



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**CAD/CAM İLE HAZIRLANAN ENDOKRON
RESTORASYONLARIN ALT VE ÜST MOLAR DİŞLERDE
MİKRO-BT YARDIMIYLA İNCELEMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Can TOPKARA

Samsun

Şubat - 2019



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**CAD/CAM İLE HAZIRLANAN ENDOKRON
RESTORASYONLARIN ALT VE ÜST MOLAR DİŞLERDE
MİKRO-BT YARDIMIYLA İNCELEMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Can TOPKARA

**Danışman
Doç. Dr. Ali KELEŞ**

**Samsun
Şubat - 2019**



TEŞEKKÜRLER

Uzmanlık eğitimim süresinde danışmanım olan akademik anlamda bilgi ve tecrübesini esirgemeyen, tezimin tüm kuruluş ve yapım aşamasının yanı sıra, gerekli analizler için bana ekstra eğitimler yapıp beni geliştiren değerli hocam ve tez danışmanım sayın Doç. Dr. ALİ KELEŞ'e,

Lisans ve uzmanlık eğitimim süresince her zaman destek olan ve emeği geçen anabilim dalı başkanımız sayın Prof. Dr. Hikmet AYDEMİR'e ve bu süreçte CAD/CAM ile ilgili tecrübe ve bilgi birikimi sağlamama yardımcı olan Doç. Dr. Elif KALYONCUOLU ve Dr. Öğr. Üyesi İsmail UZUN'a,

Eğitim hayatım boyunca bana yardımcı olan tüm saygı değer Endodonti Anabilim Dalı Öğretim Üyelerine,

Tezimin istatistiksel kısmının yapım aşamasındaki yardımlarından ve katkılarından dolayı Dr. Öğr. Üyesi Naci MURAT'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum başta Dt. Ata Hikmet TİMUR ve Dt. Duygu Hazal GÜLER olmak üzere asistan arkadaşlarıma ve klinik personellerine,

Tüm öğretim hayatım boyunca her anımda ve kararımda yanımda olan, maddi ve manevi desteklerini benden esirgemeyen ve emeklerinin karşılığını hiçbir zaman ödeyemeyeceğim aileme,

TEŞEKKÜRLERİMLE...

Bu çalışma PYO.DIS.1904.17.020 proje numarası ile Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından desteklenmiştir.

ÖZET

CAD/CAM İLE HAZIRLANAN ENDOKRON RESTORASYONLARIN ALT VE ÜST MOLAR DİŞLERDE MİKRO-BT YARDIMIYLA İNCELENMESİ

Amaç: Alt ve üst molar dişlerde CEREC sistemi ile üretilen endokronların, adaptasyon değerlerinin incelenmesi

Materyal Metod: 20'şer adet 1. alt ve 1. üst daimi molar diş seçildi. Dişlerin kök kanal dolumları ve endokron preparasyonları yapıldı. Dişlere CEREC Bloes (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ile endokron restorasyonlar uygulandı. Her diş grubunun 10'ar örneğinde endokron restorasyonların santral kor bölgelerine 2'şer adet siman kaçış oluğu hazırlandı. Dişler simante edildi ve mikro-BT ile taranarak internal ve marjinal uyumları incelendi. Elde edilen verilerin istatistiksel analizi yapıldı.

Bulgular: İnternal açıklık alt molar dişlerde modifikasyonsuz (Grup I) örneklerde 182 ± 59 μm olarak, modifikasyonlu örneklerde (Grup II) 167 ± 23 μm , üst molar dişlerde modifikasyonsuz örneklerde (Grup III) 215 ± 55 μm , modifikasyonlu örneklerde (Grup IV) 206 ± 40 μm ölçülmüş. Endokronlara yapılan modifikasyonun ana etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0,043$). İnternal uyumda alt ve üst dişler arasında istatistiksel olarak fark bulunmuştur ($p<.05$). Marjinal açıklık değeri modifikasyonsuz örneklerde 106 ± 27 μm olarak görülürken, modifikasyonlu örneklerde 95 ± 22 μm olarak elde edilmiştir.

Sonuç: Alt ve üst molar dişlerde adaptasyon değerleri farklılık göstermektedir ve siman kaçış oluğu hazırlanması restorasyonun uyumunu olumlu olarak etkilemektedir.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM, Endokron, Adaptasyon, Molar

ABSTARCT

EXAMINATION OF ENDOCROWN RESTORATIONS PREPARED WITH CAD/CAM IN MAXILLARY AND MANDIBULAR MOLAR TEETH VIA MICRO-CT

Aim: The evaluation of the adaptation values of endocrowns made with CEREC in maxillary and mandibular molar teeth.

Material & Method: 20 first mandibular and 20 maxillary molar teeth were chosen. After root canal filling of the teeth, endo-crown preparations were carried out. Endo-crown restorations were prepared with CEREC Blocs (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany). Samples were divided into 2 groups; mandibular and maxillary teeth (20 for each group). Each group was then divided into 2 subgroups according to whether or not endo-crown restorations were modified to the central coronary region (10 for each subgroup). Samples were cemented and screened via micro-CT for internal and marginal fit. The data obtained was statistically analyzed ($p < .05$).

Results: The internal gap was measured $182 \pm 59 \mu\text{m}$ in unmodified (Group I) and $167 \pm 23 \mu\text{m}$ in modified samples of mandibular molar teeth (Group II), $215 \pm 55 \mu\text{m}$ in unmodified (Group III) and 206 ± 40 in modified samples of maxillary molar teeth (Group IV). The effect of modification in endocrowns on internal adaptation was statistically significant ($p = 0.043$). There was a statistically significant difference between mandibular and maxillary teeth regarding internal adaptation ($p < .05$). The marginal gap value was $106 \pm 27 \mu\text{m}$ in unmodified samples and $95 \pm 22 \mu\text{m}$ in modified samples.

Conclusions: Adaptation values of maxillary and mandibular molar teeth vary. Modification of restoration affects adaptation positively.

Keywords: CAD/CAM, Endocrown, Adaptation, Molar

SİMGELER VE KISALTMALAR

CAD/CAM	: Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
mikro-BT	: Mikro bilgisayarlı tomografi
mm	: Milimetre
%	: Yüzde
MOD	: Mesio-oklüzo-distal
MO	: Mesio-oklüzal
DO	: Disto-oklüzal
°C	: Santigrat Derece
K₂Al₂Si₆O₁₆	: Potasyum feldspatik
SiO₂	: Silikon dioksit
Al₂O₃	: Alüminyum oksit
µm	: Mikrometre
CAI	: Computer aided impression
GPa	: Gigapaskal
MDP	: 10-metakriloloksidisedihidrojenfosfat
HEMA-P	: 2-hidrosetil metakril dihidrojen fosfat
PENTA-P	: dipentaeritrol pentaakrilol dihidrojen fosfat
4-META	: 4-metakriloiloksietil trimellitit anhidrit
pH	: Power of Hydrogen
SEM	: Scanning electron microscope
Er:YAG	: erbium-doped yttrium aluminium garnet
Er,Cr:YSSG	: Erbium,Crom : Yttrium Scandium Gallium Garnet
3D	: Three Dimensional
TIFF	: Tagged Image File Format
STL	: Standard Transformation Language
dk	: Dakika
sn	: Saniye
EDTA	: Etilen diamin tetraasetik asit
NaOCl	: Sodyum hipoklorit
ISO	: Internationa Organization for Standardization

MPa	: Megapaskal
N	: Newton
MB	: Mezio-bukkal
BL	: Bukko-lingual
nm	: Nanometre
SW	: Software



İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTARCT	v
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Kanal Tedavili Dişlerin Restorasyonunu Etkileyen Genel Faktörler	3
2.2. Kök Kanal Tedavili Dişlerin Restorasyonunun Seçimini Etkileyen Faktörler.....	5
2.3. Aşırı Madde Kaybına Uğramış Endodontik Tedavili Dişlerin Restorasyon.....	6
2.3.1. Post-Kor Restorasyonlar	6
2.3.2. Korona-radiküler Restorasyonlar	7
2.3.4. İndirekt Restorasyonlar	7
2.3.5. Endokron Restorasyonlar	7
2.4. Dental Seramikler.....	9
2.4.1. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması.....	9
2.5. Tam Seramik Sistemler	10
2.5.1. Tam Seramik Sistemlerin İçeriklerine Göre Sınıflandırılması.....	12
2.5.2. Tam Seramiklerin Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması.....	15
2.6. CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacture) Sistemleri	15
2.6.1. CAD/CAM Sistemlerin Tarihçesi	15

2.6.2.	CAD/CAM Sistemleri Avantajları.....	16
2.6.3.	CAD/CAM Sistemlerin Dezavantajları.....	17
2.6.4.	CAD/CAM Sistemin Elemanları.....	17
2.6.5.	Günümüzde Kullanılan CAD/CAM Sistemleri.....	20
2.7.	CEREC (CEramic REconstruction System)	20
2.7.1.	CEREC Sisteminde Ağız İçi Kamera Sistemleri ve Ölçü Alınması	21
2.7.2.	CEREC Sisteminde Restorasyon Tasarımı	22
2.7.3.	CEREC Sisteminde Restorasyon Üretimi	23
2.8.	Tam Seramik Restorasyonların Simantasyonu	23
2.9.	Rezin Simanlar	25
2.10.	Tam Seramik Sistemlerde Yüzey İşlemleri.....	30
2.11.	Marjinal ve İnternal Adaptasyon	32
2.11.1.	Adaptasyon Ölçme Yöntemleri.....	35
2.12.	Mikro-Bilgisayarlı Tomografi (Mikro – BT)	39
2.13.	Adaptasyonu Etkileyen Faktörler	40
3.	GEREÇ ve YÖNTEM.....	43
3.1.	Dişlerin Seçilmesi	43
3.2.	Dişlerin Kanal Tedavilerinin Yapılması	44
3.3.	Endokron Preparasyonlarının Tamamlanması	46
3.4.	Örneklerin Gruplandırılması	46
3.5.	Endokron Restorasyonların Hazırlanması.....	48

3.6.	Endokronlara Siman Kaçış Oluğu Modifikasyonlarının Hazırlanması	52
3.7.	Endokron Restorasyonların Yüzey İşlemlerinin Yapılması.....	53
3.8.	Endokron Restorasyonların Simantasyonu	54
3.9.	Mikro-BT Taraması	56
3.10.	Mikro-BT Tarama Sonuçlarının Değerlendirilmesi	56
3.11.	Verilerin İstatistiksel Değerlendirilmesi.....	61
4.	BULGULAR.....	62
5.	TARTIŞMA	76
6.	SONUÇLAR ve ÖNERİLER	86
	KAYNAKLAR	87
	ÖZGEÇMİŞ.....	100

1. GİRİŞ

Vital dişler endodontik tedaviye uğradıktan sonra, giriş kavitesinin açılması sonucu koronal dentin miktarındaki azalmaya bağlı olarak kırılmaya daha yatkın hale gelmektedirler.¹ Kalan diş yapısının korunması, yapılacak olan restorasyona temel oluşturmak ve restore edilmiş dişin yapısal dayanımı artırmak üzerine etkilidir.² Seramik materyallerin ve adeziv tekniklerin gelişmesiyle diş yapısını daha çok koruyan, makro-retansiyona daha az ihtiyaç duyan adeziv restorasyonların önü açılmıştır. Yenilikçi CAD/CAM teknolojisinin de etkisiyle geniş hasarlı dişlerin restorasyonunda metal destekli kronlar yerine tek seansta seramik restorasyonların yapılabilmesinde büyük ilerlemelerin önü açılmıştır.³ Klasik full-kron dizaynına alternatif olarak rezin kompozit veya seramik endokronlar geçerli bir alternatif olarak ortaya çıkmaktadırlar.⁴ Postlara kıyasla endokronlar hem pulpa odasına hem de kavite marjinine bağlıdırlar. Bu restorasyonlarda pulpa duvarlarından makro-retansiyon sağlanırken, adeziv simantasyonla da mikro-retansiyon sağlanmaktadır.^{4, 5} Ayrıca, endokronlar intraradiküler postun uygulanamayacağı kısa, kıvrımlı veya kalsifiye köklü dişlerde avantaj sağlamaktadır.⁶

Adaptasyon, tam seramik restorasyonların uzun dönem başarısında önemli bir kriterdir. Restorasyonların marjinal uyumsuzluğu periodontal hastalıkların ve çürüğün temel etkeni olan plak birikimine zemin hazırlaması, estetik problemler ve adeziv simanın çözünmesinin artması gibi olumsuzluklara neden olmaktadır.⁷

Rezin simanın restorasyon ve diş yüzeyi arasında fazla miktarda sıkışıp kalması adaptasyonun bozulmasına ve marjinaldeki açıklığın artmasına neden olmaktadır.⁸

Araştırmacılar adaptasyonu artırmak için kavitenin yüzey açısını değiştirmek⁹, kavite derinliğini değiştirmek¹⁰, kavite şeklini değiştirmek¹¹ gibi modifikasyonlar yapmışlardır. Kavite duvarlarında incelmeye sebep olan bu modifikasyonlar başarısızlık üzerine katkı sağlayabilir. Şu ana kadar restorasyon üzerine modifikasyon yapılan araştırma literatürde yer almamıştır.

Adaptasyonu incelemede mikro-bilgisayarlı tomografi ile kesit alma, tahribatı olmayan, hızlı ve detaylı bir yöntemdir. Mikro-BT iç yapının, anatomik özelliklerinin ve boşluk tespitinin incelenmesine olanak tanımaktadır.¹² Mandibular ve maksiller molar dişlerin pulpa odası şekil anatomisi birbirinden farklılık göstermektedir.¹³ Kavite şeklinin internal uyum üzerine etkili olduğu bilinmektedir.¹⁴ Ancak, bu durumun alt ve üst molar dişler arasında ne gibi bir sonuç vereceği bilinmemektedir.

Endokron santral kor bölgesi üzerinde açılacak siman kaçış olukları ile siman endokron yapışma yüzey alanı artacaktır. Bu şekilde endokronun ağızda daha uzun süre kullanılması sağlanabilir. Endokron santral korunun kalınlığı ve hacmi göz önüne alındığında bu oluk açma işleminin endokron sağlamlığına herhangi bir negatif etkisinin bulunmadığı çok rahatlıkla söylenebilir. Yapılan çalışmalarda seramik blokların kullanılmasında istenilen kalınlık en az 1,5 mm olmakla birlikte endokronun santral kor bölgesinin bu miktarın çok üstünde olduğu bilinmektedir.

Siman kaçış yoluyla simantasyon esnasında siman, restorasyon ve dentin arasından daha rahat dışarı çıkabilir ve kavite içerisinde sıkışma daha az olur. Bu durumun hem marjinal hem de internal adaptasyon üzerine olumlu etkisi beklenmektedir.

Bu çalışmanın amacı CAD/CAM ile hazırlanan endokronların, alt ve üst molar dişlerde anatomik farklılıklara ve siman kaçış yolu hazırlanmasına göre adaptasyonlarında oluşabilecek değişikliklerin incelenmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

Kök kanal tedavisinin amacı; dişin dental arkta iyi bir fonksiyon görebilmesi için periapikal doku iyileşmesine olanak verecek ortamı hazırlamaktır.¹⁵

Kök kanal tedavisi tüm dokuların, bakterilerin ve bakteriyel ürünlerin kök kanal sisteminden uzaklaştırılması, kök kanal dolgusunun yerleşimini kolaylaştırmak için kök kanal sisteminin şekillendirilmesi ve şekillendirilmiş kök kanalının obturasyonu safhalarından oluşur.¹⁶

Kanal tedavili dişlerin başarısı fonksiyon, estetik, marjinal uyum, ve kalan diş dokusunun korunması için en uygun koronal restorasyonun seçimine ve kalitesine bağlıdır.¹⁷

2.1. Kanal Tedavili Dişlerin Restorasyonunu Etkileyen Genel Faktörler

1. Kök kanal dolgusunun kalitesi
2. Endodontik tedavinin dişin fiziksel özelliklerine etkisi
3. Kök kanal tedavisinin korunması
4. Koronal diş yapılarının zayıflaması¹⁸

Kök Kanal Dalgusunun Kalitesi

Dişlerin restorasyonları yapılmadan önce başarılı bir kök kanal dolgusu yapılmalıdır. Dişlerin periapikal sağlığıyla ilgili bir şüphe yoksa üst restorasyonun o seansta yapılması önerilir ancak bu durum her zaman mümkün olmamaktadır. Üst restorasyonun yapımı periapikal doku iyileşmesinin radyolojik olarak görüldüğü zaman kadar ertelendiği durumlarda ise; koronal sızıntı, çürük, dişte kırılma ve periodontal hastalık gibi sorunların görülme olasılığı artar. Restoratif tedavi öncesinde kök kanal dolgusu, periapikal sağlık klinik ve radyolojik olarak değerlendirilmeli, eğer kök kanal tedavisinin prognozuyla alakalı şüpheli bir durum varsa tedavi tekrar değerlendirilip, yenilenmelidir. Yapılacak restoratif işlemlere kanal tedavisi uygulanırken karar verilmelidir.¹⁸

Endodontik tedavinin dişin fiziksel özelliklerine etkisi

Pulpal canlılık kaybında dişin nem içeriğinde hafif bir değişiklik görülür. Bu nem kaybı (% 9), organik ve inorganik bileşenlerdeki su kaybıyla değil serbest sudaki bir değişim olarak açıklanır.¹⁹ Ancak, yapılan bir çalışmada pulpalı ve pulpasız dişlerde, mikrosertlik, elastik modülü ve gerilme/sıkışma kuvvetleri gibi özellikleri karşılaştırılmış, bu dişlerin nem içeriğinde ve yapılarında bir miktar değişiklik

kaydedilmiş olsa da, bu değişimlerin kırılma direncini çok fazla etkilemediği belirtilmiştir.²⁰ Kök kanal tedavisi sırasında kullanılan medikamanlar ve irrigasyon solüsyonlarının dentinin fiziksel özelliklerini değiştirebildiği ve kalsiyum hidroksitin uzun süreli kullanımının dentin yapısını daha hassas ve kırılmaya eğilimli hale getirdiği belirtilmiştir.^{21, 22} Yapılan başka bir çalışmada 23 adet kanal tedavili dişin (ortalama 10,1 yıl) ve vital kontralaterallerinin biyomekanik özellikleri karşılaştırılmış; sonuç olarak sertlik açısından vital olan dişler, devital olan dişlerden %3,5 daha sert bulunmuş ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Buna göre de vital dişlerin dentininin, kanal tedavisi görmüş diş dentininden daha farklı olduğu ancak bu farklılıktan dolayı kanal tedavili dişlerin daha kırılğan olduğunun söylenemeyeceğini belirtilmiştir.²³

Kök kanal tedavisinin korunması

Kanal tedavisi dişin koronal restorasyonu, kök kanal dolgusunun oral mikrobiyal kontaminasyondan korunmasını sağlar. Kök kanal tedavilerinin en önemli başarısızlık sebeplerinden biri koronal sızıntıdır.²⁴ Uygun bir restorasyonla tamamlanmadıkça kök kanal tedavisinin bitirilmiş olmasından söz edilemeyeceğini belirten çalışmalar mevcuttur.^{25, 26} Hatta apikal periodontal sağlığın belirleyicisi olarak, kök kanal tedavisinin teknik kalitesinden çok, koronal restorasyonun durumunun daha önemli olduğu konusunda iddialar vardır.²⁷ Kök kanal tedavisinin sızdırmazlığının önemi özellikle furkasyon bölgesinde furkal kanalların olduğu çok köklü dişlerde daha ön plandadır.²⁸ Bu tür kanallar, pulpa odasındaki mikroorganizmaların direkt yayılmasına, dolayısıyla periodontal dokularda yangısal yanıtların meydana gelmesine neden olabilir.²⁹

Koronal diş yapılarının zayıflaması

Diş yapısının zayıflaması sadece dişin fiziksel ve kimyasal özelliklerindeki değişimlerle ilgili olmayıp aynı zamanda geri kalan diş yapısının miktarına da bağlıdır. Geride kalan koronal diş yapısının miktarıyla, dişin oklüzal kuvvetlere karşı dayanıklılığı arasında direkt bir ilişki vardır.³⁰ Reeh ve arkadaşları yaptıkları in vitro çalışmada kök kanal tedavili dişlerin, dentinde meydana gelen biyolojik değişikliklerden değil, diş dokularındaki aşırı madde kaybı sebebiyle kırılmalara daha meyilli olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmalarında oklüzal kavite preparasyonunun, kasp dayanıklılığında %20 azalmaya; MOD kavite preparasyonunun ise %63 azalmaya neden olduğunu belirtmişlerdir.³¹ Kavite derinliğinin dişin zayıflamasına olan etkisinin değerlendirildiği başka bir in vitro çalışmada

ise dar bir isthmus ve derin bir pulpa odası preparasyonunun, geniş bir isthmus ve sığ bir preparasyondan daha fazla zayıflatıcı etkiye sahip olduğu görülmüştür. Bu nedenle kanal tedavili posterior dişlerin restorasyonunda kavite derinliğinin dişin zayıflamasında ana etken olabileceği düşünülmüştür.³²

Kırılma dayanıklılığında azalmanın esas nedeninin marjinal sırt kaybı olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur. Sağlam kenar ve çapraz sırtlar, lingual ve bukkal tüberkülleri birbirine bağlayarak kuvvet dağılımının daha iyi olmasına katkıda bulunur. Kenar ve çapraz sırtların kaybedilme miktarlarına göre diş yapılarının bukkal-lingual olarak ayrılmaya karşı dirençlerinde farklı oranlarda azalmalar görülmektedir. Bir marjinal sırt tüberküller arası mesafenin ½'si kadar kaybedildiğinde dişin direncinde %40, iki marjinal sırt, tüberküller arası mesafelerinin ½'si kaybedildiğinde dişin direncinde %45, çapraz sırttaki kayıp tüberküller arası mesafenin ½' sini aştığında dişin direncinde %45 azalma olmaktadır.³³

2.2. Kök Kanal Tedavili Dişlerin ve Restorasyon Seçimini Etkileyen Faktörler

Kanal tedavili bir dişe yapılacak restorasyon tipinin ve kullanılacak materyalin belirlenmesinde, dişin anatomik ve fizyolojik özellikleri, kalan diş dokusu miktarı ile estetik ve fonksiyonel gereksinimler etkili olmaktadır.³⁴ Dişte kalan sağlam yapı ile yapılması planlanan restorasyon arasında ilişki olmasına rağmen günümüzde halen bu konuda fikir birliğine varılamamış ve bu nedenle farklı tedavi seçenekleri ortaya konulmuştur. Özellikle ön grup dişlerde estetik kaygı ön plandayken, arka grup dişlerde çiğneme sırasında maruz kaldıkları yüksek kuvvetlerden dolayı, dişlerin kırılma riski göze alınarak fonksiyonel gereksinimler ön plana çıkmaktadır. Kanal tedavisi sonrasında geriye kalan sağlam diş dokusu miktarı, sınıflamada kalan aksiyel kavite duvarı sayısına bağlı olarak 5 farklı sınıf tanımlanmıştır. Bu sınıflamaya göre, 1 mm'den daha ince kalan duvarlar hesaba katılmamalı ayrıca yeterli bir ferrule etkisi oluşturulabilmesi için kalan duvar kalınlığı en az 2 mm bulunmalıdır.³⁵

Sınıf 1: Sadece giriş kavitesinin açıldığı, dört aksiyel kavite duvarının da mevcut olduğu durumdur. Post yerleştirmeye gerek yoktur ve bu durumda herhangi bir restorasyon tercih edilebilir.

Sınıf 2: Mesio-oklüzal (MO) veya disto-oklüzal (DO) olarak bir duvar kaybı olan kaviteleri kapsamaktadır.

Sınıf 3: Mesial, oklüzal ve distal (MOD) şeklinde 2 duvar kaybı olan dişleri kapsamaktadır. Bir veya iki duvarın kaybedildiği sınıf 2 ve sınıf 3 kaviteelerde ve proksimal duvarı olmayan anterior dişlerde kron uygulanması gerekli değildir. Kalan diş dokuları adeziv restorasyonlar için yeterlidir. Posterior dişlerde ise kompozit ve amalgam restorasyon dişin kırılma eğilimini artırmaktadır.

Sınıf 4: Sadece 1 kavite duvarının kaldığı durumları kapsar. Bu derece madde kaybı olan dişlerde post uygulandıktan sonra kron ile restorasyon tamamlanmalıdır.

Sınıf 5: Kron yapısı aşırı madde kaybına uğramış, tamamen kaybedilmiş dişleri kapsamaktadır. Yüksek düzeyde madde kaybı içeren bu dişlerde kor yapısı oluşturulması ve ardından kron restorasyonu yapılması gerekmektedir.³⁵

2.3. Aşırı Madde Kaybına Uğramış Endodontik Tedavili Dişlerin Restorasyonu

2.3.1. Post-Kor Restorasyonlar

Madde kaybının koronal yapının yarısını geçtiği ve/veya koronal yapının tamamını içerdiği durumlarda, pulpa odasını da içine alacak şekilde kök kanalından destek olarak final restorasyona desteklik sağlayan sistem, post-kor sistemleridir.³⁶

Post kor restorasyonlar temel olarak post, kor ve coping adı verilen 3 bölümden oluşmaktadır.

Post

Kök kanalının 2/3 kısmına kadar uzanan destek ve retansiyonu sağlayan bölümdür. İdeal bir post, geride kalan diş yapılarına stres oluşturmadan gerekli retansiyonu sağlar.³⁷

Kor

Restorasyonun post ile birleşen, prepare edilmiş diş formunu temsil eden koronal kısmıdır. Kor, postun koronal uzantısı olarak düşünülebilir

Coping

Ortalama 2 mm genişliğinde metal bir banttır. Bir bilezik (ferrule) etki yaratarak kökün servikal kenarlarını çepeçevre sarar. Korun bir parçası olabildiği gibi final restorasyon ile de oluşturulabilir. Coping siman örtücülüğünü devam ettirir, stresi kor ve posta iletilip kırığa karşı "ferrule" etkisini sağlar.³⁷

2.3.2. Korona-radiküler Restorasyonlar

Madde kaybının dişin klinik kron boyunun yarısını geçtiği durumlarda, dişin pulpa odasının kanallara doğru olan kısmının, pulpa odasının ve dişin koronal bölümünün amalgam, kompozit rezin veya cam iyonomer ile restore edilmelerini öneren kor yöntemidir.³⁶ Post yerleştirmek yerine pulpa odası ve her kanalın 2-4 mm'lik koronal kısmı, restorasyon materyalinin retansiyonunda kullanılmaktadır.³⁸

2.3.3. Tam Kron Restorasyonlar

Çürük, travma veya kök kanal tedavisi sonrasında koronal yapının büyük bir kısmı kaybedildiğinde tam kron restorasyonlar tedavi seçeneği olabilir. Kron materyalinin retansiyonu çoğunlukla kök kanalı içerisine yerleştirilen bir post ile veya bazı durumlarda direkt diş yapısı prepare edilerek sağlanır. Preparasyon sonrası kron materyali, oluşturulan kor yapıyı kaplayarak dişe estetik ve fonksiyonel özelliklerini geri kazandırır.³⁹

2.3.4. İndirekt Restorasyonlar

İndirekt olarak hazırlanan ve kavitenin şekline göre adlandırılan inley, onley ve overley restorasyonlar altın, kompozit ve seramikten yapılmaktadırlar. Eğer kavite direkt restoratif tekniklerle restorasyonu mümkün olamayacak kadar büyükse indirekt restorasyonlar endikedir. İndirekt restorasyonlarda seramik restorasyonların kullanımıyla polimerizasyon büzülmesi önlenmiş olabilmekte ve bunun yanında aşınma direnci, baskı dayanımı ve estetik açıdan daha üstün restorasyonlar elde edilebilmektedir.⁴⁰

2.3.5. Endokron Restorasyonlar

Literatürde çok az bilgiye sahip olunan endokron restorasyonlar kök desteği olmayan, butt marjin preparasyona sahip, pulpa odasını da içeren santral retansiyon kavitesi olan restorasyonlar olarak tanımlanmaktadır.⁴ Bu restorasyon tekniği ilk defa Pissis⁴¹ tarafından kor ve kronu içeren monoblok yapı olarak tanımlanmıştır. "Endokron" terimi ise ilk kez Bindl ve Mormann⁴ tarafından kullanılmıştır. Adeziv teknolojinin gelişmesiyle günümüz seramiklerinin güçlendirilmesi, asitle pürüzlendirilebilmesi ve güçlü rezin simanlarla diş dokusuna bağlanması, arka grup dişlerde özellikle molar dişlerin post ve kor sistemi olmadan restore edilebileceği düşüncesini yaymıştır.⁴²

Endokronlar pulpa odasının iç duvarlarına ve kavite marjinlerine bağlanmaktadır. Böylelikle makro mekanik retansiyon pulpa odasından, mikro-mekanik retansiyon ise adeziv simantasyondan elde edilmektedir. Yapılan prospektif çalışmalara göre onley ve/veya

overley tarzı restorasyonlar, son zamanlarda da endokron restorasyonlar, kanal tedavili posterior dişlerde uygulanabilir hale gelmiştir⁴.

Endokron Restorasyonların Hazırlanması

Endodontik aşamanın öncesinde ilk adımlar endodontik giriş kavitesinin temizlenmesi ve pulpal dokuların kaldırılmasıdır. İnce veya çatlak duvarlar tespit edilip endodontik tedavi öncesi kompozit rezin build-up hazırlanmalıdır. Bu rezin yapı final restorasyonuna bir taban materyali olarak kullanılabilir.⁴³

Endokron, çevresel bir butt marjin ve pulpa odası içine uzanan merkezi bir tutucu (retantif) parçası olan tam kaplama restorasyonu olarak tanımlanmıştır. Birçok çalışma, optimum retansiyon ve direnç özelliklerini sağlamak için 2 mm'lik bir merkezi retansiyon kavitesinin gerekliliğini ortaya koymuştur.

Endokron hazırlama parametrelerinin aşağıdakileri içermesi önerilir:

- 2-3 mm oklüzal redüksiyon sağlanmalı,
- Pürüzsüz iç geçişler sağlanmalı,
- Mümkün olduğunca supragingival mine marjinleri içermeli
- Bir materyal ile düz bir biçimde hazırlanmış pulpal tabana sahip olmalı
- Kavite iç kenar açıları 90° butt marjin tarzda hazırlanmalı,⁴⁴
- Her zaman gerekli olmamakla beraber 1-1.2mm butt marjin bulunmalı
- Koronal pulpa odası ve endodontik giriş kavitesi aynı devamlılıkta olmalı
- Pulpa odasının iç duvar eğimleri 5-8 derece arasında olmalı⁴⁵

Endokron restorasyonların merkezi retansiyon kavitesinin preparasyon derinliği kesin olarak tanımlanmamıştır. Bazı yazarlar pulpa odasındaki andırkatların giderilmesi, daha düz bir yüzey elde edilmesi ve sağlam diş yapısının korunması için bu bölgenin rezin kompozit ile düzenlenmesini önermektedir.^{43, 46} Bu uygulamalar hem daha kısa uzantıya sahip endokronlar üretilmesine hem de kimyasal ya da dual polimerize simanlara alternatif olarak ışık ile polimerize olan simanların kullanımına da olanak tanımaktadır.⁴⁷

Endokron restorasyonların seramik oklüzal kalınlıkları genellikle 3-7 mm'dir. Mörmann ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada 5,5 mm oklüzal kalınlığı olan endokron restorasyonların kırılma dayanımının, 1,5 mm oklüzal kalınlığa ve geleneksel preparasyona sahip seramik kronlarla kıyaslandığında iki kat daha yüksek olduğunu rapor etmişlerdir.⁴⁸

Endokron Restorasyon Yapımında Kullanılan Materyaller

Canlılığını kaybetmiş dişlerde, tüberkülleri yerine koyan bir restorasyonun üretiminde en iyi materyalin hangisi olduğu bakımından bilimsel literatür açık değildir. Endüstriyel olarak üretilen homojen rezin kompozit ya da lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik CAD/CAM bloklar adeziv simantasyona izin verirken estetik ve mekanik özellikleri de bir araya getirmektedir. Resin bazlı CAD/CAM blokların, cam-seramik olanlara kıyasla, özellikle esneme kuvveti bakımından mekanik anlamda aşağıda olduğu bilinmektedir. Bununla birlikte, CAD/CAM rezin kompozit bloklar yüzey modifikasyonu ve tamir işlemlerinin basit olması ve çiğneme kuvvetleri altında stres emici özellikleri gibi pratik yararlarından dolayı önerilmektedir.⁴⁹

Endokronlar, sert seramik ve yumuşak dentinin elastik modülündeki farklılıklar nedeniyle oluşan bağlantı kaybı ve kök kırığı riski gibi kendine özgü dezavantajlara sahiptir. Bu nedenle materyal seçimi endokronlarda klinik başarı sağlamada büyük önem taşır.⁵⁰

2.4. Dental Seramikler

Seramik terimi istenilen özellikleri elde etmek için metal olmayan bir maddenin yüksek ısıda pişirilerek elde edilen herhangi bir ürünü tanımlar. Seramik, inorganik ametallerin genel adıdır. Camlar, nitritler, silikatlar, metal-oksitler ve çimentolar da bu grubun içerisinde yer almaktadır. Porselenler birbirleri içinde çözünmeyen elementlerin düşük ısıda eriyerek şekillendiği seramik materyal olarak tanımlanır.⁵¹

Porselen terimi ise yüksek sıcaklıkta pişirilen feldspar, kuartz ve kaolin karışımından oluşan bir seramik madde sınıfının adıdır. Dental seramikler bu sınıfa aittir ve genellikle "Dental Porselen" olarak ifade edilirler.⁷⁹

2.4.1. Dental Seramiklerin Sınıflandırması

Dental seramikler günümüze kadar farklı araştırmacılar tarafından fırınlama ısısı, kullanım alanları, işleme şekilleri, mikro yapıları gibi çeşitli özellikleri ile farklı şekillerde sınıflandırılmışlardır.

Fırınlanma Isılarına Göre:

- Yüksek ısı seramikleri (1300-1400 °C)
- Orta ısı seramikleri (1100- 1300 °C)
- Düşük ısı seramikleri (850-1100 °C)
- Ultra düşük ısı seramikleri (<850 °C)⁵²

Kullanım Yerlerine Göre:

- Hareketli protezde kullanılan yapay dişlerin üretiminde kullanılan porselenler
- Metal destekli restorasyonların üretiminde kullanılan porselenler
- Tam porselen kronlar, inley, onley ve veneer kronlarda kullanılan porselenler

İşleme Tekniklerine Göre:

- Toz-likit karışımı ile üretilen seramikler
- Slip-cast yöntemi ile üretilen seramikler
- Isı-basınç yöntemi ile üretilen seramikler
- Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) ile oluşturulan seramikler⁵³

Mikro Yapılarına Göre:

- Cam bazlı sistemler
- Cam bazlı dolduruculu sistemler
- Kristalin bazlı cam dolduruculu sistemler
- Polikristalin katılar⁵⁴

İçeriklerine Göre

- 1- Metal Destekli Seramikler
 - a) Döküm metal üzerine bitirilen seramikler
 - b) Alüminyum folyo üzerine bitirilen seramikler
- 2- Metal Desteksiz Seramikler (Tam Seramikler)⁵⁵

2.5. Tam Seramik Sistemler

Estetik başarıları, yüzey düzgünlükleri, dayanıklılıkları ve biyo-uyumlulukları gibi olumlu özelliklerinden dolayı dental seramikler, eksik veya madde kaybı olan dişlerin yerini alarak yaygın bir şekilde kullanılmaktadırlar. Daha başarılı estetik restorasyonlara artan talep sebebiyle daha iyi mekanik özelliklere sahip gelişmiş seramik sistemler üretilmeye başlanmıştır.⁵⁶

Tam Seramik Sistemlerin Endikasyonları

- Travma veya çürük nedeniyle kırılmış dişlerde
- Diş yapısının ve periodontal sağlığın korunması gerektiği durumlarda
- Doğumsal veya kazanılmış diş renklenmelerinin tedavisinde
- Abrazyon, atrizyon veya erozyon sonucu aşınmış dişlerde
- Black 1-2-3-4-5 kaviterin olduğu dişlerde
- Aşırı kron harabiyeti olan endodontik tedavi görmüş dişlerde
- Kole defektlerinde
- Şekil bozukluğu olan dişlerde estetiği sağlamak için
- Diş arkında yerleşim bozukluğu olan dişlerde çapraşıklığı düzeltmek veya diestemaları kapayarak estetiği sağlamada
- Çene yüz protezlerinde
- Metal alerjisi olan hastalarda^{57, 58}

Tam Seramik Sistemlerin Kontrendikasyonları

- Kron boyu çok kısa olan dişlerde,
- Örtülü kapanış ve artmış ileri itim gibi oklüzyon bozukluğu olan hastalarda,
- Bruksizm gibi para fonksiyonel alışkanlıklara sahip bireyler,
- Diş kesimi sonrasında kapanış mesafesinin 1 mm'den az bulunduğu durumlarda,
- Periodontal desteği yetersiz olan dişlerde,
- Karşılıklı temas gerektiren sporla uğraşanlarda, kuvvetli ve aktif kas sistemine sahip hastalarda, pipo kullanımı veya bazı meslek hastalıklarına sahip olan bireylerde^{57, 59}

Tam Seramik Sistemlerin Avantajları

- Metal-porselen kronlarda gözlenen porselenin iç yüzeyindeki opak tabakadan kaynaklanan, gelen ışığın doğal olmayan yansımaları ve saçılması, translüsensi eksikliği gibi sorunlar olmaması sayesinde doğal diş yakın bir estetik sonuç sunabilmeleri,
- X-ışınlarını geçirebilmeleri nedeniyle, restore edilen dişin kök kanalı veya mevcut dolgularının radyografik olarak incelemesinin yapılmasına olanak vermesi

- Metal destekli porselen restorasyonlarda görülen alaşıma bağlı korozyon, toksik ve alerjik etkilerin görülmemesi
- Isı ve elektrik yönünden kötü bir iletken olmaları nedeni ile dişleri termal hassasiyetten iyi bir şekilde korumaları,
- Porselen restorasyon ile seramik alt yapı kusursuz bir birleşme yaptığı için, metal-porselen birleşimlerinde kabarcık, çatlak veya ayrılma gibi sorunlar görülmemesi,
- Metal destekli restorasyonlarda gümüşün varlığında, veneer porselenin renk değiştirmesi gibi sorunların görülmemesi
- Metal-porselen restorasyonlarda görülen alaşıma bağlı dişetindeki gri renklenmenin görülmemesi.⁵⁸

Tam Seramik Sistemlerin Dezavantajları

- Basamaklı kesim gerektirdiğinden üst çene posterior bölgede uygulamanın güç olması,
- Daha çok dikkat ve ek donanım isteyen laboratuvar işlemlerini gerektirmesi,
- Diş kesimi, metal destekli seramik kronlara göre daha çok hassasiyet gerektirmesi,
- Maliyetinin yüksek olması, Kırılgan yapıda olmaları⁵⁹

2.5.1. Tam Seramik Sistemlerin İçeriklerine Göre Sınıflandırılması

Günümüze kadar tam seramik ve seramik benzeri restoratif materyaller için farklı sınıflamalar yapılmıştır, en son olarak yeni bir sınıflandırma sistemi Gracis, Thompson⁶⁰ tarafından yapılmıştır. Bu yeni sınıflandırmada seramik malzemelerin ayırımında kullanılan kriterler, kimyasal bileşimlerindeki faz veya fazlamlara dayanır. Böylece, seramik materyali cam-matriks fazı bulunup bulunmaması ya da materyalin yüksek oranda seramik partikülleriyle dolu olan organik matriks içeriğine göre sınıflandırılır. Alt gruplar, bileşimleriyle birlikte her grupta tanımlanır ve yeni geliştirilen materyallerin mevcut ana gruplara yerleştirilmesine izin verir.⁶⁰

1. Cam-matriks Seramikler

a. Feldspatik Seramikler

b. Sentetik Seramikler

- L s t bazlı
- Lityum disilikat ve türevleri
- Florapatit bazlı

c. Cam-İnfiltre Seramikler

- Alümina
- Alümina ve magnezyum
- Alümina ve zirkonya

2. Polikristalin Seramikler

a. Alümina

b. Stabilize zirkonya

c. Alümina-sertleştirilmiş zirkonya ve zirkonya ile g clendirilmiş alümina

3. Rezin-matriks Seramikler

a. Rezin nano-seramik

b. Cam seramik içerikli rezin matriks

c. Zirkonya-silika seramik içerikli rezin matriks

1-Cam Seramikler

Cam fazı içeren, metal olmayan inorganik seramiklerdir.⁶⁰

a)Feldspatik Seramikler

Bu geleneksel seramik grubu, kil / kaolin (hidrate alüminosilikat), kuvars (silika) ve doğal olarak oluşan feldspar (potasyum ve sodyum al minosilikatların bir karışımı) içeren üçlü bir malzeme sistemine dayanmaktadır. Potasyum feldspatik ($K_2Al_2Si_6O_{16}$), miktarına bağlı olarak, sadece restorasyonun içsel kuvvetini arttırmakla kalmaz, aynı zamanda bu porseleni metal alt yapıların kaplanması için de uygun kılan l s t kristalleri (kristalin faz) oluşturur. Termal genleşme kat sayıları metal altyapı ile uyumlu ve ondan yaklaşık % 10 veya daha azdır. Bu malzemeler hala metal alaşımı üzerine ve seramik yüzeyler üzerinde bir

kaplama malzemesi olarak kullanılmaktadır.⁶⁰ Dökülebilen, preslenebilen ya da infiltrasyon yöntemiyle üretilen seçeneklerinin yanında, CAD/CAM sistemleri için geliştirilmiş özel blokları da mevcuttur. Feldspatik seramiklere adeziv siman uygulanmalıdır, geleneksel siman kullanılmaz. Cam içerikleri sayesinde simantasyon öncesinde asitlenebilirler⁶¹.

Bu gruba örnekler: IPS Empress Esthetic, IPS Empress CAD, IPS Classic, (Ivoclar Vivadent); Vitadur, Vita VMK 68, (Vitablocs, Vident)

Vita Mark II (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany), 1991 yılında CEREC 1 sistemi (Siemens AG, Bensheim, Germany) için tanıtılan işlenebilen bir feldspatik porselendir. Vita Mark I ile kıyaslandığında geliştirilmiş dayanıklılığa ve daha ufak partikül boyutuna (4 µm) sahiptir. Genel olarak Silikon Dioksit (SiO₂) (% 60-64) ve Alüminyum Oksitten (Al₂O₃)(%20-23) oluşur ve hidroflorik asit ile pürüzlendirilerek adeziv simantasyon için mikro-mekanik tutuculuk oluşturulur. Monokromatik yapıda olan bu materyal aynı zamanda birçok farklı renk seçeneği sunar, karakterize edilebilir ve polikromatik (Vita TriLuxe Bloc; VITA Zahnfabrik) seçenekleri de mevcuttur.⁵⁸

Cerec Blocs, Vita Zahnfabrik tarafından 2007 yılında piyasaya sunulmuştur ve Vita Mark II ile benzer özellikler sergilemektedir. Bloklar altı farklı renkte ve yarı saydam/transludent (T), orta (M) ve opak (O) olmak üzere üç derece renk doygunluğu (chroma) halinde bulunmaktadır. Ayrıca kendi içerisinde 3 farklı renk tonu olan estetik seçenekleri de vardır (ör: Cerec Blocs PC).⁶²

2.5.2. Tam Seramiklerin Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması

Tam seramik sistemler yapım tekniklerine göre 4 gruba ayrılmaktadır⁵²

- 1) Isıya dayanıklı daylar üzerinde fırınlanan porselen sistemleri
 - a) Alümina porselenler
 - b) Magnezyum kor
 - c) Cerestore/Alceram (Innotek Dental Corp. ABD)
 - d) Optek (Jeneric, Pentron Inc. ABD)
 - e) Hi-Ceram (Vita-Zahnfabrik, Almanya)
 - f) In-Ceram (Vita-Zahnfabrik, Almanya)
- 2) Dökülebilir (cam) porselen sistemleri
 - a) Dicor (Dentsply, ABD)
 - b) Cerapearl (Kyocera, ABD)
- 3) Sıkıştırılabilir porselen sistemleri (ısı ile basınçlı olarak üretilen porselen sistemleri)
 - a) IPS-Empress (Ivoclar, Schan, Lihtenştayn)
 - b) IPS-Empress II
 - c) Finesse All Ceramic (Dentsply/Ceramco York, ABD)
 - d) IPS e.max Press (Ivoclar, Schaan, Lihtenştayn)
 - e) Creation Press-ceramics (Creation Willi Geller, Meiningen, Avusturya)
- 4) CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacture) sistemleri

2.6. CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacture) Sistemleri

2.6.1. CAD/CAM Sistemlerin Tarihçesi

Günümüz teknolojisindeki hızlı gelişmelerle birlikte dijital diş hekimliği kavramı ön plana çıkmakta ve giderek önem kazanmaktadır. Diş hekimliğinde 1980'lerin başında kullanılmaya başlayan CAD/CAM teknikleri günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır ve bu şekilde tam seramik restorasyonların kullanımını hızla artmaktadır.⁶³

Dr. Duret, CAD/CAM sistemlerini diş hekimliğine tanıtan ilk kişidir. 1971 yılından itibaren dayanak dişin ağız içi optik ölçüsünü alarak kronunu üretmeye yönelik çalışmalara

başlamış ve CAD/CAM sistemlerinin gelişmesinde önemli role sahip Sopha Sistemini geliştirmiştir.⁶⁴

1980'lerin başında altın fiyatlarındaki ciddi artış dolayısıyla altın alaşımları yerini krom-nikel alaşımlara bırakmaya başlamıştır. Kuzey Avrupa'da ise metal alerjisinin ciddi bir problem olmasıyla, alerji yapmayan titanyuma geçiş amaçlanmıştır. Titanyumun hassas dökümünün oldukça zor olması dolayısıyla da Dr. Andersson, titanyum copingleri üretmiştir. Dr. Andersson, Procera (Nobel Biocare, Gothenburg, İsveç) sistemini geliştirerek kompozit veneer restorasyonların CAD/CAM teknolojisi ile üretimini başlatmıştır. Bu sistem, zamanla bir üretim merkezi şeklinde çalışmaya başlamıştır ve dünyanın çeşitli yerlerinden tam seramik altyapıların üretimine olanak sağlayacak şekilde gelişme göstermiştir.⁶⁴

Günümüzde inley, onley, veneer, kron, endokron, köprü restorasyonları, implant dayanakları, cerrahi rehber, total protezler, maksillo-fasiyal protezler, hareketli parsiyel protezlerin altyapı üretimi ve ortodonti için CAD/CAM sistemleri kullanılabilir.^{63, 64}

2.6.2. CAD/CAM Sistemleri Avantajları

- Geleneksel ölçü alma yöntemlerini ortadan kaldırmış ve bekleme süresini kısaltmıştır
- Daha iyi restoratif materyallerin daha kısa süre içinde elde edilmeleri sağlanmıştır.
- Hata potansiyelini oldukça azaltmış ve indirekt restorasyonlardan kaynaklanabilecek muhtemel çapraz kontaminasyonların önüne geçilmiştir.
- Diş hekimliğinde CAD/CAM sisteminin kullanılmasıyla seramik materyallerin kondensasyon, eritme, kaynaştırma işlemleri azalmıştır.
- Tek seansta uygulamalar yapılabildiği için hem hastalar hem de hekimler için zaman kaybı azalmıştır.
- Çeşitli klinik problemlere yol açabilecek ölçü alma, geçici kron hazırlama gibi zorunluluklar ortadan kalkmıştır.
- Alt yapılar ve restorasyonlar CAD yazılımları ile dizayn edildikleri için teknisyenlerin işleri kolaylaşmıştır.⁶⁵

2.6.3. CAD/CAM Sistemlerin Dezavantajları

- Maliyetlerin fazla olması,
- Monokromatik blokların ideal estetik beklentilerin her zaman karşılanamaması, ancak farklı renklerdeki blokların geliştirilmesi ile bu sorun aşılımaya çalışılmaktadır.
- Derin subgingival marjnlere sahip dişlerin bilgisayar ortamına aktarılması sorun olabilmekte, iyi bir dişeti retraksiyonu yapmak zorunlu hale gelmektedir.⁶⁵

2.6.4. CAD/CAM Sistemin Elemanları

Bilgisayar Destekli Ölçü (Computer Aided Impression) (CAI)

İntraoral tarayıcı sistemlerin gelişmesiyle birlikte optik dijitalleştirme işlemi gün geçtikçe kolaylaşmaktadır. CAD/CAM ifadesi, esas olarak bilgisayar destekli dizayn ve bilgisayar destekli üretimi kastetmektedir. Hekimin birincil olarak gerçekleştirdiği dijital ölçü alma işlemi, Computer-Aided Impression (CAI) olarak adlandırılmaktadır. Bu intraoral optik ölçü alma işlemi ile herhangi bir konvasiyonel ölçü alınarak hazırlanmış alçı modelin laboratuvar tarayıcısı ile taranma gereksinimi olmaksızın klinisyen direkt olarak prepare dişlerin kayıtlarını elde etmektedir. Bu sayede üretim sürecinin hızlanması ve ekspansiyon, büzülme, distorsiyon gibi ölçü aşaması hatalarının elimine edilmesi söz konusudur.⁶⁶

Temel olarak CAD/CAM cihazlarında 2 farklı tarayıcı tipi vardır:

a. Optik tarayıcı (Optical scanner): Işık kaynağı ve reseptör ünitesinin belirli bir açıdaki ilişkileri sonucu tarama yapan cihazdır ve buna triangulasyon prosedürü denir⁶⁷. Bilgisayar, bu açı doğrultusunda reseptör ünitesinin görüntüsünü 3-boyutlu veri haline dönüştürür. Aydınlatma kaynağı olarak, beyaz ışık veya lazer ışını kullanılabilir. Optik tarayıcıların; direkt (intraoral) veya indirekt (model) olmak üzere 2 farklı tipi mevcuttur⁶⁸. Lava scan ST (3M ESPE, beyaz ışık projeksiyonları), Everest scan (KaVo, beyaz ışık projeksiyonları), es1 (etkon lazer ışını) diş hekimliğinde kullanılan optik tarayıcılardandır. Mekanik açıdan komplike olması ve zaman kaybının fazla olması dezavantajlarındandır.⁶⁹

b. Mekanik tarayıcı (Mechanical Scanner): Ana döküm model, lastik bir top aracılığıyla mekanik olarak nokta nokta okunur ve 3 boyutlu yapı taranır. Lastik topun çapı, frezeleme sisteminin en küçük kazımları yapmasına olanak sağladığından, yüksek hassasiyete sahip veriler elde edilir. Procera Scanner (Nobel Biocare, Göteborg) günümüzde

dental sektördeki tek mekanik tarayıcı örneğidir. Optik tarayıcılarla karşılaştırıldığında; bu tekniğin ileri derecede komplike aparatlarının pahalı oluşu ve üretim sürecinin oldukça uzun olduğu söylenebilir.⁶⁷

Bilgisayar destekli dizayn (Computer Aided Design) (CAD)

Elde edilen dijital veri, bilgisayar yazılımı ile voksellerden oluşan 3 boyutlu dijital modellere dönüştürülür. Hekim/teknisyen özel yazılım kullanılarak restorasyonun dizaynını yapar.⁶⁷ CAD yazılımı, dizaynı tamamlanmış restorasyonu, CAM ünitesine aktarır. Yazılım, üretimi de kontrol eden komutlar dizisine sahiptir.⁶³ Veriler farklı formatlarda saklanabilir. Bunun için genellikle STL (Standard Transformation Language) veri formatı kullanılır.⁶⁹ Birçok üretici ise diğerleriyle uyumlu olmayan sadece kendi formatlarını kullanmaktadır.⁶⁷

Bilgisayar destekli üretim (Computer Aided Manufacturing) (CAM)

Farklı tipteki dental restorasyonların dizaynının yapılabilmesi için, firmalarca üretilmiş özel bir yazılımın olması gerekir. Bu sayede, CAD yazılımında oluşturulan veri, CAM süreci için frezeleme hareketlerine dönüştürülür ve üretim cihazına yüklenir. Üretim cihazları frezeleme aks sayısına göre 3'e ayrılır⁶⁹:

a. 3-akslı cihazlar: Bu tip frezeleme cihazları uzaysal olarak 3 farklı yönde hareket edebilir. Dolayısıyla frezeleme yolu X, Y ve Z değerleri olarak belirlenir. inLab (Dentsply) Cercon brain (Degudent), Lava (3M), bu tip cihazlara örnek olarak gösterilebilir.⁶⁹

b. 4-akslı cihazlar: Üç farklı aks hareketinin yanı sıra, komponentin bulunduğu gerilme alanları da hareket edebilir. Bunun bir sonucu olarak da, döküm parçalarının içindeki köprü restorasyonlarının geniş bir yüzeyde yerleştirilebilmesi mümkündür. Bu sayede daha az materyal kullanımı ve frezeleme süresinin kısılması sağlanır. Cerec MC XL (Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya), Zeno (Wieland-Imes) 4-akslı cihazlara örnek olarak verilebilir.⁶⁹

c. 5-akslı cihazlar: Üç akslı hareket, tension bridge rotasyonunun (4.aks) yanı sıra frezeleme çubuğu da (5.aks) rotasyon yapabilir. Bu sayede, frezeleme işleminin kompleks geometrisi rahatlıkla sağlanabilir. Cerec inLab MC XL (Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya), Everest (KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Almanya) veya üretim merkezi olarak HSC frezeleme cihazı (etkon) örnek gösterilebilir.⁶⁹

Üretim aksı sayısının artması, restorasyonun kalitesinin artacağı anlamına gelmez. Kaliteli sonuçlar daha çok dijitalizasyon, veri üretimi ve üretim prosesiyle alakalıdır. Üretim işleme tekniklerine göre ise 2'ye ayrılır.⁶⁷

a) Eksiltme tekniği (Subtractive Manufacturing)

Dizaynı tamamlanan restorasyonun verileri 3, 4 veya 5 akslı olan üretim cihazına gönderilir. Frezeleme cihazları blok şeklindeki materyali, istenen obje şekline gelinceye kadar kazımaya devam eder.⁶⁷

b) Ekleme tekniği (Additive Manufacturing)

Makinede işleme (Machining) olarak da bilinen ekleme tekniği (additive manufacturing), veriyi CAD dosyası şeklinde alır ve bunu STL (stereolitography) dosyasına çevirir. Bu teknikte üçgenler ve kesitler şeklinde oluşturulan çizimin katman katman üretimi yapılır. Hızlı prototip oluşturma/3D üretim, stereolitografi (STL), selektif lazer sinterleme (SLS), birleştirmeli yığma modellemesi (Fused Deposition Modelling, FDM), katı zemin ışınlaması (Solid Ground Curing), katmanlı obje üretimi (Laminated Object Manufacturing, LAM) gibi farklı yöntemlerle üretim gerçekleştirilebilir.^{67, 70}

Frezeleme cihazları kazıma ortamının soğutma şekline göre de 2'ye ayrılır:

a) Kuru üretim

Düşük ısılı pre-sinterize zirkonyum oksit bloklarında uygulanan üretim şeklidir. Bu, frezeleme cihazının maliyetlerini oldukça düşürür. Ayrıca zirkonyum oksit kalıbında herhangi bir nem absorpsiyonu gözlenmez. Ancak pre-sinterize altyapı bloklarında yüksek oranda büzülme olacağı unutulmamalıdır.⁶⁷

b) Islak üretim

Kazıma işlemi gerçekleşirken elmas veya karbit frezler, su soğutması altında çalışır. Metal ve cam seramik materyallerin frezeleme esnasında oluşacak ısıdan etkilenmemesi için ıslak üretim ile gerçekleştirilmesi gerekir. Everest (KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Almanya), Zeno 8060 (Wieland-Imes), inLab (Sirona) ıslak üretim yapan cihazlardandır.⁶⁷

2.6.5. Günümüzde Kullanılan CAD/CAM Sistemleri

Mevcut geliştirilmiş CAD/CAM sistemleri üretim metotlarına göre 3 gruba ayrılmaktadır:

1. **Ofis Sistemi:** Hekim prepare edilen dişi dijital olarak tarar, hasta başında restorasyonu üretir ve tek seansta yerleştirir.
2. **In Lab Sistemi:** Ağız içinden alınan ölçülerden elde edilen alçı modelden laboratuvar ortamında tarama yapılarak restorasyon üretimi gerçekleştirilir.
3. **Merkezi Üretim:** Hekim, hasta başında dijital olarak elde ettiği ölçü verilerini internet yoluyla laboratuvara gönderir ve restorasyonun üretimi orada yapılır.

Şu anda mevcut olan hasta başı kazıma cihazı ile birlikte kullanılan ofis sistemleri CEREC (Sirona Dental; Charlotte, KK), E4 (D4D Technologies; Richardson, TX) ve Kavo'dur (KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß,Almanya). Hasta başında dijital olarak elde edilen ölçülerin laboratuvara gönderildiği sistemler iTero, CEREC ve Lava C.O.S sistemleridir. Taranan veriler, karmaşık ve ileri restorasyonların üretimi için (CEREC AC Connect ya da E4D Sky) laboratuvara aktarılabilir.⁷¹

Günümüzde pek çok CAD/CAM sistemi diş hekimliği pratiğindeki kullanım yerlerini almıştır. Güncel CAD/CAM sistemlerinden bazı örnekler şunlardır⁷²:

- CEREC-3 (Sirona, Bensheim, Almanya)
- Cercon (Degudent, Frankfurt, Almanya)
- Wol-Ceram (Wol-Dent, Ludwigshafen, Almanya)
- Lava 3M ESPE (Seefeld, Almanya)
- Everest Kavo (Leutkirch, Almanya)
- DigiDent DentaCAD (Hint-Els, Griesheim, Almanya)
- Precident DCS (DCS AG, Allschwil, İsviçre)
- Procera (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)

2.7. CEREC (CEramic REconstruction System)

İlk CEREC yapımı inley tipi restorasyon, 1985 yılında hasta ağızına uygulanmıştır. Siemens firması (Siemens,Bensheim,Almanya) 1992'de 3 eksenli aşındırma yapabilen CEREC 1'i, 1994'te de 6 eksenli aşındırma yapabilen CEREC 2'yi üretti. CEREC 2 yenilik olarak intraoral kamera ile 3 boyutlu tarama yapabiliyordu. Bu da önceki sistemlere göre daha başarılı kenar uyumu sağlıyordu ve oklüzal yüzey formunu da verebiliyordu. Sirona firması 2000 yılında CEREC 3'ü üretti.⁷³ Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler bu cihazın

kullanımındaki sınırlamaları önemli ölçüde ortadan kaldırdı. Sistemin en önemli özelliği hasta ağızından küçük bir kamerayla restore edilecek dişin görüntüsünün elde edilebilmesidir. Cihaz, alınan optik ölçünün aktarıldığı ve restorasyonun şeklinin düzenlendiği dizayn ünitesi ve freze işleminin gerçekleştirildiği freze ünitesinden oluşur. CAD ve CAM ünitelerinin bağlantısı kablo yerine radyo dalgaları yoluyla sağlanır. Bu, ünitelerin birbirinden bağımsız çalışabilmesiyle aynı anda bir restorasyon dizayn edilirken başka birinin freze edilebilmesine olanak sağlar. CEREC 3'ün ardından CEREC 3D piyasaya sürülmüştür. Bu sistemlerde ağız içi kameranın ağızda sabit tutulmasıyla ayak pedali yardımıyla görüntü yakalanırken, daha sonra piyasaya çıkan CEREC AC ile bu işlem daha da geliştirilerek kamera ağızda sabit olarak tutulduğunda sistemin otomatik olarak yakalaması sağlanmıştır.^{73, 74}

2.7.1. CEREC Sisteminde Ağız İçi Kamera Sistemleri ve Ölçü Alınması

REDCAM: Görüntü, infrared ışıklar kullanılarak alınır. Kameranın görüntüyü net algılayabilmesi için yansıtıcı bir toz kullanılması gerekmektedir.

BLUECAM: Daha sonra geliştirilen bluecam teknolojisinde redcam kameraya göre daha düşük dalga boyuna sahip mavi led ışık kullanılmıştır. Otomatik görüntü alma, titreşim önleme ve artan hassasiyet gibi bazı avantajlar kazanılmıştır.

OMNICAM: Bu kamera sisteminde toz kullanılmaksızın optik ölçü alınması olanağı vardır. Toz kullanılmaması hastanın konforu, süreç ve maliyet açısından avantaj sağlamaktadır. Kontrast renkleri sayesinde, 3 boyutlu model ekranda tamamen kendi renginde görülmekte ve bu sayede amalgam, eski restorasyonlar, dişeti ve preparasyon kenarlarının net bir biçimde ayırt edilmesine olanak vermektedir. Ölçü alma işlemi otomatik olarak başlar. Kameranın sabit olmasına gerek kalmadan, alan üzerinde hareketine izin verilerek video görüntü alınmaktadır. Daha önceki sistemlerdeki bulanık görüntü problemi de bu şekilde elimine edilmiştir. Ağız içi kameranın köşeli olmayan yeni tasarımıyla yuvarlatılmış dış konturları, ölçü alınırken rotasyon kabiliyetini arttırmakta, distal ve bukkal yapıların görüntülerinin alınmasını kolaylaştırmakta ve hekimin daha ergonomik çalışmasını sağlamaktadır.^{75, 76}

CEREC Omnicam ile çalışılacak bölgenin oklüzalinden taramaya başlanır ve sırasıyla lingual/palatinal ve vestibular bölgenin ölçüsü alınarak bilgisayara kaydedilir. Prepare edilmiş diş ve komşuluğundaki dişlerin çevre dokuların görüntüsünün alınmasından sonra antagonist bölgenin görüntüsü kaydedilir. Dijital ölçü tekniklerinde sadece

preparasyonun ve antagonist bölgelerinin görüntüsü yeterli değildir. Çeneler arası ilişkinin de kaydedilmesi gerekmektedir. Hastanın çeneleri sentrik oklüzyondayken maksiller ve mandibular dişlerin kaydı bukkal yönden alınarak kaydedilir.⁷⁷

Dijital ölçü tekniklerinde sadece preparasyonun ve ilgili çene bölgesinin görüntülerinin alınması yeterli değildir. Bunun yanında çeneler arası ilişkinin de aktarılması gerekmektedir. “Bukkal scan” yöntemiyle hastanın çeneleri sentrik oklüzyondayken maksiller ve mandibular dişlerin kaydı bukkal yönden alınır ve yazılım programı, hastanın oklüzal ilişkisini düzenlemek için bu yöntemi kullanır.⁷⁷

2.7.2. CEREC Sisteminde Restorasyon Tasarımı

CEREC sisteminde, “biyojenerik” yöntemiyle hastanın mevcut molar dişlerine benzer morfolojide restorasyon önerme özelliği bulunmaktadır. Bu şekilde her bireye özel, kendi dişlerine benzer restorasyonlar üretilebilmektedir. Bu aşamadan sonra, hekim istediği değişiklikleri yapabilir. Karşıt diş ile olan kontakt noktalarını kontrol edebilir, sanal olarak aşındırma, ekleme, kontur değişikliği yapabilir ve komşu dişlerle kontakt noktalarının temasını artırıp, azaltabilir.⁷⁸

Cerec 3.0 yazılım sistemiyle geliştirilen “biyojenerik referans dizayn” yöntemi ile simetrik dişin anatomik formlarının kopyalanması sağlanabilmektedir. Referans alınan dişin formu aynada ters çevrilmiş gibi kabul edilerek restore edilecek dişe uyumlanır. Bir nevi simetrisinin kopyalanması işlemidir. Ön bölgede tek diş restorasyonlarda kullanılabildiği gibi, her iki santral dişin restore edilmesi gereken durumlarda da önce tek santral dişin restore edilmesini takiben, buna uygun olarak diğerinin de bu dişe simetrik olacak şekilde kopyalanması şeklinde de kullanılabilir.⁷⁸

CEREC sisteminde kullanılan bir diğer dizayn tekniği de “korelasyon dizayn” tekniğidir. Bu teknikte restore edilecek dişin mevcut halinin; preparasyon öncesi optik ölçü yardımıyla sistemin CAD ünitesine aktarılıp preparasyon sonrası direkt olarak yeni restorasyona transfer edilebilmesi için dişlerin pozisyon ve form itibarıyla simetrik dişe uyum göstermeleri gerekmektedir. Bu yöntem kullanılarak ark içerisinde kontralateral dişe pozisyon ve form açısından simetrik uyum gösteren çeşitli nedenlerle renk değişikliğine uğramış veya ağız içerisinde direkt restorasyonlarla orijinaline göre restore edilebilen minör madde kayıplarının görüldüğü dişlere seramik restorasyonlar yapılabilmektedir.⁷⁹

2.7.3. CEREC Sisteminde Restorasyon Üretimi

Yazılımla oluşturulan restorasyon tasarımı sanal ortamdaki blok içerisinde konumlandırılır. Tarama cihazına komut iletilerek üretim aşamasına geçilir. Tasarlanan restorasyonun boyut ve rengine uygun olarak seçilen blok, freze ünitesine özel tork ayarlı bir tornavida yardımıyla yerleştirilir. Freze ünitesinde çeşitli boy ve şekillerdeki elmas frezler yardımıyla su soğutması altında blok aşındırılarak restorasyon üretilir. Kesim işleminden sonra restorasyon, cihazın kazıma bölmesinin alt kısmındaki hazneye düşer. Kazıma işlemi tamamlanan restorasyonun ağız içi uyumlaması yapıldıktan sonra üretici firma talimatları doğrultusunda polisaj ve glazür işlemleri yapılabilir.

2.8. Tam Seramik Restorasyonların Simantasyonu

Adezyon; farklı moleküller arasında oluşan çekim kuvvetine verilen addır. Benzer moleküller arasında oluşan çekim kuvvetine ise kohezyon adı verilmektedir. Adezyonu oluşturan maddeye adeziv denir. Adezivin uygulandığı maddeye adherent adı verilirken, adezyon kuvveti oluşması için, adeziv ile adherent arasında etkili bir temasın olması gerekmektedir. Diş hekimliğinde adezyon, genelde bağlanma (dental bonding) olarak adlandırılmaktadır ve temel olarak 3 farklı şekilde oluşmaktadır. Fiziksel adezyon, Van der Waals kuvveti gibi atomlar arası etkileşimlerle farklı yapıdaki yüzeyler arasında oluşan ve oldukça zayıf bir bağlanma türüdür. Kimyasal adezyon, diş dokuları ve restorasyon ile , yapıştırıcı maddenin atomları arasında oluşan kısıtlı, zayıf bir bağlanmadır. Mekanik adezyon ise yüzeyleri düzensiz materyaller arasında oluşan iç içe geçme ile oluşan kilitlenmedir. Girinti ve çıkıntıların boyutlarının küçüklüğü ve dağılımları bağlanmanın gücünü artırır. Diş hekimliğinde adezyon ilk olarak mekanik bir kilitlenme ile gerçekleşir. Bu kilitlenmede kimyasal adezyonun katkısı olsa dahi, asıl bağlanmaya katkısı sınırlı olmaktadır.⁸⁰ Güçlü bir adezyon elde etmek için adherent yüzeyinin çok temiz olması gerekmektedir. Tükürük, biyofilm ve diğer organik debrisler diş yüzeyinde her zaman bulunur. Diş preparasyonu sonrasında ise kesim yüzeyleri smear tabakası ile kaplanır. Bu kontamine edici materyaller, adherentin yüzey enerjisini azaltarak ıslanabilirliğini azaltır. Adeziv, adherent yüzeyine ne kadar iyi akar ve de yüzeyi ne kadar iyi ıslatırsa o derece güçlü bir adezyon oluşmaktadır. Islanabilirlik, değim açısı (θ) ile ölçülür. Değim açısı, adherent yüzeyine damlatılan adezivin oluşturduğu küre parçacığına, her iki maddenin birleştiği noktadan çizilen teğet ile adherent yüzeyi arasında oluşan açıdır. İdeal olan değim açısının sıfır dereceye yakın olmasıdır. Eğer tam anlamıyla bir ıslatma meydana gelmişse

yüzey açısı sifira yaklaşır. Adezivin yüzey gerilimi ne kadar düşükse değim açısı da o kadar azalır ve daha güçlü bir adezyon oluşacaktır. Başka bir deyişle adezivin yüzey gerilim değeri adherentin kritik yüzey gerilim değerine eşit ya da daha küçük olmalıdır.^{55, 80}

Mine dokusu, kimyasal olarak ağırlıkça %96-98 inorganik, %1-3 organik ve %1-5 su ve diğer maddelerden oluşur. İnorganik yapının ağırlıkça %86-98 oranındaki kısmı hidroksiapatit kristallerinden, organik yapının ise kollajenden oluşmaktadır.⁸¹ Mine yüzeyine asit uygulandığı zaman, mine prizmaları kısmen çözünerek hidroksiapatit kristalleri arasında mikro-pöröziteler oluşmakta, minenin yüzey enerjisi, bağlanma alanı ve ıslanabilirliği artmaktadır. Akıcı adeziv bileşenler, asitlenmiş yüzeye uygulandığında, yüzeydeki mikro-pöröziteli yapının içine nüfuz ederek rezin tagları oluşturur ve adezivin polimerizasyonundan sonra mikro-mekanik kilitlenme ile bağlanma sağlanır.⁸²

Dentin içinde çok sayıda tübül bulunmaktadır ve bu tübüllerin içerisinde odontoblastların protoplazmik uzantıları ve dentin lenfi yer almaktadır. Bu nedenle dentin dokusu mineye göre daha nemlidir ve organik içeriği daha çoktur. Bu tübüller, pulpadan başlayıp dentin içerisinde ilerleyerek mine-dentin sınırına ulaşırlar. Dentinin bu kompleks yapısı nedeniyle dentine bağlanma daha zordur.^{81, 82}

Cam seramiklere hidroflorik asit uygulamasını takiben silan bağlayıcı ajanın uygulanmasıyla, cam seramik ile rezin simanlar arasında başarılı bir bağlantı elde edilmektedir. Sıvı ya da jel formunda farklı konsantrasyonlardaki hidroflorik asidin 1 ila 3 dakika süreyle cam seramik materyallerin yüzeylerine uygulanması tavsiye edilmektedir. Hidroflorik asit, seramiğin cam fazını aşındırır, yüzeydeki kristalleri ortamdan uzaklaştırır ve yüksek yüzey enerjili mikro-retantif alanlar oluşturur. Silan uygulaması ise seramik yüzeyin ıslanabilirliğini artırır ve seramik yüzey ile rezin siman arasında kovalent bağlar oluşturur.⁸³ Alümina ve zirkonya seramiklerin rezin simanla olan bağlantısı araştırmacılar ve klinisyenler arasında tartışma konusu olmuştur. Tribokimyasal silika kaplama ya da alüminyum oksit ile air abrazyon'un takibinde primer uygulaması ile alümina ya da zirkonya seramikleri ile rezin simanlar arasında yeterli bir adezyon sağlanmaktadır. Fakat bu durumun klinik çalışmalarıyla birlikte de desteklenmesi gerekmektedir.⁸³ Restoratif materyaller diş dokusuyla başarılı bir adezyon gerçekleştirirse, mikro sızıntı ve bunun neden olduğu tekrarlayan çürükler, pulpa rahatsızlıkları, kenar renklenmesi ve hassasiyet gibi sorunlar büyük ölçüde azalma gösterecektir. Ayrıca marjinal uyum iyileşir, restorasyonun ve restore edilen dişin kırılma direnci artar.^{84, 85}

İndirekt restorasyonların başarısını etkileyen faktörlerden birisi de şüphesiz kullanılan siman ve simantasyon tekniğidir. Gelişen teknoloji ile birlikte, ışık geçirgenliği olan, dayanıklı estetik restoratif materyaller üretilmektedir. Porselen laminat venerler, tam seramik kronlar, tam seramik ve indirekt kompozit inley, onley gibi ışık geçirgenliği olan estetik restorasyonlar genellikle minimal preparasyon derinliğine ve sınırlı retansiyona sahiptir. Restoratif materyallerin kesilmiş dişlere, kavitelere tutunabilmesi, marjinal yalıtım sağlaması ve restorasyonların uzun ömürlülüğü de yapıştırıcı ajanın etkinliğine bağlıdır.^{86, 87}

Estetik restorasyonların yapıştırılmasında başlangıçta, çeşitli başarısızlıklara yol açan konvansiyonel simanlar kullanılırken, günümüzde adeziv simanlar/rezin simanlar kullanılmaktadır.⁸⁸

2.9. Rezin Simanlar

Rezin simanları diğer simanlardan ayıran üstün özellikleri; yüksek bağlantı dayanımı, sıkışma ve gerilme kuvvetlerine karşı yüksek dayanım, düşük çözünürlük, fonksiyon sırasında desimante olmayı engelleyen yüksek elastik modülüne sahip olmalarıdır. Elastik modüllerinin de dentinin elastik modülü (18 GPa) ile yapıştırılacak indirekt restorasyonun elastik modülü arasında olmaları tavsiye edilmektedir. Rezin bazlı yapıştırma ajanları, rezin bazlı kompozitlerin az doldurucu içeren veya doldurucu içermeyen düşük vizkoziteli varyasyonlarıdır. Fonksiyonları, restorasyonların yerlerinde kalmalarını sağlayarak, sızıntıyı önlemek/azaltmak, pulpa sağlığını korumak ve diş ve restorasyon arası boşluğu doldurarak diş-restorasyon bütünlüğünü kuvvetlendirmektir. Rezin simanların polimerizasyonunun ışıkla ve kimyasal olarak gerçekleştirilmesine göre (Tablo 2.1.) sınıflandırılmaktadırlar.⁸⁹

Tablo 2.1. Rezin simanların polimerizasyonuna göre sınıflandırılmaları⁸⁹

Rezin Siman	Özellikleri	Endikasyonları	Örnek
Işıklı Polimerize	<ul style="list-style-type: none"> - Uzun çalışma zamanı - Renk stabilizesi - Estetik olmaları 	<ul style="list-style-type: none"> - Kalınlığı en fazla 1,5 mm olan, ışık geçirgenliği olan restorasyonlar 	<ul style="list-style-type: none"> - Variolink Veneer (Ivoclar) - Choice 2 Veneer (Bisco) - RelyX Veneer (3M) - NX3 Nexus (Kerr)
Kimyasal Polimerize	<ul style="list-style-type: none"> - Işık kaynağının ulaşamayacağı restorasyonlar 	<ul style="list-style-type: none"> - Kalınlığı 1,5 mm'den fazla olan tam seramik restorasyonlar - Metal destekli restorasyonlar - Endodontik post uygulamaları 	<ul style="list-style-type: none"> - Panavia F2.0 (Kuraray) - Panavia 21 (Kuraray) - C&B (Bisco)
Hem ışıkla hem kimyasal polimerize	<ul style="list-style-type: none"> - Işık kaynağı ile yeterli polimerizasyonun sağlanamayacağı durumlarda - Yüksek bağlantı dayanımı - estetik olmaları 	<ul style="list-style-type: none"> - Tam seramik restorasyonlar - Kompozit restorasyonlar 	<ul style="list-style-type: none"> - NX3 Nexus (Kerr) - Panavia F2.0 (Kuraray) - RelyX ARC (3M) - Variolink II (Ivoclar) - RelyX Unicam (3M) - MaxCem (Kerr)

Hem Işıklı Hem Kimyasal Polimerize Olan Rezin Simanlar (Dual Cure)

Bu simanlar hem kimyasal hem ışıkla sertleşen rezin simanların avantajlarını bir araya getirmek için üretilmiştir ve restorasyonun derin bölgelerinde konversiyon derecesini optimize ederler. Kontrollü çalışma zamanları, kısa sertleşme zamanları vardır. Bu simanlar iki farklı polimerizasyonla sertleşir. Kimyasal olarak polimerize olan simanlardaki amin/peroksit bileşenlerini, ışıkla polimerize olan simanlardaki kamforokinonu içerir. Yapısında hem alifatik aminler hem tersiyer aminler vardır.⁹⁰

Bu simanlar restorasyon kalınsa ya da opaksa ve sonuç olarak ışık restorasyondan geçip yeterince simana ulaşamıyorsa tercih edilmektedirler. Işık uygulanması sonucu polimerizasyonları başlar, daha sonra otopolimerizan katalizör devreye girer ve kimyasal

polimerizasyon da gerçekleşir. Bu simanlar rahat çalışma imkanı ve kontrollü polimerizasyon sağladığı için avantajlıdır.⁹¹

Her iki pasta karıştırıldıktan sonra ışık uygulandığında fiziksel (foto) ve kimyasal (redoks) aktivasyonla polimerizasyon gerçekleşir. Çalışma süresi kimyasal reaksiyondaki inhibitörler tarafından ya da polimerizasyondaki aktivatörlerin miktarına göre belirlenir. Bu simanlarda ışıkla aktivasyon başladıktan sonra rezin matris viskozleşir, jelasyon oluşur. Daha sonra polimerik ağda çapraz bağlar görülmekte ve sonuçta polimer ağ ile monomerler ve oligomerler arasındaki bağlantı tam olarak gerçekleşemez. Kimyasal polimerizasyon daha yavaş oluşur, bu nedenle polimerizasyon sırasında oluşan serbest radikaller, polimer ağ içine hapsolür ve polimere dönüşümü sınırlar.⁹⁰ Bu simanların raf ömrü uzundur, karıştırma sırasında hava kabarcığı daha az oluşur ve fiziksel özellikleri iyidir.⁹²

Ancak bu sistemlerde uygun şekilde ışık aktivasyonu yapılmazsa, ışıkla aktive olan simanlara göre monomer dönüşüm derecesi düşer ve sonuçta siman sertliği azalır, çözünürlüğü artar, esneme, sıkışma dayanıklılıkları düşer ve dentine bağlanma gücü azalır. Bu simanların çalışma süresi geliştirilmiş olmasına rağmen, redoks reaksiyonu baz ve katalizör karıştırıldığında hemen başlar ve viskozite giderek artar. Bu da yerleştirilmesi bazen uzun zaman alan kırılğan seramik veneerlerin yapıştırılmasında problemlere neden olabilir. Bu nedenle de klinisyenler bu durumlarda ışıkla sertleşen rezin simanları tercih etmektedir, ancak bu sistemlerde de porselenin ışığı yeterince geçirmesi ve simana iletmesi beklenmektedir.⁹⁰

Minede yapılan laminate preparasyonları haricindeki tüm restoratif uygulamalar dentini ilgilendirir. Dentin yüzeyi, pöröz, ıslak, düşük yüzey enerjili ve biyolojik açıdan duyarlıdır. Bu özellikler de göz önüne alındığında, gereksiz madde kaybını önlemek ve mikro sızıntı riskini azaltmak ve bağlantıyı arttırmak için adeziv sistemler (dentin bağlayıcıları) geliştirilmiştir. Resin bazlı simanlar adeziv sistemlerine göre (Tablo 2.2.); asitlenen ve yıkanan, kendinden asitli ve kendinden adezivli resin simanlar olarak sınıflandırılırlar.

Tablo 2. Rezin simanların adeziv sistemlerine göre sınıflandırılması⁸⁹

Rezin Siman	Adeziv Şema	Özellikleri	Örnek
Asitlenen ve yıkanan (etch & rinse)	<ul style="list-style-type: none"> - 3 aşamalı: diş yüzeyine asit, primer ve bonding - 2 aşamalı: diş yüzeyine asit ve primer-bonding karışımı 	<ul style="list-style-type: none"> - Mükemmel bağlantı dayanımı - Azalmış mikrosızıntı - Çoklu aşama - Teknik hassasiyet - Post-operatif hassasiyet 	<ul style="list-style-type: none"> - Variolink II (Ivoclar) - Choice 2 (Bisco) - RelyX Arc (3M) - NX3 Nexus (Kerr) - Calibra (Dentsply)
Kendinden asitli (self-etch)	<ul style="list-style-type: none"> - 2 aşamalı: asidik primer ve bonding - Tek aşama: asit-prime-bonding karışımı 	<ul style="list-style-type: none"> - Kullanım kolaylığı - İyi bağlantı dayanımı - Azalmış post operatif hassasiyet 	<ul style="list-style-type: none"> - Panavia F2.0 (Kuraray) - Clearfil Ex (Kuraray) - RelyX Ultimate (3M) - Multilink (IvoClar)
Kendinden adezivli (self-adeziv)	<ul style="list-style-type: none"> - Diş yüzeyine bağlayıcı sistem uygulanmaz 	<ul style="list-style-type: none"> - Bağlantıyı artırmak için mine yüzeyine selektif pürüzlendirme önerilebilir 	<ul style="list-style-type: none"> - RelyX Unicem2 (3M) - Clearfil SA (Kuraray) - G-CEM (GC) - SmartCem 2 (Dentsplay) - Biscem (Bisco) - Bifix SE (Voco) - iCem (Heraeus) - Monocem (Shofu) - Multilink Sprint (Ivoclar) - MaxCem (Kerr)

Asitlenen ve Yıkanan Adeziv Sistemler ile Kullanılan Rezin Simanlar

Bu simanlar birlikte kullanıldığı asitlenen ve yıkanan adezivin uygulama aşamasına göre de iki basamaklı ya da üç basamaklı olarak ikiye ayrılır. Asitle pürüzlendirme sonrasında, üç basamaklı sistemlerde önce primer, sonra adeziv, iki basamaklı sistemlerde ise tek şişede bulunan primer ve adeziv uygulanır. Primer içerisinde hidrofilik özellikte, adeziv içerisinde ise hidrofobik özellikte monomerler bulunur. Asitle pürüzlendirme sonrasında minede prizmatik ve interprizmatik kristaller uzaklaşıp mikro-pöröziteler oluşurken, dentin demineralize edilir, smear uzaklaşır ve kollajen ağ açığa çıkar. Adeziv uygulandıktan sonra ise rezin polimer mikro-mekanik kilitleme ile bağlanmayı sağlar.^{93, 94}

Bu sistem teknik hassasiyet gerektirir. Özellikle dentin nemine dikkat etmek gereklidir. Çünkü bu sistem neme duyarlıdır ve bağlanma yüzeyinde gereğinden fazla ya da az nem varsa bağlantı gücü zayıflar. Bunun nedeni ise, kollajenler arasında fazla nem

olduğunda rezin penetre olamaz ve bağlantı ara yüzeyinde demineralize alanlar kalır. Aşırı kuru olursa da rezin kollajeni yeterince sarmaz ve yine bağlantı zayıflar.⁹⁰

Kendinden Asitli Adeziv Sistem ile Kullanılan Rezin Simanlar

Bu sistemlerde asit ve primer uygulama aşaması tek bir basamak haline getirilmiştir. Primer içerisine asidik monomerler eklenerek mine ve dentinin aynı anda pürüzlendirilmesi ve primer uygulanması sağlanmıştır. Bu monomerler MDP (10-metakriloloksidihidrojenfosfat), HEMA-P (2-hidrosetil metakril dihidrojen fosfat) ve PENTA-P (dipentaeritrol pentaakrilol dihidrojen fosfat), 4-META (4-metakriloloksietil trimellitit anhidrit)'dir.⁹⁵

Bu sistemler iki aşamalı veya tek aşamalı olarak ikiye ayrılır. Ayrıca primer içindeki asidin derecesine (pH değerine göre) göre de sınıflandırılabilir; kuvvetli ($\text{pH} \leq 1$), orta ($\text{pH} \sim 1,5$), hafif ($\text{pH} \geq 2$), çok hafif ($\text{pH}: 2,7$) Kullanılan adeziv sistemin pH'sına göre dentini demineralize etme düzeyi değişir. Hafif asidik sistemlerde smear tabakası daha az uzaklaşmış ve hibrit tabaka ince iken, kuvvetli asidik sistemlerde etch&rinse sistemlere yakın boyutta bir hibrit tabaka oluşur. Ancak hibrit tabaka etch&rinse sistemlere göre daha ince olmasına rağmen, orta ve kuvvetli sistemlerde monomerlerin hidoksiapatitle yaptığı kimyasal bağ sayesinde bağlanma gücü tatmin edici düzeyde olmaktadır. Ancak bu uygulamanın kalitesi uygulayıcı, materyal kalitesi, kullanılan materyalin tipi ve oda sıcaklığı gibi birçok değişkenden etkilenmektedir. Bu hassasiyet gerektiren aşamaları ortadan kaldırmak ve klinik uygulama zamanını azaltmak için uygulama öncesinde herhangi bir yüzey uygulaması gerektirmeyen self adeziv rezin simanlar üretilmiştir.⁹⁰

Kendinden Adezivli Rezin Simanlar

Self adeziv rezin simanlar, adeziv aşamalardan asitle pürüzlendirme aşamasını elimine ederek çalışma süresini kısaltıp simantasyon basitleştirmiştir. Bu simanın polimer matriksi fosforik ve/veya karboksilik asit metakrilat monomerlerinden oluşur ve bu maddeler diş bağlanmayı sağlar.⁹⁶ Bu nedenle self-adeziv simanlarda uygulama öncesinde diş yüzeyine herhangi bir ajan uygulamaya gerek yoktur. Bu simanlar smear tabakasını uzaklaştırmadığı için uygulama sonrasında post-operatif hassasiyet görülmez. Self-adeziv rezin simanlar hem rezin hem de cam iyonomer siman özelliği taşırlar. Işık uygulaması sonrasında hızlı polimerizasyon reaksiyonu ve cam doldurucular ve asidik fonksiyonel monomerler arasında yavaş bir asit-baz reaksiyonu başlar. Ancak self-adeziv rezin

simanların içindeki asidik monomerlerin varlığı, konversiyon derecesini olumsuz yönde etkiler ve materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerini zayıflatır. Bu simanlarda polimerizasyon ışıkla ya da kimyasal olarak olabilir. Siman ilk karıştırıldığı anda çok asidiktir (pH:1), ancak bir süre sonra bu değer 6'ya yükselir. Bu nötralizasyon olayı simandaki fosforik asit gruplarının alkalın yapıdaki doldurucu partiküllerle ve diş dokusunun hidroksiapatiti ile reaksiyona girmesiyle oluşur. Reaksiyon sonucunda su açığa çıkar. Ortamdaki su, simanın daha hidrofilik olmasını sağlar ve diş dokusuna bağlanmayı artırır. Ancak ortamdaki bu su daha sonra diş yüzeyindeki smear tabakasının demineralizasyonunda kullanılır. Sonuçta hidrofilik olan siman hidrofobik bir yapıya dönüşür. Alternatif olarak mineye bağlanmada, bağlanma gücünü arttırmak için selektif mine pürüzlendirme tercih edilebilir. Bu uygulamanın minede retansiyonu klinik olarak arttırdığı ve parsiyal seramik kronların sağ kalım sürelerini artırdığı gösterilmiştir. Aksine self-adeziv rezin siman uygulaması öncesinde dentinde fosforik asitle önden asitleme uygulaması bağlanmayı güçlendirmez. Önden asitleme uygulaması, bağlanmanın etkinliğini azaltır ve self-adeziv rezin simanın açığa çıkan kollajen fibril ağına yetersiz infiltrasyonuna sebep olur.⁹⁰

2.10. Tam Seramik Sistemlerde Yüzey İşlemleri

Rezinin sıkı bir şekilde seramik yüzeye yapışabilmesi için, mikro-mekanik bir yüzey kilitlenmesi ve seramik yüzeyin aktivasyonu ile kimyasal bağlantı sağlanabilmesi gereklidir.⁸³

1) Mekanik Yüzey İşlemleri

a) Asitle Pürüzlendirme

Hidroflorik asit seramiğin cam matriksini çözerek lösit kristalleri çevresinde mikro-andırkatların oluşmasını sağlar. Akışkanlığı yüksek rezin simanlar bu boşlukları doldurarak güçlü bir mikro-mekanik bağlantı oluşturur. Hidroflorik asit porselen yüzeyinin asitlenmesi için sıklıkla tercih edilir. % 2.5–10 oranlarındaki konsantrasyon ve 1 dk'dan 3 dk'ya kadar değişen uygulama süreleri porselenin yüzeyinde amorf bir yapı ile çok sayıda gözenek meydana getirerek porselen ile rezin simanın bağlanmasını güçlendirir. Feldspatik porselenlerin yapıştırılmasında rezin yapıştırma simanı ile seramik yüzey arasında en kuvvetli bağlantı hidroflorik asitle pürüzlendirme ve silan ajanı uygulamasıyla elde edilmektedir. Asit uygulaması ile birlikte feldspatik seramiğin cam fazlarından biri

çözünmekte ve mikro yapısında değişiklik meydana gelmektedir. Böylece bağlantı için uygun mikro yapı elde edilmiş olur.⁹⁷ Hidroflorik asitle seramik yüzeyinde retantif alan elde etmek, camsı içeriği zayıf olan yüksek kristalin yapıdaki seramiklerde ve saf non kristalin seramiklerde mümkün olamamaktadır. Bu seramiklerde uygun mekanik kilitlenmeyi sağlayabilmek için ilave yöntemlere gereksinim duyulmaktadır.⁸³

Porselen pürüzlendirmesinde % 1.23 oranındaki asidüle fosfat florür de alternatif olarak kullanılmaktadır. Porselen ya da kompozit yüzeyinin pürüzlendirilebilmesi için % 35-40 oranında bulunan fosforik asitlerden de yararlanılır. Hidroflorik aside göre daha az güçlü bir asittir.⁹⁷

b) Kumlama

Aliminyum Oksite tozları (Al_2O_3) gibi parçalarla air abrazyon yöntemi ile kontamine tabakalar ve oksitler uzaklaştırılarak mekanik bağlantı sağlayacak temiz ve pürüzlü yüzeyler elde edilebilir.⁸³ Restorasyon yüzeyi ile rezin arasında adeziv bağlantı dayanımını arttırmak için kimyasal bağlantı ajanı uygulanmadan önce yüzeyin kumlanması gerektiği pek çok ajan için özellikle belirtilmiştir.

c) Elmas Döner Aletler ile Yüzey Pürüzlendirme

Porselen yüzeylerin pürüzlendirilmesi için elmas frezler de kullanılabilir ve bu teknikte diğer yöntemlere kıyasla daha pürüzlü yüzeyler elde edilebilir. Elmas frezlerle aşındırılmış yüzeylerin SEM ile incelenmesinde, gözeneklerin oluşmadığı, bunun yerine kazıma izlerinin ortaya çıktığı gösterilmiştir. Bu yöntemle, seramik yüzeyinde stres yaratan keskin alanlar oluşabileceği ve bu bölgelerde restorasyonun zayıflayabildiği bildirilmiştir.⁹⁸

d) Lazer İle Pürüzlendirme

Son dönemlerde Er: YAG ve Er,Cr:YSGG lazerler kullanılarak mine ve dentin yüzeyinde pürüzlendirme işlemleri araştırma konusu olmaktadır.^{99, 100}

e) Plazma Spreyi Yöntemi

İyon, elektron, atom ve nötral parçacıklar içeren, kısmen iyonize edilmiş bir gaz olan plazma spreyi yöntemi ile de yüksek bağlantı değerleri elde edilebilir.¹⁰¹ Gazın istenilen şekilde iyonize olabilmesi için vakum koşullarında hazırlanması gerekmektedir. Yüksek frekanslı bir jeneratör gazı iyonize ederek plazmaya çevirir. Bu teknik özellikle zirkonyum dioksitlerde olmak üzere pek çok materyal için kullanım alanı bulabilmiştir.¹⁰²

2) Kimyasal Yüzey İşlemleri

Silika esaslı seramiklerde yüzeye bir kimyasal olan silan uygulanması rezin simanın kimyasal olarak seramik yüzeyine bağlanma gücünü artırır. Silan molekülü iki fonksiyonludur. Hidroksil grubu ile seramik yüzeyindeki silikon dioksitlere tutunurken, diğer fonksiyonel grubu ile de rezin organik matrikse bağlanarak kopolimer oluşturur.¹⁰³

3) Mekanik ve Kimyasal Yüzey İşlemleri

a) Silika Kaplama İşlemi

Pirokimyasal silika kaplama işlemi, kolloidal silikanın yüksek derecede ısı uygulanmasıyla yapılan bir silika kaplama yöntemidir. Dental laboratuvarlarda kullanılan ve metal ile rezin bağlantısını arttıran sistemlerdir. Yüzey kaplama solüsyonu özel bir alevden geçer ve sonuç olarak 0,1-1,0 µm kalınlığında bir silika tabakasıyla seramik yüzeyi tamamen kaplanır.¹⁰⁴ Bu sistem özellikle zirkonyum seramikler için kullanılmaktadır.¹⁰⁵

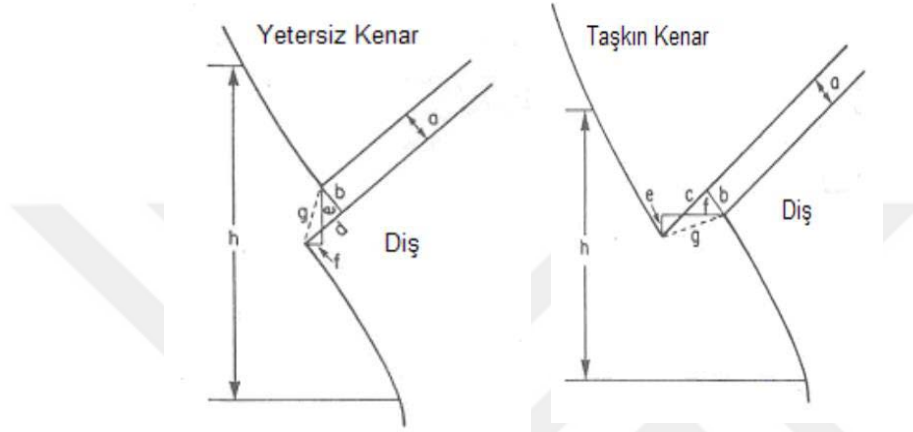
Seramik yüzeyine uygulanan yüzey uygulamalarının başka bir tanesi de tribokimyasal silika kaplama yöntemidir. Özel alet gerektiren bu işlem, günümüzde çeşitli sistemler ile gerçekleştirilebilmektedir. Bu sistemlerin prensibi; porselen yüzeylerinin ince ve camsı karakterde bir silikat tabakası ile kaplanması esasına dayanır. Air abrazyon esnasında çarpmanın etkisiyle silika; seramik yüzeyinde 15 µm derinliğe gömülür ve böylece silika ile değişime uğramış seramik yüzeyler, silanla kimyasal bağ kurabilir hale gelirler.¹⁰⁶

2.11. Marjinal ve İnternal Adaptasyon

Bir dental restorasyonun klinik başarısı etkileyen en önemli faktörler arasında, estetik değer, kırılmaya karşı direnç, ve marjinal uyum gelmektedir. Yetersiz uyum plak birikimine ve mikro sızıntıya yol açarak çürük riskini artırarak restorasyonun başarısız olmasına neden olur.¹⁰⁷

Marjinal uyumun belirlenmesinde ölçüm yapılan noktaların belirlenmesi ve “uyum” olarak bahsedilen terminoloji araştırmacılara bağlı olarak değişmektedir. Çalışmalarda aynı terim, farklı ölçümleri belirtebilirken, aynı ölçümler için farklı terimler de kullanılabilir. Uyumun ölçülmesinde yayınlarda marjinal adaptasyon, internal adaptasyon, vertikal oturma, radyografik açıklık, klinik uyum yeteneği gibi özelliklerden bahsedilmektedir.¹⁰⁸

1980'lerin sonuna kadar, marjinal uyumun değerlendirmesinde her araştırmacı farklı bir noktasal ölçüm kullanmıştır. Holmes ve ark.¹⁰⁹ 1989'da net bir terminoloji önererek marjinal uyumu değerlendirilmesinde standart getirmiştir (Resim 2.1). Genellikle bu uyum marjinal aralık veya mutlak marjinal açıklık ölçerek değerlendirilir.¹⁰⁷



Şekil 2.1. Holmes ve arkadaşlarına göre uyumsuzluk terminolojisi ¹⁰⁹

- | | |
|---------------------------|---------------------------------------|
| a. İnternal aralık | e. Vertikal marjinal açıklık |
| b. Marjinal aralık | f. Horizontal marjinal açıklık |
| c. Taşkın kenar | g. Mutlak marjinal açıklık |
| d. Yetersiz kenar | h. Oturma uyumsuzluğu |

Uygun marjinal adaptasyona rağmen diş restorasyon ara yüzünde daima mikroskobik bir aralık vardır. Siman ajanı bu bölgede çözünmeye uğrayabilir. Bu problemi minimize etmek için restorasyonun marjini, diş preparasyonuna mümkün olduğu kadar hassas bir şekilde uyumlanmalıdır. Marjinal uyumu ve minimum siman kalınlığını sağlayan önemli faktörler; diş preparasyon dizaynı, internal uyumlama tekniği, restorasyon yapımında kullanılan materyaller ve yapım tekniği, simantasyon prosedürü, porselen fırınlama siklusu, mesleki faktörler sayılabilir.¹¹⁰

Preparasyon yüzeyinden, kron iç yüzeyine yapılan dik ölçüm “internal aralık” olarak tanımlanır. Aynı ölçüm kenarda yapılırsa “marjinal aralık” olarak adlandırılır. Vertikal marjinal uyumsuzluk, kron kenarından preparasyon sınırının izdüşümüne çizilen

paralelin ölçülmesiyle belirlenir ve “vertikal marjinal açıklık” olarak isimlendirilir. Horizontal marjinal uyumsuzluk, preparasyon kenarından kron kenarının izdüşümüne çizilen dikmenin ölçülmesiyle belirlenir ve “horizontal marjinal açıklık” olarak tanımlanır. Ayrıca kron kenarı, taşkın ya da yetersiz olabilir. “Taşkın kenar”, marjinal aralıktan kron kenarına çizilen dik mesafedir. “Yetersiz kenar” ise, marjinal aralıktan dışın basamak ile prepare edilen destek diş duvarı arasındaki açığa çizilen dik mesafedir. Marjinal aralık ve taşkınlık veya yetersizlik miktarının açısal kombinasyonu, “mutlak marjinal açıklık”tır. Başka bir deyişle marjinal aralık ile taşkın/yetersiz kenarın hipotenüsüdür. Vertikal marjinal açıklık ile horizontal marjinal açıklığın açısal kombinasyonu da aynı şekilde “mutlak marjinal açıklık”ı vermektedir. Bu iki kenar da aynı hipotenüse aittir. Mutlak marjinal açıklık, kron kenarı ile preparasyonun basamak ile prepare edilen destek diş duvarı arasındaki açı arasından ölçülür. Kron kenarında, hiçbir taşkınlık ya da yetersizlik olmadığında marjinal aralıkla mutlak marjinal açıklık aynıdır. Eğer hiç marjinal aralık gözlenmezse, mutlak marjinal açıklık kronun taşkınlık ya da yetersizlik miktarına eşit olur. Kronun oturmaması durumunda, kronun dış yüzeyi ve diş üzerinde aynı doğrultuda belirlenen iki nokta arasındaki uzaklığın, noktaların kron kenarına olan uzaklıkları toplamından farkı “oturma uyumsuzluğu” olarak adlandırılır.¹⁰⁹ Oturma uyumsuzluğuna neden olan siman kalınlığıdır ve pek çok değişkene bağlıdır bunlar :

1. Protezi yerleştirirken uygulanan kuvvet,
2. Protezi yerleştirme sırasında gücün uygulanış şekli,
3. Protezin oturmasını engelleyen ya da simanın akışkanlığını rahatlatan bir konfigürasyon varlığı,
4. Protezin kesilmiş diş üstündeki uyumu olarak belirtilmiştir.

Restorasyonun oturacağı yerin şekli, prepare edilmiş dışın yan yüzeylerinin eğim derecesi, kullanılan simanın viskozitesi, simantasyon süresi, kenar bitim şekli, preparasyon ile restorasyon arasındaki uyumu etkileyen diğer önemli faktörlerdir.⁵²

Pek çok araştırmacı çıplak gözle görülemeyen veya bir sond ile fark edilemeyen klinik olarak kabul edilebilir marjinal açıklığı saptamak için çalışmalar yapmıştır.¹¹⁰

2.11.1. Adaptasyon Ölçme Yöntemleri

Direkt Gözlemler Ölçüm

Bu teknikte, uygulama kolaylığı ve hızlı olmasından dolayı en çok tercih edilen tekniktir (%47,5)¹¹¹. Hazırlanan restorasyonun kenar uyumunu değerlendirmek için ışık mikroskobu, elektron tarama mikroskobu, stereomikroskop ve hareketli (travelling) mikroskop kullanılmaktadır. Işık mikroskobunda yapılan ölçümlerin başarılı olabilmesi için ölçüm yapılacak noktaların aynı düzlemde olmaları gerekmektedir. Elektron mikroskobunda ise odaklama derinliği ışık mikroskobuna göre çok daha iyi olmasından dolayı aynı düzlem üzerinde olmayan iki noktanın ölçümünü çok daha doğru bir şekilde yapmak mümkün olmaktadır. Kronların model üzerine her zaman tam olarak oturtulamaması standart sapmayı artırarak istatistiksel değerlendirmenin doğruluğunu azaltabilmektedir.¹¹² Elektron tarama mikroskobu ile yapılan ölçümlerin özellikle karmaşık kenar yapılarında daha iyi sonuçlar verdiği yönünde bir genel görüş vardır¹¹¹. Buna karşın Groten ve ark.¹¹³ ölçüm doğruluğu açısından ışık mikroskobu ile elektron tarama mikroskobu arasında anlamlı bir farkın olmadığını bildirmişlerdir. Kullanılan mikroskop yardımıyla kenar aralığının fotoğrafı çekilmektedir. Fotoğraflar üzerinde hem manuel ölçümler yapılabilir hem de bu fotoğraflar üzerinden özel bilgisayar programları yardımıyla daha detaylı ve kolay ölçümler yapılabilmektedir. Bu yöntemin en önemli üstünlüğü doğrudan ölçüm yapılan restorasyonun zarar görmemesi ve protetik tedavinin farklı aşamaları arasındaki farkın ölçülebilmesi veya simantasyon öncesi ve sonrası kenar aralığının değerlendirilmesine olanak sağlamasıdır. Ölçüm, doğrudan yapıldığı ve ayrıca dublikasyon veya ara madde kullanımı gerektirmediği için daha hassastır. Bu yöntem ile sadece kenar aralığı ölçülebilir. Restorasyonun iç uyumunu ölçmek için örnekten kesit almak ya da silikon replika tekniğini kullanılmasının gerekmesi bu yöntemin en önemli dezavantajlarından biridir¹¹². Bu tekniğin bir diğer dezavantajı ise mikroskop altında ölçüm yapılacak noktaların seçiminde ve kenar açıklığının sınırlarını belirlemede zorluklar yaşanmasıdır. Bir mikroskop ile incelenen görüntüler, mikroskop objektifine dik veya onun menziline paralel spesifik odak planı içindeki yapılardır. Bu su anlama gelir; örnekler yeterli bir şekilde hazırlanmalı ve konumlandırılmalıdır. Kesilmemiş örneklerin kenar uyumunun mikroskobik görüntü ile incelenmesi standardizasyonun sağlanması açısından zordur. Kenar uyumunun ölçümü için bazı şartlar gereklidir¹¹⁰:

- Restorasyonların servikal kenarları ve diş preparasyonlarının bitiş çizgileri net olmalı ve aynı merkezde konumlandırılmalıdır,
- Kenar uyumu ölçümleri hata payını azaltmak için tekrarlanmalıdır,
- Restorasyonların dişe oturtma kuvveti standardize edilmelidir,
- Restorasyonlar diş preparasyonlarının üzerinde özel konumlandırılmaya sahip olmalıdır,
- Ölçüm noktaları hassas olmalı ve iyi belirlenmelidir.

Silikon Replika Tekniği

Silikon replika tekniği restorasyonların kenar ve iç uyumlarının ölçümünde kullanılır. Replika tekniğinde örneklerde herhangi bir hasar meydana gelmez ve kesit alma metodu gibi diğer metotlardan daha az maliyetlidir.¹¹⁴ Bu yöntemde ilk önce kronun içine akışkan düşük hafif yapıda silikon konur ve sonrasında diş ya da yalancı kök üzerine belirli bir kuvvet uygulanarak kron yerleştirilir. Bir süre beklendikten sonra kron diş ya da yalancı kökten dikkatli bir şekilde çıkartılır ve kron içine akışkan hafif yapıdaki silikonun sertleşmesi için bir miktar ağır yapıdaki silikon enjekte edilir. Silikon sertleştikten sonra oluşan silikon film tabakası dikkatli bir şekilde kron iç yüzeyinden ayrılır. Sertleşmiş silikon ölçü malzemesinin kalınlığı, siman aralığını ya da iç uyumu gösterir. Bu silikon ölçü malzemesinin çeşitli yerlerinden alınan kesitler üzerinden ölçüm yapılır. Kesitlerin mikroskop altında ölçümü kolaydır. Yöntemin dezavantajları silikon materyalin sertleşme esnasındaki boyutsal değişiminin ölçümde sapmalara neden olması ve silikon materyalinin yarattığı hidrostatik basınç nedeniyle kronun diş ya da yalancı kök üzerine tam olarak oturmama ihtimalinin olmasıdır.^{14, 115}

Bu tekniğin avantajları,

- Bu teknik, restorasyonların uyumunun simantasyondan hemen önce in vivo olarak belirlenmesini sağlar. Bu önemlidir çünkü pek çok klinik durum (subgingival kenarlar, posterior dişler) çalışma şartlarını güçleştirir ve son restorasyonun kalitesini etkiler. Çekilen dişlerin deneysel preparasyonu iyi bir kenar uyumu elde edilmesini sağlayabilir ancak klinik durumu tam olarak yansıtamaz. Restorasyonların modelleri üzerinden alınan ölçümler in vivo sonuçlardan daha iyi kenar uyumu göstermektedir.

- Bu yöntem klinik modifikasyonları takiben tekrarlanabilmektedir. Örneğin; kron içerisinde fazla miktarda temas eden yerlerin aşındırılması tabakalama seramiğin yüklenmesinden önce veya sonra yapılabilir.
- Bu yöntem sadece servikal kenarın değil tüm siman kalınlığının üç boyutlu olarak elde edilmesini sağlar.
- Hastaya herhangi bir zararı olmadan doğrudan kliniksel veri toplamayı sağlayan ve etik olarak da kabul edilebilir bir yöntemdir.
- Uygulaması kolay, fazla zaman kaybına neden olmayan ve göreceli olarak daha ucuz bir yöntemdir.¹¹⁶

Bu yöntemin dezavantajları ise;

- Kron bitiminin ve kenar aralığının belirlenmesinde yaşanan sorunlar, katılaştıran silikon film tabakasının kron yüzeyinden ayrılması esnasında yırtılabilmesi ve silikon film tabakasından hatalı kesit alma sonucunda hatalı ölçüm yapılmasıdır.¹¹⁷

Buna karşın Laurent ve ark.¹¹⁶ akışkanlığı uygun bir silikon malzeme kullanıldığında siman aralığının hatasız olarak kopyalanabileceğini ve hangi bölgeden kesit alınırsa alınır doğru ölçümler yapılabileceğini bildirmişlerdir.

Rezin Replika Tekniği

Esasında silikon replika tekniğinde birtakım değişiklikler yapılarak geliştirilen bir tekniktir. Kron diş ya da yalancı kök üzerine yerleştirildikten sonra kenar açıklığının dıştan kalıbı oluşturulmakta ve bu kalıp daha sonra epoksi rezin malzeme ile dökülerek ölçüm epoksi rezin duplikat üzerinden mikroskop kullanılarak yapılmaktadır. Bu yöntemin avantajı replikanın sahip olduğu silindirik form sayesinde mikroskop altında özel cihazlara bağlandığında rotasyonel hareketlerle birçok ölçüm kolaylıkla yapılabilmektedir. Yöntemin dezavantajı ise, replikasyon sırasında kullanılan karbonize olabilen akrilikte meydana gelen boyutsal değişiklik ve detay kaybının ölçümlerde hata payı oluşturma ihtimaline neden olmasıdır.¹¹⁸

Üç Boyutlu Yüzey Tarama (3D Profilometre) Tekniği

Bilgisayar teknolojilerindeki gelişmelere bağlı olarak üç boyutlu yüzey tarama teknolojisi son yıllarda hızlı bir gelişim göstermektedir. Diş hekimliğinde CAD-CAM sistemiyle üretilen restorasyonların çoğunda üç boyutlu tarama teknolojisi kullanılmaktadır.

Üç boyutlu yüzey tarama teknolojisi yardımı ile kenar uyumu değerlendirilmesi şu şekilde yapılır; dişin preparasyon yüzeyi ile restorasyonun iç yüzeyi üç boyutlu yüzey tarama sistemleri yardımıyla üç boyutlu olarak taranır. Tarama sonucunda elde edilen sanal yüzeyler bilgisayar programı yardımıyla karşılaştırılır. Bu sayede restorasyona zarar vermeden her bölgedeki simantasyon aralığının ve kenar uyumunun değerlendirilmesi mümkün olmaktadır.¹¹⁹ Bu ölçüm tekniğinde hassasiyet üç boyutlu tarama sisteminin hassasiyetine bağlıdır. Tarama sistemindeki hata payı, sonuçları direkt olarak etkilemektedir.¹¹²

Kesit Alarak Ölçüm Tekniği

Kesit alarak ölçüm tekniği siman kalınlığı ve kenar aralığının dikey ve yatay planda doğrudan görüş altında ölçülmesine imkân tanıyan bir tekniktir. Bu sayede diğer dolaylı tekniklerde yazılımdan ve konumlandırmadan kaynaklanan hatalar ile karşılaşılmaz. Ayrıca implant destekli protezlerde implant bağlantı noktasındaki kenar aralığını kesintisiz olarak gözlemleme imkânı sağlar. Bu teknikte restorasyon preparasyonun üzerine simante edildikten önce veya sonra radyoaktif ya da kimyasal boyayıcı maddelere batırılır^{120, 121}. Daha sonra restorasyon-preparasyon yapısı reçineye gömülür ve takiben bu yapıdan istenilen miktarda dikey veya yatay kesit alınarak ya da kademeli olarak aşındırılarak ölçüm yapılır. Eğer kesit alındığında kenar aralığı veya iç uyumun gözlenmesi için boya maddesi gerekmeyeceği düşünülüyorsa kron-diş yapısı boya maddelerine batırılmadan da reçineye gömülüp kesitler alınabilir. Bu yöntemin önemli avantajları olduğu gibi çeşitli dezavantajları da vardır; zahmetli ve zaman alıcıdır, ölçüm yapılan örnekler tekrar kullanılmadığından maliyeti yüksektir, in-vivo ölçüm imkanı yoktur, tedavi sürecindeki çeşitli aşamaların kenar uyumuna etkisini incelemek amacıyla aynı örneğin işlem öncesi ve sonrası ölçümünü yapmak ve bu sayede kenar aralığındaki uzun dönemli değişimleri inceleme imkanı yoktur, yapılabilecek ölçüm sayısı alınan kesit alanı ile sınırlıdır ve bu durum restorasyonun tüm noktadaki uyumunu göstermez.^{111, 112}

Mikro BT Tarama Tekniği

Dental modellerin 3 boyutlu şekillerinin oluşturulmasında kullanılan mikro bilgisayarlı tomografi (Mikro-BT), Mikron boyutunda kesitleri elde edebildiğinden, hassas çalışma olanağı sağlar. Modelin taranması, rekonstrüksiyonu, yüzey detaylandırması ve değerlendirme şeklinde çalışılan bu sistemde elde edilen görüntüler TIFF formatında

(Tagged Image File Format) uygun yazılım programı ile incelenebilir ve istenirse STL (StereoLithography) formatında veriler elde edilebilir. Avantajları göz önünde bulundurulacak olsa da, yöntem teknik bilgi gerektirmesi ve maliyetli olduğundan, pek tercih edilen yöntemlerden biri değildir.¹¹¹

2.12. Mikro-Bilgisayarlı Tomografi (Mikro – BT)

Mikro - BT ilk olarak 1980' lerin başında Jim Elliott tarafından geliştirilmiştir. Bir nesnenin bir eksen etrafında farklı açılardan x ışını projeksiyon görüntülerinin elde edilmesini ve o nesne boyunca ardışık transaksiyal dilimlerin ince tomografik imajlar yığını oluşturmak üzere bir tomografik rekonstrüksiyon algoritması uygulamasını kapsayan üç boyutlu x ışını görüntüleme tekniğidir. Görüntüler voksellerden oluşmuştur. Numuneler cihaz içerisine sabitlendikten sonra sabit bir x ışını kaynağı tarafından vertikal eksende döndürülerek tarama yapılmaktadır.¹²²

Bilgisayarlı mikro-tomografi birçok alanda olduğu gibi diş hekimliğinde; kök kanal morfolojisinin analizi, kök kanal şekillendirmesinin ve dolgusunun değerlendirilmesi, tekrarlayan tedavi işlemlerinden sonra kök kanalında kalan dolgu materyalinin incelenmesi, kafa yüz iskeletinin gelişiminin incelenmesi, implant ve kök çevresi kemiğinin değerlendirilmesi, çürük uzaklaştırma etkinliği gibi bir çok değerlendirmede altın standart haline gelmektedir.¹²³

X - ray görüntülemesi için x ışını nesnenin içinden geçirildiğinde x ışınları saçılır veya absorbe edilir. Bir BT kesitindeki grilik derecesi x-ray attenüasyonuna (zayıflama katsayısı) karşılık gelir ve her bir vokselde geçen ve saçılan veya soğurulan x-ışını oranını yansıtır. Birçok yönden kesit düzleminde gönderilen x ışınının yoğunluğundaki azalma ölçülerek BT görüntüsü oluşturulur. Bu kesit düzeninde x-ray dağılımının düzenlenmesi için özel bir algoritma kullanılmaktadır. Ardışık BT görüntüleri kullanılarak bütün hacmi tanımlayan bir bilgi elde edilir.¹²⁴

Bilgisayarlı tomografide VOI (nesneden alınan kesitlerin üst üste konularak üç boyutlu görüntüsünün elde edilmesi) işlemini 3 boyutlu olarak tanımlayan yapılardan birisi segmentasyon işlemidir. Hangi yapıların analiz içerisine katılacağı veya dışlanacağı kontrol amacıyla data kümesinin manipülasyon işlemine tabi tutulmasına kurgulama denir. 3D imajda kalmasını istediğimiz görüntülere “pozitif editing”, kalmasını istemediğimiz analizi yapılmayacak olan kısımlara ise “negatif editing” denilmektedir.¹²⁵

Cihaz içerisine numune yerleştirildikten sonra nesne 180 veya 360 derece döndürülmektedir. Her açı pozisyonunda bir gölge görüntüsü ve geçiş görüntüsü oluşturulur. Görüntüler diske 16 bit TIFF dosyaları şeklinde kaydedilir. Tarama bittikten sonra bir dizi x ray görüntüsü oluşur. Oluşan görüntü sayısı, cihazın seçilen döndürme hızına ve toplam dönüş sayısına bağlı olarak farklılıklar gösterir. Tüm bu işlemlerden sonra rekonstrüksiyona başlanabilir. Elde edilen 16 bit TIFF görüntüler, nesnenin tamamı boyunca sanal dilimlerin rekonstrüksiyonu için kullanılmaktadır. Rekonstrüksiyon sonrasında ham veri kesitleri oluşturulur.¹²⁴

2.13. Adaptasyonu Etkileyen Faktörler

Model ve restorasyon arasında siman boşluğu yaratmanın adaptasyonu artırdığı bilinmektedir.¹²⁶ Seramik sistemlerde spacer varnish'in modelin basamak harici yüzeylerine sürülerek ayarlanan siman alanı, CAD / CAM sistemlerinde yazılım ara yüzü ile ayarlanmaktadır. Küçük bir siman alanı, restorasyonun iç yüzeyi ile dış yüzeyi arasında erken temaslara neden olabilir ve dışın iç yüzeyinden fazla simanın tahliyesini engelleyerek marjinal boşluğu genişletebilir.¹⁰⁷

Restorasyonun dış yüzeyine yerleştirilmesi sırasında kron içerisindeki simanın oklüzal yüzde biriktiği belirtilmektedir. Restorasyon dış üzerine yerleştirilirken fazla siman sadece kron kenarından kaçabilir. Siman, bu uzun mesafede sürtünme direncine karşı koymak zorundadır. Bu kaçış sırasında siman hidrodinamik basınç ile solid ve likit fazlara ayrılır. Dar bir kaçış yolu sıkıştırılmayan likitin akışını engelleyerek, partiküllerin dış ile restorasyon yüzeyi arasında birikmesine neden olur. Artan siman film kalınlığı da adaptasyonun bozulmasına ve marjinaldeki açıklığın artmasına neden olur.⁸

Kronlarda simanla yapıştırma sırasında tam adaptasyonun sağlanması için denenen yöntemlerden biri krona siman kaçışı için bir delik açmaktır. Kronun oklüzalinden 1-1,5 mm çapında bir delik açılmasıyla oklüzalde biriken siman basıncının ortadan kaldırılması ve kronun tam adaptasyonunun sağlanması hedeflenmektedir. Araştırmacılar bu konunun hem zaman hem de maliyet gerektirmesi ve porselenin zayıflatılması ihtimali düşüncesiyle pratik bulmamışlardır. Ancak, bunlara rağmen kenar uyumunu arttırdığı çalışmalarla ortaya konmuştur.¹²⁷ Günümüzde bu durum daha çok implant ve abutment simantasyonu için denenen bir modifikasyondur ve bu durumun daha fazla siman çıkışına izin vererek adaptasyon sağladığı belirtilmektedir.¹²⁸

Restorasyon başarısını etkileyen bir faktör de, rezin simanının yerleştirme sırasında mekanik hava sıkışması ile oluşturduğu hava boşluklarıdır. Resin kütlesi içindeki boşlukların oluşumu, malzemelerin yük taşıma kapasitesini azaltarak zayıf bölgelerin oluşmasına neden olur. Böylece, resin simanın mekanik özelliklerini ve restorasyonların hayatta kalmasını etkiler. Birçok klinik çalışma, restorasyonlarda başarısızlık nedeninin yetersiz bağlanma kuvveti olduğunu bildirmişlerdir. Bu boşlukların araştırılmasında, geleneksel kesit alma yöntemleri uygun olmayıp, yıkıcı olmayan, daha detaylı ve gerçek 3 boyutlu analize izin veren mikro-BT ile kesit alma yöntemi daha çok kabul görmektedir.¹²⁹

Johngensen ve Petersen¹³⁰, simantasyonun ince taneli simanların nispeten daha iyi sonuçlar vermesi gerektiğini belirterek bu durumun sağlanmamasının marjinal adaptasyonu önemli ölçüde tehlikeye atabileceğini belirtmişlerdir. Buna göre, bir dizi araştırmacı bu konuda çalışmış ve simantasyon sonrası belirgin olarak daha yüksek marjinal açıklık değerleri bulmuştur. Bu durumun, hidrolik basınç ve fazlalık simanının sorunlu çıkışından kaynaklanmış olabileceği düşünülmektedir. Yine kullanılan simanın, tanecik boyutundaki ve viskozitesindeki farklılıklarında önemli bir etkiye sahip olduğu gösterilmiştir. Bu bulguların analizi, simantasyonun marjinal boşluğu önemli ölçüde artırabileceğini düşündürmektedir.¹⁰⁷

Dişin çeşidinin de adaptasyonu etkileyebileceği ile ilgili çalışmalar vardır. Boeining ve ark. anterior ve posterior dişlerde yaptıkları çalışmada oluşan farklılıkların preparasyon yüzeyini hazırlamadaki zorluklar ve iyi bir ölçü almanın arka grup dişlerde daha zor olmasından kaynaklandığını belirtmişlerdir.¹⁴ Yine, dişler arasındaki anatomik farklılıklarından dolayı oluşabilecek preparasyon farklılıklarının sonuçlara etkisi incelenmiştir. Düşük bir preparasyon açısıyla yerleştirilmiş olan kron simantasyonunun daha yüksek bir hidrolik basınç ile sonuçlanabileceğinden fazla simanın çıkışına neden olabileceği bunun da adaptasyonu değiştirebileceği belirtilmiştir.¹⁰⁷ Bu konuda kesin bir görüş birliği olmasa da, genellikle tüm sistemler için Shillingburg ve arkadaşları¹³¹ tarafından önerilen ve 10 ile 22 derece arasında bir oklüzal yaklaşma açısının korunması iyi görünmektedir.

Kim ve arkadaşlarının¹³² CEREC 3 parsiyel kronlarda yaptıkları adaptasyon çalışmasında retantif olarak hazırlanan girintili parsiyel kronlarda daha fazla açıklık değeri saptanmıştır. Bu durumun, retantif preparasyon sonucu restorasyonun optik ölçüdeki ve frezeleme işlemindeki hataları artırarak daha karmaşık oturma yüzeylerine sahip olmasından kaynaklandığı bildirmiştir.¹³² Bu bilgiler ışığında farklı retantif kavite

preparasyonuna sahip dişlerde farklı adaptasyon değerlerinin görülmesi beklenen bir durumdur.

Yine Gaintantzopoulou ve El-Damanhoury yaptıkları çalışmalarında endokrona kanal içi retantif uzantılar eklediler. Bu preparasyonunun hem iç adaptasyonu hem de marjinal uyumu etkilediği bu çalışma ile ortaya konuldu.¹³³

Ara yüzeyde kalan simanın stres yarattığı ve uyumsuzluğa neden olduğu bilinmektedir. Bu olumsuz durumu elimine etmek için, özellikle kaviteye özel hazırlanmış postlarda siman kaçış oluşu hazırlanması tavsiye edilmektedir.¹³⁴ Tüm postlar kök kanalına yerleştirildiği için siman çıkışı sağlanmalıdır. Döküm postlar çok hassas bir şekilde uyumlanırlar, bu yüzden simanın çıkışı zordur, yan kuvvetler kökü kırabilir ve / veya post, oturması gereken yuvanın dibinde fazla siman kaldığı için tam olarak oturmayabilir.¹³⁵ Bu durum prensip olarak endokronlar da benzemektedir. Literatürde siman kaçış oluşunun endokron restorasyonlarda uygulandığı ve bunun adaptasyona olan etkisinin bakıldığı bir çalışma bulunmamaktadır.

Protetik restorasyonların başarısını değerlendirmede birçok mekanik laboratuvar test yöntemi mevcut olsa da, biyolojik ortamda kullanılan restorasyonların başarısında marjinal uyum değerlendirmesi son derece önemlidir.¹³⁶ Marjinal uyum değerlendirmesi; periodontal sağlık ve estetiğin idame ettirilebilmesi açısından ön planda yer almaktadır. Bu nedenle çalışmamızda, test örneklerinin marjinal ve internal uyum değerlendirmeleri ve bunu artırmanın yolları araştırılmıştır.

Bu çalışmanın amacı, anatomik olarak farklı kavite dizaynlarına sahip olan alt ve üst molar dişlerde CAD/CAM ile hazırlanmış endokron restorasyonların internal ve marjinal adaptasyonlarının ve siman kaçış oluşu modifikasyonunu endokronlara uyarlayarak restorasyonun adaptasyonundaki değişikliklerin mikro-BT ile detaylı olarak incelenmesidir.

Çalışmamızın sıfır hipotezi ise, alt ve üst molar dişlerde, modifikasyonlu ve modifikasyonsuz endokronlar arasında adaptasyonda fark olmamasıdır.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışmada CAD/CAM ile hazırlanan endokron restorasyonlar, alt ve üst molar dişlerde mikro-BT yardımıyla incelenmiştir. Bu çalışmanın uygulanmasına Ondokuz Mayıs Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar ve Etik Kurulu'nun 10/03/2017 tarihli ve B.30.2.ODM.0.20.08/789 numaralı kararı ile izin verilmiştir. Çalışmamız, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda yürütülmüştür. Çalışmada kullanılan sarf malzemelerin temini ve hizmet alımları Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri PYO.DIS.1904.17.020 tarafından desteklenerek yapılmıştır.

3.1. Dişlerin Seçilmesi

Çalışmamızda Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda periodontal nedenlerle çekilen 20 adet alt daimi 1. büyük azı dişleri ve 20 adet üst daimi 1. Büyük azı dişleri kullanıldı. Çalışmaya dahil edilecek dişler x3.3 büyütme dental gözlük (Orange Dental, Biberach, Almanya) ile tek tek incelendi ve dişlerde kırık, çatlak, çürük ve eski restorasyon varlığının olmamasına dikkat edildi. Dişler seçilirken her bir dişin benzer morfolojide olmasına dikkat edilerek kron-kök boyları, mesio-distal ve bucco-lingual genişlikleri dijital kumpas (Digital Caliper, CENTECH, Virginia, ABD) ile ölçüldü (Şekil 3.1.). Bu şartları sağlamayan dişler çalışma dışında bırakıldı. Seçilen dişler üzerindeki sert ve yumuşak doku artıkları el aletleri ve ultrasonik yardımıyla uzaklaştırıldı. Örnekler hazırlanana kadar dişler oda sıcaklığında distile su içerisinde bekletildi.



Şekil 3.1. Dijital kumpas yardımıyla dişlerin belirlenmesi

3.2. Dişlerin Kanal Tedavilerinin Yapılması

Seçilen dişlerin kron kısımları doğrusal hassas testere (IsoMet 5000 Linear Precision Saw; Beuhler, Illinois, ABD) (Şekil 3.2) yardımı ile su soğutması altında mine sement sınırının 1 mm üzerinden kesilerek uzaklaştırıldı (Şekil 3.3).



Şekil 3.2. IsoMet 5000



Şekil 3.3. Dişlerin kronlarının uzaklaştırılması

Dişlere kök kanal tedavilerinin yapılması amacıyla elmas rond frez yardımıyla endodontik giriş kaviteyi açıldı. Tüm dişlerin pulpa dokuları tırnerf yardımıyla uzaklaştırıldı ve kök kanallarının çalışma boyutu #10 numaralı K tipi kanal aleti (VDW,

Munich, Almanya) ile foramen apikaleden 1 mm kısa olacak şekilde belirlendi. Kök kanallarının şekillendirme işlemi endomotora (VDW Gold,Munich,Almanya) takılarak kullanılan ProTaper Next (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, İsviçre) nikel titanyum eğe sistemi ile tamamlandı. Her bir örneğin mesial kanalları için sırasıyla X1, X2; distal kanalları için sırasıyla X1,X2,X3 eğeleriyle kök kanal preparasyonları yapıldı. Her eğe değişiminde her bir kanal için 2.5 ml %5.25'lik sodyum hipoklorit (NaOCl) ile irrigasyon yapıldı. Preparasyon sonrasında kanal içi smear tabakasını uzaklaştırmak için kök kanallarının final irrigasyonu, her kanal için 2.5 ml olacak şekilde sırasıyla 1 dakika %17 etilendiamin tetra asetik asit (EDTA) ve 1 dakika %5.25 NaOCl uygulanarak tamamlandı. Bu işlemden sonra tüm yıkama solüsyonlarının etkisini uzaklaştırmak için kök kanalları her bir kanal için 5 ml olacak şekilde distile su ile yıkandı. Son kullanılan eğeden sonra mesial kanallar için X2 (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, İsviçre) ve distal kanallar için X3 (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, İsviçre) kağıt konlar kullanılarak kanallar tamamen kurulandı. Kök kanal şekillendirilmesinde kullanılan son eğe ile uyumlu X2-X3 güta konları (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, İsviçre) ile rezin içerikli bir pat olan AH Plus (Dentsply DeTrey, Konstanz, Almanya) kullanılarak dişlerin kök kanal tedavileri tamamlandı. Kök kanallarına yerleştirilen konlar gutta-perka kesici alet (Gutta Percha Cutter, Dentsply Maillefer, Bellaigues, İsviçre) ile uzaklaştırıldı.

Dişlerin kök kanal tedavileri tamamlandıktan sonra kanal patı artıkları alkol yardımıyla temizlendi ve tek aşamalı kendinden pürüzlendirmeli adeziv sistem olan Single Bond Universal (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) kök kanal girişleri ve kanal ağzı dentinine 20 sn boyunca uygulandı ve düşük hava basıncı ile 5 sn kurutularak inceltildi ve 10 sn boyunca ışık cihazı (Elipar S10, 3M ESPE, St Paul, MN, ABD) ile polimerize edildi. Adeziv uygulandıktan sonra kanal ağzlarına ve pulpa odasına ince bir tabaka akışkan kompozit (Şekil 3.4) Filtek Ultimate Flowable Restorative (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) uygulandı.



Şekil 3.4 Dişlerin kanal tedavilerinin tamamlanması ve pulpal tabana akışkan kompozit uygulaması

3.3. Endokron Preparasyonlarının Tamamlanması

Pulpa odasının iç kenar açıları 90° butt marjin oluşturacak şekilde hazırlandı. Kavitenin iç duvarları, oklüzale doğru genişleyen 8° açılı ve yuvarlak sonlanan paslanmaz elmas frez yardımıyla düzeltildi. Servikal band genişliğinin 2 mm'den az olmamasına dikkat edildi. Kavite iç duvarları keskin kenar, köşe ve undercutların bulunmamasına dikkat edildi. Bozukluklar varsa giderildi. IsoMET cihazı yardımıyla hazırlanmış servikal bant üzerinde, intraoral hazırlanmış endokron kesimini daha iyi taklit edebilmesi amacıyla yeşil kuşaklı paralel elmas fissur frez yardımıyla yüzey bir miktar pürüzlendirildi. Dişler son kontrollerin ardından çalışmaya dahil edildi.

3.4. Örneklerin Gruplandırılması

CEREC SW4.4.4. içerisinde dijital ölçü kopyası alınmış örnekler yazılım aracılığı ile açıldı. “tasarım” sekmesinde araç çubuklarından aracında “slice” ile dijital ölçülerde dişlerin buko-lingual pozisyonlarının tam ortasında denk gelecek şekilde dişlerin uzun aksına paralel olacak mesio-distal kesitleri alındı. Daha sonra bu kesit üzerinden analiz araç çubuğundan “distance” aracı ile dişlerin pulpa tabanları ile mesial ve distal servikal

hizalarının ortasına denk gelecek noktadan kavite derinlikleri ölçülerek (Şekik 3.5) not edildi.



Şekil 3.5 Dişlerin Kavite derinliklerinin ölçülmesi

Tüm dişler için ölçümler tamamlandıktan sonra 20 adet üst molar diş kavite derinlikleri istatistiksel olarak farklı olmayan 10'ar dişlik 2 farklı gruba ayrıldı. Aynı işlem 20 adet alt molar diş için de gerçekleştirildi. Gruplara dağılan dişlerin normal dağılım gösterip göstermediğine bakıldı. Normal dağılımı bozan dişler çıkarıldı, yerine başka dişler kullanıldı. En son tüm gruplar arasında istatistiksel olarak fark olup olmadığına bakıldı. Anlamlı fark bulunamadı ($p > .05$). Gruplara dağılan dişlerin kavite derinliği değerleri Tablo 3.1'de verilmiştir.

- Grup I – Alt 1.Molar diş modifiyesiz endokron restorasyon
- Grup II – Alt 1.Molar diş modifiyeli endokron restorasyon
- Grup III – Üst 1.Molar diş modifiyesiz endokron restorasyon
- Grup IV – Üst 1.Molar diş modifiyeli endokron restorasyon

Tablo 3.1 Gruplara göre kavite derinlikleri

	Ortalama Değer	En Küçük Değer	En Büyük Değer
Grup I	2,41	1,95	3,08
Grup II	2,36	1,85	3,27
Grup III	2,82	2,30	3,53
Grup IV	2,69	2,01	3,52

3.5. Endokron Restorasyonların Hazırlanması

Preparasyonu tamamlanan örneklerin dijital ölçüleri ağız içi tarayıcı (Cerec Omnicam, Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) kullanılarak alındı. Dijital ölçüleri kaydedilen örneklerin restorasyon dizaynları bilgisayar (CEREC AC, Sirona Dental Ststems, Bensheim, Almanya) üzerindeki yazılım (CEREC Software 4.4.4 Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) programı ile yapıldı ve endokron restorasyonlarının üretimi CAD/CAM (CEREC MC XL, Sirona) cihazı (Şekil 3.6.) kullanılarak gerçekleştirildi.



Şekil 3.6. CEREC MC XL ve CEREC AC Cihazları

CEREC AC cihaz içerisindeki CEREC SW 4.4.4. yazılımını açıldı. Her bir örnek diş için ayrı bir hasta kaydı açılarak ileride oluşabilecek bir karışıklığın önüne geçilmeye çalışıldı. Örneklerin kimlik bilgileri oluşturulduktan sonra uygulama kısmına geçilerek (Şekil 3.7) ilk olarak “Endikasyon” sekmesinden restorasyon tipi olarak “Kron” ve “Tasarım Şekli” olarak “Biogeneric Individual” seçildi.



Şekil 3.7 Hasta kaydı, restorasyon ve materyal seçimi

“Materyal” kısmında “Sirona” seçildi ve blok olarak da “CEREC Blocs C” seçildi. Restorasyonun üretileceği diş numarası ağız modeli üzerinden seçildi ve ağız içi kamera ile tarama işlemine geçebilmek için “Acquisition” sekmesi açıldı. Omnicam dijital kamera dişe temas etmeyecek şekilde ve mümkün olan en yakın mesafede tutularak sırasıyla bukkal, okluzal lingual, mesial ve distal bölgelerden ölçü alındı. Gerekli durumlarda cihazın pedalına basılarak ölçü alma işlemi durduruldu ve ölçünün kalitesi ve doğruluğu incelendi, eksik kısımların ölçüsü tekrar alındı ve istenmeyen hatalı görüntüler araç çubuklarından “Kes” yöntemi ile temizlenerek o bölgenin dijital ölçüsü baştan alındı.



Şekil 3.8. Restorasyonun spee eğrisinde ayarlanması ve marjin çizimi

Görüntü alma işlemi tamamlandıktan sonra “Model” sekmesine geçerek görüntü, “Spee eğrisi” ve “Oklüzal Düzlem”e uygun olarak alt molar dişler için alt çene arkında ve üst molar dişler için üst çene arkında olması gereken yerlere (Şekil 3.8) yerleştirildi. Görüntü yerleştirildikten sonra “Draw Margin” kısmında örneklerin marjin çizimleri otomatik olarak gerçekleştirildi ve gerekli görüldüğü durumlarda “Manuel” sekmesine geçilerek çizimler düzeltilerek tamamlandı. Daha sonra bir sonraki adım olan “Define Insertion Axis” kısmına geçildi ve yazılımın belirlediği otomatik giriş yolu gerekli görüldüğü durumlarda düzeltilerek restorasyonun giriş yoluna karar verildi.

Marjin çizim aşaması tamamlandıktan sonra restorasyonun tasarım kısmına geçildi. Tasarım yapılmadan önce endokron restorasyonu için uygun olan restorasyon parametreleri gözden geçirildi. Yazılımın (SW 4.4.4) önerdiği restorasyon parametrelerinde siman aralığı 120 μm , marjin kalınlığı +50 μm şeklindeki üretici ayarları kontrol edildi. Dizayn sekmesinde “Bio Jaw” seçeneği işaretlendi. Alt ve üst çene daimi 1. büyük azı dişlerin standart kron boyları göz önünde bulundurularak mine-sement sınırından itibaren restorasyonların en yüksek tüberkül tepesine kadar olan mesafedeki kron boylarının standardizasyonu sağlandı. Bunun için endokronların servikal band kısmından en yüksek tüberkül tepesine kadar olan restorasyon yüksekliği uygulanacak endokron restorasyonlarda 6.5 mm olarak tasarlandı. Bu ölçüm yapılırken yazılım üzerinde dişlerin uzun aksına paralel bir kesit alındı ve bu kesit üzerinde “Analyzing Tools” kısmındaki “Distance” aracı ile gerekli olan ayarlamalar yapıldı. İstenilen yüksek “Tools” kısmında “Shape-2 dimension” aracı ile (Şekil 3.9) oklüzal yüzeyden tutularak ayarlandı.



Şekil 3.9 Kron boyu ve kavite derinliğinin ölçülmesi

Tasarımı tamamlandıktan sonra “Üretim” sekmesine geçilerek restorasyonun ve tijn blok içerisindeki konumu (Şekil 3.10) ve blok boyutu belirlendi. Cerec kazıma cihazına (Cerec MC XL, Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) yazılımın gerekli gördüğü büyüklükteki CEREC blok yerleştirildikten sonra özel torklu bir tornavida yardımıyla sıkıştırıldı. Blok kazıma işlemleri için gerekli özel frezler (Cylinder Pointed Bur 12S-Step Bur 12, Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) kullanıldı. Ardından kazıma cihazındaki talimatlar doğrultusunda blok boyutu ve frezlerin doğruluğundan emin olduktan sonra kazıma işlemi başlatıldı. Kazıma işlemi bittikten sonra cihazın haznesine düşen endokron restorasyon alınarak, kimlik numarası belirli dişle birlikte ayrı bir kap içerisinde muhafaza edildi. Her bir kazıma işlemi ortalama 12-16 dakika arasında sürdü ve bu işlemler 40 diş için tekrar edildi.



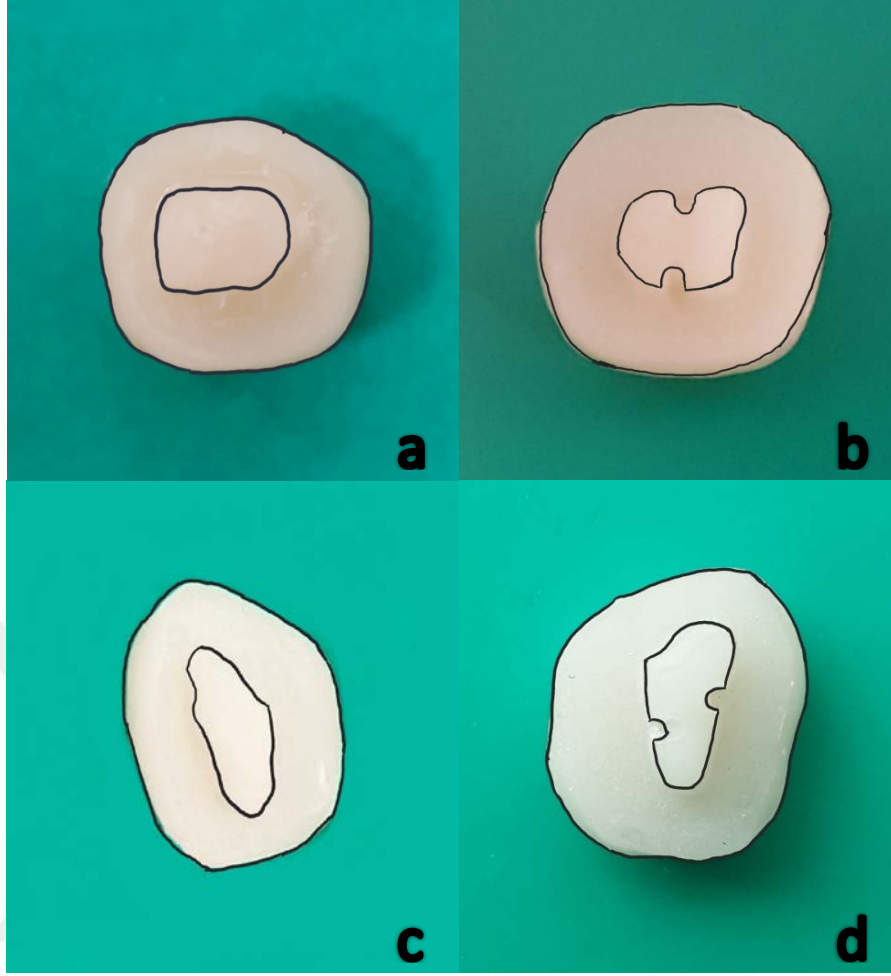
Şekil 3.10. Restorasyonların tij konumu ayarlanması

3.6. Endokronlara Siman Kaçış Oluğu Modifikasyonlarının Hazırlanması

Alt ve üst molar dişlerin 10'ar adetli birer grubunun endokron restorasyonları, içlerine siman kaçış olukları hazırlanmak üzere ayrıldı.

Alt molar dişlerin endokronlarına siman kaçış olukları dişlerin kavitelerine oturan santral kor bölgesinin daha uzun olan bukkal ve lingual kısımlarının tam ortalarına denk gelecek şekilde 0,8 mm çaplı elmas fissur frez yardımıyla frezin sadece yarısı restorasyona gömülecek şekilde birer adet açılmıştır. Bu esnada santral kor bölgesini fazla zayıflatmamak için oluklar bazen karşılıklı açılırken, bazen de bir tanesi diğerinden en fazla bir boy uzak olacak şekilde açılmıştır.

Üst molar dişlerin endokronlarında ise üst molar dişlerin pulpa odalarının farklı şekilli olması dolayısıyla genel olarak uzun duvarların olduğu mesial ve distal bölgelere denk gelen santral kor duvarının tam ortasından birer adet siman kaçış oluğu açılmıştır. Böylece her bir endokron restorasyona en geniş çapı ortalama 0,8 mm olan 2 adet siman kaçış oluğu açılmıştır. Bu esnada santral kor bölgesinin kalınlığının hiçbir zaman 1,5 mm'nin altına düşmemesine özen gösterilmiştir. Gruplardaki endokronların şematik görünümü Şekil 3.11'de gösterilmiştir.



Şekil 11. a) Grup I Modifikasyonsuz alt molar endokron
b) Grup II Modifikasyonlu alt molar endokron
c) Grup III Modifikasyonsuz üst molar endokron
d) Grup IV Modifikasyonlu alt molar endokron

3.7. Endokron Restorasyonların Yüzey İşlemlerinin Yapılması

Endokron restorasyonların kazıma işlemi bittikten sonra ince grenli elmas frezler ile tij kısımları düzeltildikten sonra restorasyonların ait olduğu örneklere kavite uyumları kontrol edildi. Daha sonra CEREC Bloklarının üretici talimatları doğrultusunda restorasyonlara “Glaze” işlemi yapıldı. Bu işlem için glaze toz ve likit karışımı bir fırça yardımıyla restorasyonun sadece dış kısmına çok ince bir tabaka halinde uygulandı daha sonra porselen fırınında (Gemini 2 Press, Shenpaz Industries, Migdal HaEmek, İsrail) 940°C’de 9 dk süre ile cila işlemi tamamlandı. Üretimi tamamlanmış endokronların farklı açılardan görünümü Şekil 3.12’de gösterilmiştir.



Şekil 3.12 Üretimi tamamlanmış endokron restorasyonun farklı açılardan görünümü

3.8. Endokron Restorasyonların Simantasyonu

Tüm dişlerin preparasyon yapılan mine yüzeylerine %37'lik fosforik asit ile 30 saniye selektif pürüzlendirme yapıldı. Ardından yüzeyler 20 sn su spreyi ile yıkayıp hava spreyi ile kısmen kurutuldu. Adeziv ajan (Single Bond Universal, 3M ESPE Dental Products, St.Paul, ABD) 20 saniye boyunca tüm yüzeye bond fırçası yardımıyla uygulandı ve 5 saniye hava ile inceltildikten sonra 10 saniye ışık (Elipar S10, 3M ESPE, St Paul, MN, ABD) ile polimerize edildi.

Tüm gruptaki restorasyonların bağlanma yüzeylerinin asitle pürüzlendirilmesinde %9,5'lik hidroflorik asit kullanıldı (Porcelain Etchant 9.5, Bisco, Illinois, ABD). CEREC restorasyonlar 20 sn süre ile asitle pürüzlendirildi. Ardından restorasyonlar 60 sn su ile yıkandı ve hava ile kurutuldu. Bir fırça yardımıyla bağlanma yüzeylerine 60 sn süre ile silan (Silane, Ultradent, Utah, ABD) uygulandı (Şekil 3.13) ve hava spreyi ile kurutuldu.



Şekil 3.13 Endokron restorasyonlara asit ve silan uygulaması

Maxcem Elite (Kerr Hawe, California, ABD), baz ve aktivatör olmak üzere iki tüpün tek şırıngada sunulduğu ve karıştırıcı bir uçla birlikte kullanılan, kendinden adezivli hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan bir rezin simandır.

Dişlerin kavite yüzeylerine Adeziv ajan (Single Bond Universal, 3M ESPE Dental Products, St.Paul, ABD) bond fırçası yardımıyla uygulandı ve hava ile inceltildi ancak restorasyona film kalınlığını yapmaması için polimerize edilmedi. Aynı anda rezin siman özel şırıngası ile bir miktar kavite içerisine, bir miktar da restorasyonun iç yüzeyine (Şekil 3.14) uygulandı. Restorasyonlar kaviteye dikkatlice yerleştirildikten sonra oklüzal yüzeyden parmak basıncı ile uygulandı. Fazla siman 2 saniye ışıkla polimerize edildikten sonra bir sond yardımıyla temizlendi ve ardından firma talimatlarına uygun olarak kronun her yüzeyinden 20 saniye ışık uygulanarak polimerizasyon tamamlandı.



Şekil 3.14 Endokron restorasyonların simantasyonu

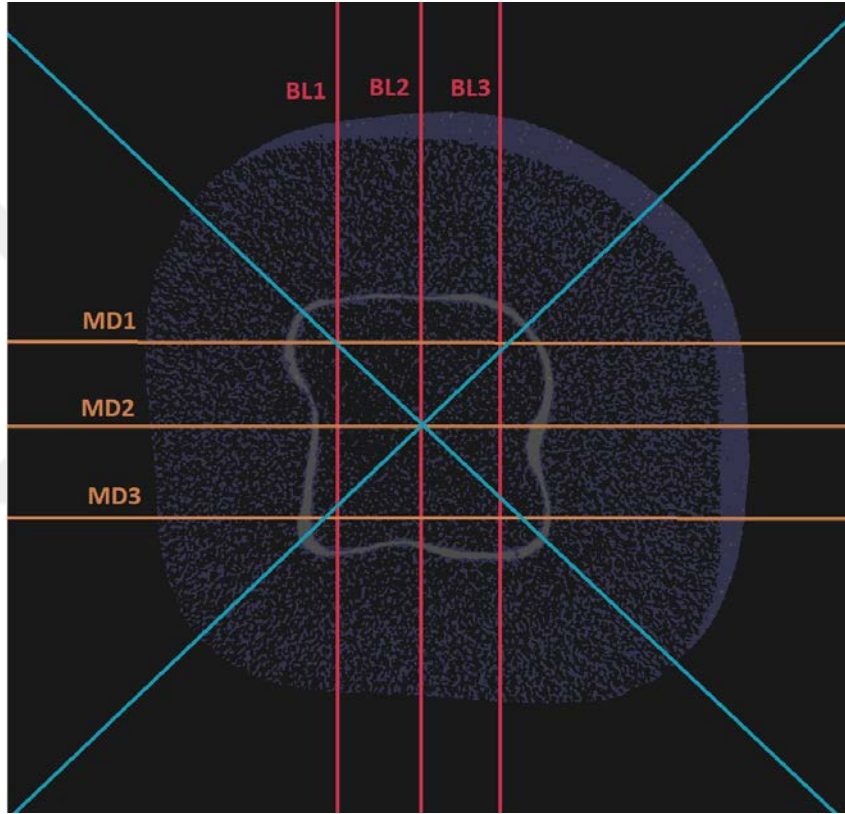
3.9. Mikro-BT Taraması

Cihaz farklı yoğunluktaki objelere adapte olabilmek için, ayarlanabilir voltajı ve çeşitli filtreleri olan bir X-ışını kaynağına sahiptir. X-ışını tüpü, 11,9 μm 'lik tarama kesit kalınlığı ile alüminyum ve bakır filtre kullanılarak, 80 kV voltaj ve 124 μA akım ile çalıştırıldı. Tarama, dikey eksen etrafında 180° dönme açısı, 0,6° dönme aralığı ile 2500 ms'lik x ışınına maruz kalma süresi, 2 çerçeve ortalaması ve 20 rastlantısal hareket uygulanmasıyla gerçekleştirildi. Her bir kökün taranması yaklaşık 1 saatte tamamlandı. Her bir örnekten ortalama olarak 1200 kesit alındı.

3.10. Mikro-BT Analizi ve Verilerin Elde Edilmesi

Elde edilen görüntüler, NRecon (v.1.6.4, Bruker-microCT) yazılımında %58 beam-hardening düzeltmesi, 2 smoothing ve 0-0.41 atenüasyon katsayısı değerleri ve gerekli ring artefakt düzeltmeleri ile yeniden yapılandırıldı (rekonstrüksiyon). Yapılandırılmış olan örnek görüntüleri DataViewer (v.1.5.1, Bruker-microCT) yazılımında hem sagittal hem de koronal düzleme mümkün olduğu kadar paralel olarak tekrar pozisyonlandırıldı. Örneklerin koronal ve sagittal düzlem görüntüleri dataset olarak ayrı ayrı kaydedildi. Koronal ve sagittal datasetler kullanılarak endokronun santral kor bölgesinin duvarının pulpa tabanı ile ilk ve son kesiştiği 2 kesit ve bu iki kesitin tam ortasında bulunan kesit ölçümlerin yapılması için datasetten ayrı bir dosyaya aktarıldı. Böylece, her örnek için 3 adet sagittal ve 3 adet koronal kesit alındı. Ayrıca, DataViewer yazılımı kullanılarak örneklerin hem mesiobukkal-distolingual kesiti hem de distobukkal-mesiolingual kesiti ölçüm yapılması için ayrı bir dosyaya aktarıldı.

Böylece, her bir örnek için 3 koronal, 3 sagittal, 2 transverse kesit olmak üzere 8 kesit (Şekil 3.15) alındı. Toplamda 320 adet kesit ölçüm yapılmak üzere ayrıldı. İnternal uyumun incelenmesi için her bir koronal ve sagittal kesitte 9 ayrı nokta (Şekil 3.16) belirlendi. CTAn (v 1.18.4) yazılımı kullanılarak belirlenen noktalarda restorasyon ve diş arasındaki mesafe ölçüldü. Her bir nokta için ölçüm 3 tekrarlı yapılarak elde edilen ortalama değer kaydedildi. İnternal adaptasyonun ölçülmesi için toplamda 6480 adet ölçüm yapıldı.



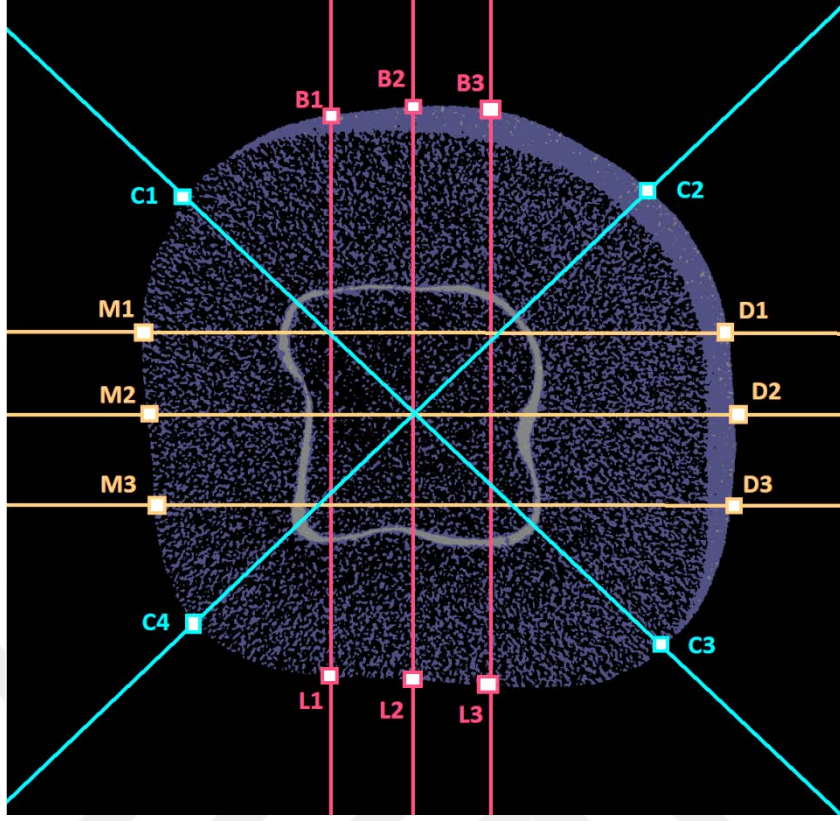
Şekil 3.15 Örneklerde kesitlerin alındığı doğrultular



Şekil 3.16 İnternal uyumun incelenmesi belirlenen noktalar

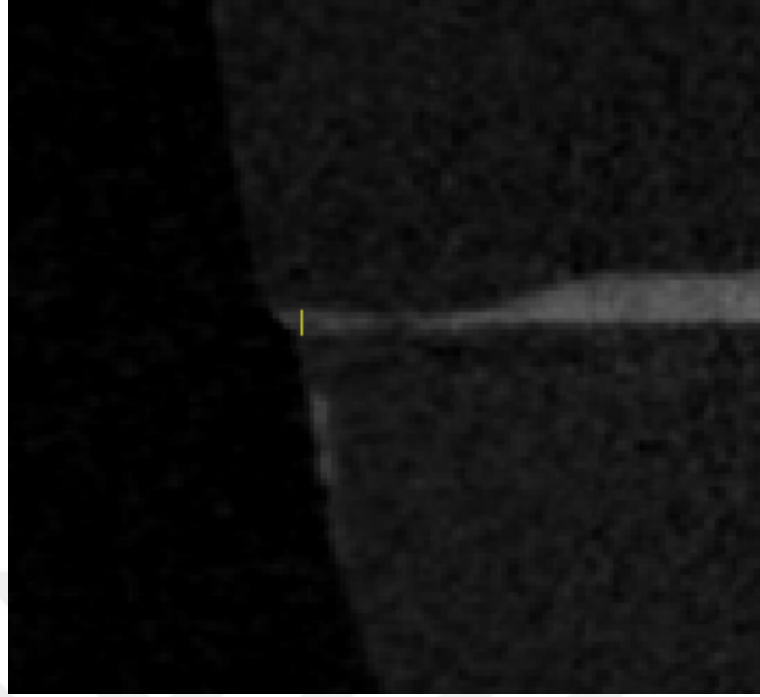
İnternal uyum için belirlenen noktalardan N1, N2, N8, N9 noktaları servikal taban olarak; N3 ve N7 noktaları aksiyel duvar olarak; N4, N5, N6 noktaları da pulpal taban olarak gruplandı.

Marjinal uyum ölçümünde, 3 koronal, 3 sagital, 2 transvers kesit üzerindeki 2 marjinal nokta olmak üzere diş başına 16 nokta seçildi. Noktaların adlandırılmaları mesial ve distal noktaları için bukkalden linguale doğru sırasıyla 1,2,3 olarak adlandırılırken, bukkal ve lingual noktaları için mesialden distale doğru 1,2,3 olarak adlandırıldı. Köşe noktaların adlandırılması ise mesio-bukkal köşeden başlayarak saat yönünde sırasıyla 1,2,3,4 olarak (Şekil 3.17) adlandırıldı.

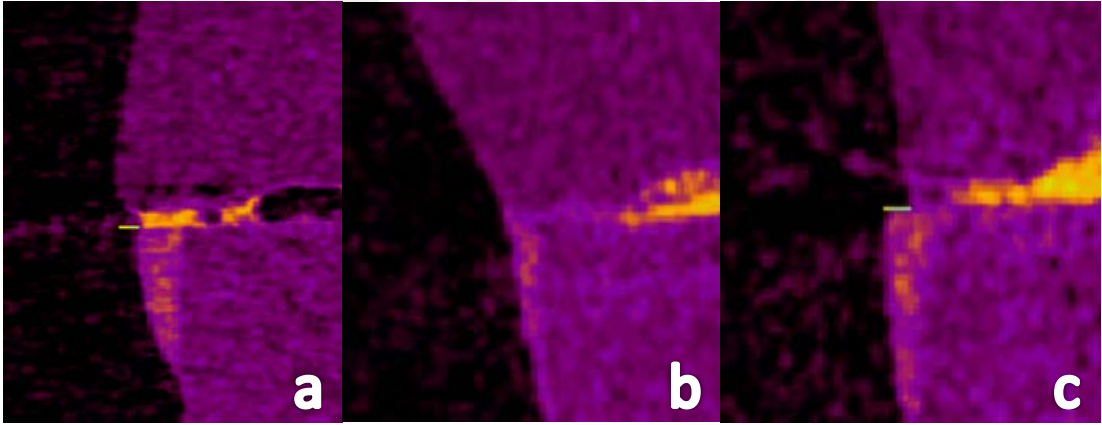


Şekil 3.17 Marjinal uyum ölçümünün yapıldığı noktalar

Marjinal uyum ölçümünde “marjinal aralık” değerine (Şekil 3.18) bakıldı. Marjinler yeterli, taşkın ve yetersiz olmak üzere gruplandırılarak değerlendirildi. Yetersiz ve taşkın marjin boyutları (Şekil 3.19) ölçüldü. Böylelikle marjinal adaptasyonun değerlendirilmesinde bir diş için 32, tüm dişler için toplam 1280 adet ölçüm yapıldı.



Şekil 3.18 Marjinal aralık ölçümü



Şekil 3.19 Holmes'e göre marjin tiplerinin mikro-BT kesitlerinde görüntüleri

a) Taşkın marjin

b) Devamlı marjin

c) Yetersiz marjin

Marjin uyumları değerlendirilirken taşkın ve yetersiz marjinler “istenmeyen” marjin sınıfına alındı. Bukkal, distal, lingual, mesial bölgelerdeki 3'er nokta birleştirilerek tek bir grup olarak işlenirken, köşe bölgelerdeki 4'er nokta gruplandırılarak “Corner” olarak adlandırıldı.

3.11. Verilerin İstatistiksel Değerlendirilmesi

Veriler IBM SPSS V23 ile analiz edildi. İnternal adaptasyon noktalarındaki açıklık değerlerin kesit, modifikasyon ve dişlere göre karşılaştırılması için 3 yönlü varyans analizi yöntemi kullanıldı. Her bir kesit içerisinde modifikasyon ve dişlere göre noktalardan elde edilen değerlerin karşılaştırılmasında 2 yönlü varyans analizi kullanılmıştır. Kesit, modifikasyon ve dişler içerisinde İnternal adaptasyon noktalarındaki açıklık ortalaması ve kavite derinliği arasındaki ilişkinin incelenmesi için Pearson korelasyon analizi kullanıldı. Marjin tipine göre boyutların karşılaştırılmasında, modifikasyona göre, dişlerin çeşitlerine göre marjinal açıklık değerlerinin karşılaştırılmasında bağımsız örnekler t testi kullanıldı. Analiz sonuçları nicel veriler için ortalama \pm standart sapma şeklinde sunulurken nitel veriler için frekans (yüzde) olarak sunuldu. Önem düzeyi $p < 0,05$ olarak alındı.

4. BULGULAR

İnternal uyum değerleri ile ölçümlerdeki değişkenlerin varyans analizi Tablo 4.1'de, tanımlayıcı istatistikler Tablo 4.2'de gösterilmiştir.

Tablo 4.1 İnternal uyum değişkenlerin etkileri

	Kareler Toplamı	S.D.	Kareler Ortalaması	F	p
Kesit	0,013	5	0,003	1,299	0,265
Modifikasyon	0,008	1	0,008	4,136	0,043
Alt-Üst	0,077	1	0,077	37,867	0,000
Kesit * Modifikasyon	0,008	5	0,002	0,796	0,554
Kesit* Alt-Üst	0,009	5	0,002	0,887	0,491
Modifikasyon *Alt-Üst	0,001	1	0,001	0,258	0,612
Kesit * Modifikasyon * Alt-Üst	0,032	5	0,006	3,175	0,009

İnternal adaptasyonun değerlendirildiği kesitlerin, internal açıklık ortalaması üzerine etkisi bulunmamaktadır ($p=0,265$).

Diş çeşidi (alt-üst) arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur ($p<0,001$). Alt molar dişlerde internal adaptasyonun bakıldığı noktaların ortalama değeri 174 μm iken üst molar dişlerde ortalama değer 210 μm olarak elde edilmiştir.

Endokronlara yapılan modifikasyonun sonuçlar üzerinde istatistiksel olarak anlamlı etkisi bulunmuştur ($p=0,043$). Modifikasyonsuz endokronlarda ortalama internal açıklık değeri 198 μm iken, modifikasyonlu dişlerde ortalama internal açıklık değeri 187 μm olarak elde edilmiştir.

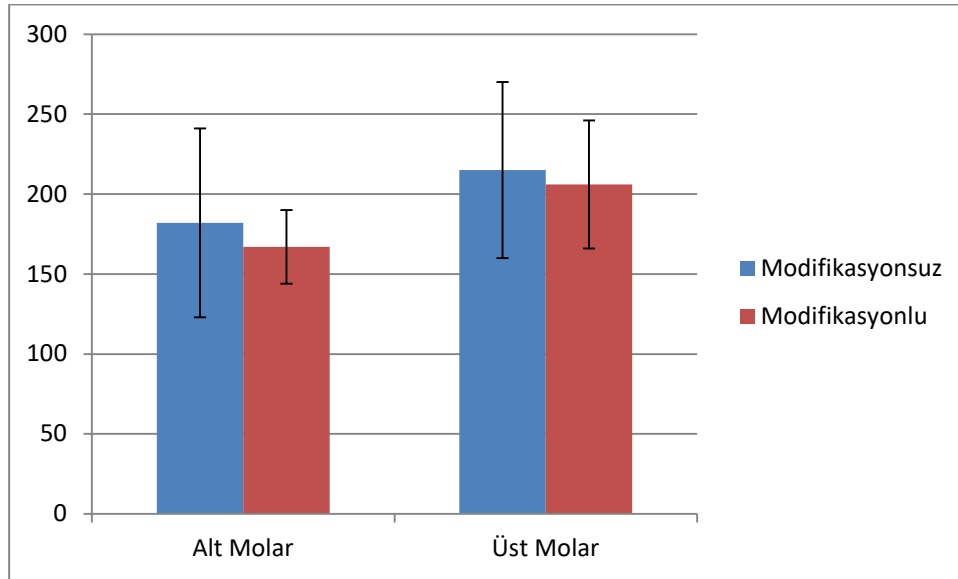
Kesit ve Modifikasyon etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bir etkiye sahip değildir ($p=0,554$). Benzer şekilde Kesit*Alt-Üst ve Modifikasyon*Alt-Üst etkileşimleri de anlamlı etkiye sahip değildir (p değerleri sırasıyla 0,491 ve 0,612). Kesit, Modifikasyon ve Alt-Üst etkileşimleri istatistiksel olarak anlamlı etkiye sahiptir ($p=0,009$).

Tablo 4.2. İnternal uyumda tanımlayıcı istatistikler

		Alt	Üst	Toplam
BL1	Modifikasyonsuz	173 ± 38 ^{bc}	241 ± 78 ^{ab}	207 ± 69
	Modifikasyonlu	160 ± 17 ^c	205 ± 35 ^{abc}	182 ± 36
BL2	Modifikasyonsuz	209 ± 119 ^{abc}	199 ± 23 ^{abc}	204 ± 84
	Modifikasyonlu	160 ± 18 ^c	253 ± 47 ^a	207 ± 59
BL3	Modifikasyonsuz	167 ± 30 ^{bc}	209 ± 39 ^{abc}	188 ± 40
	Modifikasyonlu	163 ± 18 ^c	187 ± 21 ^{abc}	175 ± 23
MD1	Modifikasyonsuz	178 ± 26 ^{bc}	198 ± 26 ^{abc}	188 ± 27
	Modifikasyonlu	175 ± 26 ^{bc}	208 ± 40 ^{abc}	191 ± 37
MD2	Modifikasyonsuz	185 ± 48 ^{abc}	202 ± 22 ^{abc}	194 ± 37
	Modifikasyonlu	172 ± 34 ^{bc}	190 ± 28 ^{abc}	181 ± 32
MD3	Modifikasyonsuz	179 ± 44 ^{bc}	239 ± 91 ^{ab}	209 ± 76
	Modifikasyonlu	173 ± 16 ^{bc}	193 ± 26 ^{abc}	183 ± 24
Toplam	Modifikasyonsuz	182 ± 59	215 ± 55	198 ± 59
	Modifikasyonlu	167 ± 23	206 ± 40	187 ± 38
	Toplam	174 ± 45	210 ± 48	192 ± 50

a,b,c: Aynı kesiti içinde farklı üst simgelere sahip ortalama değerler arasında istatistiksel olarak fark vardır (p<.05)

Tüm gruplarda toplam internal aralık değeri ve standart sapmaları Şekil 4.1’de gösterilmiştir.



Şekil 4.1 Gruplardaki toplam internal aralık değerleri

İnternal uyumun ölçüldüğü noktaların farklı kesitlerdeki değişkenlerinin varyans analizi Tablo 4.3’de gösterilmiştir.

Tablo 4.3 İnternal uyum ölçümü yapılan noktalar bazında değerler arası varyans analizi

Kesit		N1	N2	N3	N4	N5	N6	N7	N8	N9
BL1	Modifikasyon	0,040	0,320	0,459	0,352	0,380	0,064	0,114	0,388	0,279
	Alt-Üst	0,001	0,001	0,100	0,001	0,010	0,108	0,558	0,050	0,142
	Modifikasyon*Alt-Üst	0,637	0,896	0,226	0,387	0,879	0,201	0,584	0,397	0,270
BL2	Modifikasyon	0,298	0,541	0,126	0,478	0,211	0,732	0,007	0,008	0,856
	Alt-Üst	0,476	0,016	0,066	0,254	0,000	0,752	0,003	0,008	0,000
	Modifikasyon*Alt-Üst	0,434	0,592	0,928	0,366	0,559	0,060	0,006	0,007	0,936
BL3	Modifikasyon	0,156	0,768	0,578	0,630	0,206	0,111	0,239	0,785	0,563
	Alt-Üst	0,193	0,013	0,262	0,010	0,004	0,439	0,044	0,333	0,013
	Modifikasyon*Alt-Üst	0,393	0,453	0,289	0,089	0,893	0,302	0,767	0,115	0,421
MD1	Modifikasyon	0,460	0,316	0,138	0,805	0,804	0,461	0,015	0,830	0,213
	Alt-Üst	0,027	0,587	0,006	0,589	0,023	0,001	0,899	0,004	0,067
	Modifikasyon*Alt-Üst	0,200	0,531	0,137	0,914	0,416	0,880	0,734	0,730	0,522
MD2	Modifikasyon	0,331	0,530	0,012	0,410	0,290	0,476	0,023	0,597	0,720
	Alt-Üst	0,101	0,674	0,909	0,150	0,017	0,420	0,728	0,492	0,004
	Modifikasyon*Alt-Üst	0,639	0,192	0,102	0,838	0,873	0,756	0,904	0,515	0,890
MD3	Modifikasyon	0,378	0,039	0,001	0,018	0,163	0,101	0,448	0,214	0,280
	Alt-Üst	0,094	0,036	0,650	0,028	0,006	0,735	0,948	0,142	0,220
	Modifikasyon*Alt-Üst	0,444	0,302	0,284	0,171	0,413	0,334	0,683	0,981	0,301

BL1 kesiti içerisinde N1 ortalama değerleri üzerinde modifikasyon ana etkisi önemli bulunmuştur ($p=0,040$). N2 ile N9 arasındaki tüm değerlerin ortalamaları üzerinde ise modifikasyon ana etkisi önemli değildir ($p>0,05$). Alt-Üst ana etkisi N1, N2, N4 ve N5 üzerinde anlamlı olarak elde edilmiştir ($p<0,05$). N3, N6, N7, N8 ve N9 üzerinde ise anlamlı bir etkiye sahip değildir ($p>0,05$). BL1 kesitinde modifikasyon ve alt-üst etkileşimi N1 ile N9 arasındaki ölçümler üzerinde anlamlı bir etkiye sahip değildir ($p>0,05$).

BL2 kesiti içinde modifikasyon ana etkisi N7, N8 ve N9 ortalama değerlerinde önemli olarak elde edilmiştir ($p < 0,05$). Modifikasyon ana etkisi N1-N6 ortalama değerlerinde anlamlı değildir ($p > 0,05$). Alt-üst ana etkisi N2, N5, N7, N8 ve N9 da önemli bulunmuştur ($p < 0,05$). Bunların dışında alt-üst ana etkisi N1, N3, N4 ve N6 noktalarında önemli değildir ($p > 0,05$). BL2 kesitinde modifikasyon ve alt-üst etkileşimi N6 ve N7 noktalarında istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p değerleri sırasıyla 0,006 ve 0,007).

BL3 kesitinde modifikasyon ana etkisi hiçbir noktada istatistiksel olarak anlamlı elde edilmemiştir ($p > 0,05$). Alt-üst ana etkisi N2, N4, N5, N7 ve N9 üzerinde anlamlı bir etkiye sahiptir diğer noktalarda ise önemli bir etkisi yoktur. Modifikasyon ve alt-üst etkileşimi hiçbir noktada anlamlı bir etkiye sahip değildir ($p > 0,05$).

MD1 kesitinde modifikasyon ana etkisi sadece N7 noktasında gözlemlenmiştir ($p = 0,015$). Diğer noktalarda istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi yoktur. Alt-Üst ana etkisi incelendiğinde N1, N3, N5, N6 ve N8 noktalarında anlamlı bir etkiye sahip iken diğer noktalarda anlamlı bir etkiye sahip değildir. Modifikasyon ve alt-üst etkileşimi hiçbir noktada anlamlı bir etkiye sahip değildir ($p > 0,05$).

MD2 kesitinde dış ana etkisi N3 ve N7 noktalarında istatistiksel olarak anlamlı iken diğer noktalarda anlamlı bir etkiye sahip değildir. Yön ana etkisi incelendiğinde N5 ve N9 noktalarında önemli iken diğer noktalarda önemli bir etkiye sahip değildir. Dış ve yön etkileşimi MD1 kesitinde noktalara göre anlamlı bulunmamıştır ($p > 0,05$).

MD3 kesitinde modifikasyon ana etkisi N2, N3 ve N4 noktalarında istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$). Yön ana etkisi incelendiğinde N2, N4 ve N5 noktalarında istatistiksel olarak anlamlı iken diğer noktalarda anlamsız bulunmuştur. Dış ve yön etkileşimi hiçbir noktada anlamlı bir etkiye sahip değildir ($p > 0,05$).

İnternal uyumun bakıldığı 9 noktanın farklı gruplardaki değerleri Tablo 4.4'de gösterilmiştir. İnternal uyumun bakıldığı gruplardaki değerler Tablo 4.5'de, grafik sunumu ise Şekil 4.2'de gösterilmiştir.

Tablo 4.4 İnternal uyum ölçüm noktalarındaki değerlerin gruplara göre ortalaması

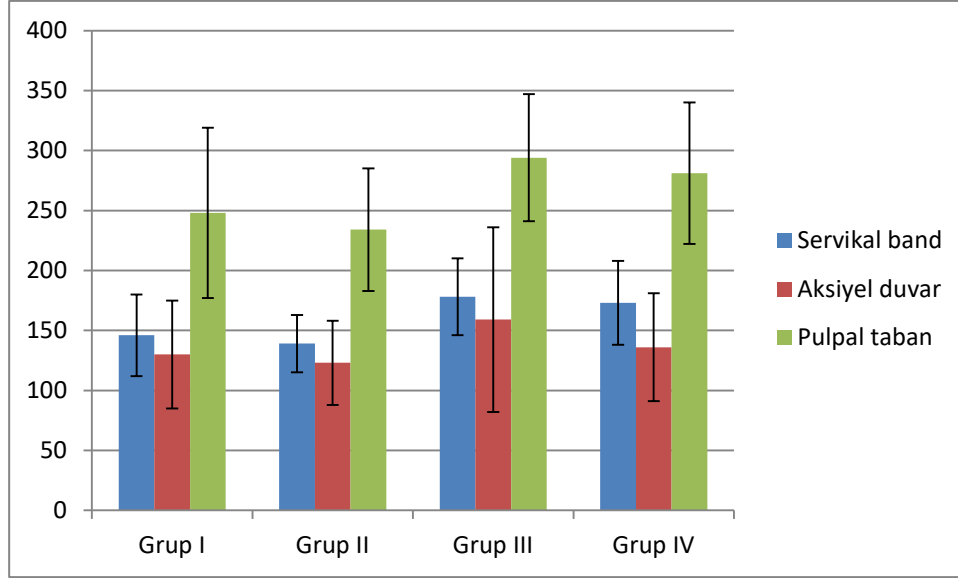
	N1	N2	N3	N4	N5	N6	N7	N8	N9
Grup I	208 ± 56 ^a	92 ± 46 ^{be}	136 ± 73 ^c	248 ± 121 ^{ad}	216 ± 68 ^a	280 ± 146 ^d	123 ± 65 ^{ce}	83 ± 44 ^b	200 ± 45 ^a
Grup II	203 ± 42 ^a	78 ± 42 ^b	115 ± 51 ^c	233 ± 77 ^{ad}	208 ± 60 ^a	260 ± 75 ^d	131 ± 58 ^c	77 ± 54 ^b	198 ± 37 ^a
Grup III	248 ± 55 ^g	106 ± 38 ^f	139 ± 73 ^b	312 ± 108 ^{de}	274 ± 46 ^{ce}	296 ± 92 ^{ae}	185 ± 142 ^{be}	104 ± 57 ^{be}	255 ± 64 ^{acg}
Grup IV	219 ± 28 ^{ae}	114 ± 76 ^b	132 ± 88 ^{bc}	286 ± 96 ^d	264 ± 69 ^d	292 ± 108 ^d	133 ± 67 ^{ce}	129 ± 101 ^b	231 ± 34 ^a

Her satırdaki farklı üst simgeler arasında istatistiksel olarak fark vardır (p<.05)

Tablo 4.5 İnternal adaptasyon bölgelerinin gruplara göre ortalaması

	Servikal band (N1+N2+N8+N9)	Aksiyel duvar (N3+N7)	Pulpal taban (N4+N5+N6)
Grup I	146 ± 34 ^a	130 ± 45 ^a	248 ± 71 ^a
Grup II	139 ± 24 ^a	123 ± 32 ^a	234 ± 51 ^a
Grup III	178 ± 34 ^b	159 ± 77 ^b	294 ± 53 ^b
Grup IV	173 ± 35 ^b	136 ± 45 ^{ab}	281 ± 59 ^b

a,b: Her sütündeki farklı üst simgeler arasında istatistiksel olarak fark vardır (p<.05)



Şekil 4.2 İnternal adaptasyon bölgelerinin gruplara göre ortalaması (µm)

Kavite derinliği ile değişkenler arasındaki korelasyon değerleri Tablo 4.6, Tablo 4.7 ve Tablo 4.8’de gösterilmiştir.

Tablo 4.6 Kesit ve gruplar içerisinde internal adaptasyon noktalarındaki açıklık ortalaması ile kavite derinliği arasındaki korelasyon analiz sonuçları

Grup		BL1	BL2	BL3	MD1	MD2	MD3
Grup I - Modifikasyonsuz Alt Molar	r	0,286	0,623	0,201	0,453	0,124	0,265
	p	0,424	0,054	0,577	0,189	0,733	0,460
Grup II - Modifikasyonlu Alt Molar	r	0,316	-0,231	0,035	-0,170	0,330	-0,242
	p	0,374	0,521	0,923	0,639	0,351	0,500
Grup III- Modifikasyonsuz Üst Molar	r	-0,492	-0,292	-0,570	-0,292	-0,271	-0,370
	p	0,148	0,412	0,086	0,412	0,449	0,293
Grup IV- Modifikasyonlu Üst Molar	r	0,078	-0,312	0,360	0,090	0,382	0,182
	p	0,830	0,380	0,307	0,804	0,276	0,615

r: Pearson korelasyon katsayısı

Hiçbir kesit ve grup içerisinde internal adaptasyon noktalarındaki açıklık ile kavite derinliği arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki yoktur.

Tablo 4.7 Kesit, modifikasyon ve diş çeşidi içerisinde internal adaptasyon noktalarındaki açıklık ortalaması ile kavite derinliği arasındaki korelasyon analiz sonuçları

Diş	Yön		BL1	BL2	BL3	MD1	MD2	MD3
Modifikasyonsuz	Alt	r	0,316	-0,231	0,035	-0,170	0,330	-0,242
		p	0,374	0,521	0,923	0,639	0,351	0,500
	Üst	r	-0,492	-0,292	-0,570	-0,292	-0,271	-0,370
		p	0,148	0,412	0,086	0,412	0,449	0,293
Modifikasyonlu	Alt	r	0,286	0,623	0,201	0,453	0,124	0,265
		p	0,424	0,054	0,577	0,189	0,733	0,460
	Üst	r	0,078	-0,312	0,360	0,090	0,382	0,182
		p	0,830	0,380	0,307	0,804	0,276	0,615

r: Pearson korelasyon katsayısı

Hiçbir kesit ve grup içerisinde internal adaptasyon noktalarındaki açıklık ortalaması ile kavite derinliği arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki yoktur.

Tablo 4.8 Diş çeşitleri içerisinde internal adaptasyon noktalarındaki açıklık ortalaması ile kavite derinliği arasındaki korelasyon analiz sonuçları

	r	p
Alt	0,041	0,658
Üst	-0,169	0,065

r: Pearson korelasyon katsayısı

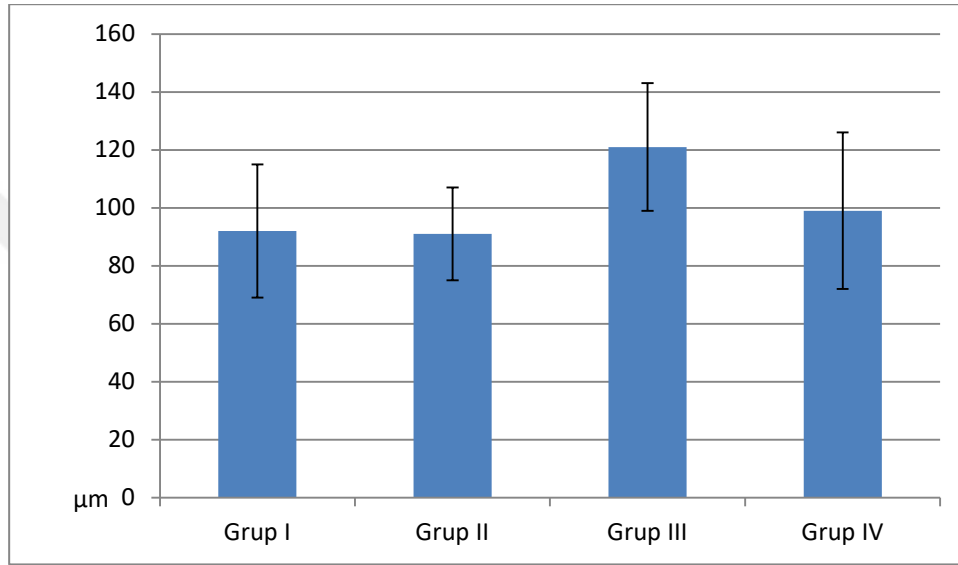
Diş çeşitlerine göre internal adaptasyon noktalarındaki açıklık ortalaması ile kavite derinliği arasında anlamlı bir ilişki yoktur.

Marjinal açıklık ve kavite derinliği arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamıştır ($r=0,264$, $p=0,100$).

Marjinal açıklığın farklı gruplardaki değerleri Tablo 4.9'da belirtilirken, grafik sunumu Şekil 4.3'de gösterilmektedir.

Tablo 4.9 Gruplara göre marjinal açıklık ortalaması

	Marjinal Açıklık (μm)
Grup I	92 \pm 23
Grup II	91 \pm 16
Grup III	121 \pm 22
Grup IV	99 \pm 27



Şekil 4.3 Marjinal açıklık ortalamaları

Marjinal açıklık değerlerinin modifikasyona göre değerlendirmesi Tablo 4.10'da gösterilmiştir.

Tablo 4.10 Marjinal açıklık ortalaması modifikasyona göre değerlendirilmesi

	Ortalama \pm Standart Sapma (μm)	p
Modifikasyonsuz	106 \pm 27	0,164
Modifikasyonlu	95 \pm 22	

Marjinal açıklık ortalaması için modifikasyonsuz dişlerde ortalama değer 106 μm iken modifikasyonlu dişlerde 95 μm olarak elde edilmiştir ve aralarında fark yoktur ($p=0,164$).

Marjinal açıklık değerlerinin dişlerin çeşidine göre (alt-üst) tüm ölçüm noktalarında ve toplam ortalamadaki değerlendirilmesi Tablo 4.11’de gösterilmiştir.

Tablo 4.11 Dişlere göre marjinal açıklık değerlerinin karşılaştırılması (μm)

	Diş	Ortalama \pm S.Sapma	p
B1	Alt molar	107 \pm 53	0,988
	Üst molar	107 \pm 62	
B2	Alt molar	84 \pm 24	0,130
	Üst molar	103 \pm 47	
B3	Alt molar	98 \pm 56	0,327
	Üst molar	116 \pm 57	
C1	Alt molar	76 \pm 24	0,020
	Üst molar	112 \pm 59	
C2	Alt molar	81 \pm 51	0,030
	Üst molar	121 \pm 61	
C3	Alt molar	91 \pm 51	0,528
	Üst molar	101 \pm 45	
C4	Alt molar	81 \pm 38	0,003
	Üst molar	130 \pm 58	
D1	Alt molar	90 \pm 43	0,141
	Üst molar	119 \pm 72	
D2	Alt molar	95 \pm 49	0,077
	Üst molar	126 \pm 59	
D3	Alt molar	95 \pm 39	0,230
	Üst molar	113 \pm 53	
P1	Alt molar	91 \pm 30	0,094
	Üst molar	116 \pm 57	
P2	Alt molar	103 \pm 42	0,401
	Üst molar	115 \pm 49	
P3	Alt molar	98 \pm 36	0,113
	Üst molar	122 \pm 55	
M1	Alt molar	94 \pm 49	0,829
	Üst molar	92 \pm 35	
M2	Alt molar	88 \pm 42	0,817
	Üst molar	85 \pm 38	
M3	Alt molar	75 \pm 21	0,477
	Üst molar	83 \pm 47	
Açıklık Ortalaması	Alt molar	91 \pm 20	0,016
	Üst molar	110 \pm 26	

B1 için alt molarlarda ortalama değer 107 μm iken üst molarlarda 107 μm olarak elde edilmiştir ve aralarında fark yoktur (p=0,988). B2 için alt molarlarda ortalama değer 84

μm iken üst molarlarda $103 \mu\text{m}$ olarak elde edilmiştir ve aralarında fark yoktur ($p=0,130$). B3 için alt molarlarda ortalama değer $98 \mu\text{m}$ iken Üst molarlarda $116 \mu\text{m}$ olarak elde edilmiştir ve aralarında fark yoktur ($p=0,327$). C1 için alt molarlarda ortalama değer $76 \mu\text{m}$ iken üst molarlarda $112 \mu\text{m}$ olarak elde edilmiştir ve aralarında fark vardır ($p=0,020$). C2 için alt molarlarda ortalama değer $81 \mu\text{m}$ iken üst molarlarda $121 \mu\text{m}$ olarak elde edilmiştir ve aralarında fark vardır ($p=0,030$). C3 için alt molarlarda ortalama değer $91 \mu\text{m}$ iken üst molarlarda $101 \mu\text{m}$ olarak elde edilmiştir ve aralarında fark yoktur ($p=0,528$). C4 için alt molarlarda ortalama değer $81 \mu\text{m}$ iken Üst molarlarda $130 \mu\text{m}$ olarak elde edilmiştir ve aralarında fark yoktur ($p=0,003$). D1 için Alt molarlarda ortalama değer $90 \mu\text{m}$ iken üst molarlarda $119 \mu\text{m}$ olarak elde edilmiştir ve aralarında fark yoktur ($p=0,141$). D2 için alt molarlarda ortalama değer $95 \mu\text{m}$ iken üst molarlarda $126 \mu\text{m}$ olarak elde edilmiştir ve aralarında fark yoktur ($p=0,077$). D3 için alt molarlarda ortalama değer $95 \mu\text{m}$ iken üst molarlarda $113 \mu\text{m}$ olarak elde edilmiştir ve aralarında fark yoktur ($p=0,230$). P1 için alt molarlarda ortalama değer $91 \mu\text{m}$ iken üst molarlarda $116 \mu\text{m}$ olarak elde edilmiştir ve aralarında fark yoktur ($p=0,094$). P2 için alt molarlarda ortalama değer $103 \mu\text{m}$ iken üst molarlarda $115 \mu\text{m}$ olarak elde edilmiştir ve aralarında fark yoktur ($p=0,401$). P3 için alt molarlarda ortalama değer $98 \mu\text{m}$ iken üst molarlarda $122 \mu\text{m}$ olarak elde edilmiştir ve aralarında fark yoktur ($p=0,113$). M1 için Alt molarlarda ortalama değer $94 \mu\text{m}$ iken üst molarlarda $92 \mu\text{m}$ olarak elde edilmiştir ve aralarında fark yoktur ($p=0,829$). M2 için Alt molarlarda ortalama değer $88 \mu\text{m}$ iken üst molarlarda $85 \mu\text{m}$ olarak elde edilmiştir ve aralarında fark yoktur ($p=0,817$). M3 için alt molarlarda ortalama değer $75 \mu\text{m}$ iken üst molarlarda $83 \mu\text{m}$ olarak elde edilmiştir ve aralarında fark yoktur ($p=0,477$).

Marjinal açıklığın ortalama değeri için alt molar dişlerde ortalama değer $91 \mu\text{m}$ iken üst molar dişlerde $110 \mu\text{m}$ olarak elde edilmiştir ve aralarında fark vardır ($p=0,016$).

Marjinal açıklığın ölçüldüğü tüm noktaların ve toplam ortalamaların, gruplarda, sadece dişe göre ve sadece modifikasyona göre ortalama değerleri Tablo 4.12'de gösterilmiştir.

Tablo 4.12 Marjinal açıklık ortalamaları (μm)

	C1	B1	B2	B3	C2	D1	D2	D3	C3	L1	L2	L3	C4	M1	M2	M3	Açıklık Ortalama
	Açıklık	Açıklık	Açıklık	Açıklık	Açıklık	Açıklık	Açıklık	Açıklık	Açıklık	Açıklık	Açıklık	Açıklık	Açıklık	Açıklık	Açıklık	Açıklık	Açıklık
Grup I	73±16	115±51	73±24	80±29	73±54	88±38	90±26	93±21	91±55	108±24	95±30	93±29	94±49	114±54	92±47	76±23	92±23
Grup III	129±68	125±64	114±57	142±60	145±74	140±82	139±55	121±44	100±44	128±67	115±49	126±62	134±61	104±39	84±42	92±64	121±22
Modifiyesiz Toplam	101±56	120±56	93±48	111±56	109±73	114±68	114±49	107±37	95±49	118±50	105±41	109±50	111±58	109±46	88±44	84±48	106±27
Grup II	79±31	99±57	96±19	115±72	89±50	92±50	99±66	98±53	92±48	74±27	111±52	103±42	68±19	75±35	83±38	75±19	91±16
Grup IV	94±46	90±57	91±33	89±43	98±33	98±57	113±63	105±61	101±47	104±46	116±52	119±51	125±57	79±26	85±35	75±20	99±27
Modifiyeli Toplam	87±39	94±56	93±27	102±59	93±42	95±52	106±64	101±56	96±47	89±39	113±51	111±46	97±51	77±3	84±35	75±19	95±22
Alt Toplam	76±24	107±53	84±24	98±56	81±51	90±43	95±49	95±39	91±51	91±3	103±42	98±36	81±38	94±49	88±42	75±21	91±2
Üst Toplam	112±59	107±62	103±47	116±57	121±61	119±72	126±59	113±53	101±45	116±57	115±49	122±55	130±58	92±35	85±38	83±47	110±26

Tüm kesitlerde bakılan marjin tiplerinin sayısı Tablo 4.13’de verilmiştir.

Tablo 4.13 Marjin tipleri

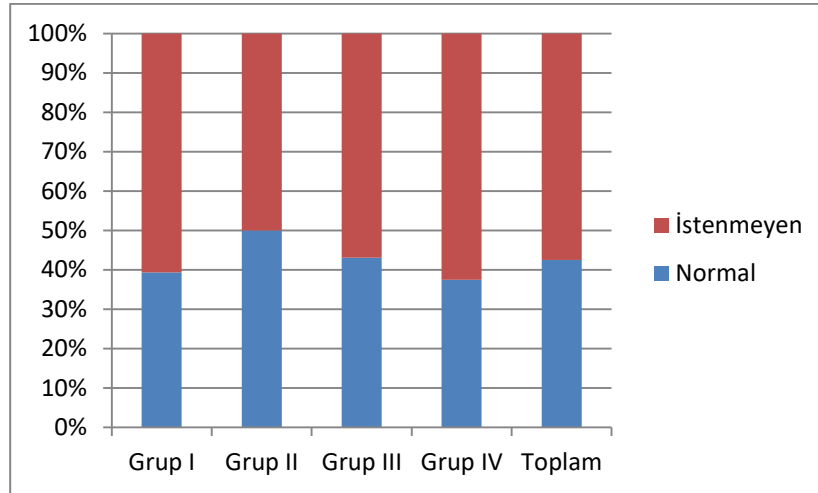
	Frekans	Yüzde
Yetersiz	181	28.28
Normal	272	42.5
Taşkın	187	29.22

Tüm marjinal noktalarda yetersiz marjin görülme oranı %28.2, normal marjin görülme oranı %42.5, taşkın marjin görülme oranı %29.22’dir.

Marjinal uyumların tüm gruplardaki sayısal dağılımı Tablo 4.14’de verilirken, grafik sunumu Şekil 4.4’de gösterilmiştir.

Tablo 4.14 Marjin uyumlarının gruplara göre frekans dağılımı

	Normal	İstenmeyen
Grup I	63	97
Grup II	80	80
Grup III	69	91
Grup IV	60	100
Toplam	272	368

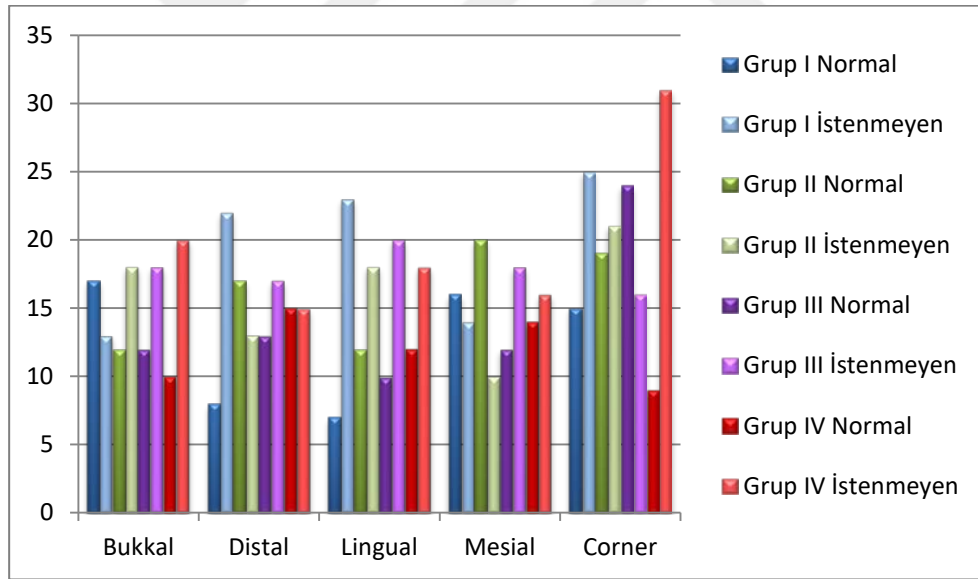


Şekil 4. Marjin uyumlarının gruplara göre yüzde dağılımı

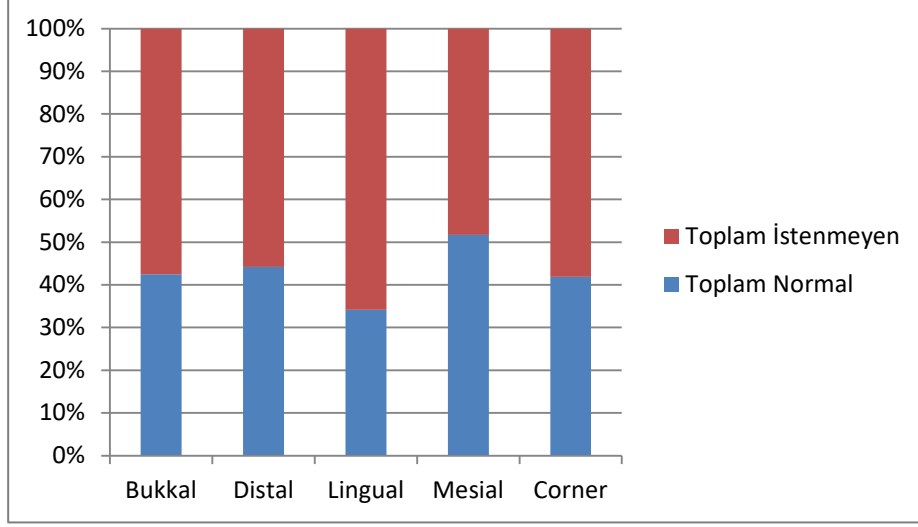
Marjin uyumlarının bölgesel olarak dağılım sayıları Tablo 4.15’de verilmiştir. Gruplardaki marjinal uyumların dağılımının grafik sunumu Şekil 4.5’de, tüm kesitlerdeki marjinal uyumların grafik dağılımı Şekil 4.6’da gösterilmiştir.

Tablo 4.15 Marjin uyumlarının bölgesel frekansları

		Bukkal	Distal	Lingual	Mesial	Corner
Grup I	Normal	17	8	7	16	15
	İstenmeyen	13	22	23	14	25
Grup II	Normal	12	17	12	20	19
	İstenmeyen	18	13	18	10	21
Grup III	Normal	12	13	10	12	24
	İstenmeyen	18	17	20	18	16
Grup IV	Normal	10	15	12	14	9
	İstenmeyen	20	15	18	16	31
Toplam	Normal	53	41	62	67	51
	İstenmeyen	67	79	58	93	69



Şekil 4.5. Gruplara göre marjin uyumlarının sayısal dağılımı



Şekil 4.6 Tüm marjin uyumlarının bölgesel yüzde dağılımı

5. TARTIŞMA

Çalışmamızın amacı aşırı madde kaybı olan endodontik tedavili dişlerde post-core restorasyonlara alternatif olarak yapılan CAD/CAM teknolojisi ile hazırlanmış endokron restorasyonların alt ve üst daimi molar dişlerdeki internal ve marjinal adaptasyonlarının incelenmesi ve bunu artırabilecek bir modifikasyonun araştırılmasıdır.

Kanal tedavili dişlerde, vital dişlerdeki restorasyonlara nazaran aşırı madde kaybının fazla olmasından dolayı başarısızlık daha sık görülür ve bundan dolayı yapılacak restorasyonun çeşidi büyük önem taşımaktadır.¹³⁷ Bu dişlerin restorasyonlarında, fiziksel özellikleri dentin dokusuna benzer olan post ve kor yapısı üzerine ferrule etkisinin oluşturulduğu kron restorasyonu uygulaması geleneksel olarak en çok tercih edilen yöntemlerden birisidir. Ancak post uygulanan dişlerde post tutuculuğunun kaybı, postun kırılması, kök perforasyonu ve kron-kök kırığı gibi başarısızlıklar görülmektedir. Başarısızlığın esas nedeni endodontik tedavi sırasında ve post boşluğu hazırlanması sırasında diş yapısında meydana gelen aşırı madde kaybıdır.¹³⁸ Bu gibi risklerden dolayı aşırı madde kaybına uğramış endodontik tedavili dişlerin restorasyonunda endokron restorasyonlar tartışılmaya başlanmıştır.¹³⁹

Endodontik tedavili dişlerde endokronlar, pulpa odası içerisindeki retansiyon kavitesinden destek alan yapısıyla tek bir ünite halinde olan kron yapısından oluşan restoratif bir alternatiftir.¹⁴⁰ Endokronların pulpa duvarlarından makro-retansiyon sağlarken, adeziv simantasyonla da mikro-retansiyondan yararlanması, onu post ile uygulanan sistemlerden farklı bir konuma almaktadır.^{4, 141} Ayrıca postun uygulanamayacağı kısa, kıvrımlı veya kalsifiye köklü dişlerde avantaj sağlamaktadır.⁶

Aşırı madde kaybına uğramış kanal tedavili dişlerde restorasyonun klinik başarısı pek çok faktöre bağlıdır. Restorasyonun marjinal uyumu, bunlar arasında önemli bir yer tutmaktadır. Preparasyonu yapılmış diş yüzeyi ile restorasyon arasında yeterli uyumun olmayışı, simanın ağız sıvılarında çözünmesine ve plak retansiyonuna neden olacağı için hem diş hem de periodontal dokular açısından olumsuz bir etken olarak kabul edilir.

Preparasyon işleminin kalitesi, marjinal uyumu yakalamada büyük paya sahiptir. Restorasyonun uzun ömürlü olabilmesi için protetik restorasyon kenarının, diş kesiminin bitiş çizgisine sıkıca adapte olması gerekmektedir.¹⁴² Aksi takdirde, kron ve prepare edilmiş diş arasında oluşan marjinal aralıktaki artış; gingival indeksle ölçümü yapılan gingival inflamasyon oranında artışa neden olmaktadır.¹⁴³

Marjinal uyum, tam seramik kronların uzun dönem başarısında önemli bir kriterdir. Kronların marjinal uyumsuzluğunun neden olduğu bazı sorunlar; periodontal hastalıkların ve çürüğün temel etkeni olan plak birikimine zemin hazırlaması, estetik problemler ve adeziv simanın çözünmesinin artmasıdır.⁷

Marjinal uyumun değerlendirilmesi amacıyla yapılan ölçümlerin; testlerin in-vivo veya in-vitro yapılması, farklı preparasyon tipleri, farklı basamak sonlanmaları, ölçüm için kullanılan test yöntemleri, her bir örnek için yapılan ölçüm sayısı, örneklerin simante edilip edilmemesi gibi çeşitlilikler içermektedir. Bu yüzden araştırmalar arası karşılaştırmalar zordur.¹¹¹

Marjinal uyumun tespiti amacıyla yapılan çalışmalar in-vivo ve in-vitro olarak planlanabilmektedir. In-vivo deneylerde uygulanacak olan restorasyonlarda bireylerin estetik ve fonksiyonel gereksinimleri, farklı şekillerde yapılma zorunluluğu, farklı çevresel faktörlerin olması ve farklı çiğneme dinamiklerinin görülmesi çalışmanın standardize edilmesini zorlaştırmaktadır.¹⁴⁴ In-vitro yöntemlerde elde edilen marjinal uyum değerleri, kliniksel değerleri tam olarak yansıtmamakla birlikte klinik uygulamalara rehber olacak bilgiler verebilmektedir.¹⁴⁵ Hem bu nedenle hem de internal adaptasyonun simante edilmiş örneklerde intra oral olarak incelenebilmesi mümkün olamayacağı için çalışmamız in-vitro olarak planlanmıştır.

Marjinal uyumun tanımlanması, araştırmacıya bağlı olarak değişebilmekte ve farklı ölçümler için aynı terimler ya da aynı ölçümler için farklı terimler kullanılabilir. Çalışmamızda yapılan marjinal aralık değerlendirmeleri, Holmes ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmanın terminolojisi ışığında yürütülmüştür.¹⁰⁹ Pek çok internal uyum çalışmasında sadece marjinal aralık ölçümü yapılmıştır. Biz buna ek olarak yeterli ve yetersiz marjin boyutlarını da detaylı ölçerek marjinal bölge adaptasyonunun daha detaylı incelenmesini hedefledik.

Tüm çalışmalardan başarılı sonuçlar alınabilmesi için öncelikle yeterli verilerin elde edilmesi gerekmektedir. Örnek sayısı, her bir örnekte yapılan ölçüm sayısı ve yapılan istatistiksel testler, istatistiksel analizin gücünü etkilemektedir. Farklı materyallerle üretilen tek kron restorasyonların marjinal ve internal uyumlarına ilişkin yapılan birçok çalışmada, her bir gruptaki örnek sayısını 5,10^{146, 147} veya 15-20¹⁴⁸⁻¹⁵⁰ olarak kullanmışlardır.

Groten ve arkadaşlarına göre, sabit protetik restorasyonların marjinal uyumları incelenirken, çalışmadaki örnek sayısının azlığı, her bir örnekten yapılan ölçüm sayısının

arttırılmasıyla kompanse edilebilir. Bu araştırmacılar, kesin geçerli sonuçlar alabilmek için her bir örnek üzerinden 50 ölçüm yapılması gerektiğini, ancak rastgele 10-30 noktada yapılan ölçümlerin de yeterli sonuçlar verdiğini ancak rastgele 4-12 noktanın yetersiz sonuçlar verdiğini, ortaya koymuşlardır.¹⁵¹ Gassino ve ark. ise, çalışmalarında marjinal uyumun ölçümü için, kronun 360°'lik tüm kenar çevresinden ölçüm yapılması gerektiğini belirtmişlerdir.¹⁵²

Çalışmamızda marjinal uyumun belirlemek için 10'ar adedi modifikasyonlu, olmak üzere 1. alt daimi molar diş ve 1. üst daimi molar diş için 20'şer olmak üzere toplam 40 örnek seçildi. Marjinal uyumun belirlenmesinde ise 3 mesial, 3 bukkal, 3 distal, 3 lingual/palatinal ve 4 adet köşe nokta olmak üzere 16 noktadan ölçüm yapıldı.

İnternal uyum ölçümlerinde ise konu ile ilgili spesifik hiçbir çalışma yoktur. Bir araştırmada 3 kesitten 9'ar nokta seçilirken¹⁵⁰, bir başka çalışmada 5 kesitten 8'er nokta seçilmiştir.¹⁵³ Bindl ve Mörmann yaptıkları çalışmalarında marjinal ve internal uyumu incelemek için her bir kesitten 11 farklı noktada ölçüm yaptıklarını belirtmişlerdir.¹⁵⁴

Çalışmamızda örneklerden 3 koronal ve 3 sagittal kesit alınmış ve bu kesitlerden her birinde 2'si marjinal bölge adaptasyonu, 9 tanesi internal adaptasyonun değerlendirilmesi için olmak üzere 11 nokta belirlenerek kullanılmıştır.

Yapılan bazı çalışmalarda doğal diş yapısını taklit eden rezin dişler kullanılmıştır. Resin dişlerin kullanımı, standardizasyon açısından oldukça rahattır, ancak bu dişler resin bağlayıcı ajanlarla olan ilişkileri göz önüne alındığında doğal dişlere benzememektedirler. Biyomekanik değerlendirmelerin yapıldığı çalışmalarda doğal diş kullanmanın en büyük dezavantajları dişlerin farklı mekanik özellikleri, boyut bakımından çok geniş bir varyasyona sahip olmaları ve dentin yapısında farklılıkların bulunmasıdır. Ancak doğal dişlerin klinik ortamı yansıtmadaki avantajları, farkların kabul edilebilir olmasını sağlamaktadır.¹⁵⁵ Bu nedenle çalışmamızda insan dişleri kullanılmıştır.

Endokron uygulamalarının aşırı madde kaybına uğramış kanal tedavili maksiller keser¹⁵⁶, maksiller premolar¹⁵⁷, mandibular premolar¹⁵⁸, mandibular molar⁶ dişler gibi diş gruplarında tedavi yaklaşımı olarak başarılı bir alternatif olarak değerlendirildiği çalışmalar mevcuttur. Fages ve Bennasar¹⁵⁹ yaptıkları bir çalışmada endokron yapımında pulpa odasının derinliğinin 3 mm derinliğinde olması ve servikal bant genişliğinin 2 mm olması gerektiğini belirtmişlerdir. Bu şartların aşırı madde kaybına uğramış kanal tedavili premolar dişlerde her zaman sağlanamayacağından ötürü genel olarak endokron restorasyonların

molar dişler için daha uygun olduğu bildirilmiştir. Çalışmamızda molar dişlerin seçilmesinin bir nedeni de budur.

Diş hekimliği alanında estetik beklentilerin artmasına paralel olarak, protetik tedavi uygulamalarında kullanılan estetik materyaller de gelişmektedir. Tam seramik kronlar, özellikle optimal estetik gereksinimlerin bulunduğu bölgelerde, yaygın olarak kullanılır. Özellikle feldspatik seramikler doğal dişe yakın yüzey özelliklerine, rengi ve ışığı geçirebilme (transluserlik) potansiyeline, ağız ortamında iyi bir aşınma direncine ve renk stabilitesine sahiptir.¹⁶⁰ Ayrıca, cam seramik materyal yüzeylerinin, hidroflorik asit ve silan uygulanması ile rezin simanlara etkili bir şekilde bağlanabildikleri kabul edilmiştir.¹⁶¹ Bu nedenlerle çalışmamızda alt ve üst daimi 1.molar dişlerde uyguladığımız endokron restorasyonlar için seçilen materyal feldspatik seramiklerin en gelişmiş örneklerinden CEREC Blocs'dur.

Aşırı madde kaybına uğramış dişlerde, bağlanma yüzey alanı azaldığından restorasyonun tutuculuğu için adeziv bağlanmanın önemi artar. Adeziv simantasyon sayesinde estetik üstünlük sağlanması, mikro sızıntının azaltılması ve bağlanma dayanımının artması ile tedavinin başarısı da artmaktadır.¹⁶² Klinik olarak dual polimerize rezin simanlar, ışıkla sertleşen rezin simanlara göre daha çok tercih edilmektedir. Bunun sebebi ise indirekt restorasyonun altındaki rezin tabakasının tamamının polimerize olup olmadığı şüphelidir. Işık kaynağı ve rezin siman arasında bir restorasyon varlığı, polimerizasyon için gerekli olan ışığın geçişini bozmakta ve ışıkla polimerizasyonun başlaması için gerekli olan enerji miktarını düşürmektedir.¹⁶³ Endokron restorasyonlarda da mevcut restorasyon kalınlığı yüksek olduğundan dolayı, çalışmamızda hem kimyasal hem de ışıkla sertleşen (dual cure) rezin simanlardan Maxcem (Kerr) tercih edildi. Maxcem rezin simanının özellikle tercih edilmesindeki neden Uzun ve ark.¹²⁹ mikro-BT ile yaptıkları çalışmalarında bu simanın radyolojik olarak iyi bir görüntü sağladığının bilinmesidir.

Prepare edilmiş dişler üzerine restorasyon yerleştirilmesinin sabit bir kuvvet altında gerçekleştirilmesi, çalışmanın standardizasyonu açısından önemlidir.¹⁶⁴ Diğer taraftan Weaver ve ark.¹⁶⁵ kronun yerine yerleştirilirken uygulanan basınç miktarının ve standardizasyonunun marjinal açıklık üzerinde bir etkisi olmadığını belirtmişlerdir. Kronların klinikte hasta ağızına simante edilmesi sırasında parmak basıncı uygulanmaktadır. Çalışma örnekleri hazırlanırken de aynı klinisyen tarafından parmak basıncı uygulanmasının

gerçeği yansıtan bir yöntem olduğu pek çok araştırmacı tarafından belirtilmiştir.^{166, 167} Bu nedenle çalışma sırasında restorasyonlar yerleştirilirken özel bir cihaz kullanılmadı ve tek bir araştırmacı tarafından tüm endokronların simantasyonu gerçekleştirildi.

Bir restorasyonun oklüzal anatomisi, hem klinisyen hem de teknisyen için her zaman bir zorunluluktur. Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM) sistemleri, veri tabanlarında çok çeşitli anatomi seçeneklerine ve standart diş morfolojilerine sahiptir. Anatomi yazılım tarafından seçilebilir ve biyojenerik seçenekle restore edilecek alana verimli bir şekilde adapte edilebilir. Çalışmamızda standardizasyonun sağlanması amacıyla benzer morfolojiye ve boyutlara sahip alt ve üst daimi 1. molar insan dişleri kullanıldı. CAD/CAM ile üretimi yapılan endokronların oklüzal yüzey anatomileri ve kalınlıkları CAD/CAM yazılımında standardize edildi. Tasarım sekmesinde restorasyonların şekil ve form düzenlemeleri yapılarak tüm restorasyonların boyu 6,5 mm olarak ayarlandı. Bu hesabın yapılması sırasında sağlam bir molar dişin mine sement sınırından en yüksek cusp tepesi arasındaki mesafenin 7,5 mm olması referans alındı.¹⁶⁸

Kavite derinliği adaptasyona etki edebilecek bir unsur olabileceğinden gruplar oluşturulurken, homojen gruplar oluşturulmasına dikkat edildi. Kavite derinliği ölçülen dişler gruplara eklenirken birbirlerine yakın kavite derinliğine sahip gruplar oluşturulmasına dikkat edildi. Grupların kendi içlerinde homojen dağılım gösterdiği istatistiksel olarak doğrulandı ($p>.05$). Tüm gruplar oluşturulduktan sonra gruplar arasında fark olmadığı istatistiksel olarak doğrulandı ($p>.05$). Alt molar diş grupları 2,4 mm ve üst molar diş grupları da ortalama 2,7 mm kavite derinliği ortalamasına sahiplerdi. Kavite derinliğindeki sayısal olarak az da olsa bulunan farklılığın sonuçlarımızla ilişkili olup olmadığına da birden fazla değişken için bakıldı. Hiçbir kesitte, diş bağli veya modifikasyona bağli olarak internal açıklık ortalamasının kavite derinliği ile korelasyon göstermediği görülmüştür. Bu durum Darwish ve ark.⁹ çalışmasıyla benzer bulunmaktadır.

Darwish ve arkadaşları⁹ maksiller premolar dişlerde endokronun üretimi sonrası iç bölgesine frezle uyumlama işlemi yapılmasının internal adaptasyona etkine bakmışlardır. Kavite duvarı açısı 10° olan örneklerle 6° olan örneklerde, ek uyumlama işlemi gerçekleştirilmezse adaptasyonda bir fark olmadığı ancak uyumlamalar sonrasında 10° lik örneklerde daha iyi bir adaptasyon oluştuğunu belirtmişlerdir. Kavite derinliğinin 3 mm'den

5 mm'ye artırılmasının ise ne uyumlama öncesi ne de uyumlama sonrasına yapılan ölçümlerde internal adaptasyonu değiştirici bir unsur olmadığını belirtmişlerdir. Kullanılan endokron materyallerinde ise rezin nano seramiklerin lityum disilikatlardan daha iyi bir adaptasyon gösterdiklerini belirtmişlerdir.

Mikro-BT ile kesit alarak marginal ve internal uyumun kullanıldığı pek çok çalışmada ölçümler simantasyon öncesi yapılmıştır. Bunun nedeni olarak siman ve dentin arasındaki kontrast farkın net olmadığını belirtmeleridir.¹⁶⁹ Şekil 3.17 de görüldüğü üzere çalışmamızda dentin ve siman arasındaki kontrast farkı çıplak gözle görülebilmektedir. Ancak boşluğun 3 boyutlu ölçümünün yapılabilmesi pek mümkün değildir. Çünkü, restorasyon ve siman boşluğu birbirinden direkt olarak ayıramamaktadır. Bu çalışmamızda ölçümler benzer çalışmalarda¹⁰ olduğu gibi CTAn Programı (Bruker, Massachusetts, ABD) yardımıyla manuel olarak yapılmıştır.

CAD/CAM ile yapılan endokronlarda siman aralığının boyutu konusunda kesin bir görüş yoktur. Kronlarda yapılan çalışmalarda 10 µm ye kadar düşük siman aralıkları ayarlanmıştır. Ancak, Huang ve ark.¹⁷⁰ 30 µm olarak ayarladıkları kron çalışmalarında oklüzal açıklığın ortalama olarak 300 µm olduğunu belirtmişlerdir. Nakamura ve arkadaşları CEREC 3 sistemle yaptıkları kronlarda 10 µm siman aralığı ayarlandığında, 30 µm ve 50 µm ile ayarladıkları örneklerde yapılan kronlardan daha fazla internal açıklık meydana geldiğini ortaya koymuşlardır.¹⁷¹ Ara yüzeyde sıkışan fazla simana bağlı olarak oluşan bu uyumsuzluğun hangi siman, hangi siman boşluğu veya hangi modifikasyon ile optimum olarak sağlanması konusunda daha fazla çalışma yapılmasına ihtiyaç vardır.

Kronlar ve endokronlar arasında siman kaçış mekaniği birbirinden farklı olarak gözükse de, CEREC sistemde endokronla ilgili özel bir ayar bulunmamaktadır. Bu nedenle çalışmamızda tıpkı Shin ve ark.¹⁰ yaptığı gibi yazılımın bize önerdiği 120 µm siman aralığı ile çalışmamızı gerçekleştirdik.

Çalışmamızın amaçlarından biri simanın yarattığı adaptasyon bozukluğunun, siman kaçış oluşu varlığında incelenmesiydi. İnternal açıklık alt molar dişlerde modifikasyonsuz (Grup I) örneklerde 182 ± 59 µm, modifikasyonlu örneklerde (Grup II) 167 ± 23 µm, üst molar dişlerde modifikasyonsuz örneklerde (Grup III) 215 ± 55 µm, modifikasyonlu örneklerde (Grup IV) 206 ± 40 µm olarak ölçülmüştür. Endokronlara yapılan modifikasyonun ana etkileri incelendiğinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p=0,043$). Modifikasyonsuz endokronlarda ortalama değer 198 µm iken, modifikasyonlu

dişlerde ortalama 187 µm olarak elde edilmiştir. Bu durumda modifikasyonun adaptasyonu artırıcı olarak başarılı bir uygulama olduğu söylenebilir.

Yapılan modifikasyonların konumu retantif parçanın uzun kenarlarında ve restorasyon sınırlarını bozmayacak şekilde bulunmaktadır. Bu durum alt molar dişler için bukkal ve lingual bölgelerde, üst molar dişler için mesial ve distal bölgelerde sağlanmıştır. Açılan modifikasyonun bulunduğu yer adaptasyon değerlerinin değişmesine neden olabilir. Farklı bölgelerden açılacak modifikasyonlar arasında fark olup olmadığına bakılacak daha ileri çalışmalar yapılmasına ihtiyaç vardır.

Rocca ve ark.¹⁷² molar dişlerde fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin üzerine Lava Ultimate endokronlarda çiğneme siklusu ile yaşlandırma öncesi ve sonrasında SEM incelemesiyle marjinal adaptasyona bakmışlardır. Bu çalışmalarında çiğneme sonrasında tüm adaptasyonlarda bozulma görüldüğünü bildirmişlerdir. Araştırmalarında marjin kalitesi değerlendirilirken sadece “devamlılık” veya “açıklık” kriterlerini kullandıklarından çalışmamızın sonuçlarıyla kıyaslanamamaktadır.

Shin ve ark.¹⁰ mandibular molar dişlerde 2 mm ve 4 mm yüksekliklere sahip farklı CAD/CAM sistemlerle (CEREC ve E4D) yapılmış endokronların marjinal ve internal adaptasyonlarını mikro-BT ile incelemişlerdir. Bu çalışmalarında simantasyon öncesi 4 mm'lik bir kavite derinliğine sahip olan endokronların 2 mm'lik olanlardan daha büyük bir marjinal ve internal açıklık gösterdiğini, simantasyonun toplam açıklıkta anlamlı farklılık göstermediğini bildirdiler. Ayrıca pulpal tabandaki açıklığın diğer bölgelere göre en büyük değerlere sahip olduğunu ve farklı CAD/CAM sistemlerin benzer bir uyumsuzluk gösterdiğini belirtmişlerdir. Ortalama açıklık simantasyon sonrası CEREC sisteminde 2 mm lik endokronlar için 207,61 µm (±108,04) , 4 mm lik endokronlar için 190,71 µm (±113,96) olarak ölçülmüş. Bizim çalışmamızda da CEREC sistemle yapılmış modifikasyonsuz alt molar endokronlarında 182 µm (±59) değer alınarak ve benzer sonuç elde edilmiştir.

CEREC sistemde tarayıcıların 3 açılı çalışma prensibi nedeniyle belirli bir açıda yaklaşıldığında distal tarafta sınırlı kalitede ölçüm yapmaktadır. Distal gölge fenomeni adı verilen bu durumda tarayıcıdan çıkan ışıklar taranan nesnede distal bir gölge oluşturur. Prepare edilen dişin klinik kron uzunluğu arttığında basamak bölge üzerindeki bu gölge artar ve CEREC kronların iç uyumlarında bir bozulmaya neden olur. Bununla birlikte, endokronlarda, diş yapısı ters olarak konumlandırılır ve bu gölge sadece mesial boşluğun yüzeyinde görülür. Teorik olarak, bu bir mesial gölge fenomenine neden olabilir ve yan

duvarlarda ölçüm farklılıkları yaratabilir. Çalışmamızda bu durum incelenmiş ve hiçbir grupta aksiyel yüzeylerin iki yanında bulunan N3 ve N7 nolu noktalarda istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir. Bu durum Shin ve arkadaşlarının çalışmalarıyla benzerdir.¹⁰

Gaintantzopoulou ve El-Damanhoury¹³³ yaptıkları çalışmalarında alt molar dişlerde 2 mm kavite derinliğine sahip endokronlarla 2 mm kavite derinliğine ek olarak 1 mm'lik ve 2 mm'lik kanal içi uzantılara sahip endokronların internal uyumlarını mikro-BT ile incelemişler ve en iyi uyumun kanal içi uzantının olmadığı grupta olduğunu, kavite derinliği artıkça internal ve marjinal uyumun bozulduğunu belirtmişlerdir. Çalışmalarında ölçümler simante edilmemiş örneklerde yapıldığından, bu adaptasyon sorununun derin kaviteleredeki ölçüm hatalarından kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir. Dijital ölçünün yansıma önleyici toz ve Bluecam ile alınmış olmasından dolayı ve simante edilmemiş örneklerin kullanılmasından dolayı çalışmamızın sonuçlarıyla direkt kıyaslanamamaktadır. Ancak çalışmanın tüm gruplarında internal uyumda aksiyel bölge değerlerinin pulpal tabandaki değerlerden daha küçük olması durumu bizim çalışmamızla benzer özellik göstermektedir.

Çalışmamızda internal uyumun ölçümünde kesit ana etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bu durum doğru olarak kurgulanmış biçimde alınan 3 adet koronal, 3 adet sagittal kesitin yeterli bir sayı olduğunu ortaya koymaktadır.

Marjinlerin tipleri yüzdesel olarak ortaya konulduğunda yetersiz marjin görülme oranı %28,2, normal marjin görülme oranı %42,5, taşkın marjin görülme oranı %29,22'dir. Bu durumda her yüz marjinden 57,5'i istenmeyen bir bitim sergilemektedir. Bu durumun özellikle bukkal ve lingual yüzeylerde daha çok görülmesiyle de, klinikte uygun restoratif materyallerde, simantasyon sonrasında elmas frezler ile marjinlerin düzeltilmesi ve ağız içi cila işlemleri uygulanarak restorasyonun kullanılması önerilebilir.

Klinik olarak kabul edilebilir marjinal açıklık konusunda kesin bir görüş birliği yoktur. McLean ve von Fraunhofer¹⁷³ 120 µm den daha az marjinal açıklığın klinik olarak kabul edilebilir olduğunu belirtmişlerdir. Samet ve ark.¹⁷⁴ CAD/CAM ile yapılmış restorasyonlarda 100 µm ayarlanarak üretilen restorasyonların nihai açıklığının 240 µm ye kadar çıkmasının kabul edilebilir bir sonuç olduğunu bildirmiştir.

Bizim çalışmamızda da marjinal açıklık değerleri, modifikasyonsuz örneklerde hem alt molar dişlerde (Grup için 91 ± 22 µm) hem de üst molar dişlerde (Grup III için 121 ± 24 µm) kabul edilebilir değerler sağlanmıştır. Bu farkın nedeni olarak üst molar dişlerin daha dar ve kompleks pulpa odası yapısının üretim sürecini olumsuz etkilemesi ve siman kaçışına

daha az izin vermesi sonucu adaptasyonun tam sağlanamaması olduğu düşünülebilir. Yapılan modifikasyon ise istatistiksel olarak fark yaratmamıştır ($p > .05$) ancak sayısal olarak bir iyileşme bulunmaktadır. Bu durum marjinal adaptasyon değerlerindeki azalmanın daha dar bir aralıkta bulunmasından dolayı oluşmuş olabilir.

Alt ve üst molar dişlerde marjinal açıklık değerleri ölçüm yapılan noktalar içerisinde incelendiğinde sadece köşe noktalarında (C1,C2,C4) istatistiksel fark görülmüştür ($p < .05$). Bu durum internal adaptasyon noktaları üzerinden incelendiğinde C1 noktasına kavite içerisinde üst molar dişlerin mesial kanal ağzı geldiği görülmektedir. Bu nokta kesitler üzerinden en yakın olarak BL1 kesitinde N4,N2 noktasına gelmektedir ve bu noktada alt-üst molar dişler arasında da fark olduğu çalışmamızda görülmektedir. Yine aynı durum C2 için distal kanal ağzına yakın olan BL3 kesitindeki N4,N2 noktalarıyla, MD1 kesitindeki N6,N8 noktalarında da görülmektedir ($p < .05$). C3 ve C4 noktası üst molar dişlerde pulpa odasının palatinal kanalına yakın bulunmaktadır bu noktalardan disto-palatinal tarafına yakın olan C3 te fark gözükmezken mesio-palatinala yakın olan C4 te fark bulunmamaktadır ($p < .05$). Bu durum o bölgeye en yakın kesit olan MD3 kesitindeki mesio-palatinala yakın N4,N2 noktalarında fark bulunması ($p < .05$) ancak disto-palatinala yakın N6 ve N8 noktalarında alt ve üst dişlerde fark bulunmaması ($p > .05$) açısından paralel olduğu görülmektedir. Daimi üst 1.molar dişlerin pulpa odası köşelerinin alt molar dişlere göre çok daha kompleks ve dar açılar sergilediği bilinmektedir. Bu durumun internal uyumda yarattığı farkın marjinal uyumu olumsuz yönde etkilediği söylenebilir.

Zimmermann ve arkadaşlarının¹⁷⁵ yapay maksiller üst molar dişlerde endokron restorasyonların adaptasyonlarına baktıkları çalışmalarında marjinal açıklık olarak lösitle güçlendirilmiş silikat seramiklerde $99,6 \pm 23,7 \mu\text{m}$, rezin nanoseramiklerde $88,9 \pm 7,7\mu\text{m}$, zirkonya güçlendirilmiş lityum disilikat seramiklerde $131 \pm 26,5\mu\text{m}$ değer elde etmişlerdir. Bu durumun rezin içerikli seramiklerin marjinal bölgelerde daha az kırılma olmalarından dolayı diğer seramiklerden daha başarılı olması olarak açıklamışlardır. Çalışmamızda üst molar dişlerde feldspatik seramiklerle yapılan modifikasyonsuz endokronlar için $121 \pm 24 \mu\text{m}$ değer elde edilmiştir ve benzer sonuç olarak değerlendirilebilir. Çalışmalar arası farklılıklar materyal, siman aralığı genişliği ($80 \mu\text{m} - 100 \mu\text{m}$), yapay-diş gerçek diş, ölçüm metodu gibi farklılıklardan kaynaklanabilir. Bu çalışmada aksiyel bölgelerde, pulpa tabanına göre daha az boşluk bulunduğu bildirilmiştir. Bu durum bizim çalışmamızda da aksiyel noktalarda (N3 ve N7) $130 \pm 45 \mu\text{m}$ değeri görülürken, pulpal tabanda $248 \pm 71 \mu\text{m}$

görülmesiyle benzerlik göstermektedir. Zimmermann ve ark. bu durumu pulpal tabandaki düz yüzeylerin frezlerin boyutlarından dolayı yeterince hassas freze edilememesinden ve fazla frezelemelerin gözükmemesinden kaynaklanabileceğini bildirdiler.

Pulpal tabanda daha geniş bir aralık görülmesi pek çok çalışmada ortaktır.^{10, 133, 175} Bu durumun bir nedeni de fazla simanın bu bölgede sıkışıp kalmasıdır. Yaptığımız siman kaçış oluşu modifikasyonu sonrasında hem alt molar dişlerde (234 µm) hem de üst dişlerde (281 µm), modifikasyonsuz endokronlarda alınan değerlere (alt molarlarda 248 µm, üst molarlarda 294 µm) göre iyileşme görülmüştür. Bu durum, uyumsuzluğun birincil olarak fazlalık simandan kaynaklandığını düşündürmekle beraber, molar dişlerde endokronların iç yüzeyine siman kaçış oluşu modifikasyonu açmanın adaptasyonu artırdığını göstermektedir.

Çalışmamızın sınırlarından biri tek tip siman kullanılmasıdır. Kullanılan simanın adaptasyonu etkilediği bilinmektedir. İleride daha ince film kalınlığına sahip simanların kullanılmasıyla veya restorasyon materyalinin diş dokularıyla direkt adezyonun sağlanmasıyla daha başarılı restorasyon uyumları sağlanabilir.

Bu çalışmanın sınırlarından biri de rezin nano seramiklere göre daha kırılğan yapıda olan feldspatik seramik kullanılmasıdır. Bu durumun özellikle marjinal uyumu etkilediği bilinmektedir.¹⁷⁵ Yeni materyaller geliştirildikçe daha iyi adaptasyon değerlerini hedefleyen çalışmalar yapılabilir.

Çalışmamızın sınırlarından biri de CAM prosedürünün kendisidir. Bosch ve arkadaşları¹⁷⁶ yaptıkları çalışmalarında CAM ünitesinin ve kullanılan frezlerin yüzey düzgünlüklerine etki ettiğini bildirmişlerdir. 5 akslı ünitelerin, 4 akslılardan daha iyi sonuç verdiğini, 4-akslı ünite (CEREC MC XL) içerisinde ise en iyi yüzey sonuçlarının Step Bur 12 ve Cylinder Pointed Bur 12S ile alındığını ortaya koymuşlardır. Bizim de çalışmamızda bu frezler seçilerek kullanılmıştır. Hangi materyal ile hangi cihazın daha iyi sonuçlar verdiği konusunda yeni araştırmalar ortaya konuldukça daha iyi adaptasyon değerlerinin alınabileceği unutulmamalıdır.

6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

- 1) Farklı pulpa odası anatomilerine sahip alt ve üst molar dişlerde internal adaptasyon değerleri arasında istatistiksel olarak fark bulunmaktadır.
- 2) Pulpal taban tüm gruplarda internal açıklığın en fazla görüldüğü bölgedir.
- 3) Siman kaçış oluşu hazırlanması hem alt hem de üst molar dişlerde internal adaptasyonu artırmaktadır. Bu durumda CAD/CAM ile hazırlanan endokronlarda molar dişlerde siman kaçış oluşu modifikasyonunun uygulanması önerilmektedir.
- 4) Alt ve üst molar dişler arasında marjinal açıklıklar arasında fark vardır ve bu durum özellikle köşe noktalarda kendini göstermektedir.
- 5) Alt ve üst molar dişler arasında marjinal adaptasyonun farklı olduğu noktalara yakın bölgelerde internal adaptasyon değerleri arasında da fark vardır.
- 6) Marjinlerin uygunluğu açısından gruplar arasında birbirine yakın değerler elde edildi. Marjinlerin sadece %42,5'i istenen marjin tipini sergilemektedir.

KAYNAKLAR

1. Sorensen JA, Martinoff JT. Intracoronar reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1984;51(6):780-784.
2. 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(5):462-465.
3. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater.* 2011;27(1):83-96.
4. Bindl A, Mormann WH. Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endo-crowns after 2 years-preliminary results. *J Adhes Dent.* 1999;1:255-266.
5. El-Damanhoury HM, Haj-Ali RN, Platt JA. Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. *Oper Dent.* 2015;40(2):201-210.
6. Biacchi G, Basting R. Comparison of fracture strength of endocrowns and glass fiber post-retained conventional crowns. *Oper Dent.* 2012;37(2):130-136.
7. Giordano R. Dental ceramic restorative systems. *Compend Contin Educ Dent.* 1996;17(8): 779-82, 784-6 passim; quiz 794
8. Yeşil Z. Siman çıkış deliliğinin tam döküm kuronların kenar uyumuna etkisinin incelenmesi. *AÜ DHF Derg.* 1997(1).
9. Darwish HA, Morsi TS, El Dimeery AG. Internal fit of lithium disilicate and resin nano-ceramic endocrowns with different preparation designs. *Future Dent J.* 2017;3(2):67-72.
10. Shin Y, Park S, Park J-W, Kim K-M, Park Y-B, Roh B-D. Evaluation of the marginal and internal discrepancies of CAD-CAM endocrowns with different cavity depths: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2017;117(1):109-115.
11. Schmidlin PR, Stawarczy B, DeAbreu D, Bindl A, Ender A, Ichim IP. Fracture resistance of endodontically treated teeth without ferrule using a novel H-shaped short post. *Quintessence Int.* 2015;46(2).
12. Keleş A, Alcin H, Kamalak A, Versiani M. Micro-CT evaluation of root filling quality in oval-shaped canals. *Int Endod J.* 2014;47(12):1177-1184.
13. Deutsch AS, Musikant BL. Morphological measurements of anatomic landmarks in human maxillary and mandibular molar pulp chambers. *J Endod.* 2004;30(6):388-390.
14. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kästner K, Walter MH. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent.* 2000;84(4):419-424.

15. Hansen EK, Asmussen E, Christiansen NC. In vivo fractures of endodontically treated posterior teeth restored with amalgam. *Dent Traumatol.* 1990;6(2):49-55.
16. Ingle JI, Baumgartner JC. *Ingle's endodontics.* PMPH-USA; 2008.1-35
17. 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(2):127-135.
18. Çalışkan MK. Endodontide tanı ve tedaviler. *Nobel Tıp Kitabevleri;* 2006.:463-506
19. Gutmann JL. The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1992;67(4):458-467.
20. Fusayama T, Maeda T. Effect of pulpectomy on dentin hardness. *J Dent Res.* 1969;48(3):452-460.
21. Andreasen JO, Farik B, Munksgaard EC. Long-term calcium hydroxide as a root canal dressing may increase risk of root fracture. *Dent Traumatol.* 2002;18(3):134-137.
22. Grigoratos D, Knowles J, Ng YL, Gulabivala K. Effect of exposing dentine to sodium hypochlorite and calcium hydroxide on its flexural strength and elastic modulus. *I Endod J.* 2001;34(2):113-119.
23. Sedgley CM, Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle? *J Endod.* 1992;18(7):332-335.
24. Saunders W, Saunders E. Coronal leakage as a cause of failure in root-canal therapy: a review. *Dent Traumatol.* 1994;10(3):105-108.
25. Torabinejad M, Ung B, Kettering JD. In vitro bacterial penetration of coronally unsealed endodontically treated teeth. *J Endod.* 1990;16(12):566-569.
26. Ray H, Trope M. Periapical status of endodontically treated teeth in relation to the technical quality of the root filling and the coronal restoration. *I Endod J.* 1995;28(1):12-18.
27. Heling I, Gorfil C, Slutzky H, Kopolovic K, Zalkind M, Slutzky-Goldberg I. Endodontic failure caused by inadequate restorative procedures: review and treatment recommendations. *J Prosthet Dent.* 2002;87(6):674-678.
28. Vertucci FJ, Anthony RL. A scanning electron microscopic investigation of accessory foramina in the furcation and pulp chamber floor of molar teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1986;62(3):319-326.

29. Sinai IH, Soltanoff W. The transmission of pathologic changes between the pulp and the periodontal structures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1973;36(4):558-568.
30. Geistfeld R. Effect of prepared cavities on the strength of teeth. *Oper Dent.* 1981;6:2-5.
31. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod.* 1989;15(11):512-516.
32. Blaser PK, Lund MR, Cochran MA, Potter RH. Effect of designs of Class 2 preparations on resistance of teeth to fracture. *Oper Dent.* 1983;8(1):6-10.
33. Alaçam T. Endodonti. Nobel Kitabevi; 2012:1059-1148
34. Nagasiri R, Chitmongkolsuk S. Long-term survival of endodontically treated molars without crown coverage: a retrospective cohort study. *J Prosthet Dent.* 2005;93(2):164-170.
35. Peroz I, Blankenstein F, Lange K-P, Naumann M. Restoring endodontically treated teeth with posts and cores-a review. *Quintessence int.* 2005;36(9).
36. Ulusoy N, Nayyar A, Morris CF, Fairhurst CW. Fracture durability of restored functional cusps on maxillary nonvital premolar teeth. *J Prosthet Dent.* 1991;66(3):330-335.
37. Alaçam T, Nalbant L, Alaçam A. İleri Restorasyon Teknikleri. Polat Basımevi; 1998.47-135
38. Nayyar A, Grimsley J, Hall M, Lowdon I. Strength of maxillary anterior coronoradicular buildups restored with cast crowns. *J Dent Res.*1983(2).
39. Summitt JB, Robbins JW, Hilton TJ, Schwartz RS, dos Santos Jr J. Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach. *Quint Pub.;* 2006:144
40. Tosun S, Özsevik AS, Aydın U. Endodontik tedavili dişlerin restorasyonu. *Gaziantep Med J* 2016;22(1):33-38
41. Pissis P. Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique. *PPAD.* 1995;7(5):83-94.
42. Veselinović V, Todorović A, Lisjak D, Lazić V. Restoring endodontically treated teeth with all-ceramic endo-crowns: case report. *Stomatol Glas Srb.* 2008;55(1):54-64.
43. Rocca GT, Krejci I. Crown and post-free adhesive restorations for endodontically treated posterior teeth: from direct composite to endocrowns. *Eur J Esthet Dent.* 2013;8(2):156-179.

44. Einhorn M, DuVall N, Wajdowicz M, Brewster J, Roberts H. Preparation Ferrule Design Effect on Endocrown Failure Resistance. *J Prosthet.* 2017;1-6
45. Tzimas K, Tsiafitsa M, Gerasimou P, Tsi trou E. Endocrown restorations for extensively damaged posterior teeth: clinical performance of three cases. *Resto Dent & Endods.* 2018;43.
46. Magne P, Knezevic A. Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars. *Quint Int.* 2009;40(2).
47. Gregor L, Bouillaguet S, Onisor I, Ardu S, Krejci I, Rocca GT. Microhardness of light-and dual-polymerizable luting resins polymerized through 7.5-mm-thick endocrowns. *J of Prosthet Dent.* 2014;112(4):942-948.
48. Mörmann WH, Bindl A, Lüthy H, Rathke A. Effects of preparation and luting system on all-ceramic computer-generated crowns. *Int J Prosth.* 1998;11(4).
49. Rocca GT, Saratti CM, Cattani-Lorente M, Feilzer A, Scherrer S, Krejci I. The effect of a fiber reinforced cavity configuration on load bearing capacity and failure mode of endodontically treated molars restored with CAD/CAM resin composite overlay restorations. *J of Dent.* 2015;43(9):1106-1115.
50. Carlos RB, Thomas Nainan M, Pradhan S, Sharma R, Benjamin S, Rose R. Restoration of endodontically treated molars using all ceramic endocrowns. *C Report Dent.* 2013;2013.
51. Committee AoDPN. Glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent, CV Mosby;* 1987.
52. Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials. W.B. Saunders; 1996.C18.p2-14
53. Helvey G. Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995).* 2014;35(1):38-43.
54. Giordano R, McLaren EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent.* 2010;31(9):682-684.
55. O'Brien WJ. Dent materials and their selection. 2002.p-210-220
56. Lohbauer U, Müller FA, Petschelt A. Influence of surface roughness on mechanical strength of resin composite versus glass ceramic materials. *Dent Mater.* 2008;24(2):250-256.
57. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J ADA.* 1997;128(3):297-307.

58. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007;98(5):389-404.
59. Toksavul S, Artunç C, Ulusoy M, Toman M. Tüm seramik kronlar. *Meta Basım* 2002:1-19.
60. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosth.* 2015;28(3).
61. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J ADA.* 2006;137:14S-21S.
62. Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent.* 2010;31(9):702-704.
63. Ersu B, Yüzügüllü B, Canay Ş. Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *HÜ DHF Derg.* 2008;32(2):58-72.
64. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J.* 2009;28(1):44-56.
65. Karaalioglu A, Duymuş ZY. Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *AÜ DHF Derg.* 2008;2008(1).
66. Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Cli O Inves.* 2014;18(6):1687-1694.
67. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digi Dent: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Bri Dent J.* 2008;204(9):505.
68. Goswami R, Arora G, Priya A. CAD/CAM in restorative dentistry: a review. *J Br Biomed Bull.* 2014;4:591-597.
69. Kalpana D, Harish G, Mahesh P, Swati S, Madhuri V, Brunda K. CAD CAM in dentistry—A Review. *IJRID.* 2015;5(2):14-21.
70. Jain R, Takkar R, Jain G, Takkar R, Deora N, Jain R. CAD-CAM the future of digital dentistry: a review. *A Prosth & Rest Dent.* 2016;2(2):33-36.
71. Baroudi K, Ibraheem SN. Assessment of chair-side computer-aided design and computer-aided manufacturing restorations: a review of the literature. *JIOH.* 2015;7(4):96.
72. Ural Ç. Diş Hekimliği Pratiğinde Tamamı Seramik ve Cad-Cam Uygulamaları. *Dirim TG* 2011;86-1(27-38)

73. Mörmann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin N Am.* 2002;46(2):405-426.
74. Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *J ADA.* 2006;137:22S-31S.
75. Palin W, Burke F. Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. *Dent upd.* 2005;32(10):566-572.
76. Omnicam C. CEREC Bluecam brochure. The first choice in every case . The Dental Company Sirona. 2014.1-14
77. Müller HC. Registration of occlusion by buccal scan in Cerec software version 3.80. *Int J Comp Dent.* 2010;13(3):265-273.
78. Akgungor G, Sen D, Bal E, Özcan M. Simultaneous replacement of maxillary central incisors with CEREC biogeneric reference technique: a case report. *J Dent res, dent cli, dent prosp.* 2013;7(2):112.
79. Ender A, Mörmann WH, Mehl A. Efficiency of a mathematical model in generating CAD/CAM-partial crowns with natural tooth morphology. *Cli Oral inves.* 2011;15(2):283-289.
80. Gençel Z. Farklı tasarımlı fiber tek parça post-kor sistemi ile konvansiyonel fiber post-kor sistemlerin dayanıklılıklarının in vitro incelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü: Ankara Üniversitesi. Ankara. Doktora Tezi. 2013.18-24
81. Manisalı Y. Ağız Diş Embriyolojisi ve Histolojisi. İstanbul Yenilik Yayınevi; 1982.p56-59
82. Parameswaran A. Sturdevant's art and science of operative dentistry. *J Cons Dent.* 2013;16(5):480.
83. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2003;89(3):268-274.
84. Yüksel E, Zaimoğlu A. Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems. *Brazil oral res.* 2011;25(3):261-266.
85. Miyazaki M, Tsujimoto A, Tsubota K, Takamizawa T, Kurokawa H, Platt JA. Important compositional characteristics in the clinical use of adhesive systems. *J Oral Sci.* 2014;56(1):1-9.
86. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: a review of the current literature. *J Prosthet Dent.* 1998;80(3):280-301.
87. Vargas MA, Bergeron C, Diaz-Arnold A. Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. *J ADA.* 2011;142:20S-24S.

88. Stamatacos C, Simon JF. Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compend Contin Educ Dent*. 2013;34(1):42-44.
89. Türk AG, Ulusoy M, Önal B. İndirekt Restorasyonlarda Kullanılan Kompozit Rezin Simanlar. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*.35(2):1-8.
90. Tuncer D. Rezin Simanlar. *Türkiye Klinikleri Journal of Restorative Dentistry-Special Topics*. 2017;3(3):151-163.
91. Lu H, Powers J. Color stability of resin cements after accelerated aging. *American journal of dentistry*. 2004;17(5):354-358.
92. Komine F, Tomic M, Gerds T, Strub JR. Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns. *J Prosthet Dent*. 2004;92(4):359-364.
93. De Munck Jd, Van Landuyt K, Peumans M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*. 2005;84(2):118-132.
94. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, et al. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dent Mater J*. 2005;24(1):1-13.
95. Moszner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspects of self-etching enamel–dentin adhesives: a systematic review. *Dent Mater*. 2005;21(10):895-910.
96. Ilie N, Simon A. Effect of curing mode on the micro-mechanical properties of dual-cured self-adhesive resin cements. *Clin Oral Inves*. 2012;16(2):505-512.
97. Bona AD, Anusavice KJ. Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *I J Prosth*. 2002;15(2).
98. Dérand P, Dérand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosth*. 2000;13(2).
99. Usumez A, Aykent F. Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er, Cr: YSGG laser etching. *J Prosthet Dent*. 2003;90(1):24-30.
100. Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Operative Dent-UW-*. 2003;28(5):647-660.
101. Chan C-M, Ko T-M, Hiraoka H. Polymer surface modification by plasmas and photons. *Surface science reports*. 1996;24(1-2):1-54.
102. Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dent Mater*. 2005;21(12):1158-1162.

103. Kumbuloglu O, Lassila L, User A, Toksavul S, Vallittu P. Shear bond strength of composite resin cements to lithium disilicate ceramics. *J Oral Rehab.* 2005;32(2):128-133.
104. Matinlinna J, Vallittu P. Silane based concepts on bonding resin composite to metals. *J Contemp Dent Pract.* 2007;8(2):1-8.
105. Janda R, Roulet J-F, Wulf M, Tiller H-J. A new adhesive technology for all-ceramics. *Dent Mater.* 2003;19(6):567-573.
106. Laufer B, Nicholls J, Townsend JD. SiOx-C coating: a composite-to-metal bonding mechanism. *J Prosthet Dent.* 1988;60(3):320-327.
107. Contrepolis M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2013;110(6):447-454. e410.
108. Fasbinder DJ. CAD/CAM ceramic restorations in the operatory and laboratory. *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995). 2003;24(8):595-598, 600-594; quiz 605.
109. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent.* 1989;62(4):405-408.
110. Ushiwata O, de Moraes JV. Method for marginal measurements of restorations: accessory device for toolmakers microscope. *J Prosthet Dent.* 2000;83(3):362-366.
111. Nawafleh NA, Mack F, Evans J, Mackay J, Hatamleh MM. Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: a literature review. *J Prosth.* 2013;22(5):419-428.
112. Koç E. Farklı implant desteklerinde değişik teknik ve materyallerle hazırlanan alt yapıların kenar uyumunun karşılaştırmalı olarak incelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi. İstanbul 2013(2013:156).
113. Groten M, Girthofer S, Pröbster L. Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *J Oral Rehab.* 1997;24(12):871-881.
114. Ferrari M, Mason PN, Poli L, Di Dente M. Marginal adaptation of crowns: a scanning electron microscopic investigation. *Int J Perio & Rest Dent.* 1994;14(3).
115. Mou S-H, Chai T, Wang J-S, Shiau Y-Y. Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *J Prosthet Dent.* 2002;87(3):248-255.
116. Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns—validation of the silicone replica method. *J Oral Rehab.* 2008;35(2):116-122.

117. Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int J Prosth.* 2003;16(6).
118. Stappert C, Dai M, Chitmongkolsuk S, Gerds T, Strub J. Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. *British Dent J.* 2004;196(12):766.
119. Luthardt RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Hüls A. An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *Int J Prosth.* 2004;17(6).
120. Davis D. Comparison of fit of two types of all-ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 1988;59(1):12-16.
121. Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Oper Dent.* 1997;22(4):173-185.
122. Ritman EL. Current status of developments and applications of micro-CT. *Annu Rev Biomed Eng.* 2011;13:531-552.
123. Neves AdA, Coutinho E, De Munck J, Van Meerbeek B. Caries-removal effectiveness and minimal-invasiveness potential of caries-excitation techniques: a micro-CT investigation. *J Dent.* 2011;39(2):154-162.
124. Bruker. SksScan 1172 X-ray Micro-CT User Guide. 2005.1-11
125. Prokop M, Galanski M, Van Der Molen AJ, Schaefer-Prokop C. Spiral and multislice computed tomography of the body. Vol 1: Thieme Stuttgart; 2003.1104
126. Eames WB, O'Neal SJ, Monteiro J, Miller C, Roan JD, Cohen KS. Techniques to improve the seating of castings. *J ADA.* 1978;96(3):432-437.
127. Kaufman EG, Coelho DH, Colin L. Factors influencing the retention of cemented gold castings. *J Prosthet Dent.* 1961;11(3):487-502.
128. Patel D, Tredwin CJ, Setchell DJ, Moles DR. An Analysis of the Effect of a Vent Hole on Excess Cement Expressed at the Crown–Abutment Margin for Cement-Retained Implant Crowns. *J Prosthet: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry.* 2009;18(1):54-59.
129. Uzun İH, Malkoç MA, Keleş A, Ögreten AT. 3D micro-CT analysis of void formations and push-out bonding strength of resin cements used for fiber post cementation. *J Advan Prosth.* 2016;8(2):101-109.
130. Jøhgensen KD, Petersen GF. The grain size of zinc phosphate cements. *Acta Odontol Scand.* 1963;21(3):255-270.

131. Shillingburg HT, Sather DA, Wilson EL, et al. Fundamentals of fixed prosthodontics. Quint Pub Co; 2012.131-241
132. Kim J-H, Cho B-H, Lee J-H, et al. Influence of preparation design on fit and ceramic thickness of CEREC 3 partial ceramic crowns after cementation. *Acta Odontol Scand.* 2015;73(2):107-113.
133. Gaintantzopoulou M, El-Damanhoury H. Effect of preparation depth on the marginal and internal adaptation of computer-aided design/computer-assisted manufacture endocrowns. *Oper Dent.* 2016;41(6):607-616.
134. Robbins JW. Guidelines for the restoration of endodontically treated teeth. *The Journal of the American Dental Association.* 1990;120(5):566.
135. Chalifoux PR. Dental post having cutting and non-cutting surfaces. In: Google Patents; 1998.
136. Sulaiman F, Chai J, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *Int J Prosthet.* 1997;10(5).
137. Johnson JK, Schwartz NL, Blackwell RT. Evaluation and restoration of endodontically treated posterior teeth. *J ADA (1939).* 1976;93(3):597-605.
138. Linn J, Messer HH. Effect of restorative procedures on the strength of endodontically treated molars. *J Endod.* 1994;20(10):479-485.
139. Sedrez-Porto JA, da Rosa WLdO, da Silva AF, Münchow EA, Pereira-Cenci T. Endocrown restorations: a systematic review and meta-analysis. *J Dent.* 2016;52:8-14.
140. Lander E, Dietschi D. Endocrowns: a clinical report. *Quint Int.* 2008;39(2).
141. El-Damanhoury H, Haj-Ali R, Platt J. Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. *Oper Dent.* 2015;40(2):201-210.
142. Ali Zaimoğlu GC. Sabit Protezler. Ankara Üniversitesi; 2011.56
143. Vahidi F, Egloff ET, Panno FV. Evaluation of marginal adaptation of all-ceramic crowns and metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1991;66(4):426-431.
144. Anusavice K, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Cli Oral Imp Res.* 2007;18:218-231.
145. Gemalmaz D, Özcan M, Alkumru HN. A clinical evaluation of ceramic inlays bonded with different luting agents. *J Adhesive Dent.* 2001;3(3).

146. Karataslı Ö, Kursoglu P, Capa N, Kazazoglu E. Comparison of the marginal fit of different coping materials and designs produced by computer aided manufacturing systems. *Dent Mater J.* 2011;30(1):97-102.
147. Holden JE, Goldstein GR, Hittelman EL, Clark EA. Comparison of the marginal fit of pressable ceramic to metal ceramic restorations. *J Prosthet: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry.* 2009;18(8):645-648.
148. Borges G, Faria J, Agarwal P, Spohr A, Correr-Sobrinho L, Miranzi B. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems before and after cementation. *Oper Dent.* 2012;37(6):641-649.
149. Yucel MT, Aykent F, Avunduk MC. In vitro evaluation of the marginal fit of different all-ceramic crowns. *J Dent Sci.* 2013;8(3):225-230.
150. Martins LM, Lorenzoni FC, Melo AOd, et al. Internal fit of two all-ceramic systems and metal-ceramic crowns. *J Applied Oral Sci.* 2012;20(2):235-240.
151. Groten M, Axmann D, Pröbster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing. *J Prosthet Dent.* 2000;83(1):40-49.
152. Gassino G, Monfrin SB, Scanu M, Spina G, Preti G. Marginal adaptation of fixed prosthodontics: a new in vitro 360-degree external examination procedure. *Int J Prosth.* 2004;17(2).
153. Yıldız C, Vanlıoğlu BA, Evren B, Uludamar A, Özkan YK. Marginal-internal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM crown restorations. *Dent Mater J.* 2013;32(1):42-47.
154. Bindl A, Mörmann W. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *Journal of oral rehabilitation.* 2005;32(6):441-447.
155. Sidoli GE, King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. *J Prosthet Dent.* 1997;78(1):5-9.
156. Kanat Ertürk B, Sarıdağ S, Köseleler E, Helvacıoğlu Yigit D, Avcu E, Yildiran-Avcu Y. Fracture strengths of endocrown restorations fabricated with different preparation depths and CAD/CAM materials. *Dent Mater J.* 2018;37(2):256-265.
157. Chang C-Y, Kuo J-S, Lin Y-S, Chang Y-H. Fracture resistance and failure modes of CEREC endo-crowns and conventional post and core-supported CEREC crowns. *J Dent Sci.* 2009;4(3):110-117.
158. Forberger N, Göhring TN. Influence of the type of post and core on in vitro marginal continuity, fracture resistance, and fracture mode of lithia disilicate-based all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2008;100(4):264-273.

159. Fages M, Bennisar B. The endocrown: a different type of all-ceramic reconstruction for molars. *J Can Dent Assoc.* 2013;79:d140.
160. Ramírez-Sebastià A, Bortolotto T, Cattani-Lorente M, Giner L, Roig M, Krejci I. Adhesive restoration of anterior endodontically treated teeth: influence of post length on fracture strength. *Clin Oral Investig.* 2014;18(2):545-554.
161. Tian T, Tsoi JK-H, Matinlinna JP, Burrow MF. Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dent Mater.* 2014;30(7):e147-e162.
162. Dikmen B. Endodontik tedavide kullanılan yıkama solüsyonlarının farklı dentin adezivlerinin çekme kuvvetlerine olan dayanımlarına etkisinin in vitro değerlendirilmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi. İstanbul 2013:4-64
163. Lindberg A, Peutzfeldt A, van Dijken JW. Effect of power density of curing unit, exposure duration, and light guide distance on composite depth of cure. *Clin Oral Investig.* 2005;9(2):71-76.
164. Shokry TE, Attia M, Mosleh I, Elhosary M, Hamza T, Shen C. Effect of metal selection and porcelain firing on the marginal accuracy of titanium-based metal ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 2010;103(1):45-52.
165. Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1991;66(6):747-753.
166. Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miyashita A, Vult von Steyern P, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. *J Oral Rehab.* 2005;32(7):526-530.
167. Ucar Y, Akova T, Akyil MS, Brantley WA. Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: laser-sintered Co-Cr crowns. *J Prosthet Dent.* 2009;102(4):253-259.
168. Nelson SJ. Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion - E-Book. Elsevier Health Sci; 2009:171-207
169. Seo D, Yi Y, Roh B. The effect of preparation designs on the marginal and internal gaps in Cerec3 partial ceramic crowns. *J Dent.* 2009;37(5):374-382.
170. Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhao Y, Zhang X. Clinical marginal and internal fit of crowns fabricated using different CAD/CAM technologies. *J Prosthodont.* 2015;24(4):291-295.
171. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 2003;16(3).

172. Rocca GT, Saratti CM, Poncet A, Feilzer AJ, Krejci I. The influence of FRCs reinforcement on marginal adaptation of CAD/CAM composite resin endocrowns after simulated fatigue loading. *Odonto*. 2016;104(2):220-232.
173. McLean J, von Fraunhofer J. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J*. 1971;131(3):107.
174. Samet N, Resheff B, Gelbard S, Stern N. A CAD/CAM system for the production of metal copings for porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent*. 1995;73(5):457-463.
175. Zimmermann M, Valcanaia A, Neiva G, Mehl A, Fasbinder D. Three-Dimensional Digital Evaluation of the Fit of Endocrowns Fabricated from Different CAD/CAM Materials. *J Prosthodont*. 2018(1).
176. Bosch G, Ender A, Mehl A. A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes. *J Prosthet Dent*. 2014;112(6):1425-1431.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Can TOPKARA
Doğum Yeri : Samsun
Doğum Tarihi : 16.04.1990
Medeni Hali : Bekar
Bildiği Yabancı Diller : İngilizce
Eğitim Durumu
İlk/Orta : Çarşamba Atatürk İlköğretim Okulu
Lise : Samsun Atatürk Anadolu Lisesi
Lisans/Yüksek Lisans : Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi
Bilimsel Etkinlikler
Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar : European Society of Endodontology
Yayınlar :
Topkara, C., Özyürek, T., Demiryürek, E., Bursalı, T., & Özler, M. (2017). Attitudes, materials, and methods preferred in root canal treatment in Turkey: a survey. *Priv Pact*, 142, 51-6.
Topkara, C., Ağkoç Özceylan, D., Özsezer Demiryürek, E., & Özyürek, T. (2018). Diş Hekimliği Preklinik Öğrencilerinin Endodonti Eğitimine Bakış Açılarının Değerlendirilmesi: Bir Anket Çalışması. *Türkiye Klinikleri. Dishekimligi Bilimleri Dergisi*, 24(1).
Gündoğar, M., Uslu, G., Yılmaz, K., Topkara, C., & Özyürek, T. (2018). FiberSite ve RelyX Fiber Post Sistemlerinin Kök Kanal Dentinine Push-out Bağlantı Dayanımlarının Karşılaştırılması. *Türkiye Klinikleri. Dishekimligi Bilimleri Dergisi*, 24(1).
E-posta : can.tkara@hotmail.com