

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ENDOKRONLARIN BİYOMEKANİK AÇIDAN İNCELENMESİ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Doktora Tezi

Diş Hekimi

Beste BECERİKLİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Ebru ÇAL

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ENDOKRONLARIN BİYOMEKANİK AÇIDAN İNCELENMESİ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Doktora Tezi

Diş Hekimi

Beste BECERİKLİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Ebru ÇAL

DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ

Başkan : Prof.Dr. Ebru ÇAL

(Danışman)

Üye : Prof.Dr. Gökhan AKSOY

Üye : Prof.Dr. Necdet ERDİLEK

Üye : Prof.Dr. Gürcan ESKİTAŞÇIOĞLU

Üye : Doç .Dr. Ufuk MALAYOĞLU

Doktora Tezinin kabul edildiği tarih:

Önsöz

Doktora eğitimim dönemim boyunca bilgi, tecrübe ve desteğini esirgemeyen, hayatımın her alanında çok güzel etkiler bırakan değerli hocam Prof. Dr. Ebru ÇAL'a,

Doktora eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın değerli öğretim üyelerine,

Doktora eğitimim ve tez çalışmalarım boyunca desteklerini hep yanımda hissettiğim, bilgi ve deneyimleri ile bana yol gösteren Prof. Dr. Gürcan ESKİTAŞÇIOĞLU, Prof. Dr. Gökhan AKSOY ve Doç. Dr. Oğuz ERASLAN'a

Klinik deneyimlerini benimle her fırsatta paylaşıp mesleğime bakış açımı genişleten Doç. Dr. Gülcan COŞKUN AKAR ve Doç. Dr. Bülent GÖKÇE'ye,

Tezimin istatistiksel değerlendirmeleri için büyük emek sarf eden Doç. Dr. Bahar TAŞDELEN'e, çalışmamın test aşamalarında emeği geçen Dr. Ayşe ATAY'a, Yard. Doç. Tuğba TÜRK'e ve Yard. Doç. Meral MALKOÇ'a,

Tez çalışmamı hazırladığım dönemde bana gösterdikleri anlayış ve destek için Dr. Bengisu YILDIRIM'a, Dr. Gözde PEKER TEKDAL'a, Dt. Betül YÜZBAŞIOĞLU ERTUĞRUL'a, Dt. Gamze YAZICI'ya, Dt. İlker ÖNDER'e, Dt. Murat TEKDAL'a, Seher ÇALIŞKAN'a ve Adil KIVRAK'a,

Hayatım boyunca hep yanımda olan, sahip olduğum her şeyde en önemli izlere sahip canım annem Şen BECERİKLİ ve babam Kemal BECERİKLİ'ye teşekkür ederim.

İçindekiler

Önsöz	I
Şekil Dizini	V
Grafik Dizini	VI
Tablo Dizini	VII
Resim Dizini	VIII
Kısaltmalar	IX
ÖZET	XI
ABSTRACT	XIII
1. GİRİŞ	2
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Endodontik Tedavili Dişlerin Restorasyonu	3
2.1.1. Konservatif Restorasyonlar	3
2.1.2. Kron Restorasyonu	5
2.1.3. Post Uygulamaları	6
2.1.3.1. Post Kor Restorasyonların Endikasyonları:	7
2.1.3.2. Post Kor Restorasyonların Kontrendikasyonları	7
2.1.4. Endokron	8
2.2. Endokron Restorasyonlarında Kullanılan Estetik Materyaller	9
2.2.1. Seramik	10
2.2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi	10
2.2.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı	11
2.2.1.3. Dental Seramiklerin Özellikleri	12
2.2.1.4. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	13
2.2.2. Zirkonya	17

2.2.2.1. Zirkonyanın Yapısı ve Kullanım Alanları	17
2.2.2.2. Zirkonyanın Özellikleri.....	18
2.2.2.3. Sinterizasyon.....	19
2.2.2.4. Zirkonya Materyalleri	20
2.2.3. Rezin Nano Seramik	24
2.2.3.1. Yapısı ve Özellikleri	24
2.3. Diş Hekimliğinde Hızlı Üretim Teknolojileri.....	26
2.3.1.CAD-CAM Sistemi.....	26
2.4. Simantasyon.....	27
2.4.1. Adeziv Dişhekimliği	29
2.4.1.1. Adezyon.....	29
2.4.1.2. Adeziv Sistemlerin Klinik Uygulama Aşamalarına Göre Sınıflandırılması	34
2.4.2. Kompozit Rezin Simanlar.....	38
2.4.2.1. Sertleşme Mekanizmalarına Göre Kompozit Rezin Esaslı Yapıştırma Simanları	39
2.4.2.2. Kompozit Rezin Simanların Avantajları.....	41
2.4.2.3. Kompozit Rezin Simanların Dezavantajları	41
2.5. Mekanik Testler	42
2.5.1. Mekanik Testleri Etkileyen Faktörler	42
2.5.2.1. Çekme Testleri.....	43
2.6. Yapay Yaşlandırma Yöntemleri	43
2.6.1. Isıl Döngü ile yaşlandırma	43
2.7. Örnek Yüzeylerinin Mikroskop İle İncelenmesi.....	44
2.7.1. Işık Mikroskopları.....	44
2.7.2. Elektron Mikroskopları.....	45
2.7.2.1. SEM (Scanning Electron Microscope= Taramalı Elektron Mikroskobu).....	45
2.8.Stres Analiz Yöntemleri.....	46
2.8.1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi	47
2.8.1.1. Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Temel Kavramlar	47
2.8.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları.....	54
2.8.3. Sonlu Elemanlar Analizinin Dezavantajları.....	54
2.9. Diş Hekimliğinde Renk Ölçüm Yöntemleri	55
2.9.1. Rengin Ölçülmesi	57
2.9.1.1. CIE-Lab Renk Sistemi	57

2.9.1.2. Renk Ölçüm Cihazları ile Ölçüm.....	59
3. GEREÇ ve YÖNTEM	61
3.1. Bağlanma Dayanımı Testi.....	61
3.1.1. Örneklerin Hazırlanması.....	62
3.1.2. Örneklerin Simantasyonu.....	65
3.1.3.. Bağlanma dayanımı testi için düzenek hazırlanması	74
3.2. Sonlu Elemanlar Analizi.....	78
3.3. Renk Analizi.....	81
4. BULGULAR.....	86
4.1. Çekme Testi Bulguları	86
4.2. Işık Mikroskobu ve SEM Bulguları (Başarısızlık Tiplerinin Dağılımı)	88
4.3. Sonlu Elemanlar Analizi Bulguları.....	96
4.4. Renk Analizi Bulguları.....	101
5. TARTIŞMA.....	108
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	134
ÖZGEÇMİŞ.....	171

Şekil Dizini

Şekil 1: Örnek düzeneği şablonunun hazırlanması.....	71
Şekil 2: Örnek düzeneği şablonunun B parçasının ölçüye gömülmesi.....	74
Şekil 3: Örnek düzeneği şablonunun A parçasının ölçüye gömülmesi.....	74
Şekil 4: Retansiyon olukları açılmış diş-endokron örneği.....	75
Şekil 5: Dişin akrile gömülmesi.....	75
Şekil 6: Düzeneğin B parçasının A parçasından izolasyonu.....	71
Şekil 7: Endokronun akrile gömülmesi.....	75

Grafik Dizini

Grafik 1: Materyal ve siman gruplarının ÇBDD değerleri	87
Grafik 2: Seramik grubu başarısızlık tipleri dağılımı	88
Grafik 3: Monolitik zirkonya grubu başarısızlık tipleri dağılımı.....	89
Grafik 4: Rezin nano seramik grubu başarısızlık tipleri dağılımı.....	89
Grafik 5: 1. hafta renk değişimi değerleri	104
Grafik 6: 2. hafta renk değişim değerleri	105
Grafik 7: 4. hafta renk değişim değerleri	107

Tablo Dizini

Tablo 1: Y-TZP' nin fiziksel ve kimyasal özellikleri.....	21
Tablo 2: Çalışmada kullanılan materyaller ve özellikleri.....	61
Tablo 3: Çalışmada kullanılan araçlar.....	61
Tablo 4: Çalışmada kullanılan materyallerin elastiklik özellikleri.....	81
Tablo 5: ÇBDD istatistiksel analiz sonuçlarının materyal ve siman gruplarına göre dağılımı.....	86
Tablo 6: Örneklerin kırık yüzeylerinin ışık mikroskobu kullanılarak incelenmesi sonucu belirlenen başarısızlık tiplerinin restorasyon materyalleri esas alındığında dağılımı.....	90
Tablo 7: Örneklerin kırık yüzeylerinin ışık mikroskobu kullanılarak incelenmesi sonucu belirlenen başarısızlık tiplerinin siman grupları esas alındığında dağılımı.....	92
Tablo 8: ΔE değerleri bakımından alt grupların karşılaştırılması.....	101
Tablo 9: ΔE değerleri bakımından ana grupların karşılaştırılması.....	102

Resim Dizini

Resim 1: Endokron ile restore edilen diş görüntüsü	9
Resim 2: Gerilme tipleri.....	49
Resim 3: Gerilme-gerinim diyagramı	51
Resim 4: CIE Lab renk uzayı	58
Resim 5: Dişlerin preparasyonu	63
Resim 6: Kanal ağızlarının akışkan kompozit ile örtülmesi	63
Resim 7: Dişlerin Cerec inEos Blue Scanner ile taranması ve endokron tasarımı yapılması	64
Resim 8: Endokron restorasyonların inLab MC XL milling machine ile üretilmesi ..	64
Resim 9: DWOS Software ile simantasyon alanının düzenlenmesi	65
Resim 10: NetFabb software ile simantasyon yüzey alanının hesaplanması.....	65
Resim 11: Monolitik zirkonya örneklerin sinterizasyonu.....	66
Resim 12: Endokronların simantasyon yüzeylerinin kumlanması.....	66
Resim 13: Örneklerin ultrasonik cihazda temizlenmesi	67
Resim 14: Endokronların Panavia SA Cement ile simantasyonu	68
Resim 15: Endokronların superbond ile simantasyonu	69
Resim 16: Endokronların Esthetic Cement ile simantasyonu	71
Resim 17: Endokronların Variolink II ile simantasyonu	73
Resim 18: Örneklerin ısı döngü işlemi ile yaşlandırılması	74
Resim 19: Çekme testi düzeneğine göre hazırlanan örnekler	75
Resim 20: Universal test cihazı ile çekme testinin yapılması	76
Resim 21: Işık Mikrokobu ile örneklerin incelenmesi	77
Resim 22: Altınla kaplanan örnekler	77
Resim 23: JSM-5200 (JEOL, Tokyo, Japonya) taramalı elektron mikroskobu	78
Resim 24: SEA modellemesinde kullanılması için hazırlanan örnek	78
Resim 25: SkyScan 1174 compact Micro CT cihazı	79
Resim 26: Micro CT görüntüleri.....	80
Resim 27: Geometrik ve matematiksel modellerin oluşturulması	82
Resim 28: Renk analizi örnekleri.....	82
Resim 29: Monolitik zirkonya örneklerin renklendirilmesi.....	82
Resim 30: Renk analizi örneklerine IPS e.max® Ceram Glaze ile glazür uygulanması	83
Resim 31: RNS örneklere 3M ESPE polisaj diskleri ile polisaj yapılması.....	83
Resim 32: Renk ölçümü öncesi örneklerin gruplandırılması.....	84
Resim 33: Örneklerin bekletileceği kabın tabanına diş ipi konulması.....	84
Resim 34: Renk örneklerinin solüsyonlarda bekletilmesi.....	85
Resim 35: Renk örneklerinin ölçümlerinin CM-512M3, Minolta spektrofotometre ile yapılması	85
Resim 36: Diş-siman adeziv başarısızlık ışık mikroskobu görüntüleri.....	93

Resim 37: Mix başarısızlık ışık mikroskobu görüntüleri.....	93
Resim 38: Restorasyon-siman adeziv başarısızlık ışık mikroskobu görüntüleri	93
Resim 39: Restorasyon kırığı ışık mikroskobu görüntüleri	94
Resim 40: Diş-siman adeziv başarısızlık SEM görüntüsü	94
Resim 41: Mix başarısızlık SEM görüntüsü	95
Resim 42: Restorasyon-siman adeziv başarısızlığı SEM görüntüsü.....	95
Resim 43: Restorasyon kırığı SEM görüntüsü.....	96
Resim 44: Feldspatik seramik endokron-diş modellerinde stres dağılımı	97
Resim 45: Monolitik zirkon endokron-diş modellerinde kuvvet dağılımı.....	98
Resim 46: Rezin nano seramik endokron-diş modellerinde kuvvet dağılımı	99
Resim 47: Endokron ile restore edilen diş modellerinde kuvvet dağılımının karşılaştırılması	99
Resim 48: Endokron ile diş modellerinde kuvvet dağılımının karşılaştırılması.....	100



Ek Dizini

Ek 1: Etik kurul onay belgesi.....	170
------------------------------------	-----

Kısaltmalar

CAD/CAM: Bilgisayar-destekli-tasarım/bilgisayar-destekli-retim

SEA :Sonlu elemanlar analizi

BDD :ekme bağ dayanımı değerleri

SEM : Taramalı elektron mikroskobu

CIE : Uluslararası aydınlatma komisyonu

Y-TZP : Yttriyum ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum polikristal

ISO : Uluslararası standartlar rgt

BDD : Çekme Bağ Dayanımı Değeri

ÖZET

Diş hekimliği teknolojisi ve dental materyallerindeki gelişmelerle makroretantif tasarımlara gerek duyulmadan adeziv restorasyonlar yapılabilmektedir. Endodontik tedavili dişlerde meydana gelen aşırı doku kaybı nedeniyle geriye kalan destek dokular mümkün olduğunca korunmalıdır. Bilgisayar-destekli-tasarım/bilgisayar-destekli-üretim (CAD/CAM) sistemleriyle post ve kronun monoblok olarak hazırlandığı endokron restorasyonlar farklı materyallerden üretilmektedir. Çalışmamızda, prepare diş üzerine farklı rezin simanlarla simante edilen CAD/CAM endokronlara çekme bağlanma dayanım testi uygulandı. Üç farklı materyalden üretilen endokronların stres dağılımları üç boyutlu sonlu elemanlar analizi (SEA) ile değerlendirildi ve farklı solüsyonlarda bu materyallerin renk değişimleri analiz edildi.

Maksiller santral dişler (N=120) 12 gruba (n=10) ayrıldı ve kanal tedavileri yapıldı. Endokronlar CAD/CAM sistemleriyle feldspatik seramik (S), monolitik zirkonya (Z) ve rezin nano seramik (RNS) materyallerinden üretildi, Superbond (SB), Variolink II (V), Panavia SA Cement (SA) ve Esthetic Cement (ES) ile simante edildi. Isıl döngü (5000 ısı döngü, 5/55°C) işlemi sonrasında Universal Test Cihazı ile (0.5 mm/dk) ayrılma oluşuna kadar çekme testi yapıldı ve çekme bağ dayanımı değerleri (ÇBDD) kaydedildi. ÇBDD iki yönlü varyans analizi ile istatistiksel olarak değerlendirildi.

S grubunda, siman grupları arasında anlamlı fark bulunmadı ($p=0.025$). Z grubunda SB ile olan bağ dayanımı, ES grubundan anlamlı derecede yüksek bulundu ($P=0.01$). RNS grubunda SA ile olan bağ dayanımı, diğer siman gruplarından anlamlı derecede düşük ($p<0.05$) iken V, SB ve ES gruplarında anlamlı fark bulunmadı ($p<0.05$).

SEA için, üç boyutlu maksiller-santral-diş ve S, Z ve RNS CAD/CAM endokronun SE modeli mikro-bilgisayarlı tomografi cihazı ile oluşturuldu. Dişin palatinal yüzeyinden 135^0 açıyla 300N kuvvet uygulandı. Çekme ve basma kuvvetleri değerlendirildi. Sayısal veriler renk grafiklerine dönüştürüldü. Fonksiyonel kuvvet altında, tüm gruplarda stres dağılımı görüldü. Basma gerilmeleri bukkal servikal, çekme gerilmeleri palatinal servikal bölgede gözlemlendi. Materyal

farklılıklarının, oluşan stres tiplerini ve dağılımlarını etkilediği görüldü. Yüksek elastiklik modülüsüne sahip materyaller, geniş stres birikim alanları yaratırken, düşük elastiklik modülüsüne sahip materyallerin diş dokularında lokalize ve dar alanda stres birikimleri oluşturduğu gözlemlendi.

Renk analizi için, CAD/CAM materyallerinden elde edilen örnekler (15mmx1mm) (N=90) (ISO 7491:2000), 9 gruba (n=10) ayrıldı. S, Z ve RNS örnekleri ilk ölçümleri yapıldıktan sonra kahve, kola ve distile su solüsyonlarında $37^{\circ}\text{C}\pm 1^{\circ}\text{C}$ 'de 30 gün boyunca bekletildi. Renk değişimleri 7., 15. ve 30. günlerde ölçüldü. Verilerin iki yönlü varyans analizi ($p<0.005$) ve post hoc Tukey testleri ile istatistiksel olarak değerlendirildi.

Tüm restoratif CAD/CAM materyallerinin, solüsyonlarda renk değişimi gösterdiği. S grubunun kola solüsyonunda diğer gruplara göre anlamlı derecede yüksek ΔE değerlerine sahip olduğu belirlendi ($p<0,001$). Kola solusyonu restoratif materyallerin tümünde renklenmeye neden oldu ($p<0,01$). Tüm test materyallerinde, RNS en fazla renklenen grup olurken Z en az renk değişimine uğrayan gruptur.

Çalışmamızın tüm sonuçları göz önüne alındığında, endokron restorasyonları için en uygun materyal olarak, diş ile olan bağlanma başarısı ve fonksiyonel kuvvetler karşısında daha az stres birikimi oluşturması nedeniyle rezin nano seramikler düşünülmektedir. Ancak bu materyalin renk değişim miktarının kabul edilebilir sınırların üzerinde olması estetik özellikleri daha da geliştirilmiş materyallere olan gereksinimi devam ettirmektedir. Endokronların simantasyonunda önerilecek en uygun simanın, yüksek bağlanma başarısı nedeniyle Superbond olduğu düşünülmektedir.

Anahtar kelimeler: Endokron, feldspatik-seramik, monolitik zirkon, rezin nano seramik, CAD/CAM, adeziv siman, bağlanma-dayanımı, Sonlu Elemanlar Analizi, renk stabilitesi.

ABSTRACT

With the development of adhesive techniques and dental materials the advantage of adhesive restorations is that macroretentive design is no longer a prerequisite. Endodontically treated teeth usually present inadequate remaining coronal structure so the quality and integrity of the remaining tooth must be preserved with caution. In particular, the computer-aided-design/computer-aided-manufacturing (CAD/CAM) endocrown can be built from a single block of different materials including a radicular portion and a crown. In this study, tensile bond strengths of luted CAD/CAM endocrowns with different resin cements on dentin abutments was tested. Stress distribution patterns of endocrowns with three different restorative materials assessed by three-dimensional Finite-Element-Analysis (FEA) and the impact of different storage solutions on the color stability of these materials were analyzed.

Human maxillary central teeth ($N = 120$) divided into 12 groups ($n = 10$), were endodontically treated. Endocrowns produced from feldspathic ceramic (S), monolithic zirconia (Z) and resin nano ceramic (RNS) blocks utilizing a CAD-CAM unit. Endocrowns were luted with Superbond (SB), Variolink II (V), Panavia SA Cement (SA) and Esthetic Cement (ES). after aging (5000 thermal cycles, 5/55°C), endocrowns were pulled in a Universal Testing Machine (0.5 mm/min) until failure and tensile-bond-strength (TBS) was calculated. Failure types were evaluated. TBS values were analyzed using two-way ANOVA.

There were no significant differences between cement groups ($p=0.025$) for S. SB had a significantly higher bond strength than ES ($p=0.01$) in Z group. SA showed lower bond strength than other cement groups ($p<0.05$) and there were no significant differences between V, SB and ES in RNS.

For FEA, three-dimensional maxillary-central-incisor FE model was created by Micro CT scanning and S, Z and RNS CAD/CAM endocrown-restorations were designed. Incisal force of 300 N was applied from palatal surface of the crown at 135°. Results were presented, as tensile and compressive stresses. Calculated numeric data were transformed into color graphics. Stress distributions revealed in all groups that with applied functional load, compressive stresses were generated in buccal

cervical region while tensile stresses were seen in palatal cervical region. Material difference caused an effective change in generated stress type and quantity. In materials with high modulus of elasticity, extensive stress concentrations were observed, while in materials with lower modulus of elasticity stress distributions in dental structures were more localized.

For color analysis, samples (15mmx1mm) (N=90) (ISO 7491:2000), divided into nine groups (n=10), were made using CAD-CAM materials. After initial measurement S, Z and RNS samples were immersed in coffee, coke and distilled water as the control group for 30 days and stored at $37^{\circ}\text{C}\pm 1^{\circ}\text{C}$. Discoloration was measured using a spectrophotometer after 7, 15 and 30 days of storage. Data was statistically analyzed by two-way ANOVA ($p < 0.05$) and post hoc Tukey tests.

All restorative CAD/CAM materials, discolored over time when stored in the staining solutions. S showed significantly higher ΔE values in coke compared to other groups. ($p < 0.001$). Coke produced significant discolorations in all restorative materials ($p < 0.01$). Among the tested materials, RNS was the material prone to discoloration most, ($p < 0.001$) while Z showed the least color changes. ($p < 0.05$).

Within the limitations of our in-vitro study it can be concluded that the most suitable material for endocrown restorations is resin-nano-ceramics attributable to generating less stress against the functional forces and bond strength success. Nevertheless due to its unacceptable color stability, further materials are needed with improved aesthetic features. In addition the adhesive cement to be recommended for endocrown cementation is Superbond with its high bond strength values.

Keywords: Endocrown, feldspathic-ceramic, monolithic zirconia, resin-nano-ceramic, CAD/CAM, adhesive luting resins, tensile-bond-strength, Finite Element Analysis, color stability.

1.GİRİŞ

Protetik diş hekimliğinde amaç, diş dokularındaki kayıpların doğadakine en yakın biyolojik uyuma sahip, çiğneme kuvvetlerine karşı dirençli ve estetik özellikleri yüksek malzemelerle yerine koyulmasıdır. Aşırı kron harabiyeti olan endodontik tedavili dişler geleneksel olarak post-kor-kron ile restore edilmektedir. Ancak post uygulaması sırasında daha da fazla doku kaybı oluşturulması nedeniyle diş kırıkları görülebilmektedir. Gelişen teknoloji ve estetik beklentilerin artmasıyla, restorasyonun uzun dönem başarısı için kalan diş dokularının mümkün olduğunca korunduğu farklı restorasyon seçenekleri öne çıkmaktadır (1,2,3). Pulpa odasını içine alan ve monoblok yapıda üretilen endokron restorasyonu post-kor-kron tedavisine alternatif olarak gösterilebilmektedir.

Günümüzde endokron restorasyonlar, estetik ve mekanik özellikleri geliştirilmiş materyallerden üretilmektedir. Tüm seramik restorasyonlar, üstün biyolojik uyumluluk, kimyasal stabilite ve estetik özellikleri nedeniyle protetik diş hekimliğinde sıkça kullanılır. Biyomekanik özellikleri artırılmış tüm estetik materyallerden zirkonya ve rezin nano seramikler de bu tip restorasyonlarda kullanılan diğer materyal seçenekleridir.

Estetik restorasyonların başarısı, büyük oranda doğru seçilen simana ve simantasyon tekniğine bağlıdır. Geleneksel olarak simante edildiklerinde; kırılma, retansiyon yetersizliği ve estetik problemler görülebilmektedir. Bu nedenle, hem estetik restorasyona hem de dişin sert dokularına kimyasal ve mekanik olarak bağlanabilen kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları geliştirilmiştir.

Tedavi süresinin kısılmasını sağlayan CAD-CAM sistemlerinin kullanımı ile birlikte teknik hatalar minimuma indirilir (1). Aynı zamanda restorasyonların yüksek kalite standardında hazırlanan fabrikasyon bloklar kullanılarak üretilmesi, şekillendirme prosedürünün standardize edilmesi ve üretim maliyetinin düşürülmesi de sağlanmaktadır.

Bu çalışmanın amacı, CAD-CAM sistemleriyle farklı materyallerden üretilen endokron restorasyonların farklı simanlarla dişe bağlanma dayanımının ölçülmesi, sonlu elemanlar analizi ile stres birikimlerinin incelenmesi ve bu restorasyon materyallerinin renk stabilitelerinin değerlendirilmesi ile hangi materyal ve adeziv sistemlerin endokron restorasyonları için daha uygun olduğunun araştırılmasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

Teknolojideki ilerlemelere paralel olarak, diş hekimliğindeki tedavi yöntemleri de gelişmektedir. Dişlerin bütünlüğünün korunması ve ağızda devamlılığının sağlanması, her geçen gün daha da önem kazanmaktadır. Çürük, fiziksel travma veya abrazyon, atrizyon ve erozyon gibi nedenlerle, dişlerde ileri düzeyde madde kayıpları oluşabilmektedir. Travma veya pulpa enfeksiyonuna neden olan çürük varlığı, dişlerin endodontik tedavilerini gerektirebilmektedir. Endodontik tedavi görmüş dişlerde uygulanabilecek restorasyon seçenekleri günümüzde halen tartışılan bir konudur. Ancak, endodontik tedavi sonucunda çok az rezidüel dentin dokusu kalsa bile, ileri düzeyde madde kaybına uğramış dişlerin korunması ve restorasyonu, klinik olarak önerilmektedir.

Endodontik tedavinin başlangıcından bitimine kadar, tedavinin başarısında birçok faktör etkili olmaktadır. Tedavi sürecinin farklı aşamalarında uygulanan preparasyon tekniği, irrigasyon rejimi, çalışma boyutu tespiti ve doldurma tekniği gibi değişik uygulama prosedürleri endodontik tedavili dişlerin uzun dönem başarısını etkiler. Klinik başarı için endodontik tedavi sonrası uygulanan restorasyon da en az endodontik tedavi sürecindeki uygulamalar kadar önemlidir. Restorasyon kalitesi ile endodontik tedavi görmüş dişin klinik başarısı arasında doğrudan ilişki olduğunu belirten birçok çalışma bulunmaktadır (1).

Endodontik tedavi sonrası yapılan restorasyonların üç temel görevi vardır;

1. Kalan diş dokularının bütünlüğünü koruyarak, devamlılığını sağlamak
2. Koronal sızıntıyı önleyerek kök kanal sisteminin kontamine olmasını engellemek,
3. Kaybedilen diş dokularının yerini alarak, dişin fonksiyon görmesini sağlamak.

Sağlıklı dişler düşme, çarpma, trafik kazası gibi farklı dış etkenlerle oluşan travmalar sonucu kırılabilir (4). Buna karşın endodontik tedavili dişler normal fonksiyonel kuvvetlerin altında da kırılabilmektedir. Yapılan çalışmalarda endodontik tedavi görmüş dişlerin vital dişlere göre daha kırılğan olduğu ortaya konmuştur (5). Bunun temel nedeni dişlerde bulunan çürüğün temizlenmesi ve endodontik giriş kavitesi hazırlanması esnasında meydana gelen madde kaybıdır. Preparasyon sırasında özellikle okluzal bölgedeki marjinal sırtların uzaklaştırılması,

dişlerin kırılma direncini olumsuz yönde etkilemektedir (5) Bunun yanı sıra endodontik tedavi sonrası dentinin dehidrate olması ve kollajen çapraz bağlarını kaybetmesinin de dişin kırılma direncini olumsuz yönde etkilediğini bildiren çalışmalar bulunmaktadır (6).

Endodontik tedavi sonrasında, dişlerin uzun dönem başarıyla korunmasını sağlayabilmek için farklı restorasyon seçenekleri bulunmaktadır.

2.1. Endodontik Tedavili Dişlerin Restorasyonu

Endodontik olarak tedavi edilen dişin restorasyonuna başlamadan önce, iyi bir apikal tıkanmanın sağlandığı gözlenmelidir. Ayrıca yapılan klinik incelemede dişin çevre dokularında eksuda ve fistül gibi aktif enflamasyon bulunmamalı, basınç uygulandığında apikalde hassasiyet olmamalıdır (7).

Dişin anatomik ve fizyolojik özellikleri, okluzyondaki yeri, tüm tedavi planlamasındaki rolü, diş dokusu kaybı miktarı, estetik ve fonksiyonel gereksinimler ile periodontal sağlık seçilecek restoratif tedavi tekniğinin ve materyalinin belirlenmesinde etkili olan başlıca faktörlerdendir.

Endodontik tedavili dişler için seçilecek restorasyon tipi, kalan sert doku miktarına bağlıdır. Diş dokusunun mümkün olduğunca fazla korunarak hazırlanan restorasyonlarda daha başarılı sonuçlar elde edilebilir. Ön ve arka grup dişlerin restorasyonu için farklı sorunlar bulunmaktadır. Arka grup dişler çiğneme sırasında daha yüksek kuvvetlere maruz kalırlar ve kırık oluşma riski bu dişlerde daha fazladır. Ön grup dişlerde kırık görülme riski daha azdır ancak hasta açısından estetik kaygı daha fazladır.

Dişlerin restorasyonunda amalgam, kompozit rezin, metal alaşımlar ve dental seramikler gibi materyallerin kullanıldığı farklı restorasyon seçenekleri bulunmaktadır (8,9).

2.1.1.Konservatif Restorasyonlar

Endodontik tedavili bir diş için ideal restorasyon, fonksiyon ve estetiği sağlayabilmeli, geriye kalan diş yapısını koruyabilmeli ve marjinal mikrosızıntı göstermemelidir. Endodontik tedavili dişlerin çoğunun, endodontik başarısızlıktan çok, uygun olmayan restorasyonlar sonucu oluşan kırık nedeniyle kaybedildiği bildirilmiştir (10).

Amalgam uzun dönem başarısı nedeniyle endodontik tedavili dişlerde restoratif materyal seçeneklerinden biri olarak kullanılmaktaydı. Ancak son yıllarda, amalgamdan zamanla salınan metal iyonlarının toksik etkisinin olabileceğine dair kaygılar ve estetik beklentinin artması nedenleriyle birçok hasta ve klinisyen tarafından artık tercih edilmemektedir. Buna rağmen, amalgam restorasyonlar, yüksek basma dayanımına sahip olması nedeniyle klinik uygulamalarda güvenli ve başarılı sonuçlar göstermektedir (11). Yapılan bir çalışmada tüberkülü de içine alan geniş amalgam restorasyonların uzun dönem başarısının 100 ay süresinde %88 olduğu bildirilmiştir (13). Amalgam non-adeziv özelliktedir ve tüberkülü içermeyen konvansiyonel uygulamalarda kullanıldığında, diş üzerinde kama etkisi yapabileceğini, tüberkül ve kök kırığı görülme riskinin artabileceğini bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (12,14). Bu etkinin özellikle endodontik tedavi görmüş dişler için geçerli olduğu bildirilmiştir (12).

Yapılan bir diğer çalışmada endodontik tedavi sonrası uygulanan farklı restoratif materyallerin kalan diş dokularında oluşturduğu stres, gerilim ölçer ile değerlendirilmiştir (15). Çalışmada amalgam, dental seramik, kompozit rezinin direkt ve indirekt uygulamaları karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak en yüksek stres değeri amalgam ile restore edilen dişlerde gözlenmiştir. Bunun temel nedeninin ise uygulanan diğer materyallerin diş dokularına bağlanabilmesi olduğu belirtilmiştir.

Diş dokularına bağlanamayan materyaller ile restore edilen dişlerde, diş dokuları ve restoratif materyal monoblok bir yapı oluşturamadığı için, gelen kuvvet hem restoratif materyalde hem de diş dokularında kırıklara neden olur. Ayrıca yine aynı sebeple restore edilen dişin tüberkül ve servikal bölgelerinde yoğun stresler oluşur. Böylece eşit stres dağılımı göstermeyen diş dokularında kırık eğiliminde artış meydana gelir. Bu nedenle amalgama alternatif olabilecek materyaller geliştirilmiştir ki bunlardan en önemlisi son yıllarda mekanik özellikleri artırılmış ve amalgama yakınlaştırılmış olan posterior kompozitlerdir (16,17).

Kompozit restorasyonların elastik modülüsü amalgamların neredeyse üçte biri kadardır (18). Bu özellik amalgama göre daha az rijit olmaları anlamına gelmektedir. Bu nedenle dişte kama etkisi oluşturmayacakları düşünülebilir. Ayrıca adeziv restorasyonlar fonksiyonel stresleri bonding yüzeyi boyunca dağıtmaktadır (19,20). Böylece kırılmaya karşı dişi daha iyi destekledikleri düşünülmektedir.

Kompozitlerin sıkışma dayanıklılığına ve kırılmaya karşı yeterli dirence sahip olması (21,22) estetik özellikleri, seramik restorasyonlara göre daha ucuz ve kolay uygulanabilir olması kompozit restorasyonların yaygın olarak kullanılmasını sağlayan önemli avantajlarıdır. Ancak polimerizasyon büzülmesi, polimerizasyon sonrası su absorpsiyonu (23), hidroskopik ekspansiyon, tekrarlayan yükler altında plastik deformasyon, renk stabilitelerinin iyi olmaması (24,25) gibi dezavantajları da vardır. Sıcaklık değişimlerinde ve suda mekanik özellikleri zamanla olumsuz etkilenmektedir (26).

Ayrıca dentin yüzeyinin özellikleri de kompozitlerin adeziv bağlanmasında büyük oranda etkilidir. Dentin içeriği, dentin kanallarının yoğunluğu ve çapı, peritübüler ve intertübüler dentin oranı, dentin kalınlığı ve yapısı sklerotik veya demineralize olması gibi durumlar dentin geçirgenliğinde bölgesel farklılıklar oluşmasına neden olur ve adezivin dentin dokusuna bağlanmasını etkiler (27). Endodontik tedavili dişlerde dentin yapısında meydana gelen değişimler nedeniyle kompozit restorasyonların kullanımı tartışılmaktadır (28).

Tüm bu olumsuz özelliklerine karşın kompozitler ve adeziv sistemleri estetik özellikleri, mine ve dentine bağlanabilmeleri, teorik olarak diş-restorasyon kompleksinin bütünlüğünü artırmaları nedenleriyle geniş bir alanda kullanılmaktadır. Özellikle kanal tedavili dişlerde küçük bir endodontik giriş kavitesi açılmışsa, marjinal sırtlar, fasiyal ve lingual duvarlar sağlam, kalan diş dokusu miktarı çok ve fraktür riski düşükse direkt kompozit rezin restorasyonlar uygulanabilir (29,30,31). Madde kaybının fazla olduğu dişlerde ise farklı restorasyon seçenekleri düşünülmelidir.

2.1.2. Kron Restorasyonu

Çürük, endodontik giriş kavitesi hazırlanması ve kanal tedavisi sırasında kron ve kök dokusunda meydana gelen doku kayıpları nedeniyle, dişlerin dayanıklılığının ve ağızda kalma süresinin artırılması için okluzal yüzeyin tamamını içeren restorasyonlar tavsiye edilmektedir (32,33,34).

Protetik restorasyonlar, kırılmaya karşı dirençleri ve sızdırmazlık açısından konservatif restorasyonlardan üstündür. Doku kaybı miktarına göre, özellikle arka grup dişlerde metal alt yapıli kronlar sıklıkla kullanılmaktadır.

Birçok klinisyene göre, metal altyapılı seramik kron için okluzalden 2 mm, labial ve aproksimal yüzeylerden 1.5 mm ve lingual yüzeyden 1.2 mm aşındırma yapılması gerekmektedir (34). Doku kaybı çok olan dişlerde metal alt yapılı kron için yapılacak aşındırmalar sonucu geriye kalan doku miktarının azalması nedeniyle dişin dayanıklılığı önemli ölçüde etkilenmektedir.

Günümüzde, özellikle anterior dişlerde, estetik açıdan daha üstün materyallere olan gereksinim artmıştır. Tam seramik kronların klinik estetik başarısı çok yüksektir ve diş preparasyonunda metal alt yapılı seramik restorasyonlara göre daha az madde kaybı yapılması yeterli olmaktadır (10).

Teknolojik gelişmelerle birlikte dişhekimliğinde yeni kullanıma sunulan hem dayanıklı hem de estetik özelliklere sahip monoblok estetik materyaller ile dişte oluşturulan preparasyon daha da azalmaktadır.

Kron restorasyonu endodontik tedavi sonrasında dişi güçlendirmek için tavsiye edilse de, kronlanan dişlerde de kırık oluşumu sıklıkla gözlenmektedir. Kronlanan endodontik tedavili dişlerin başarısının uzun dönemde kronlanan vital dişlerden farklı olmadığını belirten çalışmalar bulunmaktadır. Altın, seramik veya kompozit rezin onleyler gibi diğer koronal restorasyonlar da kırık oluşumuna karşı dişi korumaktadır, ancak literatürde arka grup dişlerin onleyler ile restorasyonunun daha başarılı olduğunu destekleyen bulguya rastlanmamıştır (35).

Madde kaybının fazla olduğu kron retansiyonu için yeterli dokunun bulunmadığı endodontik tedavili dişlerin restorasyonunda kor retansiyonu için post uygulaması gerekebilmektedir.

2.1.3. Post Uygulamaları

Günümüzde aşırı kron harabiyeti gösteren endodontik tedavili dişlerin çoğunun tedavisinde, post-kor sistemleri yaygın olarak kullanılmaktadır. Restorasyonun amacı, destekleme, yerine koyma ve retansiyon şeklinde özetlenebilir. Bu amaçla restorasyonda post, kor ve koping gibi bölümler bulunmaktadır (35,37). Kron ve post iki parça halinde hazırlandığında dişeti üzerinde kalan bölüm koronal diş yapılarını taklit ettiği için “kor”, kök kanalı içinde kalan bölüm ise “post” adını alır. Post, kök kanalının 2/3'üne kadar uzanan, destek ve tutuculuk sağlayan bölümdür (38,39). Koping ise ortalama 2 mm genişliğinde olan metal bir banttır. Copping siman örtücülüğünü devam ettirmekte, stresi dentinde dağıtmakta, kor ve posta iletmekte ve kırığa karşı ferrule etkisini sağlamaktadır. Postlar, intraoral

kuvvetleri radiküler dentinden çevre dokulara eşit olarak dağıtmalı ve koronal diş yapısını oluşturan korun retansiyonunu sağlamalıdır.

2.1.3.1. Post Kor Restorasyonların Endikasyonları:

1. Pinli kor yapımı, tutucu oluklar, yardımcı kaviteler, asit ile pürüzlendirme ve bağlanma yöntemleriyle onarılamayan kron kaybının olduğu durumlarda,
2. Pulpada geri dönüşü olmayan hasar olduğunda,
3. Periodontal desteği zayıf dişlerde, kron/kök oranının endodontik desteklerin kullanımıyla güçlenmesi gerektiğinde,
4. Malpoze bir dişin oklüzal veya aksiyal olarak düzeltilmesi sırasında pulpa bütünlüğü bozulacaksa,
5. Diş üstü protez uygulamalarında tutucuların diş köklerine bağlanması gerektiğinde,
6. Restorasyon sonrası endodontik girişimin güçleneceği pulpa prognozunun şüpheli olduğu geniş defektli dişlerde kullanılabilirler (40).

2.1.3.2. Post Kor Restorasyonların Kontrendikasyonları

1. Kırılmaya eğilimli ince kök formu olan dişlerde,
2. Israrcı periapikal patoloji varlığında,
3. Kanal dolgusu yetersiz olgularda,
4. Oral hijyeni kötü ve motive edilemeyen hastalarda post kor seçimi uygun değildir (41).

Aşırı harabiyet gösteren endodontik tedavili dişlerin tedavileri için çeşitli post-kor uygulamalarından yararlanılabilmektedir. Günümüzde çeşitli post-kor uygulamaları yapılmaktadır. Yıllarca, döküm post ve kor kullanımı, kalan diş dokusu miktarı ve kalitesine bakılmaksızın endodontik tedavili dişlerin restorasyonunda tavsiye edilmiştir. Bu postların, kök kanalının direk ölçüsü alınarak yapıldığı için kök kanalı ile uyumları iyidir. Buna rağmen, döküm postların kök kanalına sürtünmesel kuvvet ile tutunmaları ve metal postun sertliğinin fazla olması nedeniyle kök dentini ile metal post arasında homojen yapı oluşamaz, bu nedenle diş kökünde kırık görülme riski artar (42,43,44,45).

Sonraki yıllarda prefabrik postlar, cam fiber, karbon fiber, titanyum ve zirkon seramik materyallerinden üretilmektedir. Günümüzde, cam fiber post sistemler, adeziv ve rezin sistemlerle dentine bağlanabilmeleri (46,47) , elastik modülüslerinin

dentine yakın olması ve diş yüzeyine uygun stres dağılımını sağlayarak, kökte kırık oluşumunu azaltmaları (43,45) nedenleriyle sıklıkla kullanılmaktadır

Son yıllarda diş hekimliğindeki gelişmelere rağmen, endodontik tedavi nedeniyle diş kökünün zayıfladığı vakaların restorasyonu ile ilgili halen tartışmalar sürmektedir. Post bölümünde seçilen malzeme, post uzunluğu, konikliği, çap ve yüzey şekli ile ilgili çok sayıda faktör post uygulamalarının başarısında etkilidir. Ayrıca, diş dokusuna benzemeyen, farklı materyallerden yapılan post ile restore edilen dişlerde doğal olmayan bir yapı oluşmaktadır. Diş dokusu ve restoratif materyal ara yüzeyindeki farklılık nedeniyle meydana gelen değişimler (42) ve restoratif materyalin sertliği, endodontik tedavili dişlerin mekanik davranışını etkilemektedir (47).

Post-kor uygulamalarıyla ilgili son yıllarda yapılan çalışmalarda bu prosedürün güvenilirliği tartışılmaktadır. Post-kor'ların gelen yükleri en uygun şekilde destek dokulara ve köke ilettiği ve diş güçlendirdiğini bildiren çalışmalar olduğu gibi (49,50,51) bunun aksine dişte fraktürlere neden olduğunu gösteren çeşitli *in vitro* ve *in vivo* çalışmalar da bulunmaktadır (52).

Post uygulanan endodontik tedavili dişlerin kronlanmasıyla ilgili çok az çalışmaya rastlanmıştır. Kanal tedavisi ve post ile restore edilen arka grup dişlerde kök kırığını engellemek için kron ile restorasyon gerekliliğini destekleyen *in vitro* (54,55) ve retrospektif klinik çalışmalar bulunmaktadır (56,57). Sorensen ve Martinoff izlem süresi 1-25 yıl olan, restorasyonu yapılmış 1273 kanal tedavili dişli taradıkları çalışmalarında, kron restorasyonu olan anterior dişlerin klinik başarısında anlamlı fark olmadığını, ancak premolar ve molar dişlerde başarıyı artırdıklarını göstermişlerdir.

Kanal tedavili dişlerin post ile restore edilme tartışmalarının devam etmesi ve diş hekimliğindeki gelişmeler, farklı tedavi yöntemlerinin araştırılmasına neden olmaktadır.

2.1.4. Endokron

Endodontik tedavinin uzun dönem başarısı diş dokusuna uygun restoratif materyal ve restorasyonun seçilmesine bağlıdır (37). Kalan diş dokusunun kalitesi ve bütünlüğü korunmalıdır. Çünkü kalan diş dokusu restorasyon için sağlam bir altyapı oluşturarak restore edilmiş dişin dayanıklılığını etkileyecektir (57,59).

Yeterli diş dokusu varlığında adeziv sistemler, yeni teknik ve materyallerin gelişmesi ile birlikte, avantaj sağlamaktadır. Endokron, tam kron ve pulpa odası ve/veya pulpa kanallarını içine alan monoblok bir yapıdır (Resim 1). Bu teknik, stabilite ve retansiyon sağlamak amacıyla pulpa odası yüzeyinin adeziv bağlanma için kullanılabilmesi esasına dayanır (60). Böylece, post restorasyonu için preparasyon sırasındaki doku kaybı yapılmadan, mevcut doku mümkün olduğunca korunarak, mümkün olan en geniş simantasyon yüzeyi elde edilir. Doku kaybına bağlı dayanıklılığın azalması nedeniyle oluşabilecek başarısızlık azaltıldığı gibi, dişin restorasyonu için gereken işlem basamakları, maliyet ve hasta başında geçen süre de azalmaktadır.



Resim 1: Endokron ile restore edilen diş görüntüsü

Günümüzde endokronlar estetik ve biyomekanik özellikleri geliştirilmiş olan diş rengine farklı yapılardaki materyallerden üretilmektedir.

2.2. Endokron Restorasyonlarında Kullanılan Estetik Materyaller

Estetik beklentilerin artması ve gelişen teknoloji ile birlikte, diş hekimliğinde daha estetik restorasyonların yapılabilmesi için, kullanılan materyaller geliştirilmekte

veya yeni materyaller üzerinde çalışılmaktadır. Metal bir alt yapıyla desteklenmesi gerekmeyen güçlendirilmiş tam estetik sistemler arasında sıklıkla kullanılanlar seramik ve zirkonyadır. Son yıllarda ise hibrit bir yapıya sahip olan rezin nano seramik materyali geliştirilmiştir. Bu materyaller endokron restorasyonların yapımında kullanılabilmektedir.

2.2.1 Seramik

2.2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi

Yunanca topraktan yapılmış anlamına gelen “keramikos” kelimesinden türeyen seramik, bir veya birden fazla metalin, metal olmayan element ile birleşerek yüksek ısıda sinterlenmesi sonucu oluşan inorganik bileşiktir (61).

Seramik M.Ö. 50’li yıllarda Çin’de geliştirilen en eski inorganik materyaldir (62). Mezopotamya ve Asur uygarlıklarında yapı malzemesi olarak, Anadolu uygarlıklarında dekorasyon işlemleri ve çinicilikte kullanılmış ve 18. Yüzyılda Portekizli denizciler tarafından Avrupa’ya getirilmiştir (63).

Pierre Fauchard 1723’de “Lechirurgien Dentiste” isimli kitabında metal protezlerin porselen ile kaplanmasından bahsederek diş hekimliğinde porselen kullanımına öncülük etmiştir (62). 1774 yılında Fransız eczacı olan Duchateau porselen kullanılarak yapılan ilk protezi diş hekimliğine tanıtmıştır (64). 1789 yılında Duchateau ve diş hekimi Nicolas Dubois de Chenant ilk porselen diş materyalinin patentini almışlardır (63). Tek diş seramikleri İtalyan asıllı Fonzi tarafından ilk kez 1808 yılında, Paris’te kullanmıştır. Ancak opasite ve kırılma dayanımı nedeniyle pek başarılı olamamıştır (63,65). 1838 yılında Ellias Wildman ve ark. vakumlu fırınlamayı tanımlamış ve normal diş tonlarına çok yakın, saydam bir seramik geliştirmiştir.

19. Yüzyılın sonunda sabit restorasyonların keşfedilmesi ile seramik protezler daha da önem kazanmıştır. Porselen jaket kron olarak bilinen tam seramik kronlar ilk olarak 1886’da Land tarafından geliştirilmiştir. Feldspatik seramik, inley restorasyonlarında kullanılmıştır ancak, seramiğin düşük bükülme dayanımına sahip olması nedeniyle kırılma şeklinde oluşan başarısızlık görülmüştür (66). 1889’da C.H. Land platin matriks üzerine porselen şekillendirmiş, 1900 yılından sonra da yüksek

ısıda pişirilen porselenler ile veneer kronlarının yapımı kullanılmaya başlanmıştır. İlk bilimsel porselen veneer kron da yine Land tarafından 1902’de yapılmıştır (67).

1950’li yıllarda seramiğin yapısına lösit eklenmesi ile genişleme katsayısı artırılmış ve altın alaşımları ile güçlü bağlantı sağlanmıştır. 1958 yılında ise Viners ve arkadaşları vakum ile pişirilen ince seramik tozunu ve vakumlu fırınlamayı geliştirmişlerdir. 1962’de Weinstein ve arkadaşları seramiğin yapısına %11-15 oranında potasyum oksit (K_2O) ekleyerek metal destekli seramik kronlar yapmıştır (68).

İlk ticari porselen 1963’te Vita Zahnfabrik tarafından üretilmiştir. 1965’te Mclean ve Huges, porselenin dayanıklılığını artırmak için %40-50 alümina içeren bir alt yapı seramiği kullanımını tavsiye etmişlerdir (62). Bu çalışmalar daha da geliştirilerek 1966 yılında platin folyo ile güçlendirilmiş alümina seramik jaket kronlar yapılmıştır.

1984 yılında ilk dökülebilir cam seramik olan Dicor’un tanıtılması ile tam seramik sistemler hızla gelişmiştir (69). 1988 yılında “slip casting” yöntemi ile elde edilen alümina alt yapının cam infiltrasyonu ile güçlendirildiği ve alümina içeriği %90’nın üzerinde olan yeni bir kor sistemi geliştirilmiş ve Vita firmasınca In-ceram adıyla piyasaya sürülmüştür (70). 1990’ların başında, IPS Empress, basınç ile şekillendirilen cam seramikler geliştirilmiş, 1990’ların sonunda kırılma direnci daha yüksek ve hacimce %70 lityum disilikat kristalleri içeren IPS Empress II kullanıma kazandırılmıştır. Takip eden dönemlerde çok yüksek miktarda alümina kristalleri içeren yoğun sinterize alt yapı seramiği olan Procera AllCeram üretilmiştir (71,72).

2.2.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı

Dental seramik non-metalik özellik gösteren oksijen ve metalik özellik gösteren alüminyum, kalsiyum, magnezyum, silikon, titanyum, zirkonyum gibi bir veya birkaç metal veya yarı metal elementten oluşan inorganik bir yapıdır (62).

Seramiklerin kimyasal yapısı içinde, geniş atomlu bir element olan oksijen bulunur. Bu oksijen molekülünü, küçük atomlu bir veya birkaç metal ya da yarı metal atomu kovalent ya da iyonik karakterdeki bağlarla bir matriks gibi sarar.

Bir atomdan diğerine elektron transferi ile molekül ve kimyasal bileşiklerin oluşumu sonucu iyonik bağlar meydana gelir. Kovalent bağlar ise iyon oluşumu

olmaksızın elektronların ortak kullanımı ile gerçekleşir. Seramiklerde kovalent bağlar daha sık görülür. Seramik yapılar bu tip atomik bağlar ile stabilite, sertlik, ısıya dayanıklılık, yüksek elastisite modülü, kimyasal maddelerin etkilerine direnç gibi avantajlar kazanırlar (63). Ancak kırılabilirlik gibi bir dezavantaj da beraberinde gelir. Dental seramikler kuartz, feldspar ve kaolin karışımından oluşurlar.

Feldspar, seramiğe doğal bir translüsensi vermekte ve ana yapıyı oluşturmaktadır. Potasyum alüminyum silikat ($K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$) ve albit karışımıdır. Minimum %60 oranında bulunur. Fırınlama sırasında eriyerek kaolin ve kuartzı sarar ve böylece kitlenin bütünlüğünün sağlanmasında birleştirici bir rol oynar (73).

Silika yapısında olan kuartz %10-30 oranında bulunur. Matriks içinde doldurucu görevi yaparak fırınlama işlemi sonucu meydana gelebilecek büzülmeleri önler böylece porselenin dayanıklılığının artmasını sağlar. Erime ısısı çok yüksek olduğu için yüksek sıcaklıklarda restorasyonun şeklini korumasına yardım eder (73). Çin kili olarak da isimlendirilen kaolin bir alüminyum hidrat silikatıdır ($Al_2O_3.SiO_2.2H_2O$) ve %1-5 oranında bulunmaktadır. Adeziv özelliğinden dolayı kuartz ve feldspar için bağlayıcı görevi yapmaktadır. Isıya oldukça dayanıklıdır ancak opak olduğu için çok az miktarda kullanılmaktadır. Seramik hamuruna elastikiyet vererek elde işlenebilmesini kolaylaştırmaktadır (63,64,73,74).

Seramik yapıda feldspar, kaolin ve kuartz ek olarak, potasyum, kalsiyum ve sodyum oksit bulunmaktadır. Bu maddelerin kullanım amacı, yapıya sertlik, stabilite, düşük ergime sıcaklığı kazandırmak, devitrifikasyon ve piroplastik özelliğe, akıcılığa karşı direnç sağlamaktır (74).

2.2.1.3. Dental Seramiklerin Özellikleri

Seramik sert, rijit ve kırılabilir bir materyaldir. Diş hekimliğinde kullanımının esas nedeni yüksek estetik özelliklere sahip olmasıdır. Materyalin ışık absorbe etme ve dağıtma özellikleri vardır. Doğal dişin yüzey özellikleri (tekstürü), rengi ve ışığı geçirebilme (translüsensite) derinliğini taklit etme potansiyeline sahiptir. Kimyasal olarak stabildir. Ağız ortamında iyi bir aşınma direnci ve renk stabilitesine sahiptir. Isıl genişleme ve iletkenlik özelliklerinin mine ve dentine benzemesi, marjinal sızdırma ve hassasiyet riskini azaltmaktadır (75,76,77).

Metal alaşımlarda gözlenebilen toksik etkiler porselenlerde görülmemektedir. Glazürlü porselen, bakteri plağının kolaylıkla uzaklaştırılabildiği tek restoratif materyaldir (77). Seramiğin başlıca olumsuz özelliği düşük gerilme direncidir. Diş hekimliğinde kullanılan porselenler, basma streslerine karşı dirençli, gerilme streslerine karşı ise dirençsizdir. Gerilme direnci ortalama 20-60 MPa iken, basma direnci ortalama 350-550 MPa'dır. Materyal, atomları arasındaki yüksek bağlanma kuvvetine rağmen, % 0,1'den fazla olan deformasyonlar karşısında kırılabilir. Porselenin kırılabilirliği, gerilim ya da makaslama kuvvetleriyle karşılaştığında, plastik deformasyon gösteremeyen güçlü kovalent bağlardan kaynaklanmaktadır. Materyalin elastik kapasitesini aşan yükler uygulandığında porselen atomları, metalin aksine, atomik düzey boyunca kayamaz. Bu tip yükler, genelde stres yoğunluğunun en yüksek olduğu mikroyapısal (mikrostrüktürel) çatlak noktalarında kırıklarla sonuçlanır (78).

2.2.1.4. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Gün geçtikçe çeşitliliği artan dental seramikler, farklı araştırmacılar tarafından bazı özelliklerine göre sınıflandırılmaktadır.

Fırınlama Isılarına Göre; (66)

Yüksek ısı seramikleri (1300-1400 0C)

Orta ısı seramikleri (1100-1300)

Düşük ısı seramikleri (850-1100)

Ultra düşük ısı seramikleri (<850)

Kullanım Yerlerine Göre; (62)

Hareketli protez dişlerin yapımında kullanılan seramikler

Jaket kronlar ve inley-onley yapımında kullanılan seramikler

Veneering seramikler

Anterior ve posterior köprülerde kullanılan seramikler

İçeriklerine Göre; (74)

1. Metal destekli seramikler

a. Döküm metal üzerine bitirilen seramikler

b. Alüminyum folyo üzerine bitirilen seramikler

2. Metal desteksiz seramikler

a. Kuvvetlendirilmiş alt yapı seramikleri

Alümina

Magnezya
Spinel enjekte döküm
Zirkonya

b. Feldspar

Yüksek lösit oranlı
Düşük lösit oranlı

c. Döküm-Pres cam seramikler

Lösit içeren
Lityum disilikat içeren
Mika içeren feldspar

Üretim tekniklerine göre sınıflandırma: (79)

1. Metal destekli restorasyonlar
2. Tamamı seramik restorasyonlar
 - a. Geleneksel (toz/likit) karışımı restorasyonlar
 - b. Dökülebilir seramikler
 - c. Frezlenebilir seramikler
 - d. Preslenebilir seramikler
 - e. İnfiltr seramikler
 - f. Bilgisayar desteği ile üretilen seramikler

Alt yapı materyallerine göre; (80)

1. Cam Seramikler
 - a. Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler
IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
Optec OPC (Jeneric Pentron, Kusterdingen, Almanya)
IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
 - b. Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler
IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
 - c. Feldspatik seramikler
Vitablocks Mark I (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
Vitablocks Mark II (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
Vita Triluxe Block (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
2. Alümina esaslı seramikler
 - a. In-Ceram Alumina

- b. In-Ceram Spinell (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- c. In-Ceram Zirconia (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- d. Procera All-ceram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)
- e. Synthoceram (Cicero, Horn, Hollanda)

3. Zirkonya Esaslı Seramikler

- a. Cerec, Cerec2 ve Cerec3 (Sirona, Bensheim, Almanya)
- b. Evolution D4D (D4D Technologies)
- c. Vita In-Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrik)
- d. DC-Zirconia (DCS Dental AG, Allschwil, İsveç)
- e. Procera (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)
- f. Lava (3M Espe Dental AG, Seefeld, Almanya)
- g. Kavo Everest (Kavo Dental, Biberach, Almanya)
- h. Zeno Tec (Wieland, Pforzheim, Almanya)
- ı. Cercon (DeguDent, Hanau, Almanya)
- j. Celay (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

Diş hekimliği uygulamalarında çok uzun yıllardır kullanılan dental seramikler, teknolojik ilerlemelere paralel olarak geliştirilmiştir. Günümüzde özellikle estetik kaygının fazla olduğu durumlarda sıklıkla tam seramik restorasyonlar kullanılmaktadır.

2.2.1.4.1. Tam Seramik Restorasyonların Endikasyonları

1. Travma veya çürük nedeniyle kırılmış dişlerde,
2. Doğumsal veya kazanılmış diş renklenmelerinde,
3. Abrasyon, atrisyon veya erozyon sonucu aşınmış dişlerde,
4. Diastemalı olgularda,
5. Diş arkında yerleşim bozukluğu olan dişlerde,
6. Şekil bozukluğu olan dişlerde,
7. Doğumsal veya kazanılmış kısa dişsiz boşlukların varlığında,
8. Kole defektlerinde,
9. Black 1, 2, 3, 4, 5 kaviterlerde,
10. Aşırı harabiyeti olan endodontik tedavili dişlerde,
11. Çene-yüz protezlerinde,

12. Metal alerjisi olan kişilerde, tam seramik restorasyonlar endikedir (73,79,80).

2.2.1.4.2. Tam Seramik Restorasyonların Kontrendikasyonları

1. Kısa kuron boyuna sahip dişler,
2. Örtülü kapanış gibi oklüzyon bozuklukları,
3. Bruksizm ya da benzeri parafonksiyonel alışkanlıklara sahip bireyler,
4. Çiğneme basıncının yüksek olduğu bölgeler ve kapanışın uygun olmadığı olgular,
5. Karşılıklı temas gerektiren sporlarla uğraşanlarda ön grup dişlerin restore edilmesi gerektiği durumlar, olarak sayılabilir (73,79).

2.2.1.4.3. Tam Seramik Restorasyonların Avantajları

1. Metal-porselen kuronlarda gözlenen porselenin iç yüzeyindeki opak tabakasından kaynaklanan, gelen ışığın doğal olmayan yansımaları ve saçılması gibi sorunlar olmayacağından, doğal dişe yakın bir estetik sonuç sunabilmeleri,
2. X-ışınlarını geçirebilmeleri nedeniyle, restore edilen dişin kök kanalı veya mevcut dolgularının radyografik incelemelerde rahatlıkla görülebilmesi,
3. Metal destekli porselen restorasyonlarda görülen alaşıma bağlı korozyon, toksik ve alerjik etkilerin görülmemesi, (63)
4. Isı ve elektrik yönünden kötü bir iletken olmaları nedeni ile dişleri iyi bir şekilde korumaları,
5. Porselen restorasyon ile seramik alt yapı kusursuz bir birleşme yaptığı için, metal-porselen birleşimlerinde kabarcık, çatlak veya ayrılma gibi sorunlar görülmemesi,
6. Metal-porselen restorasyonlarda görülen translusensi eksikliğinin görülmemesi,
7. Alaşım destekli restorasyonlarda gümüşün varlığında, veneer porseleninin renk değiştirmesi gibi sorunların, tam porselen kuronlarda görülmemesi,
8. Metal-porselen restorasyonlarda görülen alaşıma bağlı dişetindeki gri renklenmenin görülmemesidir (80).

2.2.1.4.4. Tam Seramik Restorasyonların Dezavantajları

1. Diş kesiminin metal destekli porselen kuronlara göre daha fazla dikkat ve ayrıntı gerektirmesi,
2. Basamaklı kesim gerektiği için üst çene arka bölgede uygulanmasının zor olması,
3. Daha dikkatli ve titiz bir laboratuvar çalışması gerektirmesi,
4. Maliyetinin yüksek olması ve ek laboratuvar ekipmanı gerektirmesidir (31).

2.2.2. Zirkonya

2.2.2.1. Zirkonyanın Yapısı ve Kullanım Alanları

Zirkonyum, sembolü 'Zr' olan, atom numarası 40 ve atom kütlesi 91,22 olan periodik tablonun D grubuna ait bir geçiş elementidir. Yoğunluğu 6,49 g/cm³, ergime noktası 1852 °C, kaynama noktası 3580 °C'dir. Arapça 'altın renginde' anlamına gelen 'zargon' kelimesinden türetilmiştir. 'Zargon' kelimesi ise Pers dilinde 'Zar' (altın) ve 'Gun' (renk) kelimelerinden oluşmuştur (81).

Zirkonyanın elastik modülüsü yaklaşık 200 MPa, vickers sertliği ise dental alaşımların 4- 5 katıdır (1000- 1300 Vickers) (82). Zirkonyanın bükülme direnci ortalama 900- 1200 MPa (83), kırılma dayanımı ise 9- 10 MPa m^{1/2} (81,84,85) olarak bulunmuştur. Alumina esaslı seramiklerin 2 katı (81,83) ve lityum disilikat esaslı seramiklerin (Empress II) 3 katıdır (83).

Doğada serbest metal olarak bulunmayan zirkonyum, büyük çoğunlukla madenlerden elde edilir. Madenin yapısında 50/1 oranında Hafnium (Hf) elementi bulunmaktadır. Zirkonyumun bilinen bileşikleri zirkonyum silikat (ZrSiO₄) ve zirkonyum oksittir (ZrO₂)' tir. Zirkonyum silikatın diğer adı 'zirkon', zirkonyum oksitin diğer adları ise 'zirkonya ve baddeleyit' tir. Baddeleyit ismi 1892 yılında Sri Lanka'da zirkonyayı keşfeden Joseph Baddeley' in isminden gelmektedir. Diş hekimliğinde zirkonyum dioksit (ZrO₂) bileşiği kullanılır. Zirkon (ZrSiO₄) madenleri başlıca Avustralya, Brezilya, Hindistan, Rusya ve A.B.D' de bulunur (85).

Zirkonyum metali ilk kez 1789 yılında Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından, bazı cevherlerin ısıtılmasından sonra oluşan reaksiyon ürünlerinden elde edildikten sonra, 1824 yılında Jons Berzelins tarafından potasyumla işlenerek izole edilmiştir. Bazı toprak elementleri ile karıştırılıp seramik pigmentleri olarak kullanılan zirkonyum, üstün mekanik özellikleri ve biyouyumluluğu nedeniyle, 80'li yılların sonunda biyomedikal alanda ortopedik

kalça eklemi protezlerinin yapımında kullanılmıştır (87). Ortopedide ilk kullanımı Christel'in zirkonya total kalça protezlerini üretmesiyle gerçekleşmiştir (83). Fakat Mg ile stabilize edilen zirkonyanın tanecik boyutu çok büyük olduğu ve pöröz bir yapıya sahip olduğu için aşınmalara neden olmuştur ve biyomedikal alanda kullanımı % 90 azalmıştır (81).

Diş hekimliğinde ise ortodontik braket (88,89), endodontik post (90,91) ve implant abutmenti (92) olarak kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde CAD-CAM teknolojisinin geliştirilmesi ile seramik restorasyonlarda alternatif bir alt yapı materyali olarak kullanılmaktadır (91,93,94,95). Ayrıca korozyona dayanıklılığı ve nötron absorplama özelliğinin az olması nedeniyle nükleer reaktörlerin yapı malzemesi olarak, yanıcı özelliğinden dolayı askeriyede ve düşük sıcaklıklarda süper iletken özelliği nedeniyle miknatis yapımında kullanılmaktadır. Genellikle uçuş sektöründe ve ergime noktasının yüksek olmasından dolayı yüksek sıcaklıklara dayanabilen nükleer sanayide kullanılmaktadır (85).

Zirkonyum çok reaktif bir maddedir, hava veya sıvı ile temas ettiğinde yüzeyinde oksit tabakası oluşturarak korozyona karşı dirençli hale gelir. Titanyum ve paslanmaz çeliğe göre daha dayanıklı olması ve sertlik değerinin yüksek olması nedeniyle diş hekimliğinde kullanımı yaygınlaşmıştır (85).

2.2.2.2. Zirkonyanın Özellikleri

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin biyouyumluluğu büyük önem taşımaktadır. Alt yapı materyalleri olarak kullanılan paladyum ve nikel gibi metal alaşımlara karşı hipersensitivite gözlemlenirken, zirkonyum oksit alt yapıli seramik restorasyonlar biyouyumlu olmaları nedeniyle bu problemi ortadan kaldırmaktadır (96). Aynı zamanda zirkonya esaslı alt yapılar, metal alaşımları ile eşit opasite göstermektedir (97). Bu özellik sayesinde restorasyonun marjinal uyumu radyografik olarak kolayca değerlendirilebilir, tekrarlayan (rekürrent) çürüklerin teşhisinde de yardımcı olur. Ancak oluşabilecek radyolusent görüntüleri de maskeleyebileceği belirtilmektedir (72).

2.2.2.2.1. Dönüşüm Sertleşmesi (Transformation Toughening)

Zirkonya (Zirkonyum dioksit, ZrO_2), oldukça küçük çaplı taneciklerden oluşan bir materyaldir ($<0,5-0,6\mu m$). Monoklinik, tetragonal ve kübik olmak üzere üç farklı kristal yapıya sahiptir. Monoklinik faz $1170\text{ }^{\circ}C$ 'ye kadar stabildir. Bu dereceden sonra tetragonal faza dönüşür. Tetragonal faz $2370\text{ }^{\circ}C$ 'ye kadar stabildir.

Ergime noktası olan 2680 °C'ye kadar da kübik fazda bulunur (81). Zirkonyum dioksit fırınlama ısısında tetragonal, oda sıcaklığında ise monoklinik fazdadır (98). Fırınlamanın ardından soğuma sırasında t→m faz dönüşümü gerçekleşir ve bu sırada % 3-5'lik hacim artışı meydana gelir. Her ne kadar bu faz dönüşümü ile ortaya çıkan kompresif stresler ile dayanıklılık artsa da, t→m faz dönüşümü kontrol altına alınmalıdır, aksi takdirde hacim artışı ileri derecede kırıklara neden olabilir. Zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda stabil olabilmesi için kalsiyum (81,98), magnezyum, alüminyum, yttrium veya seryum gibi metal oksitler ilave edilmektedir (81). Yttrium oksit, saf zirkonyayı oda sıcaklığında, tetragonal fazda stabilize eder ve parsiyel stabilize edilmiş zirkonya materyalini oluşturur (81,91).

Ancak her ne kadar tetragonal faz oda sıcaklığında stabilize edilse de, bu faz aslında 'metastable'dır. Faz dönüşümü reversible bir dönüşümdür. Yani materyalin içinde, tetragonal fazı tekrar monoklinik faza dönüştürebilecek bir enerjinin varlığı söz konusudur (76,98). Kısmi stabilize zirkonyanın aşındırma işlemleri sırasında, sinterizasyon sonrası soğuma esnasında veya fonksiyon altında yoğun dış streslere maruz kaldığında yapı içerisinde oluşan gerilim kuvvetleri bir çatlak başlangıcını oluşturabilir. Bu gerilim kuvvetleri çatlak ucundaki kübik yapı içerisinde dağılmış olan tetragonal fazın daha hacimli olan monoklinik faza geçiş yapmasına neden olur. Bu faz değişimi sırasında kristallerde yaklaşık %3-5 oranında hacim artışı meydana gelir. Bu hacim artışı sonucunda çatlak uç kısmında baskı kuvvetleri ortaya çıkar ve dış streslerin bu kuvvetler ile nötralize edilmesi sağlanır. Çatlak oluşumu tetragonal fazın monoklinik faza transformasyonu ile engellenmiş olur. Bu fenomen 'Dönüşüm Sertleşmesi' (transformation toughening) olarak bilinir ve çatlak önleyici mekanizma olarak görev yapar. Zirkonyumun diğer seramiklerden daha yüksek kırılma direnci ve esneme dayanımı göstermesinin sebebi bu dönüşümsel sertlik mekanizması sonucudur (81,82,99).

2.2.2.3. Sinterizasyon

Zirkonyaya işlenmeden önce farklı sinterizasyon işlemleri uygulanmaktadır. Sinterizasyon işlemi sonucu % 20-30 oranında hacimsel büzülme oluşur (99).

2.2.2.3.1 HIP ve Non-HIP Zirkonya

HIP kelimesi 'Hot Isostatic Pressing' kelimelerinin baş harflerinden oluşmaktadır. Kapalı bir sistemde yüksek ısı ve basınç altında materyali yoğunlaştırma işlemidir. Zirkonya tam olarak sinterlendiğinde üzerinde istenmeyen

yüzeysel ve yapısal hataların oluşma riski olduğu gibi üretim süresi ve frezleme ünitesinde fazla aşınmalara neden olur.

Non-HIP zirkonyanın işlenmesinde, aşındırma işleminden sonra sinterleme yapılır. Stresin başlattığı $t \rightarrow m$ dönüşümü ve buna bağlı olarak yüzeyde serbest monoklinik fazın bulunması engellenir. Bunun aksine HIP zirkonya ile üretilen restorasyonlarda zirkonya yüzeyi, fazla miktarda monoklinik faz içerir. Bu nedenle yüzey mikroçatlakları oluşur, düşük ısılarda bozulma meydana gelir. (82).

2.2.2.3.2. Düşük Sıcaklık Bozunması (Low Temperature Degradation)

Cam içerikli tam seramiklerde, tükürük içindeki su cam ile reaksiyona girerek camı yapıyı ayrıştırır ve çatlak ilerlemesini artırır. Bu da seramiklerin uzun dönem stabilitesini etkiler. Fakat zirkonya esaslı seramikler cam içermediğinden bu fenomeni göstermezler ve uzun dönem stabiliteleri daha fazladır (101). Ancak zirkonya, özellikle suyun varlığında daha da dramatikleşen, ‘düşük sıcaklık bozunması (low temperature degradation) fenomenine sahiptir (103). 900-1000 °C’ deki 1 dakikalık kısa süreli ısı uygulamalarında bile tersine dönüşümün ($m \rightarrow t$) tetiklendiği belirtilmiştir. Özellikle veneer porselen fırınlanması sırasındaki olası $m \rightarrow t$ dönüşümü ile kompresif stresler serbestleşir ve dayanıklılık azalır (104).

2.2.2.4. Zirkonya Materyalleri

2.2.2.4.1. Stabilize Zirkonya

Saf zirkonyaya stabilize edici oksitler (CaO , MgO , CeO_2 , Y_2O_3) ilave edilerek elde edilir (81,83). Tam stabilize ya da parsiyel (yarı) stabilize zirkonya olmak üzere iki tipi vardır. Tam stabilize zirkonya, % 16 mol CaO , % 16 mol MgO ve %8 mol Y_2O_3 ilavesi ile elde edilir. Kübik forma sahiptir. Sertliğinin ve termal şok direncinin yüksek olmasından dolayı seramik endüstrisinde aşındırıcı bir araç olarak ve de ateşe dayanıklı bir ürün olarak kullanılabilir. Parsiyel stabilize zirkonya (PSZ), multifaz formuna sahip olan bir materyaldir ve mekanik özellikleri daha kullanışlıdır. PSZ, saf zirkonyaya daha düşük oranlarda stabilize edici oksitler ilave edilerek elde edilir. Oda sıcaklığında genelde kübik faz, az miktarda ise monoklinik ve tetragonal fazlar içerir (81). Ancak tanecik çapının, TZP (Tetragonal Zirkonya Polikristalleri) materyallerine göre büyük (30- 40 μm) ve dolayısıyla porözitesinin ve sinterleme derecesinin daha yüksek olması, PSZ’nın kullanımını azaltmış ve bunun,sonucunda TZP materyallerine olan ilgi artmıştır.

2.2.2.4.2. Yitriyum Stabilize Zirkonya

Yitriyum-tetragonal zirkonya polikristalin (Y-TZP), ZrO_2 'e % 2-3 mol Y_2O_3 eklenmesiyle elde edilir (81). Oksijen anyonları elektriksel nötralizasyonu sağlayarak zirkonyayı stabilize etmektedir (105). Dental zirkonyum oksitler büyük oranda yitriyum ile stabilize edilir. Y-TZP'nin fiziksel ve kimyasal özellikleri Tablo-1'de görülmektedir.

ÖZELLİK	Y-TZP
Erime noktası	2680 °C
Eğme direnci	900-1200 MPa
Elastiklik modülüsü	210 GPa
Pörözite	<0.1 %
Kimyasal içerik	ZrO_2 +3 mol % Y_2O_3
Basma direnci	2000 MPa
Sertlik	1200 HV
Termal genleşme katsayısı	$11 \times 10^{-6} K^{-1}$
Termal iletkenlik	$2 W m K^{-1}$
Yoğunluk	$>6 g cm^3$
Sinterizasyon sonrası büzülme	20.8 %
Tanecik hacmi	0.35 μm

Tablo 1: Y-TZP'nin fiziksel ve kimyasal özellikleri

Oda sıcaklığında tetragonal fazın durağanlığı yitriya taneciklerinin hacmine, boyutuna, içeriğine ve matrisin taneciklere uyguladığı baskı derecesine bağlıdır (81). Oda sıcaklığında tetragonal metastabil bir faz elde etmek için tanecik büyüklüğünün 0,8 μm 'den küçük ve stabilize edici oksitin % 3 molden fazla olmaması gerekir (106). Yitriya tanecikleri, kritik tanecik boyutundan büyük ise, tanecikler spontan olarak tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşür. Tanecik boyutunun küçülmesi ve stabilize edici oksitin artması dönüşüm hızını ve oranını azaltır. Dönüşüm oranı seramik yapısının yüklenmesiyle, ısı ile yaşlandırmaya maruz kalma süresiyle ve Y-TZP' nin üretim süreciyle de ilişkilidir (107).

Ancak her ne kadar tetragonal faz oda sıcaklığında stabilize edilebilse de, tetragonal fazı monoklinik faza, monoklinik fazı tekrar tetragonal faza dönüştürebilecek bir enerji mevcuttur (98,108). Dönüşüm sertleşmesi zirkonya taneciklerinin metastabil tetragonal fazda ve dönüşüm eşiğinde bulunduğu gerçeğe (82).

2.2.2.4.2.1. Y-TZP Seramik Restorasyonların Endikasyonları (109),

1. Tek kronlar
2. Üç-dört üniteli köprüler

2.2.2.4.2.2. Y-TZP Seramik Restorasyonların Kontrendikasyonları (109),

1. Derin kapanış olguları
2. Yetersiz oklüzal mesafe
3. Yetersiz destek diş kron boyu
4. Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklar
6. Yetersiz periodontal destek

2.2.2.4.2.3. Y-TZP Seramik Restorasyonların Avantajları (109),

1. Üstün dayanıklılık ve kırılma sertliği gibi mekanik özellikleri,
2. Biyouyumlu oluşları, kullanımları sonrası lokal veya sistemik yan etkilere rastlanmaması.
3. İnce partiküllü yapısı sayesinde detaylı şekillendirilebilmeleri.
4. Preparasyonun dişeti hizasında veya üzerinde bitirilebilmesi.
5. Isısal iletkenliğin düşük olması sonucu hassasiyet ve pulpa irritasyonlarının önlenmesi
6. Titanyuma göre daha az bakteri birikimi göstermeleri,
7. Radyopak olduğu için restorasyonun radyolojik değerlendirmesine olanak sağlamaları,

8. Simantasyon için adeziv yapıştırma önerilmekle beraber konvansiyonel tekniklerin de kullanılabilmesi.

2.2.2.4.2.4. Y-TZP Seramik Restorasyonların Dezavantajları (109),

1. Görünümleri fazla opaktır.

2. Aşındırma ve yüzey işlemlerinin, materyalin mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etkileri vardır.

3. Köprü protezlerinde, interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu olgularda gövde ile destek kronun birleşim alanı daralacağından oklüzal kuvvetler altında restorasyonun dayanıklılığı azalmaktadır.

4. Bu restorasyonlarda uyumsuzluk görüldüğünde yeni bir ölçü alınarak tekrar yapılmaları gerekir, lehimlenmeleri mümkün değildir.

Tam seramik protezlerde görülen estetik özelliklerin yanında özellikle posterior tek kronlarda kırık görülme oranlarının daha yüksek olması (109,111), geleneksel metal alt yapıli seramik protezlerde de alt yapı kırığı ve veneering porselen chipping görülme riski (112,113,114) nedeniyle yüksek fiziksel özelliklerine sahip zirkonyanın sabit protezlerde kullanımı yaygınlaşmaya başlamıştır (115,116,117,118). Literatürdeki sistematik derlemelerde zirkon alt yapıda kırık görülme oranının %1'den az olduğu belirtilmiştir. Ancak, zirkonya destekli sabit protezlerde veneering porselen chipping oranı %15.2-%25 olarak bildirilmiştir (119,119,120,121).

Bu problemlere çözüm sağlamak amacıyla anatomik şekil verilerek üretilen alt yapı dizaynı ile uniform kalınlıkta seramik üretimi (122), porselenin pişirme aşamasında yavaş ısıtma ve soğutma yapılması (123), homojen ve yoğun yapıyı sağlamak amacıyla yapılan yüksek basınç tekniğı, CAD/CAM ile üretilen lityum disilikat venerin zirkonya alt yapıyla birleştirilmesi gibi tekniklerle zirkonya alt yapıli protezler üretilmektedir. Bu tekniklerin dışında CAD/CAM teknolojisi ile monoblok yapıda zirkonya restorasyonlar da üretilebilmektedir.

İn vitro çalışmalar monolitik zirkon ile monoblok yapıda hazırlanan sabit protezlerde kırılma dayanımının arttığını ve vener chipping oluşmasının önlendiğini göstermektedir (124,125). Buna rağmen, ışık geçirgenliğinin azalması sabit protezlerdeki estetik sonuçları etkilemektedir. Antagonist dişte oklüzal aşınmanın

monolitik zirkon restorasyondan etkilendiğinin düşünülmesine rağmen *in vitro* çalışmalar (126,127) , zirkonun feldspatik porselenlere göre antagonist dişi aşındırma oranının daha az olduğunu göstermiştir. Monolitik zirkon restorasyonlarda Y-TZP alt yapılı porselen restorasyonlarda görülen vener chipping sorunu görülmemektedir. Okluzal mesafenin az, diş dokusunda kayıpların fazla olduğu ve sınırlı miktarda diş kesimi yapılması gerektiği durumlarda da avantaj sağlamaları nedeniyle günümüzde kullanımları yaygınlaşmıştır.

2.2.3. Rezin Nano Seramik

Son yıllarda kron ve köprü uygulamalarında, geleneksel metal alt yapılı seramik ve tam metal restorasyonlara alternatif olarak yeni estetik materyaller kullanıma kazandırılmıştır. Lösit içerikli cam seramik, lityum disilikat cam seramikler ve zirkonya, diş hekimliği pratiğinde estetik alt yapı materyalleri olarak öne çıkmaktadır. Bu materyallerin herbiri sertlik, dayanıklılık, üretim kolaylığı ve bitirme işlemleri açılarından farklı davranışlara sahiptir. Restorasyonun hasta başında veya laboratuvarında yapılıyor olması da kullanılacak materyalin seçiminde önemli bir etkidir. Örneğin, cam seramiklerin dayanıklılığı az olduğu için kullanımları tek kronlar ile sınırlıdır; buna karşın milling sürelerinin kısa olması klinikte üretimlerini mümkün kılar. Zirkonya ise yüksek kırılma dayanımı ile çok üyeli restorasyonların yapımında kullanılabilir. Ancak uzun sinterizasyon prosedürü klinikte üretimlerine imkan vermemektedir.

Günümüzde hasta memnuniyetini artırmak için klinikte geçen sürenin ve işlem basamaklarının daha az olduğu restorasyonlar üzerinde araştırmalar yoğunlaşmıştır. Rezin nano seramik teknolojisi restorasyonların hızlı üretilmesini sağlayan, bitirme ve tamir işlemlerinin klinikte yapılmasına imkan tanıyan kompozit ve seramik materyallerinin birarada bulunduğu yeni bir dental sistemdir.

2.2.3.1. Yapısı ve Özellikleri

Nanoteknoloji ile üretilen rezin nano seramik materyalinin yaklaşık %80'i seramikten oluşmaktadır. İçerisinde bulunan nanomer partikülleri, silan bağlanma ajanı uygulanmış dağınık, çökelmemiş nano partiküllerdir. 20 nm çapta silika monomer ve 4-11 nm çapta zirkon nanomer içerikli olmak üzere iki çeşidi vardır. CAD-CAM blokların üretimi sırasında, silan bağlayıcı ajan nano seramik yüzeyine rezin matriksin kimyasal olarak bağlanmasını sağlar. Bu nanopartiküllerin bir araya

gelmesiyle ‘nanocluster’ olarak adlandırılan kompleks yapı oluşur. Bu yapısal bütünlük, blok içerisinde yüksek oranda seramik doldurucu içerir. Bu da dayanıklılık, kırılma ve aşınma direnci özelliklerini sağlar. Nanocluster yapısının partikül büyüklüğü ortalama 0.6-10 mikrometredir.

Nanocluster ve nanomer içeriği, doldurucular arasındaki boşlukları azaltır ve yüksek nanoseramik içeriği sağlar. Rezin içerikli nanopartikülden oluşan güçlendirilmiş matriks, rezin materyaline göre daha dayanıklı ve aşınma miktarı daha az olan bir yapıdır.

Kompozit içeriği nedeniyle kırılma olmayan bu yeni materyal, cam seramik gibi estetik özelliklere sahiptir. Yüksek ısıda pişirme işlemi üretim sırasında yapıldığı için milling işleminden sonra pişirme basamağına gerek kalmamaktadır. Klinik veya laboratuvarında milling ve bitirme işlemleri hızlı ve kolaylıkla yapılabilir. Ayrıca, ışıkla sertleşen rezin kompozitlerle klinikte simantasyon öncesinde düzenleme ve bitirme işlemleri yapılabilir.

Rezin nano seramiklerin yüksek kırılma ve bükülme dayanımına sahip olması restorasyonun uzun dönemde klinik başarısını arttıracak düşünülmektedir. Feldspatik seramiklerden daha düşük elastiklik modülüne sahip RNS’ler, dentin dokusuna daha yakın değerler göstermektedir. Düşük elastiklik modülü nedeniyle yük altında daha fazla deforme olacağı düşünülse de rezin nano seramik materyalinin cam seramiklere oranla stresi daha fazla absorbe edebileceği öne sürülmektedir. Ayrıca, üretici firma RNS’in kırılma direncinin istatistiksel olarak feldspatik seramiklere göre daha yüksek olduğunu ve karşıt dişte daha az aşınma oluşturacağını savunmaktadır.

Materyalin dayanıklılık özelliğinin incelendiği çalışmalar genellikle kuru ortamda gerçekleştirilmiş çalışmalardır. Ancak ağız içi ıslak ve çiğneme kuvvetlerine bağlı oluşan stresli bir ortamdır. Yapılan bir araştırmada kuru ve nemli şartlar altında rezin nano seramik, feldspatik cam seramik ve lityum disilikat seramikle eğilme yorgunluğu sınırı karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre resin nano seramik kuru ortamdan nemli ortama geçtiğinde başlangıç sertliğini koruyan tek materyal olmuştur. Resin nano seramiğin başlangıç dayanıklılığı feldspatik cam seramikten yüksek lityum disilikattan düşük bulunmuştur. Yüksek esneklik gücü ve

yorulma direncine bağılı olarak implant üstü kronlarda dahi güvenle tavsiye edilmektedir (101).

2.3. Diş Hekimliğinde Hızlı Üretim Teknolojileri

Hızlı üretim teknolojileri üç boyutlu tasarım programı ile hazırlanmış modellerden fiziksel prototipler üretmeyi sağlar. Üretilmesi düşünülen kapalı hacimlere sahip modeller önce üç boyutlu bir tasarım programı yardımıyla bilgisayarda modellenir. Tasarıma sıfırdan başlanabileceği gibi hali hazırda var olan bir model veya cismin üç boyutlu tarayıcılar ile taranması ile elde edilen veriler de kullanılabilir (128).

Diş hekimliğinde kullanılan başlıca üç tip hızlı üretim teknolojisi bulunmaktadır.

1. CAD-CAM Sistemi
2. Lazer Sinterizasyon
3. Selektif Lazer Sinterleme ve Ergitme (SLS ve SLM)

2.3.1.CAD-CAM Sistemi

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM), bilgisayar kontrolü ile çalışan, makine ile üretilecek malzemenin bilgisayar ekranında üç boyutlu tasarımının ve üretiminin yapılmasında ve daha çok makine teknolojisinde kullanılan bir terimdir. 1971 yılında Francois Duret, endüstride kullanılan bir teknolojinin diş hekimliğinde kullanılabileceğini düşünerek CAD-CAM teknolojisini diş hekimliğine tanıtmıştır (129). Günümüzde CAD-CAM sisteminde, prepare edilen dişin görüntüsü intraoral veya extraoral olarak taranarak bilgisayar ortamına aktarılmakta ve bilgisayar programı kullanılarak restorasyon tasarımı yapılmaktadır. Tasarlanan restorasyon önceden üretilen blokların bilgisayar ile uyumlu çalışan bir makinede şekillendirilmesi ile elde edilmektedir (72).

Alümina ve zirkonya esaslı seramikler gibi yüksek dirence sahip seramiklerin sadece CAD-CAM sistemleri ile üretilebilmesi bu sistemlere olan ilgiyi artırmıştır (130). Y-TZP tam seramik restorasyonların üretiminde de CAD-CAM sistemleri kullanılmaktadır (131). Kullanılan ilk CAD-CAM sistemlerinde, blok şekillendirilirken aşındırmanın iki ekseninde yapılmasından dolayı diş ile restorasyon

arasında iyi bir uyum sağlanamamıştır. Teknolojik gelişmeler sonucunda günümüzde altı eksenli aşındırma yapabilen sistemler kullanıma sunulmuştur (132).

Dental CAD-CAM sistemleri teknikteki hataları minimuma indirir ve klasik çok aşamalı indirek restorasyon üretimindeki çapraz kontaminasyon ve enfeksiyon tehlikesini azaltır. Diş hekimliğinde kullanılan CAD-CAM sistemlerindeki hedefler; ticari olarak üretilen materyal blokları kullanılarak daha yüksek ve uniform kalitede restorasyonların elde edilmesi, restorasyon şekillendirme işleminin standardize edilmesi ve üretim maliyetinin düşürülmesi olmuştur. Geleneksel restorasyonlar insan eli ile hazırlandığı için, kullanılan materyalin mekanik ve estetik özelliklerinin güvenilirliği etkilenebilmektedir (128).

Ancak CAD-CAM sistemlerinin maliyeti oldukça yüksektir, fazla miktarda ve iyi kalitede restorasyon üretiminde finansal kapasite gerektirir (133).

2.4. Simantasyon

Simantasyon, prepare edilen diş ile restorasyonun bağlanması için yapılan klinik bir işlemdir. Sabit protetik restorasyonların başarısını simantasyon aşamaları ve kullanılan simanın özellikleri etkilemektedir. Simanlar; doğal diş ve restorasyon arasındaki bağlantının uzun ömürlü olması ve mikrosızıntının önlenmesinde, restore edilen dişin kırığa karşı dayanıklılığının artırılmasında büyük önem taşımaktadır (134,135). Simantasyon işlemine bağlı retansiyon kaybının önemi yapılan çalışmalarda vurgulanmış ve bu problemin çözümü için daha farklı yeni çalışmalar gerçekleştirilmiştir (276,136). Bir dental siman, diş-restorasyon ara yüzünü tamamen kaplamalı, mikro sızıntıya karşı bir bariyer gibi davranmalı ve mekanik, kimyasal veya her ikisinin birlikte olduğu bir bağlantı sayesinde diş ve restorasyonu bir arada tutmalıdır. Mikrosızıntı problemi restorasyonun diş ile marjinal uyumu dışında, kullanılan simana da bağlıdır. Marjinalde açıklık olması periodontal hastalıklara, sekonder çürüklere, pulpa hassasiyetine, marjinal renklemelerin meydana getirdiği estetik problemlere sebep olmaktadır (137).

Diş hekimliğinde 20. yy'ın başlarında çinkofosfat, çinko oksit-ojenol ve silikat simanlar kullanılmaya başlanmıştır. Bu materyallere bağlı oluşan histopatolojiler, dentin-restorasyon ara yüzeyinde meydana gelen mikrosızıntı nedeniyle bakterilerin penetre olması ve restorasyonların tutuculuğundaki zayıflık gibi nedenlerle, diş

dokularına daha iyi bağlanabilen materyallerin üretilmesi ihtiyacı doğmuştur. Böylece, önce çinko polikarboksilat, daha sonra da cam iyonomer simanlar geliştirilmiştir.

Metil metakrilatların 1950'lerin başlarında geliştirilmesine rağmen, rezin esaslı simanlar, yüksek toksisiteleri nedeniyle rutin kullanıma girememiş ancak son 15 yılda değişik tekniklerle polimerize olabilen BIS-GMA (Bisfenol-A glisidil dimetakrilat) ve diğer dimetakrilat monomer içerikli simanlar kullanıma sunulmuştur (74).

Yapıştırma ajanı olarak kullanılacak ideal bir siman;

- 1- İnce bir tabaka oluştururken, kesme kuvvetlerine karşı yüksek direnç göstermeli,
- 2- Farklı materyaller arasında kalıcı bir bağlantı sağlamalı,
- 3- Yeterli sıkışma ve gerilme direncine sahip olmalı,
- 4- Yeterli kırılma direnci göstermeli,
- 5- Diş ve restorasyon yüzeyini ıslatabilmeli,
- 6- Uygun film tabakası ve viskoziteye sahip olmalı,
- 7- Ağız içinde çözülmemeli,
- 8- Biyouyumlu olmalı,
- 9- Çürük önleyici özelliğe sahip olmalı
- 10-Isısal galvanik izolasyonu sağlamalı (62)
- 11-Yeterli sertleşme ve çalışma süresine sahip olmalı (137,139).

Günümüzde daimi simantasyon amacıyla 5 farklı siman kullanılmaktadır (140,140).

- 1.Çinko Fosfat Simanlar
- 2.Çinko Polikarboksilat Simanlar
- 3.Cam İyonomer Simanlar
- 4.Hibrid Cam İyonomer Simanlar

Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar
Poliasit Modifiye Cam İyonomer Simanlar

5.Kompozit Rezin Simanlar

Geleneksel simanların uygulaması kolaydır, fazla simanın uzaklaştırılması basittir ve istenildiğinde restorasyon çıkarılabilir. Ancak retansiyonu yetersiz, suda çözünürlüğü fazladır. Aynı zamanda diş yapısına adezyonu oldukça düşüktür ve estetiği de istenilen düzeyde değildir. Tiksotropik özellikleri sebebiyle basınç altında rezin simanlardan farklı davranırlar (74).

Güncel estetik materyaller ile hazırlanan endokron restorasyonların incelendiği çalışmamızda simantasyon işlemleri sadece adeziv sistemlerle gerçekleştirildiği için bu bölümde adeziv simantasyon detaylı olarak irdelenecektir.

2.4.1. Adeziv Dişhekimliği

Adeziv dişhekimliğinin gelişimi 1955 yılında Micheal Buonocor'un akrilik rezinin dişe bağlanmasını artırmak için mine yüzeyine asit uygulaması ile başlamıştır (142). Ancak asit ile pürüzlendirme işleminin klinik pratikte yerini alması Buonocore'un çalışmasından 15 yıl sonra Chandler ve ark'nın rezin kompozit materyalleri geliştirmesi ile olmuştur (143). Adeziv dişhekimliğinde bu öncü çalışmalar önemli değişikliklere yol açmış ve 1917'de Black tarafından başlatılan "koruma için genişletme" prensibi (144) aşamalı olarak yerini daha konservatif tekniklere ve daha küçük restorasyonlara bırakmıştır. Adeziv dişhekimliği günümüze kadar gelişimine devam etmiş ve adeziv teknolojisindeki yenilikler ile dişhekimlerinin yüz estetiğine katkıda bulunma çabaları kolaylaşmıştır (145). Restoratif dişhekimliğinin amaçlarından biri diş-restorasyon ara yüzeyinde etkili bir tıkama sağlayabilecek adeziv materyallerin gelişimi olmuştur.

Adeziv simantasyon başarısı, restorasyona ve dişe bağlanmayı sağlayan mekanizmaların doğru anlaşılması ve uygun tekniğin kullanılması ile mümkün olabilmektedir.

2.4.1.1. Adezyon

Adezyon kelimesi Latince "adhaerere" kelimesinden gelmektedir. "Ad" eki "-e doğru" anlamına, "haerere" kelimesi ise yapışmak anlamına gelmektedir. Adeziv terminolojide "adezyon" veya "bağlanma" bir materyalin diğerine sıkıca tutunması anlamına gelir. Yapışılan yüzey veya maddeye "adherent" denir. "Bağlanma ajanı"

ya da “adeziv sistem” materyallerin yüzeyine uygulandığında onları birleştiren, ayrılmalarına karşı koyan ve bağlanma yüzeyi boyunca kuvvetleri ileten materyal olarak tanımlanır. Adherentlerin adeziv ile birleştirildiği bölgeye ise ara yüz denir. Bağlanma kuvveti bir adeziv ajanın dayanabildiği kuvvetin yükleme kapasitesinin ölçütüdür. Bağlayıcı ajanın etkili olarak yerinde kaldığı süre o adeziv ajanın ömrü olarak nitelendirilir (146,147).

Bağlanmanın dayanıklılığı birkaç faktöre bağlıdır. Adherentin dokusal özellikleri, adezivin fiziksel ve kimyasal özellikleri, adezivin adherenti ıslatabilirliği, dış etkenler (nem, fiziksel stresler, sıcaklık değişimleri, pH) bu faktörlerden bazılarıdır (147).

Islanabilirlik ve Değim Açısı

Adezyonun gerçekleşmesi için, adeziv tüm aderent yüzeyi boyunca kolayca yayılmalıdır. Adeziv adherent yüzeyine ne kadar iyi akar ve yüzeyi ne kadar iyi ıslatırsa o kadar güçlü bir bağlanma oluşur. Adezyonun temel prensibi bağlanacak iki materyalin birbiri ile yeterli ve son derece yakın bir temasta olması ve iki materyalden birinin moleküllerinin diğerine doğru çekilmesi ve bağlanmasıdır.

Adherent yüzeyine damlatılan adezivin oluşturduğu küre parçasına her iki maddenin birleştiği yerden çizilen teğet ile adherent yüzeyi arasında oluşan açı ‘kontakt açısı’ ya da ‘değim açısı’ olarak ifade edilir. İdeal bir ıslanma için değim açısının sıfır dereceye yakın olması gerekmektedir (147). Maddenin yüzeyinin birim alanındaki enerji artışına yüzey enerjisi denir. Materyal yüzeyindeki atomlar her yöne doğru farklı çekim kuvvetlerine maruz kaldıklarından materyal içindeki atomlara oranla enerjileri yüksektir. Yüzeyde oluşan bu enerji katılarda yüzey enerjisi, sıvılarda yüzey gerilimi olarak ifade edilir (73). Adeziv ajanın, adherent yüzeyi yeterli ve iyi bir şekilde ıslatması, ajanın yüzey gerilimi adherentin yüzey enerjisinden az olduğu takdirde gerçekleşecektir (148). Çekim kuvvetleri birbirinden farklı moleküller arasında gerçekleştiğinde adezyon, benzer moleküller arasında olduğunda ise kohezyon olarak adlandırılır. (148).

Minenin, dentinden daha yüksek serbest yüzey enerjisine sahip olması nedeniyle dentine olan bağlanma mineye olana göre daha zordur (147). Ayrıca kavite preparasyonu sırasında oluşan smear tabakasının yüzey enerjisini düşürmesiyle bağlanma olumsuz etkileneceği için diş yüzeyi tamamen temizlenmelidir (150).

Adezivin Viskozitesi

Adezivin adherent üzerinde kolayca yayılabilmesi için akışkanlığı önemlidir ve akışkanlık materyalin vizkozitesi ile ilgilidir. İyi bir bağlanma için adezivin viskozitesinin, katı yüzeyi yeterince ıslatabilecek ve mikroporozitelere penetre olabilecek şekilde düşük olması gerekir (147).

Adherentin Yüzey Pürüzlülüğü

Pürüzlü yüzeyin yüzey alanı düz yüzeye göre daha fazla olduğu için bu yüzeylerde daha iyi bir bağlantı oluşur. Ayrıca yüzeydeki düzensizlikler belirli bir morfolojide olduğunda mikromekanik bağlanma kuvvetlenir ve ıslanabilirlik artar. Diş dokusuna uygulanan asit sonucunda smear tabakası uzaklaşır ve yüzey pürüzlülüğü artar. Islanabilirliği artan dokuya adezivin penetrasyonu da artacağından, mikromekanik bağlanma sağlanır (151).

Ancak yüzey pürüzlülüğü adeziv ve adherent ara yüzeyinde hava kalmasına neden olabilir. Yüksek vizkoziteye sahip olan adezivler ara yüzde havayı hapsederek pürüzlere yayılamayabilirler bu durum da bağlanmayı zayıflatabilir (73).

Diş Dokularına Adezyon

Mine ve dentinin yapısal özellikleri birbirinden çok farklı olduğu için bu iki diş dokusuna olan bağlanma birbirinden oldukça farklıdır.

Mineye Adezyon

Mine; % 95-96 hidroksiapatit kristallerinden oluşan inorganik yapı, %3 su, % 1 organik yapı içerir (152). Minenin dış yüzeyi prizmatik mineyle kaplıdır. Çapı yaklaşık 5 µm olan uzun prizmalar mine dentin bileşiminin yakınlarından mine dış yüzeyine kadar uzanırlar (153). Prizmaların direncini kristallitlerin dizilim şekli verir. Her apatit kristali binlerce atomdan oluşur ve bu atomlar hekzagonal şekil meydana getirir (154). Minenin doğal yüzeyi pürüzsüzdür ve prizmaların uçları açıktadır ve birbirleri ile anahtar kilit şeklinde karmaşık bir yapı oluşturur (155). İşlem yapılmamış mine yüzeyi pürüzsüz düzgün ya da plakla kaplı olabilir. Bu durum herhangi bir materyalin diş yüzeyi ile sıkı kontakta geçmesine engel olacağı için mine pürüzlendirilmelidir. Mine dokusunun en önemli özelliği kendi kendini tamir edememesidir dolayısıyla mine dokusunda oluşan kayıp sadece restoratif materyaller ile kompanse edilebilir (156). Buonocore, mine dokusunun %85'lik

fosforik asit ile pürüzlendirilmesi sonucu, akrilik rezinin mine dokusuna bağlanmasının mümkün olabileceğini belirtmiş ve bu da adeziv diş hekimliği için atılan ilk adım olmuştur (142). Bounacore % 85'lik asit kullanmasına rağmen, % 20-50'lik fosforik asit kullanımı ile minede en iyi bağlanmanın oluşturulduğu ve yeterli rezin penetrasyonunun sağlandığı yapılan çalışmalarla gösterilmiştir (157).

Asitleme işlemi sonucunda mine yüzeyinden ortalama 10 µm doku kalkar ve 5-50 µm kalınlığında pöröz bir tabaka oluşur (147). Sonrasında uygulanan bağlayıcı ajan mikroporoziteler arasına girerek polimerize olur. Kalan karbon-karbon çift bağları ise kompozitin matriks fazı ile kopolimerize hale gelir. Ayrıca monomer ve asitlenen mine yüzeyi arasında kimyasal etkileşim potansiyeli de olduğu düşünülmektedir (147). Diş dokusuna olan bağlantıyı retantif rezin uzantıları (taglar) oluşturur. Mine prizmaları arasında oluşan taglar makrotag olarak ifade edilirken, her prizmanın sonunda oluşan çok sayıdaki küçük taglar ise mikrotag olarak adlandırılmaktadır. Mikrotaglar daha fazla yüzey kontak alanına sahip olduklarından, bağlanmada önemlidirler (156).

Uzun yıllar minenin asitleme süresi 60 sn olarak uygulanmaktayken, sonraki dönemlerde 15sn'lik asit uygulamasının, minede 60 sn'lik asit uygulamasına benzer morfolojik penetrasyon oluşturduğu ve mikrosızıntı açısından farklılık yaratmadığı tespit edilmiştir (158,159).

Mine dokusunun yüzey enerjisi düşüktür. Ayrıca üzerinde tükürük nedeniyle oluşan bir biyofilm tabakası mevcuttur. Mine dokusunun % 37'lik fosforik asit çözeltisi ile pürüzlendirilmesi sonucunda, mine dokusunun yüzey enerjisi yükselir, ıslanabilirliği artar, biyofilm tabakası uzaklaştırılarak mine prizmaları kısmen çözünür ve mikroretantif bir yüzey oluşur (147).

Asitleme işleminin şekline ve uygulanan asit tipine göre minenin yüzey özellikleri değişmektedir. Asitleme işleminin yeterli sürede uygulanması ve asitle birlikte çözünmüş kalsiyum fosfatın yıkanarak uzaklaştırılması bu işlemdeki temel aşamalardır. Kurutma sonrasında yüzeyin nem, kan ve tükürük ile kontamine edilmemesi de adezyonun sağlanması açısından önemlidir. Kristal yapısının fazlalığı mineye yüksek yüzey enerjisi verir. Su içeriğinin az olması ise bağlanmayı kolaylaştırır (152).

Dentine Adezyon

Dentin; % 50 inorganik yapıyı oluşturan hidroksiapatit kristalleri, % 29 organik yapıyı oluşturan kollojen ve % 21 su içerir (152). Dentin dokusu, pulpadan mine dentin sınırına kadar uzanan içi sıvı dolu kanal ve tübüllerden oluşması nedeniyle pulpa kompleksinin bir parçası olarak da düşünülebilir (160). Dentine bağlanmadaki zorluk, kompleks yapısı ve kimyasal içeriğinin farklı olmasından kaynaklanmaktadır (161). Dentin heterojen bir yapıdadır. Yapısal bileşenleri intertübüler ve peritübüler dentinde eşit olmayan şekilde dağılmıştır. Dişin farklı bölgelerinde sertliği ve içeriği değişebilir. Dentine bağlanma dayanımı; yaş, dentin derinliği, kalsiyum konsantrasyonu, nemlilik, smear tabakası gibi faktörlerden etkilenir (162).

Primer dentin, dentinin esas yapısını oluşturur. Diş gelişimi ile başlayıp apeksin kapanmasına kadar yapılan dentin olan primer dentinde kanallar oldukça düzgün bir yapıdadır. Sekonder dentin yapımı ise kök gelişimi tamamlandığı ve diş oklüzyona geldiği zaman başlar ve hayat boyu devam eder (154,161). Dentin, yaşlanma sürecine fizyolojik skleroz ile yanıt verir ya da yavaş ilerleyen veya hafif irritasyonlara karşı patolojik skleroz gerçekleştirir. Sekonder dentin primer dentine oranla daha az kanallı yapıda görülebilir (161). Tamir dentini herhangi bir uyarı sonucunda oluşan lezyonun olduğu bölgede oluşan dentindir (164). Hipermineralizasyon ve tamir dentini birikimi pulpanın çürüğe karşı verdiği en belirgin tepkilerdir. Sklerotik dentinin geçirgenliği çok azdır, odontoblastik uzantılar kısmi olarak atrofi ve mineralizasyon gösterir (164).

Dentinin yapısı ve kimyasal içeriği, mineye asit uygulanması ile elde edilen mikromekanik tutuculuğa izin vermez. Yüksek protein içeriği nedeni ile yüzey enerjisi düşük olması adezivin dokuyu ıslatmasını zorlaştırır (147). Sklerotik dentine olan rezin penetrasyonu normal dentinden daha azdır. Bu durum da başarılı bir bağlantı oluşumunu tehlikeye atabilir (160).

Dentine bağlanma, dentinin derinliğine bağlı olarak değişir. Yüzeyel dentinle derin dentinin su içeriği çok farklıdır. Derin dentindeki tübül sayısı mm²'de 45.000 iken, yüzeyel dentinde ise 25.000'dir. Pulpaya yakın yüzeydeki dentin kanalcıklarının çapı 2,5µm iken bu genişlik mine-dentin sınırında 0,8µm'ye düşer (162). Her kanalcık hipermineralize peritübüler dentin tabakası ile çevrilidir. İntertübüler dentin ise daha az mineralizedir ve daha fazla organik kollajen matris içerir. Yüzeysel dentinin %96'sı intertübüler dentinden, %3'ü peritübüler dentinden

ve sadece %1'i dentin kanalcıklarındaki sıvıdan oluşur. Pulpanın yakınında ise peritübüler dentinin oranı %66'dır. Bu alanda %22 su ve %12 intertübüler dentin bulunur (147). Ayrıca, derin dentinde yüzeyel dentinden daha geniş tübüller vardır. Dolayısıyla derin dentin yüzeyel dentinden daha nemli bir yapıya sahiptir. Dentin hacmi başına düşen kollojen miktarı da yüzeyel dentinden derin dentine doğru azalır. Tübüller içindeki sıvı, pulpadan belirli bir basınçla dışarıya doğru sürekli bir akış halindedir. Bu durum, dentin kurutulsa bile daha sonra tekrar nemli hale gelmesinin sebebidir (165). Derin dentinde kanallardan gelen nem nedeni ile bağlanma dayanıklılığı daha düşüktür. Bu durum da başarılı bir bağlantı oluşumunu tehlikeye atabilir (160).

Dentin asitlendiğinde smear tabakası ortadan kalkar ve yüzeyel demineralizasyon sonucunda kollajen fibrillerin arasındaki mikropöröz alanlar açığa çıkar (166). Kollajen liflerin açığa çıkması ve intertübüler dentinin mikroporozitesinin artması rezinin penetrasyonunu kolaylaştırır. Dentin geçirgenliği 5-20 kat artar. Asit uygulaması dentin tubüllerinin ağzını huni biçiminde açar, peritübüler dentini ortadan kaldırarak intertübüler dentinin 3-7 µm derinlikte dekalsifiye olmasını sağlar. Bu da rezinin intertübüler infiltrasyonunu sağlar. Primer uygulaması uzaklaşan hidroksiapatitin bıraktığı boşlukları doldurur ve intertübüler dentindeki kollajenlerin çevresinde ağ seklinde bir tabaka oluşturur. Kollajen, kopolimer ve polimer ile sarılmış hidroksiapatitten oluşan rezin ile güçlendirilmiş bu tabakaya hibrit tabaka, oluşum sürecine ise hibridizasyon denir. Bu tabaka ilk olarak 1982 yılında Nakabayashi tarafından tanımlanmıştır. Primerin bir ucunda hidrofobik grup diğer ucunda hidrofilik grup bulunur. Hidrofilik ucu diş dokuları ile bağlanırken hidrofobik ucu bağlayıcı ile reaksiyona girer. Asit uygulaması ile dentin dokusunun yüzey gerilimi düşer. Adeziv sistemlerin ikinci aşamasında uygulanan primer bu değeri artırır. Primer dentinin yüzey gerilimini ve dolayısıyla ıslanabilirliğini artırır. Primer demineralize dentinin porozitesini korurken nemli kollajen ağındaki su ile yer değiştirir. Yüzey koşulları değiştirilmiş ve primer uygulanmış dentin yüzeyine hem dentin hem de rezine bağlanabilen adeziv uygulanır (156).

2.4.1.2. Adeziv Sistemlerin Klinik Uygulama Aşamalarına Göre Sınıflandırılması

Bu sınıflamada dentin adezivleri kavite preparasyonu esnasında oluşan smear tabakasına etkisine göre isimlendirilmiştir. Bu yaklaşıma göre, günümüzde kullanılan

dentin adeziv sistemleri diş sert dokularına olan adezyon stratejileri açısından iki ana grupta sınıflandırılmaktadır (167).

2.4.1.2.1. Total-Etch (Etch-and-Rinse) Adeziv Sistemler

Mine ve dentin yüzeyine % 30-40 konsantrasyonda fosforik asit uygulanır. Asitleme sonrası smear tabakası ve yüzeyel hidroksiapatit ortadan kalkar ve mine dokusu temizlenir, mikroporoziteler oluşur, yüzey alanı ve ıslanabilirlik artar. Asit uygulandıktan sonra mine dokusu Tip 1, Tip 2 ve Tip 3 olmak üzere üç tip oluşum gösterir. Tip 1’de prizmaların periferleri sağlam kalır, taglar koni şeklinde oluşur. Tip 2’de Prizmanın korları sağlam kalır, interprizmatik mine uzaklaştırılır. Fincan şeklinde taglar oluşur. Tip 3’te ise hem tip 1 hem de tip 2’ye benzeyen alanlar görülmektedir (156). Dentin dokusu için asit uygulaması sonrası geride sadece kollajenden oluşan mikroporoz bir ağ kalır (168).

Asit uygulaması dentinde 15 sn’yi geçmemelidir. Asidin fazla uygulanması durumunda demineralize dentin tabanındaki kollajenler tamamen rezin ile kapatılamaz, bağlanma zayıflar. Asitleme sonrası, aseton veya etanol bazlı bir primer uygulanacaksa dentin yüzeyinin bir miktar nemli bırakılması önerildiği için, yapılan kurutma miktarı önemlidir. Adeziv rezin içinde yer alan çözücü asetonun suya karşı olan afinitesi kompozit rezin simana olandan daha fazladır. Nemli yüzeye rezin uygulandığında aseton rezinden ayrılıp su ile birleşir ve çözücünün buharlaşması için uygulanan hava ile birlikte aseton-su kompleksi diş yapısından uzaklaşır. Böylece dentin kanalları içinde ve dentin yüzeyinde rezin kalır. Bu şekilde rezin etkili bir şekilde dentin kanallarına penetre olabilir ve her kanal örtülür. Ancak ortam fazla kuru olursa rezinin içindeki aseton, saldırabileceği bir su molekülü olmadığı için rezin tam olarak yayılamaz. Kuru ortamın sebep olduğu bir başka durum ise hidroksiapatit korunmasından uzaklaşmış olan kollajen fibrillerin çöküşüdür. Bu durumda rezin tam olarak kollajenlerin arasına penetre olamaz. Kurutulan yüzeyin tekrar nemlendirilmesi kollajenlerin rehidratasyonuna sebep olur ve rezinin etkili penetrasyonu sağlanabilir. Ortamda fazla su olması da aynı şekilde bağlantıyı olumsuz etkiler. Çünkü böyle bir durumda her su molekülü aseton ile birleşemeyecek dolayısıyla ara yüzde kalan su mikrosızıntı ve bağlanmanın zayıflamasına yol açacaktır (169).

Dentin dokusunda asitleme sonrası smear tabakası ortadan kalkar. Alttaki dentin dokusunda ortalama 3-5 µm derinliğinde demineralizasyon meydana gelmesi

ile intertübüler dentindeki hidroksiapatit yapı çözünür ve kollajen fibriller açığa çıkar. Bu sırada hipermineralize peritübüler dentinin tümüyle çözünmesine bağlı olarak dentin kanalları genişler ve kanal ağzları huni şeklini alır. Asit uygulanan dentin yüzeyi uygulama süresi sonunda gerek asit yapıdaki silika mikropartikülleri gibi kalıntıların ve gerekse çökelmiş kalsiyum fosfatın uzaklaştırılması için yıkanır. Yıkama sonrasında yüzey hava spreyi ile hafifçe kurutulur. Yüzey kuvvetli hava spreyi ile kurutulacak olursa asitleme sonucu açığa çıkmış olan desteksiz kollajen ağının çökmesine neden olunabilir (160).

Sistemin ikinci aşamasını bağlanmayı arttırıcı monomerlerin (primer) uygulanması oluşturmaktadır. Üç aşamalı sistemlerde primer ajan, açığa çıkmış kollajen fibrillerin yeterince ıslanmasını ve kalan suyun uzaklaştırılmasını sağlamalıdır. Böylece dentin adeziv penetrasyonu için hazır hale gelir. Primer kimyasal olarak organik çözücülerde çözünen hidrofilik özellikteki monomerlerin karışımından oluşmaktadır. Primer solüsyonlarının içeriğinde çoğunlukla HEMA adlı monomer bulunmaktadır. HEMA düşük moleküler ağırlığı ve hidrofilik özelliği nedeni ile rezinin kollajen ağına penetrasyonunu ve kollajen ağının genişlemesini sağlar (160,167).

Sistemin üçüncü aşamasını çözücü içermeyen, hidrofobik monomerlerden oluşan, dolduruculu ya da doldurucusuz bir solüsyon olan adeziv rezinin uygulanması oluşturmaktadır. Adeziv rezinin esas fonksiyonu açığa çıkmış kollajen fibrillerin arasını doldurmaktır. Monomerlerin polimerizasyonu sonrası hibrit tabaka ve resin uzantılarının oluşumu ile mikromekanik bağlanma gerçekleşmektedir (160,167).

Klinik uygulama aşamalarına göre üç aşamalı ya da iki aşamalı total-etch adeziv sistemler olmak üzere iki gruba ayrılmaktadırlar. İki aşamalı total-etch adeziv sistemlerin ilk aşamasını üç aşamalı sistemlerde olduğu gibi asit uygulaması, ikinci aşamayı ise tek şişede birleştirilmiş primer ve adeziv resin uygulaması oluşturmaktadır. Tek şişe adeziv sistemler aseton, etanol veya su gibi çözücülerle taşınan hidrofilik ve hidrofobik resinlerin karışımını içermektedir.

Bağlanma mekanizmaları üç aşamalı total-etch sistemler ile aynıdır (160). *In vitro* ve *in vivo* araştırmalar total-etch adezivlerin hem mine hem de dentine bağlanma kuvvetlerinin yüksek olduğunu göstermiştir. Ayrıca üç aşamalı olanların iki aşamalı olanlara göre adeziv performanslarının daha iyi olduğu belirtilmiştir. Restorasyonun yaşlandırma işlemleri sonrası dayanıklılığının ve ömrünün ölçüldüğü

çalışmalarda ise üç aşamalı olanların bağlanmalarının iki aşamalı olanlara göre daha üstün olduğu bulunmuştur. Üç aşamalı total etch sistemler uzun çalışma süreleri ve teknik hassasiyet gerektirmelerine karşın çok başarılı sonuçlara sahip olmaları nedeni ile adezivler arasında ‘altın standart’ olarak kabul edilmektedirler (160).

Total-etch sistemlerin en önemli dezavantajı teknik hassasiyetin yani uygulama ve manipulasyon sırasında hata yapma olasılığının fazla olmasıdır. Teknik hassasiyete bağlı hatalar büyük ölçüde asitleme ve yıkama aşamasında gözlenmektedir (160).

2.4.1.2.2. Self-Etch Adeziv Sistemler

Ayrı bir basamakta asitleme ve yıkama fazı gerektirmeyen, solüsyonunda mine ve dentini eř zamanlı demineralize eden ve primerin infiltrasyonunu sağlayan asidik monomerler içeren sistemlerdir. Smear tabakasını tamamen kaldırmadan modifiye ederler (161). Smear tabakası bakteri ve ürünlerine fiziksel bariyer oluşturur, küçük ve büyük moleküllerin difüzyonunu sınırlandırır, dentin sıvısının hareketine direnç sağlar (156). Bu gruba giren dentin adezivlerinde yıkama işlemi yapılmadığı için smear tabakası ve demineralizasyon ürünleri ortamdan uzaklaşmaz, hibrit tabaka içerisine dahil olur (170) Klinik uygulama zamanını azaltmakla birlikte işlem süresince hata yapma olasılığını da dşrrlr (168). Asitleme ve rezin infiltrasyonu eř zamanlı olduğundan eksik infiltrasyon olasılığı düşüktür ya da yoktur. Buna bağlı olarak post operatif duyarlılığın oluşmaması beklenir.

Uygulama prosedrlrine göre iki aşamalı ve tek aşamalı olarak ikiye ayrılırlar. İki aşamalı sistemlerde asidik primer ve adeziv ayrı ayrı uygulanır, tek aşamalı olanlarda ise asit, primer ve adeziv tek şişede yer almaktadır. Tek aşamalı sistemlerin uygulaması kolaydır ve zaman tasarrufu vardır. Teknik hassasiyet çok az olduğu için hata yapma olasılığı da oldukça azdır. Ancak bu sistemlerin yer aldığı *in vitro* alışmalar nanosızıntı ve düşük bağlanma etkinliği gibi dezavantajlara sahip olduğunu göstermektedir. Bunun sebebi tek şişede yüksek konsantrasyonda su ve çözücü içermesidir. Bu hidrofilik yapı rezini su absorbsiyonuna açık hale getirir.

Bağlanma Başarıları:

Özellikle self-etch adezivlerde mineye bağlanma bir sorun iken dentine bağlanmanın yeterli ölçülerde olduğu belirtilmektedir. Bazı iki aşamalı self-etch adezivlerin *in vitro* bağlanma kuvvetlerinin total-etch adezivler ile benzer başarı

derecelerinin olduğu gözlenmiştir. Self-etch adezivlerin başarı oranlarındaki farklılıklar; asiditeleri, hidrolitik stabiliteleri ve kimyasal bağlanma kapasiteleri farklı olan monomer gruplarının kullanılmasından kaynaklanmaktadır (160).

Self-etch adezivlerin fosforik asit pürüzlendirmesi ile karşılaştırıldığında mine yüzeyinde daha yüzeyel bir demineralizasyon oluşturduğu belirtilmektedir. Ancak minenin 'beveling' işlemleri sırasında aşındırılarak aprizmatik minenin kaldırılması ya da minenin fosforik asit ile pürüzlendirilmesi ile self-etch adezivlerin mineye olan bağlantılarını artırmak mümkün olmaktadır. İki aşamalı self-etch adezivlerin normal dentine ya da pürüzlendirilmiş mineye olan bağlantılarının kabul edilebilir düzeyde olduğu belirtilirken işlem görmemiş mineye ya da sklerotik dentine olan bağlantılarının yeterli olmadığı bildirilmektedir (171).

Self-etch adezivlerin total-etch adezivlere göre birçok avantajları bulunmaktadır. Klinik uygulama sırasında standardizasyonu sağlamanın güç olduğu asitleme, yıkama ve kurutma aşamaları elimine edilmiştir. Bu aşamaların olmaması aynı zamanda klinik uygulama sırasında geçen sürenin de azalmasını sağlamıştır. Yıkama ve kurutma gerektirmediğinden dehidrate demineralize dentine bonding uygulanması ile ilgili teknik hassasiyetler giderilmiş ve kollajen ağın çökme riski ortadan kalkmıştır. Smear tabakası ve smear tıkaçları uzaklaştırılmadığından dentin kanallarından gelen sıvı ile ıslanmasına engel olunmuş ve postoperatif hassasiyet riskinin azalması sağlanmıştır (160).

Tek aşamalı self-etch adezivler kullanımı en kolay adeziv sistemlerdir ancak iki aşamalı self-etch ve total-etch sistemlere göre daha düşük bağlanma değerlerine sahiptirler. Yüksek hidrofiliteyi nedeni ile geçirgen bir membran gibi davranmakta ve adeziv tabakaya doğru su geçişine izin vermektedirler (160).

2.4.2. Kompozit Resin Simanlar

Başlangıçta kompozit resin simanlar; pulpa irritasyonuna ve polimerizasyon büzülmesi sonucu mikrosızıntıya neden olabileceği, film kalınlığının fazla olması ve manipülasyonunun zor olması gibi nedenlerle tercih edilmemiştir.

Ancak günümüzde, tam seramik sistemlerin kullanımlarının artmasıyla, bağlayıcı sistemler ve kompozit resin esaslı simanlarda ilerlemeler kaydedilmiştir. Geleneksel simanlara oranla kompozit resin simanların daha az mikrosızıntı göstermesi ve daha uzun klinik başarıya sahip olmaları son yıllarda kullanımlarını yaygınlaştırmıştır (78,172).

Kompozit rezin simanların mekanik özellikleri; rezin matrisi oluşturan monomerlerin tipine, kullanılan doldurucu partiküllerin tipine ve oranına, ayrıca uygulanan polimerizasyon yöntemine bağlı olarak değişebilmektedir (173).

Diş hekimliğinde kullanılan adeziv rezin simanlar; polimerizasyon şekillerine göre üç gruba ayrılırlar.

2.4.2.1. Sertleşme Mekanizmalarına Göre Kompozit Resin Esaslı Yapıştırma Simanları

2.4.2.1.1. Kimyasal Olarak Sertleşen Kompozit Resin Esaslı Yapıştırma Simanları (Otopolimerizan)

Baz ve katalizör olmak üzere iki komponentten oluşurlar. Baz kısmında ‘benzoil peroksit’; katalizörde ise ‘organik amin’ bulunmaktadır. İki komponentin karıştırılmasıyla polimerizasyon reaksiyonu başlar.

Bu yapıştırıcı simanların içerisinde bulunan tersiyer aromatik aminlerin, zaman içerisinde ağızda kimyasal değişikliğe uğraması sonucunda amin renklemesi görüldüğünden, renk stabiliteyi iyi değildir. Ayrıca çalışma süresinin kısıtlı olması ve karıştırmaya bağlı porozite oluşması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bu simanlar; metal destekli sabit protezlerin, postların, opak altyapıya sahip tam seramik restorasyonların simantasyonu için uygundur (173).

2.4.2.1.3. Işıklı Sertleşen Kompozit Resin Esaslı Yapıştırma Simanları

Tek komponentli sistemler olup, polimerizasyonları halojen ışık, plazma ark, lazer veya LED ışık kaynakları ile sağlanır. Bu sistemlerde, reaksiyon başlatıcı olarak, ışığa duyarlı ‘kamforokinon’ ve hızlandırıcı olarak da alifatik amin bulunur. Ayrıca, simanın asitlenmiş olan porselen yüzeyini ıslatabilmesi ve penetrasyonun sağlanabilmesi amacıyla bu sistemlerde düşük viskoziteli, doldurucu içermeyen BIS-GMA bulunmaktadır.

Işıklı sertleşen simanlar, amin renklemesinin etkisini önlemek için geliştirilmiş olan sistemlerdir. Bu simanların avantajları, sertleşmelerinin kontrol edilebilmesi, çalışma zamanlarının uzun olması ve renk stabiliteyi (174).

Işık ile polimerizasyon ışık kaynağının türü, ışık yoğunluğu ve ışık kaynağının kompozit resin materyaline olan uzaklığı gibi birden fazla faktöre bağlıdır. Bu simanlar genellikle translusent özellikte, ışığın ulaşabileceği kalınlıktaki

tam seramik restorasyonların ve seramik ortodontik braketlerin simantasyonunda kullanılırlar.

En önemli dezavantajları ise, kalın ve ışık geçirgenliği az olan tam seramik restorasyonlarda kullanıldığında her yerde eşit oranda polimerizasyon gerçekleştirememeleridir (173).

2.4.2.1.3. Kimyasal ve Işıkla Sertleşen (Dual Cure) Kompozit Rezin Esaslı Yapıştırma Simanları

Seramik kalınlığının fazla olduğu durumlarda ışık geçişinin engellenmesine bağlı olarak, ışıkla polimerize edilen sistemlerin etkinliğinin azalması ve her bölgede eşit polimerizasyonun gerçekleşmemesi nedeniyle geliştirilmiştir. Hem ışıkla hem de kimyasal yolla aktive olan bu sistemler (dual sistemler); baz ve katalizör olmak üzere iki ayrı pasta halinde bulunurlar. Simanın baz kısmında ışıkla polimerizasyonu başlatan kamforokinon, katalizör kısmında ise kimyasal polimerizasyonu başlatan amin-peroksit vardır. Yavaş ilerleyen amin-peroksit reaksiyonu sayesinde, simanın erken sertleşmesi engellenir ve restorasyon yerine yerleştirildikten sonra, fazla simanın uzaklaştırılmasına olanak sağlanmış olur (173).

Işıkla polimerizasyon işleminden sonra kimyasal polimerizasyon yavaş bir şekilde devam eder ve polimerizasyonun tamamlanması için geçen süre yaklaşık 24 saattir. Dual polimerize olan rezin simanlar; alttaki diş dokusunun rengini yansıtacak ve restorasyonun rengiyle uyum sağlayacak şekilde translusent yapıdadırlar. Bu tür simanların en büyük avantajı, kimyasal yolla polimerize olan simanlarla karşılaştırıldıklarında hekime yeterli çalışma zamanı sağlaması, ışıkla polimerize olan simanlarla karşılaştırıldıklarında ise ışığın ulaşamadığı derin bölgelerde de polimerize olabilmesidir. Ayrıca yüksek dayanıklılığa sahip olup, ağız ortamında düşük çözünürlük gösterirler. Tutuculuk ve direncin yeterince sağlanamadığı olgularda başarıyla kullanılırlar (175).

Ancak çok dikkatli ve hassas bir çalışma gerektirirler. Konvansiyonel simanlara göre film kalınlığı fazladır ve simantasyon sırasında taşan simanın temizlenmesi zordur (175).

Dual polimerize olan rezin simanlar, tam seramik krun ve köprü protezleri, ışık geçirgenliğinin yetersiz olduğu zirkonya ve alumina içerikli tam seramik

sistemleriyle üretilen inley, onley ve kuron-köprü protezleri, adeziv kuron-köprü protezleri, zirkonya ve fiber postların simantasyonunda kullanılırlar (176).

2.4.2.2. Kompozit Rezin Simanların Avantajları

- 1- Yüksek fiziksel ve mekanik dayanıklılık
- 2- Düşük çözünürlük.
- 3- Farklı materyallere bağlanabilme yeteneği
- 4- Farklı renk ve opasite seçenekleri
- 5- Bağlanma özellikleri iyi olduğundan minimal invaziv yaklaşımlara olanak vermeleri
- 6- Preparasyonların optimum direnç ve retansiyonu sağlayamadığı durumlarda başarıyla kullanılabilmeleri
- 7- Seramiklerin altında kullanıldıklarında seramiğin kırılma direncini arttırmaları
- 8- Bazı rezin simanlarda bulunan flor salma özelliği (140,177).

2.4.2.3. Kompozit Rezin Simanların Dezavantajları

- 1- Pulpada hassasiyete neden olabilirler.
- 2- Çalışmada hassasiyet ve dikkat gerektirirler. İyi bir bağlantı sağlamak ve mikro sızıntıyı önlemek için diş yüzeyinin kontaminasyonuna engel olmak gerekir.
- 3- Siman sertleştikten sonra taşan simanın temizlenmesi zordur. Simanın tamamen sertleştiği durumda, frez yardımı olmadan temizlenmesi hemen hemen imkansızdır. Bu yüzden restorasyon yerleştirildikten sonra taşan siman temizlenmeli ve hava ile temasını bloke eden ajanlar marjinal bölgeye hemen uygulanmalıdır.
- 4- Oksijen varlığında polimerize olmayan türleri vardır. Bu durum özellikle restorasyon kenarlarında çok önemlidir. Yapışkan, sertleşmemiş bir tabaka olarak göze çarpar. Simanın sertleşmeden temizlenmesi, restorasyon-diş arasında marjinal bölgede açıklık kalmasına, post operatif hassasiyete ve devamında da çürük oluşmasına neden olabilir (178).

2.5. Mekanik Testler

Mekanik testler, materyaller arasındaki bağlanma değerlerini ağız ortamındaki kuvvetlere benzer kuvvetler üreterek ölçen sistemlerdir. Birçok farklı araştırmada kullanılabilen bu testler sayesinde malzemeler için ön bir değerlendirme sağlanmış olur. Ancak hiçbir test tek başına ağızda oluşan kuvvetleri taklit etme yeteneğine sahip değildir. Çünkü çiğneme ile oluşan kuvvetler birçok yönde dağılacak ve farklı bileşenler oluşturacaktır (179).

2.5.1. Mekanik Testleri Etkileyen Faktörler (180)

Bağlantı Alanı

Yüzey alanı ve bağ dayanımı arasındaki ilişki özellikle mikro testlerin gelişimiyle daha da dikkat çekmiştir. Bağlı yüzeylerin başarısızlığı, kuvvete maruz kalan yüzeyde bulunan kritik hacimdeki kırıkları indükleyen çatlaklarla oluşur. Yüzey alanı genişledikçe, çatlak oluşma ihtimali artar. Bağ dayanımı düşer.

Yapıştırılan Malzemenin Elastiklik Modülü

Malzemenin elastiklik modülü kuvvet dağılımını etkiler. Kuvvet dağılımı etkileri yüzeyin ve malzemenin bağ dayanımını etkiler.

Kuvvetin Uygulandığı Yer

Kuvvetin uygulandığı nokta ve bağlantı ara yüzeyi arasındaki mesafe stres dağılımını etkiler. Stress yoğunluğu daha çok kuvvetin uygulandığı noktada fazladır.

Crosshead Hızı

Polimerler ve kompozitler viskoelastik özelliklerinden dolayı deformasyon hızına karşı oldukça duyarlıdır. Deneysel çalışmalarda kompozitin akma sınırının ve elastik modülünün yüksek deformasyon hızında arttığı görülmüştür. Yüksek deformasyon hızında, polimer zincirleri daha sertleşir ve moleküler hareketlilik artar. Deformasyon hızını belirlerken ekstensometre gerekir ve deformasyon hızı örnek geometrisine bağlıdır. Bu yüzden örneğe kuvvet uygulanırken genellikle crosshead hızı mm/dk olarak kullanılır.

Çalışmalarda kullanılan farklı mekanik test yöntemleri bulunmaktadır. Çalışmamızda, çekme testi yöntemi kullanılmıştır.

2.5.2.1. Çekme Testleri

Çekme testinde, kullanılan malzemeler birbirinden ayrılana kadar çekme kuvveti uygulanır. Bu test metodunda, ara yüzde uniform basınç dağılımı izlenebilmektedir. Daha kesin sonuçların elde edilebilmesi için, küçük bir test alanına uygulanan, mikroçekme test metodu da kullanılmaktadır. Bağlantı kuvvetlerini “ σ ” hesaplayabilmek için $\sigma = L/A$ formülü kullanılmaktadır: Bu formülde “L” kırılma anındaki yüküdür ve “A” adeziv alandır Elde edilen sonuç MPa cinsindendir (179,182).

Çekme testinde, özel kalıplarda hazırlanan deney yüzeyi, test cihazının tablasına yerleştirilerek uygun konumda sabitlenmekte ve düzeneğe uygun olarak hazırlanan deney materyali cihazın kuvvet uygulayan ucu yardımıyla ters yönde sabit hızda çekilerek bağlanma dayanımı ölçülmektedir. Çekme testlerinde, deney yüzeyi ile deney materyalinin aynı düzleme getirilmesi sağlandığında, daha düzgün bir stres dağılımı sağlandığı düşünülmektedir (183). Bağlantı bölgesinde gerilim bağlanma dayanımı ölçümü için daha uygun olup, kopmalar daha çok adeziv başarısızlık şeklinde meydana gelir. Ancak bu testin sonuçları, yükleme sırasında meydana gelen homojen olmayan stres dağılımından ve örneğin geometrisinden fazlasıyla etkilenir (183).

2.6. Yapay Yaşlandırma Yöntemleri

In vitro çalışmalarda klinik koşulların etkilerini oluşturabilmek için yapay yaşlandırma yöntemleri kullanılmaktadır. En fazla kullanılan yapay yaşlandırma yöntemleri termal siklus (ısıl döngü), suda bekletme, okluzal yükleme ve NaOCl solüsyonunda bekletme ile yaşlandırmadır (185).

2.6.1. Isıl döngü ile yaşlandırma

Bu yaşlandırma yönteminde *in vivo* ortamın termik, biyolojik ve fizyolojik durumunu taklit eden ısısal değişim uygulanmaktadır. Bu işlem sırasında örnekler belirli sürelerde farklı sıcaklıktaki su banyolarına maruz bırakılmakta ve çok sayıda siklus uygulanmaktadır. Termal siklus işlemindeki sıcaklık değeri restorasyonun doğal ortamda karşılaştacağı ısı değişiklikleri ile doğrudan ilişkilidir (185).

Termal siklus yöntemi iki yolla etkilidir. İlk olarak sıcak su arayüz bileşenlerinin hidrolizini, su alımını, yıkım ürünlerini ya da tam polimerize olmamış rezin oligomerlerinin ortaya çıkmasını hızlandırır. İkinci olarak da restoratif materyal ve diş arasındaki termal genleşme katsayısı arasındaki farklılığa bağlı olarak diş ve biyomateryal arasında tekrarlayan genleşme ve büzülme stresleri oluşur (185).

Ağıza alınan sıcak ve soğuk gıdaların sıcaklık değerinden çok, bunların diş yüzeyinde oluşturacağı sıcaklık değerleri dental materyallerin ağız içinde maruz kaldığı ısı değişimi açısından önemlidir. Canlılarda diş yüzeylerinde oluşan sıcaklık değerleriyle ilgili farklı görüşler mevcuttur.

ISO, bağlanma kuvveti ölçümleri öncesinde, deney örneklerinin suda bekletme şartlarını üç şekilde belirtir: 1) 37 °C’ de distile suda 24 saat süreyle kısa süreli bekletme, 2) 37 °C’ de distile suda 20-24 saat süreyle bekletme ve sonrasında termal siklus uygulaması ve 3) 37 °C’ de distile suda 6 ay süreyle uzun süreli bekletme (187).

Isı değişim siklusu ağız içinde günde 20-50 kez meydana geldiğinden 10000 siklus sayısının dental materyalin ağız içindeki 1 yıllık kullanımına eşit olduğu sonucuna varılmıştır (185,188).

2.7. Örnek Yüzeylerinin Mikroskop İle İncelenmesi

Diş hekimliğinde yüzeylerin incelenmesinde başlıca iki tip mikroskoptan yararlanılmaktadır.

2.7.1. Işık Mikroskopları

Işık mikroskobu, ışığın transmisyon, absorpsiyon ve kırınım prensiplerine dayanarak görüntülenmesini sağlar. Büyütme kapasiteleri x1000–3000 arasındadır ve bir ışık mikroskobu ile görülebilecek en küçük cisim 0,2 µm dir.

- 1- Parlak alan mikroskobu
- 2- Karanlık alan mikroskobu
- 3- Faz kontrast mikroskobu
- 4- Floresan mikroskobu
- 5- Konfokal mikroskop olmak üzere 5 çeşidi bulunmaktadır (189).

Çalışmamızda yüzeylerin incelenmesinde öncelikle parlak alan mikroskobu kullanılmıştır.

Parlak alan mikroskobu

Daha parlak arka alanda koyu görüntü oluşturduğu için bu isim verilmiştir. İncelenen örneğin, değişik bölümlerinin ışığı farklı absorbe etmesi prensibine dayanır. Görüntünün kontrastını arttırabilmek için incelenen materyali mikrobiyolojik boyalar ile boyayarak incelemek gerekebilir. Bununla birlikte organizmaların morfolojik karakterlerini incelemek için lam, lamel arası preparatlar hazırlanır (189,190).

2.7.2. Elektron Mikroskopları

Her türlü mikroorganizmayı ve hücreyi incelemenin mümkün olduğu, mikrobiyolojik alanda çok kullanılan en gelişmiş mikroskop türlerinden biri elektron mikroskoplarıdır. Ancak incelenen preparatın hazırlık aşamasının olması ve mikroskobun kullanımı ve incelemenin komplike olması ile pahalı olması gibi dezavantajları bulunmaktadır (189,190).

Elektron mikroskopların çeşitleri şunlardır:

- 1-Transmisyon elektron mikroskobu
- 2-Scanning elektron mikroskobu
- 3- Atomik kuvvet mikroskobu

2.7.2.1. SEM (Scanning Electron Microscope= Taramalı Elektron Mikroskobu)

SEM'de görüntü oluşumu temel olarak; elektron demetinin incelenen örneğin yüzeyi ile yaptığı fiziksel etkileşmelerin (elastik, elastik olmayan çarpışmalar ve diğerleri) sonucunda ortaya çıkan sinyallerin toplanması ve incelenmesi prensibine dayanır. SEM tekniklerinin kullanılması görüntülerde mükemmel alan derinliği sağlar ve morfolojiyi tanımlamaya oldukça elverişlidir (191).

SEM' in geçmişi McMullan' la başlar. Max Knoll 50 mm nesne alan genişliğine sahip görüntü elde etmesine rağmen, 1937 yılında Manfred von Ardenne

yüksek büyütmede çok küçük raster ile tarayarak görüntü veren mikroskobu icat etmiştir. Zworkykins ve arkadaşları ileri araştırmalar yapmış, onları ise Charles Oatley'in başında bulunduğu Cambridge grubu takip etmiştir (192,193).

Görüntü iletimini sağlayan ışık yollarını merceklerle değiştirerek daha küçük ayrıntıların görülmesini sağlayan aygıtlar geliştirilmiştir. Ayırım gücü, odak derinliği ve de görüntü analizi birleştirme özelliğinden dolayı SEM araştırmalarda sıklıkla kullanılır. Çok küçük bir alana odaklanan yüksek enerjili elektronlarla yüzeyin taranması prensibiyle çalışır (194).

SEM ile görüntüler 10 - 500.000 kez büyütülebilir. Büyütme işlemi transmisyon elektron mikroskobunun aksine objektif merceklerin gücü ile yapılmaz. Büyütme x, y tarama bobinlerini destekleyen akım veya x, y deflektör plakayı destekleyen voltaj ile kontrol edilir. SEM, dış dokuları ile restoratif sistemler arasındaki dinamik ve kimyasal etkileşimi değerlendirmede kullanılan yüzey analiz tekniklerinden birisidir. Yüzey işlemleri sonrası yüzeyde biriken maddelerden birbirileri ile kıyaslanabilecek görüntüler alınmasını sağlar. Yüzey detaylarının incelenmesine olanak sağlar, yüksek çözünürlükte ve detaylı yüzey bilgisi verir (195).

SEM' de örneklerin incelenmesi için hazırlanması gerekir. Geleneksel görüntüleme için örneklerin en azından yüzeyde iletken olması ve elektrostatik şarj kümülasyonundan korunmak için topraklanmış olması gerekir (195).

2.8. Stres Analiz Yöntemleri

Bir cisme gelen kuvvetlerin nerede yoğunlaştığını ve buna göre cismin şeklinin nasıl oluşturulması gerektiğini gösteren yöntemlerdir. Diş hekimliğinde kullanılan stres analiz yöntemlerinden bazıları şunlardır:

1. Gerinim ölçer (strain gauge) analiz yöntemi
2. Halografik interferometre analiz yöntemi
3. Fotoelastik analiz yöntemi
4. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi
5. Kırılman vernikle kaplama yöntemi (196).

2.8.1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin mekanik dayanıklılıklarının artırılması ve kemik ve biyomateryal yapılarında oluşan gerilmelerin belirlenmesi amacıyla, bu yapıların stres analizlerinin yapılması son yıllarda oldukça önem kazanmıştır. Başarılı restorasyonların yapılabilmesi için kullanılan materyallerin mekanik özelliklerinin ve çiğneme kuvvetleri karşısındaki stres ve gerilmelerinin iyi bir şekilde anlaşılması gerekmektedir. Bu amaçla kullanılan materyallerin biyomekanik özelliklerini uygun yükleme koşulları altında test etmek amacıyla kullanılan metodlardan biri de stres analiz yöntemleridir. Bu yöntem, dişhekimliğinin farklı alanlarında kuvvet analizi için başarılı bir şekilde uygulanmaktadır (197,198,199).

Sonlu elemanlar yöntemi, mühendislik alanında değişik ve karmaşık problemlerin çözülmesi için geliştirilen bir sayısal modelleme/simülasyon metodudur (197,200). Bu yöntem ilk olarak 1956 yılında keşfedilmiş ve uçak yapılarının incelenmesi için kullanılmıştır. Diş hekimliği alanında sonlu elemanlar analizi ile ilk çalışma 1968 yılında yapılmıştır. Ledley ve Huang (200) yaptıkları çalışmada, matematik modeli oluşturulmuş bir dişe çeşitli yönlerde kuvvetler uygulamış ve bu kuvvetlerin dişi destekleyen kemik dokusunda meydana getirdikleri gerilmeleri değerlendirmişlerdir. Günümüzde ise bu analiz metodunun diş hekimliğindeki kullanım alanı genişlemiş; protez, implantoloji, ortodonti ve restoratif diş hekimliği çalışmalarında yaygın olarak kullanılmaya başlamıştır (202).

2.8.1.1. Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Temel Kavramlar

Eleman (Element)

Sonlu elemanlar analizinde oluşturulan geometrik model, "eleman" (element) adı verilen basit geometrik şekillere ayrılır. Elemanlar geometrik şekil (üçgen, paralel kenar, dörtgen), boyut (tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu) ve düğüm sayısı gibi özelliklere göre sınıflandırılırlar (203,204).

Düğüm Noktası (Node)

Sonlu elemanlar analizinde modellerin bölünmesiyle oluşan sonlu sayıda eleman belli noktalardan birbirleriyle bağlanmakta ve bu noktalara düğüm (node) adı verilmektedir. Modellerde, her bir elemandaki yer değiştirmeler, doğrudan düğüm

noktalarındaki yer deęiřtirmeler ile iliřkilidir. Sonlu elemanlar analizinde bu dūęūm noktalarının belirli yerlerden birbirlerine sabitlenmesi gereklidir (205,206).

Ağ Yapısı (Mesh) Oluşturma

Aę yapısı ile dūęūm noktalarının ve elemanların koordinatları oluřturulur. Aę yapısı oluřturmada genellikle kendi içinde būyūk deęiřime sahip olan ya da olduęu tahmin edilebilen bōlgelerde, birim alana daha fazla eleman yerleřtirilir. Őnemli olan modelin en iyi řekilde nasıl daha kūuk parçalara bōlūneceęidir (205,206). Aę yapısı oluřturma iřleminden sonra, cismin nereden sabitlendięini ve kuvvetin neresinden uygulandięını gōsteren sınır řartları belirlenir.

Sınır şartları (Boundary Conditions)

Sınır şartları gerilmelerin ve yer değiştirmelerin (deplasman) sınır ifadelerini kapsar. Cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin nereden uygulandiğını gōsterir (205).

Kuvvet

Hareket eden bir cismi durduran, duran bir cismi hareket ettiren, cisimlerin şekil, yōn ve doğrultularını değiştiren etkiye kuvvet denir.

Fizikte būyūklūkler, skaler ve vektōrel būyūklūkler olmak ūzere iki gruba ayrılmaktadır. Sadece bir sayı ve bir birimle ifade edilen būyūklūęe skaler būyūklūk; yōnū, doęrultusu ve deęeri olan būyūklūklerle ise vektōrel būyūklūk denmektedir (207). Kuvvet vektōrel bir būyūklūk olup; belirli bir doęrultusu, yōnū, sūresi ve řiddeti bulunmaktadır. Kuvvet birimi SI (Standard International) sisteminde "Newton"(N)'dur. (208).

Bir cisme diğer cisimlerin yaptığı etki dış kuvvet, cismin çeşitli parçaları arasındaki etki ve tepki ise i kuvvettir. Biyomekanikte dış yapısı ūzerine etkiyen bir dış kuvvet, ūnce periodontal ligamente oradan da kemiğe iletilir ve bu iletimler sırasında iç kuvvetler oluşmaktadır (207,209).

Stress

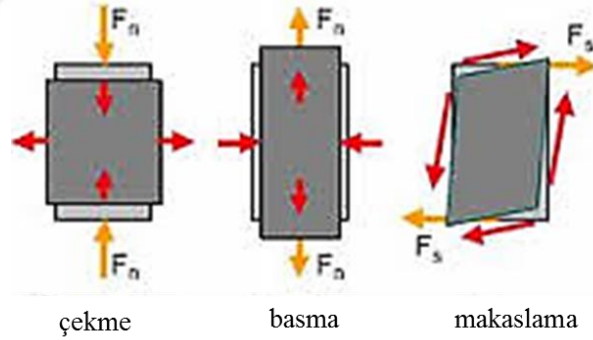
Bir cisme kuvvet uygulandiğı zaman, uygulanan bu kuvvete karşı cisim içinde birim alanda oluşan tepkidir.

Dış kuvvete içeriden uygulanan tepki, dış kuvvete eşit ancak zıt yöndedir. Her iki kuvvet cismin tüm alanı üzerinde dağılır. Buna göre cismin içindeki gerilme, birim alana gelen kuvvet olarak ifade edilir (64).

Gerilme= Kuvvet / Alan olarak formüle edilir. Gerilme birimi Paskal (P veya N/m^2)'dır. Dışhekimliğinde ise genellikle Megapaskal (MPa veya N/mm^2) kullanılmaktadır.

Farklı açı veya doğrultudan uygulanan kuvvetler çoğu zaman karmaşık gerilmeler oluşturmaktadır. Esas olarak üç temel gerilme tipi meydana gelir.

1. Çekme gerilimi (Tensile stress): Cismin moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlayan, aynı doğrultuda, fakat ters yönde iki kuvvetin etkilemesi ile oluşan gerilme tipidir.
2. Sıkışma gerilimi (Compressive stress): Cismin moleküllerini birbirine yaklaştırmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin etkilemesi ile oluşan gerilme tipidir.
3. Makaslama ya da kayma gerilimi (Shear stress): Cismin moleküllerini birbiri üzerinde kaymaya zorlayan farklı seviyelerde yüzeye paralel ve ters yönde olan iki kuvvetin cismi aynı anda etkilemesi ile oluşur.



Resim 2: Gerilme tipleri

Asal Gerilmeler (Principal Stress)

Bütün düzlemlerde makaslama gerilmelerinin sıfır olduğu ve sadece alana dik olan normal gerilmelerden oluşan gerilmeler asal gerilmeler (principal stress) adını alır (210). Maksimum, orta (intermediate) ve minimum olmak üzere 3 tip asal gerilme vardır (211).

Maksimum asal gerilmeler pozitif değerdedir ve en yüksek çekme gerilmelerini ifade eder.

Minimum asal gerilmeler negatif değerdedir ve en yüksek basma gerilmelerini ifade eder.

Mutlak değeri daha büyük olan gerilme, bir düğüm noktasında etkin olan gerilme şeklidir (212).

Von Mises Gerilmesi

Von Mises gerilmesi, belirli bir kuvvet uygulanan cisimde oluşan gerilme dağılımının gösterilmesi için kullanılmaktadır (213). Von Mises gerilmesi "Bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji belli bir değeri aşarsa, yapı bu noktada şekil değiştirecektir" prensibi ile elde edilmiş bir kriterdir. Çekilebilir (ductile) özelliği olan maddeler için şekil değiştirmenin başlama anıdır (214).

Von Mises gerilme değerleri ayrıca gerilmenin dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilmektedir.

Strain

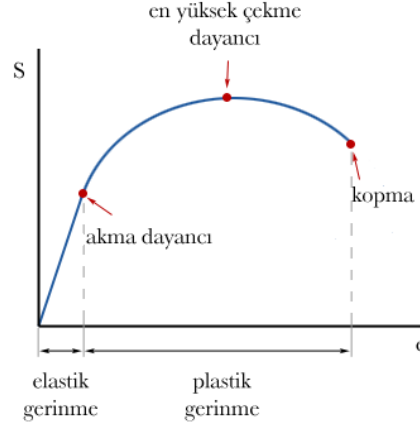
Gerinim, cisme uygulanan belirli bir kuvvet sonucu birim boyutta oluşan boyutsal şekil değişimidir. Cisme uygulanan kuvvet gerilim oluşturduğunda, aynı zamanda gerinim de oluşturmaktadır (210). Herhangi bir ölçü birimi yoktur. Gerilim, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinim ise sadece bir büyüklüktür Hooke Kanunu, belli sınırlar içinde cisimdeki gerilimin gerinim ile doğru orantılı olarak arttığını öngörür.

$\text{Strain} = \text{Boyuttaki değişim} / \text{Orjinal boyut}$ olarak formüle edilir.

Cisimler kuvvet uygulaması sonucu iki farklı biçimde şekil değiştirmektedirler.

Elastik şekil değiştirme: Cismin kuvvet ortadan kalktıktan sonra tekrar başlangıç durumuna dönmesidir.

Plastik şekil değiştirme: Cismin kuvvet ortadan kalktıktan sonra tekrar başlangıç durumuna dönmemesidir (215).



Resim 3: Gerilme-gerinim diyagramı

Elastiklik-Viskoelastiklik

Bir cismin, uygulanan kuvvet ortadan kalktıktan sonra ilk baştaki şekline dönme özelliği o cismin elastiklik özelliğidir. Elastik materyallere belirli sınırlar içerisinde yük uygulandığında şekil değiştirirler ve yük ortadan kalktığında gecikmeden eski şekillerini alırlar.

Viskoelastik materyaller ise şekil değiştirirken hem elastik hem de yapışkan (visküz) özellik gösterirler. Bu materyaller yapışkanlık özellikleri sayesinde zamana bağlı olarak artan bir gerinim gösterirler ve bu materyaller yük ortadan kaldırıldığında tekrar ilk baştaki şekillerine gecikmeli olarak dönerler (216,217).

Elastiklik Modülü (Young Modülü)

En basit ifadeyle gerilimin gerinime oranı olan elastiklik modülü, cismin elastikiyet sınırları içerisinde dayanıklılığını gösteren bir katsayıdır (208). Elastiklik modülü arttıkça cismin katılığı da aynı oranda artış göstermektedir.

Yüksek elastisite modülüne sahip bir cisim, aynı kuvvet altında, düşük elastisite modülüne sahip bir cisimden daha az deformasyona uğramaktadır. $E = \text{Gerilme} / \text{Gerinim}$ ile formüle edilmektedir. Birimi Gigapaskal (GPa)'dır (206,218).

Poisson Oranı

Çekme veya basma kuvvetleri altında cisimlerin, elastik sınır içerisinde, enindeki birim boyut değişiminin boyundaki birim boyut değişimine oranıdır (210,219). Poisson oranı, bütün maddeler için 0 ile 0.5 arasında değişkenlik gösterir ve elastisite modülü gibi cisme ait ayıracı bir özelliktir.

Örnek olarak bir cisme uygulanan çekme kuvveti etki sonucu yükün geldiği yönde boyda uzama olurken, yüke dik olan diğer boyutlarda ise boy kısalması olmaktadır (210,219).

İzotropi ve Anizotropi

İzotropi, bir cismin farklı doğrultularda aynı elastik özellikleri göstermesidir (204). İzotrop cisimler farklı doğrultulardan uygulanan kuvvetler sonucu oluşan çekme, basma ve makaslama gerilmelerinde aynı elastiklik modülüne sahiptirler. Anizotrop cisimler ise farklı elastiklik modülüne sahiptirler (220,221).

Sonlu elemanlar analizinde izlenecek ilk adım, incelenecek biyolojik cismin geometrik özellikleri aynı olacak şekilde modellenmesidir. Biyolojik yapılar geometrik olarak çok karmaşık ve standart boyutları olmayan cisimler olduğu için bu aşama analiz sırasındaki en zor aşamadır (196,203). Oluşturulan geometrik modelin gerçeğe yakınlığı, analizin sonuçlarının doğruluğunu belirleyen en önemli faktörlerdendir (203,204,222).

Genel olarak bilgisayar ortamında üç boyutlu model;

- Magnetik rezonans (MR) ve bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılması,
- Üç boyutlu modelleme programları kullanılarak cismin araştırmacı tarafından çizilmesi,
- Modellenmesi istenen cismin yüzey tarayıcıları ile taranıp bilgisayar ortamına aktarılması yöntemlerinden biri ile oluşturulmaktadır (223,224).

İmplant gibi cisimler ya teknik çizimlerinden faydalanılıp bilgisayar destekli tasarım programları kullanılarak ya da yüzey tarayıcıları yardımı ile oluşturulmaktadır (223,224).

Daha sonra oluşturulan geometrik model bilgisayar ortamında, bir ağ yapıya dönüştürülür. Bu yapıya matematiksel model denilmektedir. Matematiksel model; belirli sayıda düğüm noktaları (node) içeren basit geometrik şekle sahip sonlu (belirli) sayıda elemandan oluşur (203,204). Ağ yapıyı oluşturan elemanların düzgün sıralanması, uygun büyüklüğe ve geometriye sahip olması analiz sonucunun gerçeğe yakınlığında önemlidir (203).

Al-Sukhun ve ark. (225) sonlu elememanlar analizi ile elde edilen sonuçların güvenilirliğinin kullanılan materyal özelliklerinin ve model geometrisinin doğru belirlenmesine bağlı olduğunu belirtmişlerdir.

Kuvvet dağılımının hassas olarak ölçülebilmesi için mümkün olduğunca çok sayıda eleman kullanılması gerekmektedir. Model ne kadar çok sayıda elemana bölünürse detay o ölçüde artmakta ve oluşturulan model gerçeğe o ölçüde benzemektedir (226,227).

Modelin oluşturulmasından sonra sistemin fiziksel özelliklerinin, sonlu elemanların materyal özelliklerini belirleyen poisson Oranı ve elastiklik modülü (young Modülü) gibi değerlerin analiz programına aktarılması ile yapılmaktadır (203).

Tüm düğümlerin koordinatları belirli bir başlangıç noktasına göre x, y, z eksenleri üstünde saptanarak bilgisayara aktarılır. Ağ yapıya sahip modelin nereden sabitlendiği, kuvvet uygulama noktaları gibi sınır bölgelerindeki belirleyici koşulları tanımlanarak matematiksel model hazır hale gelir (203).

Analiz aşamasında; oluşturulan matematiksel modelde istenilen düğüm noktalarından kuvvet uygulanmasıyla, ağ yapıyı oluşturan diğer düğüm noktalarında meydana gelen değişiklikler için matrisler oluşmakta, bu matrisler bilgisayar yardımı ile hesaplanmaktadır. Bu sayede her bir elemandaki ve dolayısıyla elemanların oluşturdukları cismin tamamındaki gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirmeler belirlenmektedir (203,204). Hesaplanan veriler,

Animasyonlar,

Tablolar ve grafikler,

Yer değiştirme görüntüleri (büyütülmüş olarak),

Renklendirilmiş görüntüler olarak elde edilmektedir (203).

Tablolar veya grafikler ile ortaya koyulan sayısal değerler kritik noktalarda bulunan düğümlerdeki yer değiştirmeleri ve uygulanan kuvvetlerin oluşturduğu gerilme değerlerini vermektedir.

Renklendirilmiş görüntülerde ise tüm modele ait gerilme ve yer değiştirmeler, görüntü üzerinde renklerin denk geldiği değer aralığını belirten bir ölçek ile farklı açılardan gösterilmektedir.

Büyütölmüş görüntöler ve animasyonlarda ise aslında çok küçük değörlerdeki yer değıştirmeler, eşit miktarda büyötlölüp daha anlaşılır hale getirilmektedir (228).

2.8.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları

- 1- Karmaşık geometriye sahip katılar modellenenebilir.
- 2- Gerçekçi malzeme değörleri ile gerçeğe yakın modeller elde edilebilir.
- 3- İstenilen sayıda değışik malzeme ile model oluşturulabilir.
- 4- Stres dağılımı ve yer değıştirmeler duyarlı bir şekilde elde edilebilir.
- 5- Deneysel aracın kontrolü, sınır koşullarının, uygulanan kuvvetlerin, malzeme özelliklerinin, geometrinin kolayca değıştirilip analizin zahmetsizce gerçekleştirilmesi mümkündür.
- 6- Noninvaziv bir tekniktir.
- 7- Herhangi bir noktaya uygulanan kuvvetle oluşan stres teorik olarak gerçeğe yakın bir biçimde ölçölebilir.
- 8- Dişler, alveolar kemik, periodontal ligament, kraniofasial yapılar ve diğöer materyaller simöle edilebilir.
- 9- Kuvvetin uygulama noktası, büyüklüğü ve yönü istenildiğı gibi değıştirilebilir.
- 10- Çalışma operatör isterse defalarca tekrarlanabilir (229,230,231,232).

2.8.3. Sonlu Elemanlar Analizinin Dezavantajları

1. Modelleri oluşturulan malzemelerin izotropi, homojenite ve elastiklik gibi özelliklerinin varsayıma dayandırılması, malzemenin tam bir temsilini oluşturmamaktadır (197,233).
2. Modellenen yapılar, ağız içinde statik durumdan çok dinamik yükler altındadır. Yapıların analizinin bu yöntem ile dinamik olarak gerçekleştirilmesi mümkün olmasına rağmen zordur.
3. Yöntemin gerçeğı yansıtabilmesi, malzemenin analiz programına tanıtılan fiziksel özelliklerinin doğruluğına bağıdır. Bu nedenle fiziksel özelliklerin tanıtılması son derece hassas yapılmalıdır (197,233,234).
4. Analizin yapılabilmesi için ciddi bilgi birikimi, teknoloji ve yeterli zaman gereklidir.

5. Gerçek şartların katı modeller üzerinde uygulanması, bilgisayar donanımı ve sonlu elemanlar yazılım programının kapasitesi ile sınırlıdır (235).

Dezavantajlarına rağmen sonlu elemanlar yöntemi, deneysel olarak incelenmesi çok güç veya olanaksız olan birçok yapının bilinmeyen davranışlarının belirlenebilmesi için kullanılan önemli bir yöntemdir (235).

2.9. Diş Hekimliğinde Renk Ölçüm Yöntemleri

Diş hekimliğinde başarı, fonksiyonel ve estetik beklentilerin karşılanabilmesiyle elde edilir. Diş hekimliğinde estetik, sosyokültürel yapıya ve kişisel seçimlere göre değişmekle birlikte, asıl amaç doğal dişler, dişetleri, dudaklar ve bir bütün olarak yüz ile uyumlu bir diş dizisi hazırlamaktır (235,237). Estetiği sağlarken, dört ana belirleyiciye gereksinim duyulur; konum, şekil, yüzey özellikleri ve renk. Günümüz teknolojisinin ve malzemelerinin gelişmesi ile şekil ve yüzey özellikleri bakımından diş ve komşuluğundaki yapıların hemen hemen aynılarının elde edilmesi mümkün olabilmektedir. Bununla birlikte, renk eşleştirmesi bugün de diş hekimleri açısından önemli bir sorun olmaya devam etmektedir (238,239). Renk seçimi klinisyen için zor ve titizlikle yapılması gereken bir işlemdir. Doğal dişlerle uyumlu renkte restorasyon yapabilmek için renk seçimi kadar rengi doğru tanımlayabilmek de önem taşır.

Renk, elektromanyetik spektrumun çeşitli dalga boylarının absorpsiyonu ve yansınmasıyla gözümüzde oluşturduğu algılamadır (240).

Rengin dört ayrı öğeden meydana geldiği söylenebilir. Bunlar;

1. Işık
2. Cisim
3. Gözlemci (Göz ya da spektrofotometre)
4. Algılama'dır.

Işık

Elektromanyetik spektrumun 380 nm'den 770 nm'ye kadar olan aralığı, görünen spektrumdur. Renkler, bu spektrumdaki ışığın değişik dalga boylarıyla eşleştirilmiştir; örneğin mavi kısa, yeşil orta, kırmızı ise uzun dalga boylarıyla

tanımlanmıştır (241,242). Her ışık kaynağı, bu spektrum içerisindeki ışığın farklı miktarlardaki değişik dalga boylarını içerdiğinden, cismi aydınlatan ışık kaynağı rengin algılanmasını etkilemektedir (241,243).

Cisim

Cismin ışığı yansıtma veya soğurma miktarları o cismin yüzeyinin renk özelliklerini belirlemede önemlidir. Bu özellikleri bir eğri şeklinde grafiksel olarak göstermek ve böylece rengi sayısal değerlerle ifade etmek mümkündür (242,244).

Gözlemci

Gözlemciye ilişkin faktörler, rengin belirlenmesindeki son bileşendir. Gözün ışık-renk dalgalarındaki titreşimleri retina üzerindeki reseptörlerle algılaması ve bu uyarıları renk sinirleri aracılığı ile beyne göndermesi sonucunda renk kavramı oluşmaktadır (235,237,241,245). Yansıyan ışık retina üzerine geldiğinde, ışığa duyarlı sinir hücreleri olan çubuk ve koni hücreleri tarafından algılanır (237,241). Çubuk hücreleri bakılan nesnenin biçimini siyah-beyaz olarak algımlarken, koni hücreleri yalnızca kırmızı, mavi veya yeşil ışığa duyarlı olan üç tür hücreden meydana gelir ve nesnenin renklerini oluştururlar. Bu iki hücreden alınan uyarıların birlikte değerlendirilmesi sonucunda beyinde renkli bir görüntü oluşur (235,237,241,245).

Algılama

Renk algılamasının doğruluğu ışık tarafından uyarılan retinal alanın büyüklüğüne de bağlıdır. Işığın yoğunluğu gözbebeğinin daralıp genişleme miktarını kontrol ederek, retinanın ışıkla karşılaşan alanını belirlemektedir. Yaşlanma, ilaç kullanımı veya hastalıklar nedeniyle gözbebeğinin bu fonksiyonunda değişiklik olması dolayısıyla rengin algılanmasını da değiştirmektedir (242,244).

Rengin hatalı algılanmasına neden olan bir diğer faktör, gözlemciye renk görme bozukluklarıdır. Genetik renk görme bozukluğu koni hücrelerinin bazılarının olmaması ve renk farklılık uyarılarının kaybolması ile ortaya çıkar. Edinsel renk görme bozuklukları ise duygusal değişiklikler, sigara içilen ve lazer kullanılan ortamlarda ya da güneşte uzun süre kalma sonucunda görülebilen, ancak kalıcı olmayan düzensizliklerdir. Yaşlılığa bağlı olarak korneanın sararması, diyabet, glokom, lösemi, Addison hastalığı, pernisiyöz anemi, orak hücreli anemi, multipl

skleroz, parkinson, karaciğer hastalıkları, psikiyatrik hastalıklar ve alkolizm de renk görme fonksiyonunu etkileyen faktörlerdir. Renk ayırt etme yeteneğini belirgin miktarda azaltan ilaçlar ise ağrı kesiciler, antibiyotikler, antihipertansifler, sildenafil sitrat ve doğum kontrol haplarıdır (241,242,246,247,248).

Rengin Boyutları

Rengin algılanmasına etki eden diğer bileşenler rengin fiziksel boyutlarıdır. İlk defa Amerikalı bir sanatçı ve sanat öğretmeni olan Albert Henry Munsell tarafından 1942 yılında tanımlanan Munsell Sistemi, dış renginin belirlenmesi için kullanılan en uygun sistemdir. Munsell'e göre renk; ton, değer ve doygunluk boyutları ile açıklanır (237,241,243). Ton (hue); rengin diğer renk gruplarından ayrılabilmesini sağlayan özelliğidir (kırmızılar, maviler, yeşiller, v.b.). Gökkuşağında olduğu gibi dalga boylarının azalıp artmasına bağlı olarak, tonlar birbirine karışmaktadır; bu nedenle, tonu tek bir dalga boyunun fonksiyonu olarak değil, değişik dalga boyları arasındaki etkileşim olarak tanımlamak daha doğrudur. Değer (value); saf siyahtan saf beyazlığa dek bir aralıkta rengin açıklığını/koyuluğunu ifade eder ve hiçbir ton içermez. Parlaklık olarak da tanımlanabilen bu özellik sadece beyazlık ve siyahlığın derecesi olarak kabul edilir. Doygunluk (Chroma=saturation); ise rengin derecesini, diğer bir deyişle tonun saflık miktarını gösterir ve yoğunluğunu ya da canlılığını anlatır (243).

2.9.1. Rengin Ölçülmesi

Rengin algılanmasında ve başkalarına anlatmaya çalışılmasında karşılaşılan sorunların çözümü ve rengin standart, sayısal değerlerle tanımlanabilmesi için bir takım renk ölçekleri geliştirilmiştir (249). Bu renk ölçekleri arasında Munsell ve CIE Lab (Commission Internationale de L'Eclairage) en çok kullanılan ölçeklerdir (O'Brien, Brewer) (241). Günümüzde bilgisayar sistemleri ile dijital görüntülerin kliniklerden laboratuvarlara direkt olarak iletilebilmesi nedeniyle, bu sistemlerde kullanılan RGB (Red Green Blue) gibi renk ölçekleri de dolaylı olarak dişhekimliği uygulamalarında yer almaktadır (250).

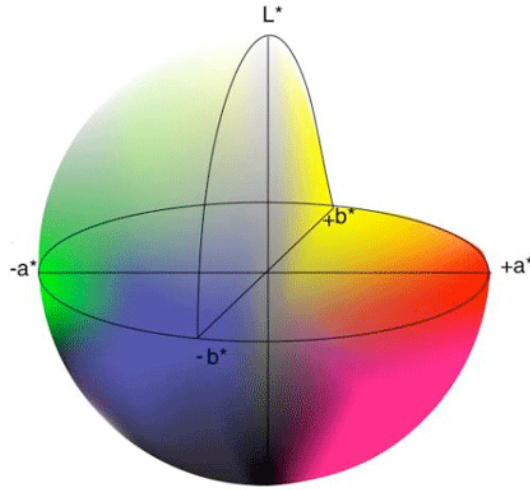
2.9.1.1. CIE-Lab Renk Sistemi

18. yy'da Newton'un deneylerinden beri renk kavramının bilimsel temellerini açıklamak zor olmuştur. Rengin kavramının anlaşılması ve ifade edilmesi zordur ve genellikle bilimden çok sanatla ilişkilidir. Diş hekimliğinde doğal dişle

restorasyonun renk uyumunun belirlenmesi ön görülmemektedir. Clark ve ark. 1905 yılında Munsell'in geliştirdiği renk skalasının diş hekimliğinde renk belirlenmesinde ilk adım olduğunu belirtmişlerdir. Aynı dönemde, Commission International de l'Eclairage renk seçiminde ilk standartları belirlemiş, renk oluşumunda ve seçiminde belimsel parametreler oluşturmuştur (251). Ancak, geçerli bilimsel araç olmadığından renk ölçümünde belirgin gelişmeler o dönemde tam olmamaktaydı. 1950'li yıllarda diş hekimliğinde ilk renk skalası kullanılmıştır. Kesin bilimsel kriterlere değil bireysel algılara bağlı olarak elde edilmiş ve klinisyenler tarafından kullanılmıştır. Sproull 1970'lerin başında üç boyutlu renk tanımını yapmış ve diş renk skalaları üzerinde çalışmıştır (252,253,254).

Renk bilimindeki gelişmelerle, endüstri alanının ihtiyaçları doğrultusunda, rengi ölçen ve farklılıkları hesaplayabilen renk kontrolünü sağlamışlardır. 1976 ve 1978 yıllarında CIE, CIELab* adında yeni sistem geliştirmiştir (255,256). Bu sistem aynı zamanda estetik dişhekimliğinde kullanılmaktadır.

Bu sistemde renk belirlenirken L^* , a^* ve b^* değişkenleri kullanılır ve bu değerler üçlü uyaran X, Y ve Z değerlerinden hesaplanır. CIE Lab renk uzayı düzenli bir yapıya sahiptir. Bu üç boyutlu renk uzayında farklı eksenler kesişir. Bu eksenler L, a ve b eksenleridir (Resim 4).



Resim 4: CIE Lab renk uzayı

L^* eksen, rengin açık veya koyu olduğunu veya parlaklığını belirten parametredir. Bir cismin beyaz (+) ve siyah (-) arasındaki açıklık-koyuluk koordinatlarını gösterir. Skalada siyaha en yakın 0, beyaza en yakın ise 100 L değerini alır a^* yatay eksen, herhangi bir cismin kırmızı ile yeşil arasındaki kroma

koordinatlarını gösterir. Değer eğer pozitif ise kırmızılığı, negatif ise yeşilliği temsil eder. b^* yatay eksen, bir cismin sarı ile mavi arasındaki kroma koordinatlarını gösterir. Değer arttıkça sarı renge, azaldıkça mavi renge yaklaşılır.

a^* ve b^* koordinatları nötral renklerde 0'a yaklaşırken daha doygun ve yoğun renklerde koordinatların değerleri artar (257,258,259).

CIE $L^*a^*b^*$ renk sisteminin avantajı küçük renk değişikliklerinin tespit edilmesine olanak vermesidir. Renk değişiminin derecesi ise ΔE ile ifade edilir ve hesaplanmasında şu formül kullanılır:

$$\Delta E = [(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2]^{1/2}$$

Bu formüldeki ΔL , Δa ve Δb değerleri iki örneğin CIE $L^*a^*b^*$ renk parametreleri arasındaki farklarını verir. Renkle ilgili yapılmış çalışmalarda renk değişiminin klinik olarak kabul edilebilir olması için; bazı araştırmacılar renk değişiminin 3.7 ΔE birimden (240,259,260) bazıları 1 ΔE birimden, (259,260) bazıları 3 ΔE birimden, bazıları ise 3.3 ΔE birimden (260) az olması gerektiğini ifade etmektedir. O'Brien ise renk değişiminin 3.5 ΔE birime kadar klinik olarak kabul edilebilir olduğunu bildirmiştir (257).

Objenin görünümü sadece CIELab* sistemine göre renk belirlenmesiyle elde edilememektedir. Objenin geometrik şeklini parlaklık, transparanlık, opaklık, floresanslık, translusentlik ve matematizm gibi optik özellikler etkilemektedir (262). Bu özelliklerin renk ve renk değişiminin ölçülmesinde etkisinin olduğu standardize ve kabul gören bir prosedür bulunmadığından (263,264). 2004 yılında renk farkının ölçümünün tanımlanması CIE tarafından geliştirilmiştir ve Eab formülü geliştirilmiştir

Yeni formül:

$$\Delta E_{00} = \{[\Delta L'/(k_L S_L)]^2 + [\Delta C'/(k_C S_C)]^2 + [\Delta H'/(k_H S_H)]^2 + RT[\Delta C'/(k_C S_C)]^2 \times [\Delta H'/(k_C S_C)]\}^{1/2}$$

Bu yeni formül ağırlık fonksiyonu (S_L , S_C ve S_H) ve parametrik faktörleri (k_L , k_C ve k_H) içermektedir ve yüzey özellikleri, arka plan, hue ve value gibi öğeleri içermektedir. Amaç; vizüel olarak algılanan ve hesaplanan farklılıkların bağlantısını geliştirebilmektir (265).

2.9.1.2. Renk Ölçüm Cihazları ile Ölçüm

Renk ölçümü için günümüzde kullanılmakta olan cihazlar; kolorimetreler, spektrofotometreler, spektrodensitometreler ve dijital fotoğraf makineleridir (266). Bu

cihazların kullanımı ile daha objektif, sayılabilir ve hızlı ölçümler yapılabildiğinden görsel yolla yapılan renk seçimine göre avantajları daha fazladır (267).

- Kolorimetreler
- Spektrofotometreler
- Spektroradyometreler:
- Dijital kameralar:

2.9.1.2.1. Spektrofotometreler:

Spektrofotometrelerin en yaygın kullanım alanı, yüzey renklerinin ölçülmesidir. İçerisinde bir monokromatör, dedektör ve ışık kaynağı bulunur. Çoklu sensör prensibiyle çalışan spektrofotometreler, birçok dalga boyunda ölçüm yapabilen sensörlerle donatılmışlardır. İnsan gözünün tespit edemeyeceği renkleri bu sensörler sayesinde algılayabilirler. Çalışma prensipleri; örnekten yansıyan ışığın, beyaz bir yüzeyden yansıyan ışığa oranının ölçülmesi işlemine dayanmaktadır. Metamerizmi ayırt edebilmek amacı ile de kullanılabilirler. Güneş ışığı, ampul ışığı ve floresan ışıkta farklı ölçüm değerleri verebilmektedirler. Bu nedenle spektrofotometreler daha profesyonel alanlarda, bilimsel çalışmalarda, kalite kontrolünde ve rengin tarif edilmesinde kullanılmaktadırlar. Diş hekimliğinde ise; spektrofotometrik ölçümler; restoratif rezinlerin, tam protez dişlerinin, porselen restorasyonların, renk anahtarlarının, dental materyallerin renklerinin sayısal ifadelerini bulmak ve renkli iki cismin arasındaki renk farkını değerlendirmek amacıyla kullanılmaktadır. İnsan dişlerinin renk analizinde, görsel ölçüm ve spektrofotometrik renk analizi kullanılarak yapılan bir çalışmada, cihaz kullanımının daha doğru ve uygulanabilir bir renk analizi yöntemi olduğu belirtilmiştir (268).

Yaptıkları çalışmada, üç diş hekimi bağımsız olarak 10 hastada maksiller santral dişlerin renklerini belirlemiş, daha sonra cihaz kullanılarak dişlerin rengi ölçülmüştür. Sonuç olarak; 10 olgunun 9'unda cihaz ile alınan renk, hekimlerin seçtiklerinden daha uygun bulunmuş ve tercih edilmiştir (269).

Spektrofotometreler, kolorimetrelerden daha kapsamlı olmalarına rağmen, klinik olarak uygulamaları kısıtlı olduğundan diş hekimliğinde kullanımları sınırlıdır. (270).

4. GEREÇ ve YÖNTEM

Çalışmamızda kullanılan materyaller ve özellikleri Tablo 2’de, araçlar ise Tablo 3’te yer almaktadır.

	MATERYAL	ÖZELLİKLER	ÜRETİCİ FİRMALAR
1.	Cerec Blocks	Feldspatik seramik	Sirona, Bensheim, Almanya
2.	in coris TZI	Monolitik zirkonya	Sirona, Bensheim, Almanya
3.	Lava Ultimate	Rezin nano seramik	3M-ESPE, St. Paul, MN, ABD
4.	PanaviaSA Cement	Dual cure-self adeziv	Panavia, Kuraray, Japonya
5.	Superbond	Self cure-total etch	Sun Medical Company, Kyoto, Japonya
6.	Esthetic Cement	Dual cure- self etch	Panavia, Kuraray, Japonya
7.	Variolink II	Dual cure-total etch	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein

Tablo 2: Çalışmada kullanılan materyaller ve özellikleri

	ARAÇLAR	ÜRETİCİ FİRMALAR
1.	CAD/CAM sistemi	Sirona Dental, Bensheim, Germany
2.	Sinterizasyon fırını	Shera Avadent, Scottsdale, Arizona
3.	Kumlama cihazı	Shera Avadent, Scottsdale, Arizona
4.	Ultrasonik temizleme cihazı	Bandelin Sonorex Berlin, Almanya
5.	Universal test cihazı	Shimadzu, Tokyo, Japonya
6.	Işık mikroskobu	Leica, Wetzlar, Almanya
7.	SEM cihazı	JEOL, Tokyo, Japonya
8.	Mikro BT cihazı	Kontich, Belgium
9.	Spektrofotometre	Minolta, Osaka, Japonya

Tablo 3: Çalışmada kullanılan araçlar

3.1. Bağlanma Dayanımı Testi

3.1.1. Örneklerin Hazırlanması

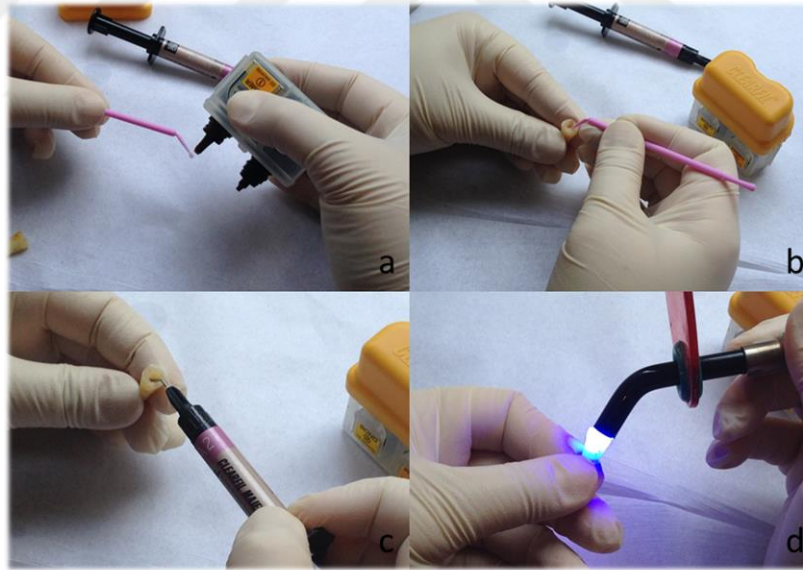
Bu çalışmada kullanılan santral kesici dişler Ege Üniversitesi Tıp Fakóltesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu 14-2/6 numaralı ve 24 Mart 2014 tarihli kararına uygun olarak toplandı (Ek-1). Dişlerin seçiminde boyutların birbirine yakın olmasına dikkat edildi. Boyları 22 ± 1 mm ve mesio distal çapları 9 ± 1 mm olan dişler çalışmaya dahil edildi. Yapılan güç analizi sonuçları göz önüne alınarak her gruptaki örnek sayısının 10 olmasına karar verildi. Üç farklı materyal ve dört farklı siman kullanılarak gerçekleştirilmesi planlanan bağlanma dayanımı testi için 120 adet santral kesici diş toplandı.

Dişlerdeki periodontal dokular scaler ile temizlendi. Dişler çekildikten sonraki 7 gün %0.5lik kloramin solüsyonunda bekletildi. Deney aşamasına kadar distile su içerisinde 5°C 'de en fazla 6 ay bekletildi (ISO 11405). Endodontik giriş kavitelerinin hazırlanmasının ardından pulpa dokusu el aletleri yardımıyla uzaklaştırıldı ve kök kanal boyları tespit edildi. Kök kanal preparasyonları, distile su irrigasyonu ile beraber, nikel-titanyum döner alet yardımıyla (Sybron Endo, Orange, CA) 30 # (0.06) açısında yapıldı. Kök kanalları yıkandı ardından paperpointler (Sybron Endo, Orange, CA) kullanılarak kurutuldu. Tüm dişlerin kök kanalları endodontik sealer (AH Plus,Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) kullanılarak standart olarak 30 numaralı açılı güta perka kon ile (Sybron Endo, Orange, CA) dolduruldu. Seçilen dişler mine-sement birleşim yerinin 2 mm üzerinden su soğutması altında horizontal yönde elmas frez (Brasseler Dental Products,Savannah, Ga) kullanarak aeratör ile kesildi (Resim 5-a,b).Endokron restorasyonunun santral retansiyon kavitesi pulpa odası anatomisine uygun olarak 5mm derinliğinde iç kenarları yuvarlatılarak hazırlandı (Resim 5-c,d).



Resim 5: Dişlerin preparasyonu (a,b: Kronun horizontal yönde kesilmesi, c,d: santral retansiyon kavitesinin açılması)

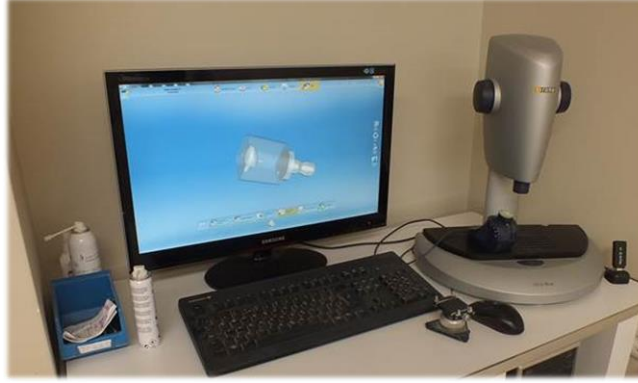
Kanal ağzı, bir self etch adeziv (Clearfil SE Bond-Kuraray Co, Ltd, Osaka, Japan) sistem kullanılarak (Resim 6-a,b) akışkan kompozit (Clearfil Majesty Flow, Kuraray Co, Ltd, Osaka, Japan) ile örtüldü



Resim 6: Kanal ağzlarının akışkan kompozit ile örtülmesi (a,b: self etch adeziv sistemin uygulanması, c: akışkan kompozit uygulanması, d: kompozitin polimerizasyonu)

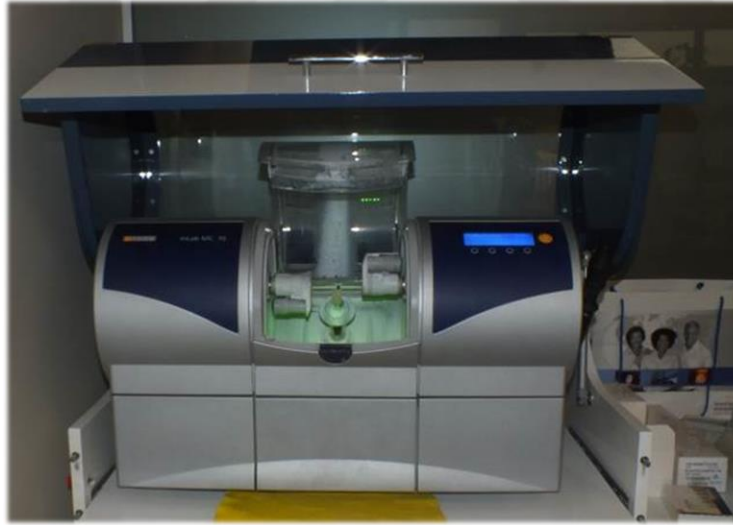
Prepare edilen dişler laboratuvar tarama cihazı ile (Cerec inEos Blue Scanner, Sirona Dental, Bensheim, Germany) tarandı (Resim 7). Elde edilen tarama

görüntüleri 3 farklı materyal kullanılarak elde edilecek endokron restorasyonları için 3 gruba ayrıldı (n:40).



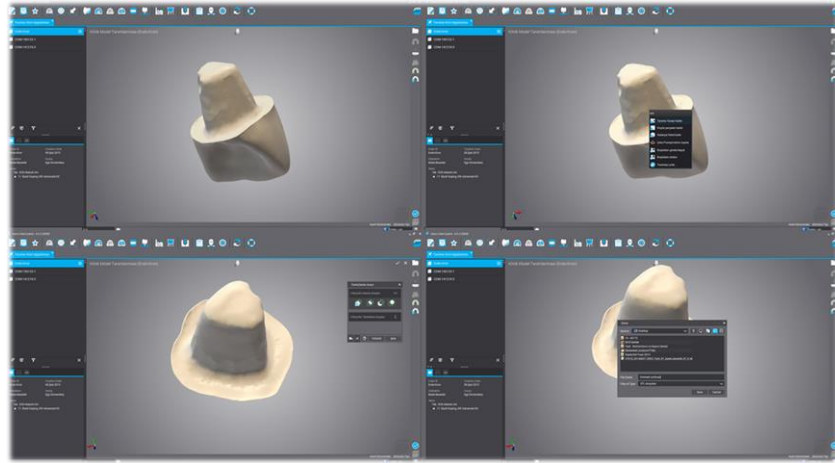
Resim 7: Dişlerin Cerec inEos Blue Scanner ile taranması ve endokron tasarımı yapılması

Her gruptaki her bir dişe endokron tasarımı siman aralığı 80μ , kron yüksekliği 10.5 mm ve genişliği 8.5 mm olacak şekilde yapıldı. Endokron restorasyonları CAD/CAM cihazı ile (inLab MC XL milling machine, Sirona) üretildi (Resim 8).

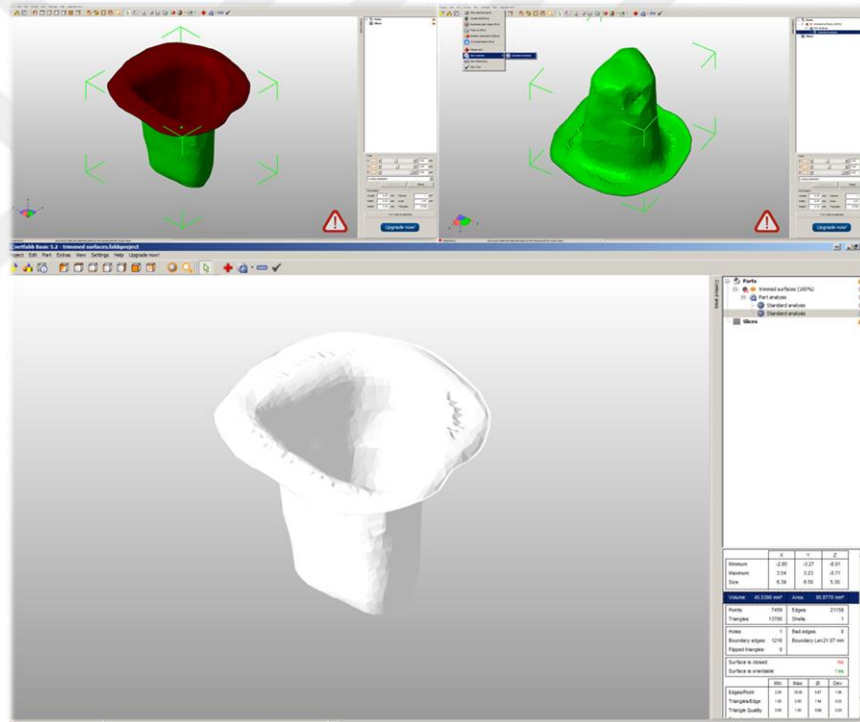


Resim 8: Endokron restorasyonların inLab MC XL milling machine ile üretilmesi

Taranan görüntü üzerinde, DWOS Software (Dental Wings Inc. Montreal, Kanada) programı yardımıyla simantasyon yüzeyi kalacak şekilde düzenleme yapıldı (Resim-9) ve yüzey alanı NetFabb software (Netfabb, Inc) programında hesaplandı (Resim 10).



Resim 9: DWOS Software ile simantasyon alanının düzenlenmesi



Resim 10: NetFabb software ile simantasyon yüzey alanının hesaplanması

Monolitik zirkonya endokronlara sinterizasyon fırınında (Shera Avadent, Scottsdale, Arizona) 1530°C’de 12 saat sinterizasyon işlemi uygulandıktan sonra (Resim 11) tüm örnekler 50 μ çapında Al₂O₃ partikülleri ile 10mm uzaklıkta 10 saniye kumlama yapılarak (Shera Avadent, Scottsdale, Arizona) iç yüzeyleri simantasyona hazırlandı (Resim 12).



Resim 11: Monolitik zirkonya örneklerin sinterizasyonu



Resim 12: Endokronların simantasyon yüzeylerinin kumlanması

3.1.2. Örneklerin Simantasyonu

3 ana gruba ayrılarak 3 farklı materyalden üretilen endokron restorasyonlar 4 siman alt grubuna ayrıldı (n=10). Tüm örneklere simantasyon aşamasından önce yüzeylerdeki artık maddelerin uzaklaştırılması için distile su dolu bir ultrasonik temizleyici (Bandelin Sonorex RK 102, Berlin, Germany) içerisinde 12 dakika ultrasonik temizleme işlemi uygulandı (

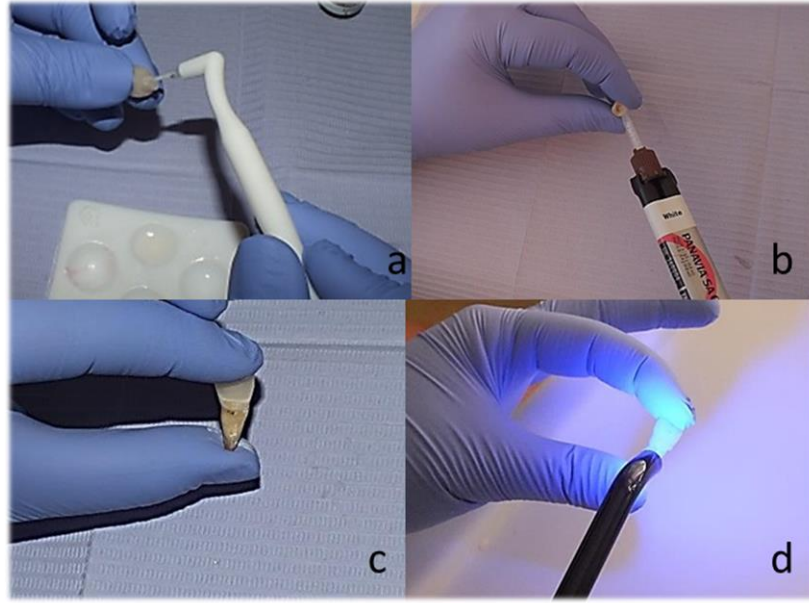
Resim 13).



Resim 13: Örneklerin ultrasonik cihazda temizlenmesi

Panavia SA Cement

- 1) Kumlanan restorasyon yüzeyi ultrasonik temizlemeden sonra kurutuldu.
- 2) Silan bağlama ajanı (Clearfil Ceramic Primer) uygulandı (Resim 14-a).
- 3) Siman pat karışımını, protetik restorasyonunun tüm aderent yüzeylerine ve diş yüzeyine karıştırma ucu kullanılarak, 40 sn içerisinde uygulandı (Resim 14-b).
- 4) Protetik restorasyon diş üzerine yerleştirildi (Resim 14-c).
- 5) Her türlü fazla siman, farklı noktalardan, 2 ila 5 saniye boyunca ışıkla polimerize edildikten sonra protetik restorasyon parmak basıncı altında sabit tutularak bir dental sond (explorer) yardımıyla yarı sertleşmiş siman fazlalıkları uzaklaştırıldı (Resim 14-d).
- 6) Feldspatik seramik ve rezin nano seramik endokron restorasyonlarının tüm yüzey ve kenarları LED polimerizasyon lambası ile 20 sn polimerize edildi. Monolitik zirkon endokron restorasyonları yerleştirdikten sonra siman, kimyasal yolla polimerize olması için 5 dakika parmak basıncı altında beklendi.



Resim 14: Endokronların Panavia SA Cement ile simantasyonu

(a: restorasyona silan bağlama ajanı uygulanması, b: simanın adherent ve diş yüzeylerine uygulanması, c: endokronun diş üzerine yerleştirilmesi, d: 2-5 sn ışıkla polimerize edildikten sonra protetik restorasyon parmak basıncı altında sabit tutularak yarı sertleşmiş siman fazlalıkları uzaklaştırılması)

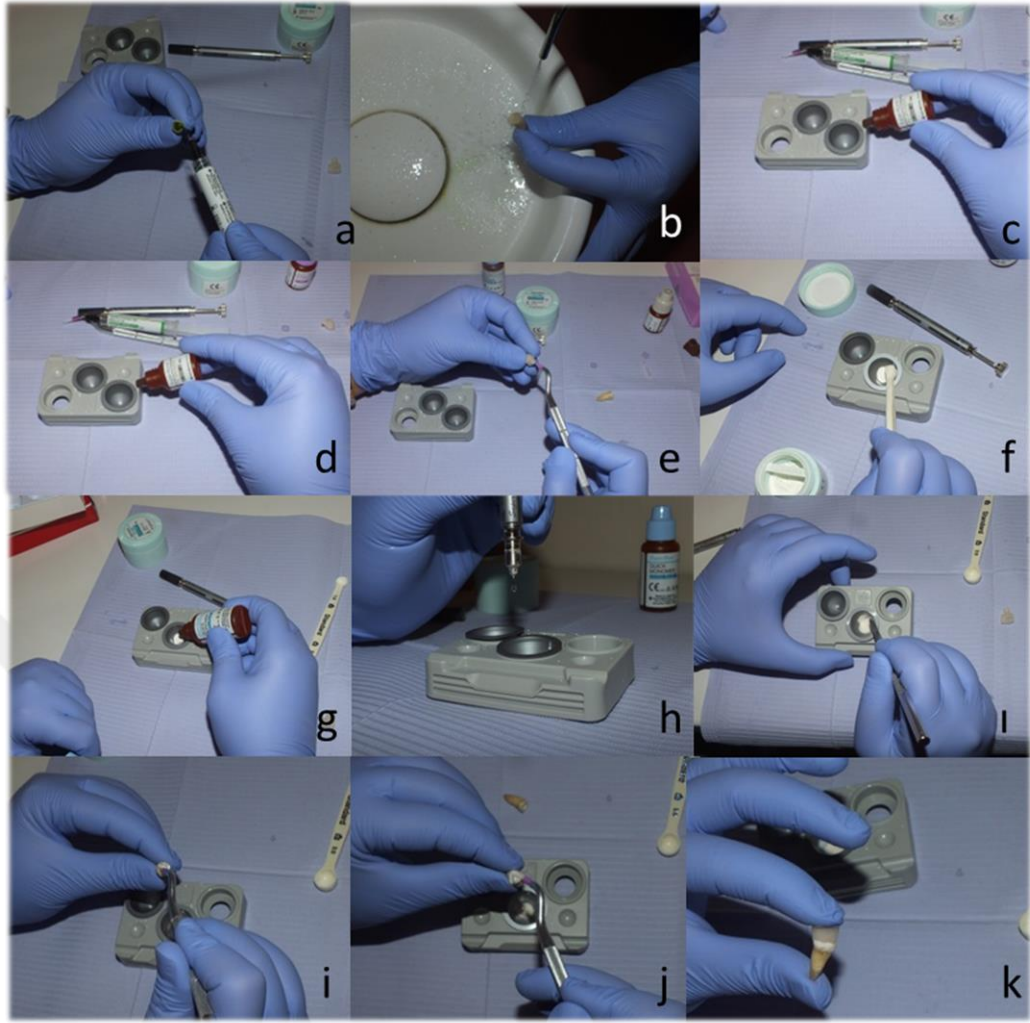
Superbond

1)Dişlerin simantasyon yüzeyleri yeşil asit ile 10 sn asitlendi, 20 sn yıkanarak hava spreyi ile kurutuldu (Resim 15-a,b).

2) Ultrasonik olarak temizlenen restorasyon yüzeylerine seramik primer (Super-Bond Universal Ceramic Primer) uygulandı ve hafifçe kuruldu (Resim 15-c,d,e).

3)Üretici firmanın tavsiyeleri doğrultusunda bulk mix olarak hazırlanan siman dişin içerisinde santral retansiyon kavitesi dolacak şekilde yerleştirildikten sonra restorasyon simante edildi (Resim 15-f,g,h,i,j).

4)Fazla siman artıkları temizlendi ve siman sertleşene kadar 6dk parmak basıncı uygulandı (Resim 15-k).



Resim 15: Endokronların superbond ile simantasyonu

(a,b: diş yüzeyine asit uygulanması ve yıkanması, c,d,e: seramik primerin restorasyon yüzeyine uygulanması, f,g,h,i: bulk mix olarak simanın hazırlanması, j,k: simanın uygulanması ve restorasyonun yerleştirilmesi, parmak basıncı altında tutulması)

Esthetic Cement

1)Aderent yüzeye fosforik asit (K-Etchant Gel) uygulandı ve 5 saniye beklettikten sonra yüzeyi yıkanıp kurutuldu (Resim 16-a,b).

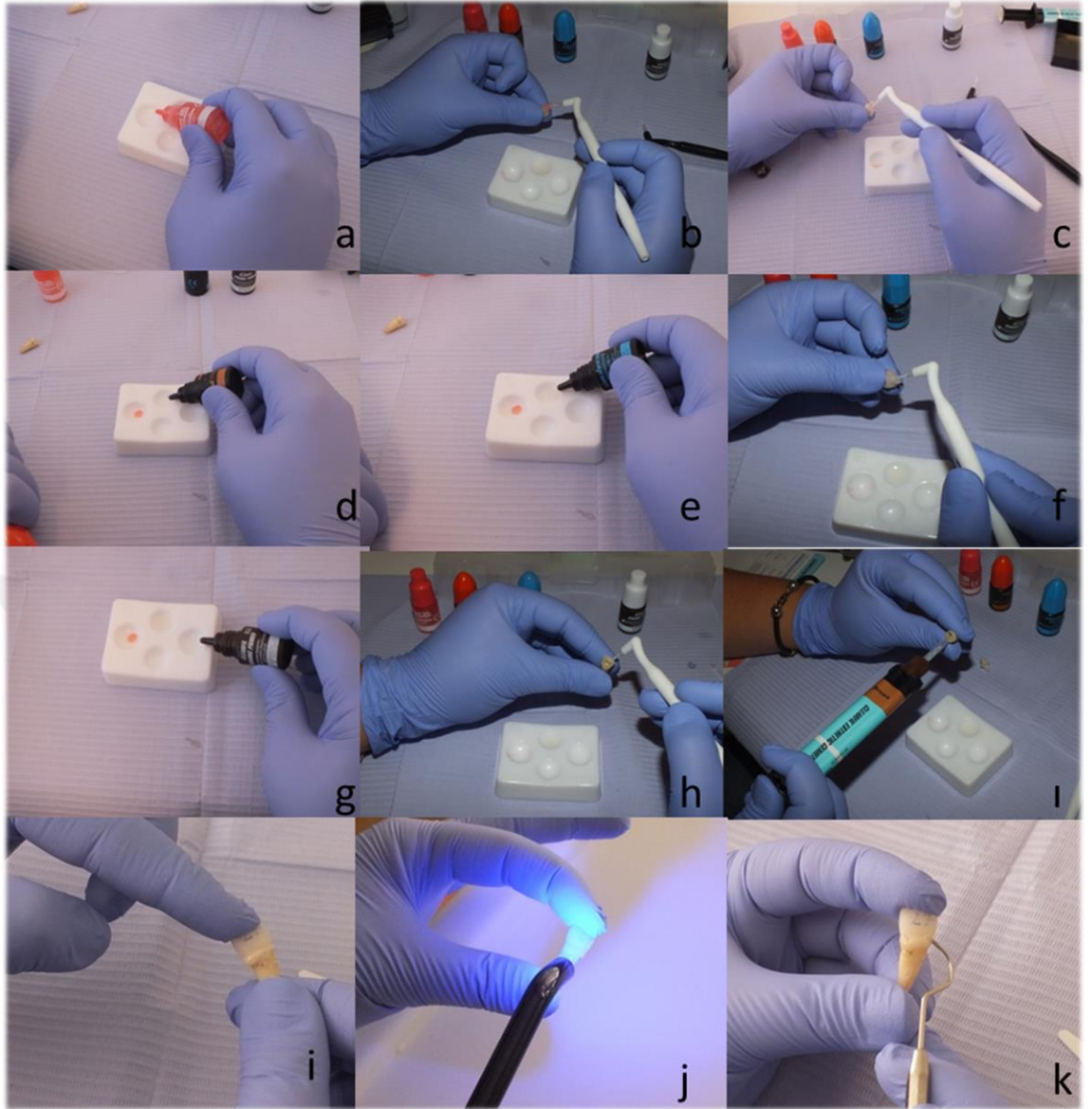
2) Diş yüzeyine eşit miktarda karıştırılan A ve B primer likitleri uygulandı ve 30 sn. bekletildi. Yağ içermeyen hava ile hafifçe kurutuldu (Resim 16-d,e,f).

3) İlgili ürünün kullanma kılavuzu referans alınarak, silan bağlama ajanı (Clearfil Ceramic Primer) uygulandı (Resim 16-g,h).

3)Siman pat karışımı, protetik restorasyonun tüm aderent yüzeylerine ve kavite dahilindeki diş yüzeyine karıştırma ucu kullanılarak 40 sn içerisinde uygulandı (Resim 16-ı).

4)Restorasyon diş üzerine yerleştirildi ve parmak basıncı altında fazla siman, farklı noktalardan, 2 ila 5 saniye boyunca ışıkla polimerize edildi. Dental sond (explorer) yardımıyla yarı sertleşmiş siman fazlalıkları uzaklaştırıldı (Resim 16-i,j,k).

5)Feldspatik seramik ve rezin nano seramik endokron restorasyonlarının tüm yüzey ve kenarları LED polimerizasyon lambası ile 20 sn polimerize edildi. Monolitik zirkon endokron yerleştirdikten sonra siman, kimyasal yolla polimerize olması için 5 dakika parmak basıncı altında beklendi.



Resim 16: Endokronların Esthetic Cement ile simantasyonu

(a,b: Aderent yüzeye fosforik asit uygulanması ve yıkanması, c,d,e,f: primer likitleri uygulanması, g,h: silan bağlama ajanı uygulanması, i,i: simanın uygulanması ve restorasyonun yerleştirilmesi, j,k: fazla siman ışıqla polimerize edilmesi ve yarı sertleşmiş siman fazlalıkları uzaklaştırılması)

Variolink II

1)Dişin simantasyon yüzeyi yıkanıp kurutulduktan sonra %37'lik ortofosforik asit (3M ESPE, St. Paul, USA) ile 15 sn asitlendi, 30 sn yıkanarak hava spreysi ile kurutuldu (Resim 17-a).

2)Primer (Syntac Primer) uygulanarak 15 sn beklendikten sonra hava spreysi ile hafifçe kurultuldu (Resim 17-b).

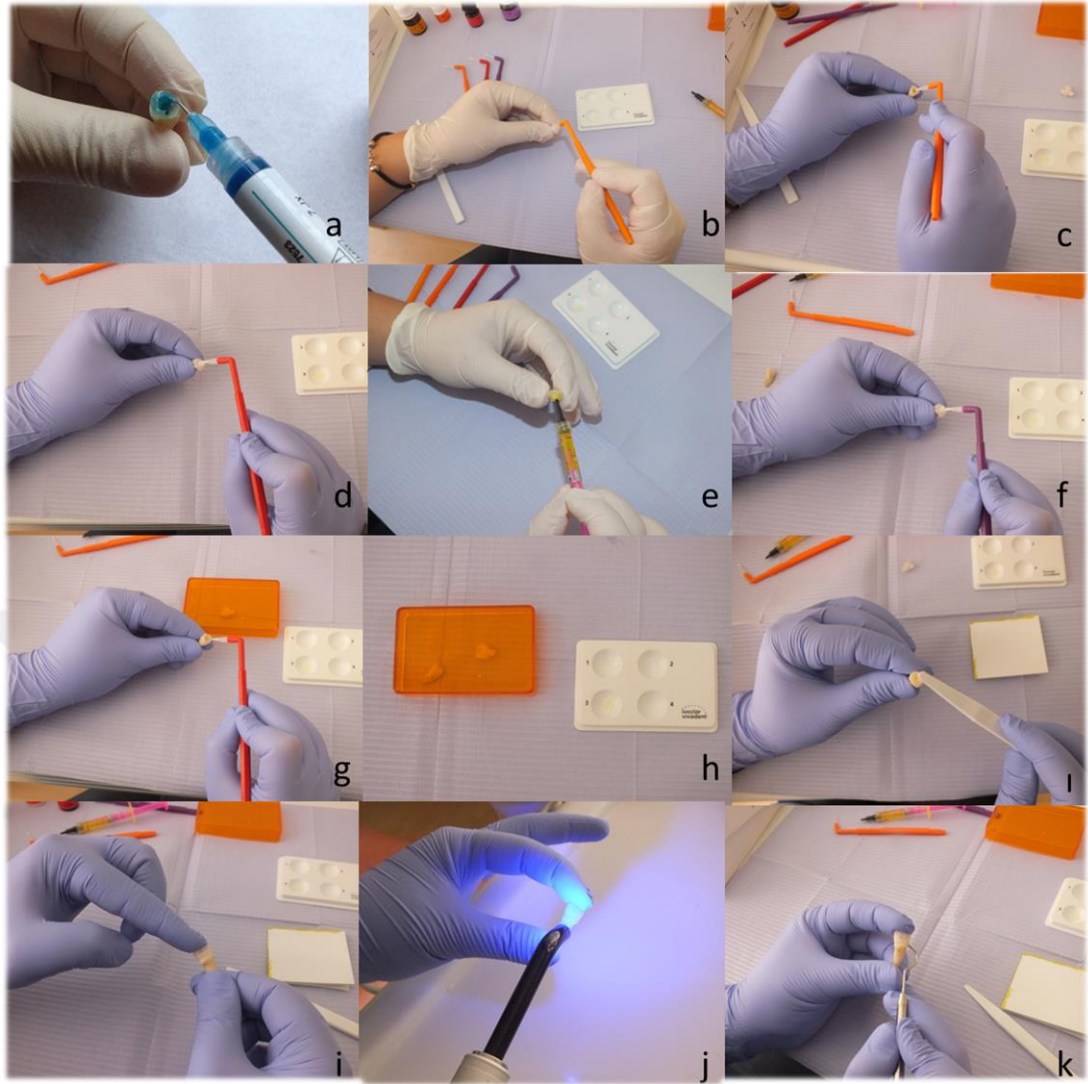
3)Adeziv (Syntac Adhesive) uygulanıp 10 sn beklendikten sonra hava spreysi ile hafifçe adezivin yüzeye yayılması sağlandı (Resim 17-c).

4)Bond ajanı (Heliobond) uygulanıp ışık ile polimerize olmasını engelleyecek şekilde ışık geçirmeyen ortamda muhafaza edildi (Resim 17-d,h)

5)Restorasyon yüzeyi ultrasonik temizlemeden sonra 90 sn %9'luk hidroflorik asit (Ultradent® Porcelain etch, Utah, US) uygulanarak 60 sn basınçlı su ile yıkanarak hava ile kurutuldu (Resim 17-e).

6)Silan (Monobond-S) uygulanarak 60 sn bekletildikten sonra nazıkçe hava ile kurutuldu ve bond ajanı (Heliobond) uygulanarak ışık geçirmeyen ortamda muhafaza edildi. Rezin siman eşit miktarda baz ve katalizör ile karıştırıldı ve dişin içerisinde santral retansiyon kavitesi dolacak şekilde yerleştirildikten sonra endokron simante edildi (Resim 17-f,g,i,i).

7)Fazla olan siman temizlenerek tüm yüzeylerden toplam 30 sn ışınlandı (Resim 17-j,k).



Resim 17: Endokronların Variolink II ile simantasyonu

(a: diş yüzeyine ortofosforik asit uygulanması, b: primer uygulanması, c: adeziv uygulanması, d: bond ajanı uygulanması e: Restoratif yüzeyinin hidroflorik asit ile asitlenmesi Silan ve bond ajanı uygulanarak f,g,h: ışık geçirmeyen ortamda muhafaza edilmesi, i,i: simanın dişe uygulanması ve endokronun yerleştirilmesi, j,k: fazla olan simanın temizlenerek tüm yüzeylerden ışınlaması)

Simante edilen her bir örnek numaralandırıldı. Her örneğin üretildiği materyal ve simante edildiği siman kaydedildi.

Çekme testi düzeneği hazırlanmadan önce, 24 saat 37⁰C’ distile suda bekletilen örnekler 5-55 ⁰C aralığında 5000 devir ısı döngü işlemi ile yaşlandırma (SD Mechatronik,Feldkirchen-Westerham, Germany) yapılmıştır (Resim 18).

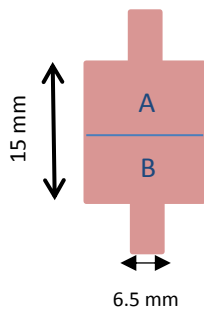


Resim 18: Örneklerin ısı döngü işlemi ile yaşlandırılması

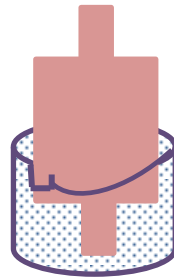
3.1.3.. Bağlanma dayanımı testi için düzeneğe hazırlanması

Düzeneğin dublikatının hazırlanması için şekil 1’de görüldüğü gibi mum modelaj hazırlandı. Dublikatın elde edilmesi sırasında ölçü maddesinin deforme olmasını engellemek amacıyla silindirik şekilde plastik destek kullanıldı. İki parça olan desteğin kenarlarına aksın bozulmasını engellemek amacıyla anahtar kilit ilişkisi oluşturacak şekilde yuva hazırlandı. Destek içerisine medium body ölçü maddesi yerleştirildi ve mum şablonun yarısı (B parçası) ölçü maddesi içerisine gömüldü (Şekil 2).

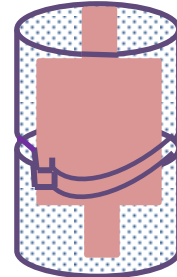
İki parçanın birbirinden ayrılabilmesi için B parçasının bulunduğu ölçü maddesinin yüzeyine vazelin sürüldü. Ardından ikinci parça (A parçası) destek içerisine ölçü maddesi yerleştirilerek B parçası üzerine anahtar kilit ilişkisi sağlanarak yerleştirildi. (Şekil 3).



Şekil 3: Örnek düzeneği şablonunun hazırlanması



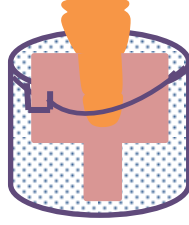
Şekil 2: Örnek düzeneği şablonunun B parçasının ölçüye gömülmesi



Şekil 1: Örnek düzeneği şablonunun A parçasının ölçüye gömülmesi



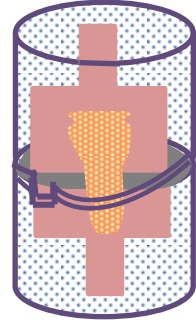
Şekil 7: Retansiyon olukları açılmış diş-endokron örneği



Şekil 6: Dişin akrile gömülmesi

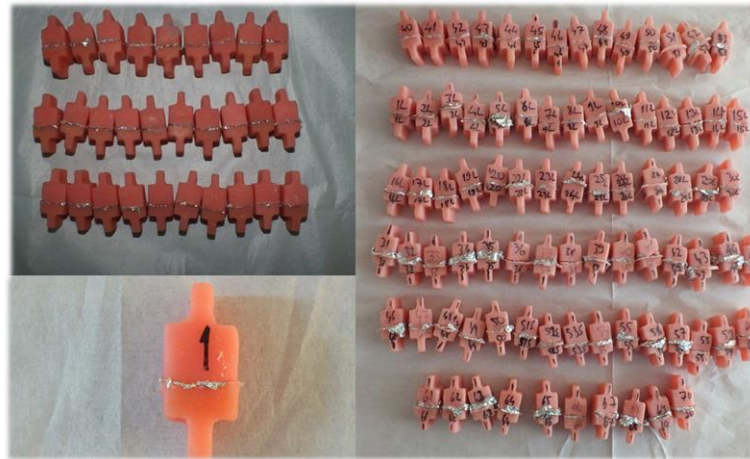


Şekil 5: Düzenegın B parçasının A parçasından izolasyonu



Şekil 4: Endokronun akrile gömülmesi

Akril içerisine yerleştirilecek olan örneklerin bağlanma dayanımı testi sırasında akril içerisinden ayrılmasını engellemek amacıyla endokrona ve dişin kök yüzeyine retansiyon olukları su soğutması altında elmas frez (Brasseler Dental Products, Savannah, Ga) kullanarak aeretör ile açıldı (Şekil 4). Dişin kökü, B parçası içerisine konulan otopolimerizan akrile (Imicryl, Konya, Turkey) örneğin uzun aksı horizontal düzleme dik olacak şekilde gömüldü (Şekil 5). B parçasının üst yüzeyine yalıtımı sağlamak için 2 kat aliminyum folyo dişin etrafında boşluk kalmayacak şekilde yerleştirildi (Şekil 6). A parçası içerisine otopolimerizan akril konularak B parçası, A parçası üzerine anahtar kilit ilişkisi bozulmayacak şekilde yerleştirildi (Şekil 7). Örnekler gruplarına göre numaralandırıldı (Resim 19).

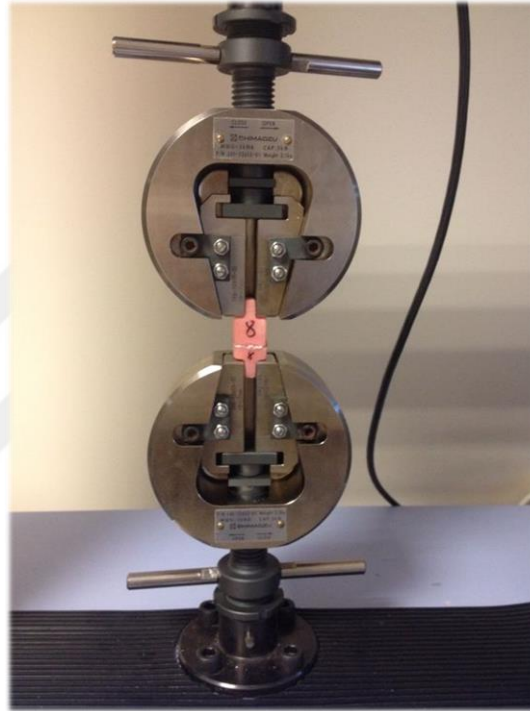


Resim 19: Çekme testi düzeneğine göre hazırlanan örnekler

Hazırlanan örnekler distile su içerisinde bekletildi. Universal test cihazına yerleştirilen (0.5 mm/min) örneklere bağlanma dayanımı testi yapıldı (

Resim 20) ve elde edilen değerler kaydedildi.

Newton cinsinden kaydedilen değerler her bir dişin mm^2 cinsinden elde edilen yüzey alanına bölünerek MPa cinsinde bağlanma dayanımı testi sonuçları elde edildi. Bağlanma dayanımı testi değerlerinin, two-way anova yöntemi ile istatistiksel analizleri yapıldı (Stata/MP11).



Resim 20: Universal test cihazı ile çekme testinin yapılması

Bağlanma dayanımı testi sonrası ışık mikroskobu (10X, Leica, Wetzlar, Germany) (Resim 21) ile incelenen kırık yüzeylerinin dağılımları, Fisher Exact test yöntemi ile istatistiksel olarak analiz edildi (Stata/MP11).



Resim 21: Işık Mikrokobu ile örneklerin incelenmesi

Farklı başarısızlık tiplerinden birer örnek alınarak SEM cihazında değerlendirildi. Örnekler alkol (Aromas, İzmir) serisinden geçirilerek dehidrate edildi. 30'ar dakika süre ile %25, %50, %75, %90'lık alkolde bırakılan örnekler son olarak saf alkolde bir gece boyunca bekletildi. Dehidrate edilmiş örnekler pirinç taşıyıcılar üzerine yapıştırıldı ve örnekler kurutma amacıyla, fosfor pentoksit içeren desikatörde 6 gün bekletildi. Kurutma sonrası vakum altında yaklaşık 200 Å altınla kaplanan örnekler (Resim 22) JSM-5200 (JEOL, Tokyo, Japonya) taramalı elektron mikroskobu ile incelendi (Resim 23). Dijital fotoğraflar Semafore sistemi (JEOL, Tokyo, Japonya) ile çekildi.



Resim 22: Altınla kaplanan örnekler



Resim 23:JSM-5200 (JEOL, Tokyo, Japonya) taramalı elektron mikroskobu

3.2. Sonlu Elemanlar Analizi

Bu çalışmada maxiller santral dişi içeren matematiksel modellerde farklı materyallerden elde edilen endokron restorasyonlar simüle edilerek, fonksiyonel yükler altında diş dokusu ve restorasyonda oluşan stresler analiz edilmiştir. Modelleme yapılırken kanal tedavisi yapılan ve endokron ile restore edilen maksiller santral diş kullanıldı (Resim 24).

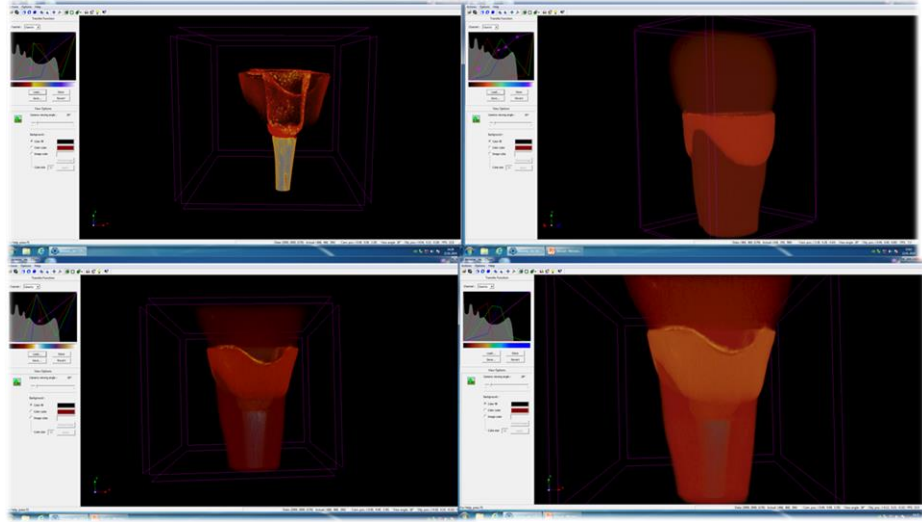


Resim 24: SEA modellemesinde kullanılması için hazırlanan örnek

Çalışmanın başlangıç aşamasında örneğin modelinin oluşturulmasında 3 boyutlu SEA metodu ve SolidWorks 2009 yapısal analiz programı (SolidWorks Corp., Concord, MA, USA) kullanıldı. Üst santral keser diş örneği SkyScan 1174 compact Micro CT (Kontich, Belgium) cihazı (Resim 25) ile elde edilen DICOM (Digital Imaging and Commumation in Medicine) uyumlu görüntüler TIF (Tagged Image File) formatında kaydedildi. Görüntüler NRecon volumetrik rekonstrüksiyon yazılımı (v1.4.4. SkyScan, Kontich, Belgium) kullanılarak yaklaşık 700-750 kesit oluşturacak şekilde rekonstükte edildi. Kesit görüntüleri BMP (Bit Map Picture) formatında kaydedildi. Üç boyutlu modelleme için 600 kesit görüntüsü MIMICS 10.01 (Materialise's Interactive Medical image Control System, Materialise BV, Leuven, Belgium) yazılımına aktarıldı (Resim 26).



Resim 25: SkyScan 1174 compact Micro CT cihazı



Resim 26:Micro CT görüntüleri

Örnek görüntülerinde bulunan restoratif materyallerinin ve diş dokularının ayrıştırılarak (Segmentation) farklı renklerle gösterildiği 3 boyutlu bir model oluşturuldu. Bu amaçla programda yer alan Thresholding (çalışma aralığının tespiti) özelliği kullanılarak her bir yapının minimum ve maksimum yoğunluk değerleri tespit edildi. Elde edilen görüntü üzerinde Region Growing (Bölge Geliştirme) özelliği ile yakın yoğunluk değerlerine sahip komşu vokseller otomatik olarak program tarafından diğerlerinden ayrıldı ve üst üste gelen kesit görüntülerinde birbirleriyle eşleştirildi. Bu şekilde örnekte yer alan her bir yapının üç boyutlu modeli program tarafından oluşturuldu. Elde edilen üç boyutlu görüntüler STL formatında kaydedildi ve SolidWorks programına aktarıldı. Üç farklı materyalden üç ayrı kanal tedavisi uygulanmış endokron ile restore edilen santral keser diş modeli oluşturuldu. Kullanılan materyaller;

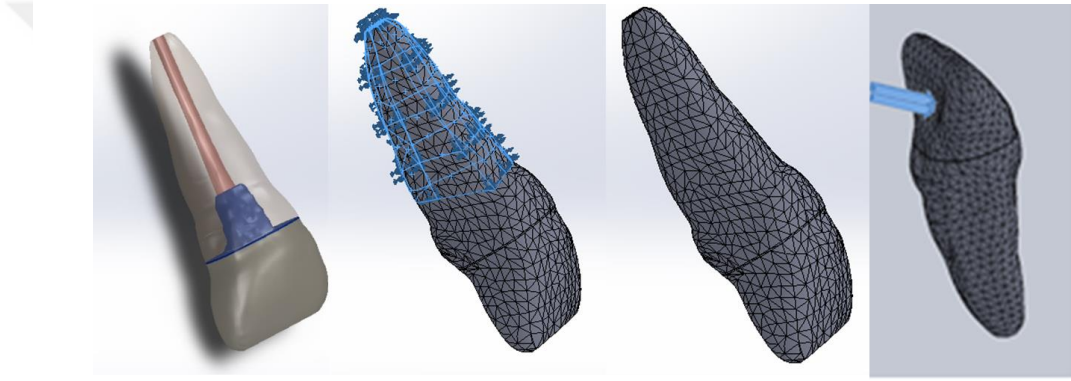
- 1) Feldspatik porselen (Cerec Blocks-Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany)
- 2) Monolitik zirkon (TZI-Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany)
- 3) Resin nano seramik (Lava Ultimate-3M ESPE Dental Products, St. Paul, MN) materyalleridir.

Çalışmada kullanılan materyaller homojen ve izotropik kabul edildi.

Izotropik materyallerin elastiklik özellikleri (Young's modulus(E)) tablo 4'te gösterilmiştir.

MATERYAL	YOUNG MODÜLÜ (GPa)
Feldspatik seramik (Sirona Cerec Blocks)	45 +/- 0.5
Monolitik zirkon (Sirona TZI blocks)	210
Rezin nano seramik (3M Lava Ultimate)	12.77

Tablo 4: Çalışmada kullanılan materyallerin elastiklik özellikleri



Resim 27: Geometrik ve matematiksel modellerin oluşturulması

Herbir matematiksel model 19215 nod ve 13062 tetrahedral solid eleman içermektedir. Dişin uzun aksına 135^0 açıyla kronun palatinal yüzeyine 300N değerinde kuvvet uygulandı. Kökün dış yüzeyindeki nodlar stress dağılımını hesaplayabilmek için tüm yönlerde sabit kabul edildi. Sonlu elemanlar modeli SolidWorks yazılım programı ile oluşturuldu ve CosmosWork yazılım programı ile analizi yapıp SolidWorks programına entegre edildi (Resim 27). Basma kuvvetleri uygulanarak elde edilen sayısal veriler renk grafiklerine transfer edildi.

3.3. Renk Analizi

Bu çalışmada farklı materyallerin farklı solüsyonlardaki renk değişimleri ölçüldü. Monolitik zirkon, feldspatik seramik ve rezin nano seramik CAD/CAM bloklardan 15 mm çapında 1 mm kalınlığında disk şeklinde örnekler (ISO #7491:2000.5) hazırlandı. Bloklar öncelikle 15 mm boyutlarında kare şeklinde elmas

disk ile su soğutması altında (Isomed Low Speed Saw, Buehler, Ltd., Lake Bluff, IL) bölündü ve 1 mm kalınlığında olacak şekilde kesildi. Yarı değerli taş endüstrisinde kullanılan cihazlar ile köşeleri yuvarlatılarak disk şekline getirildi (Resim 28).



Resim 28: Renk analizi örnekleri

Monolitik zirkonya örnekler renklendirici solüsyonda (Whitepeaks Copran; Whitepeaks Dental Systems) 15 sn bekletildikten sonra (Resim 29), sinterizasyon fırınında 12 saat 1350 °C’de (Shera Avadent, Scottsdale, Arizona) sinterize edildi.

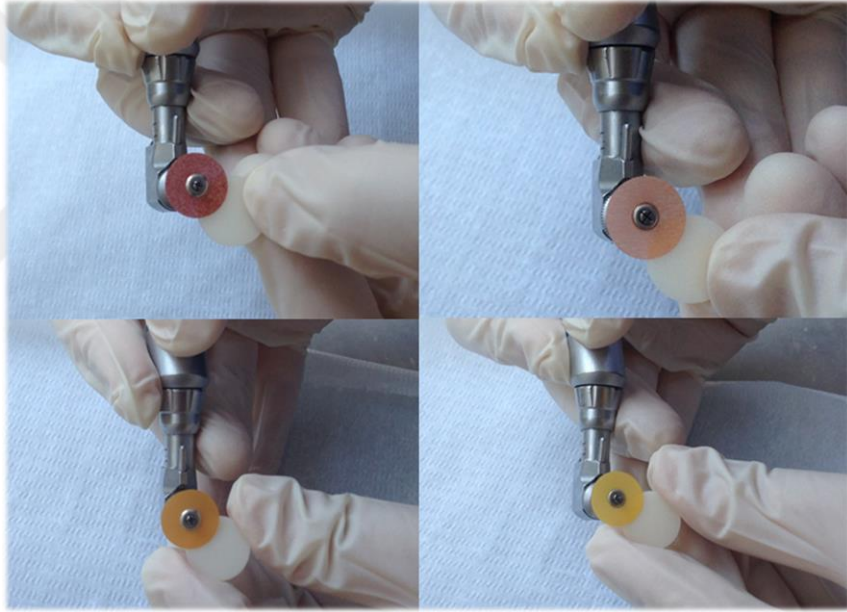


Resim 29: Monolitik zirkonya örneklerin renklendirilmesi

Üretici firmanın tavsiyeleri doğrultusunda monolitik zirkon ve feldspatik seramik materyallerinden hazırlanan disk şeklindeki örneklerin tüm yüzeylerine mekanik polisaj yapılması sonrasında birer yüzeylerine üretici firmanın tavsiyeleri doğrultusunda glazür (IPS e.max® Ceram Glaze powder Lot H24056, Ivoclar Vivadent AG) uygulandı (Resim 19). Rezin nano seramik materyalinden hazırlanan örneklere polisaj diskleri (3M ESPE Dental Products, St. Paul, MN) ile en kalın grenliden en ince grenli olana doğru mekanik polisaj yapıldı (Resim 30).

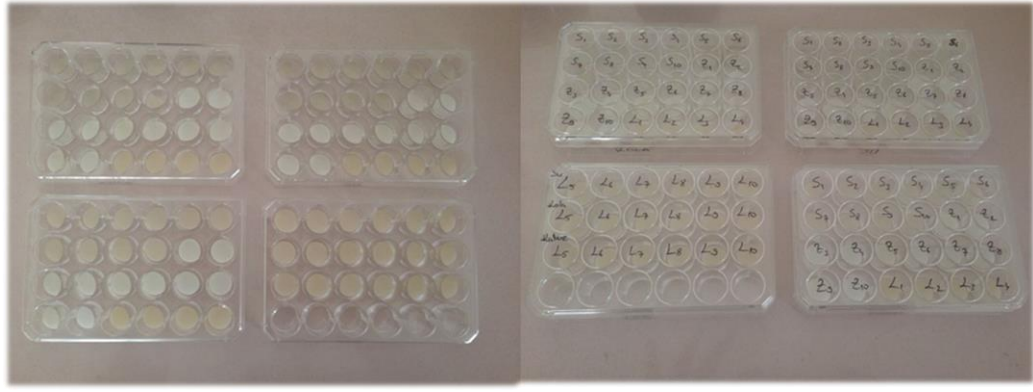


Resim 30: Renk analizi örneklerine IPS e.max® Ceram Glaze ile glazür uygulanması



Resim 31: RNS örneklere 3M ESPE polisaj diskleri ile polisaj yapılması

Örnekler yıkandı, kurulandı ve gruplandırılarak başlangıç renk ölçümü için hazır hale getirildi (Resim 31). Başlangıç ölçümleri CIElab renk sistemini kullanan spektrofotometre (CM-512M3, Minolta, Osaka, Japan) ile L^* a^* b^* değerleri ölçüldü ve kaydedildi.



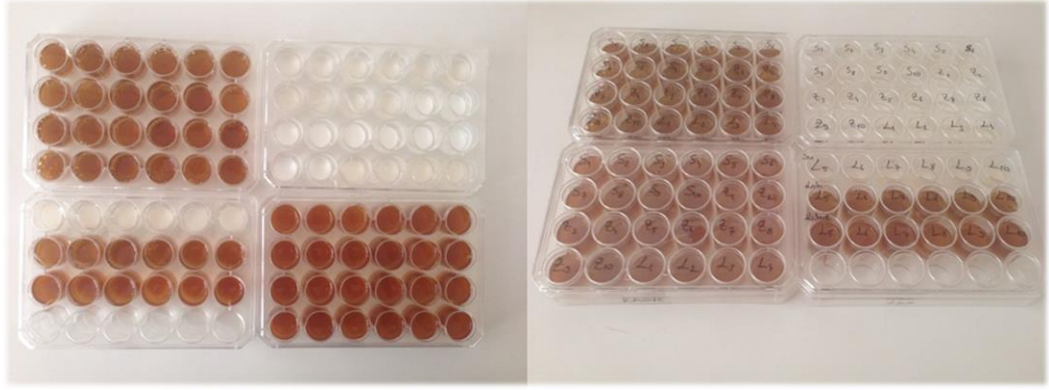
Resim 32: Renk ölçümü öncesi örneklerin gruplandırılması

Solüsyonun örneklerin tüm yüzeyine temas etmesini sağlayabilmek için bekletildikleri kabın tabanına diş ipi konuldu (Resim 32).



Resim 33: Örneklerin bekletileceği kabın tabanına diş ipi konulması

Örnekler kola (Coca Cola Co.), kahve (25 gr kahve/250 ml su- Starbucks Coffee Co.) ve kontrol grubu olarak su içerisinde 37⁰C' de bekletildi (Resim 33). 7. ,14. ve 30. günlerde örnekler yıkanıp kurulandı ve her bir örneğe ait spektrofotometre ile yapılan ölçümler kaydedildi (Resim 34). Örneklerdeki renk farkı $\Delta E = \sqrt{\Delta L^2 + \Delta a^2 + \Delta b^2}$ formülü ile hesaplandı.



Resim 34: Renk örneklerinin solüsyonlarda bekletilmesi



Resim 35: Renk örneklerinin ölçümlerinin CM-512M3, Minolta spektrofotometre ile yapılması

Two-way ANOVA ile materyal-solüsyon interaksyonu analiz edildi. Bunun üzerine, post-hoc Tukey testi ile her materyalde solüsyonları ve her solüsyonda materyaller karşılaştırıldı (Stata/MP11).

5. BULGULAR

4.1. Çekme Testi Bulguları

	S		Z		RNS	
	Ort. Değer (MPa)	Std. Sapma	Ort. Değer (MPa)	Std. Sapma	Ort. Değer (MPa)	Std. Sapma
SA	3.98	1.39	4,06	1.89	2.98*	1.11
SB	4.62	0.89	5.85*	1.40	5.35	0.95
ES	4.35	1.23	3.52*	1.07	4.90	1.46
V	3.40	1.79	4.32	1.74	5.05	1.47

*p<0.05

Tablo 5: ÇBDD istatistiksel analiz sonuçlarının materyal ve siman gruplarına göre dağılımı

Ortalama ÇBDD (çekme bağ dayanımı değerleri) siman gruplarından bağımsız incelendiğinde; monolitik zirkon grubu ($5,86\pm1,4$) materyal grupları içinde en yüksek bağlanma değerine sahip, RNS grubu ($2,98\pm1,12$) ise en düşük bağlanma değerine sahip materyal grubu olarak bulunmuştur. Ancak materyal grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Ortalama ÇBDD materyal gruplarından bağımsız incelendiğinde; SB siman grubu ($5,85\pm1,40$) en yüksek bağlanma dayanımı değerine, SA ($2,98\pm1,11$) siman grubu ise en düşük bağlanma dayanımı değerine sahip siman grubu olarak bulunmuştur.

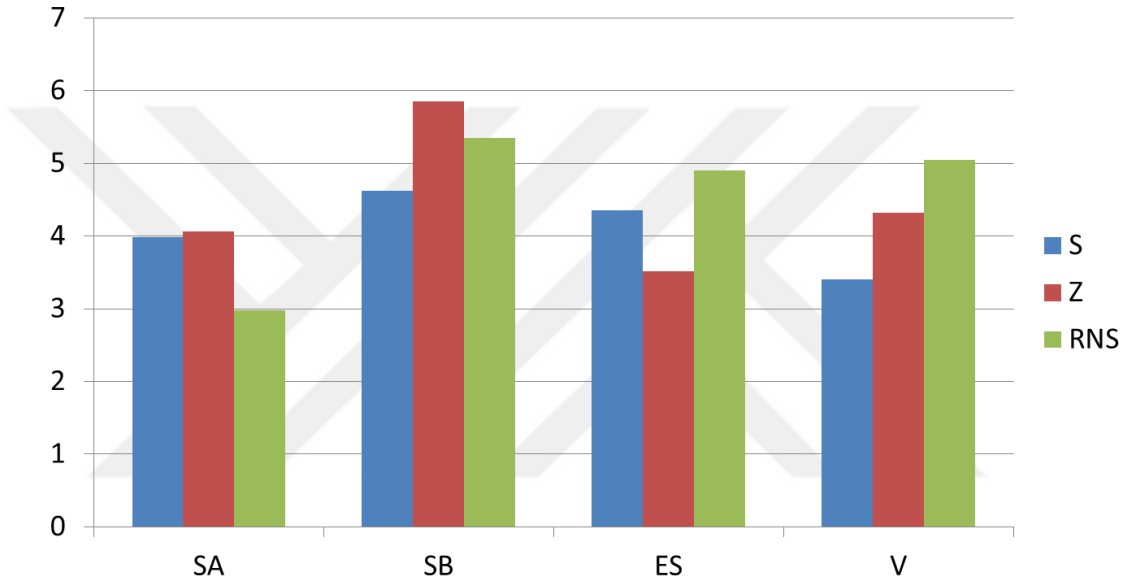
Çalışmamızda kullanılan materyal grupları incelendiğinde;

S materyali grubunda en yüksek bağlanma değeri SB siman grubunda ($4,62\pm0,89$) görülmekteyken en düşük bağlanma değeri V siman grubunda ($3,40\pm1,79$) görülmektedir. S materyal grubunda siman grupları arasında anlamlı fark görülmemektedir ($p=0.25$).

Z materyal grubunda en yüksek bağlanma dayanımı SB siman grubunda ($5,85\pm1,40$) iken en düşük bağlanma dayanımı değeri ES siman grubunda ($3,52\pm1,07$)

bulunmaktadır ve SB ile ES siman grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ($p=0,01$).

RNS materyal grubunda en yüksek bağlanma dayanımı SB siman grubunda ($5,35\pm0,95$) görülmektedir. En düşük bağlanma dayanımı değeri SA grubunda ($2,98\pm1,11$) bulunmaktadır ve diğer siman gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derece fark vardır ($p<0,05$). SB ($5,35\pm0,95$), ES ($4,90\pm1,46$) ve V ($5,05\pm1,47$) grupları arasında anlamlı bir fark bulunmamaktadır. ($p>0,05$).



Grafik 1: Materyal ve siman gruplarının ÇBDD değerleri

Çalışmamızda kullanılan siman grupları değerlendirildiğinde;

SA siman grubunda en yüksek değer RNS grubunda, en düşük değer ise S grubunda bulunmaktadır ve materyal grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p=0,219$).

SB siman grubunda en yüksek değer Z grubunda ($5,85\pm1,40$), en düşük değer ise S grubunda ($4,62\pm0,89$) bulunmaktadır. Materyal grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamakla birlikte Z ve S materyal grupları arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlılık sınırına yakındır ($p=0,06$).

ES siman grubunda en yüksek değer RNS ($4,90\pm1,46$) grubunda, en düşük değer

ise Z grubunda ($3,52 \pm 1,07$) görülmektedir. Materyal grupları arasında anlamlı farklılık olmamakla birlikte Z ve RNS materyal grupları arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlılık sınırına yakındır ($p=0.05$).

V siman grubunda en yüksek değer RNS grubunda ($5,05 \pm 1,47$), en düşük değer ise S grubunda ($3,40 \pm 1,79$) bulunmaktadır. Materyaller arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. ($p=0.1$).

4.2. Işık Mikroskobu ve SEM Bulguları (Başarısızlık Tiplerinin Dağılımı)

Bağlanma dayanımı testi sonrası birbirinden ayrılan örneklerin kırık yüzeylerinin ışık mikroskobu (10X, Leica, Wetzlar, Germany) kullanılarak incelenmesi sonucu belirlenen kırık tiplerinin dağılımı Tablo 4’te gösterilmiştir.

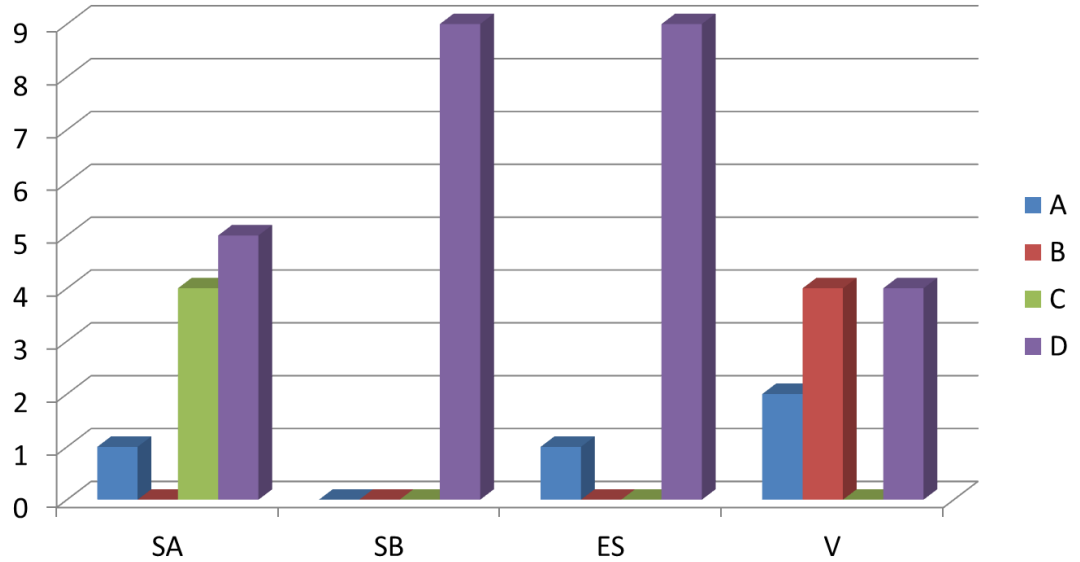
Çekme testi başarısızlıkları 4 grup altında incelenmiştir.

A.Diş-siman (adeziv) bağlanma başarısızlığı

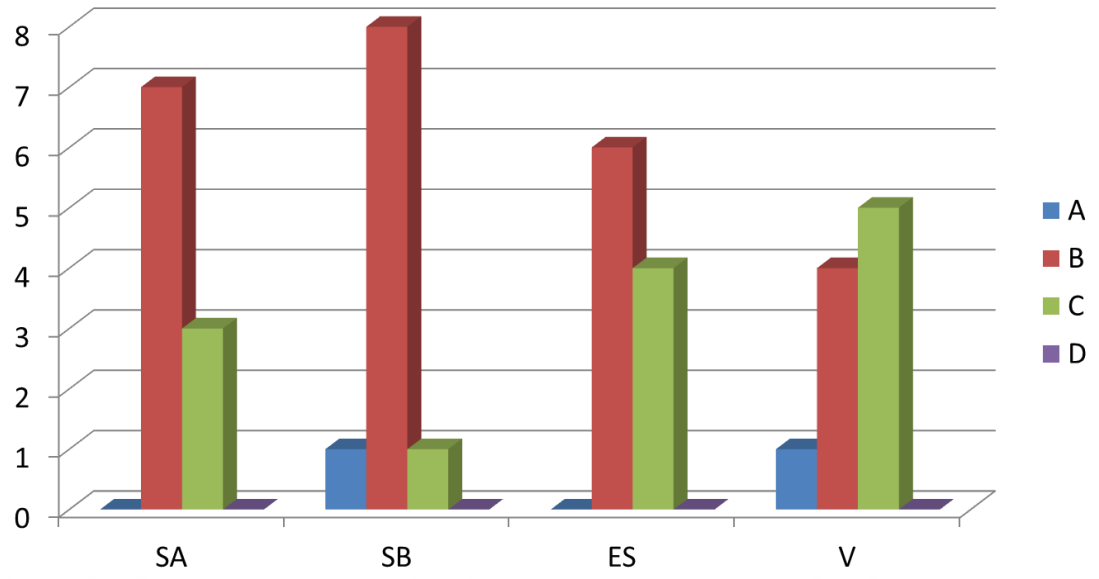
B.Kombine (mix) başarısızlık

C.Restorasyon-siman (adeziv) bağlanma başarısızlığı

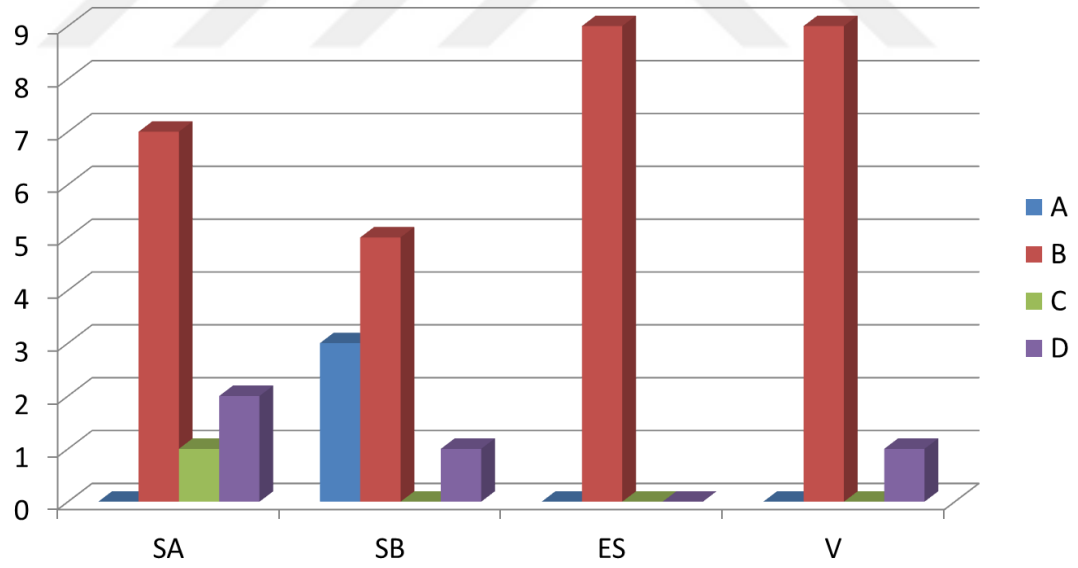
D.Restorasyon kırığı



Grafik 2: Seramik grubu başarısızlık tipleri dağılımı



Grafik 3: Monolitik zirkonya grubu başarısızlık tipleri dağılımı



Grafik 4: Rezin nano seramik grubu başarısızlık tipleri dağılımı

Material	Siman	Total	SA	SB	ES	V	
S	Başarısızlık tipleri	A	1	0	1	2	4
			%10,0	%0,0	%10,0	%20,0	%10,3
		B	0	0	0	4	4
			%0,0	%0,0	%0,0	%40,0	%10,3
		C	4		0	0	4
			%40,0	%0,0	%0,0	%0,0	%10,3
		D	5	9	9	4	27
			%50,0	%100,0	%90,0	%40,0	%69,2
		Total	9	10	10	39	
			%100,0	%100,0	%100,0	%100,0	%100,0
Z	Başarısızlık tipleri	A	0	1	0	1	2
			%0,0	%10,0	%0,0	%10,0	%5,0
		B	7	8	6	4	25
			%70,0	%80,0	%60,0	%40,0	%62,5
		C	3	1	4	5	13
			%30,0	%10,0	%40,0	%50,0	%32,5
		Total	10	10	10	40	
			100,0	100,0	100,0	100,0	%100,0
		RNS	0	3	0	0	3
			%0,0	%33,3	%0,0	%0,0	%7,7
RNS	Başarısızlık tipleri	B	7	5	7	9	28
			%70,0	%55,6	%70,0	%90,0	%71,8
		C	1	0	0	0	1
			%10,0	%0,0	%0,0	%0,0	%2,6
		D	2	1	3	1	7
			%20,0	%11,1	%30,0	%10,0	%17,9
		Total	9	10	10	39	
			%100,0	%100,0	%100,0	%100,0	%100,0

Tablo 6: Örneklerin kırık yüzeylerinin ışık mikroskobu kullanılarak incelenmesi sonucu belirlenen başarısızlık tiplerinin restorasyon materyalleri esas alındığında dağılımı

Çekme testi sonrası kırık tipleri dağılımı materyaller açısından esas alındığında;

S materyal grubunda siman alt gruplarındaki başarısızlık tiplerinin dağılımı incelendiğinde, SB ve ES gruplarında D tipi başarısızlık oranı (9/10, 9/10) SA ve V gruplarından (5/10, 4/10) anlamlı derecede fazladır ($p<0,05$). Diğer başarısızlık tipleri arasında anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Z ($p=0,363$) ve RNS ($p=0,180$) materyal gruplarındaki başarısızlık tiplerinin, siman gruplarına dağılımı arasında anlamlı farklılıklar bulunmamıştır.

Çalışmamızda kullanılan siman grupları esas alınarak başarısızlık tipleri değerlendirildiğinde;

SA siman grubunda Z ve RNS materyallerinde B tipi başarısızlık görülme oranları (7/10,7/10) S grubundan (0/10) anlamlı derecede fazladır ($p<0,001$). Diğer kırık tiplerinin materyallere dağılımı ise benzerdir.

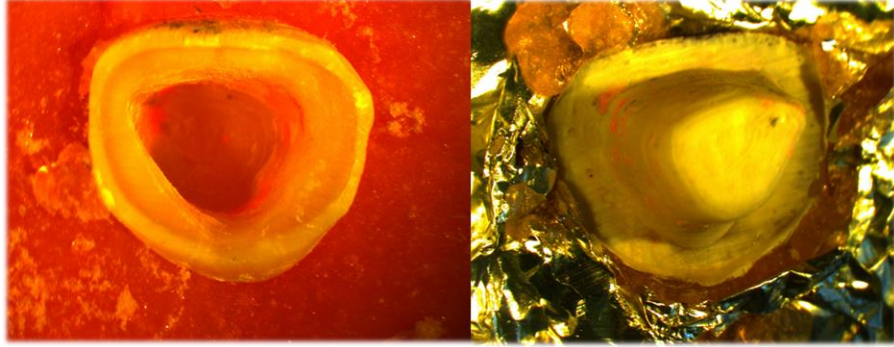
SB siman grubunda S materyalinde D tipi başarısızlık görülme oranı (9/10) diğer materyallerden anlamlı derecede fazladır ($p<0,001$). Z ve RNS materyalleri gruplarında ise B tipi başarısızlık görülme oranları (8/10,5/9) S grubundan (0/9) anlamlı derecede fazladır ($p<0,001$).

ES siman grubunda, S materyalinde D tipi başarısızlık görülme oranı (9/9) diğer materyal gruplarından anlamlı derecede fazladır ($p<0,001$). Z ve RNS materyallerinde ise B tipi başarısızlık görülme oranları (6/10,7/10) S grubundan (0/10) anlamlı derecede fazladır ($p<0,001$).

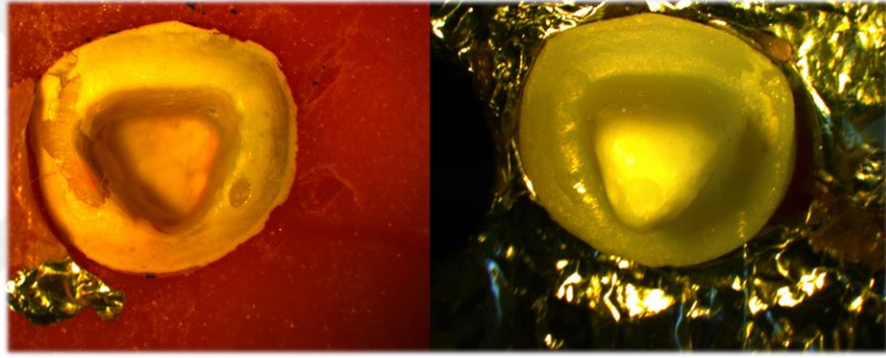
V siman grubunda, Z materyalinde C tipi başarısızlık görülme oranı (5/10) diğer materyal gruplarından (0/10,0/10) anlamlı derecede fazladır ($p<0,001$). RNS materyalinde ise B tipi başarısızlık görülme oranı (9/10) diğer materyal gruplarından (4/10,4/10) anlamlı derecede fazladır ($p<0,01$).

Siman	Material		S	Z	RNS	
SA	Başarısızlık tipleri	A	1	0	0	1
			%10,0	%0,0	%0,0	%3,3
		B	0	7	7	14
			%0,0	%70,0	%70,0	%46,7
		C	4	3	1	8
			%40,0	%30,0	%10,0	%26,7
		D	5	0	2	7
			%50,0	%0,0	%20,0	%23,3
		Total	10	10	30	
			%100,0	%100,0	%100,0	%100,0
SB	Başarısızlık tipleri	A	0	1	3	4
			%0,0	%10,0	%33,3	%14,3
		B	0	8	5	13
			%0,0	%80,0	%55,6	%46,4
		C	0	1	0	1
			%0,0	%10,0	%0,0	%3,6
		D	9	0	1	10
			%100,0	%0,0	%11,1	%35,7
		Total	9	9	28	
			%100,0	%100,0	%100,0	%100,0
ES	Başarısızlık tipleri	A	1	0	0	1
			%10,0	%0,0	%0,0	%3,3
		B	0	6	7	13
			%0,0	%60,0	%70,0	%43,3
		C	0	4	0	4
			%0,0	%40,0	%0,0	%13,3
		D	9	0	3	12
			%90,0	%0,0	%30,0	%40,0
		Total	10	10	30	
			%100,0	%100,0	%100,0	%100,0
V	Başarısızlık tipleri	A	2	1	0	3
			%20,0	%10,0	%0,0	%10,0
		B	4	4	9	17
			%40,0	%40,0	%90,0	%56,7
		C	0	5	0	5
			%0,0	%50,0	%0,0	%16,7
		D	4	0	1	5
			%40,0	%0,0	%10,0	%16,7
		Total	10	10	30	
			%100,0	%100,0	%100,0	%100,0

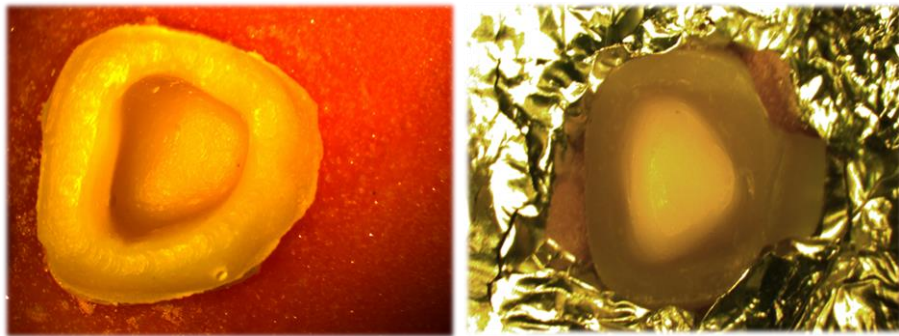
Tablo 7: Örneklerin kırık yüzeylerinin ışık mikroskobu kullanılarak incelenmesi sonucu belirlenen başarısızlık tiplerinin siman grupları esas alındığında dağılımı



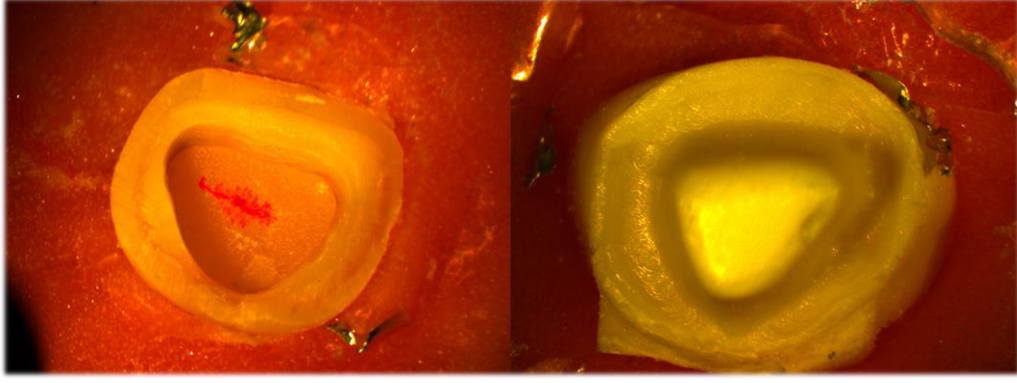
Resim 36: Diş-siman adeziv başarısızlık ışık mikroskobu görüntüleri



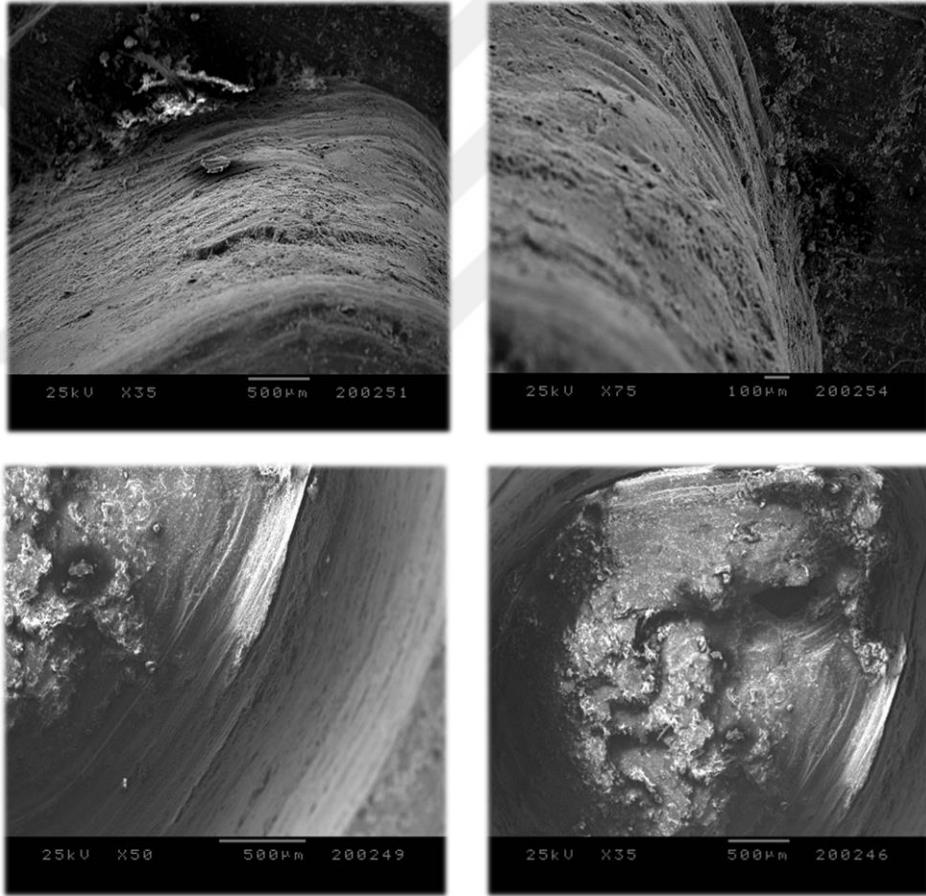
Resim 37: Mix başarısızlık ışık mikroskobu görüntüleri



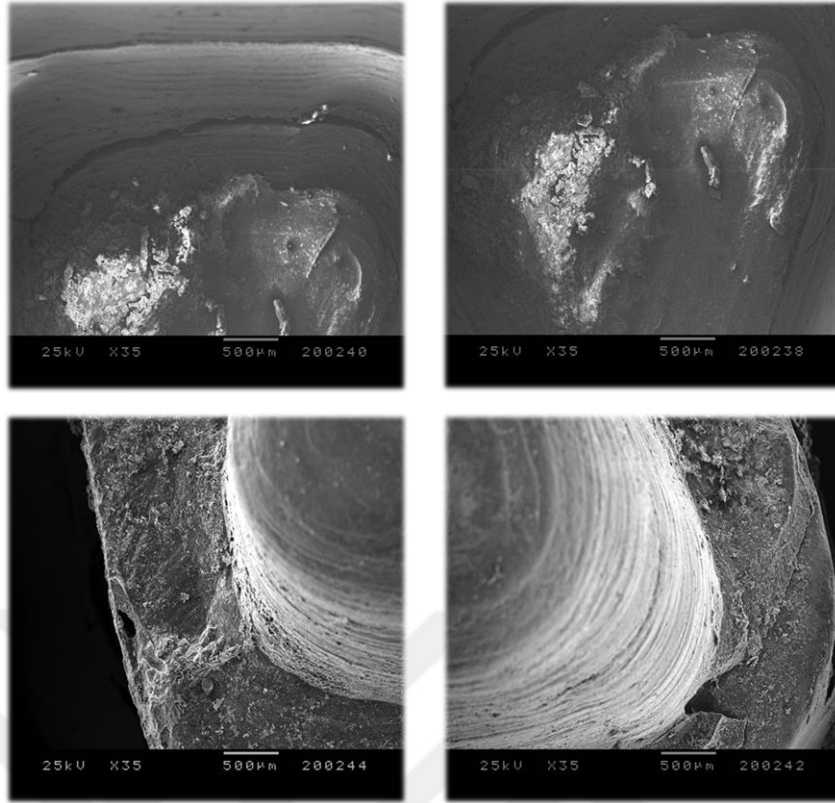
Resim 38: Restorasyon-siman adeziv başarısızlık ışık mikroskobu görüntüleri



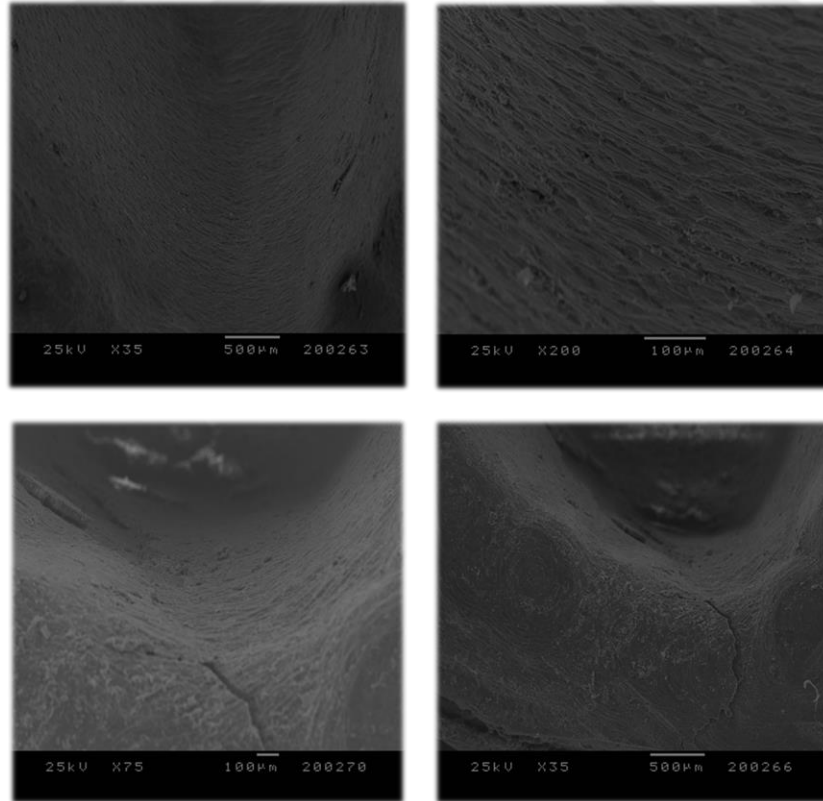
Resim 39: Restorasyon kırığı ışık mikroskobu görüntüleri



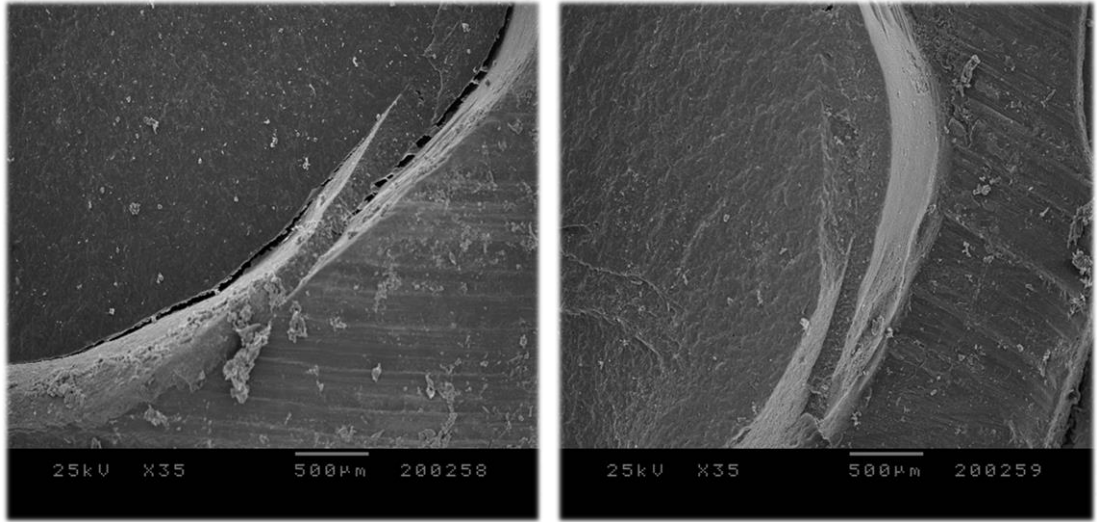
Resim 40: Diş-siman adeziv başarısızlık SEM görüntüsü



Resim 41: Mix başarısızlık SEM görüntüsü



Resim 42: Restorasyon-siman adeziv başarısızlığı SEM görüntüsü



Resim 43: Restorasyon kırığı SEM görüntüsü

4.3. Sonlu Elemanlar Analizi Bulguları

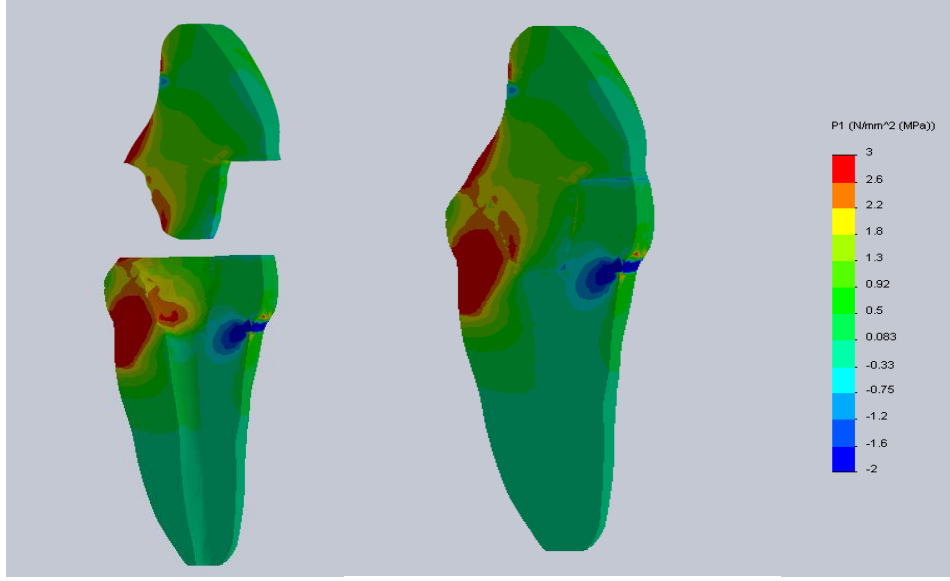
Çalışmamızda kullanılan endokron ile restore edilmiş diştten elde edilen modelde, uygulanan fonksiyonel kuvvet sonucu oluşan stres değerleri MPa cinsinden incelendi. Çalışmada çiğneme kuvveti uygulandıktan sonra oluşan fonksiyonel kuvvetler çekme ve sıkışma stresleri olarak değerlendirildi.

Feldspatik seramik materyalinden hazırlanan endokron ve dişin bütün olarak incelendiği modellemede (Resim 44);

Fonksiyonel kuvvet uygulanan singulum bölgesi ile bukkal kole bölgesinde sıkışma, palatinalde singulum ve servikal bölgesinde ise çekme tarzı streslerin olduğu görülmektedir. En yüksek gerilme değeri 7.74 MPa olarak palatinal servikal bölgede gözlenmiştir.

Diş dokularında oluşan stresler, ayrı olarak incelendiğinde; sıkışma stresleri bukkal kole bölgesinde gözlenmektedir. çekme stresleri en fazla palatinal servikal bölgede yaygın olarak gözlenmektedir.

Restorasyon tek başına incelendiğinde, palatinalde singulum ve servikal bölgede lokalize çekme stresleri gözlenmiştir.



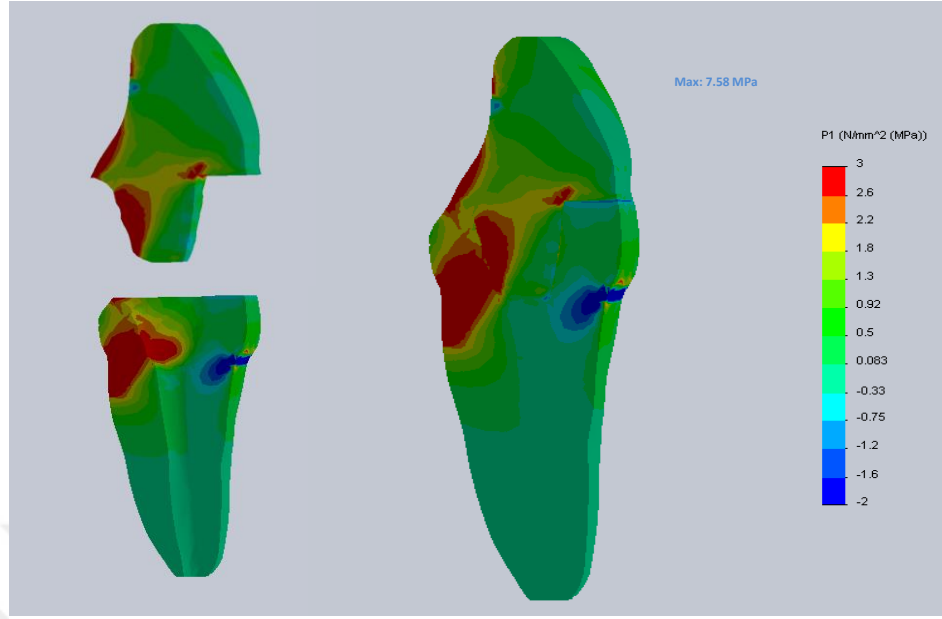
Resim 44: Feldspatik seramik endokron-diş modellerinde stres dağılımı

Monolitik zirkon materyalinden hazırlanan endokron ve dişin bütün olarak incelendiği modellemede (Resim 45);

Fonksiyonel kuvvet uygulanan singulum bölgesi ile bukkal kole bölgesinde sıkışma stresleri gözlenmiştir. Palatinal servikal bölümde yüksek değerlerde yaygın stres yoğunlukları görülmektedir. En yüksek değer 7,58 MPa olarak kaydedilmiştir. Singulum bölgesinde ve bukkalde restorasyon ile dişin koronalde temas ettiği köşede daha sınırlı bir alanda çekme stresleri gözlenmiştir.

Diş dokularında oluşan stresler, ayrı olarak incelendiğinde servikal bölgede geniş alanda yüksek değerlerde stres yoğunlukları saptanmıştır. Kuvvetin uygulandığı singulum bölgesi ve restorasyon sınırında da yüksek değerde stres lokalizasyonları bulunmaktadır ve bukkal bölgeye doğru azalmaktadır. Bukkal servikal bölgede ise sıkışma streslerinin oluştuğu ve bu streslerin dişin bukkal üçlü bölgesinde sınırlı kaldığı izlenmiştir.

Endokron restorasyon ayrı olarak incelendiğinde singulum ve palatinal servikal bölgede geniş stres lokalizasyonları izlenmiştir.

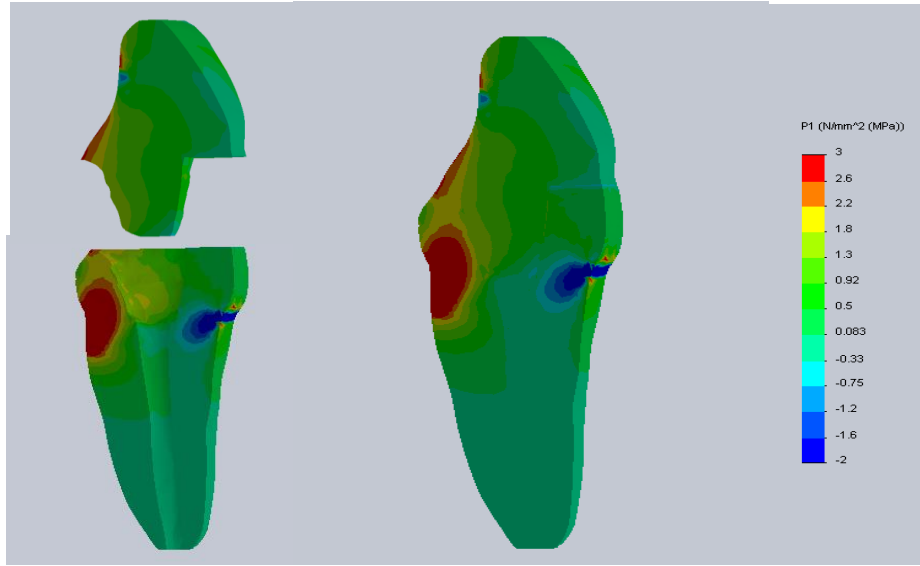


Resim 45: Monolitik zirkon endokron-diş modellerinde stres dağılımı

Rezin nano seramik endokron ve dişin bütün olarak incelendiği modellemede (Resim 46);

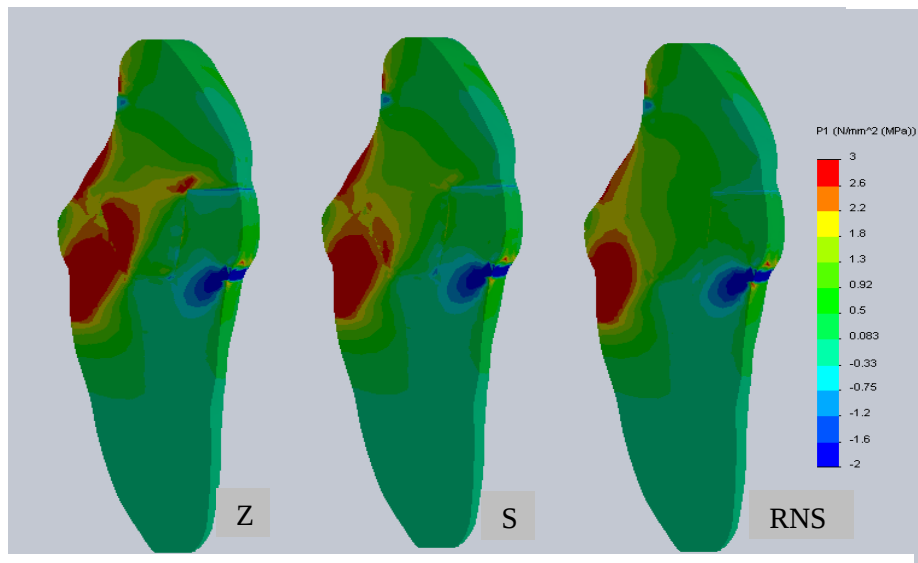
Fonksiyonel kuvvet uygulanan singulum bölgesi ile bukkal kole bölgesinde sıkışma kuvvetleri gözlenmiştir. En yüksek değer 7.91 MPa olarak palatinal servikal bölümde görülmektedir. Restorasyon incelendiğinde kuvvetin uygulandığı bölgede daha sınırlı bir alanda stres yoğunlukları izlenmiştir. Stres yoğunluğunun bukkale doğru azaldığı ve restorasyonun palatinalinde sınırlı kaldığı gözlenmiştir.

Diş dokularında oluşan stresler ayrı olarak incelendiğinde stres birikim alanlarının servikal bölgede lokalize olduğu gözlenmektedir ve restorasyon sınırına doğru azalmaktadır. Bukkal servikal bölgede sıkışma streslerinin yoğunluğu fazla değildir ve dar bir alanda izlenmiştir.



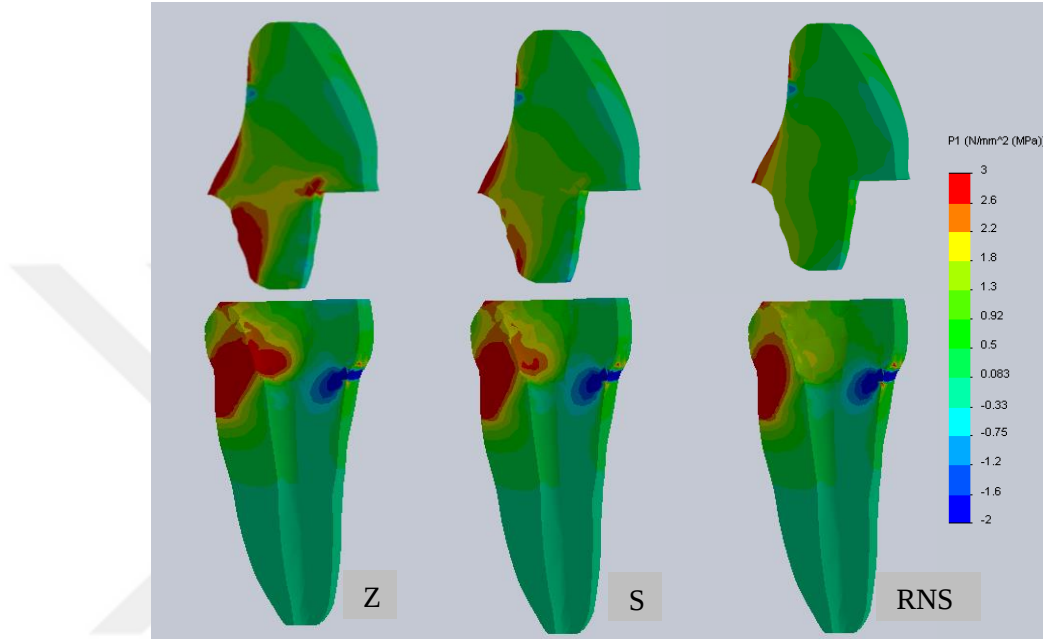
Resim 46: Rezin nano seramik endokron-diş modellerinde stres dağılımı

Yaptığımız çalışma sonucunda, her üç grupta da fonksiyonel kuvvetin uygulandığı bölge dışında oluşan stres dağılımı incelendiğinde, bukkal kole bölgesinde sıkışma, palatinal-singulum ve servikal bölgesinde ise çekme tarzı streslerin olduğu görülmektedir. Her ne kadar ulaşılmış en yüksek çekme ve sıkışma streslerinin matematiksel değerleri birbirine yakın bulunsa da çekme streslerinin lokalizasyonlarında belirgin derecede farklılıklar olduğu dikkat çekmektedir (Resim 47).



Resim 47: Endokron ile restore edilen diş modellerinde stres dağılımının karşılaştırılması

Rezin nano seramik ile feldspatik restorasyonların stres birikim alanları birbirlerine çok benzer dağılım göstermelerine rağmen feldspatik seramik, rezin nano seramiğe göre daha geniş stres birikim alanları göstermiştir. Monolitik zirkonya ise diğer materyallerden daha geniş stres birikim alanları göstermektedir (Resim 48).



Resim 48: Endokron ile diş modellerinde stres dağılımının karşılaştırılması

Mine-sement sınırında sıkışma stresleri her dört modelde de palatinalde ve servikal bölgede görülmektedir. Restorasyon sınırı ile dentin bölgesinde monolitik zirkonya restorasyonunda yoğun stres dağılımları görülürken, feldspatik seramikte daha az stres değer ve lokalizasyonları saptanmış, rezin nano seramik restorasyonda ise diğer 3 modele oranla stres birikim alanlarının belirgin şekilde azaldığı grlmştr. Özetle restore edilen dişlerde sıkışma streslerinde belirgin farklılığa rastlanmazken, çekme streslerinde rezin nano seramik, feldspatik seramik ve monolitik zirkonya sıralamasıyla stres lokalizasyonunda artış grlmştr. Dentin yapıya iletilen stresler incelendiğinde de benzer şekilde rezin nano seramik, feldspatik seramik ve monolitik zirkonya sıralaması ile lokalizasyonlarda artma gözlenmiştir.

4.4. Renk Analizi Bulguları

Ana Grup	Alt grup	$\Delta E1$		$\Delta E2$		$\Delta E3$	
Feldspatik seramik		Ort	ss	Ort	std	Ort	std
	Kola	5,429 a,b***	1,739	6,225 a,b***	2,152	9,925 a,b***	3,314
	Kahve	1,850	1,169	2,223	1,332	2,862	1,258
	Su	0,494	0,435	0,694	0,4178	1,666	0,776
Monolitik Zirkonya							
	Kola	1,857 a*	1,168	2,301 a*	1,091	4,261 a**	1,942
	Kahve	2,401 a**	1,323	2,636 a**	1,463	3,613 a*	1,666
	Su	0,545	0,196	0,971	0,357	1,693	0,564
Rezin nano seramik							
	Kola	0,671 b***	0,386	2,006 b***	0,747	4,945 a,b **	1,679
	Kahve	4,303 a***	0,941	5,247 a***	1,308	6,655 a***	1,631
	Su	0,644	0,328	1,435	0,364	2,268	0,319

Tablo 8: ΔE değerleri bakımından alt grupların karşılaştırılması

a: sudan farkı anlamlı, b: kahveden farkı anlamlı, * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$

Ana Grup	Alt grup	ΔE 1		ΔE 2		ΔE 3	
Feldspatik seramik		Ort	ss	Ort	std	Ort	std
	Kola	5,429	1,739	6,225	2,152	9,925	3,314
	Kahve	1,850	1,169	2,223	1,332	2,862	1,258
	Su	0,494	0,435	0,694	0,4178	1,666	0,776
Monolitik Zirkonya							
	Kola	1,857 a***	1,168	2,301 a***	1,091	4,261 a***	1,942
	Kahve	2,401	1,323	2,636	1,463	3,613	1,666
	Su	0,545	0,196	0,971	0,357	1,693	0,564
Rezin nano seramik							
	Kola	0,671 a***	0,386	2,006 a***	0,747	4,945 a***	1,679
	Kahve	4,303 a,b**	0,941	5,247 a,b**	1,308	6,655 a***	1,631
	Su	0,644	0,328	1,435 a,b*	0,364	2,268 a,b*	0,319

Tablo 9: ΔE değerleri bakımından ana grupların karşılaştırılması

a: seramikten farkı anlamlı, b: zirkondan farkı anlamlı, * $p<0.05$, ** $p<0,01$, *** $p<0,001$

Renk değişim değerleri incelendiğinde kola solüsyonunda bekletilen seramik grubu ($9.925\pm3,314$) en yüksek değere sahip olan grup olarak bulunmuştur ($p<0.001$). Seramik grubunun (ΔE 1:5,429- ΔE 2:6,225- ΔE 3: 9,925) ΔE değerleri diğer grupların ΔE değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek

bulunmuştur ($p<0.001$).

Kontrol grubu en düşük renk değişiminin görüldüğü grup olmuştur.

1.Hafta,

S grubu ΔE değerleri bakımından alt gruplar incelendiğinde kola grubu ($5,429\pm1,739$) en yüksek değere sahip olan gruptur ($p<0,001$). Kola grubu ($5,429\pm1,739$), kahve grubu ($1,850\pm1,169$) ve kontrol grubu ($0,494\pm0,435$) değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,001$). Kahve grubu ($1,850\pm1,169$) ile kontrol grubu ($0,494\pm0,435$) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

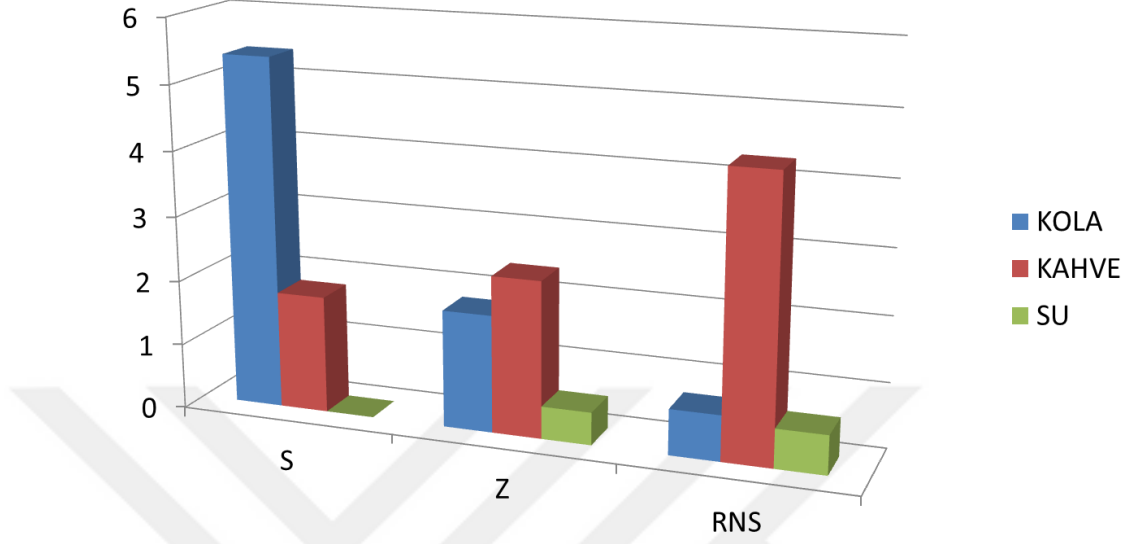
Z grubu ΔE değerleri bakımından alt gruplar incelendiğinde kahve grubu ($2,401\pm1,323$) en yüksek değere sahip olan gruptur ($p<0,01$). Kahve ($2,401\pm1,323$) ve kola grubu ($1,857\pm1,168$) kontrol grubuna ($0,545\pm0,196$) göre istatistiksel olarak anlamlı derecede farklı bulunmuştur ($p<0,05$). Kola ve kahve grubu değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ($p<0,05$).

RNS grubu ΔE değerleri bakımından alt gruplar incelendiğinde kahve grubu ($4,303\pm0,941$) en yüksek değere sahiptir ($p<0,001$). Kahve grubu, kola grubu ($0,671\pm0,386$) ile kontrol grubu ($0,644\pm0,328$) değerleri ile istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$). Kola ve kontrol grubu değerleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Kahve grubu delta E değerleri bakımından ana gruplar incelendiğinde en yüksek değer RNS grubunda ($4,303\pm0,941$) bulunmuştur ($p<0,01$). RNS grubu, S grubu ($1,850\pm1,169$) ve Z grubuna ($2,401\pm1,323$) göre istatistiksel açıdan anlamlı derece farklı bulunmuştur ($p<0,01$). S grubu ve Z grubu arasında da istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

Kola grubu delta E değerleri bakımından ana gruplar incelendiğinde en yüksek değer S ($5,429\pm1,739$) grubunda bulunmuştur ($p<0,001$). S grubunda, Z($1,857\pm1,168$) ve RNS ($0,671\pm0,386$) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,001$).

Kontrol grubu delta e değerleri bakımından ana gruplar incelendiğinde S grubu ($0,494 \pm 0,435$), Z grubu ($0,545 \pm 0,196$) ve RNS grupları ($0,644 \pm 0,328$) arasında istatiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p > 0,05$).



Grafik 5: 1. hafta renk değişimi değerleri

2.hafta

S grubu ΔE değerleri bakımından alt gruplar incelendiğinde kola grubu ($6,225 \pm 2,152$) en yüksek değere sahip olan gruptur ($p < 0,001$). Kola grubu ($6,225 \pm 2,152$), kahve grubu ($2,223 \pm 1,332$) ve kontrol grubu ($0,4178 \pm 1,666$) değerlerine göre istatiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p < 0,001$). Kahve grubu ($2,223 \pm 1,332$) ile kontrol grubu ($0,4178 \pm 1,666$) arasında istatiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0,05$).

Z grubu ΔE değerleri bakımından alt gruplar incelendiğinde kahve grubu ($2,636 \pm 1,463$) en yüksek değere sahip olan gruptur ($p < 0,01$). Kahve ve kola grubunda ($2,301 \pm 1,091$) kontrol grubuna ($0,971 \pm 0,357$) göre istatiksel olarak anlamlı derecede farklı bulunmuştur ($p < 0,05$). Kola ve kahve grubu değerleri arasında istatiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ($p < 0,05$).

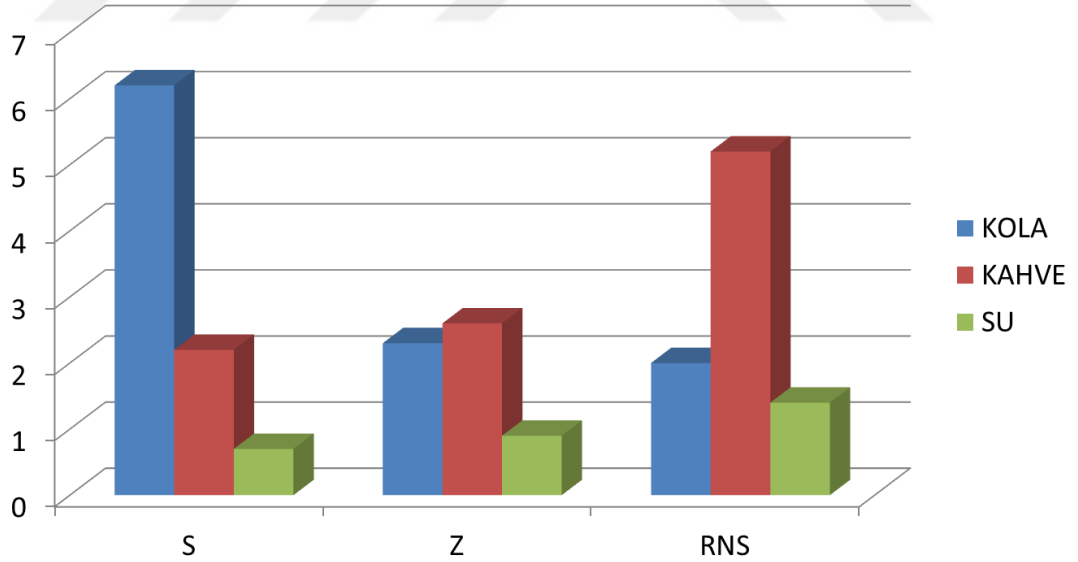
RNS grubu ΔE değerleri bakımından alt gruplar incelendiğinde kahve grubu ($5,247 \pm 1,308$) en yüksek değere sahiptir ($p < 0,001$). Kahve grubu, kola grubu

(2,006±0,386) ile kontrol grubu (1,435±0,364) değerleri ile istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$). Kola ve kontrol grubu değerleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Kahve grubu delta E değerleri bakımından ana gruplar incelendiğinde en yüksek değer RNS grubunda (5,247±1,308) bulunmuştur ($p<0,01$). RNS grubu, S grubu (2,223±1,332) ve Z grubuna (2,636±1,463) göre istatistiksel açıdan anlamlı derece farklı bulunmuştur ($p<0,01$). S grubu ve Z grubu arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

Kola grubu delta E değerleri bakımından ana gruplar incelendiğinde en yüksek değer S (6,225±2,152) grubunda bulunmuştur ($p<0,001$). S grubu, Z (2,301±1,091) ve RNS (2,006±0,747) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,001$).

Kontrol grubu delta e değerleri bakımından ana gruplar incelendiğinde RNS grubu (1,435±0,364), S grubu (0,694±0,4178) ve Z grubundan (0,971±0,357) istatistiksel olarak anlamlı derecede farklı bulunmuştur ($p<0,05$).



Grafik 6: 2. hafta renk değişim değerleri

4.hafta

S grubu ΔE değerleri bakımından alt gruplar incelendiğinde kola grubu ($9,925 \pm 3,314$) en yüksek değere sahip olan gruptur ($p < 0,001$). Kola grubu ($9,925 \pm 3,314$), kahve grubu ($2,862 \pm 1,258$) ve kontrol grubu ($1,666 \pm 0,776$) değerlerine göre istatikselsel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p < 0,001$). Kahve grubu ($2,862 \pm 1,258$) ile kontrol grubu ($1,666 \pm 0,776$) arasında istatikselsel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0,05$).

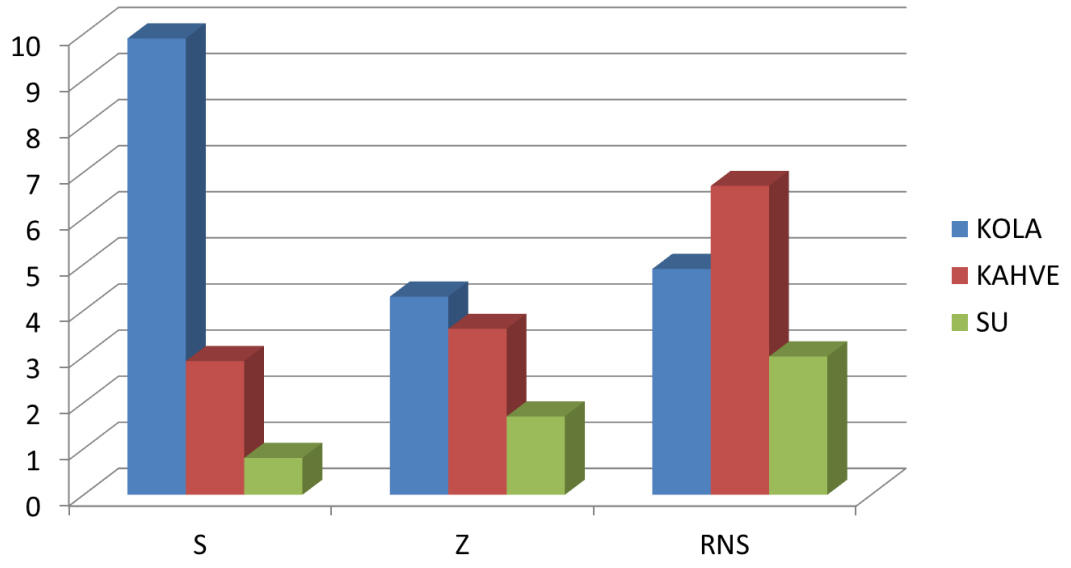
Z grubu ΔE değerleri bakımından alt gruplar incelendiğinde kola grubu ($4,261 \pm 1,942$) en yüksek değere sahip olan gruptur ($p < 0,01$). Kola grubu ($4,261 \pm 1,942$) ve kahve grubu ($3,613 \pm 1,666$) kontrol grubuna ($1,693 \pm 0,564$) göre istatikselsel olarak anlamlı derecede farklı bulunmuştur ($p < 0,05$). Kola ve kahve grubu değerleri arasında istatikselsel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ($p < 0,05$).

RNS grubu ΔE değerleri bakımından alt gruplar incelendiğinde kahve grubu ($6,655 \pm 1,631$) en yüksek değere sahiptir ($p < 0,001$). Kahve grubu, kola grubu ($4,945 \pm 1,679$) ($p < 0,01$) ile kontrol grubu ($2,268 \pm 0,319$) ($p < 0,001$) değerleri ile istatikselsel olarak anlamlı bulunmuştur. Kola ve kontrol grubu değerleri arasında istatikselsel açıdan anlamlı bir fark bulunmaktadır ($p < 0,05$).

Kahve grubu delta E değerleri bakımından ana gruplar incelendiğinde en yüksek değer RNS grubunda ($6,655 \pm 1,631$) bulunmuştur ($p < 0,001$). RNS grubu, S grubuna ($2,862 \pm 1,258$) göre istatikselsel açıdan anlamlı derece farklı bulunmuştur ($p < 0,001$). S grubu ve Z grubu arasında istatikselsel açıdan anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0,05$).

Kola grubu delta E değerleri bakımından ana gruplar incelendiğinde en yüksek değer S ($9,925 \pm 3,314$) grubunda bulunmuştur ($p < 0,001$). S grubu, Z ($4,261 \pm 1,942$) ve RNS ($4,945 \pm 1,679$) gruplarına göre istatikselsel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,001$).

Kontrol grubu delta e değerleri bakımından ana gruplar incelendiğinde RNS grubu ($2,268 \pm 0,319$), S grubu ($1,666 \pm 0,776$) ve Z grubuna ($1,693 \pm 0,564$) göre istatikselsel açıdan anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p < 0,05$). S grubu ($1,666 \pm 0,776$) ve Z grubu ($1,693 \pm 0,564$) arasında istatikselsel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p > 0,05$).



Grafik 7: 4. hafta renk değişim değerleri

5. TARTIŞMA

Çalışmamızın amacı aşırı doku kaybı olan endodontik tedavili dişlerde farklı materyaller kullanılarak yapılan endokron restorasyonların bağlanma dayanımlarının, stres dağılımlarının ve estetik özelliklerinin değerlendirilmesidir.

Estetik beklentilerin daha da önem kazandığı ön bölge dişlerinde çürük ya da travma gibi nedenlerle aşırı doku kaybı meydana geldiğinde sıklıkla kanal tedavisi gerekli olmaktadır. Bu dişlerin restorasyonunda dişin fonksiyonunun geri kazandırılması kadar estetik beklentinin karşılanabilmesi de önemlidir.

Kanal tedavili dişlerde, fazla doku kaybı olması nedeniyle biyomekanik başarısızlık görülmesi vital dişlere göre daha sık olduğu için yapılacak restorasyon büyük önem taşımaktadır (1,2). Bu dişlerin restorasyonunda, fiziksel özellikleri dentin dokusuna yakın olan post ve kor yapısı üzerine ferrule etkisinin oluşturulduğu kron restorasyonu uygulaması en çok tercih edilen yöntemlerden birisidir. Ancak post uygulanan dişlerde post tutuculuğunun kaybı, postun deformasyonu, postun kırılması, kök perforasyonu ve en önemlisi kök-kron kırığı gibi başarısızlıklar görülmektedir (2). Başarısızlığın esas nedeni endodontik tedavi ve post boşluğu hazırlanması sırasında diş yapısında meydana gelen fazla madde kaybına bağlanmaktadır.

Özellikle köklerin ince olduğu durumlarda post uygulaması için yapılan preparasyon sonrası kalan diş dokusu miktarı azalmaktadır ve kırık oluşma riski artabilmektedir. Bu nedenle maksimum diş dokusunun korunduğu, makroretantif geometriye olan ihtiyacın azaldığı ve daha estetik sonuç elde edilebilen endokron restorasyonları konvansiyonel yöntemlere alternatif olarak kullanılabilmektedir (271).

Homojen olamayan, farklı elastisite modülüne sahip materyaller arasındaki arayüz bölgelerinde stres birikiminin daha fazla olduğu bildirilmektedir. Bu bölgeler restoratif sistemlerde en zayıf alanı oluşturmaktadır. Monoblok yapılarda ara yüz bölgeleri olmadığından bu bölgelere bağlı başarısızlıkların ortadan kaldırılması da endokron restorasyonların avantajlarından bir diğeridir (272).

Diş hekimliği alanında estetik beklentilerin artmasına paralel olarak, protetik tedavi uygulamalarında kullanılan estetik materyaller de gelişmektedir. Tam seramik kronlar, özellikle optimal estetik gereksinimlerin bulunduğu anterior bölgede, yaygın olarak kullanılır. Özellikle feldspatik seramikler doğal dişe yakın yüzey özellikleri,

rengi ve ışığı geçirebilme (transluserlik) potansiyeli, ağız ortamında iyi bir aşınma direnci ve renk stabilitesine sahiptir (75,76,77). Bu nedenlerle çalışmamızda üst santral dişlere uyguladığımız endokron restorasyonlar için seçilen materyallerden bir tanesi estetik üstünlükleri nedeniyle feldspatik seramiklerdir.

Günümüzde güçlendirilmiş tam seramik sistemleri arasında zirkonya esaslı seramikler, yüksek dayanıklılık ve estetik özelliklerinden dolayı sıklıkla tercih edilmektedir. Ancak polikristalin mikroyapısı nedeniyle opak beyaz renkte olması, restorasyonun estetik görünümünü olumsuz yönde etkilemekte ve anterior bölgelerdeki kullanımını kısıtlamaktadır (273,274). Zirkonya esaslı seramik restorasyonların estetik özelliklerini arttırmak amacıyla, zirkonya altyapı için özel olarak geliştirilmiş çeşitli üstyapı seramikleri uygulanmaktadır (104,275). Yüksek dayanıklılığa sahip zirkonya materyali, üstyapı seramiği ile birlikte kullanıldığında daha estetik sonuçlar elde edilmektedir (276). Ancak zirkonya alt yapı ile üst yapı seramiği arasında oluşan başarısızlıklar da restorasyonun klinik başarı oranını olumsuz etkilemektedir. Zirkonya esaslı seramiklerin ağız içerisindeki çiğneme kuvvetlerine karşı yeterli ve yüksek dayanıklılık gösterdiğini bildiren pek çok çalışma mevcuttur (104,277,278). Yüksek kırılma direncine sahip zirkonya seramikler, lösitle güçlendirilmiş ve lityum disilikat içeren tam seramik sistemlerin kullanılmadığı posterior bölge köprü protezleri ve uzun gövde mesafesine sahip köprü protezlerinde de yaygın olarak kullanılabilir (82,279).

Standart zirkonya altyapıların opak görünümünden kaynaklanan olumsuzlukları gidermek amacıyla monolitik zirkonya geliştirilmiştir. Yoğunluğunun daha yüksek olması ve atomlarının homojen dizilim göstermesi nedeniyle monolitik zirkonya daha yüksek transluserlik özelliğe sahiptir. Üst yapı seramiği kullanılmadan uygulanabildiği gibi, 0.5 mm ye kadar inceltilerek kullanılma endikasyonu da vardır (280).

Monolitik zirkon restorasyonların antagonist dişte okluzal aşınma yaratacağı düşünülmesine rağmen *in vitro* çalışmalar (126,127), zirkonyanın feldspatik porselenlere göre antagonist dişi aşındırma oranının daha az olduğunu göstermiştir (127,280). Dayanıklılık ve estetik özellikleri nedeniyle son yıllarda kullanımı artan monolitik zirkonya bu nedenlerle çalışmamızda tercih edilen materyallerden bir diğeri olmuştur.

Vücut ile uyumlu biyomalzeme üretmek için laboratuvar ortamında biyolojik koşulları taklit eden biyomimetik yöntemlerin kullanımı son yıllarda ilgi odağı olmuştur. Biyomimetik kavramının geliştiği günümüzde, mekanik özellikleri diş dokusuna daha yakın olan materyallerin klinik başarılarının daha iyi olacağını belirten çalışmalar bulunmaktadır. Üstün estetik özelliklere sahip seramik ile sertliği daha az olan kompozit materyalinin bir araya getirilerek üretildiği rezin nano seramik materyali, diş dokularına yakın mekanik özellikler göstermektedir. Özellikle geriye kalan diş dokusunun az olduğu durumlarda kullanılan restoratif materyalin mekanik özelliklerinin restorasyonun başarısı üzerinde etkisi fazladır. Hasta memnuniyeti açısından klinikte geçen süre ve işlem basamaklarının azaltılması da büyük önem taşımaktadır. Resin nano seramik restorasyonların tamir ve bitirme basamaklarının klinikte yapılabilmesi tedavi süresinin kısalmasında büyük oranda etkilidir. Hem tedavi süresinin kısaltılarak hasta memnuniyetinin arttırıldığı ve hem de mekanik özellikleri diş dokusuna yakın olan materyallerin kullanılmasıyla daha başarılı tedavilerin yapılabilmesi düşüncesiyle, resin nano seramikler de çalışmamızda kullanılmak üzere seçilmiştir.

Klinikte restorasyonların üretimi yapılarak tedavi süresinin kısalmasını sağlayan CAD-CAM sistemlerinin kullanımı yaygınlaşmıştır. CAD-CAM teknolojisi ile birlikte teknik hatalar minimuma indirilir ve üretim kısa sürede yapılabilir. (130,282,283). CAD-CAM sistemler geliştirilirken planlanan temel hedefler; fabrika tarafından üretilen yüksek kalite standardındaki hazır bloklar kullanılarak restorasyonların üretilmesi, restorasyonların şekillendirme prosedürünün standardize edilmesi ve üretim maliyetinin düşürülmesidir. Bu çalışmada malzeme standardizasyonunun sağlanabilmesi için her sistemin kendi ürettiği veya önerdiği materyaller kullanılmıştır (130). Aşındırma tekniği ile kullanılan materyallerin hazır bloklar halinde fabrikasyon olarak temin edilmesi, yapım aşamasında materyalin özelliğini etkileyebilecek hataları ortadan kaldırmaktadır. Bu nedenle çalışmamızda hazırladığımız endokronlar CAD-CAM teknolojisiyle üretilmiştir.

Yüksek dayanıklılığa sahip alumina ya da zirkonya seramiklerde; resin simanla seramik yüzeyi arasında uygun bağlantı direnci elde etme yöntemlerinden biri; Al_2O_3 ile kumlama yöntemidir. Kumlama; materyallerin yüzeylerinin temizlenmesi ve yüzey alanlarının arttırılması için kullanılan bir yöntemdir (284). Al_2O_3 ile kumlama sonucu yüzeydeki artıklar uzaklaştırılır, yüzey pürüzlendirilir, yüzey alanı ve

ıslanabilirlik arttırılır. Kumlama işlemi genellikle 50–250 µm’lik alumina (Al₂O₃) tozları kullanılarak, 4–6 atm basınçlı cihazlarında gerçekleştirilir (285). Zirkonyum oksitin iç yüzeyinin pürüzlendirilmesinde 0,25-1 bar basınç altında 50-100 µm’ lik alüminyum oksit kumu kullanılabilir. Zirkonyum oksit alt yapıların iç yüzeyinin kumlanması sonucunda, yüzeyde belirgin pürüzlülük meydana gelmekte fakat metal yüzeylerinin kumlanması ile kıyaslandığında daha az miktarda girinti çıkıntılara rastlanmaktadır (286). İç yüzeyin kumlanması; tam seramik restorasyonların simantasyonunda uygulanan bir yöntemdir. Böylece pürüzlendirilmiş yüzey, siman ile güçlü bir mekanik bağ oluşturmaktadır. Birçok çalışmada Al₂O₃ ile kumlama yöntemi; hem yüzey alanını pürüzlendirmek hem de seramik yüzeyini temizleyip aktifleştirmek amacıyla kullanılmaktadır. (286,287). Bu nedenlerle çalışmamızda restorasyonların kumlanmasında 50 µm’lik Al₂O₃ kumu tercih edilmiştir.

Geleneksel ve adeziv yapıştırıcı simanların karşılaştırıldığı klinik ve laboratuvar çalışmalarında rezin simanların daha başarılı bulunduğu belirtilmektedir (288).

Son yıllarda; rezin simanların kullanımı oldukça artmıştır. Rezin simanlarla simante edilen ZrO₂ kuronların mikro sızıntı oranı, geleneksel simanlarla simante edilen kuronlardan daha az bulunmuştur (289,290).

Rezin simanların; tam seramik restorasyonların dayanıklılığını arttırma mekanizması tam olarak çözülememesine rağmen, iç yüzeylerdeki çatlak ilerlemesini önlemeleri sayesinde olabileceği bildirilmiştir (291).

Thompson ve ark. (292); seramik restorasyonların simantasyonunda asit uygulanması ve rezin siman kullanımı ile elde edilen klinik başarı oranlarının, geleneksel simanlar ile yapıştırılan restorasyonlar için elde edilen değerlerden oldukça yüksek olduğunu bulmuşlardır. Klinik performanstaki bu artış; rezin simanların seramik yüzeye daha iyi bağlanması ile açıklanmıştır. Adeziv rezin simanlar ve rezin modifiye cam iyonomer simanların *in vitro* ve *in vivo* olarak; çinkofosfat ve polikarboksilat simana göre düşük mikrosızıntı gösterdiği bildirilmiştir (291).

Smear tabakası, diş kesimi sonrasında diş dokusu üzerinde oluşan bir birikim tabakası olarak tanımlanır. Smear tabakasının kalınlık, yoğunluk, pürüzlülük ve altındaki diş dokusuna bağlanma derecesi yüzey preparasyonunun şekline göre değişir. Smear tabakasını çözmek ve yüzeysel hidroksiapatit kristallerini

demineralize etmek için mine ve dentine asit jel uygulanan sistemler total-etch sistemler olarak adlandırılır. Bu işlemi takiben organik bir çözücünde çözünmüş rezin monomerlerin (primer/ adeziv) karışımı asit uygulanmış mine ve/veya dentine uygulanır (293). Asidik solüsyonlar ile smear tabakasının kaldırılması, açığa çıkmış dentin yüzeyine sıvı çıkışıyla sonuçlanır. Bu sıvı çıkışı adezyonu engeller. Çünkü, nemli yapısından dolayı hidrofilik olan dentine hidrofobik olan rezin bağlanamaz. Asit uygulanmış dentini havayla kurutmak da kollajen fibril matriksinin çökmesine neden olarak rezin infiltrasyonunu engeller. Bu nedenle nemli ortama uyumlu dentin adezivleri geliştirilmiştir (294).

“Wet bonding” tekniğinde etanol veya aseton gibi organik bir çözücünde çözünmüş hidrofilik ve hidrofobik monomerler tek bir şişede birleştirilmiştir. Çözücü dentin yüzeyinden ve nemli kollajen ağından suyla yer değiştirerek rezinin kollajen ağı içine penetrasyonuna olanak verir (295).

Total-etch sistemlerde dentinin ne kadar kurutulması gerektiği adezivin aseton, etanol veya su bazlı oluşuna göre değişir (296). Su bazlı sistemler oldukça kuru olan dentin yüzeylerini tolere edebilirler. Çözücülerinden biri su olan adezivler çökmüş kollajen ağını tekrar genişletebilirler. Kuru dentin yüzeylerine su/etanol bazlı sistemlerin bağlantı kuvvetleri aseton bazlı sistemlerden daha yüksektir (297). Etanol bazlı bondinglerle karşılaştırıldığında, aseton bazlı bondinglerin başarısı için, mutlaka wet-bonding tekniği kullanılması gereklidir (298).

Wet bonding tekniğinin teknik hassasiyetini azaltmak için, su-HEMA içerikli primerlerde çözünmüş daha asidik monomerler kullanılabilir. Bu metodla kullanılan materyaller “selfetch primer adezivler” olarak adlandırılır. Su içeren bu adezivler smear tabakasının üzerinden altındaki dentini demineralize edebilecek derecede asidiktirler (296). Aynı bir asitleme ve yıkama işlemine gerek duymazlar ve teknik hassasiyeti azaltırlar1 Self-etch sistemlerin diğer bir avantajı da demineralizasyon derinliği ve rezin infiltrasyon derinliği arasında fark oluşturmamalarıdır (176,299).

Güçlü self-etch adezivlerin pH değeri 1 veya daha düşüktür. Zayıf self-etch adezivlerin pH’sı yaklaşık olarak 2’dir ve dentini sadece 1µm derinliğinde demineralize ederler. Yine de hibridizasyonla mikromekanik bağlanma sağlamak için yeterli yüzey pürüzlülüğü sağlarlar1 Self-etch primerleri daha basitleştirmek için, tek basamaklı self-etch adezivler geliştirilmiştir. Bu, all-in-one adezivler 2- basamaklı self-etch primerlerden daha asidik ve daha hidrofiliktirler (296). Basitleştirilmiş dentin adezivleri ıslak dentine bağlanmayı güçlendirmek için oldukça hidrofilik

üretmişlerdir. Yüksek konsantrasyonda hidrofilik ve/ veya iyonik rezin monomerlerin bu adezivlere ilave edilmesi rezin dentin bağına su hareketini artırır. Su alımı, polimerin şişmesi ve plastikleşmesine neden olarak mekanik özelliklerini azaltır. Zamanla rezin dentin bağında hidrolitik ve enzimatik yıkım gözlenir. Pashley ve ark. (300) yaptıkları bir çalışmada derin dentinde daha hidrofobik adeziv sistemleri daha başarılı bulmuşlardır. Son geliştirilen ve pH değeri 2 veya daha yüksek olan all-in-one adezivler smear tabakasını modifiye edebilir veya parsiyel olarak kaldırabilirler. Bu etki, rezin uygulaması sırasında dışarı doğru sıvı çıkışını azaltabilir. Yine de, smear tabakası pöröz yapıdadır ve dentin sıvısının çıkışını tamamen engelleyemez (301).

Bazı çalışmalar, total-etch sistemi kullanıldığında farklı dentin smear tabakalarında bağlanma kuvveti açısından bir farklılık bulamamıştır. Çünkü total-etch sisteminde asit tüm smear tabakasını çözerek kaldırır. Oliveria ve ark. (302) çalışmalarında self-etch sistemlerin ince bir smear tabakası oluşturan yöntemlerle hazırlanmış diş yüzeylerinde daha güçlü bağlantı kuvvetleri oluştuğunu bildirmişlerdir. Başka bir çalışmada da smear tabakası kalınsa, zayıf asidi olan self-etch sistemlerin etkisinin yeterli olmadığı ve adeziv rezinin penetrasyonunun kısıtlandığı belirlenmiştir (303).

Rezin simanların en önemli dezavantajı adeziv sistemlerle beraber kullanıldıkları için simantasyon öncesi asitleme, primer ve adeziv uygulama gibi zaman alıcı ön işlemlerin yapılması gereğidir. Bu işlemler zaman alıcı olmaları yanı sıra teknik hassasiyet de gerektirmektedir. Bahsedilen nedenlerden dolayı ön işlem gerektirmeyen self adeziv simanlar geliştirilmiştir (288). Tüm bu etkenler göz önünde bulundurularak, çalışmamızda farklı mekanizmaları olan adeziv simanlar bağlanma başarılarındaki farkların belirlenebilmesi açısından seçilmiştir.

Simanların polimerizasyon tiplerinin bağlanma başarısını etkilediği bilinmektedir. Işıkla sertleşen rezin simanlar, translusent özellikte, ışığın ulaşabileceği kalınlıktaki seramik restorasyonların simantasyonunda kullanılırlar (304). Çalışmamızda, dişlerin kanal bölümlerine de ulaşan endokron restorasyonları yapıldığı için sadece ışıkla polimerize olan simanlar tercih edilmemiştir.

Kimyasal olarak polimerize olan simanlar özellikle ışığın ulaşamayacağı opak altyapılı seramik ve metal restorasyonlarda kullanılmaktadır. Kimyasal olarak

sertleşen rezin simanların çalışma süreleri kısadır ve kontrolü güçtür (304). Erken polimerizasyonları, restorasyonun tam oturmamasına yol açabilir. Ayrıca içerisinde bulunan tersiyer aromatik aminler nedeniyle, zamanla amin renkleşmesi görüleceğinden, renk stabiliteyi iyi değildir (41). Ancak çalışmamızda incelediğimiz endokron restorasyonlarda kalan diş dokusu daha az olduğu için renk değişimine bağlı olumsuzlukların göz ardı edilebileceği düşünülmüştür. Ayrıca restorasyon derinliğinin fazla olduğu bu tip uygulamalarda kimyasal olarak sertleşen simanlar, ışığın ulaşmasının güç olduğu alanlarda polimerizasyon sorunlarını ortadan kaldırması nedeniyle ışıkla sertleşen simanlara göre daha avantajlıdır.

Işıkla ve kimyasal (dual-cure) olarak sertleşen rezin simanlar, tam seramik restorasyon uygulamalarında başarıyla kullanılmaktadır. Dual-cure rezin simanların çalışma süreleri uzun ve kontrol edilebilmeleri mümkündür. Ancak sertleşmelerinde ışık yoğunluğu, ışığın uygulanma süresi ve uygun dalga boyunun seçimi önemlidir (304). Tam seramik restorasyon kalınlığı 2mm'yi geçtiğinde, dual-cure rezin simanların kullanımı önerilmektedir. Her tip tam seramik restorasyon da aynı ışık geçirgenliğine sahip değildir. Örneğin; zirkonya ve alumina esaslı tam seramikler, kalınlıkları 0,5-0,7 mm olsa bile, ışıkla sertleşen rezin simanlarla kullanıldıklarında, ışık geçirgenlikleri az olduğu için simanın polimerizasyonu tamamlanamaz. Bu tip materyaller için, adeziv bir simantasyon yapılacaksa, dual-cure rezin simanlar kullanılmalıdır (305,306). Bu nedenlerle çalışmamıza kimyasal ve dual-cure yolla polimerize olan rezin simanlar dahil edilmiştir.

Dual-cure rezin simanların polimerizasyonunda LED tipte bir ışın cihazı kullanılmıştır. Kullanılan bu cihaz, ışık yoğunluğu açısından periyodik olarak test edilmiş ve 500-600mW/cm² arası yoğunlukta görünür mavi ışık vermesi sağlanmıştır.

Dental materyallerin özellikleri ve performanslarının değerlendirilmesi amacıyla klinik ve laboratuvar çalışmaları yapılmaktadır. Benzer koşullar altında incelenen materyal ve restorasyonlardan elde edilen sonuçlar; klinik kullanım için öngörü oluşturur. *In-vivo* ve *in-vitro* tekniklerdeki değerlendirme farklarının karşılaştırıldığı çalışmalarda, *in-vivo* ve *in-vitro* teknikler arasında paralellik görülmüştür. Klinik çalışmaların en önemli dezavantajları; maliyetlerinin yüksek olması ve sonuçların alınması için geçen sürenin uzun olmasıdır. Ayrıca hasta takibindeki güçlükler ve bireysel farklılıklar nedeniyle, başarısızlık kaynağının her

zaman tam olarak belirlenememesi söz konusudur. Bu nedenle laboratuvar testleri daha yaygın olarak kullanılmaktadır (307).

Bu nedenle Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu (ISO) dental materyallerin laboratuvar deneylerinde kullanılmak üzere “Dental materyaller- Diş dokusuna adezyon” isimli dokümanı yayınlamıştır (308). *In vitro* çalışmaların bu dokümanda belirtilen standartlara göre gerçekleştirilmesi ve çalışma ile ilgili tüm ayrıntıların belirtilmesi, farklı araştırmacıların sonuçları arasında daha doğru bir karşılaştırma yapılmasına ve klinik performansa ilişkin daha doğru tahminlerde bulunmaya olanak sağlamaktadır (309,310,311). Bu nedenlerle çalışmamızın çekme testi ve renk analizi bölümlerinde standardizasyonu sağlamak amacı ile ilgili ISO prosedürleri takip edilmiştir.

Bağlanma testlerinde kullanılan dişlerin yaşının sonuçları etkilemediğini belirten çalışmalar olduğu gibi (312) etkilediğini belirten çalışmalar da bulunmaktadır (313). Çürük varlığında ise dentin kanallarının içi trikalsiyum fosfat kristalleri ile dolmaktadır. Çürük dentinin karbonat ve fosfat oranı daha düşük ve sağlam kollajen fibril dağılımı daha azdır. Dentin kanallarındaki mineral varlığı yüzünden çürükten etkilenen dentinde bağlanma dayanım değerleri daha düşük saptanmıştır (161,169,314).

Dentinde koheziv bir kopmanın oluşmaması için bağlanma testlerinde kullanılacak dişlerin işlem öncesi incelenip herhangi bir çatlak, kırık ya da aşınma içermediği saptanmalıdır (314). Bu çalışmada da, yaşları 20-55 arasında değişen bireylerden çekilmiş olan, çürüksüz, restorasyonsuz ve herhangi bir kırık yada çatlak içermeyen santral dişler kullanılmıştır.

Çekim sonrası dentinde meydana gelen değişiklikler de bağlanma dayanımı değerlerini etkilemektedir. Bağlanma dayanımı testinin çekimden hemen sonra yapılması idealde istense de pratikte mümkün olamamaktadır. En önemli değişimlerin çekimden sonraki ilk günlerde ya da haftalarda olduğu bilindiğinden dişlerin çekildikten 1 ay sonra kullanılmaya başlanması ve bu sürenin 6 ayı geçmemesi gerektiği, aksi halde dişlerin dentin proteinlerinde dejeneratif değişiklikler olacağı ifade edilmektedir (161). Bu çalışmada da, çekilmiş dişler ISO standartlarına uygun olarak en fazla 6 ay bekletilmiştir.

Dentine bağlanma dayanımı dişlerin bekletildiği solüsyonların ısısından da etkilenmektedir. Düşük ısılardaki saklama solüsyonlarının örneklerin daha iyi korunmasını sağladığı ve buna bağlı olarak da bağlanma değerlerinin arttığı

bildirilmektedir (315,316). ISO standartlarına göre çekim sonrasında dişler akan su altında yıkanmalı, üzerlerindeki kan ve doku artıkları uzaklaştırılmalı ve tercihen öncesinde %0,5'lik kloramin-T trihidrat bakteristatik/bakterisid solüsyonunda en fazla bir hafta bekledikten sonra ya da doğrudan distile suya aktarılmalıdır. Distile su içindeki dişler buzdolabında (+4°C'de) ya da dondurucuda -5°C'de bekletilmelidir. Ayrıca mikroorganizma üremesini engellemek için distile su periodik olarak yenilenmelidir (317). Çalışmamızda, çekimden hemen sonra dişlerin üzerindeki yapışık dokular bir dental scaler ile uzaklaştırılmış, dişler yıkanarak distile suya aktarılmış ve deney gününe kadar buzdolabında +4°C'de bekletilmiştir. Distile su her on günde bir yenilenmiştir.

Simanlar polimerizasyon süreci ve sonrasında nemin ve ısısal etkenlerin varlığından önemli derecede etkilenir. *In-vitro* testler sırasında bu faktörler göz önünde bulundurulmalıdır. Bu nedenle tüm simanların sertleşmesi nemli ortamlarda gerçekleştirilmelidir ve ISO kurallarına göre çekme testi öncesinde tüm deney örneklerine ısısal döngü işlemi uygulanmalıdır (ISO 10477).

Isısal döngü ağız içindeki ısısal değişimlerin *in vitro* şartlarda taklit edilmesi işlemidir. Araştırmalarda ısısal döngünün bağlanma dayanımı üzerine etkisi ile ilgili farklı sonuçlar elde edildiği gözlenmektedir. Bazıları ısısal döngünün bağlanma dayanımı üzerine etkisi olmadığını, bazıları bağlanma kuvvetlerini düşürdüğünü (318,319) bazıları ise bağlanma kuvvetlerini yükselttiğini (320,321) belirtmektedir. Çalışmamızda; ağız ortamını taklit etmek amacıyla ısısal döngü işlemi, 5-55°C'de 5000 kez uygulanmıştır.

Ağız ortamında çiğneme fonksiyonları süresince restorasyon ve diş dokusu arasında komplike yapıda bir stres oluşur. Bu streslerin; alınan gıdaların oluşturduğu kimyasal ve ısısal gerilimlerle birlikte diş dokusuna daha çok dikey ya da paralel yönde gelen gerilme ve makaslama kuvvetleriyle meydana geldiği belirtilmektedir. Kron restorasyonları, ağız içerisinde çekme (tensile), makaslama (shear), basma (compressive), oblik ve tüm bunların kombinasyonu tipteki kuvvetlere maruz kalırlar (315). Laboratuvar ortamında; dental materyallerin değerlendirilmesinde en sık kullanılan testler, bağlantı testleridir. Bağlantı testleri; uygulanan kuvvetin yönüne göre adlandırılmaktadır. Çekme testlerinde kuvvet bağlanma yüzeyine dik gelirken, makaslama testlerinde kuvvet bağlanma yüzeyine paralel gelmektedir. Makaslama testleri materyalin daha çok koheziv direncini ölçerken; çekme testleri ise ara yüzdeki adezyonu daha iyi değerlendirmektedir (134,146,323,324).

Adeziv sistemlerin diş dokusuna bağlanma dayanımlarını değerlendiren testler içinde çekme testleri en sık kullanılan test yöntemidir. Bu testler diş ve materyal arasındaki bağlantı ne kadar iyi ise polimerizasyon büzülmesi ve ağız içi fonksiyonlara olan direncin o kadar iyi olduğu düşüncesine dayanmaktadır. Çalışmanın gerçekçi ve doğru planlanması ile bağlanma testlerinin sonuçlarının klinik uygulama sonuçlarını iyi bir şekilde yansıtabileceği düşünülmektedir (151,325). Çekme testleri özellikle, farklı materyallerin kullanıldığı çalışmalarda, değişkenlerin etkisinin incelenmesinde çok etkilidir. Della Bona ve Van Noort (326) rezin siman ile seramik yüzeyi arasındaki bağlantı dayanıklılığını değerlendirmek amacıyla çekme testlerinin daha uygun olduğunu, makaslama testlerinin ise bağlantı direncini ölçerken yanlış yorumlamalara neden olacağını bildirmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızda; adezyonun değerlendirilmesi ve bağlantı dirençlerinin ölçülmesi amacıyla çekme testi kullanılmıştır.

Doku kaybının fazla olduğu dişlerde, bağlanma yüzey alanı azaldığından restorasyonun tutuculuğu için adeziv bağlanmanın önemi artar. Adeziv simantasyon ile, estetik üstünlük sağlanması, mikrosızıntının azalması ve bağlanma dayanımının artması ile tedavinin başarısı da artmaktadır (327).

Bağlanma direncinin değerlendirilmesinde sayısal değerlerin yanı sıra adherent-adeziv ara yüzeyindeki kopma çeşidi de önemlidir. Literatürlerde kopma tipleri: adeziv (adeziv materyal ile adherent ara yüzünde meydana gelen kopma), koheziv (adeziv materyalin ya da adherentin kendi içerisinde oluşan kopma) ve bunların ikisinin de beraber gerçekleştiği adeziv ve koheziv yani mix kopma olarak tanımlanmaktadır (328). Diş hekimliğinde adeziv uygulamaların artması sonucu, çok sayıda ürün kullanıma sunulmuştur. Adezivlerin etkinliği değerlendirilirken göz önünde bulundurulacak en önemli konu, adezivin diş dokusuna ve materyal yüzeylerine olan bağlanma direncidir. Bağlanma direncinin ölçülmesi adezivlerin etkinliğinin araştırılmasında kullanılan birkaç parametreden sadece biridir (329). Bağlanma direnci; adeziv-aderent ara yüzeyindeki birim alanda, bağlantıyı bozan minimum kuvvet değeridir. Bağlanmanın bozulduğu anda bağlanmanın ne derece kuvvetli olduğunu gösteren değerler tespit edilebilmektedir. Bu nedenle bağlanma dayanımı testleri; aynı zamanda ayrılma testleri olarak da adlandırılabilir. Bağlanma dayanımının bağlanma yüzeyinin genişliği ile ilgisi vardır; bağlanma dayanımının hesaplanabilmesi için yapışma yüzeyinin boyutlarının bilinmesi gereklidir (315). Dişlerin preparasyonu aletör ile klinik koşullarda manuel olarak yapıldığında, yüzey

alanları standart olmayan örneklerin preparasyon yüzeyleri 3 boyutlu ağız içi kameralar ile taranarak bilgisayar programları ile hesaplanabilmektedir (330). Çalışmamızda çekme testi öncesinde dişlerde hazırlanan bağlanma yüzeyleri Cerec 3D kamera ile taranmış ve görüntüler NexFabb programı ile ölçülmüştür. Böylece yüzey alanı değerleri eksiksiz olarak belirlenebilmiştir.

Bağlanma dayanımını ölçmek amacıyla yapılan deneylerde kullanılan test cihazının çekme hızı da sonuçları etkilemektedir. Test cihazının çekme hızının 0,45-1,05 mm/dak arasında olması gerektiği belirtilmektedir (331). Çalışmamızda bu bilgiler esas alınarak çekme dayanım testleri; 0,5 mm/dak çekme hızı ile yapılmıştır.

SEM ile inceleme, diş dokuları ile restoratif sistemler arasındaki dinamik ve kimyasal etkileşimi değerlendirmede kullanılan yüzey analiz tekniklerinden birisidir. Yüzey işlemleri sonrası yüzeyde biriken maddelerden birbirleri ile kıyaslanabilecek görüntüler alınması mümkün olan bu yöntem yüzey detaylarının incelenmesine olanak sağlayarak, yüksek çözünürlükte ve detaylı yüzey bilgisi verir (195).

Bağlanma dayanımı testinden sonra yüzeylerin incelenmesi ile başarısızlık tipleri daha iyi değerlendirilebilmektedir. Bu amaçla yapılan kırılma analizleri, adeziv sistemlerin ölçülen bağlanma dayanımlarının ne kadar güvenilir olduğunu göstermesi bakımından önemlidir. Geleneksel test metotları olan makaslama ve çekme bağlanma dayanımı testleri sırasında dişte veya materyalde oluşan koheziv fraktürler, adezivin dentine olan bağlanma dayanımının tam olarak ölçülebilmesini engeller. Sonuçta ölçülen bağlanma dayanımı, ne adezivin gerçek bağlanma dayanımı ne de materyalin gerçek kırılma direncidir. Dolayısıyla materyalde oluşan bu tip koheziv hatalar sonrasında rezin dentin bağlantısının materyalin kendi iç dayanımından yüksek olduğu sonucu çıkarılmamalıdır. Koheziv başarısızlıklar, dentin ya da restoratif materyalin içindeki hatalı bölgeler ve bu bölgelere lokalize olan düzgün olmayan stres dağılımından kaynaklanmaktadır. Bu nedenle yapılan çalışmalarda bağlanma dayanımları ile ilgili daha doğru saptamalar yapılabilmesini sağlayan adeziv tipte başarısızlıkların daha fazla olması istenir (329,329).

Çalışmamızda, feldspatik seramik örnekler grubundaki kırık tipleri değerlendirildiğinde, %69.2 koheziv başarısızlık olduğu görülmüştür. Dolayısıyla bu çalışmada feldspatik seramik grubu için adeziv sistemlerin bağlanma dayanımlarının gerçekçi bir şekilde yansıtılamadığı düşünülmektedir. Diğer gruplarda toplamda %8.8 koheziv başarısızlık olduğu görülmüştür. Diğer gruplar

için adeziv sistemlerin bağlanma dayanımları hakkında değerlendirmeler yapılabileceği düşünülmektedir.

Adeziv rezin simanlar restorasyonların desimante olmasını engellemek ve diş ile restorasyon arasında güçlü, dayanıklı bir bağ sağlamak amacıyla kullanılır. Bu yüzden, en uygun rezin siman materyalini seçmek restorasyon başarısında önemli bir karardır (137). Diş hekimliğinde materyallere olan bağlantıyı arttırmak için farklı rezin simanlar ve estetik özellikleri iyileştirilen daha dayanıklı materyaller sürekli olarak geliştirilmektedir. Resin simanlar Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, MDP, 4-META gibi içeriklere sahiptir. Tek aşamalı self-adeziv simanlar da restorasyonların simantasyonu için günümüzde tercih edilen seçeneklerden bir tanesidir (290).

Çalışmamızda Bis-GMA, TEGDMA, MDP, 4-META gibi farklı içeriklere sahip simanlar kullanılmıştır.

4-META içerikli simanlar zirkonya yüzeyine kimyasal olarak bağlanır. 4-META'nın anhidrid grubu metal oksitlere kimyasal afiniteden sorumludur (334). Termal siklus işlemi sonrasında bağ dayanımının anlamlı derecede azalması PMMA'nın bu sırada su emmesi sonucu kimyasal bağlantıyı zayıflatması ile açıklanabilir (335). Çalışmamızda 4-META içeren Super Bond simanı kullanılmıştır. Diğer adeziv rezinlerden farklı olarak Super Bond doldurucu içermez. 4-META içerikli adeziv rezin simanın MDP içeren diğer rezin simanlara göre daha yüksek bağ dayanımı gösterdiğini belirtmiştir. Moon ve arkadaşlarının (336) farklı yüzey işlemlerine tabi tutulan Y-TZP ile farklı simanların makaslama bağ dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında, hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan Y-TZP yüzeyine 4-META içeren Super Bond ile yapıştırdıkları örnekler termal siklus işlemine maruz bırakılmış, ardından makaslama bağ dayanım testine tabi tutulmuşlardır. Yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubundaki ortalama makaslama bağ dayanımı değeri 8,60 MPa bulunmuştur. Hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış zirkonya yüzeylerine yapıştırılan Super Bond örnekler için ortalama makaslama bağ dayanım değeri 7,67 MPa bulunmuştur (337).

Çalışmamızda en yüksek çekme bağ dayanımı değerleri Super Bond ile simante edilen monolitik zirkonya ve rezin nano seramik endokron gruplarında

sırasıyla 5.85 ve 5.35 MPa olarak kaydedilmiştir. Çalışmamızın sonuçları Yıldırım ve ark.'nın çalışmasını destekler niteliktedir.

Kendinden adezivli MDP içeren simanlar tek aşamalı olarak uygulanır ve zirkonya restorasyonların simantasyonu için önerilmektedir (290). De Oyağü ve arkadaşları (338) MDP içeren siman sistemlerinin herhangi bir yüzey hazırlık işlemi gerektirmeden kullanılabileceğini bildirmiştir. Araştırmacılar, zirkonya yüzeyindeki hidroksil grupları ve MDP'nin fosfat ester monomeri arasında kimyasal reaksiyon oluştuğunu (339,340) MDP'nin uzun karbon zinciri sayesinde hidrolize karşı dirençli olduğunu bildirmiştir (341,342).

Çalışmamızda SA siman grubu bağlanma değeri Z grubunda 4.06 MPa, RNS grubunda 2,98 MPa olarak bulunmuştur. Z grubundaki değerlerin daha yüksek olmasının nedeninin zirkonya ile MDP içerikli simanlar arasında oluşan kimyasal reaksiyon sonucu olduğu düşünülmektedir.

Self-etching adezivler demineralize dentine tam penetre olamama ve sonuç olarak da yeterli hibrit tabakası oluşturmama riskini beraberinde getirirler. Self-etching adezivlerin dentini farklı derecelerde demineralize etmeleri söz konusu olabilmektedir. Gregoire ve ark.'nın yaptıkları çalışmada bazı self etch sistemlerin asitle beraber uygulanan sistemlere göre dentin permabilitesini daha az miktarda azalttığı bildirilmiştir (343). Dentine fosforik asit uygulaması smear tabakasını ve smear tıkaçlarını kaldırırken, yeterli asiditeye sahip olmayan self-etch sistemler smear tabakasını kısmen demineralize eder ve kalıntıları hibrit tabakaya taşır. Self etch sistemlerin smear tabakasının kalınlığından, yoğunluğundan ve kalitesinden etkilendiği belirtilmektedir (151,344).

Çalışmamızda total etch sistemlerden Variolink ve Super Bond, self etch sistemlerinden Esthetic Cement kullanılmıştır. En yüksek bağlanma dayanımı değerine sahip olan SB grubu dışında V siman grubu zirkonya ile 4.32 MPa, rezin nano seramik ile 5,05MPa ortalama bağlanma dayanımı değerlerine sahiptir. Self etch sisteminden olan Esthetic Cement siman grubunda ise zirkonya ile 3.52MPa, rezin nano seramik ile 4,90 MPa ortalama bağlanma dayanımı değeri kaydedilmiştir. Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar diğer çalışmalar ile uyumludur, total etch sistemlerin daha fazla teknik hassasiyet gerektirmesine karşın self etch sistemlerden daha yüksek değerlere sahip olduğu ölçülmüştür.

Yang B ve ark self adeziv rezin simanların dual-cure rezin simanlara göre demineralize dentine penetrasyonunu engelleyen yüksek viskoziteleri nedeniyle daha düşük bağlanma dayanımı gösterdiğini bildirmişlerdir (346). Dual-cure rezin siman ile self adeziv rezin simanın dentine bağlanma dayanımlarının karşılaştırıldığı başka çalışmalarda, da dual-cure rezin simanın self adeziv rezin simana göre dentine bağlanma dayanımının daha yüksek olduğu görülmüştür (347,348). Dual-cure rezin siman, çinkofosfat siman ve kimyasal sertleşen rezin simanların karşılaştırıldığı çalışmada sadece kimyasal sertleşmeye izin verilmiş ve fotoaktivasyon olmaması için ışık ile polimerize edilmemiştir. Buna rağmen dual-cure rezin siman en yüksek bağlanma dayanımını göstermiştir (348). Çalışmamızda dual-cure simanlar self adeziv simanlara göre yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir. Ancak zirkon grubunda self adeziv siman olan PanaviaSA Cement dual-cure olan Esthetic Cement simanına göre daha yüksek değere sahiptir. PanaviaSA Cement içeriğindeki MDP nedeniyle ortalama değerin daha yüksek olduğu düşünülmektedir.

Çekme testi sonucunda elde edilen değerler materyallerin bağlanma kapasitelerini gösterirken, ayrılan yüzeylerin incelenmesiyle başarısızlık tipinin belirlenebilmesi mümkün olmaktadır.

Çalışmamızda Variolink II grubundaki başarısızlık tipleri incelendiğinde, RNS grubunda mix başarısızlık %90 oranında kaydedilmiştir. Bu simanın RNS ve dişle olan bağlantısının Z grubuna göre daha iyi olduğu gözlenmiştir. Z grubunda restorasyon-siman arasında %50 oranında adeziv başarısızlık bulunması nedeniyle bağlanma başarısının düşük olduğu söylenebilir.

Estetik protetik materyaller ile çekme bağlanma dayanımı testi yapılan az sayıda çalışma bulunmaktadır. Stawarczyk ve ark. (330) molar dişlere adeziv olarak simante edilen zirkonya kronların çekme bağlanma dayanımının incelendiği çalışmada Panavia 21 ile simante edilen grupta dentin dokusunda kırık görülmüştür. Self adeziv siman gruplarında ise dentin dokusunda kırık oluşumu gözlenmemiştir. Dentin dokusundaki kırık oluşumunun restorasyon ile bağlanma dayanımının dentin dokusunun içsel dayanımından daha fazla olmasından kaynaklandığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda dentin dokusunda kırık oluşumu gözlenmemiştir. Santral dişlerde yaptığımız endokron restorasyonlarda, diş dokusu miktarı ve dolayısıyla simantasyon alanı molar dişlerden daha azdır. Simantasyon yüzey

alanının az olmasına bağılı olarak bağlanma dayanımının daha az olduğu, bu nedenle çalışmamızda dentin dokusunda kırık oluşumunun görülmediğı düşünölmektedir. Çalışmamızda restorasyon kırığı yüksek oranda seramik, az oranda da RNS endokronlarda kaydedilmiştir. Materyal içsel dayanımının, endokron ile diş dokusunun bağlanma dayanımından daha az olduğunu düşünmekteyiz.

Çalışmamızda self adeziv siman olan SA grubunda Z ve RNS gruplarında %70 mix başarısızlık tipi görölmüştür. Self adeziv siman kullanılarak zirkonya kronların dişlere simante edildiğı ve çekme bağlanma dayanımı testi yapılan bir çalışmada restorasyon siman başarısızlığı görölmemiştir (330). Çalışmamızda SA siman grubunda zirkonya ile olan adeziv bağlanma başarısızlığı %30, mix başarısızlık %70 oranında görölmüştür. Sonuçlarımız diğér çalışmaların sonuçlarıyla benzerlik göstermektedir. RNS grubunda ise restorasyon-siman adeziv başarısızlığı kaydedilmemiştir. Elde ettiğimiz sonuçlar RNS materyalinin rezin simanlarla bağlanma başarısının iyi olduğunu göstermektedir. Nano kompozit CAD-CAM materyallerinin bağlanma dayanımının incelendiğı çalışmalarda (349) self adeziv rezin siman (Clearfil SA Cement) ve dual-cure siman (Variolink II) gruplarında %90 oranında mix başarısızlık görölmüştür. Siman restorasyon bağlanma başarısızlığı gözlenmemiştir. Çalışmamız bu açıdan da diğér çalışmalarla paralellik göstermektedir (351,352,353).

Z grubu ile en düşük bağlanma dayanımı gösteren ES siman gurubunda(3.52 MPa) %40 oranında da siman-restorasyon adeziv başarısızlık kaydedilmiştir.

Canlı doku ve organlarda gerilim analizi yapmak oldukça zor bir işlemdir. Bu nedenle, stres analiz çalışmaları canlı malzemenin cansız bir modeli üzerinde yapılır. Mühendislikte karmaşık analitik sistemlerin çözümünde kullanılan sonlu elemanlar analizi, diş hekimliğinde de her tür cisme ve karmaşık yapılara uygulanabilmesi, kullanılan malzeme sayısının sınırlandırılmaması, stres dağılımlarının ve yer değiştirmelerin bir arada ve duyarlı olarak elde edilebilmesi, deneysel modelin kontrolü ve sınır koşullarının değiştirilebilmesi, malzemenin mekanik ve fiziksel özelliklerinin çok iyi yansıtılabilmesi gibi avantajları nedeni ile çalışmamızda da tercih edilmiştir (354,355,356). Ayrıca bu yöntem, risk faktörleriyle ilişkili bulguların, klinik deneyimlere dayandırılmadan, önceden belirlenmesine izin verir (357).

Sonlu elemanlar analizi ile elde edilecek sonuçlar oluşturulan modelin gerçeğe ne kadar yakın olduğuna bağılıdır (358). Analizinin yapılabilmesi için gerekli

olan modelleme aşamasında sıklıkla, üç boyutlu inceleme sağlayan CT ve MR'dan faydalanılmaktadır (228).

Araştırmamızda endokron ile restore edilmiş santral dişin üç boyutlu olarak modellenebilmesi için çekilmiş santral diş üzerine CAD-CAM ile üretilen endokrona ait CBCT görüntüleri kullanılmıştır.

Sonuçların doğruluk derecesi modelin doğruluk derecesi ile doğru orantılıdır. Modelin doğruluk derecesi de matematiksel modeldeki nokta ve elemanların sayısı ile orantılıdır (359,360). Çalışmamızda her bir model 19215 düğüm ve 13062 eleman içermektedir.

Kökün dış yüzeyindeki düğümler stres dağılımını hesaplayabilmek için tüm yönlerde sabit, çalışmada kullanılan materyaller de homojen ve izotropik yani yapısal bütün birimlerinin aynı özelliklere sahip olduğu kabul edilmiştir. Gerçekte herhangi bir yapının ve materyalin tamamen homojen ve izotropik olması mümkün değildir (227,361). Materyaller belirli bir sınıra kadar elastik, daha sonra ise plastik deformasyon göstermektedir. Bu nedenle çalışmamızda yaptığımız genellemelerden elde edilen sonuçlar, gerçeklerden biraz farklılık gösterecektir. Ancak; çalışmamızda kullanılan modellerdeki kuvvet miktarları ile malzemelerin mekanik özellikleri sabit tutulduğu ve modeller birbirlerine göre değerlendirildiği için araştırmamızın bilimsel açıdan uygun olduğunu düşünmekteyiz.

Kuvvet dağılımını etkileyecek en önemli etken kullanılan malzemenin ve dokuların yapısıdır. Malzemenin ve dokuların, elastikiyet modülü ve Poisson oranı olmak üzere iki önemli ayırt edici özelliği bulunmaktadır. Araştırmamızda çalışmalar ile benzer elastikiyet modülü ve Poisson oranları kullanılmıştır (361).

Stres analizlerinden matematiksel hesaplamalar sonucu elde edilen numerik değerler varyasyon göstermediğinden, sonuçların istatistiksel olarak değerlendirilmesi rutin yapılması gereken bir işlem değildir. Ancak bu sonuçlardan klinik uygulamalarda faydalanmak için yeterli ve tatmin edici yorumların yapılması gerekir.

Gerilim analizlerinin sonuçlarının değerlendirilmesinde ve tanımlamalarda hangi tip değerlerin kullanılacağına dair kesin bir görüş mevcut değildir. Asal gerilim ve von mises gerilim değerleri karşılaştırmalarda en sık kullanılan değerlerdir. Asal gerilim ve gerinim değerleri kemik gibi kırılğan materyallerin değerlendirilmesinde önemlidir. Von mises gerilim değerleri ise plak ve vida gibi ezilebilir materyallerin içerisinde meydana gelen gerilimleri göstermek için idealdir (362).

Von Misses değerleri, oluşan gerilmelerin dağılımı ve yoğunluğunu gösterirken, gerilmenin karakterini belirtmez. Gerilmenin karakterini ve hangi bölgede etkin olduğunu belirlemek için asal gerilmelerin incelenmesi gerekmektedir. Maksimum asal gerilmeler modelde oluşan en yüksek çekme tipi gerilmeleri, minimum asal gerilmeler ise modelde oluşan en yüksek basma tipi gerilmeleri ifade etmektedir. Mutlak değeri daha büyük olan gerilme, hangi karakterde gerilmenin daha etkin olduğunu gösterir (362). Bu nedenle bizim çalışmamızda da minimum ve maksimum asal gerilme değerleri incelenmiştir.

st santral dişler, çiğneme sisteminde kesme-koparma işlevi ve protrüzyon sırasında arka grup dişleri koruma görevine sahiptirler. Santral dişlere yapılan restorasyonların uzun dönem başarısında bu işlevler etkili olmaktadır. Homojen olmayan materyallerde, özellikle arayüz bölgelerinde stres birikim alanları oluşmaktadır. Materyallerin arasındaki elastisite farkları nedeniyle ara yüz bölgeleri zayıf bölgeyi oluştururlar (272). Endodontik tedavili aşırı kron harabiyeti olan dişlerde post-kor yapı üzerine kron restorasyon uygulaması yaygın olarak yapılan bir işlemdir ve farklı birçok materyal kullanıldığı için stres birikimine neden olabilecek ara yüz alanları içermektedir. Santral dişlerin tedavisinde kullanılabilecek restorasyon seçeneklerinden biri olan endokron, kron ile pulpa odası ve/veya pulpa kanalları bölgesini içeren tek parça bir yapıdır ve bu nedenle stres birikiminin daha az olacağı düşünülen restorasyon tipidir (363). Restore edilen dişlerde çiğneme işlevi sırasında dişe gelen kuvvetler sonucunda kırık, çatlak gibi başarısızlıklar görülebilmektedir. Stres birikim alanının çok geniş olduğu veya stresin çok yoğunlaştığı bölgeler başarısızlık görülme riskinin fazla olduğu alanlardır. En yüksek stres birikiminin olduğu bölgede başarısızlık görülmektedir.

Yaptığımız çalışmada, farklı materyallerden hazırlanan endokronlar ile restore edilmiş dişlerde restorasyon başarısızlığının görülebileceği stres birikim alanlarının belirlenmesi amaçlanmıştır. Periodontal ligament doğrusal olmayan bir davranış sergilemektedir (364). Bu çalışmada yapıda oluşan yer değiştirme ve gerilmelerin az miktarda olduğu kabul edilmiştir. Bu da yükleme sırasında geometriyi oluşturan elemanların yer değiştirmediği anlamına gelmektedir. Bu nedenle lineer yapı olarak modellenmeyen periodontal ligament simle edilmemiştir. Siman aralığı 80 mikron olarak belirlenmiştir. Siman aralığı çok az olduğu için farklı elastik modülüsü olan simanların oluşturacağı farklılıklar göz ardı edilmiş ve simanlar karşılaştırılmamıştır.

Çiğneme işlemi sırasında üst ön bölge dişleri vertikal ve horizontal kuvvetler ile karşılaşır. Çalışmamızda üst santral dişe singulum bölgesinden vertikal ve horizontal bileşenleri olan, anterior dişlerde ortalama çiğneme kuvveti olan 300 N büyüklüğünde oblik kuvvet uygulanmıştır ve stres birikim alanları incelenmiştir.

Zarone ve ark. (365) kompozit, seramik ve sinterize alümina endokronların çiğneme kuvvetleri altında oluşturdukları stresleri incelemişlerdir. Tüm modellerde stres birikimi mine-sement sınırına yakın olan kök ve kron dentininde meydana gelmiştir. Elastiklik modülü dentine daha yakın olan kompozit endokronlarda stres birikim değeri endokron-siman-dentin ara yüzlerinde 1-2 MPa, feldspatik endokronlarda 5-7 MPa, elastiklik modülü en yüksek olan sinterize alümina endokronlarda 6-10 MPa değerleri arasında olduğunu, elastiklik modülü diş dokusuna yakın olan materyallerin diş üzerinde oluşturduğu streslerin daha az olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda elastiklik modülü en yüksek olan monolitik zirkonya endokronda en yüksek stres birikim değeri 7.58MPa, feldspatik endokronda 7.74MPa, elastiklik modülü en düşük olan rezin nano seramik endokronda 7.91MPa değerinde bulunmuştur. Oluşan stresler birbirine çok yakın değerdedir. Elastiklik modülü dişe en yakın materyal olan rezin nano seramik, onu takip eden feldspatik seramik ve monolitik zirkon endokronlarda stres birikim alanları aynı sıralama ile artmaktadır. Zarone ve ark. 'nın (365) çalışmasındaki endokronların post uzunluğu kökün 2/3 üne dek uzanan rutin post uygulamaları uzunluğunda modellenmiş, çalışmamızda ise 5mm uzunluğunda planlanmıştır. Stres birikim değerlerinin çalışmamızdaki değerlerden farklı olmasının post uzunluğundaki farklılık nedeniyle olduğunu düşünmekteyiz.

Çalışmamızda post sistemleri araştırılmamakla birlikte, endokron restorasyonların post bölümünün uzunluğu ve kullanılan materyalin stres birikimine etkisinin karşılaştırılması amacıyla literatür incelenmiştir. Fiber postların uzunluğunun ve dolayısıyla bağlanma alanının artması, kuvvetlerin dağıtılması sağlanarak kök kırıklarının önlenebileceğini belirten çalışmalar bulunmaktadır (198,366,367). Çok sayıda çalışma postların uzunluğunun kök dentinindeki mekanik davranışı etkilediğini belirtirken, 1:1 kron/post oranında olan kısa fiber postların uzun fiber postlarla kullanım sonrası aynı yorgunluğa sahip olduğunu bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (368).

Chang ve ark. çalışmalarında (369) 5mm ve 10mm uzunluğundaki karbon fiber, cam fiber ve paslanmaz çelik postların stres birikim değerlerini incelemişler ve

post uzunluğunun meydana getirdiği stres birikimi değerlerinde anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir. Kullanılan materyal farklılığının stres birikimine etkisinin daha fazla olduğunu ifade etmişlerdir.

Farklı uzunluktaki döküm postların kök dayanıklılığı ve retansiyona olan etkisi ile ilgili çok sayıda çalışma yapılmıştır (370). Kök post uzunluğunun en az kron uzunluğu kadar, genellikle de apeksten 3-5 mm uzakta olacak şekilde olması gerektiği tavsiye edilmektedir (371,372). Buna rağmen, birçok çalışmada endodontik tedavili kron ile restore edilmiş dişlerde post uzunluğunun kırılma dayanımına etkisi olmadığı belirtilmiştir. Uzun postların uygulanmasında post boşluğu hazırlanırken dişte oluşan doku kaybı nedeniyle kalan dentin dokusu zayıflamaktadır ve kırık görülme riski artmaktadır (373). Birçok araştırmacı, post uzunluğunun artırılmasıyla dişin kırılmaya karşı direncinin artmadığı düşüncesindedir. (45,374,375). Klinik kron boyundan kısa postların kırık oluşumunun önlenmesi için kullanılmaması gerektiğini belirten çalışmalar bulunmaktadır (368). Chang ve ark. yaptıkları çalışmada cam fiber ve karbon fiber post modellerinde max. stres birikiminin servikal bölgede olduğunu göstermişlerdir (369). Ferrari ve ark. ise post uzunluğunun değişiminin stres değerlerine etkisinin anlamlı olmadığını belirtmişlerdir (377). Yaptığımız çalışmada post uzunluğu 5mm olan endokronlarda diğer çalışmalarla paralel olarak stres birikimi servikal bölgede yoğunlaşmıştır.

Lin ve ark. (378) seramik klasik kron ve endokron ile restore edilen dişlerde meydana gelen stres birikimlerini sonlu elemanlar analizi ile incelemişler ve klasik kron uygulanan modelde dentinde oluşan en yüksek stres değerini 5.43MPa, endokron uygulanan modelde ise 3.65MPa olarak bulmuşlardır. Endokron ve klasik kron restorasyonların başarısızlık oranlarını normal çiğneme kuvvetleri altında %20 iken, diş sıkma kuvvet değerinde ise %80 olarak belirtmişlerdir ve normal çiğneme kuvvetleri altında aşırı doku kaybı olan endodontik tedavili dişlerde endokronların uygun bir konservatif ve estetik restorasyon seçeneği olduğunu ifade etmişlerdir. Lin ve ark. yaptığı başka bir çalışmada premolar dişlerde inley, konvansiyonel kron ve endokron ile restore edilen dişler üzerinde oluşan stres dağılımlarını incelemişlerdir. En yüksek değer inley grubunda 10.15 MPa olarak kaydedilmiş, konvansiyonel kronda 6,43MPa, endokronda ise 3.95MPa olarak bulunmuştur. Endokron grubunda değerlerin düşük olmasını, monoblok restorasyonun daha stabil ve retantif olmasına, ara yüzlerin azalmasına ve okluzal bölgede seramik kalınlığının artmasına bağlı

olduğunu düşündüklerini belirtmişlerdir (379). Zarone ve ark. monoblok yapılarda, özellikle elastiklik modülüsü dentine yakın olan materyaller kullanıldığında, restore edilen dişlerde sağlam dişe benzer deformasyon görüleceği ve ara yüzlerin azalması ile streslerin dişin yüzeyine dağılacağı ve stres birikiminin az olacağını ifade etmişlerdir (365). Çalışmamızda max. stres değerlerinde anlamlı fark bulunmamakla birlikte stresin yoğun olduğu bölgelerin monolitik zirkonya endokronlarda daha fazla, feldspatik seramik ve rezin nano seramik endokronlarda daha az olduğu gözlenmiştir.

Bazı çalışmalarda, daha rijit postlarla restore edilen dişlerde, diş yüzeyi ile temas eden bölgelerde, gelen kuvvetlere bağlı olarak dentin ara yüzeyinde meydana gelen deformasyon nedeniyle boşluklar oluştuğu belirtilmiştir. Buna bağlı olarak uzun dönem bağlanma başarısında sorunlar oluşabileceği düşünülmektedir. Çalışmamızda, tüm materyallerde stres birikiminin servikal bölgede yoğunlaştığı, daha rijit olan materyallerde stres lokalizasyonlarının daha geniş alanda olduğu gözlenmiştir. Monolitik zirkon modellemesinde endokronun post bölümünde siman ara yüzeyine kadar olan bir alanda stres yoğunluğu bulunmaktayken, rezin nano seramik endokron modellemesinde en yüksek stres değerleri palatinal ve bukkal servikal bölgededir. Mekanik özellikleri değerlendirilen materyallerin estetik özellikleri de önem taşımaktadır.

Günümüzde estetik beklentinin artmasıyla restoratif materyallerin renk stabilitesi önem kazanmıştır. Üretici firmalar, gün geçtikçe daha fazla estetik özelliklerini koruyabilen ve mekanik özellikleri geliştirilmiş restoratif materyalleri piyasaya sürmektedirler.

Çalışmamızda santral dişlere uygulanan ve CAD/CAM materyallerinden üretilen endokronların, klinik başarısını etkileyebilecek renk stabilitesi özelliği incelenmiştir. Bu amaçla renk ölçümü ve analizinden de yararlanılmıştır.

Renk ölçümü için günümüzde kullanılmakta olan cihazlar; kolorimetreler, spektrofotometreler, spektrofotometreler ve dijital fotoğraf makineleridir (380). Bu cihazların kullanımı ile daha objektif, hızlı ölçümler yapılabildiğinden görsel yolla yapılan renk seçimine nazaran potansiyel bir avantaj sağlanmaktadır (381,382).

Kolorimetreler, spektoradyometre ve spektrofotometrelerden daha kolay kullanılırlar ve daha küçük aletlerdir. Ancak kolorimetreler metamerizmi değerlendirebilmek için kullanılamamaktadırlar. Transludent materyallerin renklerinin belirlenmesinde ise, ışığın kırılarak dağılmasından dolayı sonuçlarda problemler yaşanabilmektedir (381). Seghi ve arkadaşlarının (384) yaptığı bir çalışma, kolorimetre verilerinin transludent porselende ciddi biçimde değiştiğini göstermektedir. Spektrofotometrelerin en yaygın kullanım alanı, yüzey renklerinin ölçülmesidir. İçerisinde bir monokromatör, dedektör ve ışık kaynağı bulunur. Çoklu sensör prensibiyle çalışan spektrofotometreler, birçok dalga boyunda ölçüm yapabilen sensörlerle donatılmışlardır. Metamerizmi ayırt edebilmek amacı ile de kullanılabilirler. Güneş ışığı, ampul ışığı ve floresan ışıktaki farklı ölçüm değerleri verebilmektedir. Spektrofotometreler objektif olmaları, renk ölçümlerine sayısal değer verebilmeleri ve verilerin hızlı elde edilebilmesi avantajlarını sağlarlar. Bu nedenlerle spektrofotometreler daha profesyonel alanlarda, bilimsel çalışmalarda, kalite kontrolünde, rengin tarif edilmesinde ve diş hekimliği kliniklerinde sıklıkla kullanılır hale gelmiştir (385,386). Ayrıca spektrofotometreler, nesnelerden tam bir dalga boyunca yansıyan ışığın miktarını ölçebilme yetenekleri sayesinde genelde kolorimetrelerle göre daha doğru ve sistematik sonuçlar vermektedirler (387,388,389). Bahsedilen üstünlükleri nedeniyle çalışmamızda renk analizi için spektrofotometre kullanılmıştır.

Çalışmamızın renk stabilitesinin değerlendirildiği bölümünde örnek boyutları ISO standartlarına göre 15mm çapında ve 1mm kalınlığında, spektrofotometre ile renk analizine uygun olacak şekilde hazırlandı. (ISO Standarts 4049).

Çay, soya sosu, tanik asit, meyan kökü, kakao, kahve ve klorheksidinli gargaralar hem doğal dişler hem de protez bileşenlerinde renk değişimine neden olurlar. Birçok çalışma çay, kahve, kola, meyve suyu, şarap ve nikotinin dental materyallerde renk değişimine neden olduğunu göstermiştir (390,391,392).

Kolalı içecekler tüm dünyada her yaşta fazla oranlarda tüketilen içeceklerdir (393). Sürücüoğlu ve Çakıroğlu'nun öğrencilerin hazır yiyecek tercihleri üzerinde yaptıkları bir çalışmanın sonucunda genç tüketiciler arasında kolalı içeceklerin tüketiminin çok yaygın olduğu görülmüştür (394). Kahve, bütün dünyada sık tüketilen bir içecektir. Son yıllarda Türkiye'de de filtre kahve tüketimi, Türk kahvesi seviyesine ulaşmıştır (395). Avrupa'da yıllık 3 kg düzeyinde olan kişi başına kahve tüketimi Türkiye'de 200-250 g düzeyinde olsa da bu miktar artmaktadır (396). Diş

hekimliğindeki gelişmelere rağmen restoratif materyallerin ağız içerisinde yapıları bozulabilmektedir. Kahve, çay, kırmızı şarap gibi bazı içecekler ve hatta suyun bile kompozit materyallerin estetik ve fiziksel özelliklerini (mikrosertlik, yüzey pürüzlülüğü, translüsensi) etkileyebileceğini belirten çalışmalar bulunmaktadır (397,398). Özellikle restoratif materyaller üzerine asitli içeceklerin etkisinin araştırıldığı çalışmalarda, materyallerin yüzey sertliğinin farklı oranlarda azaldığı tespit edilmiştir (399,400,401). Bu içeceklerin etkileri, tüketim sıklığı ve miktarına bağlı olduğu gibi restoratif materyallerin kimyasal kompozisyonları veya yüzey özelliklerine bağlı olarak da artabilir.

Sıvı tüketiminin klinik etkileri birçok çalışmaya konu olmuştur. Literatürde içeceklerin mine ve dentin yüzeyindeki potansiyel etkilerini değerlendiren birçok çalışma vardır (398,402,403). Bununla birlikte, içeceklerin restoratif materyaller üzerindeki etkilerini, araştıran çalışmalar az sayıdadır ve estetik restorasyon materyallerinin bu özellikleri ile ilgili mevcut verilerle tam bir karşılaştırma yapmak mümkün değildir (404).

Bu nedenlerle, çalışmamızda estetik restorasyonlarda kullanılan farklı materyallerin sık tüketilen içecekler karşısında renk değiştirme miktarlarının ölçülerek karşılaştırılması amaçlandı.

Farklı sıvı ortamların dental materyaller üzerindeki etkilerinin değerlendirildiği çalışmalarda saklama koşulları ve test süreleri araştırmacılar arasında değişmektedir. 37°C’de oral kavite içerisindeki maddelerin çoğu arasındaki karşılıklı etkileşim, protezlerin uzun dönem dayanıklılığı üzerine negatif bir etki yapabilir. Mutlu-Sagesen ve arkadaşları (405). *In vitro* renk çalışmaları için 4 haftalık sıvıda bekletme süresinin fazla olarak düşünülebileceğini, bununla birlikte sıvıların kümülatif renklendirme sonuçlarını değerlendirmek için 4 haftalık test süresini tercih ettiklerini belirtmişlerdir. Çalışmamızda da test süresi 4 hafta olarak belirlenmiştir.

Yapılan çalışmalarda kola ve meyve sularının açıldıktan 1 hafta sonra gazını kaybettiği ve pH değerinin ise değişmediği saptanmıştır (401,406). Çalışmada ise bireylerin her gün bu içeceklerden tükettikleri kabul edilerek planlama yapılmıştır. Her gün için yeni bir solüsyon kullanılmıştır.

Commision de l’Eclairage adındaki organizasyon renk ve görünüm ile ilgili bir standardizasyon sunmuştur. 1976 yılında CIE bir renk uzayı geliştirmiş ve bu

sistem insan gözünde bulunan farklı üç renk reseptörüne (Kırmızı, yeşil, mavi) bağlı renk algılama teorisine göre uygulanmıştır. Bu sistem (CIE Lab) en popüler renk uzayıdır (407). CIE Lab renk sisteminin en büyük avantajı küçük renk değişikliklerinin tespit edilmesine olanak vermesidir.

2004 yılında renk analizi çalışmalarında kullanılan formül, CIE tarafından daha da geliştirilmiştir. 263, Bu yeni formül ağırlık fonksiyonu (SL, SC ve SH), parametrik faktörleri (kL, kC ve kH) ile yüzey özellikleri, arka plan, hue ve value gibi öğeleri içermektedir. Böylece görsel olarak algılanan ve hesaplanan farklılıkların birbirleriyle etkileşimlerinin sonuçlara yansıtılması sağlanmıştır (264).

Ancak geliştirilmiş olan formül oldukça karmaşıktır. ve daha önce yapılan çalışmalarla karşılaştırmaya imkan vermemektedir (408). Bu nedenle çalışmamızın renk analizi bölümünde 1986 Eab formülünün kullanılması tercih edilmiştir.

Dental literatürde, bir çok araştırmacı renk farklılıklarının algılanabilirliğini değerlendirmek için ΔE değerlerini kullanmıştır (384,410). Diş hekimliğindeki renk değişikliklerinin $\Delta E > 1,0$ olduğunda fark edilmeye başlandığı ve $\Delta E = 3,7$ 'ye kadar da kabul edilebilir düzeyde olduğu belirtilmiştir. Bu değerlerin üzerindeki renk değişimlerinin ise kabul edilemeyeceği ifade edilmiştir (392). Seghi ve arkadaşları (384) ise ölçülen renk farklılık değeri 2'den büyük olduğunda, gözlemcilerin tamamının örnekler arasında renk farklılığı bulunduğunu tespit ettiklerini; ΔE değerinin 1 ile 2 arasında olduğunda ise renk farklılığı hakkında hatalı yorumlamalar yapılabildiğini bildirmişlerdir. ΔE 'nin 1'in altına düşmesi durumunda ise; gözlemcilerin renk farklılığını daha güç algılayabildiğini kaydetmişlerdir. ΔE değerleri yaklaşık tolerans değerlerini vermesine rağmen bireysel farklılıklarından dolayı bazı kişiler renk farklılıklarını 0,5 değerlerine kadar algılayabilirken, bazıları 4 derecesinde bile farklılık görememektedir.

Çalışmalar arasındaki farklılıklar kullanılan cihaza, deney düzeneğine, örnek tipine, şekil, parlaklık ve yapısal farklılıklara, örnek sayısına ve renk farkı formülüne bağlı olabilir (International Commission on Illumination, 1986).

ΔE değerinin 1 birimden düşük olduğunda gözle algılanamadığı, 1 birimden yüksek 3.3 birimden düşük olduğunda fark edilebilir ancak klinik olarak kabul edilebilir, 3.3 birimden yüksek olduğunda algılanabilir ve klinik olarak kabul edilemez olduğu belirtilmiştir.

Çalışmamızda önceki çalışmalara dayanarak ΔE değerinin 3.3'e eşit veya 3.3'ten büyük olduğu durumlarda renk farkının klinik olarak kabul edilemeyeceği esas alınmıştır.

Çay, kahve, kola, vişne suyu ve şarap gibi içeceklerin, dental materyallerin lekelenmesini arttırdığı, parlaklığını etkilediği bilinmektedir. Bu konu ile ilgili olarak yapılan çalışmalarda yüzeyin renginin olumsuz yönde etkilendiği gösterilmiştir (391,405,410). Çalışmamızda renklendirici solüsyon olarak kahve ve kola solüsyonları kullanılmıştır.

Kahve solüsyonunda bekletilen CAD-CAM kompozit ve cam seramik materyallerinin renk değişikliklerinin incelendiği çalışmada, kompozit materyallerin cam seramik materyaline göre daha yüksek ΔE değeri gösterdiği belirtilmiştir. Nano doldurucu içeren rezin esaslı CAD-CAM materyalinde (Blanc High-class) 1. gün ($\Delta E:3.52\pm1.9$), 7. gün ($\Delta E:5.99\pm2.3$) ve 28. gün sonunda ($\Delta E:6.9\pm2.3$) renklenmenin klinik olarak kabul edilemeyecek seviyede olduğu gözlenmiştir. Seramik (Empress CAD) materyalinde ise 1. gün ($\Delta E:0.67\pm0.6$), 7. gün ($\Delta E:1.6\pm1.1$) ve 28. gün ($\Delta E:1.87\pm1.1$) sonunda klinik olarak kabul edilebilir seviyede renk değişikliği olduğu belirtilmiştir (412). Başka çalışmalarda da rezin matriks içeren kompozit esaslı materyallerde renklenmenin kabul edilebilir seviyenin üzerinde olduğu belirtilmiştir (413,414).

Direk ve indirek kompozit materyallerinin renk stabiliteilerinin değerlendirildiği bir başka çalışmada kontrol grubu lityum disilikat olarak belirlenmiştir. Kahve solüsyonunda kompozit materyalleri klinik olarak kabul edilemeyen çok yüksek değerlerde renklenme gösterirken, seramik gurubunda 15. gün sonunda ΔE değeri 1.28 ± 0.73 olarak kaydedilmiştir. Renk değişimi en fazla ilk haftada gözleniyorken, deney süresince artış gösterdiği belirtilmiştir (415).

Yapılan çalışmalarda (416) en fazla renklenmenin ilk 1 haftada meydana geldiği ve renklenme yoğunluğunun 14 gün boyunca devam ettiği belirtilmiştir.

Çalışmamızda, kahve solüsyonunda bekletilen rezin nano seramik materyali araştırma süresince en yüksek renklenme gösteren grup ($\Delta E1:4.303\pm0.941$, $\Delta E2:5.247\pm1.308$, $\Delta E3:6.655\pm1.631$) olmuştur. Renklenme en fazla ilk haftada gözlenirken araştırma süresince renklenmenin devam ettiği izlenmiştir.

Literatür incelendiğinde monolitik zirkonya materyalinin renk değişiminin incelendiği çalışmalara rastlanmamıştır. Çalışmamızda kahve solüsyonunda

bekletilen monolitik zirkonya 7. ve 14. günlerde yapılan ölçümlerde klinik olarak kabul edilebilir değerlere sahipken 30. günde sınır değere yakın olarak (3.613 ± 1.666) kaydedilmiştir. Bunun aksine çalışmamızda kullanılan seramik materyalinin renk değişimi miktarı ise kabul edilebilir sınırlarda kalmıştır.

Rezin nano seramik materyalinde %20 oranında bulunan kompozit içeriğine ve yüzey bitirme işleminin mekanik polisaj ile yapılmasına bağlı olarak renklenme miktarının etkilendiği düşünülmektedir. Çalışmamızın sonuçları kahve solüsyonu kullanılan diğer çalışmalar ile paralellik göstermektedir.

Genel olarak düşük pH'ya sahip yiyeceklerin daha büyük eroziv etkiye sahip olduğu bilinmektedir (417). Test edilen içeceklerin arasında 2,74 ile en düşük pH'ya sahip madde kola, daha sonra 3,75 ile vişne suyu gelmektedir. Araştırmalarda kullanılan solüsyonların sıcaklıklarının da sonuç üzerinde etkili olabileceği gösterilmiştir (418,419). Ancak bu çalışmalar daha çok içeceklerin mine üzerindeki eroziv etkilerini değerlendiren araştırmalardır. Sarı ve arkadaşları (420) günlük tüketilen yiyecek ve içeceklerin mine ve kompozit dolgu materyallerinin yüzey sertliği ve pürüzlülüğüne etkisini araştırmışlardır. Örnekler 6 ay boyunca günde 6,6 dakika solüsyonlarda bekletilmiştir. Eroziv yiyecek ve içeceklerin, incelenen restoratif materyaller ve diş gruplarının yüzey sertlik ve pürüzlülüğü üzerinde etkili oldukları gözlenmiştir. En fazla değişikliğin kola ($\text{pH}=2,74$) ve portakal suyunda ($\text{pH}=3,75$) gözlendiği belirtilmiştir. Bunun nedeni olarak da bu içeceklerin düşük pH değerleri gösterilmiştir. pH'ı düşük yiyecek ve içeceklerin daha düşük mikrosertlik değerine ve daha fazla yüzey pürüzlülüğüne sebep olduğu sonucuna varılmıştır.

Çalışmamızda kola solüsyonunda bekletilen örneklerde, 7. ve 14. günlerde ($\Delta E1: 5.429 \pm 1.739$, $\Delta E2: 6.225 \pm 2.152$) en fazla renklenme feldspatik seramik grubunda kaydedilirken, bu değerlerin klinik olarak kabul edilebilir değerlerden yüksek olduğu gözlenmiştir. Rezin nano seramik ve monolitik zirkon grubunun değerleri ise birbirine yakındır ve klinik olarak kabul edilebilir sınır değeri olan 3.3'ten düşük olarak gözlenmiştir.

Rezin nano seramik ($\Delta E: 4.495 \pm 1.679$) ve monolitik zirkonyanın ($\Delta E: 4.261 \pm 1.942$) kola solüsyonunda 1 ay bekletilmesi sonunda birbirine yakın renklenme değerleri gösterdikleri, feldspatik seramik grubunda ise ($\Delta E: 9.25 \pm 3.314$) renklenme değerlerinin en yüksek olduğu belirlenmiştir.

Ulaşabildiğimiz kaynaklar arasında rezin nano seramik ve monolitik zirkonya materyalinin renk stabilitesiyle ilgili çalışma bulunmamaktadır. Aynı şekilde kola solüsyonu kullanılarak cam seramik materyallerin renk stabilitesinin araştırıldığı çalışmaya da rastlanmamıştır.

Kolanın seramik yüzeyinde aşınmaya neden olduğunu belirten çalışmalar bulunmaktadır (421,422). Bu çalışmalara dayanarak, asidik olan kola solüsyonunun seramik materyalinde yüksek değerde renklenmeye neden olmasının asidik ortamın uygulanan glazür üzerinde ve seramik yüzeyinde aşındırıcı etkisi sonucu olduğu düşünölmektedir.



6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Yaptığımız deneysel çalışmanın verileri doğrultusunda, aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

1. Çekme bağlanma dayanımı testi sonuçlarına göre;

a. Feldspatik seramik materyalinden hazırlanan endokronlar, çekme bağlanma dayanımı testinde yüksek oranda (%69.2) materyal kırığı gösterdiklerinden çalışmamızda kullanılan simanlarla olan bağlanma dayanımları ile ilgili yorum yapılamamaktadır. Ancak feldspatik seramiğin tüm simanlarla olan bağlanma değerlerinin materyalin iç dayanımı değerinden yüksek olduğu düşünülebilir.

b. Monolitik zirkon materyalinden hazırlanan endokronlar Superbond siman ile en yüksek, Esthetic Cement ile ise en düşük bağlanma dayanımını göstermiştir.

c. Rezin nano seramik materyalinden hazırlanan endokronlar Superbond siman ile en yüksek, Panavia SA Cement ile en düşük bağlanma dayanımı göstermişlerdir.

2. Sonlu elemanlar analizi sonuçlarına göre; her üç grupta da fonksiyonel kuvvetin uygulandığı bölge dışında oluşan stres dağılımı incelendiğinde, bukkal kole bölgesinde sıkışma, palatinal-singulum ve servikal bölgesinde ise çekme tarzı streslerin olduğu görülmektedir. Her ne kadar ulaşılmış en yüksek çekme ve sıkışma streslerinin matematiksel değerleri birbirine yakın bulunsa da gerilme streslerinin alanlarında belirgin derecede farklılıklar olduğu dikkat çekmektedir.

Özetle restore edilen dişlerde sıkışma streslerinde belirgin farklılığa rastlanmazken, çekme streslerinde rezin nano seramik, feldspatik seramik ve monolitik zirkonya sıralamasıyla stres lokalizasyonunda artış görülmüştür.

3. Renk analizi sonuçlarına göre; çalışmamızda kullanılan tüm restoratif materyaller, her iki solüsyonda da anlamlı renk değişimine uğramıştır. Rezin nano

seramik her iki solüsyonda, feldspatik seramik ise kola solüsyonunda yüksek oranda renk değişimi gösterirken monolitik zirkonya en az renk değiştiren materyal olmuştur.

Çalışmamızın tüm sonuçları göz önüne alındığında, endokron restorasyonları için en uygun materyal olarak, diş ile olan bağlanma başarısı ve fonksiyonel kuvvetler karşısında daha az stres birikimi oluşturması nedeniyle rezin nano seramikler düşünülmektedir. Ancak bu materyalin renk değişim miktarının kabul edilebilir sınırların üzerinde olması estetik özellikleri daha da geliştirilmiş materyallere olan gereksinimi devam ettirmektedir. Endokronların simantasyonunda önerilecek en uygun simanın, yüksek bağlanma başarısı nedeniyle Superbond olduğu düşünülmektedir.

Kaynaklar:

1. Johnson JK, Schwartz NL, Blackwell RT. Evaluation and restoration of endodontically treated posterior teeth. *J Am Dent Assoc* 1976; 93: 597–605.
2. Linn J, Messer HH. Effect of restorative procedures on the strength of endodontically treated molars. *J Endod* 1994; 20: 479–485.
3. Assif D, Nissan J, Gafni Y, Gordon M. Assessment of the resistance to fracture of endodontically treated molars restored with amalgam. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 462–465.
4. Andreasen JO, Andreasen FM. Textbook and color atlas of traumatic injuries to the teeth. Copenhagen: Munksgaard; 2007
5. Gonzalez-Lopez S, De Haro-Gasquet F, Vilchez-Diaz MA, Ceballos L, Bravo M. Effect of restorative procedures and occlusal loading on cuspal deflection. *Oper Dent* 2006; 31: 33-8.
6. Oskoe PA, Ajami AA, Navimipour EJ, Oskoe SS, Sadjadi J. The effect of three composite fiber insertion techniques on fracture resistance of root-filled teeth. *J Endod* 2009;35:413-6.
7. Tikku AP, Chandra A, Bharti R. Are full cast crowns mandatory after endodontic treatment in posterior teeth? *J Conserv Dent*. 2010;13:246
8. Faria AC, Rodrigues RC, de Almeida Antunes RP, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Endodontically treated teeth: Characteristics and considerations to restore them. *J Prosthodont Res* 2011;55:69-74.
9. Ekstrand J, Nielsen JB, Havarinasab S, Zalups RK, Söderkvist P, Hultman P. Mercury toxicokinetics--dependency on strain and gender. *Toxicol Appl Pharmacol*. 2010;15:283-91.
10. Assif D, Bitenski A, Pilo R, Oren E. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. *J Prosthet Dent* 1993; 69(1):36-40
11. Dental amalgam: Update on safety concerns. ADA council on scientific affairs. *J Am Dent Assoc* 1998; 129: 494–503.
12. Hansen E K, Asmussen E, Christiansen NC. In vivo fractures of endodontically treated posterior teeth restored with amalgam. *Endod Dent Traumatol* 1990; 6: 49–55.

13. Plasmans P J, Creugers N H, Mulder J. Long-term survival of extensive amalgam restorations. *J Dent Res* 1998; 77: 453–460.
14. Hood Ja. Biomechanics of the intact, prepared and restored tooth: some clinical implacations. *Int Dent J* 1991; 41: 25-32
15. Soares PV, Santos-Filho PC, Gomide HA, Araujo CA, Martins LR, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part II: strain measurement and stress distribution. *J Prosthet Dent* 2008;99:114-22
16. Abe Y, Lambrechts P, Inoue S, Braem MJ, Takeuchi M, Vanhuie G et. Al. Dyanmic elastic modulus of ‘packable’ composites. *Dent Mater* 2001;17: 520-5
17. Combe EC, Shogluf AM, Watts DC, Wilson NH. Mechanical Properties of direct core bulit-up materials. *Dent Mater* 1999; 15: 158-65.
18. Bryant RW, Mahler DB. Modulus of elasticity in bending of composites and amalgams. *J Prosthet Dent*. 1986;56(2):243-8.
19. Hansen EK. In vivo cusp fracture of endodontically treated premolars restorated with MOD amalgam or MOD resin fiilings. *Dent Mater* 1988; 4: 168-73 .
20. Boyer DB, Roth L. Fracture resistance of teeth with bonded amalgams. *Am J Dent* 1994; 7: 91-4.
21. Baraban DJ. Immediate restoration of pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 1972; 28(6):607-612.
22. Cho GC, Kanebo LM, Donovan TE, White SN. Diametral and compressive strength of dental core materials. *J Prosthet Dent*. 1999; 82(3):272-276.
23. Oliva RA, Lowe JA, Dimensional stability of silver amalgam and composite used as core materials. *J Prosthet Dent* 1987; 57:554-559.
24. Gateau P, Sabek M, Dailey B. Fatigue testing & microscopic evaluation of post&core restoration under artificial crowns. *J Prosthet Dent* 1999; 82:341-347.
25. Kovarik RE, Breeding LC, Caughman WF. Fatigue life of three core materials under simulated chewing conditions. *J Prosthet Dent* 1992; 68:584-590.
26. Arikawa H, Kuwahata H, Seki H, Kanie T, Fujii K, Inoue K. Deterioration of mechanical properties of composite resins. *Dent Mater J* 1995; 14:78-83.

27. Mjör, I.A. Dentin permeability: the basis for understanding pulp reactions and adhesive technology. *Brazilian Dental Journal* 2009; 20(1), 3-16.
28. Kijssamanmith K, Timpawat S, Harnirattisal C, Messer HH. Microtensile bond strengths of bonding agents to pulpal floor dentine. *Int Endod J* 2002; 35:833-839
29. Wendt SL Jr. Microleakage and cuspal fracture resistance of heat-treated composite resin systems. *Am J Dent* 1991; 4:10-14.
30. McCulloch AJ, Smith BGN. In vitro studies of cuspal movement produced by adhesive restorative materials. *Br Dent J* 1986; 61:405.
31. Donovan JE, Kahn RL. Restorative options for posterior teeth. *J Can Dent Assoc* 1990; 18:39-44.
32. Vire DE. Failure of endodontically treated teeth: classification and evaluation. *J Endod* 1991;17:338-42.
33. Morgano SM, Brackett SE. Foundation restorations in fixed prosthodontics: Current knowledge and future needs. *J Prosthet Dent* 1999;82:643-57.
34. Aquilino SA, Caplan DJ. Relationship between crown placement and the survival of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 2002;87:256-63.
35. Nagasiri R, Chitmongkolsuk S. Long-term survival of endodontically treated molars without crown coverage: A retrospective cohort study. *J Prosthet Dent*. 2005 ;93(2):164-70.
36. Ferrari M, Scotzi R. Fiber Posts. Characteristics and Clinical Applications. Mason S.p.A., Milano, Italy, 2002.
37. Akkayan B, Gülmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent* 2002; 87:431-7.
38. Christensen GJ. Posts and cores: State of the art. *J Am Dent Assoc* 1998;129:96-97.
39. Ingle JE, Bakland LK. Endodontics. 4th ed. Lea&Febiger, Philadelphia, 1994.
40. Alaçam T, Nalbant L, Alaçam A. Leri Restorasyon Teknikleri. 1. Baskı, Polat Basımevi, Ankara, 1998.
41. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. 2nd Ed. The C. V. Mosby Co., St. Louis, 1995.

42. Santos AF, Meira JB, Tanaka CB, Xavier TA, Ballester RY, Lima RG, et al. Can fiber posts increase root stresses and reduce fracture? *J Dent Res* 2010;89:587-591.
43. da Silva NR, Raposo LH, Versluis A, Fernandes-Neto AJ, Soares CJ. The effect of post, core, crown type, and ferrule presence on the biomechanical behavior of endodontically treated bovine anterior teeth. *J Prosthet Dent* 2010;104:306-317.
44. Silva NR, Castro CG, Santos-Filho PC, Silva GR, Campos RE, Soares PV, et al. Influence of different post design and composition on stress distribution in maxillary central incisor: Finite element analysis. *Indian J Dent Res* 2009;20:153-158.
45. Santos-Filho PC, Castro CG, Silva GR, Campos RE, Soares CJ. Effects of post system and length on the strain and fracture resistance of root filled bovine teeth. *Int Endod J* 2008;41:493-501.
46. Macedo VC, Faria e Silva AL, Martins LR. Effect of cement type, relining procedure, and length of cementation on pull-out bond strength of fiber posts. *J Endod* 2010;36:1543-1546.
47. Soares CJ, Castro CG, Santos Filho PC, Soares PV, Magalhaes D, Martins LR. Two-dimensional FEA of dowels of different compositions and external surface configurations. *J Prosthodont* 2009;18:36-42.
48. Leitune VC, Collares FM, Werner Samuel SM. Influence of chlorhexidine application at longitudinal push-out bond strength of fiber posts. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010;110:77-81.
49. Mader CL. Fusion of The Teeth. *J Am Dent. Assoc* 1979; 98:62- 64.
50. Lie. N, Sillness J. Periodontal Disease in Pregnancy. Prevalance, and Severity. *Acta Odontol Scand* 1963; 21:533- 555.
51. Mufflemann HR, Son S. Gingival Sulcus Bleeding- A Leading Symptom in Initial Gingivitis. *Helv Odontol Acta* 1971; 15:107-110.
52. Hattab FN, Yassin OM, Rawashdeh MA. Supernumerary Teeth: Report of Three Cases and Review of the Literature, *ASDC J Dent Child* 1994; 65:382-393.
53. Sasaki T, Kaneko H, Ramamurthy NS, Golub LM. Tetracyclin Administration Restores Osteoblast Structure and Function Durin Experimental Diabetes. *The Anat Record* 1991; 231:25-34.

54. Caplan DJ, Weintraub JA. Factors related to loss of root canal filled teeth. *J Public Health Dent* 1997;57:31-9.
55. Tidmarsh BG. Restoration of endodontically treated posterior teeth. *J Endod* 1976; 2:374-5.
56. Helfer AR, Melnick S, Schilder H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1972;34:661.
57. Papa J, Cain C, Messer HH. Moisture content of vital vs endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol* 1994;10:91-3
58. Krejci I, Duc O, Dietschi D, de Campos E. Marginal adaptation, retention and fracture resistance of adhesive composite restorations on devital teeth with and without posts. *Oper Dent* 2003; 28:127–135
59. Garbin CA, Spazzin AO, Meira-Junior AD, Loretto SC, Lyra AM, Braz R. Biomechanical behaviour of a fractured maxillary incisor restored with direct composite resin only or with different post systems. *Int Endod J* 2010 43:1098–1107
60. Lander E, Dietschi D. Endocrowns: a clinical report. *Quintessence Int* 2008; 39:99–106
61. Jones D.. Development of dental ceramics. A historical perspective. *Dent Clin North Am* 1985; 29:621-644.
62. Anusavice KJ.. *Philips' Science of Dental Materials*. 11. Edition. Elsevier Mosby, St. Louis 2003;660-663,670,703,749.
63. Akın E. *Diş Hekimliğinde Porselen*. İstanbul Üniversitesi Basım Evi ve Film Merkezi, İstanbul 1983; 1-26.
64. Craig RG, Powers JM. *Restorative Properties in Restorative Dental Materials*. Mosby Publication, New York 2002; 551-592.
65. McLean JW. *New Dental Ceramics and Esthetics*. *J Esthet Dent* 1995; 7: 141-149
66. Shillenburg H, Hobo S. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 2nd.Ed.Chicago: Quintessence Publishing Co. 1981.
67. Yavuz Yılmaz H. *Metal Destekli Estetik (Veneer-Kaplama) Kuronlar*. Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basım Evi 1996, Ankara; 2-15.
68. McLean JW, Hughes TH. The Reinforcement of Dental Porcelain with Ceramic Oxides, *Br Dent J*, 1965;119: 251-267.

69. Yoshinari M, Derand T. Fracture Strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1994; 7:329-338.
70. McLean JW. Evaluation of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent* 2001;85:61-66.
71. Deany IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med* 1996; 7:134-143.
72. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004; 92:557-562.
73. Noort R. Introduction to dental materials. 3. Edition. Mosby, St. Louis 2007;240.
74. O'Brien WJ. Dental Materials and their selection. 3. Edition. Quintessence Publishing Co. Illinois 2002; 28,31.
75. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence Int* 1996; 27: 701-706.
76. Tinschert J, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina- and zirconia- based three- unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 231- 238.
77. Björkner B, Bruze M, Möller H. High frequency of contact allergy to gold sodium thiosulphate. An indication of gold allergy? *Contact Dermatitis* 1994; 3:144- 151.
78. White SN, Zhao XY, Zhaokun Y, Li ZC. Cyclic mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. *Int J Prosthodont* 1995; 8 (5): 413- 420.
79. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.* 1997; 128:297-307.
80. Conrad HJ, Seong WJ, Pessun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2007; 98:389-404.
81. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial: Review. *Biomaterials* 1999; 20: 1- 25.
82. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part 2. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004; 20: 449- 456.

83. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res*. 1989; 23: 45- 61
84. Lin JD, Duh JG. Fracture toughness and hardness of ceria and yttria doped tetragonal zirconia ceramics. *Mater Chem Phys* 2002; 78: 253- 261.
85. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of grinding sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glassinfiltrated alumina- reinforced dental ceramic. *Biomaterials* 2004; 25: 2153-2160.
86. Tosun T. Kuron ve köprü protezlerinde zirkonyum. *Dentalife*. 2007; 22: 18- 26.
87. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial. *Biomaterials* 2006; 27: 535- 543
88. Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; 106: 605-614.
89. Kittipibul P, Godfrey K. In vitro shearing force testing of the Australianzirconia- based ceramic Begg bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;108: 308- 315
90. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness. Elastic limit and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent* 1999; 27: 275-278.
91. Meyenberg KH, Luthy H, Scharer P. Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent* 1995; 7: 73- 80.
92. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2004 May-Jun; 17(3):285-90.
93. Besimo CE, Spielmann HP, Rohner HP. Computer- assisted generation of allceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent* 2001; 4: 243- 262.
94. Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA- the system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent* 2001; 4: 195- 206.

95. Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Scharer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent* 2001; 4: 89- 106.
96. Moffa J.P. Guckes A.D., Okawa M.T., Lilly G.E. An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers Part 2, industrial safety and biocompatibility. *J. Prosthet. Dent.* 1973;30: 432-441.
97. Rasetto F.H., Driscoll C.F., Prestipino V., Masri R., Von Fraunhofer J.A. Light transmission through all-ceramic dental materials: a pilot study. *J. Prosthetic Dent.* 2004; 91 (5): 441-446.
98. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin N Am* 2004; 48: 513- 530
99. Guazzoto M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 339-346.
100. Malkoç M., Sevimay M. Protetik diş hekimliğinde zirkonyum ve kullanım alanları. *S.Ü Dişhek. Fak. Derg.* 2009; 18: 208-216.
101. http://multimedia.3m.com/mws/media/756167O/lava-ultimate-cad-cam-restorative-cerec.pdf?fn=lava_ultimate_brochure_cerec-for
102. Sorensen JA. The Lava system for CAD/CAM production of high-strength precision fixed prosthodontics. *Quintessence Dent Technol* 2004; 26: 57- 67.
103. Chevalier J, Gales B, Drouin JM. Low temperature aging of Y- TZP ceramics. *J Am Ceram Soc* 1999; 82: 2150- 2154.
104. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partiallystabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 2005; 21: 476- 482.
105. Fabris S., Panxton A.T., Finnis M.W. A stabilization mechanism of zirconia based on oxygen vacancies only. *Acta. Mater.*, 2002; 50 (20): 5171- 5178.
106. Vagkopoulou T., Koutayas S.O., Koidis P., Strub J.R. Zirconia in Dentistry Part 1: Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur. J. Esthet. Dent.* 2009; 4 (2): 130-151.
107. Swab J. J. Low temperature degradation of Y-TZP materials. *Journal of Materials Science*, 1991; 26: 6706-6714.

108. Tinschert J., Schulze K.A., Natt G., Latzke P., Heussen N., Spiekermann H. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *Int. J. Prosthodont.*, 2008; 21: 217-222.
109. Karakoca S. Zirkonyum esaslı 3 farklı tüm porselen sisteminde, yüzey işlemlerinin, ortalama yüzey pürüzlülüğüne ve bükülme dayanıklılığına etkisinin araştırılması ve x-ray difraktometre yüzey analizleri ile incelenerek değerlendirilmesi. 2008; Doktora Tezi, Ankara.
110. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CHF. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns. *Clin Oral Implants Res* 2007;18 Suppl.3:73-85.
111. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hammerle CHF. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2007;18 Suppl.3:86-96.
112. Esquivel-Upshaw JF, Young H, Jones J, Yang M, Anusavice KJ. Four-year clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2008;21:155-60.
113. Vult von Steyern P, Jonsson O, Nilner K. Five-year evaluation of posterior all-ceramic three-unit (In-Ceram) FPDs. *Int J Prosthodont* 2001;14:379-84.
114. Olsson KG, Furst B, Andersson B, Carlsson GE. A long-term retrospective and clinical follow-up study of InCeram Alumina FPDs. *Int J Prosthodont* 2003;16:150-6.
115. Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung KH. Survival and complication rates of zirconia-based fixed dental prostheses: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2012;107:170-7.
116. Papaspyridakos P, Lal K. Computer-assisted design/computer-assisted manufacturing zirconia implant fixed complete prostheses: Clinical results and technical complications up to 4 years of function. *Clin Oral Implants Res* 2013;24:659-65.
117. Iseri U, Ozkurt Z, Yalnız A, Kazazoglu E. Comparison of different grinding procedures on the flexural strength of zirconia. *J Prosthet Dent* 2012;107:309-15.

118. Pelaez J, Cogolludo PG, Serrano B, Lozano JF, Suarez MJ. A prospective evaluation of zirconia posterior fixed dental prostheses: three-year clinical results. *J Prosthet Dent* 2012;107:373-9.
119. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, et al. The efficacy of posterior three-unit zirconiumoxide- based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent* 2006; 96:237-44.
120. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2007;20:383-8.
121. Sailer I, Gottner J, Kanel S, Hammerle CH. Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: A 3-year follow-up. *Int J Prosthodont* 2009;22:553-60.
122. Rosentritt M, Steiger D, Behr M, Handel G, Kolbeck C. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *J Dent* 2009;37:978-83.
123. Tan JP, Sederstrom D, Polansky JR, McLaren EA, White SN. The use of slow heating and slow cooling regimens to strengthen porcelain fused to zirconia. *J Prosthet Dent* 2012;107:163-9.
124. Zhang Y, Chai H, Lee JJ, Lawn BR. Chipping resistance of graded zirconia ceramics for dental crowns. *J Dent Res* 2012;91:311-5.
125. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater* 2012;28:449-56.
126. Jung YS, Lee JW, Choi YJ, Ahn JS, Shin SW, Huh JB. A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. *J Adv Prosthodont* 2010;2:111-5.
127. Stawarczyk B, Ozcan M, Schmutz F, Trottman A, Roos M, Hammerle CH. Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontol Scand* 2013;71:102-12.
128. Litografi ile sinterize edilen seramik yapının kırılma mekaniği, mikroyapısı ve elemental kompozisyonu açısından değerlendirilmesi. Doktora Tezi. İpek Aysan Meriç, Adana.

129. Sim C, Ibbetson R. Comparison of fit of porcelain veneers fabricated using different techniques. *Int J Prosthodont* 1993; 6:36-42
130. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006; 137:1289-1286
131. Luthard RG, Holzhuter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD-CAM machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater* 2004;20: 655-662.
132. Mormann WH, Bindl A. All-ceramic, chair side computer aided design/ computer aided machining restorations. *Dent Clin North Am* 2002. 46: 405-426
133. Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 2005; 26: 507-508-510.
134. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 268-274.
135. Chang JC, Hart D, Estey AW, Chan JT. Tensile bond strength of five luting agents to two CAD/CAM restorative materials and enamel. *J Prosthet Dent*,2003; 90: 18-23.
136. Walton J.N., Gardner F.M., Agar J.R. A survey of crown and fixed partial denture failures: Length of service and reasons for replacement. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1986; 56 (4): 416-421.
137. Tsukakoshi M., Shinya A., Gomi H., Lassila L.V.J, Vallittu P.K. Shinya A. Effects of Dental Adhesive Cement and Surface Treatment on Bond Strength and Leakage of Zirconium Oxide Ceramics. *Dental Materials Journal* 2008; 27 (2): 159-171.
138. Diaz-Arnold A.M.,Vargas M.A., Haselton D.R. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J. Prosthet. Dent.* 1999; 81: 135-141.
139. Wilcox L.R., Diaz-Arnold A. Coronal microleakage of permanent lingual access restorations in endodontically treated anterior teeth. *Journal of Endodontics* 1989; 15: 584–587.
140. Akaltan F. Yapıştırma simanları. *TDBD* 2002; 71: 58-63.
141. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1999; 81(2): 135-141.
142. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955;34(6):849-53.

143. Chandler HH, Bowen RL, Paffenbarger GC, Mullineaux AL. Clinical investigation of a radiopaque composite restorative material. *J Am Dent Assoc* 1970;81(4):935-40
144. Black GV. A work on operative dentistry in two volumes. Chicago: Medico Dental Publishing, 1908.
145. Van Meerbeek B, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent* 1998;26(1):1-20.
146. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater*, 1995; 11(2), 117-125.
147. Summitt JB, Robbins JW, Hilton TJ, Schwartz RS, Dos Santos J. *Fundamentals of Operative Dentistry, A Contemporary Approach*. (3th edt). London: Quintessence Publishing Co. Ltd. 2006.
148. Erickson RL. Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper Dent* 1992; 5,81-94.
149. Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW. A review of adhesion science. *Dent Mater* 2010; 26(2): 11-6.
150. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials*; 2012. United States: Elsevier Mosby.
151. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005; 84(2), 118-132.
152. Theodore M. Roberson HOH, Edward J. Swift Jr. *Fundamental Concepts of Enamel and Dentin Adhesion* In: TM R, editor. *Sturdevant's Arts and Sience of Operative Dentistry* St Louis: Mosby 2006. Pp: 243-279.
153. Lopes GC; Greenhalgh D PK, Oliveira GMS, Widmer N. Enamel acid etching: A Review. *Compend Contin Educ Dent* 2007; 28: 18-24.
154. Slavkin HC, Diekwisch T. Evolution in tooth developmental biology: of morphology and molecules. *Anat Rec*, 1996; 245(2), 131-150.
155. Meckel AH, Griebstein WJ, Neal RJ. Structure of mature human dental enamel as observed by electron microscopy. *Arch Oral Biol*, 1965; 10(5), 775-783.
156. Garg N, Garg A. *Textbook of Operative Dentistry*. NewDelhi: Jaypee Brothers Medical Publishers (P) Ltd, 2010.

157. Barkmeier WW, Shaffer SE, Gwinnett AJ. Effects of 15 vs 60 second enamel acid conditioning on adhesion and morphology. *Oper Dent* 1986; 11(3):111-6.
158. Latta MA, Barkmeier WW. Dental adhesives in contemporary restorative dentistry. *Dent Clin North Am* 1998; 42(4): 567-77.
159. Tezvergil A, Lassila LV, Vallittu PK. Strength of adhesive-bonded fiberreinforced composites to enamel and dentin substrates. *J Adhes Dent* 2003; 5(4):301-11.
160. Swift EJ Jr. Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatr Dent* 2002; 24(5): 456-461.
161. Burke FJT, Qualtrough AJE, Hale RW. Dentin bonded all ceramic crowns: Current Status. *JADA* 1998; 129: 455-460.
162. Garberoglio R, Brännström M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol.* 1976; 21(6), 355-362.
163. Perdigão J. Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater.* 2010; 26(2), e24-37.
164. Stanley HR, Pereira JC, Spiegel E, Broom C, Schultz M. The detection and prevalence of reactive and physiologic sclerotic dentin, reparative dentin and dead tracts beneath various types of dental lesions according to tooth surface and age. *J Oral Pathol*, 1983;12(4), 257-289.
165. Burrow MF, Tagami J, Negishi T, Nikaido T, Hosoda H. Early tensile bond strenghts of several enamel and dentin bonding systems. *J Dent Res* 1994; 73: 522-528.
166. Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I:Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater*, 2001; 17(4), 296-308.
167. Van Meerbeek B, Inoue S, Perdigao J, Lambrechts P and Vanherle G. Enamel and dentin adesion In ‘Fundamentals of operative dentistry’ USA: Quintessence Pub Co Inc illinois, 2001.
168. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore memorial lecture.

- Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003;28(3):215-35.
169. Carvalho RM, Tjäderhane L, Manso AP, Carrilho MR, Augusto C. Dentin as a bonding substrate. *Endodontic Topics* 2012; 21(1), 62-88.
170. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dent Mater J.* 2005; 24(1), 1-13.
171. Hashimoto M, Fujita S, Kaga M, Yawaka Y. In vitro durability of one bottle resin adhesives bonded to dentin. *Dent Mater J.* 2007; 26(5),
172. Shor A, Nicholls JI, Phillips KM, Libman WJ. Fatigue load of teeth restored with bonded direct composite and indirect ceramic inlays in MOD ClassII cavity preparations. *Int J Prosthodont* 2003; 16(1): 64-69.
173. Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehab* 2001; 28: 1022-8.
174. Didier D and Spreafico R. Adhesive metal free restorations. Quintessence Publishing Co 1999; 192-197.
175. Zaimoğlu A, Can G. Sabit Protezler, 2004. Ankara: Ank. Üni. Basımevi; Bölüm 16.
176. Hewlett ER. Esthetic restorative materials. In: Contemporary Esthetic Dentistry, 1994: Practice Fundamentals, Ed.: B.J. Crispin, Osaka: Sun Art Printing Co; Chapter 3.
177. Oguyinka A. The bond of two adhesive resins to alumina blasted and heat-treated gold alloy surfaces. *J. Oral Rehabil* 2000; 27: 394-402.
178. Crispin B.J., Hewlett E.R., Jo Y.H., Hobo S., Hornbrook D. Ceramic Veneers, Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals. Quintessence Yayıncılık 1994; s: 241-291.
179. Özpınar B., DüNDAR M., Gökçe B., Çömlekoğlu E. Farklı yöntemlerle hazırlanan polikristalin seramik yüzeylerle farklı kalınlıklardaki üst yapı porselenlerin mikro-çekme bağ dayanımlarının araştırılması, Araştırma Projesi, Ege Üniversitesi, 2008; s: 22-27.

180. Braga R.R., Meira J.B.C., Boaro L.C.C., Xavier T.A. Adhesion to tooth structure: A critical review of “macro” test methods. *Dental Materials*, 2010; 26: 38-49.
181. Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky JJ. Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dent Mater* 2003;19: 693-9,93.
182. Nikaido T, Cho E, Nakajima M, Tashiro H, Toba S, Burrow MF, Tagami J. Tensile bond strengths of resin cements to bovine dentin using resin coating. *Am J Dent*. 2003; Spec No:41A-46A.
183. White SN, Yu Z, Kipnis V, Effects of Seating Force on Four Different Adhesives Used Luting Agents. *J Prosthet Dent* 1992; 68:476-81.
184. Hammad I.A., Talic Y.F. Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes. *J. Prosthet. Dent* 1996; 75: 602-608.
185. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005; 84(2):118-132.
186. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999; 27(2):89-99.
187. International Organization for Standardization. ISO TR 11405. Dental materials 1994. Guidance on testing of adhesion to tooth structure.
188. Amaral FL, Colucci V, Palma-Dibb RG, Corona SA. Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *J Esthet Restor Dent* 2007; 19(6):340-353.
189. Arda M. Temel Mikrobiyoloji, Medisan Yayın, 2000, Ankara.
190. Cengiz T, Mısırlıgil A, Aydın M. Tıp ve Diş Hekimliğinde Genel ve Mikrobiyoloji. Güneş Kitabevi Ltd. Şti. 2004, Ankara.
191. Yañez MJ, Barbosa SE. Changes in particle area measurements due to SEM accelerating voltage and magnification. *Microsc Res Tech* 2003;61(5):463-8.
192. Klaus D. Atomic force microscopy of biomaterials surfaces and interfaces. *Surface Science* 2001; 491: 303-332.
193. Mc Mullan D. Scanning electron microscopy 1928-1965. *Scanning*, 1995;17: 175-185.
194. Smith K.C.A., Oatley C.W. The scanning electron microscope and its fields of application. *British Journal of Applied Physics* 1955; 6 (11): 391.

195. Jeffree C.E., Read N.D. Electron Microscopy of Plant Cells, Ambient and low temperature scanning electron microscopy. Academic Press, Londra, 1991; s: 313-413.
196. Ulusoy M., Aydın K. Bölümlü Protezler. Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları,1988.
197. Owen, JT. A simple guide to finite elements, Swansea, 1980 Pineridge Press Ltd,136.
198. Boschian Pest L, Guidotti S, Pietrabissa R, Gagliani M. Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. J Oral Rehabil. 2006;33:690-7.
199. Uddanwadiker RV, Padole PM, Arya H. Effect of variation of root post in different layers of tooth: linear vs nonlinear finite element stress analysis. J Biosci Bioeng 2007;104:363-370.
200. Zienkiewicz O.C. The finite element method, 3rd edition, McGraw Hill Company Ltd (UK), 1977; 787 p.
201. Ledley RS, Huang HK. Linear model of tooth displacement by applied forces. J Dent Res 1968; 47(3):427-32.
202. Eskitaşçıoğlu G, Yurdukoru B. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. A Ü Diş Hek Fak Derg 1995; 22:201-5.
203. Moaveni, S.: Finite Element Analysis: Theory and Application with Ansys, New Jersey,2003 Prentice Hall.
204. Hughes, TJR.: The Finite Element Method,New Jersey,1987 Prentice-Hall.
205. Geng JP, Keson BCT, Liv GR. Application of Finite Element Analysis in Implant Destistry: A Review of the Literature. J Prosthet Dent 2001;8:585-598.
206. Şahin, MK. Dört farklı cam fiber postun in vitro bükülme dirençlerinin ve sonlu eleman metodu ile stres dağılımlarının analizi, Doktora tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2008.
207. Asaro, RJ., Lubarda, VA.: Mechanics of solids and materials, Cambridge,2006 Cambridge University Press.
208. Tosun, Y.: Sabit Ortodontik Apareylerin Biyomekanik Prensipleri, İzmir,1999 Ege Üniversitesi Basımevi.

209. Holzapfel, GA., Ogden RW.: Mechanics of Biological Tissue, Berlin, 2006 Springer-Verlag Berlin Heidelberg.
210. Franklin FE. Stress Analysis. In: Kutz M, Mechanical Engineers' Handbook. Wiley Interscience, 1998, 191-245.
211. Shigley, JE.: Mechanical Engineering design, Singapur, 1986 McGraw-Hill Book Company.
212. Gümüő, HÖ. Üç Farklı Dental İmplant Yiv Tasarımının ve İki Farklı Dental İmplant Çapının Değişik Yoğunluktaki Kemik Üzerinde Oluşturdukları Gerilmelerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Gerilme Analiz Yöntemi İle Karşılaştırılması, Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2007.
213. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: a finite element study. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003; 123:367-373.
214. Keskin C. Farklı Yöntemlerle Kanin Distalizasyonu Biomekaniğinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi Yöntemi İle İncelenmesi, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 1996
215. Ülgen, M: Ortodontik Tedavi Prensipleri, İstanbul, 1993. İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi.
216. Marghitu, DB. Mechanical Engineer's Handbook, 2001 Academic Press.
217. Toms SR, Dakin GJ, Lemons JE, Eberhardt AW. Quasi-linear viscoelastic behavior of the human periodontal ligament. J Biomech 2002; 35:1411-1415.
218. Eraslan, O. Farklı okluzyon tiplerinin temporomandibuler eklem üzerinde oluşturdukları fonksiyonel streslerin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi, Doktora tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2004
219. Shaw AM, Sameshima GT, Vu HV. Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: a finite element model. Orthod Craniofacial Res 2004; 7:98-107.
220. Toms SR, Lemons JE, Bartolucci AA, Eberhardt AW. Nonlinear stress-strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2002; 122:174-179.

221. Provatidis CG. A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. Med Eng Phys 2000; 22:359-370.
222. Tanne K, Sakuda M. Biomechanical and clinical changes of the craniofacial complex from orthopedic maxillary protraction. Angle Orthod 1991;61:145-152.
223. Kusnoto B, Evans CA. Reliability of a 3D surface laser scanner for orthodontic applications. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2002;122:342-348.
224. Jeon PD, Turley PK, Ting K. Three-dimensional finite element analysis of stress in the periodontal ligament of the maxillary first molar with simulated bone loss. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001;119:498-504.
225. Al-Sukhun J, Lindqvist C, Helenius M. Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. II. Variables affecting the predictive behaviour of a finite element model of a human mandible. J Biomed Mater Res A 2007;80:247-256.
226. Ulusoy Ç, Darendeliler N. Çenelik uygulamasının mandibula üzerinde oluşturduğu gerilmenin üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi. GÜ Diş Hek Fak Derg 2008;25:25-32.
227. İlgün A, Korkmaz HH, Malkoç S, Başçiftçi FA. İnsan Mandibulasında Sonlu Elemanlar Metodu Kullanılarak Gerilme Analizi Yapılması. S.Ü. Müh.-Mim. Fak. Derg 2004;19:29-38.
228. Çifter, M. Üst çene posterior dişlerinin mikro-implant destekli intrüzyonunda meydana gelen değişikliklerin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2007.
229. Veziroğlu, F. Alveolar distraksiyon sonrası yerleştirilen üç farklı tip implantın çevre dokulara etkisinin üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi. Doktora tezi, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı, Ankara, 2005.

230. De Vree, JH., Ptes, MC., Plasschaert, AJ. A comparison of photoelastic and finite element stress analysis in restored tooth structure. J Oral Rehabil 1983; 10: 505-517.
231. Farah, JW., Craig, RG. Studies on frameworks for osseointegrated prosthesis: part I. The effect of varying the number of the supporting abutments. Int J Oral Maxillofac Implant 1998; 3:197-201.
232. Jafari, A., Shetty, S., Kumar, M. Study of stress distrubition and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces- a three dimensional FEM study. Angle Orthod 2003; 73:12-20.
233. Cheung, YK., Yeo MF. Practical introduction to finite element analysis, 1979 Pitman Publishing Ltd,180.
234. Sağasen LE. İçi boş silindir (hollow cylinder) implant destekli overdenturelarda iki üst yapı türünün kemikteki gerilme dağılımına etkileri, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2000.
235. Ertürk, T. Anterior Dişlerin Mikroimplant Desteği İle İntrüze Edilerek Retrakte Edilmesi Sırasında Meydana Gelen Değişikliklerin Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2008.
236. Knispel G. Factors affecting the process of color matching restorative materials to natural teeth. Quintessence Int 1991; 22: 525-31.
237. Russell MD, Gulfraz M, Moss BW. In vivo measurement of colour changes in natural teeth. J Oral Rehabil 2000; 27: 786-792.
238. Dennison JB, Powers JM, Koran A. Color of dental restorative resins. J Dent Res 1978; 57: 557-562.
239. Reno EA, Sunberg RJ, Block RP, Bush RD. The influence of lip/gum color on subject perception of tooth color. J Dent Res 2000; 79: 381.
240. Chu SJ, Devigus A, Mieleszko A. Fundamentals of color shade matching and communication in esthetic dentistry. Quintessence Pub Co Inc, 2004. p.14-6.
241. Brewer JD, Wee A, Seghi R. Advances in color matching. Dent Clin North Am 2004; 48: 341-358.

242. Bridgeman I. The nature of light and its interaction with matter. In: McDonald R, editor. Color physics for industry. Society of Dyers and Colourists. Bradford, 1987, 1-34.
243. Joiner A. Tooth color: a review of the literature. J Dent 2004; 32:3-12.
244. Hill AR. How we see color. In: McDonald R, editor. Color physics for industry. Society of Dyers and Colourists. Bradford, 1987, 211-281.
245. Scharer P, Rinn LA, Koop FR. Esthetic guidelines for restorative dentistry. Quintessence Chicago, Illinois 1982, 13-14.
246. Iregren A, Andersson M, Nylen P. Color vision and occupational chemical exposures: I. An overview of tests and effects. Neurotoxicology 2002; 23: 719-33.
247. Shuwairi SM, Cronin-Golomb A, McCarley RW, O'Donnell BF. Color discrimination in schizophrenia. Schizophr Res 2002; 55: 197-204.
248. Vleugels L, Lafosse C, van Nunen A, et al. Visuo-perceptual impairment in multiple sclerosis patients diagnosed with neuropsychological tasks. Mult Scler 2000; 6: 241-54.
249. Wee AG, Monaghan P, Johnston WM. Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. J Prosthet Dent 2002; 87: 657-66.
250. Sato RR, Shiraishi A, Ishibashi K. Using a computer color matching system. A newly developed spectrophotometer designed for clinical application. Int J Prosthodont 1994; 7: 50-58.
251. CIE (Commission Internationale de l'Eclairage). Standard Colorimetric Observer $x_2(\lambda)$, $y_2(\lambda)$, $z_2(\lambda)$. Vienna, Austria: Bureau Central de la CIE; 1931.
252. Sproull RC. Color matching in dentistry. I. The three-dimensional nature of color. J Prosthet Dent 1973;29:416-24.
253. Sproull RC. Color matching in dentistry. II. Practical applications for the organisation of color. J Prosthet Dent 1973;29:556-66.
254. Sproull RC. Color matching in dentistry. Part III. Color control. J Prosthet Dent 1974;31:146-54.
255. CIE (Commission Internationale de l'Eclairage). Light as a True Visual Quantity: Principles of Measurement. CIE Pub. No.41, Vienna, Austria: Bureau Central de la CIE; 1978.

256. CIE (Commission Internationale de l'Eclairage). Colorimetry-technical report. CIE pub. no.15, 2nd ed. Vienna, Austria: Bureau Central de la CIE; 1986. p. 35–6 (corrected reprint 1996).
257. Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. J Prosthet Dent 1986; 56 (1): 35-40.
258. Ulusoy M, Toksavul S. Kuron köprü çalışmalarında diş renginin önemi renkle ilgili temel kavramlar. Ege Diş Hek Fak Derg 1992; 13(1): 29-36.
259. Paravina RD, Powers JM. Esthetic color training in dentistry., St. Louis; Elsevier Mosby: 2004; p. 3-33.
260. Johnston WM, Kao EC. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. J Dent Res 1989; 68(5): 819-22.
261. Schulze AK, Marshall SJ, Gansky SA, Marshall GW. Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. Dent Mater 2003; 19 (7):
262. Hunter RS. The measurement of appearance. 2nd ed. New York: John Wiley and Sons, Inc.; 1987.
263. Miller L. Organizing color in dentistry. J Am Dent Assoc 1987; S.I.:26E-40E.
264. Miller LL, Shade, Matching. J Esthet Dent 1993;4:143–53.
265. CIE (Commission Internationale de l'Eclairage). Colorimetry—technical report. CIE pub. no. 15:2004. 3rd ed.Vienna: Bureau Central de laCIE; 2004. p. 18.
266. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. J Prosthet Dent 1998; 80 (6): 642-8.
267. Bayındır F, Wee AG. Diş rengi seçiminde bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı, Hacettepe Dişhek Fak Derg 2006; 30(3): 40-6.
268. Aladağ A, Çömlekoğlu E, Yılmaz G. Farklı renk anahtarlarının metal kronların renk uyumlarına etkisi. Süleyman Demirel Üniv Diş Hek Fak 2009;1(1): 8-17.

269. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hammerle CH. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *J Dent Res* 2002; 81 (8): 578-82
270. Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E. The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *J Prosthet Dent* 2002; 88 (6): 585-90.
271. Lin C., Chang Y., Hsieh, S., Chang W. Estimation of the Failure Risk of a Maxillary Premolar with Different Crack Depths with Endodontic Treatment by Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing Ceramic Restorations. *J Prosthet Dent* 1998; 80 (6): 642-8.
272. Ausiello P, Gee AJ, Rengo S, Davidson CL. Fracture resistance of endodontically treated premolars adhesively restored. *Am J Dent* 1997;10:237-41.
273. Devigus, A. ve Lombordi, G. Shading Vita In-Ceram YZ substructures influence on value and chroma Part II, 2004; 7, 379-388.
274. Okamura M, Chen KK, Kakigawa H, Kozono Y. Application of alumina coping to porcelain laminate veneered crown: part 1 masking ability for discolored teeth. *Dental Materials Journal* 2004; 23(2), 180-183.
275. Sundh A, Sjögren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide- partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil* 2004; 31: 682-688.
276. Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *J Prosthet Dent* 2001; 86: 495-510.
277. Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent* 2004;91: 561- 569.
278. Snyder MD, Hogg KD. Load-to-fracture value of different all-ceramic crown systems. *J Contemporary Dental Practice* 2005; 6: 1- 6.
279. Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Biomaterials* 2004; 25: 5045-5052
280. Jang GW, Kim HS, Choe HC, Son MK. Fracture strength and mechanism of dental ceramic crown with zirconia thickness. *Procedia Eng* 2011; 10:1556-60.

281. Jung YS, Lee JW, Choi YJ, Ahn JS, Shin SW, Huh JB. A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. *J Adv Prosthodont* 2010;2:111-5.
282. Miyazaki T, Hotta Y. CAD-CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J* 2011; 56: 97-106.
283. Şahin E, Aktaş G, Özcan N, Hasanoğlu D, Akça K. Restoratif diş hekimliğinde CAD-CAM laboratuvar uygulamaları: Sirona inLab Sistemi. *Hacettepe Üniv Diş Hek Fak Derg* 2009; 33: 41-46.
284. Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silika-coating of dental alloys: volume loss, morphology and changes in the surface composition. *Dent Mater* 1993; 9:155- 161.
285. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam Porselen Sistemleri I. *GU Dishek Fak Derg* 2005; 22(1) : 41-48.
286. Kern M, Wegner S. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998; 14:64–71.
287. Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater* 2003; 19: 725 731.
288. El-Mowafy O. The use of resin cement in restorative dentistry to overcome retention problems *J. Can Assoc.*, 67:97-102, 2001.
289. White SN, Sorensen JA, Kang SK. Caputo Microleakage of new crown and fixed partial denture luting agents. *Prosthet Dent A* 1992; 67(2): 156-161.
290. Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *J Prosthet Dent* 2005; 93: 551-558.
291. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: a review of the current literature. *J Prosthet Dent* 1998; 80(3): 280-301.
292. Thompson JY, Rapp MM and Parker AJ. Microscopic and energy dispersive xray analysis of surface adaptation of dental cements to dental ceramic surfaces. *J Prosthet Dent* 1998; 79, 378-83.
293. Perdiga OJ. New developments in dental adhesion. *Dent Clin N Am.* 2007;51:333-357.

294. Clifford M. Sturdevant, Theodore M. Roberson, Harald O. Heymann, John R. Sturdevant. The Art and Science of Operative Dentistry. Third Edition. Mosby- Year Book, 1995.
295. Kanca J. Resin bonding to wet substrate. I. Bonding to dentin. Quintessence Int. 1992;23:39-41.
296. Tay FR, Pashley DH. Have dentin adhesives become too hydrophilic J Can Dent Assoc.2003;69(11):726-31.
297. Tay FR, Pashley DH, Manso PA. Stability of wet versus dry bonding with different solvent-based adhesives. Dent Mater. 2008;24:476-482
298. Ritter AV, Bertoli C, Swift EJ Jr. Dentin bond strengths as a function of solvent and glutaraldehyde content. Am J Dent 2001;14:221- 226.
299. Proença JP, Polido M, Osorio E, Erhardt MCG. Dentin regional bond strength of self-etch and total-etch adhesive systems. Dent Mater. 2007;3:1542-1548.
300. Sauro S, Pashley DH, Mannocci F, Tay FR. Micropermeability of current self-etching and etch&rinse adhesives bonded to deep dentine: a comparison study using a double-staining/ confocal microscopy technique. Eur J Oral Sci. 2008;116:184-193
301. Yuan Y, Shimada, Ichinose S, Sadr A. Effects of dentin characteristics on interfacial nanoleakage. J Dent Res. 2007;86:1001-1006.
302. Oliveria SA, Pugach MK, Hilton FJ, Watanabe LG. The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system. Dent Mater. 2003;19:758-767.
303. Yeşilyurt C, Bulucu B. Bond strength of total-etch dentin adhesive systems on peripheral and central dentinal tissue: a microtensile bond strength test. J Contemp Dent Pract. 2006;7(2):26-36.
304. Santos, G.C., El-Mowafy, O., Rubo, J.H., Santos, M.J.M.C., Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units, J. Can. Dent. Assoc., 70, 323-328, 2004.
305. Dumfahrt, H., Porcelain Laminate Veneers. A Retrospective Evaluation After 1 to 10 Years of Service: Part 1- Clinical Procedure, Int. J. Prosthodont. 12, 505-513, 1999.

306. Peumans, M., Munck, J., Fieuws, S., Lambrechts, Pç, Vanherle, G., Van Meerbeek, B., A Prospective Ten-year Clinical Trial of Porcelain Veneers, *J. Adhes. Dent.*, 6, 65-76, 2004.
307. Geleneksel güta-perka yöntemi ve yeni bir sistemle doldurulan kök kanallarına dentin adezyonunun ve mikrosızıntının incelenmesi. Doktora tezi. Gökay S.
308. International Organization for Standardization–Technical Specification. Dental materials – Testing of adhesion to tooth structure. ISO/TS 11405:2003(E); 2nd edition, Switzerland.
309. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater* 1998;14(1):51-6.
310. Heintze SD. Systematic reviews: I. The correlation between laboratory tests on marginal quality and bond strength. II. The correlation between marginal quality and clinical outcome. *J Adhes Dent* 2007;9 Suppl 1:77-106.
311. al-Salehi SK, Burke FJ. Methods used in dentin bonding tests: an analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessence Int* 1997;28(11):717-23.
312. Tagami J, Nakajima M, Shono T, Takatsu T, Hosoda H. Effect of aging on dentin bonding. *Am J Dent* 1993; 6(3), 145-147.
313. Ozer F, Sengun A, Ozturk B, Say EC. Tagami J. Effect of tooth age on microtensile bond strength of two fluoride-releasing bonding agents. *J Adhes Dent* 2005; 7(4), 289-295.
314. Salz U, Bock T. Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue a review. *J Adhes Dent* 2010; 12(5), 343-371.
315. Leloup G, D'Hoore W, Bouter D, Degrange M, Vreven J. Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *J Dent Res* 2001;80(7):1605-14.
316. Titley KC, Chernecky R, Rossouw PE, Kulkarni GV. The effect of various storage methods and media on shear-bond strengths of dental composite resin to bovine dentine. *Arch Oral Biol* 1998;43(4):305-11.
317. International Organization for Standardization–Technical

Specification. Dental materials – Testing of adhesion to tooth structure. ISO/TS 11405:2003(E); 2nd edition, Switzerland.

318. El-Araby AM, Talic YF. The effect of thermocycling on the adhesion of self-etching adhesives on dental enamel and dentin. *J Contemp Dent Pract* 2007;8(2):17-24.
319. Lino Carracho AJ, Chappell RP, Glaros AG, Purk JH, Eick JD. The effect of storage and thermocycling on the shear bond strength of three dentinal adhesives. *Quintessence Int* 1991;22(9):745-52.
320. Oilo G, Austrheim EK. In vitro quality testing of dentin adhesives. *Acta Odontol Scand* 1993;51(4):263-9.
321. Titley KC, Chernecky R, Rossouw PE, Kulkarni GV. The effect of various storage methods and media on shear-bond strengths of dental composite resin to bovine dentine. *Arch Oral Biol* 1998;43(4):305-11.
322. Cardoso P, Braga R, Carrilho M. Evaluation of microtensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater* 1998; 14: 394-398.
323. Schreiner RF, Chappell RP, Glaros AG, Eick JD. Microtensile testing of dentin adhesives. *Dent Mater* 1998; 14: 194-201.
324. Mota CS, Demarco FF, Camacho GB, Powers JM. Tensile bond strength of four resin luting agents bonded to bovine enamel and dentin. *J Prosthet. Dent* 2003; 89: 558-564.
325. Tagami J, Nikaido T, Nakajima M, Shimada Y. Relationship between bond strength tests and other in vitro phenomena. *Dent Mater* 2010; 26(2), e94-99.
326. Della Bona A, Van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res* 1995; 74: 1591-1597.
327. Dikmen B. Endodontik tedavide kullanılan yıkama solüsyonlarının farklı dentin adezivlerinin çekme kuvvetlerine olan dayanımlarına etkisinin in

vitro değeriendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
Doktora tezi.

328. Hara AT, Pimenta LA, Rodrigues AL. Influence of cross-head speed on resin-dentin shearbond strength. *Dent Mater* 2001; 17: 165-169.
329. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes CA, Tay F. The Microtensile Bond Test: A Review. *J Adhesive Dent* 1:299-309, 1999.
330. Impact of Gluma Desensitizer on the tensile strength of zirconia crowns bonded to dentin: an in vitro study *Clin Oral Invest* 2012; 16:201–213
331. Mitchell CA, Orr JF. Comparison of conventional and resin-modified glass-ionomer luting cements in the retention of post-crowns by fatigue loading. *J Oral Rehabil* 1998; 25(6):472-8.
332. Stawarczyk B, Hartmann L, Hartmann R, Roos M, Ender A, Özcan M, Sailer I, Hämmerle CH. Impact of Gluma Desensitizer on the tensile strength of zirconia crowns bonded to dentin: an in vitro study. *Clin Oral Investig.* 2012 Feb;16(1):201-13.
333. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. *Dent Mater* 1998;14: 120 128.
334. Ohno H., Endo K., Hashimoto M. New mechanical retention method for resin and gold alloy bonding. *Dent. Mater* 2004; 20: 330–337.
335. Luthy H., Loeffel O. Hammerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent. Mater.* 2006; 22: 195-200.
336. Moon J.E., Kim S.H., Lee J.B., Ha S.R., Choi Y.S. The effect of preparation order on the crystal structure of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal and the shear bond strength of dental resin cements. *Dent. Mater* 2011; 27: 651-663.
337. Yıldırım B., Zirkonya alt yapıya uygulanan farklı yüzey işlemlerinin zirkonya-siman arasındaki fiziksel bağlanma özelliklerine etkisinin araştırılması. Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2014.
338. De Oyagüe R.C., Osorio R., da Silveira B.L., Toledano M. Comparison of bond stability between dual-cure resin cements and pretreated

- glass-infiltrated alumina ceramics. *Photomed. Laser Surg.* 2011; 29 (7): 465-475.
339. Wolfart M., Lehmann F., Wolfart S., Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dental Materials* 2007; 23 (1): 45-50.
 340. Yoshida K., Tsuo Y., Atsuta M. Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *J. Biomed. Mater. Res* 2006; 77: 28-33
 341. Valandro L.F., Özcan M., Amaral R., Leite F.P., Bottino M.A. Microtensile bond strength of a resin cement to silica-coated and silanized In-Ceram Zirconia before and after aging. *Int. J. Prosthodont.* 2007; 20: 70-72
 342. Valandro L.F., Özcan M., Bottino M.C., Bottino M.A., Scotti R., Bona A.D. Bond strength of a resin cement to high-alumina and zirconia-reinforced ceramics: the effect of surface conditioning. *J. Adhes. Dent.* 2006; 8: 175-181.
 343. Gregoire G., Joniot S., Guignes P., Milas A.: Dentin permability: Selfetching an done-bottle dentin bonding system. *J. Prosthet. Dent.* 2003; 90:42-51.
 344. Tagami, J., Toledano, M., Prati C., *Advanced Adhesive Dentistry 3rd International Kuraray Symposium Book*, 3-4 December 1999. Kuraray Co., Ltd., Crimido, Italy, 2000.
 345. Peumans M., Kanumilli P., De munck J., Van Landuyt K., LambrechtsP.,Van Meerbeek B., Clinical effectiveness of contemporary adhesives: A systematic review of current clinical trials. *Dent. Mater* 2005; 21:864-881,
 346. Yang B.,Ludwig K., Adelung R., Kern M. Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. *Dent Mater.* 2006 Jan;22(1):45-56.
 347. Kanehira M, Finger WJ, Hoffmann M, Komatsu M. Compatibility between an all-in-one self-etching adhesive and a dual-cured resin luting cement. *J Adhes Dent.* 2006 Aug;8(4):229-32.
 348. Farrokh A., Mohsen M, Soheil S, Nazanin B : Shear bond strength of three self-adhesive resin cements to dentin. *Indian J Dent Res.* 2012 Mar-Apr;23(2):221-5

349. Fonseca RG, Dos Santos Cruz CA, Adabo GL, Vaz LG. Comparison of the tensile bond strengths of cast metal crowns luted with resin cements. *J Oral Rehabil.* 2004 Nov;31(11):1080-4
350. Stawarczyka B., Sticha N., Eichbergera M, Edelhoffa, Malgorzata D. Roosb, Gerneta G. , Christine Keula. Long-term tensile bond strength of differently cemented nanocomposite CAD/CAM crowns on dentin abutment. *Dental materials* 30 (2014); 334–342.
351. Palacios RP, Johnson GH, Phillips KM, Raigrodski AJ Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *J Prosthet Dent* 2006; 96:104–114
352. Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconia oxide ceramic crowns using different luting agents. *J Prosthet Dent* 2005; 3:551–558
353. Heintze SD. Crown pull-off test (crown retention test) to evaluate the bonding effectiveness of luting agents. *Dent Mater* 2010; 26:193–206
354. DeHoff, PH., Anusavice KJ. Effect of metal design on marginal distortion of metal ceramic crowns. *J Dent Res* 1984; 63:1327-1331.
355. Farah, JW., Craig, RG., Meroeh KA. Finite element analysis of a mandibular model. *J Oral Reh* 1998; 15: 615-624.
356. Schüller-Gotzburg P., Pleschberger M., Rammerstorfer, FG., Krenkel, C. 3D-FEM and histomorphology of mandibular reconstruction with the titanium functionally dynamic bridging plate. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009; 38: 1298-305.
357. Aydınlık, E., Sahin, E. Diş Hekimliğinde Stres Analizleri. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 1977; 1:78-85.
358. Toptan Köne, İ. Lingual Ve Labial Ortodontik Tedavide Çekim Boşluklarının Kapatılması Sırasında Oluşan Diş Hareketlerinin Fem Analizi İle İncelenmesi, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2009.
359. Sato, Y., Teixeira, ER., Tsuga, K, Shindoi, N. The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabil* 1999; 26: 640-3.

360. Sato Y., Wadamoto M., Tsuga, K, Teixeira ER. The effectiveness of element downsizing on a three-dimensional finite element model of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabil.* 1999; 26: 288-91.
361. Bişirici, G. Üst Anterior Dişlerin Kütlesel Retraksiyonunun Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Değerlendirilmesi, Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2008.
362. Sung SJ, Baik HS, Moon YS, Yu HS, Cho YS. A comparative evaluation of different compensating curves in the lingual and labial techniques using 3D FEM. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;123(4):441-50.
363. Otto T. Computer-aided direct all-ceramic crowns: preliminary 1-year results of a prospective clinical study. *Int J Periodont Restorative Dent* 2004;24(5):446–55.
364. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *J Dent Res* 2005;84:428–33.
365. Zaroneb F., Sorrentinob R., Apicella D., Valentinoc B., Ferrari M. Aversaa R., Apicella A. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: A 3D static linear finite elements analysis. *J Prosthet Dent* 1998; 80 (6): 642-8.
366. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent* 2005;94:321-9.
367. Nakamura T, Ohyama T, Waki T, Kinuta S, Wakabayashi K, Mutobe Y, et al. Stress analysis of endodontically treated anterior teeth restored with different types of post material. *Dent Mater J* 2006;25:145-50.
368. Scotti R, Valandro LF, Galhano GA, Baldissara P, Bottino MA. Effect of post length on the fatigue resistance of bovine teeth restored with bonded fiber posts: a pilot study. *Int J Prosthodont* 2006;19:504-6.
369. Lin C-L, Chang Y-H, Chang C-Y, Pai C-A, Huang S-F. Finite element and Weibull analyses to estimate failure risks in the ceramic endocrown and classical crown for endodontically treated maxillary premolar. *Eur J Oral Sci* 2010; 118: 87–93.

370. Hunter AJ, Feiglin B, Williams JF. Effects of post placement on endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1989;62:166-72.
371. Standlee JP, Caputo AA, Hanson EC. Retention of endodontic dowels: effects of cement, dowel length, diameter, and design. *J Prosthet Dent* 1978;39:400-5.
372. Davy DT, Dilley GL, Krejci RF. Determination of stress patterns in root-filled teeth incorporating various dowel designs. *J Dent Res* 1981;60:1301-10.
373. Pilo R, Shapenco E, Lewinstein I. Residual dentin thickness in bifurcated maxillary first premolars after root canal and post space preparation with parallel-sided drills. *J Prosthet Dent* 2008;99:267-73..
374. McLaren JD, McLaren CI, Yaman P, Bin- Shuwaish MS, Dennison JD, McDonald NJ. The effect of post type and length on the fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 2009;101:174-82.
375. Nakamura T, Ohyama T, Waki T, Kinuta S, Wakabayashi K, Mutobe Y, et al. Stress analysis of endodontically treated anterior teeth restored with different types of post material. *Dent Mater J* 2006;25:145-50.
376. Chuang S, Yaman P, Herrero A., Dennison J., Chang C. Influence of post material and length on endodontically treated incisors: An in vitro and finite element study. *J Prosthet Dent*. 2010 Dec;104(6):379-88.
377. Ferrari M, Sorrentino R, Zarone F, Apicella D, Aversa R, Apicella A. Non-linear viscoelastic finite element analysis of the effect of the length of glass fiber posts on the biomechanical behaviour of directly restored incisors and surrounding alveolar bone. *Dent Mater J* 2008;27:485-98.
378. Lina C. Chang Y. , Pai C. Evaluation of failure risks in ceramic restorations for endodontically treated premolar with MOD preparation *J Prosthet Dent* 1998; 80 (6): 642-8.
379. Lin C. Chang Y, Hsieh S. , Chang W. Estimation of the Failure Risk of a Maxillary Premolar with Different Crack Depths with Endodontic Treatment by Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing Ceramic Restorations. *J Prosthet Dent* 1998; 80 (6): 642-8.
380. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent* 1998; 80 (6): 642-8.

381. Paravina RD, Powers JM. Esthetic color training in dentistry., St. Louis; Elsevier Mosby: 2004. p. 3-33.
382. Cal E, Güneri P, Kose T. Comparison of digital and spectrophotometric measurements of colour shade guides. J Oral Rehabil. 2006 Mar;33(3):221-8
383. Cal E, Sonugelen M, Guneri P, Kesercioglu A, Kose T. Application of a digital technique in evaluating the reliability of shade guides. J Oral Rehabil. 2004 May;31(5):483-91.
384. Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. J Prosthet Dent 1986; 56 (1): 35-40.
385. Wee AG, Kang EY, Johnston WM, Seghi RR. Evaluating porcelain color match of different porcelain shade matching systems. J Esthet Restor Dent 2000; 12 (5): 271-80.
386. Chu SJ, Devigus A, Mieleszko A. Fundamentals of color. Qunitessence Co, Illinois: 2004. p. 1-17.
387. Okubo S.R., Kanawati, A., Richards M.W., Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. J. Prosthet. Dent 1998; 80(6): 642-648.
388. Dozić, A., Kleverlaan, C.J., El-Zohairy, A., Feilzer, A.J. ve Khashayar, G. Performance of five commercially available tooth color-measuring devices. Journal of Prosthodontics 2007; 16(2), 93-100.
389. Kim-Pusateri, S., Brewer, J.D., Davis, E.L. ve Wee, A.G. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. Journal of Prosthetic Dentistry 2009; 101(3), 193-199.
390. Khokhar Z.A., Razzoog M.E., Yaman, P. Color stability of restorative resins. Quintessence Int. 1991; 22(9): 733-737.
391. Büyükyılmaz S., Ruyter I.E. Color stability of denture base polymers. Int. J. Prosthodont 1994; 7(4): 372-382.
392. Güler A.U., Yılmaz F., Kulunk T., Gğler E., Kurt S. Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials. J. Prosthet. Dent 2005; 94(2):118-124.

393. Turgut M.D., Tekçiçek M., Çetin N., Pınar A., Ölmez S., Alpar, R. Türkiye’de tüketilen bazı kolalı içeceklerin eroziv etkileri. Hacettepe Dişhek. Fak. Derg 2004;;28(3): 8-14.
394. Sürücüoğlu M.S., Çakıroğlu F.P. Ankara Üniversitesi öğrencilerinin hızlı hazır yiyecek tercihleri üzerinde bir araştırma. Tar. Bil. Derg 2000; 6(3): 116-121.
395. Rakıcıoğlu G., Pekcan G., Cevik A. The effect of coffee and caffeine consumption on serum lipids in rats. Int. J. Food Sci. Nutr 199;; 49(6): 441-448.
396. Küçer, N. The relationship between Daily caffeine consumption and withdrawal symptoms: a questionnaire-based study. Turk J. Med. Sci 2010; 40(1): 105-108.
397. Badra V.V., Faraoni J.J., Ramos R.P., Palma- Dibb R.G. Influence of different beverages on the microhardness and surface roughness of resin composites. Oper. Dent 2005; 30(2):213-9.
398. West N.X., Hughes J.A., Addy M. Erosion of dentine and enamel in vitro by dietary acids: the effect of temperature, acid character, concentration and exposure time. J. Oral Rehabil 2000; 27(10): 875-880.
399. Wongkhantee S., Patanapiradej V., Maneenut C., Tantbirojn D. Effect of acidic food and drinks on surface hardness of enamel, dentine, and tooth-coloured filling materials. J. Dent. 2006; 34(3): 214-220.
400. Yanıkoğlu, N., Duymuş, Z.Y., Yılmaz, B. Effects of different solutions on the surface hardness of composite resin materials. Dent. Mater. J 2009; 28(3): 344-351.
401. Coğulu, D., Ersin, N., Topaloğlu, A.A. Asitli içeceklerin üç farklı restoratif materyalin yüzey sertliği üzerine etkisinin incelenmesi. Dicle Diş Hek. Derg 2008; 9: 7-12.
402. Sweetman C., Wardle J., Cooke, L. Soft drinks and 'desire to drink' in preschoolers. Int. J. Behav. Nutr. Phys. Act 2008; 2(5): 60-64.
403. Navarro R., Vicente A., Ortiz, A.J., Bravo, L.A. The effects of two soft drinks on bond strength, bracket microleakage, and adhesive remnant on intact and sealed enamel. Eur. J. Orthod. 2011; 33(1): 60-65.

404. Cal E, Güneri P, Kose T..Digital analysis of mouthrinses' staining characteristics on provisional acrylic resins. J Oral Rehabil. 2007 Apr;34(4):297-303
405. Mutlu-Sagesen L., Eegün, G., Özkan, Y., Bek, B. Color stability of different denture teeth materials: an in vitro study. J. Oral Sci 2001; 43(3): 193-205.
406. Aliping –McKenzie, M., Linden R.W., Nicholson J.W. The effect of Coca-Cola and fruit juices on the surface hardness of glass-ionomers and 'compomers'. J. Oral Rehabil 2004; 31(11): 1046-1052.
407. Alghazali N., Burnside G., Moallem M., Smith P., Preston A., Jarad, F.D. Assessment of perceptibility and acceptability of colour difference of denture teeth. J Dent 2012; Erişim: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2012.04.023>. Erişim tarihi: 12.06.2012
408. Luo MR, Cui G, Rigg B. The development of the CIE 2000 color-difference formula: CIEDE2000. Color Research and Application 2000;26:340–50.
409. Stober T., Gilde, H., Lenz, P. Color stability of highly filled composite resin materials for facings. Dent. Mater 2001; 17(1): 87-94
410. Yannikakis S.A., Zissis A.J., Polyzois G.L., Caroni C. Color stability of provisional resin restorative materials. J. Prosthet. Dent 1998; 80(5): 533-539.
411. Liberman R., Combe E.C., Piddock V., Watts D.C. Colour changes in acrylic teeth--comparison of an objective and subjective method. J. Oral Rehabil 1996; 23(7): 464-469.
412. Stawarczyk B., Sener B., Trottmann A., Roos M., Özcan M., Hammerle F.. Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: Effect of storage media, duration, and subsequent polishing. Dental Materials Journal 2012; 31(3): 377–38
413. Reis AF, Giannini M, Lovadino JR, Ambrosano GM. Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins. Dent Mater 2003; 19: 12-18

414. Turkun LS, Turkun M. Effect of bleaching and repolishing procedures on coffee and tea stain removal from three anterior composite veneering materials. *J Esthet Restor Dent* 2004; 16: 290-301.
415. Adriana Postiglione Bühner Samra Stella Kossatz Pereira Leyla Delgado C, Borges C. Color stability evaluation of aesthetic restorative materials. *Braz Oral Res* 2008;22(3):205-10
416. Wiltshire WA, Labuschagne PW. Staining of light-cured aesthetic resin restorative materials by different staining media: an in vitro study. *J Dent Assoc S Afr.* 1990;45(12):561-5.
417. Wonghantee S., Patanapiradej V., Maneenut C., Tantbirojn D. Effect of acidic food and drinks on surface hardness of enamel, dentine, and tooth-coloured filling materials. *J. Dent* 2006; 34(3): 214-220.
418. West,N.X., Hughes, J.A., Addy, M. Erosion of dentine and enamel in vitro by dietary acids: the effect of temperature, acid character, concentration and exposure time. *J. Oral Rehabil* 2000;, 27(10): 875-880.
419. Özel, Y., Ünlüer, Ş., Gökalp, S., Karabulut, E., Arhun, N. Sıcak çayın kompozit rezinlerin mikrosertliğine etkisi. *ADO Klinik Bil. Derg* 2008; 2(4): 228-232.
420. Sarı, M.E., Koyutürk, A.E., Çankaya, S. Günlük tüketilen yiyecek ve içeceklerin mine ve dolgu materyallerinin yüzey sertliği ve pürüzlülüğüne etkisi. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg* 2010; 20(3): 153-161.
421. al-Hiyasat AS, Saunders WP, Sharkey SW, Smith GM. The effect of a carbonated beverage on the wear of human enamel and dental ceramics. *J Prosthodont.* 1998 Mar;7(1):2-12.
422. Junpoom P, Kukiattrakoon B, Hengtrakool C. Surface characteristic changes of dental ceramics after cyclic immersion in acidic agents and titratable acidity.. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2010 Dec;18(4):177-84.

ÖZGEÇMİŞ

1986 yılında İzmir’de doğdum. İlkokulu Zübeyde Hanım İlköğretim Okulu’nda, orta ve lise öğrenimimi Bergama Akif Ersezgin Anadolu Lisesi’nde tamamladım. 2004 yılında eğitim ve öğretime başladığım Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nden 2009 yılında mezun oldum. 2010 yılında Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda doktora programıma başladım.