. Kaolin

Dehidrate olmuş alüminyum silikattır. Yumuşak kilsi bir yapıda olan bu madde, Quartz ve Feldspar arasında bağlayıcı olarak diğer materyalleri bir arada tutar. Porselenin yapısında %1-10 arasında bulunur, opak olması nedeniyle çok az kullanılır.

Bu üç ana maddenin dışında akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı veya floresans özelliğini geliştiren çeşitli ajanlar da porselen yapıya eklenebilmektedir.

2.2.2. Seramik inley yapım teknikleri

Seramik inley yapımında esas olarak güçlendirilmiş porselenler kullanılmaktadır. Bu materyaller, konvansiyonel porselenler ile karşılaştırıldığında, daha yüksek oranda kristalin faz içermektedir. Porselene direnç veren bu fazdır. Günümüz diş hekimliğindeki gelişmeler sayesinde posterior dişlerde başarı ile uygulanabilen porselen inley teknik ve sistemleri geliştirilmiştir (Blatz, 2002; Hopp ve Land, 2013).

2.2.2.1. Konvansiyonel Fırınlama Yöntemi

a- Platin Folyo Yöntemi: Bu grupta % 50 Al₂O₃ içeren Vitadur ve MgO içeren Magnezyum Core bulunmaktadır. Refraktör day üzerinde platin folyo uyumlandırılır ve folyonun üzerine porselen fırınlanır. Bu yöntem, hatalı restorasyon kenarlarının elde edilmesi ve kırılma dayanıklılığının düşük olması nedeniyle kullanılmamaktadır.

b- Refraktör Day Yöntemi: Refraktör day materyali, porselenin direkt olarak üzerinde fırınlanabileceği fosfat bağlı bir rövetmandır. Bu materyal ile elde edilen dayların kenarlarında kırılma direnci yüksektir ve sertleşme genleşmeleri düşüktür. Defalarca fırınlanmaya uygundur ve alüminyum oksit kumlaması ile kolayca bitmiş restorasyondan ayrılırlar. Özel ve pahalı ekipmanlar gerektirmemesi, tabakalama tekniği ile estetik sonuçların elde edilmesi ve geleneksel feldspatik porselenlerin kullanılabilmesi gibi avantajları da vardır. Bu teknikle elde edilen seramiklere Hi-Ceram, In-Ceram Alumina, In-Ceram Zirconia, In-Ceram Spinell örnek olarak gösterilebilir (Kelly ve ark.,1996; Qualtrough ve Piddock, 1997; Coşkun ve Yaluğ, 2002).

2.2.2.2. Döküm yolu ile elde edilen seramik inleyler

Mum atım işlemini takiben porselen materyali santrifüj tekniği ile dökülür. Dökülebilir seramikler apatit ve cam seramikler olarak ikiye ayrılırlar. Bu seramiklere örnek olarak Dicor, CeraPearl verilebilir. Bu sistemin dezavantajı pahalı laboratuvar ekipmanı gerektirmesi ve renk uyumunun dıştan boyama ile sağlama zorunluluğudur (Qualtrough ve Piddock, 1997; Coşkun ve Yaluğ, 2002).

2.2.2.3. Isı ve presleme yolu ile elde edilen seramik inleyler

IPS Empress 1: Restorasyonun kor kısmı modelasyon ve mum atımı tekniği ile elde edilir. Kor yapı esas olarak feldspatik porselen olup lösit kristalleri ile güçlendirilmiştir. Refraktör day içinde ön işlemlere tabi tutulmuş ve renklendirilmiş cam-lösit tabletler

ısıtılıp preslenmektedir. Tabakalama tekniği kullanılarak veneer porselen materyali ile restorasyonun son formu oluşturulur.

IPS Empress 2: Restorasyonun kor kısmı modelasyon ve mum atımı tekniği ile elde edilir. Isı ve basınç altında şekillendirilen kor yapı esas kristal faz olarak, lityum disilikat içermektedir. Restorasyonun son formu, seramik kor yapı üzerine cam seramik floraapatit porselenin tabakalanması ile elde edilir. IPS Empress 1 ve IPS Empress 2 arasındaki temel farklılık, materyallerin kor kısmının kimyasal içeriğidir. IPS Empress 2'nin cam matriks fazı daha az olduğu için kırılmaya dayanıklılığı daha yüksektir (Qualtrough ve Piddock, 1997; Holand ve ark.,2000; Coşkun ve Yaluğ, 2002).

2.2.2.4. Prefabrike blokların tornalanması yolu ile elde edilen seramik inleyler (Bilgisayar destekli tasarım ve üretim tekniği CAD-CAM)

Sistem, hazır porselen blokların bilgisayar destekli freze yardımı ile şekillendirilmesi esasına dayanır. Optik tarama yöntemi ile dijital ölçü alınır. Elde edilen veriler bilgisayara yüklenir ve bilgisayar yazılımı kullanılarak restorasyonun üç boyutlu tasarımı (CAD) yapılır. Sistemle bağlantılı torna makinelerine bu bilgiler aktararak prefabrike bloklardan restorasyonun üretim (CAM) aşamasına geçilir (Coşkun ve Yaluğ, 2002; Hopp ve Land, 2013).

2.2.3. Seramik İnleylerin Avantajları

1. Estetik açıdan başarılıdır; doğal diş oldukça yakın bir görünüm elde edilir.
2. Polimerizasyon büzülmesi ve buna bağlı stresler adeziv rezin siman ile sınırlıdır. Bununla birlikte adeziv simantasyon ile kalan diş dokusu desteklenmiş olur.
3. Restorasyonun konturu ve temas alanları model üzerinde hazırlandığından daha başarılıdır.
4. Biyouyumluluğu yüksektir.
5. Termal genişleme katsayısı ve termal iletkenliği doğal diş dokusunda yakındır.

6. Direkt kompozit restorasyonlar ve kompozit inleylerle kıyaslandığında kenar sızıntısı daha azdır (Bergman,1999; Dikbaş ve ark., 2007).

2.2.4. Seramik İnleylerin Dezavantajları

1. Pahalı sistemlerdir.
2. Laboratuvar aşamaları teknik hassasiyet gerektirir.
3. Porselenin gerilme dayanıklılığı yüksek değildir ve bu nedenle provalar esnasında meydana gelebilecek çatlak ve kırılmalara karşı dikkatli olunmalıdır.
4. Simantasyon sonrası yapılan uyumlamalarda ağız içi polisaj yapımı zordur.
5. Kırık oluşması durumunda tamiri mümkün değildir (Dikbaş ve ark., 2007; Griggs, 2007).

2.2.5. Seramik inley endikasyonları

1. Estetik beklentilerin yüksek olduğu durumlarda,
2. Endodontik tedavi sonrası kalan diş dokusu yeterli ise,
3. Karşıt arkta seramik restorasyonların bulunduğu durumlarda benzer sertlik ve aşınma direncine sahip bir materyal kullanılması gerektiğinde,
4. Metallerle karşı alerji söz konusu ise (Zaimoğlu ve Can, 2004; Dikbaş ve ark., 2007).

2.2.6. Seramik inley kontrendikasyonları

1. Bruksizm varlığında,
2. Karşıt dişlerde aşınma direnci seramik kadar yüksek olamayan kompozit rezin restorasyon varsa,
3. Kalan diş dokusu yetersiz ise,
4. Ağız hijyeni kötü olan hastalarda (Zaimoğlu ve Can, 2004; Dikbaş ve ark., 2007).

2.3. Döküm Altın İnleyler

Diş hekimliğinde altın 4000 yıldır kullanılmakta olan oldukça eski bir restoratif materyaldir. Diş hekimliği tarihinde ilk kullanımı çiğneme işlevinin artırılmasından çok yapay dişlerin estetik amaçla bağlanması şeklindedir. Altın teller ve bantlarla köprü yapımı ilk defa Etrüskler tarafından denenmiş, daha sonra Romalılarca teknik geliştirilmiştir (Knosp ve ark.,2003).

Döküm altın inleyler yaklaşık 90 yıldır geniş çürüklerin restorasyonunda kullanılmaktadır. Restoratif diş hekimliğinde altın saf bir metal olarak ya da alaşım halinde kullanılmaktadır. Saf altının kullanımı, düşük mekanik dayanıklılığı sebebiyle küçük kavitelere uygulanan direkt dolgularla sınırlıdır. Konservatif diş hekimliğinde en yaygın kullanılan teknik altın içeren soy metal alaşımları kullanılarak hazırlanan döküm inley ve onleylerin kavitelere simante edilmesidir (Knosp ve ark.,2003).

2.3.1. Dental altın alaşımlarının içeriği

Soy metal alaşım sistemlerinin temel bileşenleri olan altın, bakır, gümüş, platin, palladyum ve çinko miktarları farklı olan çeşitli alaşımlar üretilmektedir. Bu metallerle birlikte yapıya az miktarlarda eklenen diğer metaller, alaşım yapısına birtakım özellikler katarlar. Çok az miktarda ekleme veya azaltmalarla yapıda büyük farklar meydana geldiğinden bu detaylar oldukça önem kazanmaktadır. Alaşımı oluşturan elementler ve özellikleri şöyledir (Zaimoğlu ve ark.,1993; Knosp ve ark., 2003; McCabe and Walls, 2008):

Altın: Altın içeren soy metal alaşımlarının ana bileşenidir. Saf altın yumuşak işlenebilir bir metaldir. Alaşımın işlenebilirliğini ve özgül ağırlığını artırır. Alaşımın korozyon direncini artırır. Lekelenme ve korozyona yeterli direnç oluşturması için alaşımda ağırlıkça en az %75 olması istenir.

Platin: Alaşıma sertlik verir. Korozyona direnci nedeniyle biyolojik özellikleri üstün bir elementtir. Dokular üzerinde olumsuz bir etkisi bildirilmemiştir. Altın ile birlikte alaşımın lekelenme ve korozyon direncini artırır. Alaşımın erime noktasını

yükselttiğinden döküm altın alaşımlarında kullanılabilirliği sınırlıdır. Dental alaşımda kullanılan maksimum miktarı %3-4 tür. Alaşımı beyazlatma eğilimindedir.

Palladyum: Platinden daha ucuz olduğundan genellikle platin yerine kullanılır. Platinden daha düşük sıcaklıkta erimesine karşın alaşımın erime sıcaklığını yükseltmekte platinden daha etkilidir. Dolayısıyla döküm alaşımlarda platinden daha az kullanılır. Etkin bir sertleştirici ve kuvvetlendirici elementtir. Ancak bu etkisi platinden düşüktür. Alaşımı beyazlatma özelliği diğer elementlerden çok daha fazladır. Özgül ağırlığı altın ve platinden daha küçüktür, dolayısıyla alaşımın birim hacmi başına olan ağırlığını azaltır.

Gümüş: Alaşımların rengini beyazlatma eğiliminde olup altından sert bakırdan daha yumuşak bir elementtir. İyi bir ısı ve elektrik iletkenidir. Palladyum mevcudiyetinde altın alaşımının işlenebilirliğine katkıda bulunur.

Çinko: Genellikle oksijen tutucu olarak kullanılır. Çinko ilavesi alaşımın katılaşması esnasında oksijen atılımını önleyerek gaz pörozitesi oluşumunun önüne geçer. Alaşımın ergime noktasını düşürür ve dökülebilirliğini artırır.

2.3.2. Dental altın alaşımlarının sınıflandırılması ve özellikleri

Sabit protez yapımında kullanılan soy metal alaşımları çeşitli şekillerde sınıflandırılmışlardır. ISO'nun 1995'te yapmış olduğu 1562 no'lu sınıflamasında mekanik özelliklerine göre 4 tip dental döküm altın alaşımı tanımlanmıştır. Tablo 2.1'de alaşım içeriğindeki elementler ve yüzdeleri gösterilmiştir (Knosp ve ark.,2003; McCabe and Walls, 2008).

Alaşım Tipi	ALAŞIMI OLUŞTURAN ELEMENTLER					
	Altın %	Bakır %	Gümüş %	Palladyum %	Platin%	Çinko%
Tip-I (yumuşak)	87.0	4.0	9.0	-	-	-
Tip-II (ortasert)	76.0	8.0	13.0	2.5	-	0.5
Tip-III (sert)	70.0	10.0	15.0	3.0	1.0	1.0
Tip-IV (ekstrasert)	66.0	15.0	12.0	3.0	2.0	2.0

Tablo 2.1: Dental altın alaşımlarının içeriği

Geleneksel dental altın alaşımlarında ortalama %75 oranında altın bulunmaktadır. Altın içeriği ve dolayısıyla alaşımın soy özelliği Tip 1'den 4'e doğru gittikçe azalmaktadır. Tip 1'den 4'e doğru gittikçe alaşımın sertliği, oransal limiti ve dayanıklılığı artarken korozyon direnci ve çekilebilirlik özelliği azalmaktadır (Knosp ve ark.,2003; McCabe and Walls, 2008).

Tip 1 alaşımlar: Sertlik derecesi az olduğundanyüksek çiğneme kuvvetlerine maruz kalmayan küçük inley kavitelerinde kullanılabilir. Yüksek ekilebilirlik özelliğe sahip olduğundan burnishleme iőlemi uygulanabilir. Bu iőlem inleyn yüzey sertliğini ve marjinal uyumunu artırır. Yaygın kullanımları yoktur.

Tip 2 alaşımlar: Tip 1 alaşımlarla kıyaslandığında daha üstün mekanik özelliklere ve inleylerde daha yaygın kullanıma sahiptir.

Tip 3 alaşımlar: Restorasyonların birçoğunda kullanımları uygundur. Madde kaybının fazla olduğu ve yüksek çiğneme kuvvetlerine maruz kalan inley kavitelerinde, onley ve kron restorasyonlarında kullanılabilir.

Tip 4 alaşımlar: Oldukça sert ve mekanik direnci yüksek alaşımlardır. Çekilebilir zellikleri yoktur. Yaygın kullanılmamakla birlikte parsiyel protez iskelet alt yapılarında kullanılabilir.

2.3.3. Döküm Altın inleylerin avantajları

1. Aşınmaya direnci yüksektir.
2. Dayanıklıdır, kırılma oranları azdır.
3. İyi polisajlanabilir ve özelliklerini uzun yıllar bozulmadan koruyabilir.
4. Korozyon direnci yüksektir ve toksik etkileri bulunmamaktadır.
5. Antagonist dişte minimal aşınmaya neden olur (Bayırlı ve şirin, 1982; Stoll ve ark., 1999; Hopp ve Land, 2013).

2.3.4. Döküm Altın inleylerin dezavantajları

1. Estetik değildir.
2. Maliyetleri yüksektir.
3. Yapım aşamasında teknik hassasiyet gerektirir (Bayırlı ve şirin, 1982; Hopp ve Land, 2013).

2.4. İmley preperasyonu

İmley preperasyon tasarımı, restoratif materyallerin farklı fiziksel özellikleri ve üretim tekniklerine bağlı olarak küçük farklılıklar gösterir. Ancak genel olarak seramik ve kompozit rezin imley preperasyonları benzerdir. İmley preperasyonu, restoratif materyal için yeterli kalınlık sağlayacak ve kırık oluşumunu engelleyecek şekilde hazırlanmalıdır. Çalışmalarda kavite derinliği konusunda bir kesinlik bulunmamakla birlikte, seramik inleyler santral fossa bölgesinde 2 mm'den az olmamalıdır. Kompozit inleyler için ise bu derinlik en az 1.5 mm olmalıdır (Bergman, 1999; Frankenberger ve ark., 2000; Hopp ve Land, 2013).

Kavitede undercutların olmamasına dikkat edilmelidir. Pulpal duvar olmalıdır. Preparasyon sonunda kavite duvarında küçük undercutlar varsa, cam iyonomer kaide ile düzeltilir. Kavite duvarları birbirine paralel olmalıdır. Aksiyal duvarlar yukarı doğru hafifçe genişlemelidir. Döküm metal inleylerde preparasyonun gingivoaksiyal yönde açılımı 2-5°'dir. Diş renkli restorasyonlar adeziv yöntemle yapıştırılacağı için, simantasyon ve prova aşamalarında çok az basınç uygulandığından dışa doğru açılım artırılabilir. Seramik inleylerde 12° lik dışa açılım sağlanır (Hopp ve Land, 2013). Stres oluşumunu engellemek ve restoratif materyalin iyi adapte olmasını sağlayabilmek için internal açılar yuvarlanır ve marjinler düzeltilir. Metal inleylerin tersine kompozit ve seramik inleylerde kavite kenarlarına bizotaj yapılmamalıdır. Bizotaj yapılması restorasyonların okluzal ve gingival marjinlerinin ince olmasına ve fonksiyon sırasında bu bölgelerde kırık oluşumuna neden olacaktır. Kompozit rezin ve seramik inley restorasyonlarda marjinal dayanıklılığının sağlanması için, tüm marjinler 90° kavite yüzey açısı ile sonlanmalıdır (Robbins ve Fasbinder.,2006; Hopp ve Land, 2013).

2.5. Ağız içi sıcaklık değişimleri ve dental restorasyonlara etkisi

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyaller içinde buldukları ağız ortamı ile etkileşim halindedir. Dişler ve restorasyonlar sıcak ve soğuk yiyecek ve içeceklerin tüketilmesi esnasında sıcaklık değişimlerine maruz kalırlar. Örneğin buzlu bir suyun sıcaklığı 0 °C'ye yakınken, sıcak bir çayın sıcaklığı 60 °C'ye ulaşabilir. Ancak yeme ve içme alışkanlıkları kişiye göre değişmektedir ve ağzın her bölgesinde eşit sıcaklık değişimi meydana gelmemektedir (Longman ve ark., 1987). Herhangi bir termal uyarana maruz kalınmadığında ağız içi sıcaklık 35±2.1 °C olarak ölçülmüştür (Spierings ve ark.,1987; Palmer ve ark.,1992).

Ağız içerisinde oluşan en yüksek ve en düşük sıcaklık değerlerinin belirlenmesi önemlidir. Palmer ve ark. (1992), doğal diş yüzeyinde oluşan en yüksek ve en düşük sıcaklıkları ölçmek amacıyla 13 deneğin alt dişlerinin santral fossalarına ve üst dişlerinin palatal yüzeylerine ısı çift ısı ölçerler (thermocouple) yerleştirmişlerdir. Bu çalışmada diş yüzeyinde oluşan uç sıcaklık değerleri 0°C ve 67°C olarak ölçülmüştür. Barclay ve ark. (2005), 60 diş hekimliği öğrencisi ile

yaptıkları çalışmada deneklerden 90°C sıcaklıktaki içeceği ve 1°C sıcaklıktaki buzlu suyu içmelerini istemişlerdir. Deneklere kişisel PVC splintler hazırlanmış ve bu splintlere ağız içerisinde oluşan sıcaklıkları tespit etmek amacıyla ısı dirençler (thermistor'ler) diş ipi ile bağlanmıştır. Bu çalışmada diş yüzeyinde oluşan en yüksek sıcaklık 70°C, en düşük sıcaklık ise 0°C olarak ölçülmüştür.

Ağız içerisinde meydana gelen sıcaklık değişimlerinin diş dokularına ve dental restorasyonlara etkisi önemli bir konudur. Diş dokuları ve restoratif materyaller sıcak yiyeceklerin ağza alınmasıyla genişlerken, soğuk yiyeceklerin ağza alınması sonucu büzülmetedir. Diş dokuları ve restoratif materyallerin termal iletkenlik ve termal genişleme katsayılarının farklı olması sonucu restore edilmiş dişlerde termal streslerin meydana geldiği belirtilmiştir (Yang ve ark., 2001; Toparli ve ark., 2003). Oluşan sıcaklık farkı, termal genişleme katsayısına bağlı olarak materyalde bir gerilim meydana getirir. Farklı sıcaklıklar ve farklı termal genişleme katsayıları ile oluşan hacimsel genişmeler ve büzülmelemler sonucu artan stresler, diş yapısında çatlak ve kırıklara veya restorasyon-diş arayüzünde bağlantının bozulmasıyla kenar sızıntılarına neden olabilmektedir (Brown ve ark., 1972; Lloyd ve ark., 1978; Yang ve ark., 2001; Price ve ark., 2003).

Kenar sızıntısı, restoratif materyaller ve kavite duvarları arasından bakteri, sıvı, iyon ve moleküllerin klinikte gözlenemeyen geçişi olarak tanımlanabilir ve restorasyonlarda postoperatif hassasiyet, restorasyon sınırlarında renk değişikliği, ikincil çürükler ve sonrasında pulpa yıkımlarına neden olabilmektedir (Jensen ve ark., 1985). Termal genişleme katsayısı kenar sızıntısında oldukça önemli bir rol oynamaktadır. Restoratif materyallerin ve diş dokularının termal genişleme katsayıları arasındaki farklılık, materyalin mine ve dentin ile yapmış olduğu bağlanmayı olumsuz yönde etkiler. Materyallerin termal genişleme katsayısı diş dokusuna ne kadar yakın ise restorasyon-diş ara yüzünde oluşabilecek sorunlara o kadar az rastlanır. Örneğin, kompozit rezin restorasyonlu bir dişte soğuk gıdalar alındığında kompozit, mine ve dentinden daha fazla büzülür ve kompozit ile kavite duvarı arasında oluşan boşluğa ağız sıvıları penetre olur. Diş, vücut sıcaklığına ulaştığında ya da sıcak gıdalar alındığında bu boşluk küçülür ve ağız sıvıları dışarıya itilir. Ağız içindeki sıcaklık değişimleri birbirini izler nitelikte olduğu için kompozit rezinde tam bir ısıl dengelenme görülemez ve diş-kompozit ara yüzünde stresler oluşur. Soğuk ve sıcak

uyaruların ard arda devam etmesi yorgunluğa neden olur ve rezinin diş dokuları ile yaptığı bağlanma başarısızlıkla sonuçlanabilir (Dayangaç B.,2000;Craig, 2012).

Ağız içi sıcaklık değişimlerinin diğer bir klinik önemi de, diş yapısı içerisindeki ısı iletimidir. Dişin kron kısmında oluşan ısı, diş oluşturulan mine ve dentin boyunca pulpaya iletilir. Dentin, ısı iletiminde düşük ısıl iletkenlik özelliğine sahiptir ve böylece pulpayı termal irritasyondan koruyabilir. Ancak restore edilmiş dişlerin termal davranışı restoratif materyallerin farklı ısıl iletim özellikleri nedeniyle sağlam dişlere göre farklılık gösterir (Lin ve ark., 2010). Özellikle derin kavitelerde geriye kalan dentin dokusu ısı yalıtımı sağlamakta yetersizdir. Restoratif materyallerin ısı iletim ve yalıtım etkisi malzemelerin kompozisyonuna bağlı olarak değişmektedir (Saitoh ve ark., 2004). Bu nedenlerle, restore edilmiş dişlerde oluşan ısı mine, dentin ve pulpada hasara yol açabilir (Llyod ve ark. 1978; Oskui ve ark., 2014).

Pulpa dokusu sıcaklık değişimlerine karşı duyarlıdır. Pulpadaki fizyolojik kan akımının soğutma etkisine rağmen, yapılan çalışmalarda sıcaklık değişimlerinin neden olduğu pulpal hasar bildirilmiştir (Zach ve Cohen; 1965; Kleverlaan ve Gee, 2004). Gün içinde ağız içi ısısında fonksiyona ve yiyecek alımına bağlı değişimler olduğu gibi dental işlemler esnasında da ısı üretilmektedir. Zach ve Cohen (1965), restoratif tedavi esnasında pulpa dokusunda oluşan ısı artışının zararlı etkisini araştırdıkları çalışmalarında, pulpal sıcaklıktaki 5,5°C'lik artışın pulpal dokularda geri dönüşümsüz hasara neden olabileceği bildirmişlerdir. Benzer olarak, pulpal sıcaklığın 42 °C'yi aşması halinde pulpada geri dönüşümsüz hasarın başlayacağını bildiren çalışmalar mevcuttur (Pohto ve Scheinin, 1958; Eriksson ve Albrektsson, 1983; Laurell ve ark.,1995). Pulpal sıcaklık artışı kompleks bir durumdur ve ısıl uyarının şiddeti, uygulama süresi, kalan dentin kalınlığı ve dişin fizyolojik süreci gibi pek çok faktörden etkilenir (Kodonas ve ark., 2009). Çalışmalar diş içerisindeki ısı iletimini incelerken geriye kalan dentin kalınlığının önemini vurgulamaktadır (White ve ark.,1991; Paghdivala ve ark., 1993). İnce bir tabaka rezidüel dentin varlığında ısı yalıtımı yeterli bir şekilde sağlanamaz ve özellikle derin kavitelerde sıcak-soğuk uyarıların etkisi ile post-operatif hassasiyet meydana gelebilir (Magalhaes ve ark., 2008).

2.6.Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi

Sonlu elemanlar analizi, kompleks geometriye sahip biyomekanik sistemin gerçeğe uygun matematiksel modelini hazırlayarak çeşitli mekanik problemlerin bilgisayar ortamında çözümlenmesini sağlayan sayısal bir yöntemdir. Bu yöntem, ilk olarak 1960larda uzay ve havacılık endüstrisinde yapısal mühendislik problemlerinin çözümünde kullanılmaya başlanmıştır. Yöntem daha sonra giderek geliştirilerek ısı transferi, akışkanlar mekaniği, elektromanyetik problemler ve akustik gibi pek çok alanda problemlerin çözümlenmesinde kullanılmaktadır. Medikal alanda ilk olarak ortopedistler tarafından kullanılan bu yöntem, günümüzde kardiyovasküler sistem, yumuşak doku mekaniği, dental mekanik ve biyolojik akış analizlerinde başarıyla uygulanmaktadır. Dental sistemler oldukça kompleks bir geometriye sahiptir. Sonlu elemanlar yöntemi bu sistemlerle ilgili analizlerin yapılmasında etkin bir yöntemdir. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar analiz yöntemi yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu yöntem ile birçok klinik uygulama sanal ortamda taklit edilerek sonuçlar karşılaştırılmalı olarak değerlendirilmektedir. Ayrıca dental restoratif materyallerin biyomekanik özelliklerinin belirlenmesi, birbiriyle kıyaslanması ve geliştirilmesi açısından da fayda sağlamaktadır (Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru 1995; Adıgüzel, 2010; Ramoğlu ve Ozan, 2014).

Sonlu elemanlar yöntemi ile bir yapının analizi bir, iki ya da üç boyutta yapılabilir. Yöntemin prensibi, tüm sistemin ağ yapısı, elemanları, düğümleri ve sınır koşulları oluşturularak analiz edilmesi esasına dayanır. Sonlu elemanlar analizinde ilk aşama, kullanılacak tüm yapıların bilgisayar ortamına aktarılarak modellenmesidir. Geometrik model, bilgisayarlı tomografi görüntülerinin ya da cismin yüzey tarayıcıları ile taranmasıyla elde edilen verilerin bilgisayara aktarılması ile elde edilir. Bir diğer yöntem ise, üç boyutlu modelleme programları kullanılarak cismin araştırmacı tarafından bilgisayar ortamında çizilmesidir. Hazırlanan model sonlu sayıda elemanlara bölünür. Eleman sayısı ne kadar fazla ise, elde edilen sonuçlar o oranda gerçeğe yakın sayılır. Elemanlar belli noktalardan birbirleriyle bağlanır, bu noktalara düğüm (node) denir. Düğüm noktalarının ve elemanların koordinatlarını oluşturan tüm yapıya ise ağ (mesh) adı verilir. İkinci aşamada, modellenmesi yapılan materyal özellikleri ve sınır koşulları programa yüklenir. Cismin nereden sabitlendiği ve kuvvetin neresinden uygulandığı sınır koşullarını gösterir. Son aşamada ise,

bilgisayar programı yardımı ile her elemanın çözümlenmesinden tüm sistemin çözümlenmesine ulaşılarak sonuçlar elde edilir (Geng ve ark., 2001; Adıgüzel, 2010; Taşkinsel ve Gümüş, 2014).

2.6.1.Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Avantajları

1. Karmaşık geometriye sahip ve farklı materyal özellikleri gösteren yapılar kolaylıkla analiz edilebilir.
2. Gerçeğe oldukça yakın bir modelleme yapılabilir ve in vivo şartlarda oluşturulamayan simülasyonlara sağlanabilir.
3. Stres, gerinim ve yer değiştirmeler hassas bir şekilde analiz edilebilir.
4. Bilgisayar ortamı dışında başka bir ekipman gerektirmez (Eskitaşcıoğlu ve Yurdukoru,1995; Ramoğlu ve Ozan, 2014).

2.6.2.Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Dezavantajları

1. Programa yüklenen materyallere ait özellikler, yapının tam bir temsili örneği olmayabilir. Yöntemin geçerliliğinde materyal özelliklerinin sisteme doğru aktarılması ve modellemenin gerçeğe uygun şekilde yapılması önem taşır.
2. Analiz için gerekli olan bilgisayar programlarının maliyetleri yüksektir ve programların kullanımı teknik bilgi ve hassasiyet gerektirir.
3. Teknolojik gelişmelerle paralel olarak mevcut bilgisayar programlarının güncellenmesi gerekir (Eskitaşcıoğlu ve Yurdukoru,1995; Ramoğlu ve Ozan, 2014).

2.6.3. Sonlu elemanlar yöntemi ile termal analizlerin yapılması

Dental sistemler kompleks bir geometriye sahiptir.In vitro ve in vivo koşullarda termal streslerin değerlendirilmesinde, çekilmiş dişlerin deneysel ortamda kullanılması, termal analiz için kullanılacak mekanik düzeneğin oluşturulması ve yerleştirilmesi, standardizasyonun sağlanmasıyla ilgili problemler meydana gelmektedir. Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin, mekanik ve termal analizlerin

gerçekleştirilmesinde etkin bir yöntem olduğu bildirilmiştir (Geng ve ark.,2001; Asmussen ve ark.,2005). Sıcaklık değişimlerinin oluşturduğu sıcaklık farkı, materyalin genleşme katsayısına bağlı olarak, cisimde uniform bir zorlamaya yol açmaktadır. Isısal değerlendirme; malzemenin yapısında sıcaklıktan ya da benzer şartlardan dolayı oluşan iç zorlanmaların etkisinin hesaplanması esasına dayanır. Termal analiz ile malzemelerin sıcaklıklarına göre dayanım, şekil ve boyutlarındaki değişim hesaplanıp buna göre diğer elemanlar ve sistemlerle olan ilişkileri saptanır. Malzemelerin yüzeylerinde, köşelerinde, belirli noktalarındaki değişim ve sistemin ısı iletim katsayısı da hesaplanabilmektedir (Çengel ve Boles,1994; Incropera ve Dewitt, 2002).

2.7. Mekanik ve Termal Kavramlar

Malzemelerin farklı yükleme koşullarında gösterecekleri davranışları incelemek için bazı temel fiziksel ve termal kavramların açıklanması yararlı olacaktır.

2.7.1. Yoğunluk

Birim hacimdeki kütle miktarıdır. Birimi g / cm^3 tür. Aşağıdaki formülle ifade edilir:

$$d = m/v \quad m: \text{Kütle} \quad v: \text{Hacim} \quad (\text{O' Brien WJ, 1997; Craig R.,2012})$$

2.7.2. Stres

Bir yapıya bir dış kuvvet uygulandığında, etki eden bu dış kuvvete karşı oluşan kuvvete denk ve zıt yönlü iç dirence stres adı verilir. Uygulanan kuvvet ve oluşan iç direnç cismin tüm alanı üzerinde yayılır. Bu durumda stres, birim alana uygulanan kuvvettir. $\text{Stres} = F / A$ Kuvvet/ A: Alan (O' Brien, 1997; Craig, 2012)

Cisim üzerine uygulanan dış kuvvetler, cisim içinde farklı türlerde streslerin oluşmasına neden olur. Dış hekimliği açısından en önemli stres tipleri şunlardır:

1. Tensile (çekme) stres: Bir cismi uzatmak ya da germek için uygulanan yükün yarattığı deformasyona karşı oluşan dirençtir.
2. Compressive (basma) stres: Bir cismi sıkıştırmak ya da kısaltmak amacıyla uygulanan yüke karşı cismin içinde oluşan dirençtir.
3. Shear (makaslama) stres: Tork hareketine veya bir kütleyi diğerinin üzerinde kaydırmaya karşı oluşan dirençtir.

2.7.3. Strain (Gerinim)

Bir cisme gerilim uygulandığında cismin her biriminde birim uzunlukta meydana gelen değişime gerinim adı verilir. Herhangi bir ölçü birimi yoktur. Stres ve gerinim birbirinden farklı niceliklerdir. Stres yönü ve büyüklüğü olan bir kuvvet, gerinim ise bir değerdir (O' Brien WJ, 1997; Craig R.,2012).

2.7.4. Elastisite Modülü (Young Modülü)

Bir materyalin elastisite modülü, elastik limitler dahilinde materyalin göreceli sertliğini belirten bir terimdir. Stres – Strain eğrisinde oransal limit altındaki stresin straine oranı ile tespit edilir. (O' Brien WJ, 1997; Craig R.,2012).

2.7.5. Poisson Oranı

Bir cisme çekme kuvvetleri uygulandığında elastik limitler dahilinde kesit alanındaki azalma ile boyunda meydana gelen uzama arasında oransal bir ilişki vardır. Bu orana Poisson Oranı denir (O' Brien, 1997; Craig, 2012).

2.7.6. Sıcaklık

Sıcaklık, bir sistemin sahip olduğu ölçülebilen bir değerdir. Termometre veya thermocouple (ısılıft, sıcaklık pili) ile ölçülür.

2.7.7. Isı

Isı, bir sistem ve çevresi ya da iki sistem arasındaki sıcaklık farkından dolayı transfer edilen enerji formudur. Isı transferi bilimi, teori ve uzun yıllar süren deneysel gözlemlere dayanır. Isı transfer analizleri temel olarak fizik kanunlarıyla ilgilidir. Isı transferi analizlerinde şu kanunlar önemli rol oynar (Çengel ve Boles,1994):

1. Fourier'in ısı iletim kanunu
2. Newton'un soğuma kanunu
3. Stefan-Boltzmann'ın yayılma (radyasyon) kanunu

Isı Transfer Yöntemleri

Isı iletim mekanizması aslında oldukça karışık olan ısı değişimi veya enerji dönüşüm sistemidir. Isı transfer yöntemleri temel olarak 3 gruba ayrılır (Çengel ve Boles,1994):

a. Isı İletimi (Kondüksiyon)

Isı iletimi, katı, sıvı ya da gaz halindeki bir maddede moleküler titreşim veya bazı durumlarda serbest elektronların akışı ile yüksek sıcaklıktaki bölgeden düşük sıcaklıktaki bölgeye doğru olan moleküler hareket sürecidir. Isı iletimi farklı sıcaklıklardaki iki sistem arasında meydana gelir. Sıvı ve gazlarda ısı iletim mekanizması, moleküler hareketle ortaya çıkan kinetik enerji transferi şeklindedir. Bununla birlikte kuartz gibi kristalin yapıdaki katılarda ısı iletimi ise moleküler titreşim veya serbest elektron salınımı ile ortaya çıkan enerji transferine bağlıdır.

b. Isı Yayılımı (Radyasyon)

Isı yayılımı, elektromanyetik dalgalar formundaki ısı transferidir. Bütün katı, sıvı ve gaz maddeler, sıcaklıklarına bağlı olarak ışımaya yapar ve ayrıca bu enerjiyi absorbe etme kapasitesine sahiptir. Bununla birlikte ışımaya sadece geçirgen ya da yarı geçirgen materyallerden geçebilir. Isı iletimi, opak katılardaki tek ısı akış mekanizmasıdır.

c. Isı Yayınımı (Konveksiyon)

Cam, kuartz gibi geçirgen veya yarı geçirgen katılarda enerji akışı, radyasyon veya ısı iletimi şeklinde olabilir. Gazlarda ve sıvılarda gözlenebilen bir akışkan hareketi yoksa ısı transfer mekanizması, ısı iletimi şeklindedir. Eğer makroskopik bir hareket varsa enerji, akışkanın kendi hareketinden de doğan içsel enerji formu olarak da taşınabilir. Enerji taşınması hem ısı iletimi hem ışımaya hem de akışkanın hareketi şeklinde kombine bir süreç ise buna ısı yayılımı adı verilir. Gerçekte bir maddedeki sıcaklık dağılımına ısı transferinin bu 3 türünün kombine etkisi hakimdir. Bu yüzden bu etkileşimde bir türü diğerinden izole etmek mümkün değildir. Ancak ısı transfer analizlerinde kolaylık olması açısından bu üç ısı transfer şekli ayrı ayrı değerlendirilir.

2.7.8. Termal İletkenlik

Termal iletkenlik (K), bir maddenin sıcaklığı 1°C yükseltildiğinde 1 cm 'lik uzunluğu ve 1 cm^2 'lik kesitinden 1 saniyede geçen kalori veya joule cinsinden ısı miktarıdır. Termal iletkenlik, materyalin ısı iletim davranışını açıklayan özelliktir ve her materyal için termal iletkenlik katsayısı ile tanımlanır. Birimi $\text{cal cm/cm}^2\text{sn}^{\circ}\text{C}$ veya $\text{J cm/cm}^2\text{sn}^{\circ}\text{C}$ ' dir (O' Brien, 1997; Craig, 2012).

$T.\dot{I} = Q \times L / (A \times T)$ Q : ısı akış hızı L : kalınlık A : alan T : sıcaklık farkı

2.7.9. Termal Genleşme

Birçok madde ısıtıldığında genişir, soğutulduğunda büzülür. Genel olarak, sıvılar katılardan, gazlar da sıvılardan daha fazla genişirler. Katı veya sıvı maddeler için genleşme miktarı, termal genleşme katsayısına bağlı olarak değişkenlik gösterir. Termal genleşme katsayısı, 1 C° sıcaklık artışı ile materyalin birim uzunluk veya hacminde meydana gelen değişiklik miktarı olarak tanımlanır (O' Brien, 1997; Craig, 2012).

2.7.10. Özgül Isı

Bir maddenin birim kütlesinin sıcaklığını 1°C artırmak için gerekli ısı miktarıdır. Birimi cal / g°C dir. veya J / (kg·K)'dır. Özgül ısı kalorimetre ile hesaplanabilir. Metal gibi düşük özgül ısı katsayısına sahip maddeler, sıcaklıklarını arttırmak için daha az enerjiye ihtiyaç duyarlar. Özgül ısı ayrıca maddenin sıcaklığını ne kadar iyi koruduğunu ifade eden bir terimdir (O' Brien, 1997; Craig, 2012).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada, alt 1. molar dişte farklı restoratif materyaller kullanılarak hazırlanan Sınıf 2 MOD inley restorasyonlarda ağız içi sıcaklık değişimleri sonucu restorasyon ve diş dokularında oluşan zamana bağlı sıcaklık dağılımı ve termal stresler incelenmiştir. Ayrıca termal ve mekanik yüklemenin eş zamanlı olarak yapılması ile çiğneme kuvvetleri simüle edilerek meydana gelen termomekanik stresler de değerlendirilmiştir. Çalışmada tüm analizler sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile gerçekleştirilmiştir.

3.1. Üç boyutlu sonlu elemanlar modelinin oluşturulması

Çalışmada alt sağ 1. molar diş ve çevreleyen kemik dokusu modellenmiştir. Model; mine, dentin, pulpa, Sınıf 2 MOD restorasyon, adeziv rezin siman, kortikal ve spongios kemik ve periodontal ligamenti içermektedir. Çalışmada kullanılacak alt sağ birinci molar diş Wheeler diş atlasında belirtilen değerlere göre; kron boyu 7.5 mm ve kök uzunluğu da 14 mm olacak şekilde hazırlanmıştır. Kortikal kemiğin blok kısmı 2 mm kalınlıkta ve alveol soket bölgesindeki uzantısı ise 0.5 mm kalınlıkta olacak şekilde modellenmiştir (Holmes ve ark.,1996; Asmussen ve ark., 2005). Diş destek dokularını en doğru biçimde modellemek amacıyla,diş kökü etrafında 0.175 mm kalınlığında periodontal ligament oluşturulmuştur (Holmes ve ark.,1996; Asmussen ve ark., 2005).

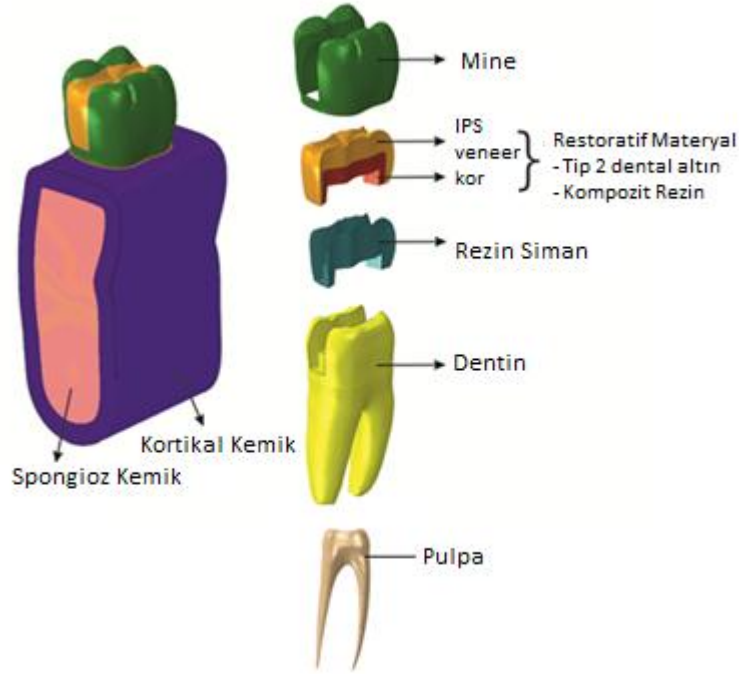
Çalışma modelindeki üç boyutlu inley kavite dizaynı; 3.7 mm kavite derinliğine, 2.5 mm isthmus genişliğine ve 1.2 mm gingival duvar genişliğine sahiptir. Prepare kavite duvarları kavite tabanından yüzeye 5° açıdadır. Kavitenin tüm yüzeyini kaplayan rezin siman 0.1 mm kalınlığında modellenmiştir.

Çalışmada incelenen inley restorasyon materyalleri şöyledir:

- Tip 2 Dental Altın Alaşımı
- Kompozit Rezine
- Seramik (IPS Empress 2)

Üç boyutlu sonlu elemanlar modelinin ağ yapısının düzenlenmesi ve üç boyutlu katı modelin oluşturulmasında Hypermesh (Altair Engineering, Inc.) yazılım programı kullanılmıştır. Modellerin katı cisme dönüştürülmesinde tetrahedral (4 düğüme sahip piramit) yapılar kullanılmaktadır. Çalışmada kullanılan model, 35.057 nod ve 193.661 element içermektedir. Sonlu elemanlar stres analizleri için çözümler Abaqus/Standard v.6.11 (Dassault Systèmes, Waltham, MA) programı kullanılarak yapılmıştır.

Şekil 3,1'de üzerinde analizlerin gerçekleştirileceği üç boyutlu sonlu elemanlar modeli ve modellenen yapıların kesit görüntüleri görülmektedir.



Şekil 3.1: Üç boyutlu sonlu elemanlar modeli ve modellenen yapıların kesit görüntüleri

3.2. Modellerdeki Yapıların Materyal Özelliklerinin Tanımlanması

Çalışmada kullanılan ve analizlerin yapılabilmesi için gerekli olan, materyallere ait mekanik ve termal özellikler Tablo 3.1'de gösterilmiştir. Kortikal kemik, trabeküler kemik, periodontal ligament ve diş dokuları gibi anatomik yapılar ve tüm diğer restoratif materyaller homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edilmiştir.

Tablo 3.1: Modellerde kullanılan materyal özellikleri

Materyal	Young's modülü (GPa)	Poisson oranı	Termal genişleme katsayısı ($\times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$)	Özgül ısı ($\text{J/g}^{\circ}\text{C}$)	Yoğunluk ($\times 10^{-3} \text{ g/mm}^3$)	Termal iletkenlik ($\times 10^{-4} \text{ J/smm }^{\circ}\text{C}$)
Mine ²⁵	84.1	0.33	17.0	0.75	2.8	9.2
Dentin ²⁵	18.6	0.31	10.6	1.17	2.0	6.3
Pulpa ⁷¹	0.002	0.45	180	1.00	1.0	6.7
Periodontal Ligament ^{26,82}	0.069	0.45	10.0	1.84	1.1	5.8
Spongioz kemik ^{26,82}	1.37	0.30	10.0	1.84	1.3	5.8
Kortikal kemik ^{26,82}	13.7	0.30	10.0	1.84	1.3	5.8
Seramik kor ³¹	95	0.30	10.6	0.98	2.4	14.7
Seramik veneer ³¹	60	0.30	9.7	0.98	2.4	14.7
Kompozit rezin ²⁵	16.6	0.33	37.0	0.82	2.0	1.1
Rezin siman ³¹	8.3	0.35	39.0	1.15	2.02	2.61
Tip II dental altın ⁵⁵	90.5	0.35	15.5	0.14	18.3	26.7

3.3. Çalışma Koşullarının Oluşturulması

Çalışmada ısısal dağılımın, termal ve termomekanik streslerin tespit edilmesi için yapılan analizler üç aşamadan oluşmaktadır.

3.3.1. Birinci aşama: Sıcaklık dağılım analizi

Birinci aşamada; iki farklı sıcaklık koşulu (4°C ve 60°C) için restorasyon ve diş içerisindeki zamana bağlı sıcaklık dağılım analizi yapılmıştır. Ağız içi sıcaklığın 36°C

olduğu kabul edilmiş ve ağıza 4 °C sıcaklığa sahip gıda alındığı ve 2 sn sũreyle bu gıdanın ağızda tutulduğu kabul edilerek soğuk uygulaması yapılmıştır. İkinci safhada ise yine ağız içi sıcaklığın 36 °C olduğu kabul edilmiş ve ağıza 60°C sıcaklığa sahip gıda alındığı varsayılmış ve 2 sn sũreyle bu gıdanın ağızda tutulduğu kabul edilerek sıcak uygulaması yapılmıştır. Sıcak ve soğuk gıdaların dişlerin okluzal ve lingual yũzeylerine temas ettiği kabul edilmiş ve ısı yalnızca bu yũzeylerden uygulanmıştır (şekil 3.2). Modelde oluşan sıcaklık dağılımları belirlenen zaman kesitlerine (0.1, 1.1 ve 2. sn) gũre kaydedilerek değerlendirmeler yapılmıştır.



şekil 3.2: Termal yũklemenin uygulandığı yũzeyler

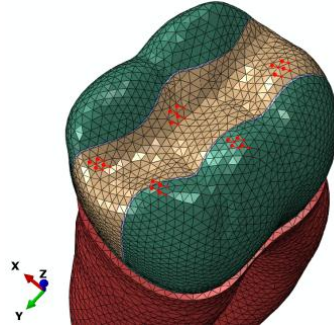
3.3.2. İkinci aşama: Termal stres analizi

İkinci aşamada, sıcaklık değişimlerinden kaynaklanan termal streslerin incelenmesi için sıcaklık dağılım analizinde 2. saniyedeki sıcaklık değerleri temel alınmıştır. Restoratif materyaller ve diş dokularında meydana gelen termal stresler aşağıdaki formũlasyone gũre hesaplanmıştır.

$\sigma = E \cdot \alpha \cdot \Delta T$, σ : Termal stres, E: Termal ekspansiyon katsayısı, α : Elastiisite modũlũ

3.3.3. Üçüncü aşama: Termomekanik stres analizi

Son aşamada ısı değişimi ve çiğneme kuvvetlerinin birlikte meydana getirdiği stresler değerlendirilmiştir. 2 sn süreyle 4 °C ve 60 °C sıcaklık uygulaması ile eş zamanlı olarak, dişin uzun aksına 45° açıyla 5 noktadan toplam 200 N oblik kuvvet uygulanmıştır. Yükleme noktaları santral fossa, distal marjinal sırt, meziobukkal, distobukkal ve distal kasp tepeleridir. Bu noktalardan her birine 40'ar N kuvvet her bir noda 10 N olmak üzere 4 nod halinde bölünerek uygulanmıştır (Şekil 3.3).



Şekil 3.3: Mekanik yükleme noktaları

3.4. Sonuçların değerlendirilmesi

İlk aşamada yapılan analiz sonucu, 0.1, 1.1 ve 2. saniyelerde diş dokuları (mine, dentin ve pulpa) ve restoratif materyallerde oluşan en yüksek ve en düşük sıcaklık değerleri kaydedilerek incelenmiştir. Yapılan termal ve termomekanik stres analizleri sonucu mine, dentin, restoratif materyaller ve simanda 2. saniyenin sonunda oluşan von Mises, basma, çekme ve makaslama stresleri incelenmiştir. Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olamayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz. Burada önemli olan oluşan stres miktarlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesidir. Bir üç boyutlu elemanda en büyük stres değeri, bütün makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda basma ve çekme streslerine 'principal stres' denir. Principal stres maksimum, intermediate ve minimum olarak üçe ayrılır. Burada maksimum principal stres en yüksek çekme streslerini, minimum principal stres ise en yüksek basma

streslerini ifade eder. Von Mises stres, çekilebilir materyallerin gerilme dayanıklılığını belirlemek için kullanılan bir terimdir. Maksimum, orta ve minimum principal streslerin bileşkesinin alınması ile hesaplanır.

Çalışmamızda oluşan sıcaklık dağılımı, stres ve yer değiştirme alanlarının değerlendirilmesi ve restorasyon modellerinin kendi aralarında kıyaslanabilmesi için, oluşan en yüksek ve en düşük değerler arasını 12 farklı renkle gösteren bir değer skalası tanımlanmıştır. Bulgular kesit görüntülerinde ve tablolarda hassas bir şekilde değerlendirilmiş ve yorumlanmıştır.

4. BULGULAR

Araştırmada, alt 1. molar dişte dental altın, kompozit ve seramik kullanılarak hazırlanan Sınıf 2 MOD inley restorasyonlarda farklı sıcaklık koşullarındaki sıcaklık dağılımı, termal ve termomekanik stres karakterleri incelenmiştir. 4 °C ve 60 °C sıcaklık uygulamasını takiben elde edilen zamana bağlı sıcaklık dağılımı, 2. saniye sonucu oluşan termal ve termomekanik von Mises, çekme (tensile), basma (compressive), makaslama (shear) stres değerleri grup içi ve gruplar arasında karşılaştırılmıştır. Elde edilen bulgular, tablo ve şekillerle sunulmuştur.

4.1. 4 °C ve 60 °C sıcaklık uygulaması sonrası modeller üzerinde oluşan sıcaklık dağılımının değerlendirilmesi

4.1.1. 4 °C sıcaklık uygulaması sonrası kesit modeller üzerinde oluşan sıcaklık dağılımının değerlendirilmesi

4 °C sıcaklık uygulaması sonucu modellenen tüm yapılarda 0.1, 1.1 ve 2. saniyelerde görülen en düşük sıcaklık değerleri Tablo 4.1'de gösterilmiştir. şekil 4.1, 4.2, 4.3 ve 4.4'te ise dental altın, seramik ve kompozit inley restorasyon modellerinde mine, dentin, pulpa ve restoratif materyallerde 2. saniye sonunda oluşan sıcaklık dağılımı gösterilmektedir.

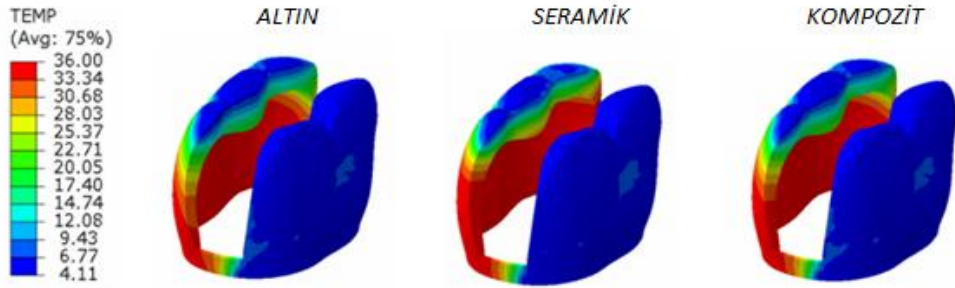
Tablo 4.1. Modellenen tüm yapılarda 0.1, 1.1 ve 2. saniyelerde görülen en düşük sıcaklık değerleri

		Altın	Seramik	Kompozit
	0,1 sn	5,95	5.95	5.95
Mine	1,1 sn	4,28	4,28	4,28
	2,0 sn	4,11	4,12	4,14
	0,1 sn	11,80	11,80	11,80
Dentin	1,1 sn	8,10	8,10	8,10
	2,0 sn	7,14	7,14	7,14
	0,1 sn	35,97	35,97	35,97
Pulpa	1,1 sn	33,67	33,67	33,67
	2,0 sn	31,24	31,25	31,25
	0,1 sn	4,89	K: 33,95 V: 5,29	7,37
Kor/veneer	1,1 sn	4,10	K: 24,95 V: 4,17	4,89
	2,0 sn	4,05	K: 21,02 V: 4,09	4,48
	0,1 sn	7,94	8,04	8,64
Rezin Siman	1,1 sn	4,45	4,49	4,85
	2,0 sn	4,21	4,24	4,45
	0,1 sn	35,99	35,99	35,99
Spong.Kemik	1,1 sn	35,55	35,55	35,55
	2,0 sn	34,79	34,79	34,79
	0,1 sn	31,01	31,01	31,01
Kort. kemik	1,1 sn	20,75	20,75	20,75
	2,0 sn	18,77	18,77	18,77
	0,1 sn	16,12	16,12	16,12
P. Ligament	1,1 sn	12,07	12,07	12,07
	2,0 sn	11,13	11,13	11,13

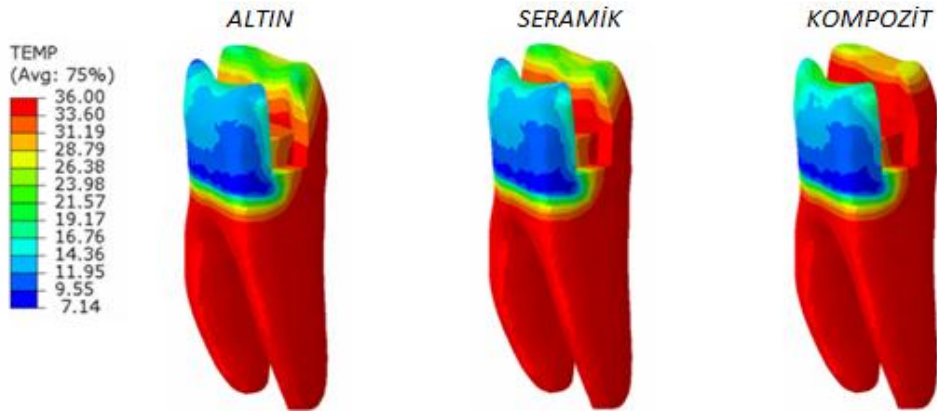
4 °C sıcaklık uygulaması sonucu mine ve dentinde oluşan zamana bağlı sıcaklık dağılım bulguları restorasyon modelleri arasında benzerlik göstermiştir. Minede soğuma ısının uygulandığı yüzey olan lingual yüzeyde genel olarak meydana gelmiştir dentinde ise en düşük sıcaklığın görüldüğü bölge servikal dentin bölgesidir. Mine yüzeyinde görülen en düşük sıcaklık değeri 0,1. saniyede 5,9 °C, 2. saniyede ise 4,1 °C'dir. Servikal dentinde görülen en düşük sıcaklık değeri 0,1. saniyede 11,8 °C'den 2. saniyede 7,1 °C'ye düşmüştür.

Restoratif materyalin kendi içinde görülen soğuma miktarı, yüzeyden başlayarak kavite tabanına doğru azalmaktadır. Restoratif materyaller arasında 0,1. saniyede en fazla soğuma 4,9 °C sıcaklık değeri ile dental altında meydana gelmiştir. En az soğuma ise 7,4 °C sıcaklık değeri ile kompozit rezinde meydana gelmiştir. Ancak 2. saniyede görülen sıcaklık değerleri her üç restoratif materyalde oldukça benzerdir.

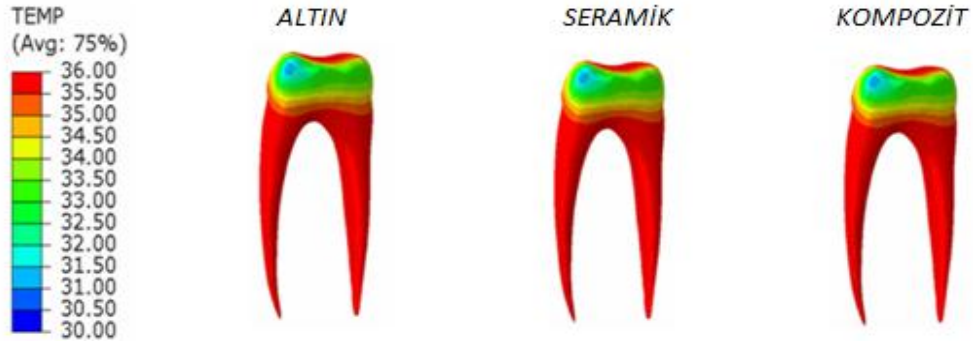
Pulpada meydana gelen sıcaklık dağılımı incelendiğinde, her üç restorasyon modelinde de ısının uyguandığı yüzeye yakın olan pulpa boynuzundan başlayarak 0,1. saniyeden 2. saniye sonuna kadar yaklaşık 4,5 °C soğuma meydana geldiği görülmektedir. Pulpada görülen en düşük sıcaklık değeri 31,2 °C'dir.



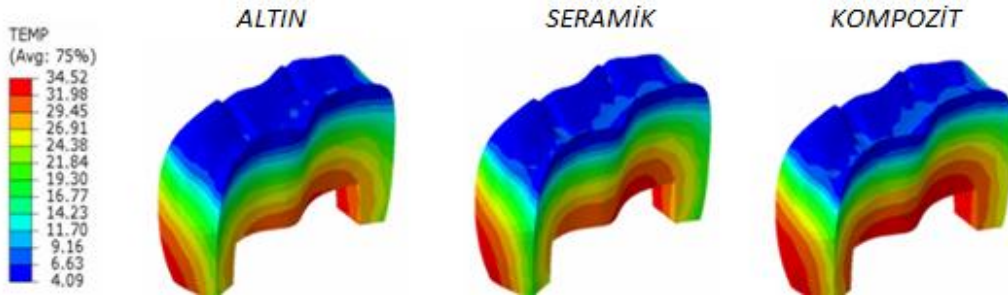
Şekil 4.1: 4 °C uygulamasında 2. saniyede minede oluşan sıcaklık dağılımı



Şekil 4.2: 4 °C uygulamasında 2. saniyede dentinde oluşan sıcaklık dağılımı



Şekil 4.3: 4 °C uygulamasında 2. saniyede pulpada oluşan sıcaklık dağılımı



Şekil 4.4: 4 °C uygulamasında 2. saniyede restoratif materyallerde oluşan sıcaklık dağılımı

4.1.2. 60 °C sıcaklık uygulaması sonrası kesit modeller üzerinde oluşan sıcaklık dağılımının değerlendirilmesi

60 °C sıcaklık uygulaması sonucu modellenen tüm yapılarda 0.1, 1.1 ve 2. saniyelerde görülen en düşük sıcaklık değerleri Tablo 4.2'de gösterilmiştir. Şekil 4.5, 4.6, 4.7 ve 4.8'te ise dental altın, seramik ve kompozit inley restorasyon modellerinde mine, dentin, pulpa ve restoratif materyallerde 2. saniye sonunda oluşan sıcaklık dağılımı gösterilmektedir.

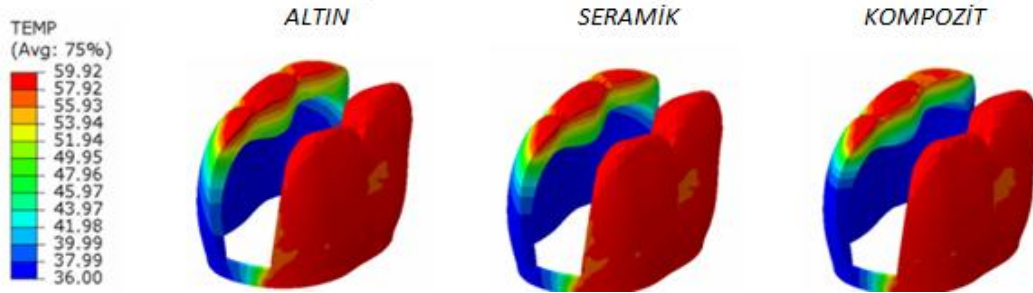
Tablo 4.2. Modellenen tüm yapılarda 0.1, 1.1 ve 2. saniyelerde görülen en yüksek sıcaklık değerleri

		Altın	Seramik	Kompozit
Mine	0.1 sn	58.54	58.54	58.54
	1.1 sn	59.79	59.79	59.79
	2.0 sn	59.92	59.91	59.89
Dentin	0.1 sn	54.15	54.15	54.15
	1.1 sn	56.92	56.92	56.92
	2.0 sn	57.64	57.64	57.64
Pulpa	0.1 sn	36.02	36.02	36.02
	1.1 sn	37.74	37.74	37.75
	2.0 sn	39.57	39.56	39.56
Kor/veneer	0.1 sn	59.33	K: 37.54 V: 59.03	57.47
	1.1 sn	59.93	K: 44.29 V: 59.87	59.33
	2.0 sn	59.96	K: 47.24 V: 59.93	59.64
Rezin Siman	0.1 sn	57.04	56.97	56.52
	1.1 sn	59.66	59.63	59.36
	2.0 sn	59.84	59,82	59,66
Spong.Kemik	0.1 sn	36.00	36.00	36.00
	1.1 sn	36.33	36.33	36.33
	2.0 sn	36.90	36.90	36.90
Kort. Kemik	0.1 sn	39.75	39.75	39.75
	1.1 sn	47.44	47.44	47.44
	2.0 sn	48.92	48.92	48.92
P. Ligament	0.1 sn	50.91	50.91	50.91
	1.1 sn	53.95	53.95	53.95
	2.0 sn	54.65	54.65	54.65

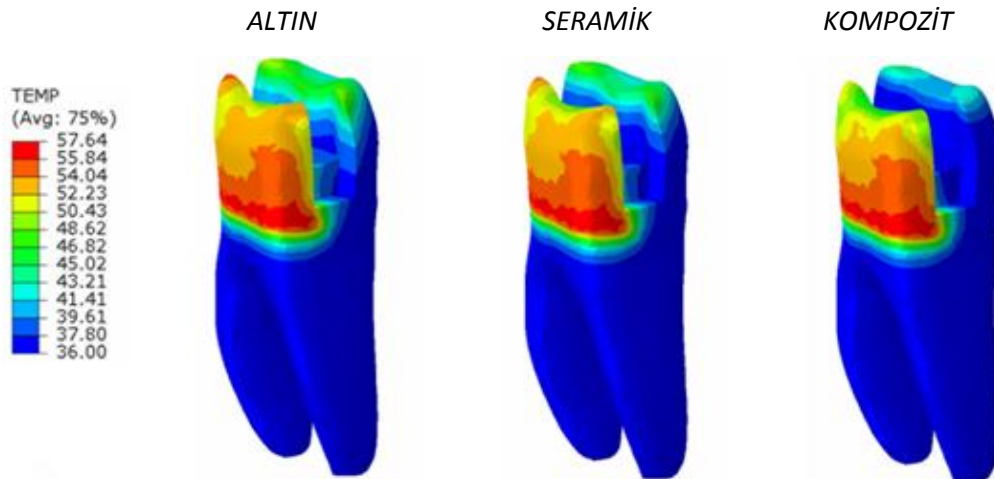
60 °C sıcaklık uygulaması sonucunda da her üç restorasyon modelinde mine ve dentinde görülen zamana bağlı sıcaklık dağılımları benzerdir. Minede ısınma ısının uygulandığı yüzey olan lingual yüzeyde genel olarak meydana gelirken, dentinde en yüksek sıcaklığın görüldüğü bölge servikal dentin bölgesidir. Mine yüzeyinde görülen en yüksek sıcaklık değeri 0,1. saniyede 58,5 °C'den 2. saniyede 59,9 °C'ye yükselmiştir. Servikal dentinde görülen en yüksek sıcaklık değeri 0,1. saniyede 54,1 °C'den 2. saniyede 57,6 °C'ye yükselmiştir.

Restoratif materyalin kendi içinde görülen ısınma miktarı, yüzeyden başlayarak kavite tabanına doğru azalmaktadır. Restoratif materyaller arasında 0,1. saniyede en fazla ısınma 59,3 °C sıcaklık değeri ile dental altında meydana gelmiştir. En az ısınma ise 57,5 °C sıcaklık değeri ile kompozit rezinde meydana gelmiştir. Ancak 2. saniyede görülen sıcaklık değerleri her üç restoratif materyalde oldukça benzerdir.

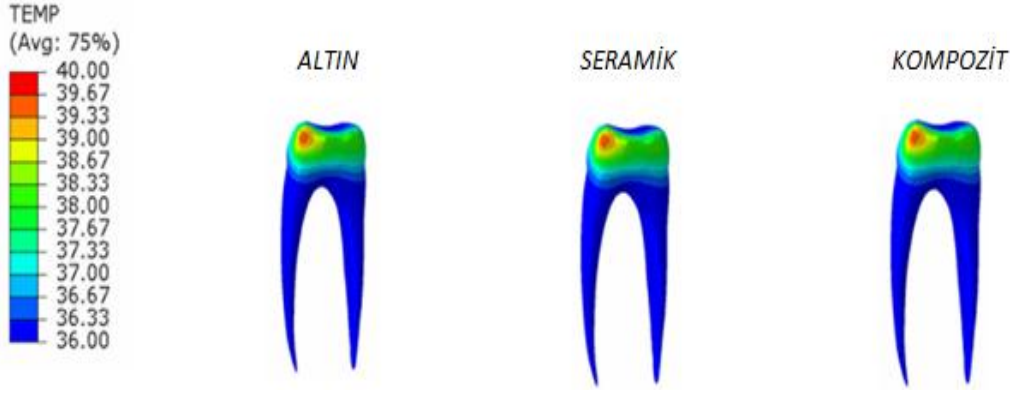
Pulpada meydana gelen sıcaklık dağılımı incelendiğinde, her üç restorasyon modelinde de ısının uyguandığı yüzeye yakın olan pulpa boynuzundan başlayarak 0,1. saniyeden 2. saniye sonuna kadar yaklaşık 3,5 °C ısınma meydana geldiği görülmektedir. Pulpada görülen en yüksek sıcaklık değeri 39,6 °C'dir.



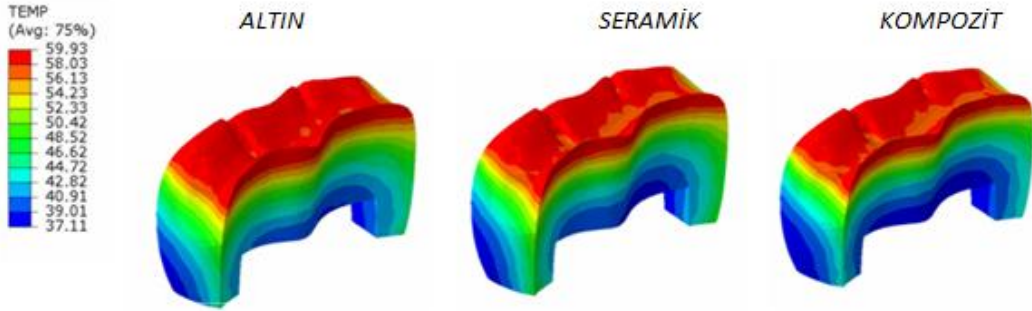
Şekil 4.5: 60 °C uygulamasında 2. saniyede minede oluşan sıcaklık dağılımı



Şekil 4.6: 60 °C uygulamasında 2. saniyede dentinde oluşan sıcaklık dağılımı



Şekil 4.7: 60 °C uygulamasında 2. saniyede pulpada oluşan sıcaklık dağılımı



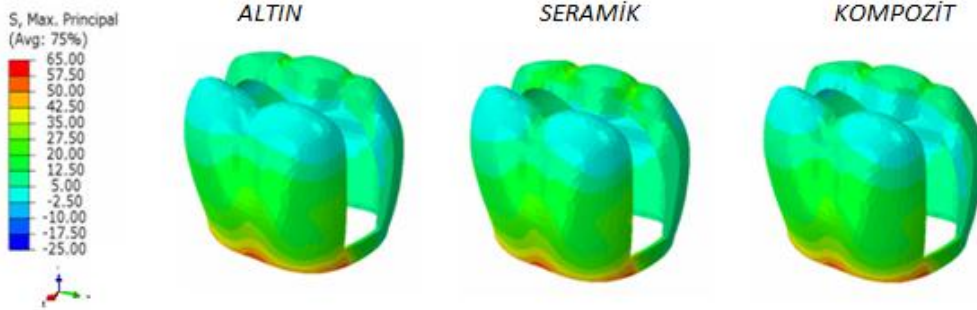
Şekil 4.8: 60 °C uygulamasında 2. saniyede restoratif materyallerde oluşan sıcaklık dağılımı

4.2. 4 °C ve 60 °C sıcaklık uygulaması sonrası modeller üzerinde oluşan termal stres dağılımının değerlendirilmesi

4.2.1. 4 °C sıcaklık uygulaması sonrası kesit modeller üzerinde oluşan termal stres dağılımının değerlendirilmesi

4 °C soğuk uygulamasında 2. saniyede minede görülen Von mises, çekme ve makaslama stresleri her üç restorasyon modeli arasında karşılaştırıldığında benzer değerler göstermektedir ve bu stresler ısının uygulandığı lingual yüzeyde servikal bölgede yoğunlaşmıştır. Minede görülen en yüksek stres değerleri çekme stresleri olarak meydana gelmiştir (56-57 MPa) (Şekil 4.9). Minede görülen basma stres

değerleri ise diğer stres değerlerinden oldukça düşüktür (16-24 MPa) ve bu stresler okluzal marjinlerde yoğunlaşmıştır.



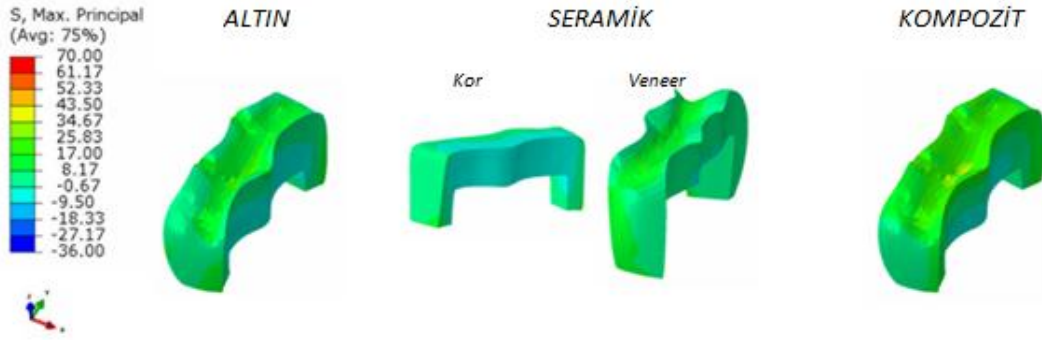
Şekil 4.9: 4 °C sıcaklık uygulaması sonucu minede 2. saniyede oluşan çekme (S_{max}) stres dağılımı

Dentinde oluşan stresler incelediğinde, basma stresleri haricinde tüm diğer stres tiplerinde en yüksek stres değerleri lingual servikal alanda görülürken, basma streslerinin lingual okluzal marjinlerde yoğunlaştığı görülmüştür. Dentinde görülen en yüksek stres değeri, kompozit inley restorasyon modelinde 12 Mpa değeri ile basma stresi olarak meydana gelmiştir (Şekil 4.10).



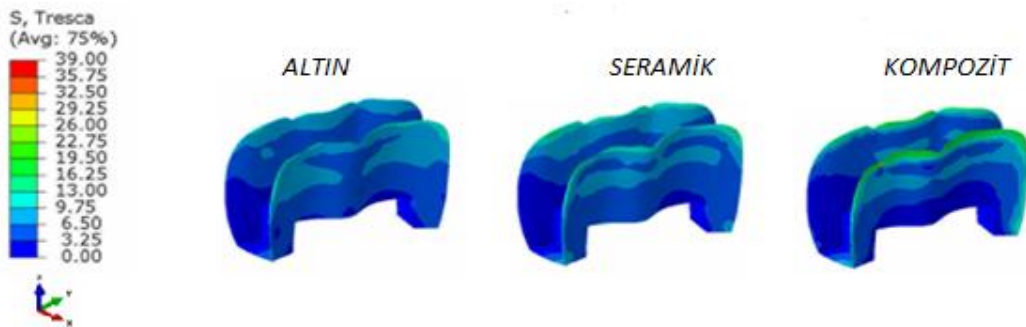
Şekil 4.10: 4 °C sıcaklık uygulaması sonucu dentinde 2. saniyede oluşan basma (S_{min}) stres dağılımı

Restoratif materyalin kendisinde oluşan stresler değerlendirildiğinde, en yüksek stres değerleri restorasyon yüzeyinde çekme stresi olarak görülmüştür. Görülen en yüksek çekme stresi 41 MPa değeri ile kompozit rezin modelinde, en düşük değer ise 22 MPa değeri ile seramikte meydana gelmiştir (Şekil 4.11).



Şekil 4.11: 4 °C sıcaklık uygulaması sonucu restoratif materyallerde 2. saniyede oluşan çekme (Smax) stres dağılımı

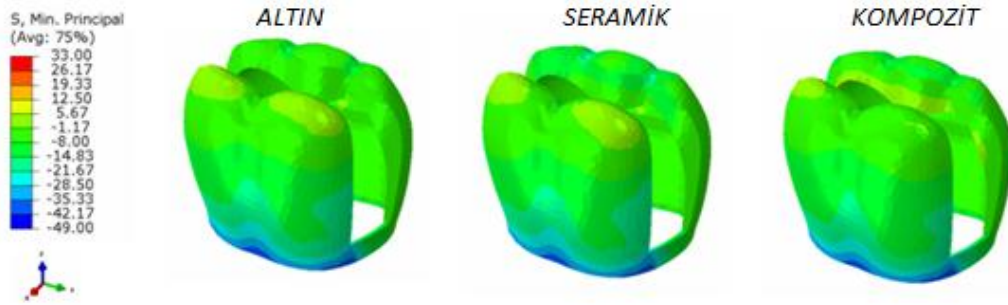
Rezin simanda oluşan stres paterni incelendiğinde en yüksek stres değerlerinin tüm stres tiplerinde kompozit inley restorasyon modelinde, en düşük stres değerlerinin ise altın inley restorasyon modelinde olduğu görülmektedir. Kompozit inley restorasyon modelinde rezin simanda görülen en yüksek stres, 22 Mpa değeri ile makaslama stresi olarak okluzal marjinlerde meydana gelmiştir. Altın inley restorasyon modeli için ise bu değer, 12 MPa'dır (Şekil 4.12).



Şekil 4.12: 4 °C sıcaklık uygulaması sonucu rezin simanda 2. saniyede oluşan makaslama (Tresca) stres dağılımı

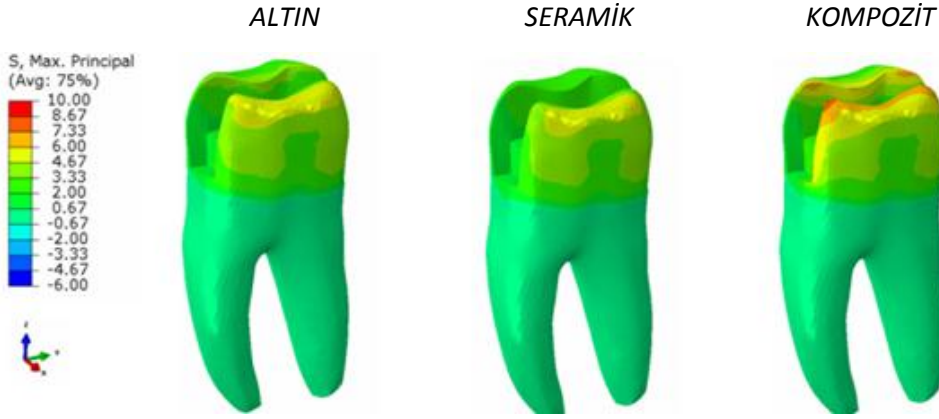
4.2.2. 60 °C sıcaklık uygulaması sonrası kesit modeller üzerinde oluşan termal stres dağılımının değerlendirilmesi

60 °C sıcak uygulamasında 2. saniyede her üç restorasyon modeli için minede görülen Von Mises, basma ve makaslama stresleri benzer değerler göstermektedir ve bu stresler ısının uygulandığı lingual yüzeyde servikal bölgede yoğunlaşmıştır. Minede görülen en yüksek stres değerleri basma stresleri olarak meydana gelmiştir (42-43 MPa) (Şekil 4.13). Minede görülen çekme stres değerleri ise diğer stres değerlerinden oldukça düşüktür (12-18 MPa) ve bu streslerin okluzal marjinlerde yoğunlaştığı görülmektedir.



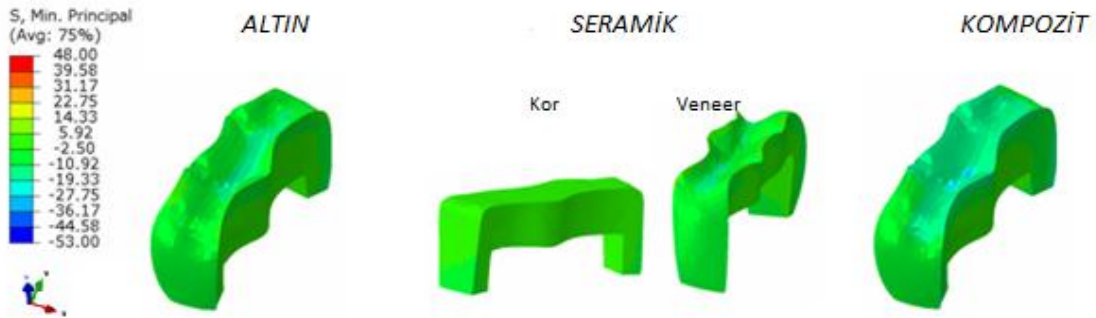
Şekil 4.13: 60 °C sıcaklık uygulaması sonucu minede 2. saniyede oluşan basma (Smin) stres dağılımı

Dentinde oluşan stresler incelendiğinde, çekme stresleri haricinde tüm diğer streslerde görülen en yüksek stresler lingual servikal alanda yoğunlaşırken, çekme streslerinin ise lingual okluzal marjinlerde yoğunlaştığı görülmektedir. Dentinde görülen en yüksek stres değeri, kompozit inley restorasyon modelinde 9 MPa değeri ile çekme stresi olarak meydana gelmiştir (Şekil 4.14).



Şekil 4.14: 60 °C sıcaklık uygulaması sonucu dentinde 2. saniyede oluşan çekme (Smax) stres dağılımı

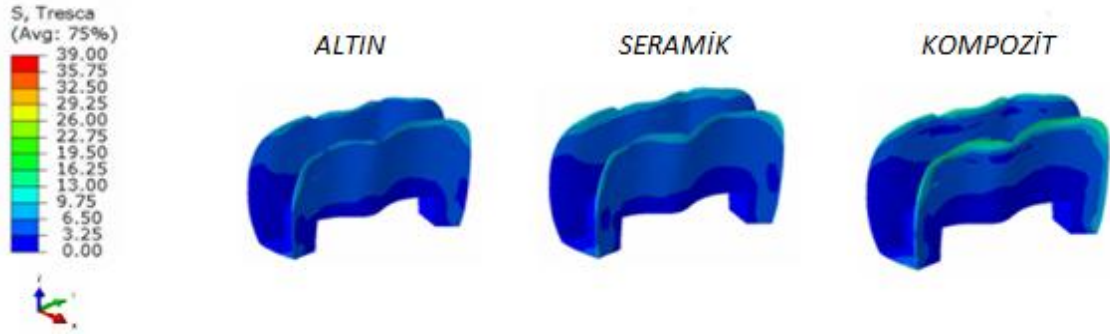
Restoratif materyalin kendisinde oluşan stresler değerlendirildiğinde, en yüksek stres değerleri restorasyon yüzeyinde basma stresi olarak görülmüştür. Görülen en yüksek basma stresi 31 MPa değeri ile kompozit rezin modelinde, en düşük değer ise 17 MPa değeri ile seramikte meydana gelmiştir (Şekil 4.15).



Şekil 4.15: 60 °C sıcaklık uygulaması sonucu restoratif materyallerde 2. saniyede oluşan basma (Smin) stres dağılımı

Rezin simanda oluşan stres paterni incelendiğinde en yüksek stres değerlerinin tüm stres tiplerinde kompozit inley restorasyon modelinde, en düşük stres değerlerinin ise altın inley restorasyon modelinde olduğu görülmektedir. Kompozit inley restorasyon modelinde rezin simanda görülen en yüksek stres, 19

MPa değeri ile makaslama stresi olarak okluzal marjinlerde meydana gelmiştir. Altın inley restorasyon modeli için ise bu değer, 10 MPa'dır (Şekil 4.16).

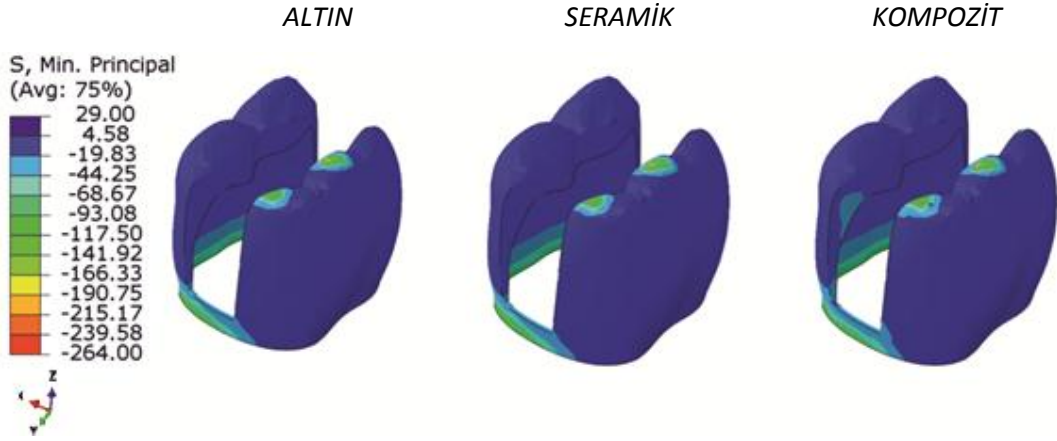


Şekil 4.16: 60 °C sıcaklık uygulaması sonucu rezin simanda 2. saniyede oluşan makaslama (Tresca) stres dağılımı

4.3. 4 °C ve 60 °C sıcaklık uygulaması ile eş zamanlı yapılan 200 N mekanik yükleme sonrası modeller üzerinde oluşan termomekanik stres dağılımının değerlendirilmesi

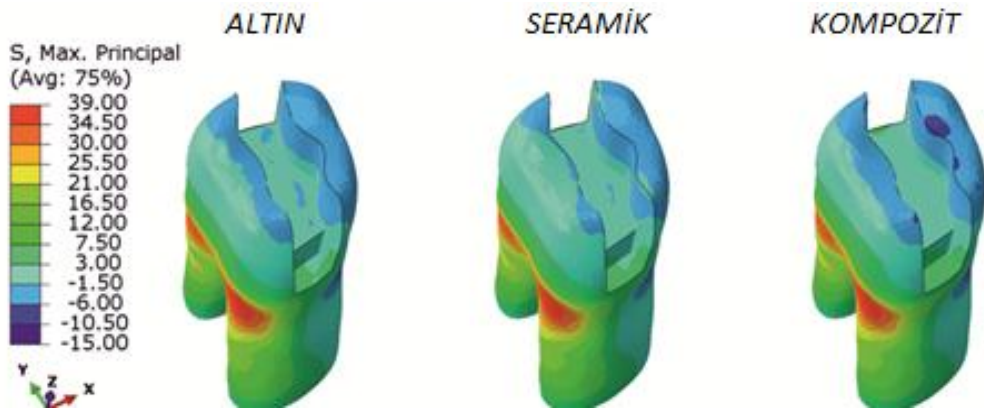
4.3.1. 4 °C sıcaklık uygulaması ve 200 N mekanik yükleme sonrası kesit modeller üzerinde oluşan termomekanik stres dağılımının değerlendirilmesi

4 °C sıcaklık ve 200 N termomekanik yükleme sonucu minede görülen en yüksek stres değerleri basma streslerine aittir (190-200 MPa). Von Mises ve makaslama stres değerleri de modeller arasında benzerlik göstermiştir (165-170 MPa). Çekme stres değerleri ise daha düşüktür (95-100 MPa). Minede görülen tüm stres tiplerinde en yüksek değerler mekanik yükleme noktaları olan fonksiyonel cusp tepelerinde görülmektedir. Stresler ikincil olarak ise servikal bölgede yoğunlaşmaktadır (80-95 MPa) (Şekil 4.17).



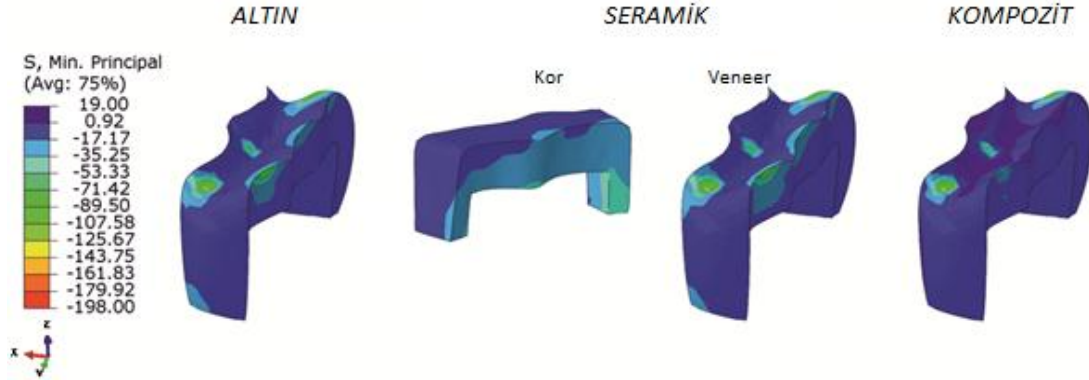
Şekil 4.17: 4 °C sıcaklık ve 200 N kuvvet uygulaması sonucu minede 2. saniyede oluşan basma (Smin) stres dağılımı

Dentinde oluşan stresler incelendiğinde, her üç restorasyon modelinde görülen tüm stres tiplerinde en yüksek stresler yaklaşık olarak benzer değerlerde seyretmektedir (38-43 MPa). Çekme stresi dışında dentinde görülen diğer tüm stres tiplerinde en yüksek değerler lingual kök yüzeyinde kortikal kemiğe komşu servikal bölgede yoğunlaşmaktadır. Çekme streslerinin ise bukkal kök yüzeyinde kortikal kemiğe komşu servikal bölgede yoğunlaştığı görülmektedir. Stresler ikincil olarak gingival taban bölgesinde, basma streslerinde ise ek olarak lingual kavite duvarında yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.18).



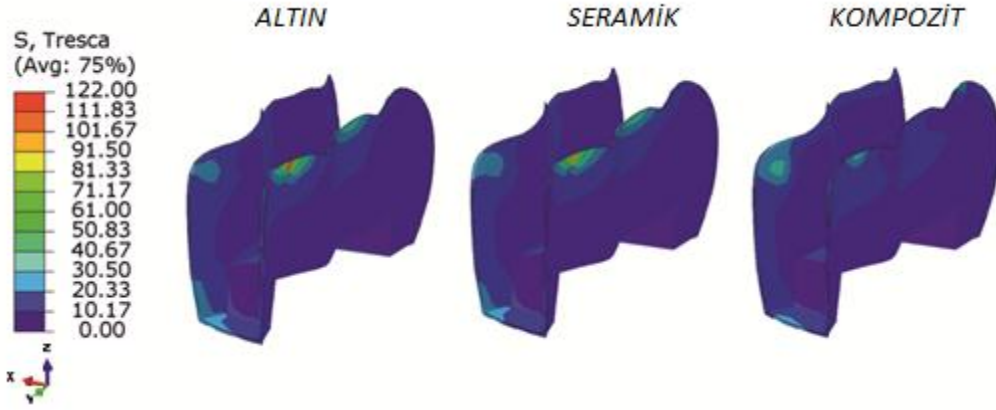
Şekil 4.18: 4 °C sıcaklık ve 200 N kuvvet uygulaması sonucu dentinde 2. saniyede oluşan çekme (Smax) stres dağılımı

Restoratif materyalin kendisinde oluşan en yüksek stres değerleri her üç restorasyon modelinde de mekanik yüklemenin yapıldığı noktalarda görülmektedir. En yüksek stres değerleri basma streslerine aittir (170-185 MPa) ve modeller arasında karşılaştırıldığında dental altın>seramik>kompozit rezin sıralaması görülmüştür (Şekil 4.19).



Şekil 4.19: 4 °C sıcaklık ve 200 N kuvvet uygulaması sonucu restoratif materyallerde 2. saniyede oluşan basma (Smin) stres dağılımı

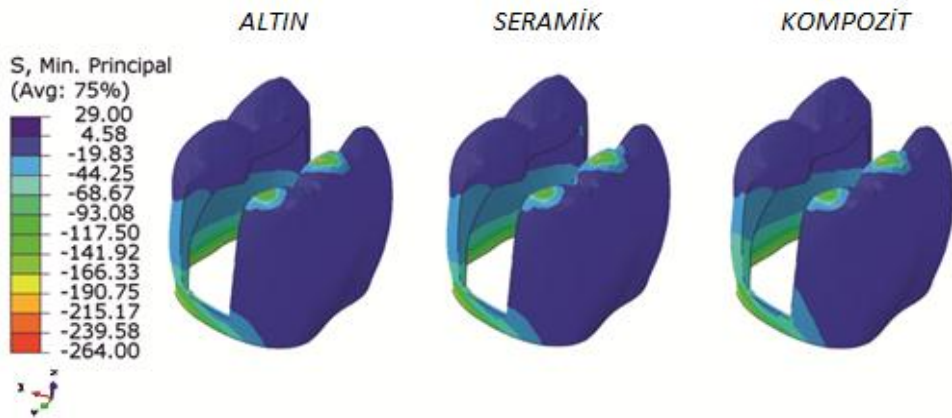
Rezin simanda oluşan stres paterni incelendiğinde, von Mises, basma ve makaslama streslerine ait en yüksek değerlerin (100-110 MPa), çekme stresleri için ise en düşük değer (32 MPa) altın inley restorasyon modelinde meydana geldiği görülmüştür. Bu durumun tersine, çekme stresleri için en yüksek değer (70 MPa) ve diğer stres tipleri için en düşük değerler (45-55 MPa), kompozit rezin inley modelinde meydana gelmiştir. Rezin simandaki maksimum stresler okluzal marjinlerde görülmektedir (Şekil 4.20).



Şekil 4.20: 4 °C sıcaklık ve 200 N kuvvet uygulaması sonucu resin simanda 2. saniyede oluşan makaslama (Tresca) stres dağılımı

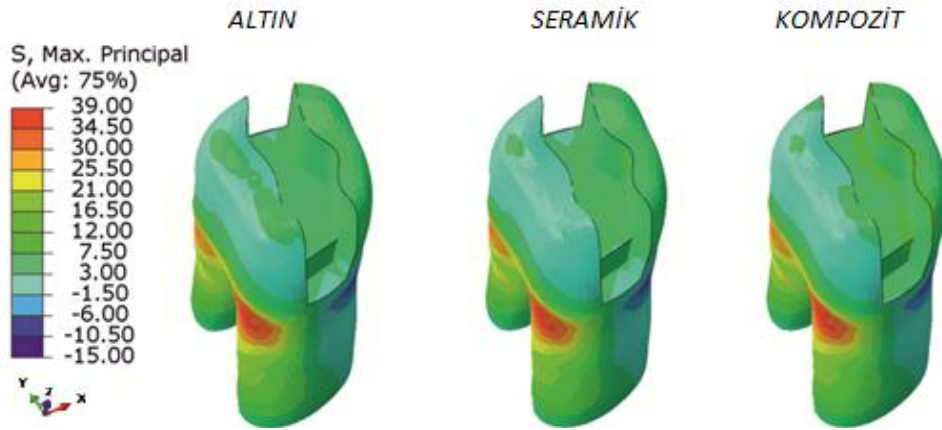
4.3.2. 60 °C sıcaklık uygulaması ve 200 N mekanik yükleme sonrası kesit model üzerinde oluşan termomekanik stres dağılımının değerlendirilmesi

60 °C sıcaklık ve 200 N termomekanik yükleme sonucu tüm restorasyonlarda minede görülen en yüksek stres değerleri basma streslerine aittir (195-200 MPa). Von Mises ve makaslama stres değerleri de modeller arasında benzerlik göstermiştir (165-175 MPa). Çekme stres değerleri ise daha düşüktür (95-100 MPa). Minede görülen tüm stres tiplerinde en yüksek değerler mekanik yükleme noktaları olan fonksiyonel cusp tepelerinde görülmektedir. Stresler ikincil olarak ise servikal bölgede yoğunlaşmaktadır (80-95 MPa) (Şekil 4.21).



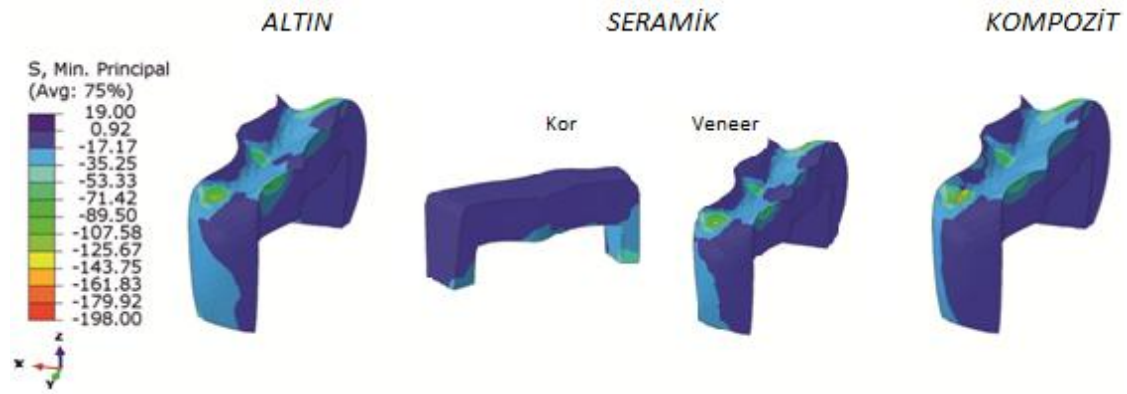
Şekil 4.21: 60 °C sıcaklık ve 200 N kuvvet uygulaması sonucu minede 2. saniyede oluşan basma (Smin) stres dağılımı

Dentinde oluşan stresler incelendiğinde, her üç restorasyon modelinde görülen tüm stres tiplerinde en yüksek stresler yaklaşık olarak benzer değerlerde seyretmektedir (40-50 MPa). Çekme stresi dışında dentinde görülen diğer tüm stres tiplerinde en yüksek değerler lingual kök yüzeyinde kortikal kemiğe komşu servikal bölgede yoğunlaşmaktadır. Çekme streslerinin ise bukkal kök yüzeyinde kortikal kemiğe komşu servikal bölgede yoğunlaştığı görülmektedir. Stresler ikincil olarak gingival taban bölgesinde, basma streslerinde ise ek olarak lingual kavite duvarında yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.22).



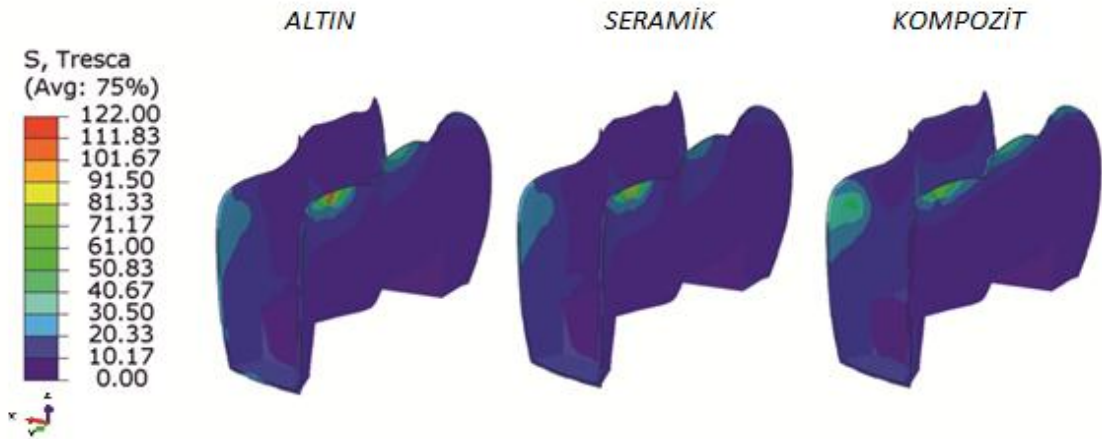
Şekil 4.22: 60 °C sıcaklık ve 200 N kuvvet uygulaması sonucu dentinde 2. saniyede oluşan çekme (Smax) stres dağılımı

Restoratif materyalin kendisinde oluşan en yüksek stres değerleri her üç restorasyon modelinde de mekanik yüklemenin yapıldığı noktalarda görülmektedir. Seramik restoratif materyalin kor yapısında ise en yüksek stres değerleri aksiyal gingival duvara komşu köşelerde meydana gelmektedir. En yüksek stres değerleri basma streslerine aittir (175-185 MPa) ve modeller arasında karşılaştırıldığında dental altın> kompozit rezin>seramik sıralaması görülmüştür (Şekil 4.23).



Şekil 4.23: 60 °C sıcaklık ve 200 N kuvvet uygulaması sonucu restoratif materyallerde 2. saniyede oluşan basma (Smin) stres dağılımı

Rezin simanda oluşan stres paterni incelendiğinde, von Mises, basma ve makaslama streslerine ait en yüksek değerlerin (100-115 MPa), çekme stresleri için ise en düşük değer (32 MPa) altın inley restorasyon modelinde meydana geldiği görülmüştür. Bu durumun tersine, çekme stresleri için en yüksek değer (56 MPa) ve diğer stres tipleri için en düşük değerler (65-70 MPa), kompozit resin inley modelinde meydana gelmiştir. Resin simandaki maksimum stresler okluzal marjinlerde görülmüştür.(Şekil 4.24).



Şekil 4.24: 60 °C sıcaklık ve 200 N kuvvet uygulaması sonucu resin simanda 2. saniyede oluşan makaslama (Tresca) stres dağılımı

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda, alt 1. molar dişte farklı restoratif materyaller kullanılarak hazırlanan Class 2 MOD inley restorasyonlarda ağız içi sıcaklık değişimleri sonucu restorasyon ve diş dokularında oluşan zamana bağlı sıcaklık dağılımı ve termal stresler incelenmiştir. Ayrıca termal ve mekanik yüklemenin eş zamanlı olarak yapılması ile çiğneme kuvvetleri taklit edilerek meydana gelen termomekanik stresler de değerlendirilmiştir. Çalışmada tüm analizler sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile gerçekleştirilmiştir.

Literatürde inley restorasyonlarının sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılarak çiğneme kuvvetleri altında gösterdikleri stres özelliklerinin incelendiği birçok çalışma mevcuttur (Lin ve ark., 2001; Ausiello ve ark., 2004; Yamanel ve ark., 2009). Ancak termal özelliklerin ve termomekanik etkilerin yol açabileceği streslerin birlikte incelendiği çalışmaların sayısı çok azdır. Çalışmamızın bu konuda literatüre katkıda bulunacağı düşünülmektedir.

Dental sistemler kompleks bir geometrik düzene sahiptir. In vitro ve in vivo koşullarda termal streslerin değerlendirilmesinde, çekilmiş dişlerin deneysel ortamda kullanılması, termal analiz için kullanılacak mekanik düzeneğin oluşturulması ve yerleştirilmesi, standardizasyonun sağlanmasıyla ilgili problemler meydana gelmektedir. Üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi, dental sistemlerde mekanik ve termal analizlerin yapılması ve değerlendirilmesinde kullanışlı ve güvenilir bir yöntem olarak tavsiye edilmektedir (Geng ve ark., 2001; Asmussen ve ark., 2005). Bu nedenle çalışmamızda üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılarak sonuçlar elde edilmiş ve değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda mandibular 1. molar diş modellenmiştir. Üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yönteminin başarısı hazırlanan matematiksel modellerdeki eleman ve düğüm sayısı ile bağlantılıdır. Eleman ve düğüm sayısının fazla olması gerçek yapıya yakın bir model geometrisinin oluşturulması açısından önemlidir. Bu nedenle çalışmamızda kullanılan 35.057 adet düğüm ve 193.661 adet eleman ile oldukça yüksek eleman ve düğüm sayısına ulaşılmıştır. Modelin gerçeğe yakın olması amacıyla mandibular 1. molar dişin konumlanacağı kemik dokusu ve periodontal

ligament modellenmiştir. Dügüm sayısı analiz yazılımının kapasitesinin üzerine çıkacağından dişsiz mandibula modelinin sadece 1. molar diş bölgesi ve çevreleyen kortikal ve spongioz kemik tanımlanmıştır. Kortikal kemik, trabeküler kemik, periodontal ligament ve diş dokuları gibi anatomik yapılar ve tüm diğer restoratif materyaller homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edilmiştir. Bir materyalin homojen olması yapıyı oluşturan her eleman için mekanik özelliklerin benzer olduğunu göstermektedir. İzotropi ise yapıyı oluşturan tüm elemanlar için materyal özelliklerinin her yönde aynı olduğu durumu tanımlamaktadır (Güngör ve ark., 2004; Lee ve ark., 2000).

Posterior dişlerde inley/onley restorasyonlarında kullanılan başlıca materyaller dental altın, kompozit rezin ve seramiklerdir. Bu nedenle çalışmamızda tip 2 dental altın alaşımı (Au-Pt-Pd), kompozit rezin ve seramik (IPS Empress 2) olmak üzere üç farklı inley restorasyon materyali incelenmiştir. Seçilen bu üç restoratif materyalin termal ve mekanik özelliklerinin birbirinden farklı olması da karşılaştırma yapılarak değerlendirilmesini sağlamıştır. İnleynin diş dokusuna rezin siman ile yapıştırılması dişin kırılma direncini artırması, mikrosızıntıyı azaltması gibi sağladığı avantajlar nedeniyle tavsiye edilmektedir (Cornacchia ve ark., 2010). Bu nedenle çalışmamızda inleyler ile diş dokusu arasında 0,1 mm kalınlığında rezin siman modellenmiştir.

Ağız içerisindeki ısısal etkilerin incelendiği birçok çalışmada ağız içi başlangıç sıcaklığı 36-37°C olarak kabul edilmiş ve oluşan uç sıcaklık değerleri göz önünde bulundurularak analizler yapılmıştır (Fenner ve ark., 1998; Yang ve ark., 2001; Toparlı M., 2003). Çalışmamızda da ağız içi başlangıç sıcaklığı 36 °C kabul edilerek soğuk ve sıcak uygulaması yapılmıştır. Cornacchia ve arkadaşlarının çalışmasına benzer şekilde sıcak uygulaması için 60 C°, soğuk uygulaması için 4 C° seçilmiştir (Cornacchia ve ark., 2010).

Literatürde daha önce yapılan çalışmalarda gıdaların ağızda kalma süresi olarak 1-10 sn arasında değişen farklı değerler kullanılmıştır (Fenner ve ark., 1998; Yang ve ark., 2001; Toparlı ve ark., 2003; Güngör ve ark., 2004; Cornacchia ve ark., 2010). Yang ve ark. (2001), ısısal uyarının etkisinin incelenmesi için, bu uyarının ağızda en az 1 sn, en fazla ise 10 sn kalması gerektiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda zaman aralığı, yani sıcak ve soğuk yiyeceklere maruz kalma süresi,

Fenner ve ark. (1998) ve Cornacchia ve ark. (2010) çalışmalarına benzer şekilde 2 sn olarak seçilmiştir.

Dişin mezial ve distal yüzeyleri komşu dişlerle, bukkal yüzeyi ise yanak dokusu ile temasta olduğundan sıcaklık değişimlerden oldukça az etkilenmektedir (Longman ve Pearson, 1987). Fenner ve ark. (1998), in vivo ölçümler yaptıkları çalışmalarında dişin bukkal yüzeyindeki sıcaklık değişiminin kayda değer olmadığı gözlemiştir. Bu nedenle çalışmamızda sıcak ve soğuk gıdaların dişlerin okluzal ve lingual yüzeylerine temas ettiği kabul edilmiş ve ısı yalnızca bu yüzeylerden uygulanmıştır.

Diş dokuları ve restoratif materyallerdeki zamana bağlı sıcaklık dağılım bulguları materyallerin termal iletkenlik katsayısı ve özgül ısı değerleri göz önünde bulundurularak yorumlanmıştır. Çalışmamızda seçilen restoratif materyaller arasında dental altın en yüksek termal iletkenlik katsayısına sahipken, en düşük termal iletkenlik katsayısına sahip materyal kompozit rezindir.

Dental altın, kompozit rezin ve seramik inley restorasyon modellerinde 0.1, 1.1 ve 2. saniyelerde mine ve dentinde oluşan sıcaklık değerleri incelendiğinde restoratif materyallerin ısıl iletkenlikleri farklı olmasına rağmen oluşan sıcaklıkların benzer olduğu görülmektedir. Minede soğuma ya da ısınma ısının uygulandığı yüzey olan lingual yüzeyde genel olarak meydana gelirken, dentinde en fazla sıcaklık değişimi servikal bölgede görülmüştür. Bu durumun minenin bu bölgede ince olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Restoratif materyalin kendi yapısındaki sıcaklık dağılımı incelendiğinde, 0,1. saniyede en fazla sıcaklık değişimi dental altında meydana gelirken, en az sıcaklık değişimi kompozit rezinde görülmüştür. Dental altın kompozit rezinle karşılaştırıldığında belirgin olarak hızlı ısınma ya da soğuma göstermiştir. Ancak 2. saniyede restorasyonlardaki sıcaklık değerleri benzerdir. Bu durum, dental altının ısıl iletkenliğinin yüksek, özgül ısısının düşük olması sebebiyle daha kolay ısınıp soğuması ile açıklanabilir.

Dişin kron kısmında oluşan ısı, dişi oluşturan mine ve dentin boyunca pulpaya iletilir. Çalışmamızda, soğuk ve sıcak uygulamasında pulpadaki zamana bağlı

sıcaklık dağılımı bulguları restorasyon modelleri arasında farklılık göstermemiştir. Pulpaya ısı iletimi açısından restorasyonlar arasında farklılık görülmemesi, pulpanın ısısal uyarana uzak bir noktada olması ve oldukça düşük ısısal iletkenlik katsayısına sahip resin simanın bir ısı yalıtkanı gibi davranmasıyla açıklanabilir. Soğuk uygulamasında 0,1. Saniyeden itibaren pulpada yaklaşık 4,5 °C soğuma meydana gelirken, sıcak uygulamasında yaklaşık 3,5 °C ısınma meydana gelmiştir. Yapılan çalışmalarda pulpal sıcaklığın 42 °C'yi aşması halinde pulpada hücre ölümü ve dolayısıyla geri dönüşümsüz hasarın başladığı bildirilmiştir (Pohto ve Scheinin, 1958; Eriksson ve Albrektsson, 1983; Laurell ve ark.,1995). Çalışmamızda görülen sıcaklık değişimi pulpaya zarar verecek değerlere ulaşmamıştır.

4 °C ve 60 °C ısı uygulaması sonucu diş çevresindeki kortikal ve spongios kemikte meydana gelen sıcaklık değişimleri belirgin değildir ve kole bölgesinden apikale doğru azalmaktadır. Bu durum, biyomateryallerin ısısal iletkenliklerinin restoratif materyallerden oldukça düşük olması ve bu bölgelerin ısısal uyarana uzaklığı ile açıklanabilir.

Ağız içi sıcaklık değişimleri sonucu diş dokuları ve restoratif materyallerde termal stresler meydana gelmektedir. Çalışmamızda 4 °C uygulaması sonucu oluşan termal stres değerlerinin 60 °C uygulaması ile karşılaştırıldığında daha yüksek olduğu görülmüştür. Bu durumun, ağızda tüketilebilir yiyecek ve içeceklerin sıcaklığı ile ağız ortamı arasındaki doğal sıcaklık farkı nedeniyle meydana geldiği düşünülmektedir. Ağız içi başlangıç sıcaklığı olan 36 °C'den 4 °C'ye doğru oluşan sıcaklık değişimi, 36 °C ve 60 °C arasındaki sıcaklık farkından belirgin olarak fazladır. Çalışmamızdaki bu sonuç, Güngör ve ark. (2010) ve Oskui ve ark. (2014) çalışmalarıyla uyumludur.

Çalışmamızda termal stres dağılımı ile termal yükleme koşulu arasında zıt bir ilişki olduğu gözlenmiştir. 4 °C soğuk uygulamasında, mine ve restorasyon yüzeyinde çekme stresleri meydana gelirken, dentinde basma stresleri görülmüştür. Buna karşılık, 60 °C sıcaklık koşulları, mine ve restorasyon yüzeyinde daha çok basma streslerini artırırken, dentinde çekme stresleri meydana getirmiştir. Bu sonuç, termal streslerin incelendiği önceki çalışmalarla benzerlik göstermektedir (Toparlı ve Sasaki, 2003; Cornacchia ve ark., 2010; Palka ve ark., 2012; Oskui ve ark., 2014).

4 °C soğuk ve 60 °C sıcak uygulaması sonucu oluşan termal stres dağılımı incelendiğinde, en yüksek stres değerlerinin minede ısının uygulandığı lingual yüzeyde servikal bölgede yoğunlaştığı dikkat çekmektedir. Sıcaklığın kole bölgesinin apikalinde çizgisel olarak fazla değişmemesiyle meydana gelen ısıl farklılık nedeniyle streslerin bu bölgede yoğunlaştığı düşünülmektedir. Lloyd ve ark. (1978), ağız içi sıcaklık değişimleri sonucu oluşan termal streslerin minede çatlak ve kırıklara yol açabilecek büyüklükte olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda soğuk uygulaması sonucu oluşan en yüksek çekme stresleri (56-57 MPa), Cornacchia ve ark. (2010) çalışmasında bildirdiği minenin çekme dayanıklılık değerini (10 MPa) aşmaktadır. 60 °C sıcaklık koşullarında ise minede görülen en yüksek basma stresleri (42-43 MPa), minenin basma dayanıklılık değerinin (262 MPa) altındadır. Bu durum, soğuk uygulamasında artan çekme streslerinin minede çatlak oluşumu açısından daha tehlikeli olabileceğini göstermektedir. Bu sonuç diğer çalışmalarla da uyumludur (Lloyd ve ark., 1978; Fenner ve ark., 1998; Oskui ve ark., 2014). Ayrıca servikal bölgede minenin ince olması tekrarlayan termal stresler sonucu minede çatlak oluşumunu kolaylaştırabilir.

Toparlı ve ark. (2003) diş dokuları ve restoratif materyallerin ısıl genişleme katsayılarının farklı olması sonucu restore edilmiş dişlerde termal streslerin meydana geldiğini belirtmiştir. Çalışmamızda oluşan termal stres dağılımı bulgularının yorumlanmasında restoratif materyallerin ve diş dokularının termal genişleme katsayıları göz önünde bulundurulmuştur. Kompozit rezin diğer restoratif materyaller ve diş dokularıyla karşılaştırıldığında oldukça yüksek termal genişleme katsayısına sahiptir. Bunu sırasıyla dental altın ve diş dokularına en yakın termal genişleme katsayısına sahip olan seramik (IPS Empress 2) izlemektedir. Soğuk ve sıcak uygulaması sonucu kompozit rezinde, hacimsel genişleme ve büzölmeler nedeniyle diğer restoratif materyallere göre daha yüksek termal stresler meydana gelmiştir.

Isıl analizlerin yapıldığı araştırmalarda, biomateryallerin bağlantı arayüzlerinde oluşan termal streslerin önemi vurgulanmaktadır (Lenj ve Kessel., 1998; Yang ve ark., 2001; Lee ve ark., 2001). Resin simanda oluşan termal stres dağılımı restorasyon-dentin arayüzünde bağlantı başarısızlığı açısından değerlendirildiğinde; resin simanda görülen maksimum makaslama stres değerleri restorasyon modelleri arasında 10-22 MPa arasında değişmektedir ve kompozit inley

restorasyon modelinde oluşan stres değerleri göreceli olarak diğer restorasyon modellerine göre fazladır. Bu stresler yüksek değerlerde olmasa da, gün içinde tekrarlayan ısısal yorgunluk nedeniyle restorasyon-diş arayüzünde bağlantının bozulmasıyla kenar sızıntılarına neden olabilir.

Isısal etkilerin çiğneme kuvvetlerinin oluşturduğu mekanik etkilerle birlikte değerlendirilmeleri gerektiği düşüncesiyle çalışmamızın son aşamasında sıcaklık uygulaması ile eş zamanlı olarak mekanik yükleme yapılmıştır. Posterior dişler büyüklük ve yönleri değişen fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetlere maruz kalırlar. Ağız içi kuvvetlerin 10-431 N gibi geniş bir aralıkta değiştiği ve oblik kuvvetlerin dişin uzun eksenine boyunca olan kuvvetlerden daha çok stres meydana getirdiği bildirilmiştir (Yamanel ve ark., 2009). Çalışmamızda toplam 200 N kuvvet ile dişin uzun aksına 45° açıyla oblik yükleme yapılmıştır. Yükleme noktaları santral fossa, distal marjinal sırt, meziobukkal, distobukkal ve distal cusp tepeleridir. Mandibular moların fonksiyonel cusplarının karşıt moların fonksiyonel cuspları ile temasta olduğu sentrik okluzyon noktalarından yükleme yapılmıştır.

Eş zamanlı termomekanik yükleme sonucu diş dokuları ve restoratif materyallerde oluşan stres paterni incelendiğinde, çalışmamıza benzer mekanik koşulların uygulandığı ancak yalnızca mekanik etkilerin değerlendirildiği Yamanel ve ark. (2009) yapmış olduğu çalışmayla karşılaştırıldığında, çalışmamızda daha yüksek stres değerlerinin meydana geldiği görülmüştür. Bu sonuç mekanik etkilerin yanı sıra ısısal değişimlerin oluşturduğu streslerin de dikkate alınması gerektiğini ortaya koymaktadır.

Çalışmamızda termomekanik yükleme sonucu minede oluşan stres dağılımı incelendiğinde, en yüksek stres değerlerinin fonksiyonel yükleme noktalarında meydana geldiği, streslerin ikincil olarak ise termal stres analizi sonuçlarına benzer olarak servikal bölgede yoğunlaştığı görülmektedir. Ancak bu stres değerleri termal stres değerlerine göre daha yüksektir. Bu durum, eş zamanlı termal ve mekanik etkilerin servikal bölgede minede çatlak ve kırık olasılığını artırabileceğini ortaya koymaktadır.

Termomekanik streslerin değerlendirilmesinde, diş dokuları ve restoratif materyallerin termal genişleme katsayıları ile birlikte elastisite modülleri de dikkate alınmalıdır. Çalışmamızda, restoratif materyallerin kendi yapısında oluşan ve diş dokularına iletilen stresler restorasyon modelleri arasında karşılaştırıldığında, değerlerin birbirine yakın olduğu görülmektedir. Bu sonuç inleylerde yalnızca mekanik etkilerin değerlendirildiği çalışmalarla örtüşmemektedir (Lin ve ark., 2001; Ausiello ve ark., 2004; Yamanel ve ark., 2009). Bu durum çalışmamızda mekanik etkilerin yanında ısıl etkilerin değerlendirilmesi için materyallerin termal ve mekanik özelliklerinin birlikte tanımlanmış olması ile açıklanabilir. Elastisite modülü düşük olan fakat termal genişleme katsayısı yüksek olan kompozit rezin, tersine elastisite modülü yüksek olan fakat termal genişleme katsayısı düşük olan dental altın ile benzer stres davranışı sergilemiştir.

Diş dokuları ve restoratif materyallerin kendi iç yapılarındaki stresler restorasyon modelleri arasında benzerlik gösterirken, diş-restorasyon bağlantı arayüzü olan rezin simanda meydana gelen stres dağılımı dikkat çekmektedir. Kompozit inley restorasyon modelinde rezin simanda oluşan stres değerleri, dental altın ve seramik inley modellerine kıyasla belirgin olarak daha azdır. Bu durumun elastisite modülü dentine ve rezin simana yakın olan kompozit rezinin stresleri iletmeyip absorbe etmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Çalışmamızda rezin simanda oluşan streslerin okluzal marjinlerde yoğunlaştığı görülmektedir. Dejak ve Milatkowski (2008), rezin simandaki adeziv ve koheziv başarısızlığın kullanılan restoratif materyalden etkilendiğini bildirmiştir. Diş dokuları ve restoratif materyaller arasındaki bağlantı dayanımı restorasyonun başarısı açısından önemlidir. Diş-siman arayüzündeki kontakt stresleri simanın dokulara olan bağlantı dayanımını aştığında adeziv başarısızlık meydana gelebilir ve restorasyon-diş bağlantısı bozularak mikrosızıntıya yol açabilir. Çalışmamızda seçilen rezin simanın (Variolink II) diş dokularına ve restoratif materyallere olan makaslama bağlantı dayanımı şöyledir; mine 32,8 MPa, dentin 15,1 MPa, seramik 17,2 MPa ve dental altın alaşımı 5,4 MPa'dır (Abo-Hamar ve ark., 2005; Osman ve ark., 2008). Çalışmamızda 4 °C ve 60 °C termomekanik yükleme sonucu simanda oluşan makaslama streslerini incelediğimizde tüm restorasyon modellerinde kuvvetin uygulandığı bukkal okluzal marjinlerde iki noktada 40-80 MPa aralığında yüksek stres

değerleri gösteren alanlar görülmektedir. Ancak modelleri genel olarak incelediğimizde dental altın ve seramik inleylerde simanda gingival taban ve aksiyal duvarda ortalama 20 MPa değerinde streslerin oluştuğu bölgeler görmekteyiz. Bu bölgelerde simanda adeziv başarısızlık meydana gelebilir. Simanda oluşan basma stres değerleri, kohesiv başarısızlık açısından değerlendirildiğinde seçilen rezin simanın basma dayanımını olan 240 MPa değerini aşmamaktadır.

Çalışmamız bir sonlu elemanlar analizi olduğundan kullanılan bilgisayar programının limitasyonları nedeniyle ağız ortamındaki bazı klinik durumlar tam olarak taklit edilememiştir. Isısal uyarının uygulanmasından sonra sistemin kaç saniyede başlangıç sıcaklığı olan 36 °C'ye ulaştığının belirlenmesi ve ısısal uyarının döngüsel olarak devam etmesi halinde elde edilen değerler gerçeğe daha yakın olacaktır. Ayrıca, diş dokularına ısı iletiminde pulpadaki kan dolaşımı ve dentin tübüllerindeki sıvı akışının soğutma etkisi de değerlendirilmesi gereken bir konudur. Ancak bu durum sonlu elemanlar analizinin limitleri nedeniyle modellenemediğinden çalışmamızda göz ardı edilmiştir. Çalışmamızın bir diğer eksikliği ise; geniş bir aralıkta değişkenlik gösteren diş dokuları ve restoratif materyallere ait termal ve mekanik özelliklerin, çalışmamızda homojen ve izotropik olarak kabul edilen materyal özelliklerinden farklılık gösterebileceğidir. Ayrıca yapılan çalışmalar, sıcaklık değişimlerinin viskoelastik davranış gösteren kompozit rezinin termomekanik özelliklerini etkilediğini göstermektedir (Mesquita ve Geis-Gerstorfer, 2008; Ayatollahi ve ark, 2015). Çalışmamızda kompozit rezine ait sıcaklık değişimleri ile değişkenlik gösteren dinamik materyal özellikleri de göz ardı edilmiştir. Bu nedenlerden dolayı, daha kesin sonuçlara ulaşmak ileri klinik çalışmalara ihtiyaç vardır. Ayrıca gelişen teknoloji ile beraber ortaya çıkan yeni restoratif materyallerin incelenmesi ve standart kabul edilen materyallerle kıyaslama yapılması klinikte uygulayacağımız restoratif materyal seçimi açısından faydalı olacaktır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, alt 1. molar dişte farklı restoratif materyaller kullanılarak hazırlanan Sınıf 2 MOD inley restorasyonlarda ağız içi sıcaklık değişimleri sonucu restorasyon ve diş dokularında oluşan zamana bağlı sıcaklık dağılımı ve termal stresler incelenmiştir. Ayrıca termal ve mekanik yüklemenin eş zamanlı olarak yapılması ile çiğneme kuvvetleri taklit edilerek meydana gelen termomekanik stresler de değerlendirilmiştir. Elde edilen veriler doğrultusunda çalışmanın sonuçları aşağıdaki gibi özetlenebilir:

1. Çalışmamızda incelenen restoratif materyallerin termal özellikleri farklı olmasına rağmen, her iki sıcaklık koşulu (4 °C ve 60 °C) için de, 2. saniye sonunda diş dokuları (mine, dentin, pulpa) ve restorasyonlarda meydana gelen sıcaklık dağılımı benzerdir.
2. Pulpada görülen sıcaklık değişimi pulpada hasar meydana getiren değerlere ulaşmamıştır.
3. 4 °C soğuk ve 60 °C sıcak uygulaması sonucu oluşan en yüksek termal stres değerleri minede lingual servikal bölgede yoğunlaşmıştır. 4 °C sıcaklık koşulları daha yüksek termal stres değerleri oluşturmuştur.
4. Sıcaklık değişimlerinin oluşturduğu termal stresler restorasyon modelleri arasında karşılaştırıldığında kompozit rezin inley modelinde; restoratif materyalin kendi yapısında ve rezin simanda oluşan stres değerleri altın ve seramik inleyle göre fazladır.
5. Eş zamanlı termomekanik yükleme koşulları, diş dokuları ve restoratif materyallerde yüksek stres değerleri meydana getirmektedir.
6. Termomekanik stresler incelendiğinde, her iki sıcaklık koşulunda, en yüksek değerler fonksiyonel yükleme noktalarında görülmüştür. Stresler ikincil olarak ise servikal mine bölgesinde yoğunlaşmıştır.

7. Termomekanik yükleme sonucu restoratif materyallerin kendi yapısında oluşan ve diş dokularına iletilen stresler restorasyon modelleri arasında karşılaştırıldığında, değerlerin birbirine yakın olduğu görülmüştür.

8. Eş zamanlı termomekanik yükleme sonucu diş-restorasyon arayüzü olan rezin simanda meydana gelen stres dağılımı incelendiğinde, dental altın ve seramik inleylerde gingival taban ve aksiyal duvarda oluşan streslerin simanda adeziv başarısızlık meydana getirebilecek büyüklükte olduğu gözlenmiştir.

9. Çalışmamızın limitasyonları dahilinde, ağız içi sıcaklık değişimleri ve mekanik koşulların restorasyonlar üzerindeki etkilerinin ayrı ayrı ve birlikte değerlendirilmesiyle ulaşılan sonuçların klinikte restoratif materyal seçimi ve olası başarısızlıkların n görülmesi açısından ışık tutacağı dşnlmektedir.

KAYNAKLAR

1. ABO-HAMAR, SE., HILLER, KA., JUNG, H., FEDERLIN, M., FRIEDL, KH., SCHMALZ, G. (2005). Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. *Clin Oral Investig.* 9: 161-167.
2. ADIGÜZEL, Ö. (2010). Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi.* 11:18-23.
3. ARIKAN, S. (2005). Posterior Kompozit Restorasyonlar. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* Cilt:8 Sayı:1
4. ASMUSSEN, E., PEUTZFELDT, A., SAHAFI, A. (2005). Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent.* 94: 321-329.
5. AUSIELLO, P., RENGO, S., DAVIDSON, CL., WATTS, DC. (2004). Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. *Dent Mater.* 20: 862-72.
6. AYATOLLAHI, MR., YAHYA, MY., KARİMZADEH, A., NIKKHOYIFAR, M., AYOB, A. Effects of temperature change and beverage on mechanical and tribological properties of dental restorative composites. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2015; 54: 69-75.
7. BARCLAY, CW., SPENCE, D., LAIRD, WR. (2005). Intra-oral temperatures during function. *J Oral Rehabil.* 32: 886-894.
8. BAYIRLI, G., ŞİRİN, Ş. (1982). Konservatif Diş Tedavisi. İstanbul, Dünya TıpKitabevi Ltd Şti. 161-184.
9. BERGMAN, MA. (1999). The clinical performance of ceramic inlays: a review. *Aust Dent J.* 44: 157-168.
10. BLATZ, M.B. (2002). Long-Term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int.* 33: 415-426.
11. BOEHM, RF. (1972). Thermal environment of teeth during open-mouth respiration. *J Dent Res* 51: 75-78.
12. BROWN, WS., JACOBS, HR., THOMPSON, RE. (1972). Thermal fatigue in teeth. *J Dent Res.* 51:461-467

13. BRUNTON, P.A., CATTELL, P., BURKE T., WILSON N.H.F. (1999). Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-colored resin-bonded restorative materials. *J. Prosthet. Dent.* 82: 167-71.
14. BUKIET F., GONTHIER S., TIRLET G. (2002). Indirect Inlay- Onlay Restorations. An Alternative Method of the Devital Teeth Preparations. *Quintessence.* 3: 13-20.
15. CORNACCHIA, TP., LAS CASAS, EB., CIMINI CA, JR. (2010). 3D finite element analysis on esthetic indirect dental restorations under thermal and mechanical loading. *Med Biol Eng Comput.* 48: 1107-1113
16. COŞKUN, A., YALUĞ, S. (2002). Metal Desteksiz Porselen Sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi.* 5: 97-102.
17. CRAIG, RG. (2012). *Restorative dental materials (ed 13).* Philadelphia, PA : Elsevier/Mosby. p: 60-65
18. ÇENGEL, YA., BOLES, MA. (1994). *Thermodynamics. An Engineering Approach.* 2nd ed. USA: McGraw-Hill Inc.
19. DAYANGAÇ, B. (2000). *Kompozit Rezin Restorasyonlar.* Güneş Kitabevi, Ankara.
20. DEJAK, B., MLOTKOWSKI, A. (2008). Three-dimensional finite element analysis of strength and adhesion of composite resin versus ceramic inlays in molars. *J Prosthet Dent.* 99: 131-140.
21. DIKBAŞ, İ., KÖKSAL, T., ÇAPA, N. (2007). Seramik inley ve onley restorasyonlar/ ceramic inlay and restorations. *Journal of İstanbul University.* Vol 41, No 1-2.
22. ESKİTAŞÇIOĞLU, G., YURDUKORU, B. (1995). Dişhekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *A Ü Diş Hek Fak Derg.* 22: 201-205.
23. ERIKSSON, AR., ALBREKTSSON, T. (1983). Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent.* 50:101-7.
24. FRANKENBERGER, R., PETSCHERT, A., KRAMER N. (2000). Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after six years: clinical behavior. *Oper Dent.* 25: 459-465.
25. FENNER, DN., ROBINSON, PB., CHEUNG, PMY. (1998). Three-dimensional finite element analysis of thermal shock in a premolar with a composite resin MOD restoration. *Med Eng Phys.* 20: 269-275
26. GALE, MS., DARVELL, BW. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 27:89-99

27. GARBER, DA., GOLDSTEIN, RE. (1994). Porcelain & composite, inlays & onlays, esthetic posterior restorations. 1st ed. Illinois: Quintessence Publishing Co. Inc. p. 23-37.
28. GEMALMAZ, D. (2002). Use of heat-pressed, leucite-reinforced ceramic on anterior and posterior onlays: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 87: 133-5.
29. GENG, JP., TAN, KB., LIU, GR. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 85: 585-598.
30. GRIGGS, JA. (2007). Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am.* 51(3): 713-27.
31. GÜNGÖR, M.A., KÜÇÜK, M., DÜNDAR, M., KARAOĞLU, Ç., ARTUNÇ, C. (2004). Effect of temperature and stress distribution on all ceramic restorations by using a three dimensional finite element analysis, *J. Oral Rehab.* 31: 172-178.
32. GÜNGÖR, MA., MAMMADZADA, S., ŞEN, F., ARTUNÇ, C. (2010). Coupled thermal and structural finite element solution of dental crown structures. *Int J Eng App Sci.* 2: 11-25
33. HAMPSON, E.L. (1980). *Textbook of Operative Dentistry.* William Heinemann Medical Books Ltd. Fourth Edition. London.
34. HOLAND, W., SCHWEIGHER, M., FRANK, M., RHEINBERGER, V. (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res.* 53: 297-303.
35. HOPP, CD., LAND, MF. (2013). Considerations for ceramic inlays in posterior teeth: a review. *Clin Cosmet Investig Dent.* 5: 21-32.
36. INCROPERA, F.P., DEWITT, D.P. (2002). *Fundamentals of Heat and Mass Transfer,* 5. baskı, John Wiley, New York.
37. JENSEN, ME., CHAN, DJN. (1985). Polymerisation shrinkage and microleakage in: international symposium on posterior composite resin: Van-herle GDC, Smith PS. *Dental Restorative Materials.* Netherlands: Publishing.
38. JONES, DW. (1985). Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am.* 29(4): 621-44.
39. KELLY, JR., NISHIMURA, I., CAMPBELL, SD. (1996). Ceramic in dentistry. Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.* 75: 18-32.
40. KLEVERLAAN, CJ., DE GEE, AJ. (2004) Curing efficiency and heat generation of various resin composites cured with high-intensity halogen lights. *Eur J Oral Sci.* 112: 84-88

41. KNOSP, H., HOLLIDAY, R.J., CORTI, C.W. (2003). Gold in Dentistry: Alloys, Uses and Performance. *Gold Bulletin*. Vol 36 (3): 93-102.
42. KODONAS, K., GOGOS, C., TZIAFAS, D. (2009). Effect of simulated pulp microcirculation on intrapulpal temperature changes following application of heat on tooth surfaces. *Int Endod J*. 42: 247-252
43. LAURELL, K.A., CARPENTER, W., DAUGHERTY, D., BECK, M. (1995). Histopathologic effects of kinetic cavity preparation for the removal of enamel and dentin. An in vivo animal study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 80: 214-25.
44. LEE, S.Y., CHIANG, H.C., LIN, C.T., HUANG, H.M., DONG, D.R. (2000). Finite element analysis of thermo-debonding mechanism in dental composites. *Biomaterials* 21: 1315-1326.
45. LEE S.Y., CHIANG H-C, HUANG H-M, SHIH YH, CHEN HC, DONG DR, LIN C.T. (2001). Thermo-debonding mechanisms in dentin bonding systems using finite element analysis. *Biomaterials*. 22: 113-123
46. LENZ, J., KESSEL, S. (1998). Thermal stresses in metal ceramic specimens for the ISO crack initiation test (three-point flexural bond test). *Dent Mater*. 14: 277-280
47. LIN, M., XU, F., LU, T.J., BAI, B.F. (2010). A review of heat transfer in human tooth-- experimental characterization and mathematical modeling. *Dent Mater*. 26(6): 501-13
48. LIN, C-L., CHANG, C-H., KO, C-C. (2001). Multifactorial analysis of an MOD-restored human premolar using auto-mesh finite element approach. *J Oral Rehabil*. 28: 576-85.
49. LLYOD, B.A., MCGINLEY, M.B., BROWN, W.S. (1978). Thermal stress in teeth. *J Dent Res*. 57: 571-582
50. LONGMAN, C.M., PEARSON, G.J. (1987). Variations in tooth surface temperature in the oral cavity during fluid intake. *Biomaterials*. 8: 411-414.
51. MAGALHAES, M.F., FERREIRA, R.A.N., GROSSI, P.A. (2008). Measurement of thermophysical properties of human dentin: Effect of open porosity. *J Dent*. 36: 588-594
52. MCCABE, J.F., WALLS, A. (2008). *Applied Dental Materials*. 9th Edition March, Wiley-Blackwell.

53. MESQUITA, RV., GEIS-GERSTORFER, J. Influence of temperature on the visco-elastic properties of direct and indirect dental composite resins. *Dent Mater.* 2008; 24(5): 623-32.
54. MONACO, C., FERRARI, M., MICELI, G.P., SCOTTI R. (2003). Clinical Evaluation of Fiber-Reinforced Composite Inlay FPDs. *J. Prosthodont.* 16: 319-325.
55. O' BRIEN, WJ. (1997). *Dental Materials and Their Selection*, 2nd Ed., Quintessence Publishing Co., ABD.
56. OSKUI, IZ., ASHTIANI, MN., HASHEMI, A., JAFARZADEH, H. (2014). Effect of thermal stresses on the mechanism of tooth pain. *J Endod.* 40: 1835-1839
57. OSMAN, SA., MCCABE, JF., WALLS, AW. (2008). Bonding of adhesive resin luting agents to metal and amalgam. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 16: 171-176.
58. ÖZAKAR, İLDAY N., URVASIZOĞLU, N., SEVEN, N. (2009). İndirekt kompozit inley restorasyonlar ile direkt kompozit restorasyonların mikrosızıntı yönünden karşılaştırılması. *Atatürk Üniv. Dis Hek. Fak. Derg.* 19 (2). p: 76-84
59. PAGHDIWALA, AF., VAIDYANATHAN, TK., PAGHDIWALA, MF. (1993). Evaluation of erbium:YAG laser radiation of hard dental tissues: analysis of temperature changes, depth cuts and structural effects. *Scanning Microsc.* 7: 989-997
60. PALKA, K., BIENIAS, J., DEBSKI, H., NIEWCZAS, A. (2012). Finite element analysis of thermo-mechanical loaded teeth. *Comp Mater Sci.* 64: 289-294
61. PALMER, D.S., BARCO, M.T., BILLY, E.J. (1992). Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids, *J. Prosthet. Dent.* 67: 325-327.
62. POHTO, M., SCHEININ, A. (1958). Microscopic observations on living dental pulp. *Acta Odontol Scand.* 16:303-314.
63. PRICE, RB., DERAND, T., ANDREOU, P., MURPHY, D. (2003). The effect of two configuration factors, time, and thermal cycling on resin to dentin bond strengths. *Biomaterials.* 24: 1013-1021
64. QUALTROUGH, AJ., WILSON, NH., SMITH, GA. (1990). Porcelain inlay: a historical view. *Oper Dent.* 15(2): 61-70.
65. QUALTROUGH, AJ., PIDDOCK, V. (1997). Ceramics update. *J Dent.* 25(2): 91-5
66. RAMOĞLU, S., OZAN, O. (2014). Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 9:175-180
67. ROBBINS, J.W., FASBINDER, D.J. (2006). *Esthetic inlays and onlays. Fundamentals of Operative Dentistry, A Contemporary Approach.* Quintessence Publishing Co., Inc., Illionis. p: 514-537.

68. ROULET, JF., SPREAFICO, R. (2001). Esthetic posterior indirect restorations. *Advances in Operative Dentistry, Volume 1: Contemporary Clinical Practice*. 1st ed. Illinois: Quintessence Publishing Co Inc. p: 65-190.
69. SAITOH, M., MASUTANI, S., KOJIMA, T., SAIGOH, M., HIROSE, H., NISHIYAMA, M. (2004). Thermal properties of dental materials--cavity liner and pulp capping agent. *Dent Mater J*. 23(3): 399-405
70. SKEETERS, TM., BURKETT, HN., MEE, TR. (1986). Inlay Repair of a Broken Solder Joint. *J Prosthet Dent*. 56: 156-157.
71. SPIERINGS, TA., DE VREE, JHP., PETERS, MC., PLASSCHAERT, M. (1984). The influence of restorative dental materials on heat transmission in human teeth. *J Dent Res*. 63:1096-1100
72. SPIERINGS, TA., PETERS, MC., BOSMAN, F., PLASSCHAERT, M. (1987). Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by in vivo experiments. *J Dent Res* 66: 1336-1339.
73. STOLL, R., SIEWEKE, M., PIEPER, K., STACHNISS, V., SCHULTE, A. (1999). Longevity of cast gold inlays and partial crowns – a retrospective study at a dental school clinic. *Clinical Oral Investigations*. Vol 3(2): 100-104
74. SWIFT, E.J., STURDEVANT, J.R., RITTER, A.V. (2006). Class I and Class II Indirect Tooth-Colored Restorations. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry, Fifth Ed.*, Mosby Inc., Missouri. p: 603-622.
75. TAŞKINSEL, E., GÜMÜŞ, HÖ. (2014). Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 8: 131-135
76. TOPARLI, M. (2003). Stress analysis in a post-restored tooth utilizing the finite element method. *J Oral Rehabil* 30: 470-476.
77. TOPARLI, M., SASAKI, S. (2003). Finite element analysis of the temperature and thermal stress in a postrestored tooth. *J Oral Rehabil*. 30: 921-926
78. TOPARLI, M., AYKUT, H., SASAKI, S. (2003). Temperature and thermal stress analysis of a crowned maxillary second premolar tooth using three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil* 30: 99- 105.
79. WASSELL, R.W., WALLS, A.W., MCCABE, J.F. (2000). Direct composite inlays versus conventional composite restorations: 5-year follow-up. *Journal of Dentistry*. 28: 375-382.

80. WHITE, JM., GOODIS, HE., ROSE, CM. (1991). Effects of Nd:YAG laser on pulps of extracted human teeth. J Dent Res. 69: 300-305
81. YAMANEL, K., ÇAĞLAR, A., GÜLŞAHI, K., ÖZDEN, UA. (2009). Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis. Dent Mater J. 28: 661-70.
82. YANG, SH., LANG, LA., GUCKES, AD., FELTON, DA. (2001). The effect of thermal change on various dowel-and-core restorative materials. J Prosthet Dent 86: 74-80.
83. YAVUZYILMAZ, H. (1996). Metal Destekli Estetik (Veneer-Kaplama) Kronlar. 1. Basım. Ankara: Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi.
84. ZAIMOĞLU, A., CAN, G. (2004). Sabit Protezler. 1. Basım. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları. p. 165-182.
85. ZAIMOĞLU, A., CAN, G., ERSOY, AE., AKSU L. (1993). Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. 1. Baskı. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi.
86. ZACH, L., COHEN, G. (1965). Pulp response to externally applied Heat. Oral Surg Oral Med Oral Pathol.19: 515-530