

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ
ANABİLİM DALI

**BEŞ FARKLI SERAMİK RESTORASYON YAPIM
YÖNTEMİNDE MARJİNAL UYUMLARIN IN-VITRO
OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Çağrı URAL

Samsun
Haziran-2006

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ
ANABİLİM DALI

**BEŞ FARKLI SERAMİK RESTORASYON YAPIM
YÖNTEMİNDE MARJİNAL UYUMLARIN IN-VITRO
OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Çağrı URAL

Danışman: Prof. Dr. Yavuz BURGAZ

Samsun
Haziran-2006

TEŞEKKÜR

Tüm çalışmam süresince her zaman benimle birlikte olan, bilgilerini ve deneyimlerini benimle paylaşarak yol gösteren, Sayın Prof. Dr. Yavuz BURGAZ'a,

Tezimin tamamlanmasında sağladığı çalışma olanakları ve desteği için Sayın Prof. Dr. Hülya KÖPRÜLÜ'ye,

Çalışmalarım sırasında önerileriyle bana yardımlarını esirgemeyen ve zaman ayıran, evinin kapılarını bana her zaman açık tutan, her zaman bana destek ve yol gösterici olan Sayın Yrd. Doç. Dr. Duygu SARAÇ ve Doç. Dr. Şinasi SARAÇ'a,

Çalışma sonuçlarımın istatistiksel olarak değerlendirilmesinde yardımlarından ötürü Sayın Yrd. Doç. Dr. Sevgi CANBAZ'a,

Tez çalışmam süresince desteklerini hep arkamda hissettiğim, Sayın Şafak KÜLÜNK, Tolga KÜLÜNK ve diğer bölüm arkadaşlarıma,

Tez örneklerimin hazırlanması sırasında sağlamış olduğu teknik imkanlardan dolayı Sayın Dr. Veysel BALKAYA'ya,

Tezimin laboratuvar aşamalarındaki teknik yardımlarından ve sağladıkları imkanlardan dolayı TÜBİTAK Marmara Araştırma Merkezi, Benlioğlu Dental, Üç Dilek Diş Laboratuvarı Samsun, Praxis Dental, İstanbul, Güney Diş Grubundan Stephan FIORILLO'ya, Murat TÜRKMEN'e ve laboratuvar teknisyenimiz Sayın Osman GÜRİSOY'a ,

Her türlü sıkıntıda beni yalnız bırakmayan, cesaretlendiren, sonsuz sevgi ve desteğini her zaman yanımda hissettiğim sevgili eşim Nihal URAL' a,

Ve hayatım süresince beni destekleyen, sevgi ve şefkatlerini esirgemeyen canım aileme,

SONSUZ TEŞEKKÜRLER...

ÖZET

BEŞ FARKLI SERAMİK RESTORASYON YAPIM YÖNTEMİNDE MARJİNAL UYUMLARIN IN-VITRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

Çağrı URAL, Doktora Tezi

Ondokuz Mayıs Üniversitesi , Samsun, Haziran 2006

Diş hekimliği pratiğinde seramik uzun yıllardır kullanılmaktadır. Seramik materyalinin makaslama ve çekme streslerine karşı dayanımının yetersiz olması nedeni ile metal bir alt yapı ile desteklenmesi metal-seramik restorasyonların günümüze kadar yaygın olarak kullanılmasına yol açmıştır. Ancak metal alt yapının ışık geçirgenliğini engellemesi ve korozyon özelliği ayrıca restorasyonda ilave bir kalınlığa yol açması metal desteksiz seramikler için arayışın sürmesine neden olmuştur. Dental restorasyonların uzun ömürlü olabilmesi için mekanik özelliklerinin yanında restorasyonların marjinal uyumları da çok önemli bir faktördür. Bu nedenle araştırmamızda son yıllarda klinik uygulamaya girmiş olan tamamı seramik restorasyonlarla birlikte metal destekli seramik restorasyon yapım tekniğinin marjinal uyum açısından değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Kesilmiş dişleri temsil eden 50 adet örnek standardizasyonu sağlamak amacı ile 6 mm kron boyu, 1.2 mm basamak genişliği ve her iki aksiyel duvarda 6° 'lik koniklik açısına sahip olacak şekilde paslanmaz çelikten hazırlandı. Her biri 10 adet örnek içeren 5 gruba ayrıldı. Paslanmaz çelik diş modelleri üzerine test örneği olarak Cercon, Cerec-3, IPS Empress 2, In-Ceram ve son olarak metal destekli seramik kronlar hazırlandı. Test örneklerinin marjinal uyumlarının değerlendirilmesi amacı ile SEM'de örneklerin simantasyonundan önce dikey, simantasyonundan sonra dikey ve yatay yönde ölçümleri yapıldı. Son olarak simante edilmiş test örnekleri akrilik rezin içerisine gömüldü ve kesitleri alınarak bu kesitler üzerinde internal uyum ölçümleri yapıldı ve tek yönlü anova testi ile istatistiksel olarak değerlendirildi.

Çalışmamızın sonucunda, yatay ve dikey yönde en başarılı marjinal uyum değerlerini Cerec-3, internal uyum açısından ise en başarılı değerleri IPS Empress 2 kronlar verdi. Araştırma bulguları marjinal uyum açısından değerlendirildiğinde metal destekli seramik kronlar tamamı seramik restorasyonların gerisinde kaldı. Simantasyon dikey yöndeki marjinal uyum değerlerini olumsuz yönde etkilemesine rağmen araştırma bulgularımız değerlendirildiğine tüm test örnekleri dikey, yatay ve internal uyum açısından klinik kabul edilebilir sınırlar içerisinde yer almışlardır.

ABSTRACT

IN VITRO EVALUATION OF MARGINAL ADAPTATION IN FIVE DIFFERENT CERAMIC RESTORATION FABRICATING TECHNIQUES

Çağrı URAL, Ph.D. Thesis

Ondokuz Mayıs University Samsun, June 2006

Ceramic have been used in dentistry for many years. Due to insufficient strength of ceramic material against shear and tensile stresses, utilization of an underlying supportive metal framework has led to widespread use of ceramics in dentistry. However, as metal framework impedes light transmission, it requires additional thickness on the restoration, and as the framework may be subject to corrosion, search has continued for a ceramic material without metal framework. In addition to its superior mechanical properties, marginal adaptation of the restoration is an important factor for dental material to be long lasting. Therefore, the purpose of this study was to evaluate fabrication techniques of recently introduced all-ceramic restorations, together with metal-ceramic restorations in terms of marginal adaptation.

A total of 50 stainless steel models representing prepared teeth were fabricated with a crown length of 6 mm, shoulder width of 1.2 mm, and convergance angles of 6° on both axial walls, in order to obtain standardization. They were divided into 5 groups of 10 models. Cercon, Cerec-3, IPS Empress 2, In-Ceram and porcelain fused to metal ceramic crowns were fabricated over these stainless steel tooth models as test specimens. Marginal adaptation of the test specimens were measured vertically before cementation, and horizontally and vertically following cementation, by using scanning electron microscope (SEM). Finally, cemented specimens were embedded in acrylic resin blocks, sectioned and measured for internal adaptation, and the results were statistically analyzed with one-way ANOVA.

In this study, the highest vertical and horizontal marginal adaptation values were obtained with Cerec-3, while the highest internal adaptation values were observed on IPS Empress 2 crowns. When marginal adaptation values were considered, all of the metal-ceramic crowns were surpassed by all-ceramic crowns. Although vertical marginal adaptation values were observed to be negatively influenced by the cementation procedure, all test specimens were observed to be within the clinically acceptable limits in terms of vertical, horizontal and internal adaptation.

SİMGELER VE KISALTMALAR

HV	Vickers sertlik değeri	mW	Miliwatt
ms	Milisaniye	Cm	Santimetre
CAD	“Computer Aided Design”	mm	Milimetre
CAM	“Computer Aided Machining”	µm	Mikrometre
sn	Saniye	°C	Derece Santigrat
dk	Dakika	Li	Lityum
Al ₂ O ₃	Alüminyum oksit	SEM	Tarayıcı Elektron Mikroskobu
atm	Atmosfer		

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZET.....	iv
İNGİLİZCE ÖZET.....	v
SİMGE VE KISALTMALAR.....	vi
İÇİNDEKİLER.....	vii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	2
2.1. Tarihçe.....	2
2.2. Diş Hekimliği Seramiklerinin Yapısı.....	3
2.3. Diş Hekimliği Seramiklerinin Özellikleri.....	5
2.3.1. Seramiğin Isısal Özellikleri.....	5
2.3.2. Seramiğin Biyolojik Özellikleri.....	5
2.3.3. Seramiğin Kimyasal Özellikleri.....	5
2.3.4. Seramiğin Mekanik Özellikleri.....	5
2.3.5. Seramiğin Optik Özellikleri.....	6
2.4 Diş Hekimliği Seramiklerinin Sınıflandırılması.....	7
2.4.1. Metal Destekli Seramik Restorasyonlar.....	7
2.4.2. Tamamı Seramik Restorasyon Sistemleri.....	8
2.4.2.1 İlave İle İmalat Teknikleri.....	9
2.4.2.2 Aşındırma İle İmalat Teknikleri.....	16
2.5. Uyum.....	28
2.5.1. Uyumsuzluğun Ölçülmesinde Kullanılan Yöntemler.....	30
2.5.2. Marjinal Uyumu Etkileyen Faktörler.....	31
2.5.2.1 Preparasyonun Marjinal Uyuma Etkisi.....	32
2.5.2.2 Simantasyonun Uyuma Etkisi.....	35

3. MATERYAL VE METOD.....	36
3.1 Ana Modelin Hazırlanması.....	36
3.2 Test Örneklerinin Hazırlanması.....	37
3.2.1. In-Ceram Örneklerin Alt Yapılarının Hazırlanması.....	39
3.2.2. In-Ceram Örneklerin Dentin Porseleninin Hazırlanması.....	40
3.2.3. IPS Empress 2 Örneklerin Alt Yapılarının Hazırlanması.....	40
3.2.4. Cercon Örneklerin Alt Yapılarının Hazırlanması.....	41
3.2.5. Cercon Örneklerin Dentin Porselenlerinin Hazırlanması.....	41
3.2.6. Cerec-3 Örneklerin Alt Yapılarının Hazırlanması.....	42
3.2.7. Metal-Seramik Örneklerin Metal Alt Yapılarının Hazırlanması...42	
3.2.8. Metal-Seramik Örneklerin Dentin Porselenlerinin Hazırlanması..43	
3.3. Test Örneklerin Simantasyonu.....	44
3.4. Test Örneklerinin Ölçümlerinin Yapılması.....	45
3.5. Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi.....	48
4. BULGULAR	49
4.1 Simantasyon Öncesi Yapılan Ölçümler.....	49
4.1.1. Dikey Yöndeki Ölçümlerin Değerlendirilmesi.....	49
4.2 Simantasyon Sonrası Yapılan Ölçümler.....	51
4.2.1 Dikey Yöndeki Ölçümlerin Değerlendirilmesi.....	51
4.2.2 Yatay Yöndeki Ölçümlerin Değerlendirilmesi.....	54
4.2.3 Internal Uyumun Değerlendirilmesi.....	55
4.3 Sem Görüntüleri.....	58
5. TARTIŞMA.....	66
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	76
7. KAYNAKLAR.....	77
ÖZGEÇMİŞ.....	84

1. GİRİŞ

Diş hekimliğinde kullanılan en eski materyallerden olan seramik restorasyonlar diş hekimliğinde estetik ile birlikte anılırlar. Seramik materyalinin makaslama ve çekme streslerine karşı dayanımının yetersiz olması nedeni ile metal bir alt yapı ile desteklenmesi metal-seramik restorasyonların günümüze kadar yaygın olarak kullanılmasına yol açmıştır (Rosenbulm ve Schulman, 1997).

Ancak metal alt yapının ışık geçirgenliğini engellemesi ve korozyon özelliği ayrıca restorasyonda ilave bir kalınlığa yol açması metal desteksiz seramikler için arayışı sürdürmüştür. Son yıllarda seramik yapıların güçlendirilmesi ve güçlendirilmiş seramik bloklardan bilgisayar desteğinde aşındırma yöntemi ile restorasyonların üretilmesi bu konuya ilgiyi arttırmıştır. Estetik açıdan yeterli sonuçların alındığı bu tür restorasyonların klinik olarak uygulanabilirlikleri mekanik dayanımlarının artmasına ve biyolojik dokular ile uyumuna bağlıdır (Akın, 1999).

Günlük hayatımıza birçok sahada yaygın olarak girmiş olan seramiklerin dayanımlarının arttırılması ile ilgili çalışmalar devam etmektedir. Klinik başarıda mekanik prensiplerle eşdeğer seviyede olan biyolojik uyum son derece önemlidir. Biyolojik dokular ile uyum açısından en önemli bölgelerden biri restorasyonla dişeti birleşim bölgeleridir. Bu esasın önemini vurgulayan Shillingburg ve arkadaşları (1997) “Oral kavitenin biyolojik ortamında restorasyonun uzun ömürlü olabilmesi, sadece sabit protez kenarının diş kesiminin bitiş çizgisine sıkıca adapte olması ile sağlanır” demektedir. Dişhekimliğinde, restorasyonların yapımında kullanılan farklı teknikler marjinal uyumu etkiler.

Bu nedenle araştırmamızda son yıllarda klinik uygulamaya girmiş olan tamamı seramik restorasyon tekniklerinden IPS Empress 2, In-ceram, Cercon, Cerec-3 ile birlikte metal destekli seramik restorasyon yapım tekniğinin marjinal uyum açısından değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Tarihçe

Yunanca 'keramikos' sözcüğünden türemiş olan seramik M.Ö. 50'li yıllarda Çinliler tarafından kullanılmış, ancak XVI. yy'da Portekizli denizciler tarafından Avrupa'ya getirilmiştir. Protetik tedavide ilk olarak 1774 yılında Saint-Germainen-Laye çevresinde eczacılık yapan Duchateau tarafından kullanılmıştır (Akın, 1999).

İlk defa tek tek seramik dişler 1808 yılında İtalyan asıllı bir dişhekimi olan Fonzi tarafından Paris'te yapılmıştır. Fakat opasite ve kırılabilirlik nedeni ile başarılı olamamıştır (Mc Lean, 1980; Efeoğlu, 1992; Akın, 1999).

1850 yılında White ve Ash seramik dişleri ticari zemine oturtmuşlardır. 1851 yılında John Allen dişeti uzantıları olan seramik dişlerin patentini almıştır. Seramikler 19. yy sonlarında sabit restorasyonların yapımında kullanılmaya başlanmış ve Dr Charles Land Detroitte 1889 yılında porselen jaket kronların yapımı için patent almıştır (Mc Lean, 1980; Efeoğlu, 1992; Akın, 1999). İlk veneer kron tanımı 1869'da W.N Morrison tarafından yapılmıştır. 1889'da C.H Land platin matrix üzerine porselen şekillendirmiş, 1900 yılından itibaren yüksek ısıda pişirilen porselenler ile veneer kronların yapımı rutin olarak kullanıma girmiştir. 1907'de William H. Taggart dişhekimliğinde ilk olarak döküm örneği yapımında mumu kullanarak yeni bir döküm sistemi geliştirmiştir (Yavuzylmaz, 1996). Albert le Go'nun 1925'te yayınlandığı "Dişhekimliğinde Seramikler" kitabı seramiklerin daha yaygın kullanılmasını sağlamıştır (Mc Lean, 1980).

1963 yılında Mc Lean ve Hughes alimurus seramikleri geliştirerek günümüzdeki tamamı seramik sistemlerinin temelini oluşturmuşlardır (Mc Lean, 1980).

CAD-CAM (Computer Aided Design-Computer Aided Machining) teknolojileri için holografiye dayanan optik olarak ölçü alma tekniği 1973 yılında Altschuler tarafından sunulmuştur. Gerçek manada günümüze en yakın CAD-CAM gelişmesi Japonyada 1988 yılında Kimura, Watanabe ve Shomura tarafından gerçekleştirilmiştir (Mehl ve Hickel, 1999). Gelişmeler diğer birçok sistemin ortaya çıkarılması ile devam etmiştir. Diş hekimliği seramik teknolojisi, diş hekimliğindeki diğer malzemelere göre çok daha büyük bir gelişim içerisinde. Geçen iki yüzyıl

içerisinde basamak seramikleri, tamamı seramik sistemleri, inley ve kronların yapımında kullanılan yüksek miktarda lösit içeren seramikler, CAD-CAM seramikleri geliştirilmiştir (Anusavice, 1996).

2.2. Diş Hekimliği Seramiklerinin Yapısı

Diş hekimliği seramikleri cam matriks içerisinde kristalin minerallerinden oluşur. Diş hekimliği seramiklerinin temel zayıflıkları; kırılabilirliği, fırınlamada yüksek seviyede büzülmesi ve doğal dişe çok hassas renk ve şekil uyumunda problem ortaya çıkarmasıdır (Nayır, 1999).

Bileşim açısından diş hekimliği seramiğinin eşya yapımında kullanılan porselenden oldukça farklı olduğu görülür. Diş hekimliği seramiğinde kil çok az oranda ya da hemen hemen hiç bulunmaz (Van Noort, 2002).

Seramikler bir veya daha fazla metalin, metal olmayan bir elementle yaptığı bileşik olarak tanımlanır. Metal olmayan element oksijendir (O_2) ve matriks görevi görür. Daha küçük yapıdaki metal ya da silikon gibi yarı metal atomlar, O_2 atomları arasında yer alır.

Seramikler hem kovalent hem de iyonik bağlara sahiptir. Bu güçlü bağlar seramiklerin stabilite ve sertlik, kimyasal ve termik etkilere direnç, yüksek elastisite modülü gibi olumlu özelliklerinin kaynağıdır. Bu bağların yapısı aynı zamanda, seramiklerin kırılabilirliğinin da nedenidir (Mc Lean, 1980).

Seramiklerin temel yapısını kaolen, silika ve feldspat oluşturur (Philips, 1982; Craig, 1989; Anusavice, 1996).

Kaolen ($Al_2O_3SiO_2H_2O$): Çin kili olarak isimlendirilen kaolen bir alüminyum hidrat silikatıdır. Opak olduğundan çok az miktarda kullanılır. Isıya oldukça dayanıklıdır. Seramik hamuruna elastikiyet verir. Adeziv özelliğinden dolayı su ile karıştırıldığında yapışkan bir hale gelir ve işlenebilir bir seramik kütesinin şekillenmesine yardımcı eder. %0–3 oranında bulunur. Erime noktası $1750^{\circ}C$ üzerindedir. Toprak ve kil minerallerini içerir. Yapışkan, plastik bir materyaldir. Yüksek ısıya maruz kaldığı zaman kuartz partiküllerin iskeletine yapışır ve önemli derecede büzülür (Zaimoğlu ve ark.,1993).

Kuartz (SiO₂): Silika yapısında olan kuartz, matriks içerisinde doldurucu görevi yapar, pişirme sonucu meydana gelebilecek büzölmeleri önler ve kitleye stabilite sağlar. Diş hekimliği seramiğinin ikinci büyük yapıtaşıdır. %25–30 oranında bulunur. Silisilik anhidrittir. Eriyerek şekillenme ısısı çok yüksek olduğu için pişirme sırasında serbest duran seramik restorasyonun şeklini korumasına yardım eder. Aynı zamanda materyale şeffaf bir görünüm verir. Seramiğin kırılmalık özelliğinin nedenidir (Zaimoğlu ve ark.,1993).

Feldspat (K₂OAl₂O₃6SiO₂): Potasyum alüminyum silikat ve albitin karışımıdır. Kristal opak bir madde olup camsı fazı sağlar. Kuartz ve kaolene matriks olarak yardımcı olur. %70–80 oranında bulunur. Diş hekimliği seramiğinde potas miktarı yüksek olan feldspat tercih edilir. Çünkü potas piroplastik akıcılığı artırır. Feldspatın erime derecesi 1100–1300 °C'dir, bileşenlerin erimesini kolaylaştırır. Seramiğin pişirilmesi sırasında eriyerek diğer bileşenleri bir arada tutar. Eridikten sonra camsı ve yüksek viskoziteli, parlak bir madde haline gelir. Aşırı ısıtılmadıkça yuvarlaklaşmadan kendi formunda kalır. Seramiğe yarı şeffaflık verir (Zaimoğlu ve ark.,1993).

Potasyum oksit (K₂O₃), sodyum oksit (Na₂O), magnezyum oksit (MgO), lityum oksit (Li₂O) gibi oksitler cam modifiye ediciler olarak bilinirler. Bunlar cam yapının erime derecesini düşürmek amacı ile kullanılırlar (Mc Lean, 1980).

Diş hekimliği seramiği fırınlama sırasında akmaya karşı oldukça dirençli olmalıdır. Bu nedenle camın viskozitesini ve pişirme derecesini düşürmek amacı ile bu oksitler kullanılır. Bu oksitler cam oluşturma yeteneğine sahip olmamalarına rağmen, cam içinde yer alabilirler. Bir camın sertliği ve viskozitesi, alüminyum oksit (Al₂O₃) gibi bir “ara oksit” sayesinde artırılabilir (Mc Lean, 1980).

Aynı zamanda titanyum (Ti), magnezyum (Mg), demir (Fe), kobalt (Co), bakır (Cu), nikel (Ni) gibi yüksek ısıya dayanıklı metal oksitler de porselene renk vermek için kullanılır (Mc Lean, 1980).

2.3 Diş Hekimliği Seramiklerinin Özellikleri

2.3.1 Seramiğin Isısal Özellikleri

Yapılarında serbest elektronlar bulunmaması nedeni ile seramiklerin ısı iletkenlikleri düşüktür. Bu özellikleri pulpanın korunması açısından avantaj sayılır. Seramiklerin ısısal genleşme katsayısı ($14 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}$) mine ve dentine yakındır. (Philips, 1982).

2.3.2 Seramiğin Biyolojik Özellikleri

Seramiğin yüksek biyolojik uyumu, diş hekimliği malzemeleri arasında en çok kullanılan malzeme olmasını sağlamıştır (Anusavice, 1996; Giordano, 1996; Wall ve Cipra, 1992). Seramikler yüksek derecede okside olmuş, korozyona dayanıklı, genelde alerjik ve toksik reaksiyon oluşturmeyen materyallerdir (Giordano, 1996). Diş hekimliği seramikleri protez malzemeleri arasında en az plak birikimine neden olan malzemedir. (Zaimoğlu ve ark., 1993). Seramikle karşı ilişkide bulunan minenin abrazyona uğradığı klinik olarak kanıtlanmışsa da cilalı ve glaze'li seramik yüzeyi karşısında oluşan aşınma azalmaktadır. (Wall ve Cipra, 1992; Lehner ve Scharer, 1992; Christensen, 1997).

2.3.3 Seramiğin Kimyasal Özellikleri

Seramikler genel olarak kimyasal etkilere karşı oldukça dirençlidir. Seramiklerin çözünebilmesi için çok güçlü asitler gereklidir. Çözünürlük, seramiğin camlaşma derecesine ve yüzeyinin polisajlı olup olmamasına bağlıdır (Mc Lean, 1980).

2.3.4 Seramiğin Mekanik Özellikleri

Yapısından dolayı vitrifikasyondan sonra cam tamamen kırılındır. Dislokasyon ve kayma meydana gelmez. Sıkıştırma direnci yüksek olduğundan, teorik olarak basma kuvvetlerine karşı dayanımı yüksektir. Makaslama ve çekme kuvvetlerine karşı dayanımı ise oldukça düşüktür. Normal bir seramiğin içinde ufak çatlak, pörözite

ve düzensizlikler mevcuttur ancak bu düzensizlikler son derece ufaktır. Bu yüzey bozuklukları düz hattan sapan çatlaklara neden olabilir. Bu yarıklar gerilim yoğunlaşmasından kaynaklanır. Metallerde bu gerilim plastik deformasyon ile giderilebilir ancak porselenler son derece kırılabilir materyaller olduğundan gerilim boşalması mümkün değildir. Eğer yapı bir çekme gerilimi altında değilse yoğunlaşmış gerilim, kolaylıkla seramik gövdesinin dayanıklılığını aşacağından çatlakların derinliği artar. Çatlak ne kadar derin ise gerilim yoğunluğu o kadar fazla olup hızlı kırılabilir bir yapı meydana gelir. Bu teori seramik gövdelerde çok meydana gelen patlayıcı bir kırılmayı açıklar. Diğer taraftan sıkıştırma kuvveti altında çatlak kendi kendine büyümediğinden gerilime çok daha başarılı bir şekilde karşı koyulur (Zaimoğlu ve ark., 1993; O'brien, 2002).

2.3.5 Seramiğin Optik Özellikleri

Seramik tozu, partiküllerinin boyutsal dağılımı, tekrarlanan fırınlamalar, hava boşluklarının sayısı ve boyutu, yapının optik özelliklerini etkiler (Mc Lean, 1980; Philips, 1982).

Diş hekimliği seramikleri optik açıdan heterojen kabul edilir. Seramik yapısındaki küçük partiküllü şeffaf kısım, metal oksit, kristal ve cam taneciklerinden dolayı ışığı düzgün olmayan bir şekilde kırar. Bu sistem içine giren ışığın, bir kısmı yayılır ve şiddeti azalır. Aynı ışık altında seramiğe farklı açılarda bakıldığında renkte değişimler gözlemlenebilir. Bunun nedeni seramik üzerine gelen ışığın seramiğin içeriğinden dolayı çok farklı açılarda saçılmaya uğramasıdır (Giordano, 1996).

Metal destekli seramik restorasyonların üstüne gelen ışık, labial yüzde metal alt yapı engeli ile karşılaşır. Restorasyon üstüne gelen ışık büyük ölçüde kök yüzeyine yayılarak dişetine doğru devam eder ve bu bölgede istenmeyen metal yansımaları estetiği olumsuz yönde etkiler (Wall ve Cipra, 1992).

2.4. Diş Hekimliği Seramiklerinin Sınıflandırılması

Diş hekimliği seramikleri yapım tekniklerine göre şu şekilde sınıflandırılabilir;

1. Geleneksel metal destekli seramik restorasyonlar
2. Tamamı seramik restorasyonlar
 - Geleneksel toz-likit karışımı ile yapılan seramikler
 - Dökülebilir seramikler
 - Frezeleme ile üretilen seramikler
 - İnfiltre seramikler (Rosenbulm ve Schulman, 1997)

Dental restorasyonların konvansiyonel teknikler ile üretimleri mum modelasyon, döküm ve fırınlama gibi teknikleri içeren ilave ile üretim (Additive) esasına dayalı metotlardır. Otomatik olarak makinelerle üretim işlemi ise genellikle azaltıcı veya aşındırıcı (subtractive) çalışma işlemi ile karakterizedir. Bu açıdan bakıldığında aşağıdaki gibi bir sınıflama yapılabilir;

1. İlave ile imalat teknikleri
2. Aşındırma ile imalat teknikleri
 - Frezeleme ile üretilen seramikler
 - Analog sistemler
 - Dijital sistemler (Mehl ve Hickel, 1999).

2.4.1 Metal Destekli Seramik Restorasyonlar

Günümüzde yaygın olarak kullanılan metal-seramik sistemi, porseleni üstün estetik özellikleri ile birlikte metal alt yapıya bağlayarak kırılmaya neden olan gerilim kuvvetlerine karşı daha dirençli kılmış ve kron-köprü protezleri için beklenen gereksinimleri büyük ölçüde karşılamıştır.

Metal destekli seramik restorasyonlar preparasyonu yapılmış diş üzerine yerleştirilen metal alt yapı ve bu yapı üzerine fırınlanan porselenden oluşurlar. Metal alt yapı öncelikle bir ön ısı uygulamasına tabi tutularak yüzeyin oksitlenmesi sağlanır. Daha sonra metal rengini maskelemek için titanyum dioksit, zirkonyum oksit, kalay

oksit gibi oksitler içeren opak porselen uygulanır. Bunun üzerine dentin, mine ve glaze porselenleri şekillendirilir ve fırınlanır (Zaimoğlu ve ark., 1993).

2.4.2 Tamamı Seramik Restorasyon Sistemleri

Estetik, gerek hastanın gerekse hekimin en çok üzerinde durduğu konulardan birisidir. Dişin doğal rengi, ışığın direkt olarak diş yüzeyinden ve içeri giren ışığın dentin ve mine tabakasından geçerek yansımaları şeklinde oluşur. Renk yüzey yapısından, restorasyonu çevreleyen dişeti dokusundan ve ortamın ışığından etkilenir. Yapılan restorasyonlar renk derinliği, ışık geçirgenliği ve doğal dişte bulunan yapıyı verebilmelidir. Doğal diş, ışığın arka tarafa doğru iletilmesine izin verirken, metal destekli seramik kron sadece ışığın yansımalarına izin verir. Tamamı seramik restorasyonlar ışık iletimine izin verdiklerinden, komşu dişlerle uyumlu bir estetiğin sağlanabilmesi için kullanılması gereken materyallerdir (Lehner ve Scharer, 1992; Wall ve Cipra, 1992). Geleneksel seramikler ana madde olarak kil içerir. Bunun yanında alümina, feldspat, potas ve soda gibi metal oksitler de vardır. Tamamı seramik sistemleri ya feldspatik seramiklerdir ya da tamamen farklı kompozisyonlara sahiptirler (Giordano, 1996).

Tamamı Seramik Restorasyon Sistemlerinin Avantajları

1. Tamamı seramik restorasyonların, metal seramik kronlarda gözlenen seramiğin iç yüzeyindeki opak tabakasından doğan doğal olmayan yansımalar ve metal bantlı bir görünüme sahip olmadıkları için yeterli bir estetiğe sahiptir.
2. Tamamı seramik restorasyonların x-ışınları karşı geçirgen olmaları nedeniyle, alttaki dişin kök kanalı veya mevcut dolgular rahatlıkla görülebilir.
3. Metal destekli seramik restorasyonlarda görülen metal alaşıma bağlı korozyon, toksik ve allerjik etkiler tamamı seramik kronlarda görülmez.
4. Tamamı seramik restorasyonların ısı ve elektrik yönünden kötü bir iletken olmaları nedeni ile alttaki diş iyi bir şekilde korunur.
5. Seramik restorasyonla, seramik alt yapı kusursuz bir birleşme yaptığı için, metal seramik birleşimlerinde kabarcık, çatlak veya ayrılma gibi sorunlar görülmez.

6. Metal seramik restorasyonlarda görülen translusensi eksikliği, alaşımda gümüş varlığında, bazı seramiklerin renk değiştirmesi gibi sorunlar tamamı seramik kronlarda görülmez.
7. Tamamı seramik restorasyonlarda, metal seramik restorasyonlarda görülen alaşıma bağlı dişetindeki gri renklenme görülmez.
8. Tamamı seramik restorasyonlarda, metal destekli seramik restorasyonlardaki gelen ışığın yansımaları ve saçılması gibi optik olaylar olmadığından, gelen ışık büyük oranda kronun içinden geçebildiği için doğal dişe yakın bir estetiği vardır (Toksavul ve ark., 2002).

Tamamı Seramik Restorasyon Sistemlerinin Dezavantajları

1. Diş kesimi metal destekli seramik kronlara göre daha fazla dikkat ve ayrıntı gerektirir.
2. Basamaklı kesim gerektiği için üst çene arka bölgede uygulanması zordur.
3. Tamamı seramik restorasyonların laboratuvar çalışması daha dikkatli ve titiz bir çalışma gerektirir.
4. Maliyeti yüksek ve ek laboratuvar ekipmanı gerektirir (Toksavul ve ark., 2002).

2.4.2.1. İlave İle İmalat Teknikleri

I - Dökülebilir Seramikler

Dicor

1980'lerin başında ilk defa tanımlanan Dicor seramik bir "micaceous cam seramik" (%45 cam,%55 crystalline tetrasilicic mica) olup klasik mum boşluğuna döküm tekniği ile cam dökümü kombinasyonu olarak hazırlanmaktadır.

Dicor restorasyonları dökülebilir seramikten yapılır. Bu materyal cam olarak dökülür ve daha sonra ısı uygulaması yapılarak seramik yapısı için kısmen kristalize edilir. Amorf bir yapı olan cam, nükleasyon ve "tetrasilicic mica" oluşumu ile kristal

yapıya kısmen dönüştürülür. İşleme “seramikleşme” (ceramming) adı verilir (Rosenbulm ve Schulman, 1997).

Cerapearl

İlk kez Hobo ve Kyocera tarafından, dökümü yapılabilen apatit seramik olarak geliştirilmiştir. Doğal diş minesi gibi hidroksiapatit kristalleri içerir. Yapım tekniğinde kron özel bir düzenekte döküm yöntemi ile elde edilir. Daha sonra kron üzerine “Cerastain” glaze maddesi ve boyama uygulanarak fırınlama işlemi yapılır (Weawer ve ark., 1991; Nahara, 1991; Yüksel ve ark., 2000; McLean, 2001).

II - Preslenebilir Seramikler

Optec-OPC

Lösit ile güçlendirilmiş bir feldspatik porselen olan Optec, dağılımla güçlendirilmiş sistemlere örnektir. Ayrıca kor yapı içermez. Dayanıklılık büyük ölçüde, lösit kristallerinin çekirdek oluşumu ve büyümeleriyle sağlanır. Cam matriks ile lösit kristallerinin yansıma indekslerinin birbirine yakın olması nedeniyle yüksek oranda yarı şeffaf bir yapı gösterir. Bu özelliği nedeniyle ısıya dayanıklı day materyali çıkarılmadan renklendirme yapılmaz.

Yapım tekniği, özel Optec porselen materyalinin ısı ve basınç altında enjeksiyonu ile gerçekleştirilir (Wohlewend ve ark., 1989; Yüksel ve ark., 2000).

IPS Empress

IPS Empress sistem, 1991 yılında sunulmuş ve 10 yılı aşkın bir süredir diş hekimliği pratiğinde kullanılmaktadır (IPS Empress System, 2003). Bu sistem sıcak presleme tekniği ile teknisyenlere ve diş hekimlerine estetik talepleri karşılayabilecek biyolojik olarak uyumlu metalsiz inley-onley, kron restorasyonların yapımına olanak sağlamıştır (Giordano, 1996; IPS Empress System, 2003).

Mum modelajı takiben restorasyonun ısı ve basınç altında şekillendirilmesi esasına dayanır. Isı ve basınçla şekillendirme için gerekli olan lösit ile kuvvetlendirilmiş cam seramik tabletler, EP 500 adı verilen özel fırında 1075°C veya 1180 °C'de visköz akma özelliğine ulaşır ve kayıp mum boşluğunun içerisine bu sıvı porselen, basınçla gönderilir (Sulaiman ve ark., 1997). Lösit esaslı cam seramik temel olarak silisyum oksit (SiO_2), alüminyum oksit (Al_2O_3) ve potasyum oksit' den (K_2O) meydana gelmiştir (Pröbster ve ark.,1997). Silikat cam matriks hacminin % 30–40 kadarını 1–5 μm büyüklüğünde lösit kristalin fazı oluşturur (Myers ve ark., 1994; Kelly ve ark., 1996; Mak ve ark., 1997).

Materyalin yüksek yarı geçirgenliği ve aşındırma etkisi doğal dişinkine benzer, bükülmeye karşı direnci 160 Mpa 'dır (Giordano, 1996). Restorasyonların bitirilmesi boyama ve tabakalama tekniklerinden birisi kullanılarak gerçekleştirilir (IPS Empress System, 2003).

IPS Empress 2

IPS Empress sistemin ardından 1998 yılında IPS Empress 2 sistemi sunulmuştur (IPS Empress System, 2003). Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş bu sistem anterior ve posterior kron, 3 üyeli köprü yapımına olanak sağlamıştır (IPS Empress System, 2003).

Metal-desteksiz cam seramik yapım yöntemlerinden en yenisidir. Sistemin esası yine IPS Empress'de olduğu gibi kayıp mum tekniğine dayanır. Isı ve basınç altında şekillendirilen kor yapı, esas kristal faz olarak, 0.5–4 μm büyüklüğünde hacminin en az % 60 'ı kadar lityum disilikat kristalleri, ikinci kristal faz olarak ise 0.1–0.3 μm büyüklüğünde lityumortofosfat (Li_3PO_4) kristalleri içermektedir (IPS Empress System, 2003). Lityum disilikat sayesinde lösit içerikli IPS Empress sisteme göre mekanik özellikler geliştirilmiştir. IPS Emress 2 sistemin bükme kuvvetlerine karşı dayancı 350-450 Mpa olarak bildirilmiştir (Van Noort, 2002).

Mum modelasyon yapıldıktan sonra modeller fosfat bağlı özel revetmanı ve silisilik asit içeren likiti kullanılarak manşete alınır. Bu özel revetman ısınırken oluşan genleşmeyi ve soğurken olan büzülmeyi tam olarak telafi eder. Mum objenin en ince ayrıntısına kadar porselene dönüşünü sağlar. Klasik mum atım tekniği uygulanır.

Manşet soğuk olan ısıtma fırınına yerleştirilerek 800–850 °C 'ye gelinceye kadar bekletilir. Bu süre yaklaşık 90 dk 'dır. Hasta ağızında seçilen renge göre 1 veya 2 seramik ingot ve itici tij kanala yerleştirilir ve EP 500 adındaki özel döküm fırınına alınır (IPS Empress 2, 2003).

Döküm fırınında tüm süreç elektronik olarak uygulanmaktadır. Döküm başlığında fırının ısısı vakum altında 1565 °C'ye kadar yükselir. İçeride oluşan basınç sayesinde ısı ile yumuşayan seramik enjekte olmaya başlar. Enjeksiyon yaklaşık 45 dk sürer. Döküm tamamlandıktan sonra soğutmaya geçilir. Hidrostatik basınç soğutmanın sonuna kadar korunur. Fırından çıkarılan restorasyon oda ısısında soğuduktan sonra revetmandan kum banyosu ile temizlenir. Tij elmas bir disk ile kesilir. Restorasyon model üzerine yerleştirilerek oturması, kenar sonlanmaları, değim ilişkileri ve oklüzyon dikkatlice kontrol edilir (IPS Empress 2, 2003).

Restorasyonun son şekil ve rengini alması için döküm sonrası iki işlem yapılabilir;

- Yüzey boyama tekniği
- Tabakalama tekniği

Yüzey boyama tekniği daha çok posterior bölge için önerilir. Restorasyon mum modeli yapılırken fonksiyonel ve estetik olarak ideal şekilde işlenir. Preslemede kullanılan ingot önceden renk alınarak seçilmiştir. İstenilen özellikler son olarak fırça ile boyama yapar gibi özel geliştirilmiş gölgelendirme porseleni ile sağlanır. Fırınlama vakum altında 850° C 'de iki dakika sürer. Firmanın önerisine göre bu işlem ortalama 2 ile 4 kez tekrarlanabilir (Toksavul ve ark., 2002; IPS Empress 2, 2003).

Tabakalama tekniği ise, daha çok ön bölgedeki kron ve inleylerde kullanılır. İstenirse anatomik koping üzerinde, istenirse tam bir mumlu model yapılarak elde edilen restorasyonun, belirli bölgelerinin frezle uzaklaştırıldığı döküm model üzerinde uygulanır. Bu işlem için daha düşük ısıl genleşme katsayısına sahip özel geliştirilmiş seramik kullanılır. Üst yüzeydeki seramik bir sıkıştırma oluşturur, bu da restorasyona direnç kazandırır. İnsizal ve mine ayrı ayrı pişirilmelidir. Tüm ilaveler bittikten sonra modelde ve ağızda kontrol edilir. Bu aşamadan sonra cilalamaya geçilir. IPS Empress seramik sisteminde ayrıca fırınlamadan elde küçük alanlarda cilalamada

yapılabilmektedir. Tabakalama ve boyama tekniğinde ilave edilen seramik temel yapı porseleni ile aynı özellikleri ve direnci taşımaktadır (Toksavul ve ark., 2002; IPS Empress 2, 2003).

III - İnfiltre Seramikler

Cerestore

Enjeksiyon yöntemi ile şekillendirilen bu teknikte, kristalize olmuş bir magnezyum alüminyum oksit kullanılır. Büzülme göstermeyen porselen, Sozio ve Riley tarafından 1982 yılında Alceram adıyla yeniden piyasaya sunulmuştur. Kor materyalinin esas kristalin kısmını %65-70 alüminyum oksit (Al_2O_3) ve %8-10 magnezyum alüminat ($MgAl_2O_3$) oluşturur. Alüminyum oksit ve mekanik olarak en güçlü oksit porselen materyali olan magnezyum alüminat, yapıya dayanıklılık kazandırır. Böylece bu sistemde fırınlanma aşamasında diğer porselen sistemleri kadar bir büzülme olmaz. Alüminyum oksit yapıya direnç verir. Magnezyum alüminat ise mekanik olarak en güçlü olan oksit porselen materyalidir. En önemli avantajı, yapının fırınlanma sonucu büzülmemesidir. Bunun nedeni, fırınlanma sonucu oluşan magnezyum alüminat bileşiminin, bileşimi oluşturan MgO ve Al_2O_3 kombinasyonundan daha büyük bir hacme sahip olmasıdır. Bu da fırınlanma sonrasında oluşan büzülmeyi dengeler (Kelly ve ark., 1996; McLean, 2001).

In-Ceram

Bu sistem Dr. Sadoun tarafından 1985 yılında geliştirilmiştir (Pera ve ark., 1994). In-Ceram (VITA Bad Säckingen, Germany) diğer sistemlerle (Dicor, Optec, Mirage, Hi-Ceram, Cerestore, IPS Empress) karşılaştırıldığında, daha üstün özellikler sergilemektedir. Bükilmeye karşı yüksek direnci, yeterli uyumu, hafif ışık geçirgenliği, dokular ile uyumu önemli özelliklerindedir (Hornberger ve Marquis, 1996; Christensen, 1997). Bu materyalden yapılan alt yapının bükme kuvvetlerine karşı direnci 450 MPa olarak belirtilirken, Dicor, Optec HSP ve IPS Empress için bu değer 100–150 MPa olmaktadır (Anusavice, 1996).

Bu sistem, özel bir revetmandan hazırlanan özel day üzerinde büyük ölçüde Al_2O_3 kristallerinden oluşan hamurun sinterlenmesi ve üzerine erimiş cam infiltrasyonu ile alt yapının kuvvetlendirilmesi esasına dayanmaktadır. Bundan sonra bilinen feldspatik seramik kullanılarak anatomik şekil verilir. Geleneksel metal destekli seramik sistemine benzemektedir. In-Ceram'da dökülmüş metal alt yapının yerini, cam infiltre edilmiş seramik alt yapı almaktadır (Giordano, 1996). Sistemin en önemli tarafı alt yapıyı oluşturan, ortalama çapı 3 μm büyüklüğündeki Al_2O_3 kristalleridir (Hornberger ve Marquis, 1996). Bu kristallerden oluşan tozlar, özel bir sıvı ile karıştırılıp hamur haline getirilerek revetman modele uygulanır. Bundan sonra In-Ceram fırınında 1120 °C 2 saat süren sinterleme işlemine geçilir. Al_2O_3 kristallerinin kuru sinterlenmesi yapılır. Fazla su akıtılarak Al_2O_3 kristallerinin birleşmesi sağlanır. Al_2O_3 kristalleri dokunma yüzeylerinden birbirlerine, erimeyecek şekilde yapışırlar. Kristallerin birbirlerine bu şekilde yapışmasından ve oluşan son derece kompakt granülasyon dokusundan dolayı diğer seramik sistemlerinde görülen büzülme hemen hemen hiç görülmez (ıslak sinterleme). Bu pişirme esnasında revetman modelde büyük oranda büzülme meydana gelir ki, bu da seramik restorasyonun modelden kolayca çıkmasını sağlar (Giordano, 1996; Kelly ve ark., 1996).

In-Ceram karakteri olan yüksek stabiliteye ulaşmak için sinterlenmiş, fakat hala kırılmaya eğimli alt yapı camlama işleminden geçirilir. İnfiltrasyon pişirilmesi de denilen camlamada, lanthanyum alüminosilicate ($LaAl_2O_3SiO_2$) cam tozu, distile su ile karıştırılarak alt yapıya sürülür. 1100 °C'de 4 saat pişirilir. Sinterleme esnasında birleşmeyen Al_2O_3 kristallerinin bulunduğu boşluklar, bu işlemde sonra cam katmanları ile dolar. Böylece seramik makaslama ve bükme kuvvetlerine karşı dayanıklı bir hale gelir. Fazla camların tesviyesi yapıldıktan sonra, Vitadur N malzemesinin dentin ve mine tozları kullanılarak uygun anatomik form ve renk verilir (Yoshinari ve Terand, 1994; Giordano, 1996).

In-Ceram sistemi ağızda ön ve arka bölgelerde kron ve köprü restorasyonlarında kullanılabilir. Pahalı olması ve özel ekipman gerektirmesi en önemli dezavantajıdır (Wanersk ve ark., 1986). Yapılan klinik çalışmalar In-ceram alümina kronların klinik uzun dönem başarısı ve kırılma dayanıklılıkları incelendiğinde metal seramik restorasyonlar ile çok benzer sonuçlar elde edilmiştir (Guazzato ve ark., 2002).

Sinterleme aşamasında Al_2O_3 partikülleri hafifçe birbirine yapışır. Partikülleri hafifçe birbirine yapıştığından ve son derece kompakt granülasyon sayesinde alt yapı çok az büzülür. Minimal büzülme, özel revetmanın genleşmesi ile kompanse edilir. Alt yapının aksine, özel revetmandan olan day sinterlemeden sonra gözle görülür büzülmeye uğrar (Claus, 1990).

In-Ceram Spinell

Üretim aşamaları In-ceram sistemi ile aynıdır. Primer değişiklik daha şeffaf bir kor yapının oluşmasıdır. Geleneksel In-Ceram sistemindeki Al_2O_3 tozlarının yerini Mg-spinell tozları almıştır ($MgAl_2O_3$). Alt yapı Mg-Alümina tozlarından üretilir ve sinterlemeden sonra gözenekli bir yapı elde edilir. Bu tip materyalin “spinell” (Mg-Aluminate- $MgAl_2O_4$) olarak adlandırılan özel bir kristalin yapısı vardır. Gözenekli spinell yapıya, daha sonra translusensliği sağlayacak olan cam infiltre edilir. Vitadur Alpha ile işlenerek uygun form verilir. In-ceram spinell kor materyali orjinal sistem kadar kuvvetli olmamakla beraber sistemin bükülme kuvvetlerine karşı direnci 350 Mpa olarak rapor edilmiştir (Giordano, 1996). Kimyasal direnci yüksek olan bu malzemenin iyi bir ışık geçirgenliği vardır. Elektrik iletkenliği de düşük olan Mg spinell diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. In-Ceram spinell inley, onley, ve kronlar üzerlerine herhangi bir porselen malzemesi yığılmadan da kullanılabilir. Estetiği arttırmak için doğrudan boyanabilir ya da glaze işlemine tabi tutulabilir (Giordano, 1996).

In-Ceram Zirconia

Güncel bir seramik sistemi olan In-ceram Zirconia, özellikle posterior bölgedeki kronlar ve 3 üyeli köprülerde ortaya çıkan ihtiyacı karşılamak üzere Vita tarafından geliştirilmiştir. Genel bileşime % 33'lük bir zirkonyum oksit ilavesi dayanıklılığı arttırmak amacı ile eklenmiştir (Guazzato ve ark., 2002).

Alt yapı 800 MPa'lık bir dirence sahiptir ki, bu da tamamı seramik restorasyonlar için çok yüksek değer sayılabilir. Yüksek opasite özelliği estetiğini

olumsuz yönde etkilemektedir. Bununla arka bölgede çok üyeli restorasyonlar yapılabilir (Giordano, 1996).

2.4.2.2 Aşındırma İle İmalat Teknikleri

Frezeleme ile Üretilen Seramikler

Bilgisayar yardımı ile tasarım (CAD-Computer Aided Design), bilgisayar yardımı ile imalat (CAM-Computer Aided Manufacturing), bilgisayar sayısal kontrolü (CNC-Computer Numeric Controlled) ve bilgisayar entegre imalat (CIM-Computer Integrated Manufacturing) gibi teknolojiler ile endüstride otomasyon ve bilgisayar yardımı ile üretimin kontrolü konusundaki devamlı gelişmeler ve büyük başarılar diş hekimliğinde bilgisayar yardımlı üretim yöntemleri ile diş hekimliği alanındaki restorasyonların yapımı için büyük çabalara yol açmıştır. Bu tür bir sistemin primer avantajı sadece çalışma yöntemlerinin basitleştirilmesi değil aynı zamanda daha yeni ve daha iyi materyallerin kullanılabilmesidir (Hickel ve ark., 1997; Mehl ve Hickel, 1999).

Son yıllarda diş hekimliğinde bilgisayar ve otomasyon teknolojisinin gelişmesi ile birlikte yapım işlemleri değişmektedir. Özellikle otomatik üretim metotlarında yüksek kalitede materyallerin kullanılması ve maliyetin düşmesi tedavide yeni olasılıklar getirmiştir. Böylece analog ya da kopyalama sistemleri, bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim(CAM) adı verilen CAD-CAM sistemler gelişmiştir (Mehl ve Hickel, 1999).

Restorasyonların otomatik olarak yapımı diş hekimliğinde ilk olarak CAD-CAM sisteminin kurucusu olarak kabul edilen Francois DURET tarafından 1971 yılında gerçekleştirilmiştir. Analog sistemlerdeki gelişmeler ise 1980–1990 yılları arasında olmuştur (Hickel ve ark., 1997; Mehl ve Hickel, 1999).

Frezeleme İşlemlerinde Kullanılan Materyaller

Bu işlemde dental restorasyonlar prefabrike bloklardan mekanik olarak işlenirler. Aşındırıcı metotların tersine ilave tekniklerde standart seramikler kullanılır.

Seramik: Frezeleme, aşındırma ve ultrasonik erozyon işlemlerinde kullanılabilirler. Celay, Cerec ve DCS sistemi için In-Ceram bloklar mevcuttur. Önceden sinterlenmiş alüminyum oksit blok frezelenir, takiben lanthonyum cam ile kaplanır ve fırınlanır. Bu işlemin avantajı alüminyum oksit bloğun her zaman iyi sıkıştırılmış, iyi partikül karışımı homojen bir yapıya sahip olmasıdır. Geleneksel fırınlama işlemi ile kıyaslandığında materyalin kırılma dayanıklılığı daha üstündür. Ayrıca fırınlama işlemine gerek kalmadığından işleme süresi kısaldır. Alümina ve spinell bloklara cam infiltrasyonundan sonra şeffaflık da artar.

Esas olarak inley ve onley restorasyonlar için kullanılan feldspat seramikten hazır bloklar vardır. Örn: Vitamark I ve Vitamark II veya Dicor MGC (dicordan daha çok flouramica kristali içerir) en son Dicor MGC-F (Mehl ve Hickel, 1999).

Rezin Kompozit: Özellikle yeni fiber ve cam destekli plastik materyallerin gelişmesiyle birlikte kompozitler sadece inley'ler için değil kron ve sabit parsiyel protezlerde de kullanıma uygun hale getirilmiştir. Son yıllarda DCS sisteminde fiber destekli poliamid kompozit (DC-Tell) kullanılmaktadır (Mehl ve Hickel, 1999).

Titanyum : Bu metalin korozyona dirençli, biyolojik olarak uyumlu, düşük ısıl iletkenliğe sahip ve daha ucuz olması tercih edilmesine sebep olmuştur. Yine aynı özellikleri nedeniyle Procera, Dcs Cad-Cam sistemlerinde kullanılmaktadır (Mehl ve Hickel, 1999).

Frezeleme Yöntemlerinin Sınıflandırılması

Diş hekimliği restorasyonlarının otomatik olarak makineler ile üretim işlemi genellikle azaltıcı ya da aşındırıcı çalışma işlemi ile karakterizedir. Oysaki geleneksel metotlarla diş hekimliği restorasyonlarının yapımı, mum modelasyon ile döküm ve fırınlama gibi teknikleri içeren ekleme esasına dayanan metotlardır (Mehl ve Hickel, 1999; Hickel ve ark., 1997).

Makine yardımı ile üretim yöntemleri frezelendirme stratejisine göre, ya bilgisayar yardımlı işleme (Dijital) ya da analog işlemler olarak sınıflandırılır. Analog sistemlere örnek olarak “manuel copy milling” metotları ya da erozyon metotları verilebilir ki bunlarda, kural olarak gerekli dental restorasyonun sadece ön-şekli frezeleme işlemi için hazırlanması gerekir. Bilgisayar destekli üretimde ise üretim işlemi dijital veri hazırlanması ve daha sonra işlemin uygulanması ile büyük oranda otomatizedir. İdeal örnekte, tüm üretim işlemi, hazırlanan kavitenin veri haline getirilmesinden dental restorasyonun frezelenmesine kadar otomatik olarak yapılmalıdır. Bu tür bir CAD-CAM sistemi temel olarak 3 bileşenden oluşur;

- 1- Hazırlanan kaviteden (preparasyondan) 3 boyutlu veri toplama
- 2- Tüm dental restorasyon için veri bloğunun oluşturulması (mümkünse tüm fonksiyonel yüzler dikkate alınmalıdır)
- 3- Freze makinesinde bloğun hazırlanması ve freze işlemi (Rekow, 1991; Hickel ve ark., 1997; Mehl ve Hickel, 1999).

Son zamanlarda, analog ve bilgisayarlı sistemlerden başka, dişin hazırlanmasında etkili olan ve böylece prepare edilen kavitenin veya dişin üç boyutlu verilerinin toplanması ya da şekillendirilmesi işlemlerini göz ardı eden metotlar geliştirilmiştir (Örn: sonicSys, Kavo\vivadent) (Hickel ve ark, 1997; Mehl ve Hickel, 1999).

Diğer bir sınıflandırma makine destekli üretimin, lokalizasyonu ya da başlama noktasına göre yapılabilir. Eğer restorasyon klinikte direkt olarak preparasyonla aynı seansta üretilirse, bu “chair-side concept” olarak isimlendirilir. Amaç laboratuvar işlemlerinin maliyetinden tasarruf etmektir. Eğer yöntem dental laboratuvar işlemi gerektirirse bu “lab-side concept” olarak ifade edilir. Lab-side sistemin avantajı bu cihazların çeşitli işlemlerde kullanılabilmesiyken, chair-side sisteminde her bir bireysel uygulama yüksek maliyetler gerektirir. Hazırlanan kavitenin klinik uygulamada görüntülediği ve verilerin restorasyonun daha sonra üretileceği laboratuvardaki freze makinesine iletildiği klinik ve laboratuvar versiyonlarının kombinasyonu daha uygun olacaktır (Hickel ve ark., 1997; Mehl ve Hickel, 1999). Ayrıca, CAD-CAM ile total protez yapımı da mümkündür. Fakat halen deneysel aşamadır ve klinik olarak kullanılmamaktadır (Maeda, 1994).

I - Analog Sistemleri

Analog sistemler frezeleme ile kopyalama esasına göre çalışır. Frezeleme ile kopyalama işleminde öncelikle ölçü alma ve model elde etme yoluyla bir proinlay (veya kron) hazırlanır. Mum veya rezinden inley veya kron modeli yapıldıktan sonra kopyalama cihazına tespit edilir ve seramik gibi seçilen bir materyalin işlenmesi için örnek teşkil eder (Hickel ve ark., 1997; Mehl ve Hickel, 1999).

Kopyalama metotlarında, dijital tekniklerin tersine kopyalama için uygun bir örnek gereklidir. Bu aynı zamanda restorasyonun yapımı için modelin iç ve dış konturlarına ihtiyaç duyan ve negatif modelin yardımı ile restorasyonu oluşturan erozyon teknikleri içinde geçerlidir. Negatif model formu, mum modelaj ve onu takiben dökümle oluşturulabilir.

Celay

1991 yılında ortaya çıkan ve en iyi tanınan analog sistemi Celay sistemidir. Bu metotla gerekli diş restorasyonu kompozit materyalden (prorestorasyon) modele edilir. Model özel bir kavrayıcı cihaza tutturulur ve manuel olarak taranır. Manuel tarama işlemi; bir bloğa gerekli şekil verecek olan dönebilen frezeleme cihazına 1:1'lik rijit bir çubuk yardımıyla eş zamanlı aktarılarak sağlanır. Frezeleme cihazında kullanılan uçlar disk, silindir, koni ve safir şekilli enstrümanlar olabilir (Rekow, 1991; Hickel ve ark., 1997; Mehl ve Hickel, 1999). Bu sistemle inley, onley, kronlar ve hatta ön sabit bölümlü protezler seramikten yapılabilir.

II - Dijital Sistemler

Üç Boyutlu Veri Elde Etme İşlemi :

3 boyutlu yüzey tarama işlemi direkt (İntraoral) ve indirekt (Proinlay ya da alınan ölçüden hazırlanan model yoluyla) olarak ikiye ayrılır. Ayrıca kullanılan metot da mekanik ve optik ölçüm metotları şeklindedir (Hickel ve ark., 1997; Mehl ve Hickel, 1999).

Mekanik sistemde duyarlı bir uç objenin oklüzal yüzeyi üzerinde rehberlik yapar ve bu ucun sapmaları kaydedilir. Her bir nokta ölçülür. Bu sistemin avantajı çok iyi bir doğruluğu sağlayabilmesidir. Bununla birlikte mekanik sensor ağız içinde kullanılamamaktadır. Veri elde edilmesi esnasında arka sabitlenmesi gerekmektedir. Ayrıca dayanak dişlerde fizyolojik mobilite varlığında hatalar meydana gelebilmektedir. Diğer bir dezavantajı ise, ölçüm işleminin çok uzun olmasıdır. Ayrıca kavite eğimleri ve sınırları gibi dik kenarlarda, duyarlı ucun eğilmesi veya dönmesi nedeniyle ölçüm hataları ortaya çıkar (Hickel ve ark., 1997; Besimo ve ark., 1997; Mehl ve Hickel, 1999).

Mekanik ölçüm metotlarının tersine, optik sensörler dış yüzey ile temas etmeden çalışır. Böylece dik yüzeyler ve kavite sınırlarından kaynaklanan problemler meydana gelmez. Bu nedenle optik sensörler özellikle prepare edilmiş inley veya onleylerin ölçümünde mekanik metoda tercih edilir. Optik ölçüm metodunda temel prensip triangulasyondur. Objenin yüzeyi tek yönden aydınlatılır ve oluşan görüntü bir diğerinden izlenir. Gerekli koordinatlar elde edilen görüntüden hesaplanır. Optik ölçü sistemlerinde hem nokta sensörleri hem de yüzey sensörleri kullanılabilir. Optik ölçü sistemleri içinde en çok bilinen Cerec kameradır.

Optik ölçümlerinin doğruluğu aynı zamanda ölçülen yüzeyin yansıtma özelliğine de bağlıdır. Çünkü dış yüzeyi transparandır. Bu nedenle direkt metotla ölçüm yaparken diş önce kurutulur ve daha sonra titanyum oksit tozu ile kaplanır. Böylece yüzey özelliği değiştirilmiş olur (Hickel ve ark., 1997; Mehl ve Hickel, 1999).

Bilgisayar Yardımı İle Planlama (CAD)

Elde edilen 3 boyutlu verilere, bilgisayarda oklüzal, proximal, bukkal ve lingual yüzeyler eklenir. Koping planlaması bu işlemle oldukça basitleşir. Gerekli metal tabakasının kalınlığı, eğim açısı, kavite sınırları Dcs, Cerec ve Procera sistemlerinde otomatik olarak yapılabilir (Hickel ve ark., 1997; Mehl ve Hickel, 1999).

Restorasyonun Yapımı (CAM)

Dental restorasyon, ölçülen ve planlanan veriler kullanılarak frezeleme cihazında bir blok materyalden işlenir. Etkili üretim işlemi için farklı frezeleme enstrümanları kullanılır (Hickel ve ark., 1997; Mehl ve Hickel, 1999). Sistemlerin çoğunluğunda bu frezeleme işlemi bilgisayar programı ile kontrol edilen otomatik alet değiştirme programı ile sağlanır. Aletlerin hizmet süresi böylece uzatılabilir. Aynı zamanda körleşmiş ve artık kullanılamayacak aletlerin tespiti ve gerçek standart yapım zamanını mukayese ederek kullanıcının uyarılması mümkündür.

Duret

İlk CAD-CAM prototipi olarak 1983 yılında Fransa'da Garanciere konferansında tanıtılmıştır. Daha sonra bu sistem Sopher tarafından geliştirilerek prepare dışın 3 boyutlu görüntüsünü elde etmek için lazer kamerası kullanılmıştır. Sistem ağızdaki prepare dışten direkt görüntü elde etmek yerine, modeli üzerinden tarama yapar. Oklüzal ilişki, arklar arası kayıt görüntüsü ile belirlenir. Gerekli bilgiler alındıktan ve 3 boyutlu veriler elde edildikten sonra restorasyonun planlandığı CAD istasyonuna transfer edilirler. Planlama tamamlandıktan sonra bilgiler CAM unitine aktarılır. Tüm üretim otomatik gerçekleşir. Bu sistemde inley, kron ve kopingler üretilmektedir (Duret ve ark., 1988; Rekow, 1991).

DCS

DCS sistemi DUX sisteminin değiştirilmiş ve geliştirilmiş halidir. Metal destekli seramik restorasyonların ve çok parçalı restorasyonların metal kopinglerinin yapımında kullanılır.

DCS sistemi mekanik bir sensör, koping yapımı için bir yazılım ve 3 akslı frezeleme makinasından oluşur. Geleneksel metotlarda olduğu gibi ölçülerden elde edilen day'lar kullanılır. Koping yapımında day yüzeyinden direkt olarak kaydedilen verilere göre bilgisayarlı frezeleme yapılır. Bu işlemde geleneksel metotlardaki modelasyon ve döküm işlemlerine gerek kalmaz (Samet ve ark., 1995).

Denticad

Bu sistem primer olarak kron yapımı için planlanmıştır. Preparasyonun ağız içi taranmasında bir kalem dijitizer kullanılır. Diğer sistemlerde olduğu gibi veri elde edilmesi, planlama ve üretim komponentlerinden oluşur. Klinik olarak yeni materyaller kullanılmasına rağmen CAD-CAM ile üretim geleneksel dökümlere göre daha kolay olmaktadır (Sulaiman ve ark.,1997).

Comet

Comet (coordinate measuring technique) sistemi inley, onley, kron ve sabit bölümlü protezlerin yapımında kullanılır. Ölçülerden elde edilen alçı day'ların kullanıldığı comet sistemi, optik bir sensor ile karakterizedir ve bu sensör CCD kameraya bağlı olarak 400.000–1 milyon veri noktasını kapsama kapasitesine sahiptir. Yazılım 3 boyutlu koordinatları doğrudan hesaplayabilir. Obje üzerine tavsiye edilen açıda ışığı yansıtan bir beyaz ışık yansıtıcısı da kullanılır ve kamera bu yansıyan ışığa göre görüntüleri kaydeder. En son elde edilen bu veriler dijital ortamda CAD ile dizayn edilir ve frezeleme işlemine geçilir (Willer ve Weber, 1998).

Procera

Procera sistemi başlangıçta, titanyum alt yapının üzerine düşük erime ısıllı porselen kaplanan kron ve sabit parsiyel protez restorasyonlarının yapımında kullanılıyordu fakat günümüzde sistemin gelişmesiyle birlikte tamamı seramik kron üretimi de mümkün olmaktadır (Rekow, 1991; Mehl ve Hickel, 1999).

Sitemin CAD bölümünde ilk aşama day'ın taranmasıdır. Day, tarayıcının içindeki kavrayıcı parçaya tutturulur ve day'ın 3 boyutlu konturları ölçülür. Özel bir pozisyonda yerleştirilmiş eğimli küresel safir bir uç, rotasyon yapan kavrayıcı eleman üzerindeki day'ın tüm yüzeyi ile temas ettirilerek x, y ve z eksenlerinin koordinatları hesaplanır. Elde edilen veriler modem yoluyla İsviçre'deki üretim merkezine transfer

edilir. Ve sistemin CAM bölümünde sparkerozyon ile şekillendirme yapılır (Rekow, 1991; Mehl ve Hickel, 1999).

Cercon

Metal desteksiz restorasyonlar çeşitli başarı dereceleriyle diş hekimliğinde uzun yıllar kullanılmıştır; ancak yeterli estetik ve biyolojik uyumluluk özelliklerine rağmen uzun dönem başarısı her zaman bir sorun olmuştur.

Zirkonyum Oksit 1789 yılında Alman kimyacı Martin Heinrich Kalproth tarafından keşfedilmiştir. 30 yılı aşkın süredir tıp endüstrisinde kullanılan zirkonyum oksit günümüzde diş hekimliğinde kullanım için güçlendirilmiş ve metal desteksiz restorasyonlar için çok iyi fiziksel özellikler ortaya koymuştur. Cercon sistemi (Dentsply Ceramco), İsviçre Devlet Teknoloji Enstitüsü ve Zürih Üniversitesinin işbirliği ile geliştirilmiştir.

Cercon, çok dayanıklı metal desteksiz kron-köprü, koping ve köprü iskeletini yapmak için zirkonyumu kullanan laboratuvar destekli, bilgisayar yardımlı bir CAM sistemidir. Bu yeni sistem avantajlı özelliklerini; translüsent seramik zirkonyum oksitin yüksek dayanıklılığı ve biyolojik uyumluluğu ile birlikte CAM yönteminin uyum kontrol ve ileri materyal teknolojilerinden alır. Cercon lazer tarayıcı ve aşındırıcı birimlerden oluşan bir sistemdir. Herhangi bir restorasyon yapılmadan önce elde edilen daylar üzerinde restorasyonların mum örnekleri yapılır. Bu mum örnekler sistemin özel tablalarına tutturulur. 1 mW'lik çıkışa sahip olan sınıf II lazer ile geleneksel olarak yapılmış mum örnek mikron hassasiyetinde taranır. Yazılım programı veriyi işler ve miling programına dönüştürür. Özel tungsten karbit kesici, tüm mum örneklerin boyutlarını özel olarak hesaplanan gerekli genişletme derecesi ile tebeşirimsi sertlikte sinterlenmemiş zirkonyum oksit cercon bloklara işler. 1350 °C' lik sinterleme sıcaklığında aşındırılmış bloklar yaklaşık 6 saatte ideal boyut ve dayanıklılıklarına ulaşırlar. Bu süreçte zirkonyum oksit %100 yoğunluğa ulaşır.

Cercon zirkonyum oksit bloklar kronların ve köprülerin anatomik boyutlarına karşılık olarak 12 mm, 30 mm, 38 mm boyutlarda mevcuttur. Sinterleme işleminden sonra elde edilen alt yapı üzerine uygulanan ve veneerleme porseleni olan Cercon ceram restorasyon uyumlandıktan sonra dişetin uyumuna yardım eden optimal yüzey

kalitesine sahiptir. Yaklaşık 550 HV'lik sertlik sağlar ve zirkonyum oksitin termal ekspansiyon katsayısına optimum olarak uygundur. Cercon ceram'ın 90MPa'lık fraktür dayanıklılığı standart bir gereksinim olan 50 MPa' dan daha yüksektir.

Tam olarak koordine olmuş CAM destekli bu teknoloji, hazırlanmış mum örneğin boyutlarının tam olarak transferini sağlar (Cercon Zirconia, 2002).

Cerec-3

CEREC (CEramic REConstruction) sistemi ticari olarak ilk mevcut olan ve en yaygın olarak kullanılan sistemdir. İlk olarak 1985 yılında Mörmann ve Brandestini tarafından seramik inley yapmak üzere geliştirilmiştir. Şu anda sistemin 4 farklı versiyonu vardır. Frezeleme cihazının akslarının 3'den 6'ya kadar arttırılmasıyla ve oklüzyon ile diğer kompleks bölümlerin yapımı için, yazılım geliştirilmesi önceki üretimlerdeki limitleri elimine etmiştir.

Bilgisayar yardımcı seramik restorasyon yapımında ilk klinik araştırma 1986 yılında başlamıştır. Elektron mikroskobu (SEM) ile yapılan araştırmalarda marjinal aralık 140-260 µm bulunmuştur. Bu aralığı azaltmak için ikinci jenerasyon Cerec 1'ler 1988 yılında geliştirilmiştir ve marjinal aralık 50-99 µm bulunmuştur. 3. jenerasyon Cerec 1 ünitesi 1992 'de geliştirilmiştir. Bir elektrik motoru frezelemede kullanılan disklerin ömrünü ve makine gücünü arttırmıştır. Sistemin daha yüksek rijiditesi ve daha küçük elmas grenli frezeleme tekerleğinin olması restorasyonların marjinal bütünlüğünü geliştirmiştir. Marjinal uyum 38-84 µm bulunmuştur.

En son 1994 yılında dizayn edilen Cerec sistemi Cerec 2'dir. Frezeleme işleminin geliştirilmesi ve 3 boyutlu tarama işleminin bulunması önceki sistemlerden daha yüksek bir doğruluk göstermiştir. Marjinal uyum 27-56 µm bulunmuştur (Mörmann, 1990; Mehl ve Hickel, 1999).

Cerec-3 sistemi ise 2000 yılında piyasaya sunulmuştur. Milling ünitesi dizayn ünitesinden ayrılmıştır. Bir frez yerine 2 frez frezeleme işlemini yapar ve bir elmas disk vardır. Daha hızlı milling işlemi yapılır. Cerec-3 yazılım programı windows tabanlıdır. Böylece daha iyi uyum ve uygulama kolaylığı sunar. Bu sistemde daha iyi oklüzal anatomi sağlandığı için uyumlamaya gerek kalmaz (Mörmann, 1990; Mehl ve Hickel, 1999).

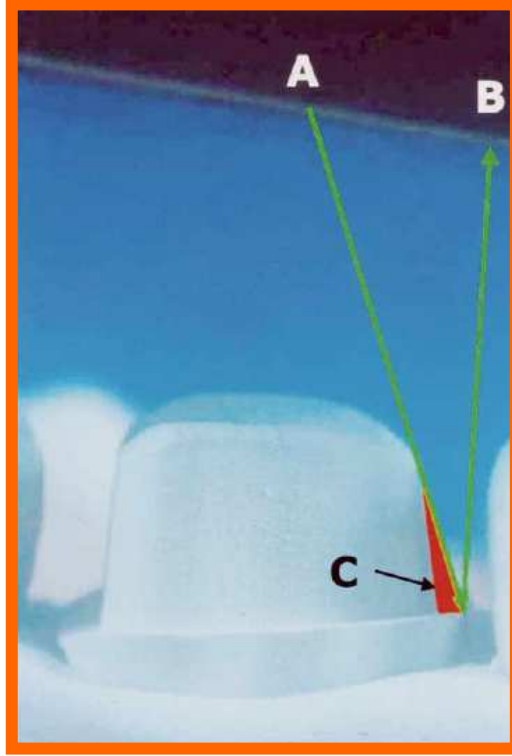
Hazırlanan kavitenin 3 boyutlu verileri temas olmaksızın, intraoral kamera yardımı ile elde edilmektedir. Tüm yüzey ölçümü (total 160ms) için sadece 4 kamera görüntüsü gerektiği için intraoral kamera elle tutulabilir ve fiksasyon apereyine gerek olmaz.

Cerec sistemi ile restorasyonların direkt ve indirekt teknikle yapımları mümkündür.

Direkt Teknik

Bu sistem, minyatür bir ağız içi video kamerası olan mobil bir ünit, monitör, klavye ve 3 akslı elmas kaplı frezeleme cihazını kontrol eden bir bilgisayar içerir (Mörmann, 1990).

Kavite preparasyonu tamamlandıktan sonra, optik ölçme yöntemi ile elde edilen görüntü bilgisayar ekranına aktarılır. Bu optik ölçüm işlemi için, oklüzal yüzeyin üzerine tutulan 1 cm genişliğinde objektifi bulunan küçük bir video kamera kullanılır. Objektiften yayılan kızılötesi ışınlar tarayıcıya ve fotoreseptöre geri yansır. Yansıyan ışığın yoğunluğu voltaj olarak kaydedilir. Fakat prepare diş yüzeyinin bilgisayar ekranında görüntü yaratacak kadar yansıma özelliği yoktur. Bunu sağlamak için restorasyonun uyumunu etkilemeyecek kalınlıkta ışık yansıtıcı ajan (Cerec tozu) diş yüzeyine uygulanır. Bu toz temel olarak titanyum oksit içerir (Leinfelder ve ark., 1989; Ru liu ve ark., 1993; Polansky, 1999). Dijital ölçünün elde edilmesi sırasında Mou ve ark.(2002) yaptığı çalışmada kameradan gönderilen ve yansıyan ışınlar arasında oluşan açının dijital ölçüde hatalara neden olabileceğini belirtmiştir (Şekil 1). Genellikle ağızda distal bölgede oluşan bu olaya “distal gölge fenomeni” denilmektedir.



Şekil 1. A: Cerec kamerasından gönderilen ışın,
B: Diş yüzeyinden yansıyan ışın,
C: Distal gölge fenomeninin oluştuğu alan (Mou ve ark., 2002).

Optik ölçü alınca bilgisayar ekranında seramik restorasyonun sınırlarını belirlemek için bir işaretleyici kullanılır. İşaretleyici tüm sınırlarda gezdirildikten sonra bilgisayar bu veriye göre yapılacak olan restorasyonun 3 boyutlu görüntüsünü planlar.

En son aşama uygun bir seramik bloğun planlamaya göre aşındırılmasıdır. Elektrik motoru ile kontrol edilen frezeleme enstrümanları kesme hızını daha hassas hale getirirler. Cerec sistemi ile kavite preparasyonu ve restorasyonun yapımının tamamlanması 1-1.5 saat sürerken konvansiyonel metotlar ile bu süre 2-3 güne çıkmaktadır (Leinfelder, 1989; Siervo, 1992).

Bu sistemin avantajı, kavite preparasyonundan yapıştırma işlemine kadar tüm işlemin tek seansta olması, ölçü, alçı model ve day uygulamasını elimine etmesidir. Oklüzyon uyumlanması, kapanış modeli ve artikülatöre gerek kalmadan ağızda yapılabilir. Fakat bu tek seans işleminin bazı limitleri vardır. Eğer planlamaya göre uyumlama ve frezeleme işleminde zorluklar varsa hasta başında çok fazla zaman

geçirmek gerekir. Ayrıca doğru bir oklüzyon ve polisaj için zaman gereklidir (Mörmann, 1990; Nathanson, 1994).

Bununla birlikte ağız içi tarama işlemi sırasında beyaz tozun kullanılması da tüm problemleri çözmemiştir. Posterior dişlerde yapılan bir çalışmada yetersiz ağız açıklığı olanlarda, kamera uygun bir açıda tutulmaz ise bu tür problemlerin kaçınılmaz olacağı ortaya konmuştur (Polansky, 1999).

İndirekt Teknik

Direkt teknikle ilgili kısıtlamaları çözmek için indirekt teknik ile Cerec CAD-CAM üniti kullanılarak restorasyon yapımı geliştirilmiştir. Restorasyonun yapımı ve başlangıç uyumlamlamaları için basit bir day kullanılır. Bu teknik CAD-CAM ünيتينin daha serbest bir zamanda kullanılmasını sağlar. Diş preparasyonunun tarama işlemi alçı day üzerinde gerçekleştirilir. Seramik restorasyonun değerlendirilmesi ve uyumu alçı üzerinde yapılır. Böylece diş hekimine hasta başında daha az stres yapması, hastaya kısa süreli randevular sağlaması, koltukta geçen sürenin daha verimli olması gibi avantajlar sağlanır (Nathanson, 1994; Polansky, 1999).

Cad-Cam Sistemlerinin Avantajları

- 1- Yüksek kalitede materyal kullanımı,
- 2- Maksimum iki seansta bittiği için zaman tasarrufu,
- 3- Laboratuvar işlemleri kalktığı için maliyetten tasarruf,
- 4- Farklı parametreleri kontrol kolaylığı (tabaka kalınlığı, prepare edilen kavite şekli vb),
- 5- Yüksek kalitede restorasyon üretiminde devamlılık (Mehl ve Hickel, 1999).

Cad-Cam Sistemlerinin Dezavantajları

- 1- Restorasyonlarda preforme blok kullanımı nedeni ile sınırlı bir renk seçiminin olması,
- 2- Bazı sistemlerin uzman kullanıcı gerektirmesi,

3- Kullanılan cihazların pahalı olması (Siervo, 1992; Mehl ve Hickel, 1999).

2.5 Uyum

Dental restorasyonların uzun ömürlü olabilmesi için iyi bir marjinal uyumun olması çok önemlidir. Yeterli uyumun olmayışı hem diş hem de destek dokular için zararlıdır (Holmes ve ark., 1989).

Yapılan araştırmalara göre, diş hekimliğinde ve laboratuvar tekniğindeki ilerlemelere rağmen, protetik restorasyonların marjinal uyumu her zaman istenildiğı gibi olamamaktadır. Bu da önemli ölçüde periodontal rahatsızlıkları ortaya çıkarmaktadır (Abbate ve ark., 1989). Protetik yapılar dişleri ve çevre dokuları sağlıklı bir şekilde korumalıdır. Ancak bunun için iyi bir marjinal uyum gerekir. Marjinal uyumsuzluğun fazlalaşması aradaki boşluğu arttırarak, daha fazla simanın görünür hale gelmesine neden olur. Klinik deneyler ve deneysel çalışmalar, açıkta kalan siman tabakasının oral sıvıların etkisi ile eridiğini ve restorasyon ile doğal diş bağlantısının zayıfladığını göstermektedir. Bu, klinikte kronun başarısızlık nedenlerinden birisidir ve kron kenarı veya bitimi ne kadar hatalı ise başarısızlık da o kadar çabuk oluşacaktır. Ayrıca simanın erimesi ile oluşan boşluk yemek artıkları ve plak birikimi için uygun bir bölge haline gelir. Bu nedenle kron kenarı ile altta bulunan diş dokusu arasındaki iyi bir uyum, periodontal hastalık ve çürük oluşumunu en aza indirger (Lui, 1980).

Uyumun ortaya konan tanımı ve uyumu ölçmek, değerlendirmek için kullanılan yöntem ve teknikler araştırmacıdan araştırmacıya farklılık göstermektedir. Uyum en iyi olarak, diş ile restorasyon arası yüzeyde ölçülen çeşitli noktaların uyumsuzluğu olarak tanımlanır. Dişle restorasyon arasındaki ölçümler; iç yüzeyde, kenarda yada restorasyonun diş yüzeyi boyunca olan noktalarda yapılabilir (Holmes ve ark., 1989).

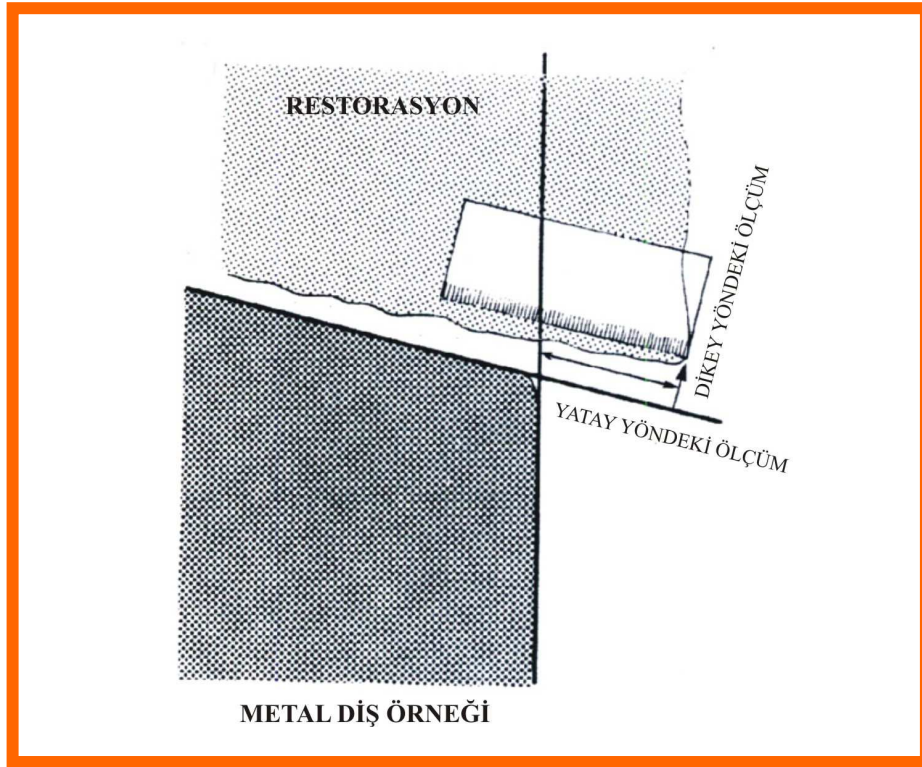
Daha önce yapılan bir çalışmada uyum, dişle restorasyonun iç yüzeyi arasındaki boşluk olarak kabul edilmiştir. Uyumu iyi olarak kabul edilen bir kromda bile küçük bir boşluğun bulunması gerektiğini bildirilmiştir (Lui, 1980).

Uyum uyumsuzluk yönünden çok kolay tanımlanabilmesine rağmen, diş ile restorasyon arasındaki ölçümün yapılabilirdiği farklı ölçüm noktaları vardır. Ölçüm için referans noktası ve uyumu tanımlayan açıklayıcı terminoloji, araştırmacılara göre

farklılık gösterir. Sık sık aynı terim, farklı ölçümleri göstermek için kullanılır ya da farklı terimler aynı ölçümü göstermek için kullanılır. Pek çok çalışma uyumu, dökümün normalden büyük ya da küçük olmasına göre değerlendirmiştir. Uyumsuzluk, kimi zaman dikey yönde kenar uyumsuzluğu, kimi zaman kısa veya uzun kenar olan mutlak kenar aralığı, kimi zaman da kenar açıklığı olarak ölçülmüştür. Elde edilen değerlerin farklılığından dolayı birbirleri arasında kıyaslama yapmak zordur (Holmes ve ark., 1989).

Sorensen (1990), uyumsuzluğun dikey ve yatay yönde değerlendirilmesi gerektiğini belirtmiştir. Restorasyonun giriş yoluna paralel olarak ölçülen uyumsuzluğu “dikey kenar uyumsuzluğu”, restorasyonun giriş yoluna dikey olarak ölçülen yatay kenar uyumsuzluğuna da “yatay kenar uyumsuzluğu” adı verilir (Şekil 2) (Sorensen, 1990). Marjinal uyumun ölçülmesi ve değerlendirilmesi konusunda günümüzde hala standart bir metot ve ölçme yöntemi geliştirilmemiştir. Özellikle ölçüm noktaları konusunda araştırmacılar arasında bir fikir birliği yoktur.

Marjinal uyum ile ilgili kaynaklar incelendiğinde 120 µm üzerindeki kenar açıklığı klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde olmadığı bildirilmiştir.(Alkumru ve ark., 1988; Holmes ve ark., 1989; Abbate ve ark., 1989; Anusavice, 1996; Suarez ve ark., 2003).



Şekil 2. Dikey ve yatay yöndeki ölçümlerin şematik görüntüsü (Sorensen ve ark., 1990).

2.5.1 Uyumsuzluğun Ölçülmesinde Kullanılan Yöntemler

Marjinal uyum konusundaki değerlendirmeler kalitatif veya kantitatif olabilir. Gözle inceleme, sondla kontrol ve radyolojik muayene kalitatif metodlardır ve herhangi bir sayısal değer ortaya konamaz. Bu tür değerlendirmelerin doğrulukları insan gözünün algılayabildiği 60 µm ile sınırlıdır.

Kantitatif değerlendirmeler sonucunda ise sayısal bir değer ortaya konulabilir ve genellikle bir mikrometre yardımı ile ölçümler yapılır. (Ushivata ve Moraes, 2000). Marjinal uyumun ölçümü ve değerlendirilmesi amacı ile çeşitli yöntemler uygulanabilir bu yöntemler 4 temel kategoride toplanır ;

1. Direkt yöntem
2. Kesit alma
3. Ölçü alma
4. Sondla ve gözle değerlendirme (Sorensen, 1990)

Direkt yöntem uygun, kolay ve hızlı bir metottur. Kesit almaya ve örnekleri epoksi içerisine gömmeye gerek yoktur. Fakat kronların tekrar tekrar diş örneği üzerine yerleştirilmesi, aşınmalara yol açar ve ölçümler değişebilir. Buna ek olarak kronların diş örnekleri üzerine her zaman tam oturmaması standart sapmayı değiştirerek, istatistiksel değerlendirmenin önemini azaltabilir. Kesit alma yönteminde kronlar reçine içine gömülür. Bu metot çok zaman alıcıdır, ek basamaklar gerektirir ve örnekler bir daha kullanılamaz. Ölçü alma işleminde değerlendirilecek bölgenin ölçüsü alınarak içerisine rezin dökülür. Elde edilen bu model üzerinde inceleme yapılır. Ancak diğer yöntemlere göre daha az güvenilir bir yöntemdir. Son olarak sond ile muayene ve göz ile kontrol kalitatif bir değerlendirme olup objektif değildir herhangi bir sayısal değer ortaya konmadığından sonuçlar kişiden kişiye göre değişir (Sorensen, 1990).

Marjinal uyum ölçümlerinin yapılmasında sıklıkla, SEM (Alkumru ve ark., 1988; Sorensen, 1990; Vahidi ve ark., 1991) yada ışık mikroskobu (Wanersk ve ark., 1986; Holmes ve ark., 1989; Weaver ve ark., 1991; Pera ve ark., 1994) kullanılır. SEM ile yapılan çalışmalarda kenar açıklığı tamamen elektron mikroskobu fotoğrafları üzerinde analiz edilir. Dikey açıklığa ek olarak yatay uyumsuzluk da incelenebilir (Vahidi ve ark., 1991). Bunun yanında ışık mikroskobunda ölçümlerin sağlıklı yapılabilmesi için ölçüm yapılacak noktaları aynı düzlem üzerinde olmaları gerekmektedir. SEM mikroskobunda ise odaklama derinliğinin ışık mikroskobuna göre çok daha iyi olmasından dolayı aynı düzlem üzerinde olmayan iki noktanın ölçümü mümkün olmaktadır.

2.5.2 Marjinal Uyumu Etkileyen Faktörler

Restorasyonların oturacağı yüzeylerin geometrik formu, yan yüzlerin eğimlerinin derecesi, kullanılan simanın yapıştırma anındaki viskozitesi, simantasyon süresi, simantasyon basıncı, “die spacer” uygulanması, kenar bitim tipi, preparasyon ile restorasyon arasındaki uyumu etkileyen faktörler olarak bilinir (Alkumru ve ark., 1988; Holmes ve ark., 1989; Suarez ve ark., 2003). Anusavice (1996) diş kesiminin önemini vurgulayarak yaptıkları sınıflamada aşağıdaki uyumu etkileyen dört unsura da değinmişlerdir;

1. Restorasyonun oturacağı yerin geometrik şekli,
2. Hazırlanmış dişin yan yüzeylerinin eğim derecesi,
3. Kullanılan simanın viskozitesi,
4. Kenar bitim şekli.

2.5.2.1 Preparasyonun Marjinal Uyuma Etkisi

Sabit protezlerde diş hazırlığı bazı prensiplere uymak zorundadır. Optimum diş hazırlığı genellikle, biyolojik, mekanik ve estetik faktörlerin uyum içerisinde birleşmesi ile sağlanır (Shillingburg ve ark., 1997).

Restorasyonun kesilmiş dişin üzerinde veya içinde yerini alabilmesi için dişte koniklik açısına dikkat edilmelidir. Koniklik açısı andırkatlardan korunmayı, yapım esnasındaki hataları tolere etmeyi ve simantasyonda restorasyonun tam oturmasını sağlar. İdeal koniklik açısı 6 derecedir. Ancak bunu pratikte gerçekleştirmek zordur. Restorasyon ve diş arasındaki siman stresini azaltmak için 2,5-6,5 derece arasındaki koniklik açısı optimum değer olarak kabul edilir (Shillingburg ve ark., 1997).

Restorasyonun ağız boşluğunun biyolojik ortamında fonksiyonunu sürdürebilmesi için, restorasyonun bitim sınırlarının ve preparasyonun bitim sınırlarının birbirleri ile uyumlu olması gerekmektedir. Preparasyonun bitim sınırının şekli, restorasyonun bitim sınırındaki materyal miktarı ve marjinal uyum üzerinde etkili olacaktır (Shillingburg ve ark., 1997).

Optimum kenar şekli, kolede iyi bir kapanma sağlamalı, estetiğe katkıda bulunmalı ve bu bölgede bakteri plağı birikimine neden olmamalıdır (Donovan ve Prince, 1985).

Kenar şekillerinin sınıflandırılmasında genel olarak herkes tarafından kabul edilen temel bir sınıflama yoktur ve bu yüzden çoğu kitapta tanımlama yerine şekil vardır. Ne yazık ki bu yaklaşım her şeklin önemli özelliklerini belirtmez ve bazı özellikler atlanır (Hunter ve Hunter, 1990).

Shilingburg ve ark.'ı (1997) kenar bitim formlarını aşağıdaki gibi sınıflandırılmıştır;

- 1- "Shoulder"
- 2- İç açıları yuvarlatılmış "shoulder"
- 3- Bevel'lı "shoulder"
- 4- "Chamfer"
- 5- Derin "chamfer"
- 6- Bıçak ağızı

Pardo (1982) ise yaptığı çalışmasında bu sınıflamaya ek olarak kenar bitim formlarını 2 büyük gruba ayırır;

- 1- Yatay bitiş çizgisine sahip olanlar (shoulder, chamfer)
- 2- Eğimli dikey bitiş çizgisine sahip olanlar (bıçak ağızı, bevelli shoulder).

Bir kromda maksimum yatay kenar genişliği için dışın canlılığı, minimum yatay kenar genişliği içinde kullanılan materyalin direnci dikkate alınmalıdır. Buna göre kenar genişlikleri:

0.3 mm'den küçük yatay kenar genişlikleri : Bıçak ağızı gibi ince kenar bitim şekillerini içermektedir. Dışten daha az madde kaldırılmasını ve geometrik şeklinden dolayı kenar adaptasyonunun artırılmasını sağlarlar (Hunter ve Hunter, 1990).

0.3 mm'den büyük yatay kenar genişlikleri : Bu tip kenar genişliği çoğunlukla basamak olarak adlandırılır. Kenar genişliğinin artması ile kenar bitimi daha iyi kontrol edilir. Ayrıca estetik ve alt yapı direnci artırılır (Hunter ve Hunter, 1990).

Daha önce yapılan bir çalışmada, yatay eğime ilave edilen dikey eğimin tam döküm restorasyonlarda kenar uyumsuzluğunu azaltacağını belirtilmiştir. Kenar şekillerini değerlendirmek amacıyla tam döküm kronlar için trigonometrik analiz yaparak, bizotajlı bitim çizgisinin basamaktan daha iyi marjinal uyum sağladığını tespit edilmiştir (Pascoe, 1983).

Pascoe (1983) yaptığı analizde, eksen yüzeylerindeki erken temasın dökümlerin oturmasını engellediğini ve kenar açıklığını arttırdığını belirtmiştir. Bu araştırmacı, büyük boyutlu dökümün shoulder + bizotajlı bir bitim şekline uygulandığında dökümün tam oturduğunu ve kenardaki açıklıkta belirgin bir azalma olduğunu tespit etmiştir.

Theunires ve Clercq (1993) yaptıkları araştırmada en iyi marjinal uyumun bıçak ağzı ve shoulder, en iyi estetik sonucun da shoulder ve chamfer bitiminde gerçekleştiğini belirtmiştir.

Syu ve arkadaşları (1993) değişik bitim şekillerinin döküm kronların marjinal uyumuna etkisini incelerken, 110 derecelik shoulder, 45 derecelik bizotajlı shoulder ve 45 derecelik shoulder kullanmışlardır. Marjinal uyumun bu bitim şekillerinden etkilenmediğini belirtmişlerdir.

Tamamı seramik restorasyonlar için diş kesimi yaparken seramik krona kole bölgesinde yeterince destek sağlamaya önem verilmelidir. Bunun için kenar bitim şekli olarak iç açılı yuvarlatılmış çepeçevre shoulder veya uygun genişlikteki chamfer hazırlanmalıdır. Kullanılan çepeçevre shoulder'ın genişliği en az 1 mm olmalıdır. Tamamı seramik restorasyonlarda iç açısı yuvarlatılmış basamağın kullanılması bitim sınırının daha net görünmesine yardım ettiği gibi, en iyi estetik sonucu da sağlamaktadır (Shilingburg ve ark., 1997).

Bıçak ağzı bitim şeklinin dişten az madde kaldırılması gibi avantajı olmasına rağmen tamamı seramik restorasyonlar için kontrendikedir. Koledde seramik restorasyona destek sağlamamaktadır. Bitim sınırının yeterince belli olmaması aşırı konturlu dişlerin yapılmasına neden olmaktadır (Shilingburg ve ark., 1997).

Pera ve arkadaşları (1994), 3 değişik bitim şeklinde In-ceram kronların kenar uyumlarını incelemişlerdir. Çalışmalarında 90 derecelik shoulder, 50 derecelik shoulder ve chamfer bitim şekli kullanmışlar, chamfer ve 50 derecelik shoulder'ın , 90 derecelik shoulder'a göre daha iyi sonuç verdiğini belirtmişlerdir.

Shearer ve arkadaşları (1996) In-Ceram kronlarda 120 derecelik chamfer'ın, shoulder bitime göre daha iyi sonuç verdiğini öne sürmüşlerdir.

Weaver ve arkadaşları (1991), döküm seramik kronların ve metal seramik kronların kenar uyumlarını incelemek için iki farklı bitim şekli kullanmışlardır. Metal-seramik kronlar için bizotajlı bitim, döküm seramik kronlar için tercih edilmiştir. En iyi

sonucu 90 derecelik shoulder kullandıkları restorasyonlarda elde ettiklerini belirtmişlerdir.

2.5.2.2 Simantasyonun Uyuma Etkisi

Diş hekimliğinde döküm işleminde kullanılan malzemelerin fiziksel özelliklerinden dolayı, diş ile döküm arasında bir aralık kalması beklenir. Bu boşluk siman ile doldurulur. Simanın diş-kron sınırında erimesi çürük riski yaratır. Bu nedenle, oluşan bu aralığı en aza indirgeyecek yöntem ve malzemeler geliştirilmelidir (Syu ve ark.,1993).

Diş hazırlığının kenar bitim tipi ne olursa olsun, restorasyonla diş arasında siman tarafından doldurulacak bir boşluğun bulunması kaçınılmazdır. Amerikan Dişhekimleri Birliği spesifikasyonlarına göre (ADA Specification No:8), bu aralık 25 µm civarında olmalıdır (Cho ve ark., 2004). Ancak in-vivo ve in-vitro yapılan birçok çalışma, siman kalınlığının çok daha fazla olabildiğini göstermiştir (Alkumru ve ark.,1988; Holmes ve ark.,1989)

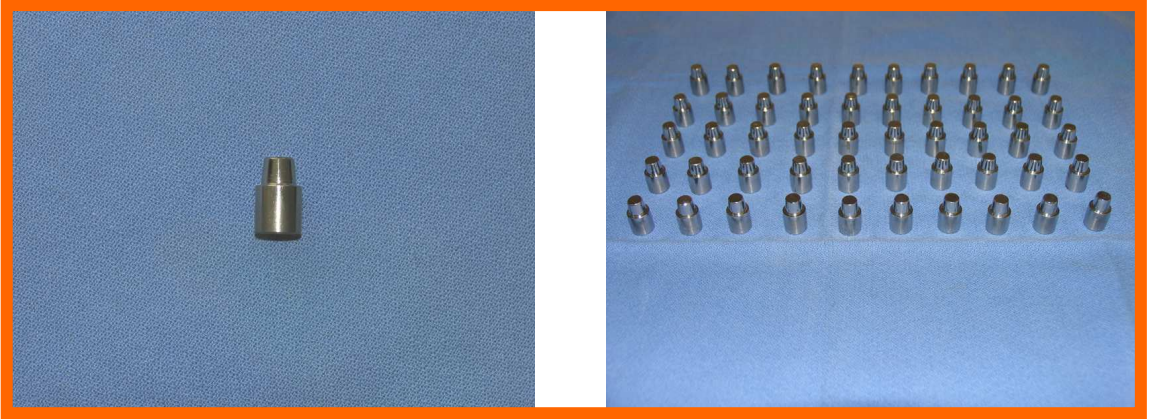
Dişte koniklik açısının azalması ve kenar bitim şekli yapıştırma için kullanılan simanın akıcılığını engelleyerek siman film kalınlığında artmaya sebep olmaktadır (Ushivata ve Moraes, 2000). Siman film kalınlığındaki artış kronun tam oturmasını engelleyebilir, oklüzyonda yükselmeye ve marjinal uyum bozukluklarına yol açabilir (Gravelis ve ark., 2004).

Pascoe (1983) kronların simantasyon sonrasında kenar adaptasyonu incelendiğinde, bizotajlı bitimlerin kenar açıklıklarını azalttığını ama kronların tam oturmasına izin vermediğini belirtmiştir.

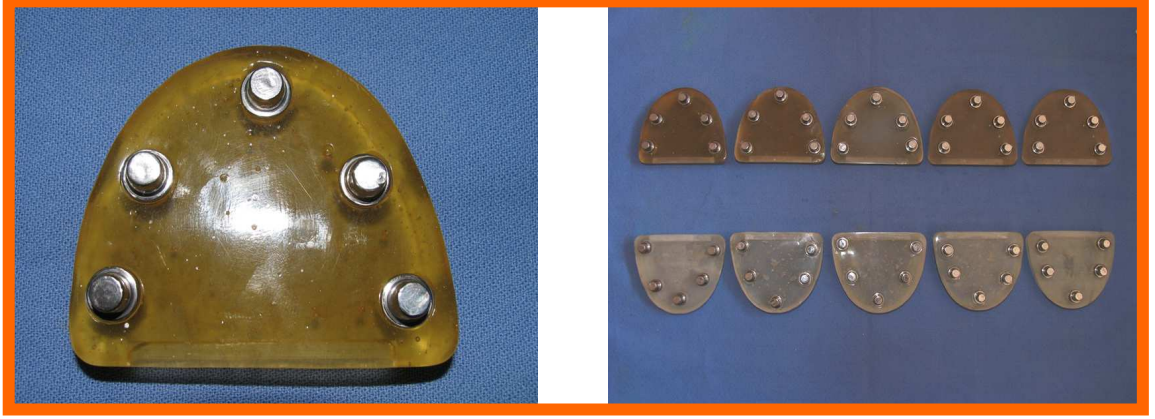
3. MATERYAL VE METOD

3.1 Ana Modelin Hazırlanması

Kesilmiş dişleri temsil eden örnekler standardizasyonu sağlamak amacı ile 6 mm kron boyu, 1.2 mm basamak genişliği ve her iki aksiyel duvarda 6 ° 'lik koniklik açısına sahip olacak şekilde paslanmaz çelikten 50 adet örnek CNC torna tezgahında hazırlandı (Şekil 3). Kenar bitim formu olarak iç açısı yuvarlatılmış 90 ° shoulder (Shillingburg ve ark., 1997) şekli uygulandı. Hazırlanan paslanmaz çelik diş modelleri paralelometre yardımı ile ark formundaki akrilik bloklara (Şekil 4) yerleştirildi. Hazırlanan bloklardan polivinil siloksan tipi ölçü maddesi (Elite H-D+, Zhermack, Italy) kullanılarak astarlama tekniği ile ölçüler alındı ve hareketli day tekniği ile day'lı modeller elde edildi. In-Ceram, IPS Empress 2, Metal-seramik örneklerin hazırlanmasından önce siman aralığı elde etmek amacı ile "die spacer" (In-Ceram die Spacer; Vita Zahnfabrik, Germany) uygulaması yapıldı.



Şekil 3. Çalışmamızda kullanılan metal diş örnekleri



Şekil 4. Metal diş örneklerinin akrilik bloklara yerleştirilmiş hali

3.2 Test Örneklerinin Hazırlanması

Hazırlanan paslanmaz çelik örnekler 10 adetlik 5 gruba ayrıldı (Tablo1). Bu gruplardaki test örneklerinde kron materyalleri olarak Cerec-3, Cercon, IPS Empress 2, In-Ceram, Metal destekli seramik kronlar kullanıldı (Tablo 2). Üretici firmaların önerileri doğrultusunda hazırlanan tüm seramik örneklerinde, duvar kalınlıklarının standart olabilmesi için (marjinal bölge ve aksiyel bölgelerde 1,2 mm, oklüzal bölgede ise 1,5 mm) silikon bir kalıp hazırlandı.

Yapımları tamamlanan seramik örneklerin kalınlıkları marjinal, aksiyel ve oklüzal bölgede kumpas (Jensen JP-1 JDC 28-337-10, Germany) yardımı ile ölçüldü; standarda uyumayan örnekler çalışmaya dahil edilmeyip tekrarlandı.

Tablo 1. Çalışmamızda oluşturulan gruplar

Gruplar	<u>N</u>	Materyal
Grup CER	10	Cercon
Grup CR	10	Cerec-3
Grup IN	10	In-Ceram
Grup IPS	10	IPS Empress 2
Grup MS	10	Metal destekli seramik restorasyon

Tablo 2. Çalışmamızda kullanılan seramik sistemleri

Seramik Restorasyon Yapım Yöntemleri	Özellik	Üretici Firma
Cercon	Cad-Cam Sistem	Dentsply, USA
Cerec-3	Cad-Cam Sistem	Sirona, Germany
In-Ceram Alumina	Cam infiltre seramik	VİTA Zahnfabrik, Germany
IPS Empress 2	Dökülebilir seramik	Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein
Metal-seramik restorasyon	Metal alt yapıli seramik restorasyon	VMK95; VİTA Zahnfabrik, Germany

3.2.1 In-Ceram Örneklerin Alt Yapılarının Hazırlanması

Daha önce alçıdan hazırlanmış olduğumuz day modellerinin üzerine 2 kat “die spacer” basamağa gelmeyecek şekilde sürülerek kuruması beklendi. Bundan sonra duplikasyon modelinin hazırlanması için ilave silikon (Elite H-D+, Zhermack, İtaly) kullanılarak astarlama tekniği ile ölçü elde edildi. 30 dakika sonra bu ölçünün içine dökmek için üretici firmanın önerdiği doğrultuda özel revetman tozu (VITA In-Ceram Special Plaster, Vita, Germany) ve distile su önce el ile daha sonra 20 sn vakum altında karıştırıldı. Karıştırılan bu revetman spatül yardımı ile ölçü içine doldurularak 2 saat kadar sertleşmesi beklendi. Sertleştikten sonra preparasyon sınırı bir kurşun kalem ile belirlendi. Bundan sonra porselen hamurunun hazırlanmasına geçildi. Üretici firmanın belirttiği oranlarda Al_2O_3 tozu, karıştırıcı sıvı (VITA In-Ceram Alumina Powder Liquid, Vita, Germany) ve aditiv sıvı (VITA In-Ceram Additive, Vita, Germany) cam bir beher içinde ultrasonik alet (Vitasonic II, Vita, Germany) yardımı ile 7 dakika boyunca karıştırıldı. Bu karışım plastik bir fırça yardımıyla revetman model üzerine uygulanıp, modelaj yapıldı. Daha sonra bir bistüri yardımıyla preparasyon sınırına kadar modelin her tarafından porselen hamurunun fazlası alındı.

Fırına sokmadan önce revetmana gelmeyecek şekilde bir fırça yardımıyla stabilizatör (Vita-In-Ceram Stabilizer, Vita, Germany) sürüldü. Sinterleme pişirmesi firmanın önerdiği şekilde $1120^{\circ}C$ 'de özel fırınında (Vita Inceramat 3, Vita, Germany) 2 saat süreyle yapıldı. Soğuması için $400^{\circ}C$ 'de kapalı fırında ve daha sonra açık fırın ağzında oda ısısında soğumaya bırakıldı. Pişirmeden sonra revetman modelde büyük bir büzülme gerçekleşti ve pişmiş alt yapılar kolaylıkla revetman modellerinden ayrıldı. Sinterlenmiş alt yapılar metal ana modelde denendi. Mavi test sıvısı (Vita In-Ceram Testing Liquid, Vita, Germany) ile bu sinterlenmiş alt yapılar boyanarak olası mikro çatlakların görülmesi sağlandı. Üzerinde çatlak bulunanlarda pişirme işlemi tekrarlandı. Bundan sonra cam infiltre edilebilmesi için üretici firmanın belirttiği şekilde cam tozu distile su ile karıştırılarak sinterlenmiş alt yapıların dış yüzeyine fırça ile sürülerek 0.1 mm kalınlığında platin foli üzerinde $1100^{\circ}C$ 'de 4 saat fırımlandı. Soğuması için kapalı fırında $400^{\circ}C$ 'de daha sonra açık fırın ağzında oda ısısında bekletildi, fazla camlar iri taneli elmas frez (Diatech Dental AG, Heerbrugg, Swiss) ile aşındırıldı. 35–50 μm 'lik

Al₂O₃ tanecikleri ile 2.5'atm'lik basınç altında cam infiltre edilmiş model kumlama(Bego TopTec, Bego, Germany) işlemine tabi tutuldu. Modeller tekrar 960°C'de, 10 dk bekletildikten sonra 10 adet cam infiltre edilmiş alt yapı hazırlanmış oldu. Alt yapıların kalınlıkları 0.5 mm olacak şekilde ayarlandı ve sinterlendikten sonra kumpas ile ölçümleri yapıldı. Standarda uymayan örnekler çalışmaya dahil edilmeyip tekrarlandı.

3.3.2 In-Ceram Örneklerin Dentin Porseleninin Hazırlanması

Dentin uygulaması için Vitadur Alpha (Vita, Bad Sackingen, Germany) porseleni kullanıldı. Dentin pişirme, özel fırınında (Vita Vacumat 50, Vita, Germany) 950 °C'de yapıldı. Örneklerin glazürü özel sıvısı (Vitachrom L, Vita, Germany) ile fırında (Vita Vacumat 50, Vita, Germany) 940 °C'de vakumsuz yapıldı. Kalınlıkların standardizasyonu amacı ile önceden hazırlanan silikon kalıp kullanıldı.

3.2.3 IPS Empress 2 Örneklerin Alt Yapılarının Hazırlanması

Alçıdan hazırlanan day modelleri üzerine lak (Separating Fluid, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) sürüldü ve ardından modelaj mumundan (Glattes Gußwachs, Bego, Germany) önceden hazırlanan silikon kalıp yardımı ile modelaj yapıldı. Mum örnekler 2 mm çapında mum çubuk ile manşetin tabanına bağlandı. Mum örnekler özel kartondan hazırlanan manşete yerleştirildikten sonra üretici firmanın önerileri doğrultusunda özel revetman (IPS Empress 2 Special Investment Material, Ivoclar, Liechtenstein) kullanılarak revetmana alındı.

Revetmanın sertleşmesi için 1 saat bekletilmesini takiben, seramik tablet (IPS Empress 2 Ingots Staining Technique, Ivoclar, Liechtenstein) ve Al₂O₃ piston ön ısıtma fırınına kondu. Bu fırında ısı oda sıcaklığından 850 °C'ye kadar dakikada 3 derece artacak şekilde yükselerek ve bu ısıda 90 dakika bekletildi. Mumun eliminasyonu sağlandıktan sonra presleme işlemine geçildi. Fırının (EP 500, Ivoclar, Liechtenstein) içinde seramik tablet, ve Al₂O₃ piston manşetin içindeki yuvaya yerleştirilerek, tabletler 920 °C ve 5 atm basınçta eriyen mumdan kalan boşluğa preslendi. Presleme işlemi bittikten sonra manşet fırından çıkartıldı, oda ısısında soğuması sağlandı. Döküm kanalı

elmas disk (Diatech Dental AG, Heerbrugg, Swiss) ile ayrıldı. Örneklerin üzerinde kalan revetman artıklarının temizlenebilmesi için örnekler Ivoclar özel sıvısında (IPS Empress 2 Invex, Ivoclar, Liechtenstein) bekletildi. Böylece 10 adet Empress 2 kron alt yapısı elde edildi.

Glazür işlemi , glazür tozu (IPS Empress 2 Universal glaze, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) ve likiti (IPS Empress 2 Universal Glaze And Stain Liquid, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) karıştırılıp fırça ile sürüldükten sonra vakumsuz olarak 880 °C'de 1 dk bekletilerek yapıldı.

3.2.4 Cercon Örneklerin Alt Yapılarının Hazırlanması

Elde edilen day modeller üzerinde oluşturulan mum model özel bir çerçeveye (Cercon Frame, Dentsply, USA) aktararak tarama ünitesine bağlandı. Tarama işlemi 10 mikronluk hassasiyete sahip bir konfokal lazer sistemi (Cercon Smart Ceramics, Dentsply, USA) ile yapıldı. Tarama işleminden sonra elde edilen veriler bilgisayar tarafından otomatik olarak işleme tabi tutuldu. Her bir sinterlenmemiş blok büzülme faktörü dikkate alınarak ile ayrı ayrı barkodlandı. Aşındırma ünitesi, hazırlanan bu barkoda göre taranan her modelin sinterleme büzülmesini kompanze etmek için restorasyon örneğini uyumlayarak, İnce (1mm) ve kalın çaplı (2,8mm) aşındırıcı frezler (Cercon Smart Ceramics, Dentsply, USA) yardımı ile Cercon seramik bloktan (Cerconbase, Dentsply, USA) aşındırma işlemi ile alt yapı hazırlandı. Daha sonra sinterleme işlemi 6 saat boyunca 1350 °C sıcaklıkta Cercon sisteminin özel fırınında (Cercon Heat, Dentsply, USA) gerçekleştirildi.

Bütün kopingler 4 atm (60 psi) basınç altında, 100–150 µm alüminyum oksit ile kumlandıktan sonra buhar ile temizlendi. Alt yapı kalınlıkları 0.5 mm olacak şekilde ayarlandı ve kumpas ile bitmiş alt yapılar kontrol edildi standarda uymayanlar çalışmaya dahil edilmeyip tekrarlandı. Böylece 10 adet Cercon alt yapı elde edilmiş oldu.

3.2.5 Cercon Örneklerin Dentin Porselenlerinin Hazırlanması

Sinterleme işleminden sonra zirkonyum iskelete uygun ısıl genişleme katsayılı özel bir veneerleme porseleni (Cercon Ceram, Dentsply, USA) kullanılarak

silikon kalıp yardımı ile restorasyon tamamlandı. Base porseleninden çok ince bir tabaka uygulandı ve base programına uygun olarak pişirildi. Base porseleninin pişirilmesinden sonra dentin porseleni, uygulandı. Dentin tabaksının uygulanmasından sonra Cercon özel fırını 130° kadar ısıtılıp bu ısıda dentin porseleninin 3 dk boyunca kuruması sağlandı. Kurutma işleminden sonra fırın ısısı ön ısıtma işlemi için 450 °C'ye kadar çıkartılıp 3 dk kadar daha bekletildi. Bu aşamadan sonra fırın sıcaklığı dakikada 60 °C artacak şekilde 840 °C'ye kadar çıkartılıp dentin porseleninin pişirilmesi tamamlanmış oldu. Restorasyonlar son olarak glazür işlemi için yine fırın 130 °C'ye kadar ısıtılıp 2 dk bekletildikten sonra 450 °C'de 2 dk daha bekletildi. Son olarak yine dakikada 60 °C artacak şekilde fırın ısısı 810 °C'ye kadar çıkartıldı ve bu ısıda 1.5 dk kadar bekletildi ve glazür işlemi tamamlanmış oldu.

3.2.6 Cerec-3 Örneklerin Alt Yapılarının Hazırlanması

Cerec-3 alt yapıların hazırlanması için metal diş örneklerinin üstü firmanın sunmuş olduğu titanyum oksit tozu (Cerec Powder, Vita, Germany) ile ince bir tabaka halinde kaplandı. Cerec-3 'ün dijital görüntüleme aygıtı ile titanyum oksit kaplanmış olan örneklerin görüntüleri dijital ortama aktarıldı ve modellendi. Elde ettiğimiz bu dijital ölçü üzerinde yapılacak olan restorasyonun marjinal sınırları bilgisayar yardımı ile belirlendi ve hata görülen yerler düzeltildi. Bu marjinal sınırlar çerçevesinde yapılacak olan restorasyon dijital ortamda oluşturuldu. Bütün kontroller yapıldıktan sonra, kullanılacak olan seramik blok (Vita Trilux, Vita, Germany) Cerec cihazının freze işleminin yapıldığı bölümüne (Cerec Scan, Vita, Germany) yerleştirildi. Gerekli bilgiler bu freze cihazına dijital olarak aktarıldıktan sonra, freze cihazında gerekli kalibrasyonlar yapıldı ve aşındırma işlemine geçildi. Restorasyonun tamamlandıktan sonra bilinen yöntemler ile glazür işlemi yapıldı ve restorasyon bitirildi Restorasyon kalınlıkları Cerec-3 sistemin yazılım programı üzerinde ayarlandı ve tüm örneklerin duvar kalınlıkları 1.2 mm ve oklüzal bölgedeki kalınlık ise 1.5 mm olacak şekilde ayarlandı.

3.2.7 Metal-Seramik Örneklerin Metal Alt Yapılarının Hazırlanması

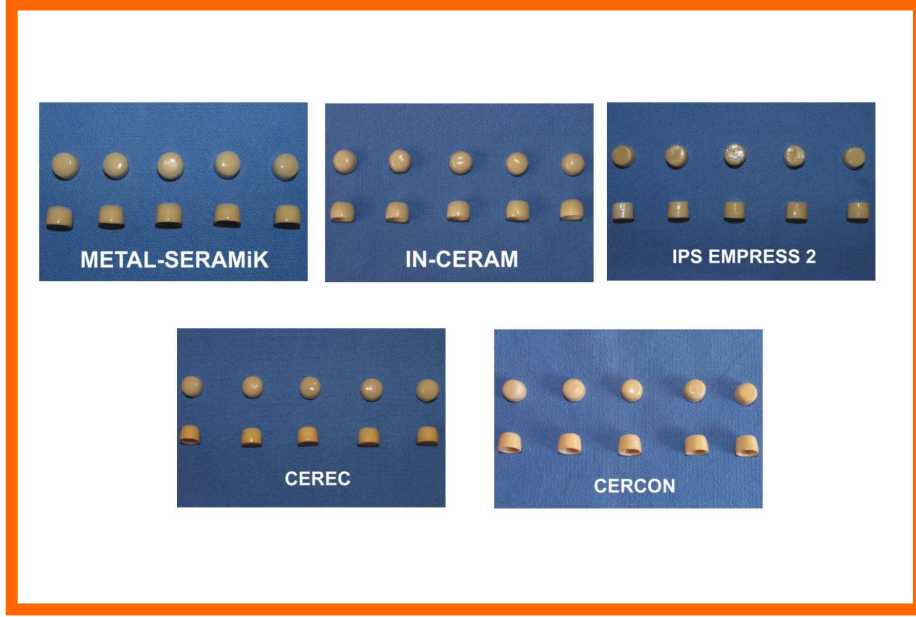
Önceden hazırlanmış olan day modelleri üzerinde metal-seramik restorasyonların metal alt yapılarının sahip olmaları gereken temel prensiplere uygun olarak (Shillingburg ve ark., 1997) hazırlandıktan sonra mum örnekler, döküm konisine bağlanarak manşete alındı. Mum örnek, üzerine, yüzey gerilimi azaltıcı ve yüzeydeki yağları eritici bir preparat (Aurofilm, Bego, Germany) uygulandıktan sonra, firmanın önerileri doğrultusunda vakumlu fosfat bağlayıcı revetman (Bellavest T, Bego, Germany) karıştırma apanyinde (Motova, Bego, Germany) karıştırılarak revetman kalıp hazırlandı. Mum eliminasyonu için manşet, soğuk ısıtma fırınına (Nüve, Nüve A.Ş., Türkiye) konuldu. Manşet 250°C 'de 30 dk sonra 950 °C'de 30 dk bekletildi. Metal alt yapının dökümünde kıymetsiz base metal alaşımı (Deva M, Degussa, Geschäftsbereich Dental, Germany) (%61 nikel, %26 krom, %11 molibden, %1.5 silisyum, %1'in altında kobalt, demir, sesium) kullanıldı. Döküm sonrası revetman artıkları, 50 µm'lik aliminyum oksit partikülleri (Korox 50 , Bego, Germany) ile kumlanarak temizlendi. Revetmanın temizlenmesi esnasında oluşabilecek madde kayıpları göz önüne alınarak, örneklerin kalınlığının 0.5 mm olup olmadığı dökümden sonra kumpas ile tek tek kontrol edildi. Standartların dışındaki örnekler çalışmaya dahil edilmedi, yerlerine yeni dökümler yapıldı.

Daha sonra metal alt yapı, porselen fırınında (Dekama Austramat 3000, Germany) üretici firmanın önerileri doğrultusunda, oluşan döküm gazları ve kirlenmeleri elimine etmek ve oksidasyon amacıyla bir ön ısıtma işlemine tabi tutuldu. Bütün bu işlemlerden sonra 10 adet metal alt yapı elde edilmiş oldu.

3.2.8 Metal-Seramik Örneklerin Dentin Porselenlerinin Hazırlanması

Opak ve dentin uygulamaları için Vita VMK 68 (Vita, Bad Suckingen, Germany) porseleni seçildi. Opak porselenin pişirme işlemi bu porselen için uygun 3 numaralı programda (933°C) yapıldı ve opak, tüm metal alt yapılar üzerine iki aşamada uygulandı.

Dentin pişirme işlemi 928°C’da yapıldı. Dentin uygulaması sırasında tüm örneklerin eşit kalınlığa sahip olmaları yine silikon kalıp yardımı ile sağlandı. Glazür işlemi 928°C’de vakumsuz yapıldı. Hazırlanan tüm örnekler şekil 5’de görülmektedir.



Şekil 5. Çalışmamızda kullanılan seramik örnekler

3.3 Test Örneklerinin Simantasyonu

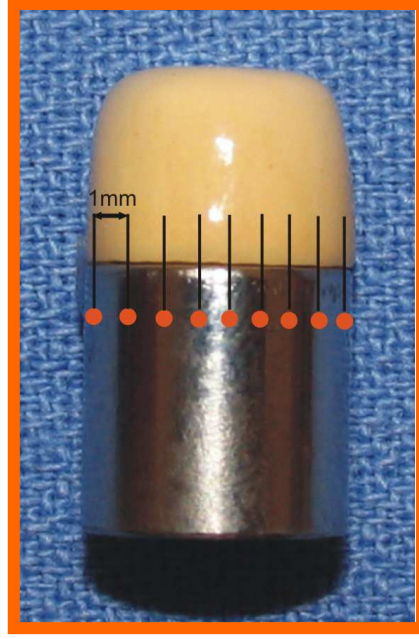
Yapımları tamamlanan seramik kronların simantasyonu amacı ile kronların iç yüzeylerine üretici firmaların önerileri doğrultusunda çeşitli yüzey işlemleri uygulandı. IPS Empress 2, Cercon ve Cerec-3 kronlara 2 dk boyunca % 9,6’lık hidroflourik asit (Cercamic Etching Gel; Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) uygulandıktan sonra 30 sn hava su spreyi ile kronun iç yüzeyi yıkanarak asit yüzeyden uzaklaştırıldı daha sonra silan (Monobond-S; Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) uygulandı ve 60 sn hava ile kurutuldu. In-Ceram kronların iç yüzeyleri ise 2.5 atm basınç altında 50 µm ‘lik kum ile kumlandı (Korox 50, Bego, Almanya) ve yine daha önce tarif edildiği şekilde silan uygulandı. Son olarak metal seramik kronların iç yüzeyleri 2.5 atm basınç altında 110 µm ‘lik kum ile kumlandı (Korox 110, Bego, Almanya).

Bu şekilde kronların yüzey işlemleri tamamlandıktan sonra adeziv rezin siman (Panavia F Light, Kuraray Co.,Osaka, Japan) homojen bir şekilde karıştırıldı ve kron içerisine uygulandı. Kronlar ilk yerleştirme esnasında parmak basıncı ile yerlerine oturtulup taşan simanlar temizlendikten sonra simanın sertleşmesi süresince sabit basınç altında tutulabilmeleri için Universal Test Cihazında (Llyod LRX, Llyod Instruments PIC., England) simanın sertleşmesi beklendi (8 kg-10 dk boyunca). Marjin bölgelerine 2 dk süre ile oxyguard (Panavia F Oxyguard II, Kuraray Co.,Osaka, Japan) uygulandı ve hava su spreyi ile 30 sn yıkandı. Daha sonra simantasyonu tamamlanmış olan kronlar, 24 saat oda ısısında distile su içinde bekletildi.

3.4 Test Örneklerinin Ölçümlerinin Yapılması

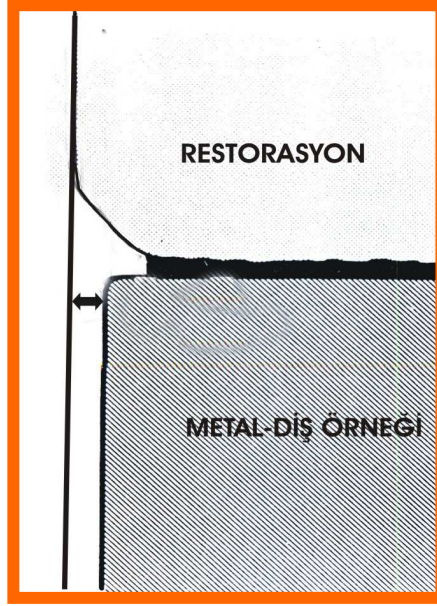
Ölçümler simantasyondan önce dikey yönde, simantasyondan sonra yatay ve dikey yönde olmak üzere yapıldı. Yatay ölçümlerin yapılmasını takiben örnekler akrilik bloklar içine gömüldü orta hattan kesit alınarak marjinal uyumlar ile birlikte internal uyum da değerlendirildi.

Simantasyondan önce yapılacak ölçümler için seramik kronlar metal dış örnekleri üzerine oturtuldu ve simante edilirken tekrar aynı konumda yerleştirilebilmeleri için her birinin konumu işaretlendi. Ayrıca ölçümler için de metal dış örneği üzerinde yaklaşık 1'er mm'lik aralıklarla rehber noktalar oluşturuldu. Örnekler bu şekilde hazırlandıktan sonra SEM (Jeol JSM 6335-F, Jeol Ltd., USA) mikroskobuna yerleştirildi. Metal dış örneği üzerinde oluşturulan işaretlerin rehberliğinde (Şekil 6) her noktanın olduğu bölgede kronun bitim sınırı ile metal dış örneği üzerinde oluşturulmuş olan basamak arasındaki mesafe ölçüldü, bu şekilde metal dış örneği üzerinde saat yönünde ilerleyerek rehber noktaların olduğu bölgelerden ölçümler tamamlandı ve her örnek için 30 adet ölçüm değeri kaydedildi daha sonra elde edilen bu 30 ölçüm değerinin de ortalaması alındı ve bu değer ölçümü yapılan seramik örnek için simantasyondan önce marjinal uyum değeri olarak kaydedildi. Bu ölçümler tamamlandıktan sonra kronlar simantasyon öncesinde belirlenen noktalar sayesinde tekrar aynı konumunda metal dış örnekleri üzerlerine simante edildi ve simantasyon sonrası ölçümler için mikroskoba yerleştirildi. Ölçümler yukarıda anlatılan şekilde tekrar edilip simantasyon sonrası ölçümler olarak kaydedildi.



Şekil 6. Dikey ölçümler için oluşturulan rehber noktaların temsili görüntüsü

Yatay ölçümler için simante edilmiş olan örnekler SEM mikroskobuna yerleştirildiler. Alınan görüntüler üzerinde ölçümler için kronların kole bölgesindeki en uç nokta seçildi (Şekil 7). Bu noktada kronun en dış noktası ile metal diş örneği üzerinde oluşturulmuş basamağın en dış noktası arasındaki yatay yöndeki mesafe ölçülerek kaydedildi. Yapılan bu ilk ölçümden sonra örnek mikroskoptan çıkartılıp metal diş örneği üzerindeki işaretlerin rehberliğinde 3 mm saat yönünde döndürülüp bu konumda tekrar mikroskoba yerleştirildi ve yine aynı şekilde ölçüm tekrarlandı. Bu şekilde her bir kron için 10 adet ölçüm değeri elde edildi. Elde edilen bu 10 ölçüm değerinin ortalaması alınarak ölçümü yapılan seramik örnek için yatay marjinal uyum değeri olarak kaydedildi.



Şekil 7. Yatay ölçümlerin yapıldığı bölgeyi gösteren temsili resim

Internal uyum değerlerinin ölçülebilmesi için simante edilmiş kronlar otopolimerizan akrilik rezin (Vertex, Dentimex, Zeist Netherland) içerisine gömüldüler ve Isomet (Isomet, Buekter Ltd, Lake Bluff, NY, USA) cihazında orta bölgeye yakın olacak şekilde kesitleri alındı. Alınan kesitler daha sonra sırası ile 200, 400 ve 600 gritlik zımparalar ile zımparalandı. Kesitler SEM mikroskobuna yerleştirildi, mikroskopta elde edilen görüntü üzerinde aralarında yaklaşık 500 µm mesafe olacak şekilde bir taraf basamak başlangıç noktasından karşıt taraftaki basamağın bitim sınırında kadar 30 adet ölçüm yapıldı. Her bir konda elde edilmiş olan 30 adet ölçümün ortalaması alınarak ölçümü yapılan seramik örnek için internal uyum değeri olarak kaydedildi.

SEM mikroskobunda dikey yöndeki ölçümler için alınan görüntüler 150 büyütme ile, yatay yöndeki ölçümler için 70 büyütmeyle ve internal uyum için alınan görüntüler ise 100 büyütme kullanılarak görüntülendi. Tüm ölçümler aynı teknisyen tarafından gerçekleştirildi.

3.5 Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

Beş farklı seramik restorasyon yapım yönteminin marjinal uyum değerlerinin incelenmesi amacı ile yapılan bu çalışmada dikey yönde simantasyondan önce ve sonra, yatay yönde ve internal uyum ölçüm değerleri Shapiro-Wilk testi ile normal dağılıma uygunluk yönünden araştırıldı ve karşılaştırmada tüm veriler normal dağılım gösterdiği görüldü ve grupların karşılaştırılmasında tek yönlü varyans (ANOVA) analizi kullanıldı.

Simantasyon öncesi ve sonrası dikey yöndeki marjinal uyum değerlerinin karşılaştırılması amacı ile yine artış miktarlarının normal dağılıma uygun olup olmadığı Shapiro-Wilk testi ile kontrol edildi ve değerlerin normal dağılım gösterdiği görüldü. Grupların karşılaştırılmasında bağımlı t testi kullanıldı. Anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ olarak kabul edildi. İstatistiksel analiz SPSS istatistik paket programı (SPSS 12.0.1, Chicago, IL, USA) kullanılarak yapıldı.

4. BULGULAR

4.1 Simantasyon Öncesi Yapılan Ölçümler

4.1.1 Dikey Yöndeki Ölçümlerin Değerlendirilmesi

Mikrometre (μm) cinsinden elde edilen simantasyon öncesi dikey yöndeki ortalama ölçüm değerleri (\bar{X}) ve standart sapmaları (S_x) tüm gruplar için Tablo 3' de görülmektedir.

Tablo 3. Dikey yöndeki simantasyon öncesi ortalama marjinal uyum değerleri

Dikey	Grup CER		Grup CR		Grup IN		Grup IPS		Grup MS	
1	81,50		27,44		100,24		51,87		117,68	
2	89,54		28,70		99,10		62,46		110,88	
3	75,49		30,48		116,94		57,12		119,74	
4	75,24		27,29		104,14		66,94		133,04	
5	66,26		38,23		97,97		54,34		115,11	
6	87,11		28,19		99,19		63,3		118,23	
7	86,21		33,72		117,25		64,03		132,61	
8	67,80		28,71		139,50		80,39		120,90	
9	66,19		25,65		93,83		64,25		124,81	
10	75,67		24,15		122,90		54,68		113,34	
$\bar{X} - S_x$	Ort	Std	Ort	Std	Ort	Std	Ort	Std	Ort	Std
MARJİNAL UYUM (ORTALAMA- μm)	77,10	$\pm 8,75$	29,26	$\pm 4,08$	109,11	$\pm 14,53$	61,94	$\pm 8,25$	120,63	$\pm 7,52$

Simantasyondan önceki ölçümlerde grupların karşılaştırması sonucu, en düşük değeri Cerec-3 (Grup CR) seramik kronlar gösterdi (29,26 μm) ve bu değer diğer tüm gruplardan anlamlı şekilde düşüktü ($p<0,001$). Daha sonra sırası ile IPS Empress 2 (Grup IPS) seramik kronlar, Cercon seramik kronlar (Grup CER), In-ceram seramik kronlar (Grup IN) ve son olarak Metal destekli seramik kronlar (Grup MS) geldi. Ancak Grup IN ve Grup MS arasında anlamlı bir farklılık oluşmadı ($p>0,05$)(Tablo 4)

Tablo 4. Dikey yönde ortalama marjinal uyum değerlerinin simantasyon öncesi grupların karşılaştırması sonucu elde edilen önemlilik durumları

Gruplar	Sig.
Grup CR-Grup IN	p<0,001
Grup CR-Grup IPS	p<0,001
Grup CR-Grup MS	p<0,001
Grup CR-Grup CER	p<0,001
Grup IN-Grup IPS	p<0,001
Grup IN-Grup MS	p>0,05
Grup IN-Grup CER	p<0,001
Grup IPS-Grup MS	p<0,001
Grup IPS-Grup CER	p<0,05
Grup CER-Grup MS	p<0,001

4.2 Simantasyon Sonrası Yapılan Ölçümler

4.2.1 Dikey Yöndeki Ölçümlerin Değerlendirilmesi

Mikrometre (μm) cinsinden elde edilen simantasyon sonrası dikey yöndeki ortalama ölçüm değerleri (\bar{X}) ve standart sapmaları (S_x) tüm gruplar için Tablo 5' de görülmektedir.

Tablo 5. Dikey yöndeki simantasyon sonrası ortalama marjinal uyum değerleri

Dikey	Grup CER		Grup CR		Grup IN		Grup IPS		Grup MS	
1	104,35		51,31		127,45		73,18		134,01	
2	105,79		40,49		121,22		90,03		123,58	
3	88,37		55,05		124,38		73,30		139,55	
4	92,52		54,00		116,84		85,72		133,97	
5	77,50		55,77		118,05		106,19		133,11	
6	98,20		44,89		121,59		78,70		137,57	
7	100,03		53,03		134,24		92,31		143,71	
8	76,56		50,11		160,11		85,39		137,81	
9	109,58		47,98		102,13		79,89		131,65	
10	82,68		45,34		128,01		65,30		136,77	
$\bar{X} - S_x$	Ort	Std	Ort	Std	Ort	Std	Ort	Std	Ort	Std
MARJİNAL UYUM (ORTALAMA- μm)	93,56	$\pm 11,92$	49,80	$\pm 5,03$	125,40	$\pm 14,89$	83,00	$\pm 11,63$	135,17	$\pm 5,39$

Simantasyondan sonraki ölçümlerde grupların karşılaştırması sonucu, en düşük değeri Grup CR gösterdi (49,80 μm) ve bu değer simantasyondan önce olduğu gibi diğer tüm gruplardan anlamlı şekilde düşüktü ($p<0,001$). Daha sonra sırası ile Grup IPS, Grup CER, Grup IN ve son olarak Grup MS geldi. Ancak simantasyondan önce yapılan ölçümlerden farklı olarak Grup IPS ve Grup CER arasında da Grup IN ve Grup MS 'de de anlamlı bir farklılık oluşmadı($p>0,05$) (Tablo 6).

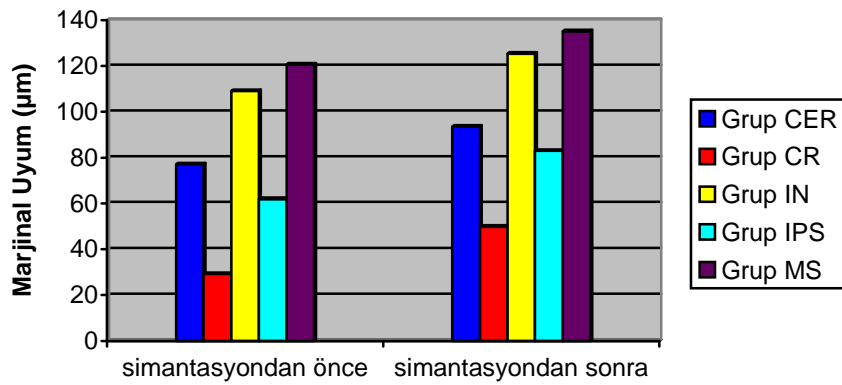
Tablo 6. Dikey yönde ortalama marjinal uyum değerlerinin simantasyon sonrası grupların karşılaştırması sonucu elde edilen önemlilik durumları

Gruplar	Sig.
Grup CR-Grup IN	p<0,001
Grup CR-Grup IPS	p<0,001
Grup CR-Grup MS	p<0,001
Grup CR-Grup CER	p<0,001
Grup IN-Grup IPS	p<0,001
Grup IN-Grup MS	p>0,05
Grup IN-Grup CER	p<0,001
Grup IPS-Grup MS	p<0,001
Grup IPS-Grup CER	p>0,05
Grup CER-Grup MS	p<0,001

Her grup için simantasyon sonrası simantasyon öncesine göre dikey yöndeki ortalama marjinal uyum değerlerindeki artışın anlamlı olup olmadığına bakıldığında tüm gruplar için elde edilen artış miktarları istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,001$) (Tablo 7). Simantasyon öncesinde ve sonrasında ortalama marjinal uyum değerlerinin dağılımları Şekil 8’de görülmektedir.

Tablo 7. Simantasyon sonrası dikey yöndeki marjinal uyum değer artışlarının önemlilik durumları

Dikey	Simantasyondan Önceki Ölçüm(μm)	Simantasyondan Sonraki Ölçüm(μm)	Fark(μm)	Sig.
Grup CER	77,10	93,56	16,46	$p<0,001$
Grup CR	29,26	49,80	20,54	$p<0,001$
Grup IN	109,11	125,40	16,29	$p<0,001$
Grup IPS	61,94	83,00	21,03	$p<0,001$
Grup MS	120,63	135,17	14,54	$p<0,001$



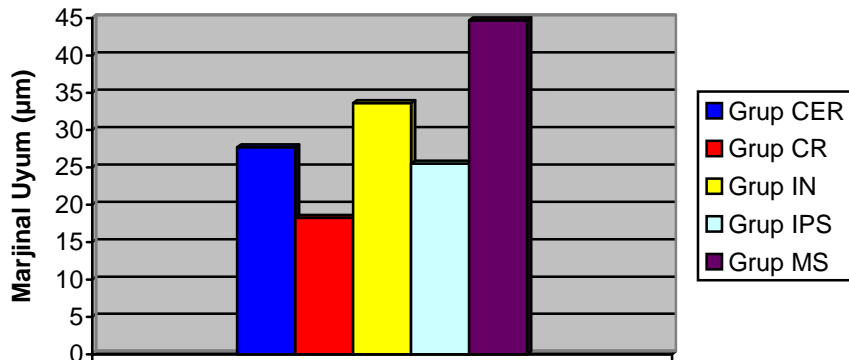
Şekil 8. Simantasyondan önce ve sonra ortalama marjinal uyum değerlerinin dağılımları

4.2.2 Yatay Yöndeki Ölçümlerin Değerlendirilmesi

Mikrometre (μm) cinsinden elde edilen yatay yöndeki ortalama ölçüm değerleri (\bar{X}) ve standart sapmaları (S_x) Tablo 8’de görülmektedir. Yatay yödeki ortalama marjinal uyum değerlerinin dağılımları Şekil 9’da görülmektedir.

Tablo 8. Yatay yönde ortalama marjinal uyum değerleri

Yatay	Grup CER		Grup CR		Grup IN		Grup IPS		Grup MS	
1	27,17		19,48		37,94		19,82		43,64	
2	25,80		20,87		35,29		29,08		34,84	
3	36,40		24,06		35,54		24,29		53,46	
4	25,10		14,82		32,67		35,13		61,88	
5	23,78		12,38		27,12		23,47		22,65	
6	30,36		20,49		31,19		28,28		32,65	
7	24,62		16,38		34,99		22,58		59,86	
8	35,52		23,75		43,37		27,46		43,79	
9	25,47		13,02		29,59		20,31		41,09	
10	22,93		17,28		28,37		24,91		53,09	
$\bar{X} - S_x$	Ort	Std	Ort	Std	Ort	Std	Ort	Std	Ort	Std
MARJİNAL UYUM (ORTALAMA- μm)	27,71	$\pm 4,80$	18,25	$\pm 4,15$	33,61	$\pm 4,89$	25,53	$\pm 4,60$	44,69	$\pm 12,54$



Şekil 9. Yatay yönde ortalama marjinal uyum değerlerinin dağılımları

Yatay yöndeki yapılan ölçümlerde grupların karşılaştırması sonucu, en düşük değeri Grup CR gösterdi (18,25 μm). Daha sonra sırası ile Grup IPS (25,53 μm), Grup CER (27,71 μm), Grup IN (33,61 μm) ve son olarak Grup MS (44,69 μm) geldi. Grup CR en düşük değeri göstermesine rağmen Grup CER ile anlamlı bir farklılık oluşturmadı ($p>0,05$). Grup IPS, Grup CER ve Grup IN arasında da istatistiksel olarak anlamlı farklılık oluşmamıştır ($p>0,05$). Ancak Grup MS diğer tüm gruplardan anlamlı şekilde daha yüksek bir değer ortaya koydu (**$p<0,001$**) (Tablo 9).

Tablo 9. Yatay yönde ortalama marjinal uyum değerlerinin grupları karşılaştırması sonucu elde edilen önemlilik durumları

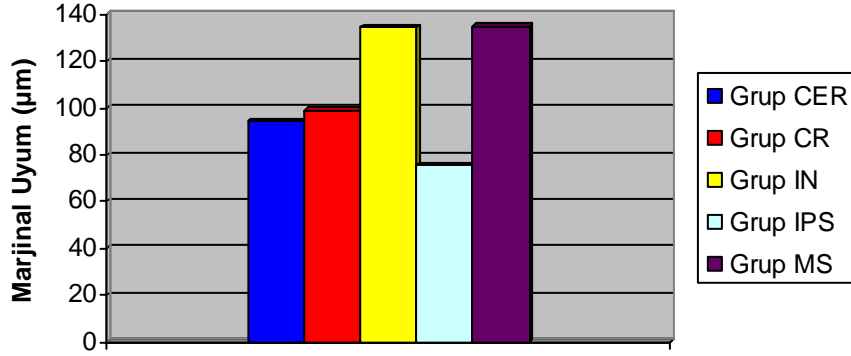
Gruplar	Sig.
Grup CR-Grup IN	$P<0,001$
Grup CR-Grup CER	$p<0,05$
Grup CR-Grup MS	$P<0,001$
Grup CR-Grup IPS	$p>0,05$
Grup IN-Grup IPS	$p>0,05$
Grup IN-Grup MS	$p<0,05$
Grup IN-Grup CER	$p>0,05$
Grup IPS-Grup MS	$P<0,001$
Grup IPS-Grup CER	$p>0,05$
Grup CER-Grup MS	$P<0,001$

4.2.3 İnternal Uyumun Değerlendirilmesi

Mikrometre (μm) cinsinden elde edilen ortalama internal uyum değerleri (\bar{X}) ve standart sapmaları (S_x) tablo 10' da görülmektedir. Ortalama internal uyum değerlerinin dağılımları şekil 10' da görülmektedir.

Tablo 10. Ortalama internal uyum değerleri

Internal Uyum	Grup CER		Grup CR		Grup IN		Grup IPS		Grup MS	
1	97,31		96,89		130,36		74,32		139,65	
2	94,30		89,30		131,56		76,91		134,78	
3	98,10		99,10		145,70		73,30		130,73	
4	93,72		101,20		134,18		76,65		135,98	
5	87,50		100,30		138,09		72,87		132,87	
6	100,20		98,70		140,47		77,43		131,57	
7	96,52		97,30		128,27		72,21		140,41	
8	89,98		101,55		133,65		79,70		138,48	
9	96,70		102,00		129,90		78,66		130,38	
10	87,60		104,04		134,96		72,81		134,37	
$\bar{X} - S_x$	Ort	Std	Ort	Std	Ort	Std	Ort	Std	Ort	Std
INTERNAL UYUM (ORTALAMA- μ m)	94,19	$\pm 4,46$	99,04	$\pm 4,07$	134,71	$\pm 5,38$	75,48	$\pm 3,66$	134,92	$\pm 3,65$



Şekli 10. Ortalama internal uyum değerlerinin dağılımları

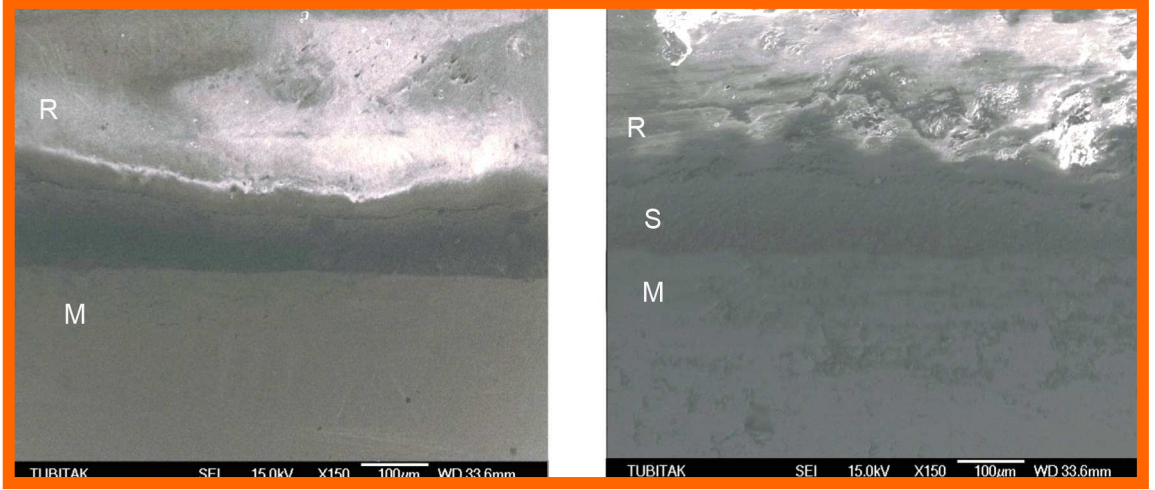
Internal uyum ölçümlerinde grupların karşılaştırması sonucu, en düşük değeri Grup IPS (75,48 μ m) gösterdi. Sonra sırası ile Grup CER (94,19 μ m), Grup CR (99,04 μ m), Grup IN (134,71 μ m) ve Grup MS (134,92 μ m) sıralanmışlardır. Grup IPS tüm gruplardan anlamlı derecede farklılık göstermiş ($p < 0.001$) ancak Grup CER ile Grup CR arasında ve Grup IN ile Grup MS arasında anlamlı farklılıklar gözlenmemiştir ($p > 0,05$) (Tablo 11).

Tablo 11. Ortalama internal uyum değerlerinin grupların karşılaştırması sonucu elde edilen önemlilik durumları

Gruplar	Sig.
Grup CR-Grup IN	p<0,001
Grup CR-Grup IPS	p<0,001
Grup CR-Grup MS	p<0,001
Grup CR-Grup CER	p>0,05
Grup IN-Grup IPS	p<0,001
Grup IN-Grup MS	p>0,05
Grup IN-Grup CER	p<0,001
Grup IPS-Grup MS	p<0,001
Grup IPS-Grup CER	p<0,001
Grup CER-Grup MS	p<0,001

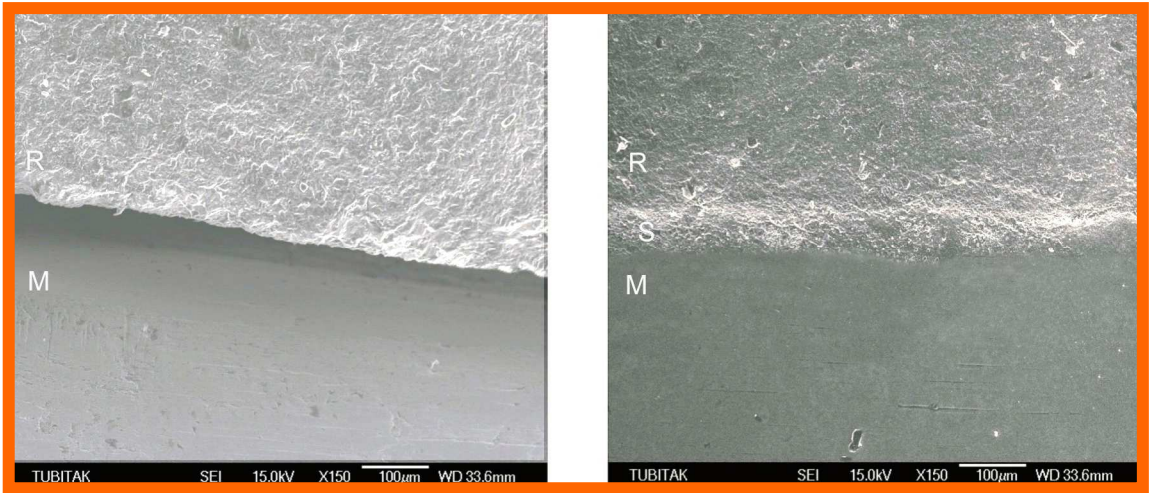
4.3 SEM GÖRÜNTÜLERİ

Çalışmamızda dikey yönde yapılan marjinal uyum ölçümlerinin simantasyon öncesi ve sonrası SEM görüntüleri Şekil 11 ile Şekil 15 arasında görülmektedir. SEM görüntülerinde simantasyon sonrası dikey yöndeki marjinal uyum miktarındaki artış görülebilmektedir.



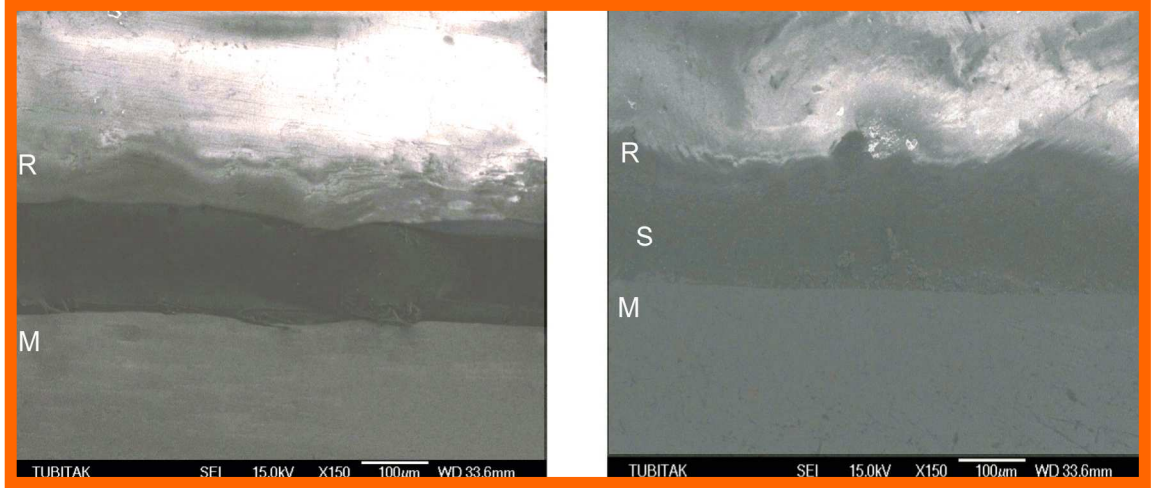
R: Restorasyon, M: Metal Diş Örneği, S: Siman

Şekil 11. Bir Cercon kronun simantasyondan önceki (solda) ve sonraki (sağda) SEM görüntüleri



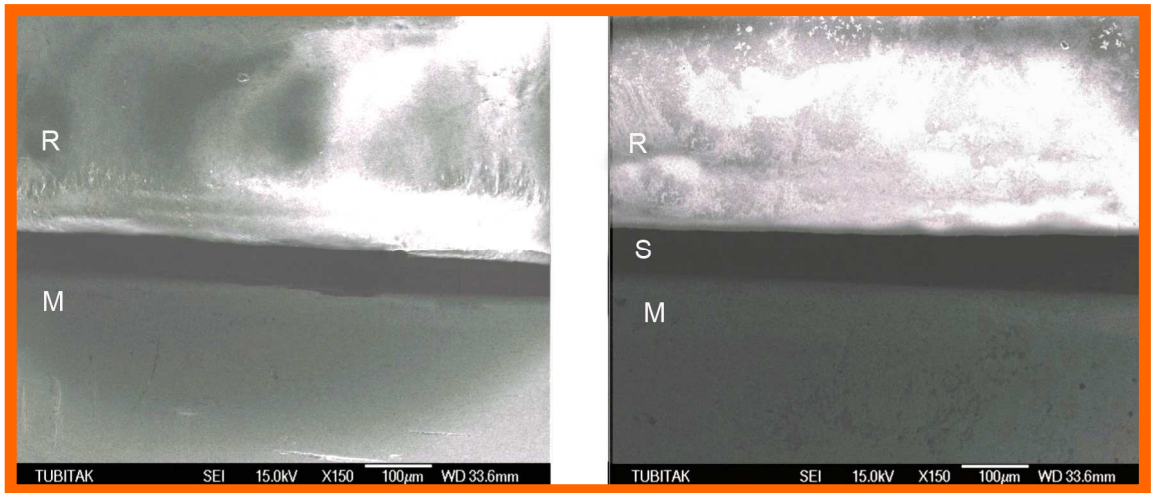
R: Restorasyon, M: Metal Diş Örneği, S: Siman

Şekil 12. Bir Cerec-3 kronun simantasyondan önceki (solda) ve sonraki (sağda) SEM görüntüleri



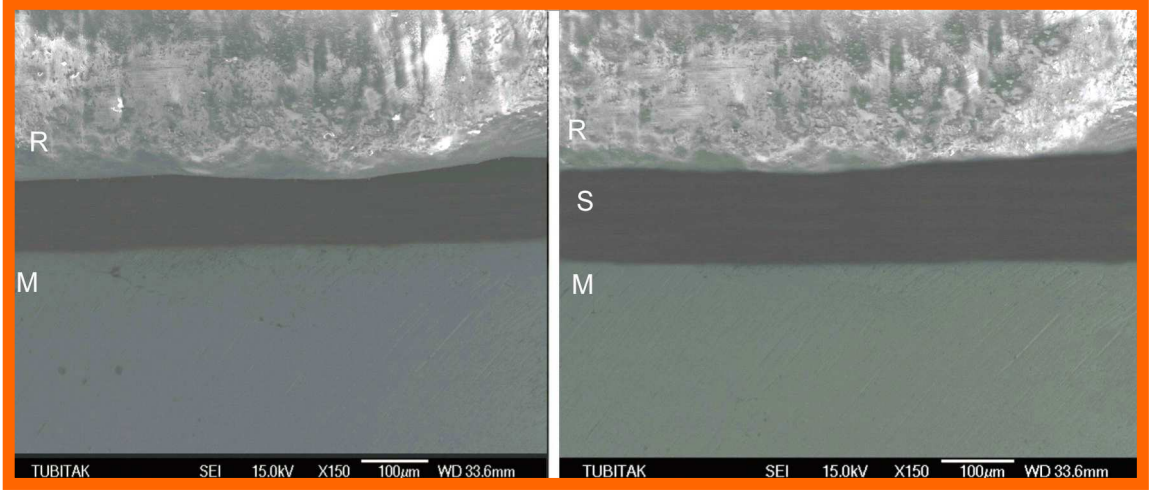
R: Restorasyon, M: Metal Diş Örneği, S: Siman

Şekil 13. Bir In-ceramik kronun simantasyondan önceki (solda) ve sonraki (sağda) SEM görüntüleri



R: Restorasyon, M: Metal Diş Örneği, S: Siman

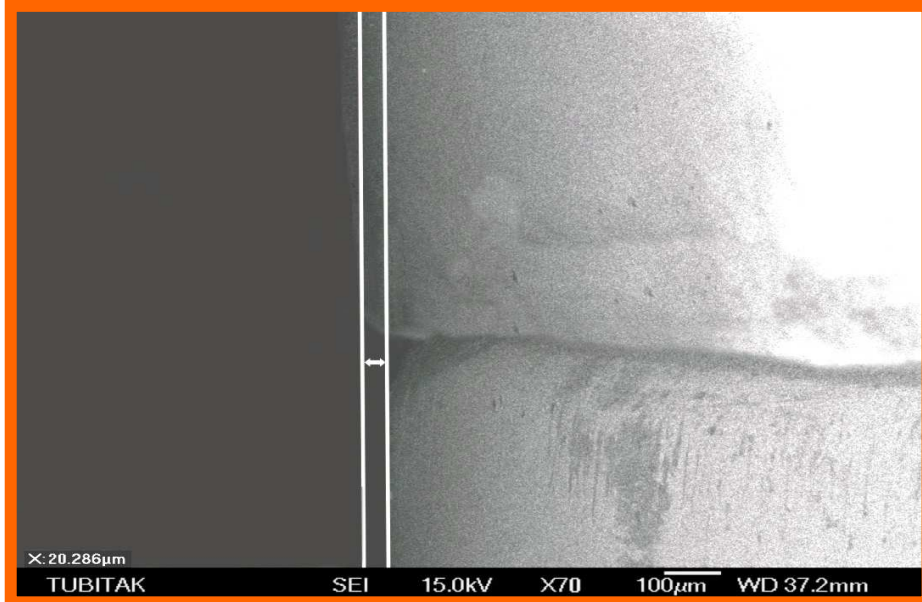
Şekil 14. Bir IPS Empress 2 kronun simantasyondan önceki (solda) ve sonraki (sağda) SEM görüntüleri



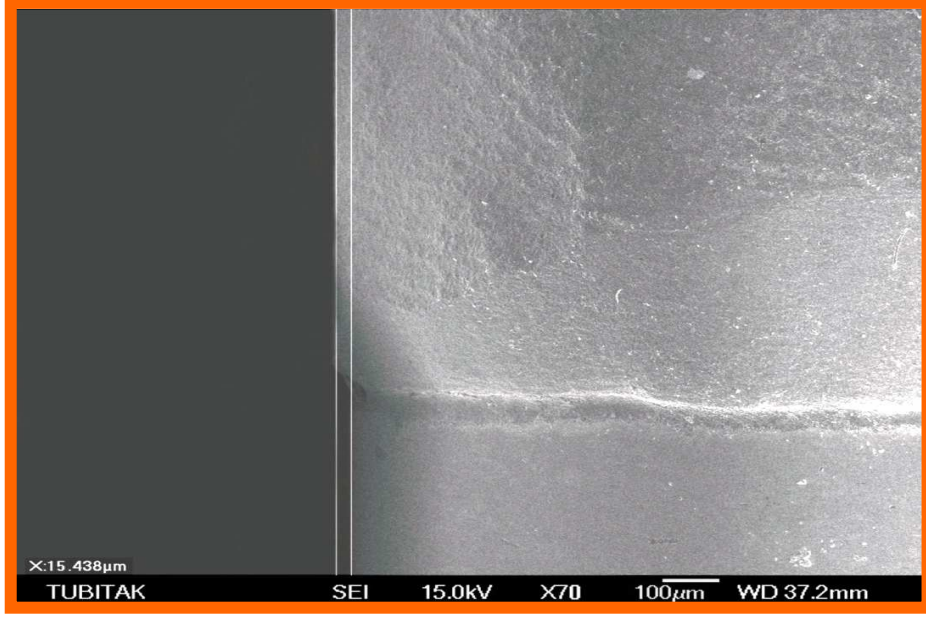
R: Restorasyon, M: Metal Diş Örneği, S: Siman

Şekil 15. Bir Metal-seramik kronun simantasyondan önceki (solda) ve sonraki (sağda) SEM görüntüleri

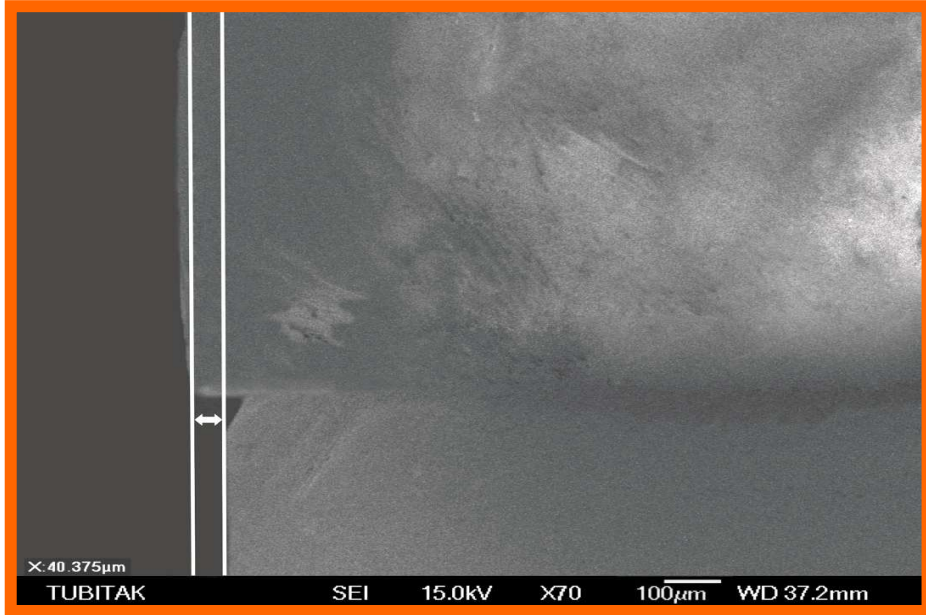
Çalışmamızda yatay yöndeki marjinal uyum ölçümlerinin yapılabilmesi için alınmış SEM görüntüleri aşağıda Şekil 16 ile Şekil 20 arasında görülmektedir. Alınan görüntüler arasında yatay yönde yapılan ölçümlerde metal destekli seramik kronun daha yüksek bir yatay uyum değeri değer verdiği görülmektedir.



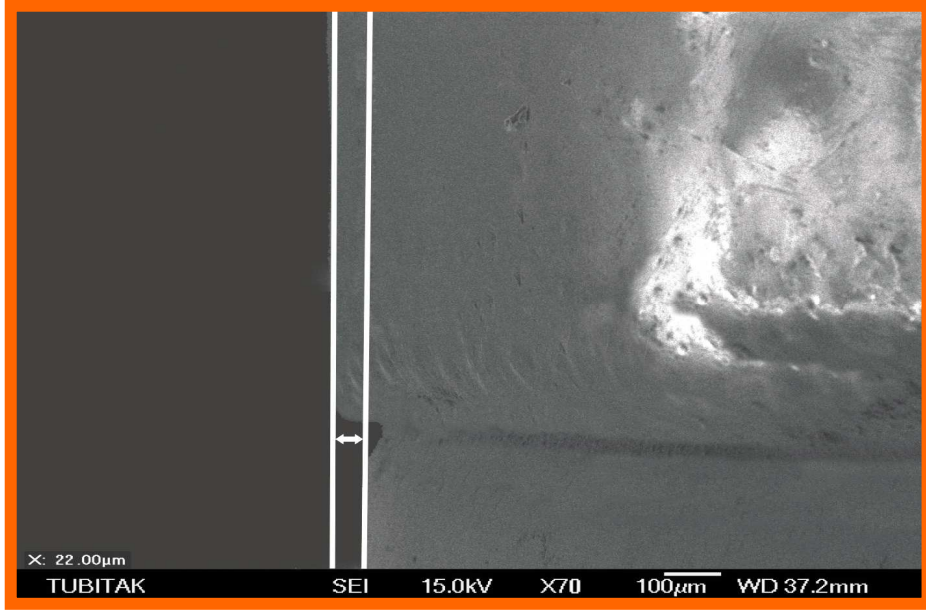
Şekil 16. Bir Cercon kronun yatay yöndeki marjinal uyum ölçümü için alınmış SEM görüntüsü



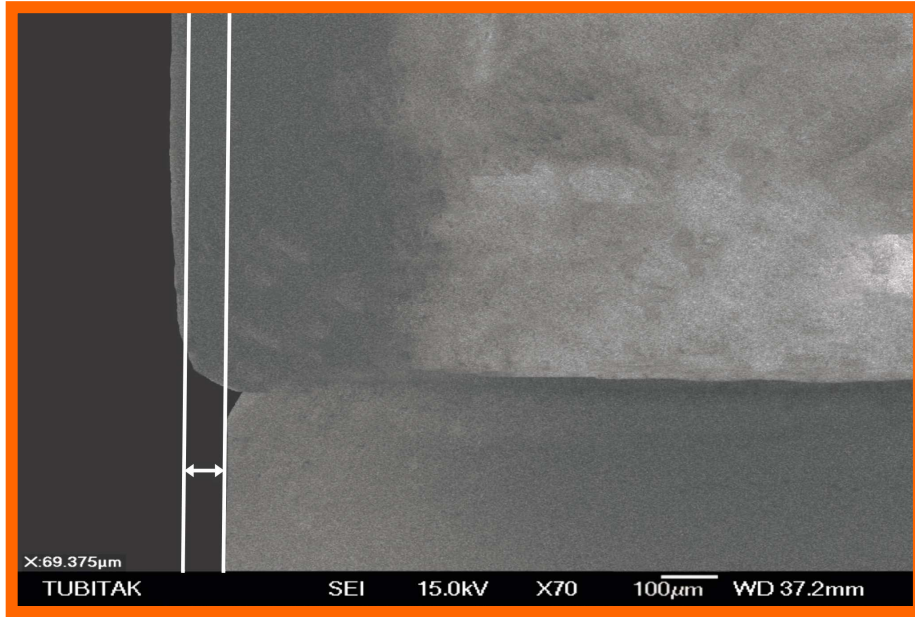
Şekil 17. Bir Cerec-3 kronun yatay yöndeki marjinal uyum ölçümü için alınmış SEM görüntüsü



Şekil 18. Bir In-Ceram kronun yatay yöndeki marjinal uyum ölçümü için alınmış SEM görüntüsü

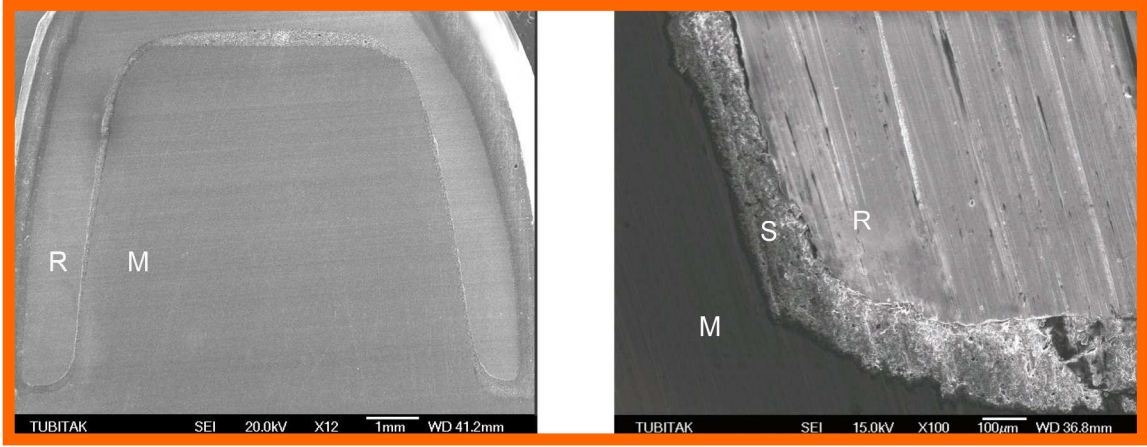


Şekil 19. Bir IPS Empress 2 kronun yatay yöndeki marjinal uyum ölçümü için alınmış SEM görüntüsü



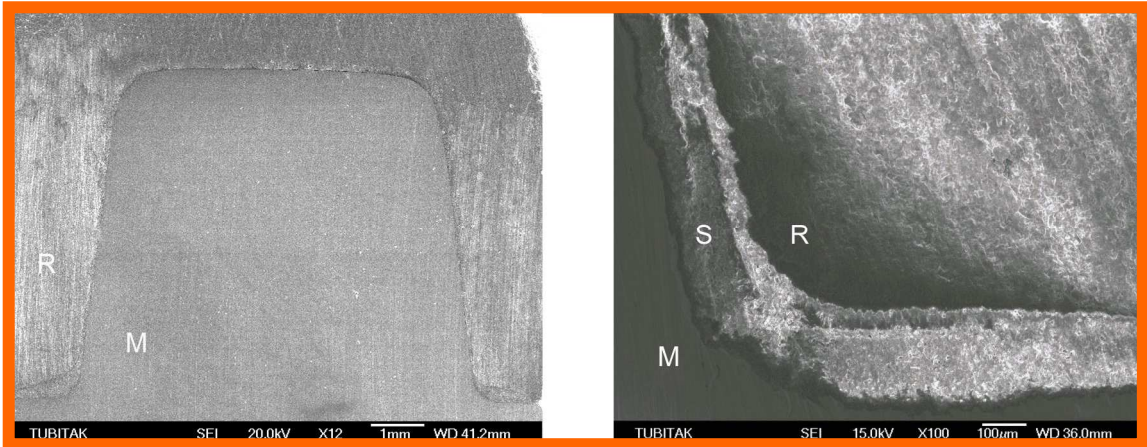
Şekil 20. Bir Metal-seramik kronun yatay yöndeki marjinal uyum ölçümü için alınmış SEM görüntüsü

Çalışmamızda internal uyumun değerlendirilmesi için alınmış kesitlerin SEM görüntüleri şekil 21 ile şekil 25 arasında görülmektedir. Özellikle aksiyel duvar ile basamak geçişi bölgesindeki basamak uyumu en iyi olarak IPS Empress 2 kronlarda gözlemlenmektedir.



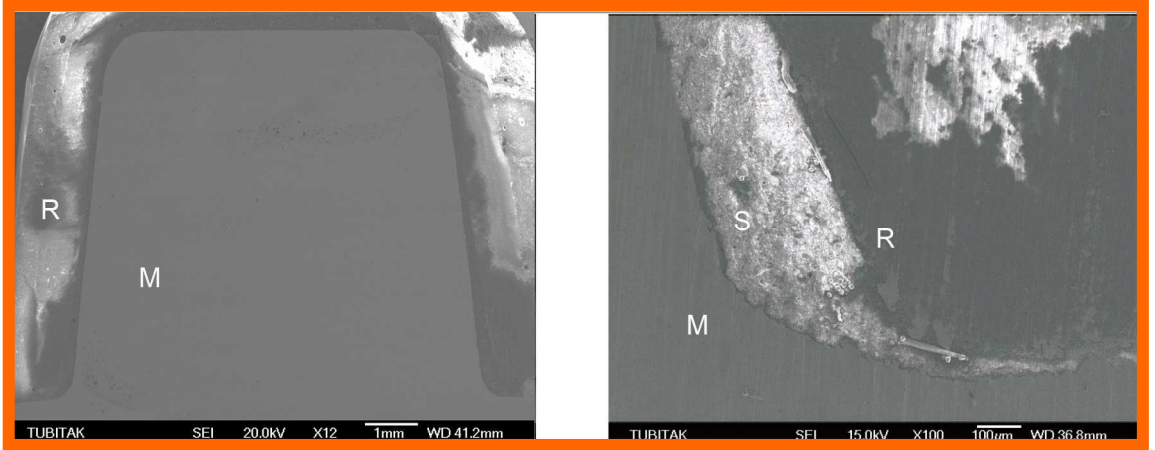
R: Restorasyon, M: Metal Diş Örneği, S: Siman

Şekil 21. Bir Cercon kronun internal uyum ölçümleri için alınmış SEM görüntüleri



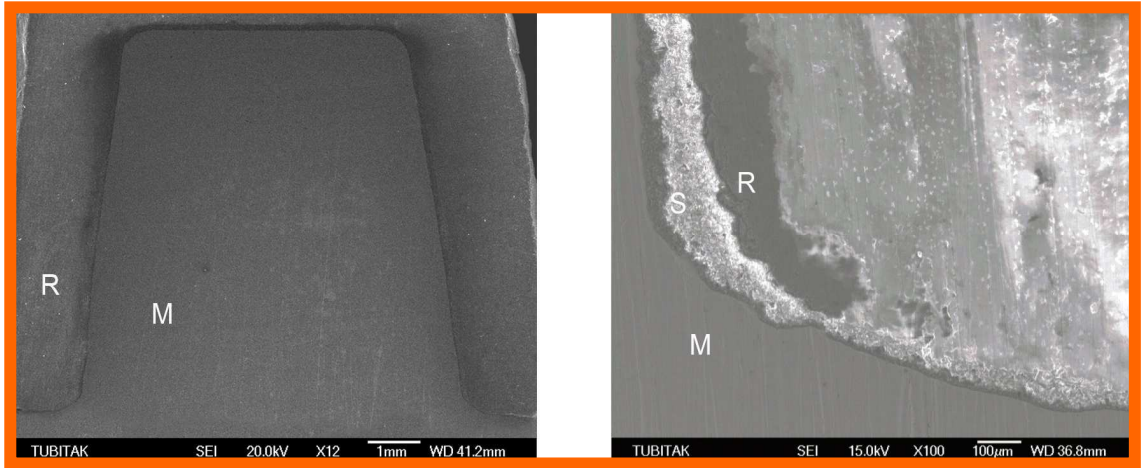
R: Restorasyon, M: Metal Diş Örneği, S: Siman

Şekil 22. Bir Cerec-3 kronun internal uyum ölçümleri için alınmış SEM görüntüleri



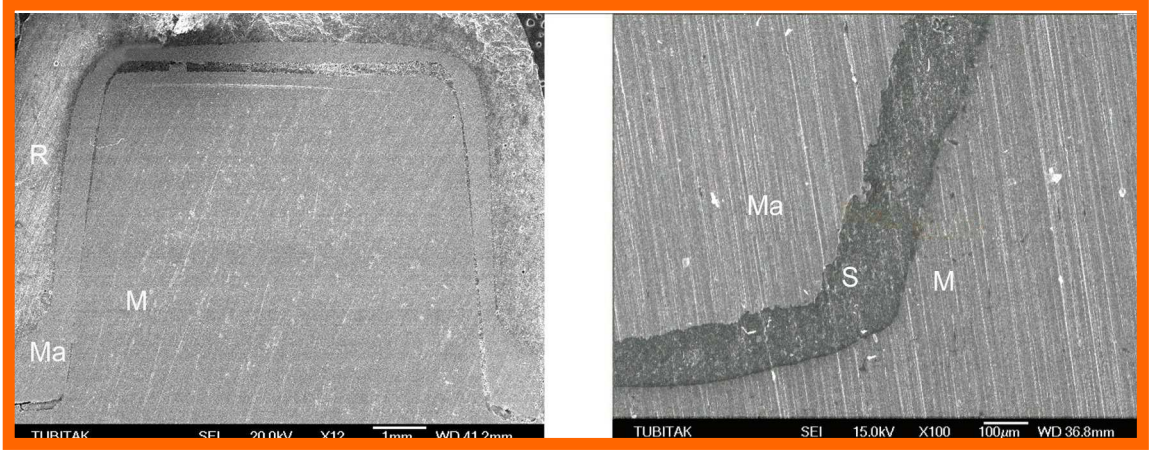
R: Restorasyon, M: Metal Diş Örneği, S: Siman

Şekil 23. Bir In-Ceram kronun internal uyum ölçümleri için alınmış SEM görüntüleri



R: Restorasyon, M: Metal Diş Örneği, S: Siman

Şekil 24. Bir IPS Empress 2 kronun internal uyum ölçümleri için alınmış SEM görüntüleri



R: Restorasyon, M: Metal Diş Örneği, Ma: Metal Alt Yapı, S: Siman

Şekil 25. Bir Metal-seramik kronun internal uyum ölçümleri için alınmış SEM görüntüleri

5. TARTIŞMA

Protetik tedavilerde başarının temel ölçütleri arasında yer alan estetik dişhekimliğinde çağlar boyu ilgi sahası olmuştur. Bu nedenle estetik açıdan en uygun materyal ve tekniklerin arayışı süregelen ve halen devam etmektedir.

Bu arayışın bir sonucu olan porselen materyali her zaman estetiğin bir simgesi olmasına rağmen, materyalin mekanik olarak bazı temel özelliklerine bağlı yetersizlikleri bu arayışın günümüzde de sürmesinin odak noktasını teşkil etmektedir. Bu özelliklerinin başında kırılabilirliği, çekme ve makaslama streslerine karşı dayanımının yetersiz oluşu gelmektedir (Akın, 1999).

Metal seramiklerin gelişmesi ve mekanik başarısızlıkların karşılanması ile ilgili yeterli sonuçlar alınmışsa da, ışık geçirgenliğinin yetersiz oluşu, metallerin korozyon özelliği, marjinal uyumun sağlanmasındaki zorluk gibi faktörler, metal desteksiz seramiklere olan ilginin her zaman devam etmesine yol açmış, bu konudaki arayışı devam ettirmiştir.

Son yıllarda teknolojinin gelişmesine paralel olarak günlük kullanıma girmiş olan dayanımı arttırılmış seramikler ve klasik ilave ile üretim teknolojisine alternatif olan aşındırma ile üretim teknikleri bu arayışın bir sonucudur. Bu nedenlerle güncel kullanıma girmiş, güçlendirilmiş seramik materyalleri ve aşındırma ile üretim teknolojisi ile üretilen restorasyonların karşılaştırılması araştırmamızın temelini teşkil etmiştir.

Seramiklerin dayanımının arttırılmasında birçok teknik geliştirilmişse de, ülkemizde rutin olarak kullanıma girmiş, preslenebilir seramik (IPS Empress 2), ve Slip casting (In-ceram) teknikleri ile üretilen kronlar araştırma materyali olarak seçilmişlerdir. Yakın zamana kadar diş hekimliğinde genellikle ilave ile üretim teknolojisi kullanılırken, materyalin hazırlanmasına ve üretim aşamalarının neden olduğu deformasyonlara bağlı başarısızlıkları minimuma indirdiğine inanılan aşındırma teknolojisi (CAD-CAM) ile üretilen diğer iki kron tipi, Cerec-3 ve Cercon araştırma materyalleri arasında yer almıştır. Bütün bu materyaller bu konuda günümüzde de temel yapı olarak kabul edilen metal-seramik kronlarla karşılaştırılmıştır.

Restorasyonların başarısının değerlendirilmesinde birçok mekanik test yöntemi kullanılmaktaysa da, biyolojik bir ortamda kullanılan bu restorasyonların başarısında

marjinal uyumların değerlendirilmesi son derece önemlidir (Sulaiman ve ark., 1997). Marjinal uyum periodontal sağlık ve estetik sonuçlar açısından ön planda yer almaktadır. Bu nedenle araştırmamızda test örneklerinde marjinal uyumun değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Marjinal uyumun değerlendirilmesi ile ilgili kaynaklar incelendiğinde birçok araştırmacı tarafından birçok yöntem geliştirdiği görülecektir. Kullanılan test yöntemleri arasında, çoğunlukla direkt mikroskopik ölçüm ve kesit alarak değerlendirme tercih edilmiştir (Abbate ve ark., 1989; Weaver ve ark., 1991; Pera ve ark., 1994; Sulaiman ve ark., 1997; Lin ve ark., 1998; Beschmidt ve Strub, 1999; Yeo ve ark., 2003; Wolfart ve ark., 2003; Suarez ve ark., 2003; Albert ve El-Mowafy., 2004).

Çalışmamızda da marjinal uyumun değerlendirilmesi amacıyla direkt mikroskopik yöntem ve kesit alma yöntemleri kullanılmıştır. Direkt mikroskopik değerlendirme, uygulaması kolay, hızlı ve örneklerin zarar görmemesinden dolayı tekrarlanabilir bir yöntem olmasına rağmen çok hassas ölçümlerin yapılması mümkün olmamaktadır. Bu nedenle kesit alma yöntemi ile sonuçlar desteklenmiştir. Kesit alma yönteminde simante edilmiş restorasyonlar bir rezin materyalinin içerisine gömülerek kesit alınmaktadır. Zaman alıcı ve restorasyonların bir daha kullanılamaz hale getiren bir tekniktir ancak kesit alma yöntemi ile kenar uyumsuzluğu, direkt mikroskopik incelemeye göre daha net ve standart bir şekilde ortaya konabilmektedir (Sorensen, 1990).

Her iki ölçüm yönteminde de ölçümler için ışık mikroskobu, stereomikroskop, dijital mikroskop kullanılabilir ancak bu cihazların kullanıldığı durumlarda restorasyonların kenar bitim çizgilerinin açık olması gerekmektedir. Ölçüm noktaları iyice belirlenmeli ve aynı düzlem üzerinde yer almalıdır. Çalışmamızda da bütün bu sınırlamaların önüne geçebilmek ve tam bir standardizasyon sağlayabilmek için SEM incelemesi tercih edilmiştir. SEM kullanımında odaklama derinliği klasik mikroskopik değerlendirmeden daha iyi olduğundan aynı düzlem üzerinde olmayan iki noktanın ölçümü mümkün olabilmesi yanında, ölçümler mikroskobun ekranından yapılabildiği gibi fotoğrafik görüntüler üzerinden de yapılabilmektedir (Sorensen, 1990).

Kenar uyumları açısından internal uyum da son derece önemlidir. Teorik olarak yapıştırıcı simanın kalınlığının 20–40 µm aralığında olması gerektiği bildirilmiştir (Levine; 1989). Siman film kalınlığının artması veya azalması internal

uyumu ve bağlantılı olarak marjinal uyumu etkilemektedir. Marjinal ve internal uyumun değerlendirilmesinde siman film kalınlığının etkili olduğu ve bu kalınlığın belirtilen değerlerin dışında olmasının internal uyumla beraber marjinal uyumu da etkilediği Nakamura ve ark.'nın (2003) çalışmasında belirtilmiştir. Bu nedenle araştırmamızda alınan kesitler üzerinde internal uyum ölçümleri de yapılmıştır (Sulaiman ve ark., 1997; Ushivata ve Moraes, 2000; Petteno ve ark., 2000).

Marjinal uyumun incelenmesi amacı ile yapılan birçok çalışmada ölçüm noktalarının sayısı konusunda literatürde ortaya konabilmiş herhangi bir standart yoktur. (Abbate ve ark., 1989; Weaver ve ark., 1991; Sulaiman ve ark., 1997; Beschnidt ve ark., 1999; Wolfart ve ark., 2003). Groten ve arkadaşları (2000) marjinal uyum açısından değerlendirilecek kromda ölçüm yapılacak nokta sayısının artırılmasının standart sapmaları azaltacağını ve böylelikle elde edilen sonuçların klinik açıdan daha güvenilir olacağını belirtmiştir. Çalışmamızda da aralarında eşit mesafeler olacak şekilde tüm kron çevresinden dikey yönde simantasyondan önce ve sonra 30'ar ölçüm, yatay yönde 10 ölçüm ve internal uyumun değerlendirilmesi için de yine 30 ölçüm yapılmış ve ölçüm sayıları artırılarak sonuçların istatistiksel değerlendirilmesinde standart sapmaların düşürülmesi amaçlanmıştır.

Destek diş örneklerinin hazırlanmasında doğal dişlerde standart bir preparasyonun sağlanmasının çok daha zor olması nedeniyle doğal diş yerine metal diş örnekleri tercih edilmiştir. Bu doğrultuda literatürde marjinal uyumun değerlendirildiği birçok çalışmada da standardizasyonun sağlanabilmesi ve aşınmayı önlemek amacı ile metal veya rezin day'lar kullanılmıştır (Weaver ve ark., 1991; Syu ve ark., 1993; Pera ve ark., 1994; Cho ve ark., 2004).

Prepare edilmiş diş taklit eden bu metal diş örneklerinin hazırlanmasında temel diş preparasyon prensipleri takip edilmiş (Shillingburg ve ark.,1997), kenar sonlanma şekli olarak literatürde birçok araştırmacının tavsiye ettiği şekilde (Probster, 1993; Pera ve ark., 1994; Beschnidt ve Strub, 1999) iç açısı yuvarlatılmış shoulder uygulanmıştır.

Çalışmamızda klasik ilave ile yapım yöntemlerinden üst yapı kron restorasyonlarının yapımı için IPS Empress 2 ve In-Ceram yöntemleri kullanılmıştır. IPS Empress 2 tekniğinde fabrikasyon olarak belirli standartlarda hazırlanan porselen bloklar özel fırınlarda yumuşatılarak kalıp içine preslenmektedir. Bu yöntemle hem

fabrikasyon olarak belirli özelliklerde hazırlanan porselen yapı kullanılırken hem de büzülmenin tolere edilmesi nedeniyle boyutsal stabiliteye sahip bir restorasyon elde edilmektedir. In-ceram yönteminde ise slip-casting yöntemi ile hazırlanan porselen koping cam infiltrasyon yöntemi ile desteklenmekte ve metal desteğe yakın özelliklere sahip bir porselen alt yapı elde edilmektedir. Bu konuda ilave yapım yöntemleri arasında Dicor, Optec, Cerestore, gibi sistemler olmasına rağmen, literatür bulguları değerlendirildiğinde klinik ve laboratuvar testlerinin sonuçlarına göre yeterli değerlere sahip olmaları ve ülkemizde yaygın olarak kullanılmaları nedeni ile yukarıda adı geçen kron sistemleri tercih edilmiştir (Shearer ve ark., 1996; Sulaiman ve ark., 1997; Yeo ve ark., 2003).

Aşındırma tekniğinde kullanılan materyalin hazır bloklar halinde fabrikasyon olarak temin edilmesi yapım aşamasında materyalin özelliğini etkileyici hataları engellemektedir. Ayrıca klasik yöntemlerdeki ölçü alma, day elde etme, revetmana alma ve döküm aşamalarında meydana gelecek olan termal ve mekanik değişimlerin etkisi ortadan kalkmaktadır. Son yıllarda bir çok yeni teknik (Procera, Celay, Duret, Denticad) geliştirilmekteyse de test örneklerimizin yapımında, yeterli literatür bulgularına sahip olmaları ve yaygın olarak kullanılmaları nedeniyle Cerec-3 ve Cercon teknikleri tercih edilmiştir. Cerec-3 yönteminde ölçü alma, day oluşturulma ve modelasyon, bilgisayar ortamında sistemin optik okuyucusu ve yazılım programı tarafından gerçekleştirilmesi nedeniyle, klasik yapım aşamalarına bağlı hatalar elimine edilmektedir. Cercon yönteminde ise restorasyonun yapımı için örnek bir modele ihtiyaç duyulması nedeniyle restorasyonun yapılacağı bölgenin ölçüsü alınarak, yapılan day üzerinde bitim için sistemin tarayacağı bir örnek mum model oluşturulmaktadır. Daha sonra Cercon sistemin frezeleme ünitesi bu veriler doğrultusunda mum örneğin aynısını seramik bloktan aşındırma yaparak oluşturmaktadır (Cercon Zirconia, 2002). Bu yöntemde de istenilen özelliklere sahip porselen (zirkonyum) blokların kullanılması ve ilave ile üretim yönteminde imalatta hatalara yol açan etaplardan kaldırılmaktadır.

Diş üzerinde oluşturulan basamak ile restorasyonun bitim sınırı arasındaki dikey yöndeki mesafenin miktarı restorasyonun uyumunu belirlerken; yatay yöndeki mesafe ise periodontal hastalıklar ile yakından ilişkili olarak basamak formlarının taşkınlık miktarını ortaya koymaktadır (Tinschert J. ve ark., 2001). Çalışmamızda da bu nedenle marjinal uyumun karşılaştırılmasında, simantasyon öncesi dikey, ve

simantasyon sonrası kronların dikey ve yatay yöndeki uyum ölçümleri kullanılmıştır. Çalışmamızda yatay yönde yapılan ölçümler, test örneklerinin basamaktan taşkınlık miktarının değerlendirilmesi ve klinik kabul edilebilir sınırlar içerisinde olup olmadığının incelenmesi için yapılmış olup, simantasyonun yatay uyum üzerindeki etkisi incelenmemiştir. Bu nedenle yatay yöndeki ölçümlerimiz sadece restorasyonların simantasyonundan sonra yapılmıştır.

Her ne kadar metal diş örneği kullanımı nedeni ile siman kullanımı ikinci planda olmasına rağmen standardizasyonun sağlanması amacı ile araştırmamızda simantasyon işlemi uygulanmıştır (Beschnidt ve Srtub, 1999; Wolfart ve ark., 2003). Simantasyon işlemi sırasında çoğunlukla parmak basıncı uygulanmaktadır. Yaklaşık olarak 8 ± 1.3 kg olan bu basıncı standardize etmek için universal test cihazı kullanılmıştır. İlgili kaynaklar incelendiğinde uygulanan kuvvetin miktarının artırılmasının uyumu etkilemediği daha yüksek basıncın restorasyonda başarısızlıklara yol açtığı rapor edilmiştir (Weaver ve ark., 1991).

Çalışmamızda metal day kullanılması doğal diş ile elde edilen sonuçlardan farklı sonuçlar olmasına yol açmaktadır. Daha önce bu konuda yapılan çalışmalar arasındaki farklılıklar araştırmacıların marjinal uyum değerlerinin ölçümündeki kullanmış oldukları farklı araçlara da dayandırılabilir, şöyle ki bizim çalışmamızda ölçümlerin yapılması için kullanılan SEM mikroskobunun aksine bazı araştırmacılar dijital mikroskop (Abbate ve ark.;1989, Suarez ve ark.;2003), bazıları stereomikroskop (Pera ve ark.;1994, Beschnidt ve Strub.; 1999), bazıları bilgisayara bağlantılı ışık mikroskobu (Rinke ve ark.;1995, Albert ve El-Mowafy ark.;2004) kullanmayı tercih etmişlerdir. Dikey yöndeki marjinal uyum ile ilgili literatür çalışmaları değerlendirilmesi sonucu marjinal uyumda elde edilen değerlerin 28 – 160 μm arasında değiştiği görülecektir (Wolfart ve ark., 2003). Marjinal uyum konusunda Mclean ve Fraunhofer (1971) 120 μm 'yi marjinal uyum açısından klinik kabul edilebilir sınır olarak bildirmişler ve bu değer literatürde genel olarak kritik sınır olarak kabul edilmiştir(Suarez ve ark., 2003).

Dikey yöndeki simantasyon öncesi marjinal uyum ile ilgili araştırma bulguları değerlendirildiğinde en başarılı uyum değeri Cerec-3 kronlarda tespit edilmiş (29,26 μm) bundan sonra sırası ile IPS Empress 2 (61,94 μm), Cercon (77,10 μm), In-Ceram (109,11 μm), Metal destekli seramik kronlar (120,63 μm) gelmiştir. Total olarak bakıldığında tüm değerlerin literatürde kabul edilebilir değerler olan 50–120 μm

arasında yer almış olması araştırmanızda değerlendirdiğimiz yöntemlerin klinik olarak kullanılabilir olduğunu ortaya koymaktadır (Suarez ve ark., 2003).

En başarılı uyum değerinin elde edildiği Cerec-3 yönteminde lu alma, day modeli oluşturma, modelasyon ve döküm işlemlerinin olmaması nedeni ile beklenen iyi değerler elde edilmiştir. Nakamura ve ark.'nın (2003) yapmış olduğu çalışmada Cerec-3 kronlar için bildirdiği değer (53-67 μm) alışmamızla paralellik göstermektedir.

İkinci sırada yer alan IPS Empress 2 yönteminde fabrikasyon olarak hazırlanmış, mekanik özellikleri geliştirilmiş olan porselen kitesi ısı ile yumuşatılarak basınçla kalıp içerisine yönlendirilmektedir. Presleme sonrası soğuma esnasında restorasyondaki termal bzlmenin döküm konisinde yumuşak durumdaki porselen kitesi ile dengelenmesi ve kullanılan özel revetmanın termal genleşmesi ile karşılandığı için bzlme çok düşük (% 0.2) bir oranda geekleşmektedir (Sulaiman ve ark., 1997). Materyalin fabrikasyon olarak hazırlanmış olması, kondenzasyon eksikliği nedeni ile oluşacak boyutsal değişimi de engelleyecektir. Çalışmamızda IPS Empress 2 için bulunduğumuz sonuçlar Sulaiman ve ark.'nın (1997) (63 μm) bildirdikleri sonuçlar ve Krejici ve ark.'nın (1992) IPS Empress inleyler üzerinde yaptığı çalışmada bildirdiği sonuçlar (78,2 μm) ile aynı doğrultudadır. Yeo ve ark. da (2003) IPS Empress 2 kronların marjinal uyum değerlendirmelerinde (46 μm) bizim bulgularımıza yakın değerler bildirmişlerdir.

Diğer bir aşındırma yöntemi olan Cercon sistemde dikey marjinal uyum ile ilgili olarak Cerec-3 'te elde edilen ortalama değerlerinin üstünde değerler ölçülmesi yöntemin özelliğinden kaynaklanmaktadır. Benzer yöntem olan Cerec-3 'ten farklı olarak bu yöntemde lu alma, day oluşturma, modelasyon gibi klasik işlemler bulunmaktadır. Sonuçta elde edilen restorasyonun rneği bilgisayar ortamında taranarak, restorasyon porselen bloklarından aşındırma yöntemi ile elde edilmektedir. Bu nedenle de belirli özelliklere sahip fabrikasyon bloklarının kullanılması, revetmana alma ve döküm metotlarının elimine edilmiş olması avantajının yanında restorasyon örneğinin elde edilmesindeki klasik metotlara bağlı başarısızlıklar bu sıralamaya neden olmaktadır. Komine ve ark.(2005) yapmış oldukları çalışmada Cercon tekniği ile yapılan kronlarda marjinal uyum değeri olarak bildirdiği değer (121,5 μm) alışmamızda elde edilen değerden (77,10 μm) yüksektir. Ancak literatürde Cercon ile ilgili çalışmamız ile karşılaştırabileceğimiz yeterli bulgu bulunmamaktadır.

4. sırada yer alan In-ceram tekniği literatür bulgularına göre yüksek mekanik değerlere sahip olmasına rağmen yapım aşamasında kondenzasyon, cam infiltrasyonu ve fırınlama işlemleri nedeni ile marjinal uyumda değişimler meydana gelmektedir. Bu konu ile ilgili Campbell ve arkadaşları (1995) In-Ceram kronlarda yaptıkları çalışmada sinterleme esnasında altyapıda %0.21, revetman malzemesinde % 15.95 büzölme tespit etmişlerdir. Alt yapıda meydana gelen bu büzölmenin özel revetman malzemesinin sertleşme esnasında oluşan genleşmesi ile tolere edilebildiğini belirtilmekteyse de alt yapı hazırlanırken alüminyum oksit tozları ile karıştırılan likit miktarı uygun oranlarda kullanılmayınca tanecikler arasında biriken likidin boşluklara neden olacağını ve bunun yapıda aşırı büzölmeye ve marjinal uyumun bozulmasına neden olacağını ortaya koymuşlardır (Campbell ve ark., 1995). Bu deformasyon SEM görüntülerinde de görülebilmektedir. Çalışmamızda In-ceram ile ilgili elde ettiğimiz araştırma bulgularımız Grey ve ark.'nın (1993) (123 μm) ve Sorensen ve ark.'nın (1990) (24-67 μm) vermiş olduğu değerlerle paralellik gösterirken, Sulaiman ve ark.'nın (1997) bildirildiği değerlerin (161 μm) altında yer almaktadır.

Hala mekanik dayanımın en yüksek olduğu metal destekli seramik restorasyonlarda farklı materyallerin kullanılması, bu farklı materyallerin temel ve mekanik özelliklerindeki farklar sonucu doğmaktadır. Bunun yanında çalışmamızda da metal destekli seramik kronların sıralamada en son olarak yer alması diğer sistemlerden farklı olan yapım aşamaları ile de açıklanabilir. Daha önce de belirtildiği gibi klasik yöntemlerdeki ölçü alma, day elde etme, revetmana alma ve döküm aşamalarında meydana gelecek olan termal ve mekanik değişimler marjinal uyumu etkilemektedir. Meydana gelen bu değişimler degassing safhasında, döküm ve tesviye esnasında oluşan gerilimlerin açığa çıkması sonucu meydana gelirken, porselen uygulaması safhasında, porselen kitlesindeki büzölme kuvvetlerinin kronun merkezine doğru baskı uygulaması sonucu oluşmaktadır. Opak ve glazür aşamalarında da dentin ve degassing aşamalarına göre daha az etkili olmakla beraber termal, mekanik etki ve deformasyonlar görülmektedir. Çalışmamızda metal destekli seramiklerin marjinal uyum ölçümlerinde elde ettiğimiz değer aralığı (65,88 μm – 155,92 μm) Leong ve ark.'nın (1994) döküm titanyum alt yapılı kronlarda elde ettiği değerler ve (109-265 μm) Gavelis ve ark.'nın (2004) ortaya koyduğu sonuçlarla (95 \pm 17 μm) paralellik göstermektedir.

Simantasyon sonrası değerler dikkate alındığında araştırma bulgularımıza göre sıralamada bir değişiklik olmadığı ancak simanın hidrostatik basıncı nedeni ile mesafenin bir miktar arttığı dikkati çekmektedir. Bu konuda Beschmidt ve Strub'ın (1999) yapmış olduğu çalışmada simantasyon sonrası restorasyonların marjinal uyum değerlerindeki artış miktarı (13-22 μm), Wolfart ve ark'nın (2003) bu konuda ortaya koyduğu değerler (20-40 μm) çalışmamızda elde edilen değer aralığı ile uyumludur (14,54 – 21,03 μm). Sıralamanın değişmemesine rağmen aradaki farklılıklar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde simantasyon sonrasında meydana gelen artış değerlerinin anlamlı olması simantasyon işlemin önemini vurgulamaktadır.

Test grupları kendi aralarında değerlendirildiğinde simantasyon öncesi ölçülen SEM değerleri arasında istatistiksel olarak In-ceram ve metal seramik haricinde gruplar arası farklılığın olmasına rağmen, her grup için olan ortalama değerlerin klinik olarak kabul edilebilir değerler içinde yer alması bu yöntemlerin halen kullanılan ve önerilen yöntemler olmasını açıklamaktadır. Simantasyon sonrası değerler açısından değerlendirildiğinde sıralamanın bozulmadığı ancak In-ceram ve metal-seramik kronların bu sınırlar dışında çıktığı görülmüştür. Bu fark bu iki tekniğin marjinal uyum değerlerinin simantasyon öncesi yapılan ölçümlerde klinik kabul edilebilir sınırlara yakın olmasından kaynaklanmaktadır.

Simantasyon sonrası ölçümler istatistiksel olarak değerlendirildiğinde IPS Empress 2 ve Cercon tekniği ile üretilen kronlar arasında da anlamlı bir fark oluşmadığı görülmüştür ($p>0.05$). Simantasyon öncesi dikey ölçümlerde daha uyumlu olarak gözükken kronlarda simantasyon sırasında daha fazla bir hidrostatik basınç meydana gelmiş ve dikey uyum değerlerindeki artış miktarı daha fazla olmuştur (Beschmidt, Strub, 1999). Bu nedenle IPS Empress 2 ve Cercon kronların uyum değerleri birbirlerine yaklaşmıştır.

Araştırmamızın konusunu teşkil eden tekniklerle üretilen kronların marjinal uyumları ile ilgili olarak yatay yöndeki ölçümler değerlendirildiğinde, ölçüm değerlerimizden hiçbiri araştırmacıların yatay yöndeki marjinal uyum değeri için kritik nokta olarak ortaya koydukları 200 μm 'lık değere ulaşmamıştır (Tinschert ve ark.;2001). kritik seviyenin aşılması durumunda alveolar kemik rezorpsiyonun olabileceğini belirtmişlerdir. Bu sonuçta araştırmamızın konusunu teşkil eden yöntemlerin klinik olarak kullanılabilirliğini vurgulamaktadır.

Yatay yöndeki ölçümlerimize bağlı araştırma bulgularımızda yine Cerec-3 (18,25 µm), IPS Empress 2 (25,50 µm) , Cercon (27,71 µm), In-Ceram (33,61 µm) ve metal destekli seramik (44,60 µm) kronlar seklindeki sıralama dikey yöndeki ölçümlerimizle uyumludur. Bu konuda daha önceki çalışmalarda, yatay yöndeki marjinal uyum ölçümleri için ortaya konan 6-25 µm'lik değer aralığı In-Ceram ve metal destekli seramik kronlarda elde ettiğimiz sonuçlar dışında çalışmamız ile uyuşmaktadır (Valderrama ve ark., 1995). Yatay değerler arasında da istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar olmamasına rağmen elde ettiğimiz bütün değerler klinik olarak kabul edilen değerlerin altında değerler verdi.

Çalışmamızda kullanılan test örneklerinin akrilik bloklara gömülerek alınan kesitlerinin SEM ile internal uyumlarının değerlendirilmesi sonucu elde edilen verilerin incelenmesinde şöyle bir sıralama elde edilmiştir; IPS Empress 2 (75,48 µm), Cercon (94,19 µm), Cerec-3 (99,04 µm), In-Ceram (134,71µm), metal destekli seramik (134,92 µm). Araştırma bulgularımızdan görüleceği gibi yatay ve dikey ölçüm değerlerinde en iyi olarak gözükten Cerec-3 kronlar, 3. sıraya yerleşmiştir. Bu sonuç, Cerec-3 tekniğinde optik okuyucuların henüz yeterli seviyeye gelmemesi nedeni ile distal gölge fenomenin oluşması ile ilişkili olabilir (Mou ve ark., 2002). Direkt ve yatay yönde yapılan ölçümlerde kesit alınmadığı için ölçümler sadece kenar sonlanma bölgelerini kapsamaktadır. Bu nedenle SEM ile elde edilen araştırma bulgularımızda da görüldüğü gibi basamak bölgesinden aksiyel duvara geçiş bölgesinde ölçüm değerlerinde artış görülmektedir. Bu sonuç ölçü elde etmede kullanılan optik okuyucuların daha fazla gelişmesi gerektiğini vurgulamaktadır. Sonuçlarımız istatistiksel olarak değerlendirildiğinde Cerec-3 ve Cercon tekniği ile yapılan kronlar arasında, In-Ceram ve Metal destekli seramik kronlar arasında anlamlı bir farklılık görülmemiştir ($p>0.05$).

Kesit yöntemi ile elde edilen bulgulara rağmen tüm araştırma bulgularımızın Hickel ve ark.'nın (1997) internal uyum için kabul edilebilir değer aralığı olarak bildirdiği sınırdan (200-300 µm) daha düşük değerlere sahip olması bilgisayar teknolojisinin gelişmesine bağlı olarak çalışma sahamıza girmiş olan aşındırma (CAD-CAM) yöntemlerinin önemini ortaya koymaktadır. Hem daha iyi marjinal uyum değerleri ortaya koymasına hem de başarısızlıklarda önemli rol oynayan klasik üretim aşamalarını elimine etmesi nedeniyle aşındırma teknolojisi ile üretilen Cerec-3 ve

Cercon teknikleri araştırmamızın sınırları dahilinde geleceğin teknolojisinde önemli bir yer alacağı sonucunu ortaya koymaktadır.

Bunun yanında, araştırma bulgularımıza bağlı olarak, son yıllarda geliştirilen tamamı seramik teknolojileri içinde yer alan IPS Empress 2 ve In-ceram yöntemleri kenar uyumları açısından klinik olarak tercih edilebilir yöntemler olarak sayılabilirler. Metal-seramik tekniklerinde karşılaşılan problemlerin elimine edilmesi nedeniyle, uygun vaka seçimlerinde günlük kullanıma daha yaygın olarak girmeleri mümkün olacaktır.

Günümüzde porselen teknolojisindeki bu gelişmelere rağmen porselen materyalinin mekanik yöndeki kısıtlamaları aşılmış değildir. Bu nedenle marjinal uyum açısından tamamı seramik restorasyonların arkasında kalan metal destekli seramik kronların uzun bir süre daha günlük kullanımda kalacağı söylenebilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Beş farklı seramik yapım yönteminde marjinal uyumların değerlendirilmesini amaçlayan bu araştırmanın sınırları dahilinde şu sonuçlar elde edilmiştir:

1. Tüm grupların karşılaştırılmasında dikey ve yatay yöndeki tüm ölçümlerde Cerec-3 sistem ile yapımı gerçekleştirilen kronlar en uyumlu, metal-seramik kronların ise en uyumsuz olarak görüldü.
2. Tamamı seramik kron yapım yöntemleri arasında yer alan Cerec-3, Cercon, IPS Empress ve In-Ceram, metal-seramiklere kıyaslandığında marjinal uyum açısından klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisindedir.
3. Marjinal uyum değerleri açısından aşındırma teknolojisi ile üretilen Cerec-3 ve Cercon tekniklerinin iyi sonuçlar ortaya koyması nedeni ile diş hekimliği pratiğinin geleceğinde önemli bir yer alacağı öngörülebilir.
4. Simantasyon işlemi, araştırma bulgularımız doğrultusunda tüm gruplarda dikey yöndeki marjinal uyumu olumsuz yönde etkilemesi nedeniyle, sabit protez uygulamalarında göz ardı edilmemesi gereken bir aşama olduğu hatırlanmalıdır.
5. Elde edilen bulgular doğrultusunda, yeni teknik ve sistemlerin marjinal uyumlarının değerlendirildiği ilave destekleyici çalışmalar yapılmalıdır.

7. KAYNAKLAR

- Abbate, F.M., Tjan, A.H.L., Dent, D. (1989) Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **61**, 527-31.
- Alkumru, H., Hullah, W.R., Marquis, P.M., Wilson, H.J. (1988) Factors affecting the fit of porcelain jacket crowns. *British Dental Journal*, **164**, 39-42.
- Akın, E. (1999). Diş hekimliğinde porselen. **3. baskı**, İstanbul Üniversitesi Basım Evi ve Film Merkezi İstanbul.
- Albert, F.E., El-Mowafy, O.M. (2004) Marginal adaptation and microleakage of proccera allceram crowns with four cements. *International Journal of Prosthodontics*, **17**, 529-535
- Anusavice, K.J. (1996). Philips science of dental materials, **Tenth edition**, WB sounders Company, London.
- Besimo, C., Jeger, C., Guggenheim, R. (1997). Marginal adaptation of titanium frameworks produced by CAD-CAM techniques. *International Journal of Prosthodontics*, **10**, 541-546.
- Beschindt, S.M., Strub, J.R.(1999) Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulations in the artificial mouth. *Journal of Oral Rehabilitation*, **26**, 582-593.
- Campbell, S.D., Pelletier, L.B., Prober, R.L., Giordano, R.A.(1995). Dimensional and formation analysis of a restorative ceramic and how it Works. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **74**, 332-340.
- Cercon Zirconia (2002). A system solution for reliable metal-free multi unit restorations. Dentsply, USA.
- Cho, L.R., Choi JM, Yi, Y.J., Park, C.J. (2004). Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **91**, 554-60.
- Christensen, G.J.(1997). Why all-ceramic crowns? *Journal of American Dental Association*, **128**, 1453-1455.
- Claus, H. (1990). Vita In-Ceram, a new system for producing aluminum oxide crown and bridge substructures. *Quintessenz Zahntech*, **16**, 35-46.
- Craig, R.G. (1989). Restorative Dental Materials. **Eight Ed**, The CV mosby Co. Toronto.
- Donovan, T., Prince, J. (1985). An analysis of margin configurations for metal-ceramic

- crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **53**, 153-157.
- Duret, F., Blouin, J., Duret, B. (1988). CAD-CAM in dentistry. *Journal Of American Dental Association*, **117**, 715-720.
- Efeoğlu A. (1992). *Diş Hekimliği Tarihi*, Alemdar Ofset, İstanbul.
- Giordano, R.A. (1996). Dental ceramic restorative systems. *Compendium*, **17**, 779-794.
- Gavelis, J.R., Morency, J.D., Riley, E.D., Sozio, R.B. (2004). The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparation. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **45**, 138-145.
- Groten, M., Axmann, D., Probster, L., Weber, H.(2000) Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **83**, 40-9.
- Grey, N.J., Piddock, V., Wilson, M.A. (1993). In-vitro comparison of conventional Crowns and a new all ceramic system. *Journal of Dentistry*, **21**, 47-51.
- Guazzato, M., Albakry, M., Swain, M.V., Ironside J (2002). Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-ceram Zircona. *International Journal of Prosthodontics*, **15**, 339-346.
- Hickel, R., Dasch, W., Mehl, A., Kremers, L.(1997). CAD-CAM fillings of the future? *International Dental Journal*, **47**, 247-258.
- Holmes, R.J., Bayne, C.S., Holland, A.G., Sulik, D.W. (1989). Considerations in measurements of marginal fit. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **62**, 405-8.
- Hornberger, H., Marquis, P.M. (1996). Microstructure of a high strength alumina glass composite. *Journal Material Research*, **11**, 855-858.
- Hunter, A.J., Hunter, A.R.(1990). Gingival crown margin configurations review and discussion. Part I: terminology and widths. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **64**, 548-552.
- IPS Empress 2 (2003). Instruction for use. Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein.
- IPS Empress System (2003). The original. Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein.
- Kelly, J.R., Nishimura, I., Campbell, S.D. (1996). Ceramics in dentistry: Historical roots and curren perspectives. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **75**, 18-32.
- Krejci, I., Krejci, D., Lutz, F. (1992). Clinical evaluation of a new pressed glass ceramic inlay material over 1.5 years. *Quintessence International*, **23**, 181-186.

- Komine, F., Gerds, T., Witkowski, S., Strub, J.R. (2005). Influence of framework configuration on the marginal adaptation of zirconium dioxide ceramic anterior four-unit frameworks. *Acta Odontologica Scandinavica*, **63**, 361-6.
- Lehner, C.R., Scharer, P. (1992). All ceramic crowns. *Current Opinion in Dentistry*, **2**, 45-42.
- Leinfelder, K. Isenberg, B.P., Essig, M.E. (1989). A new method for generating ceramic restorations : A CAD-CAM system. *Journal of American Dental Association*, **118**, 703-707.
- Leong, D., Chai, J., Lautenschlager, E., Gilbert, J. (1994). Marginal fit of machine milled titanium and cast titanium single crowns. *International Journal of Prosthodontics*, **7**, 440-447.
- Levine, W.A.(1989). An evaluation of the film thickness of resin luting agents. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **62**, 175-178.
- Lin, M.T., Sy-Munoz, J., Munoz, C.A., Goodacre, C.J., Naylor, W.P.(1998) The effect of tooth preparation on the fit of procera copings. *International Journal of Prosthodontics*, **11**, 580-590.
- Lui, J.L.(1980). The effect of firing shrinkage on the marginal fit of porcelain jacket crowns. *British Dental Journal*, **149**, 43-45.
- Maeda, Y. (1994). A CAD-CAM System for removable denture part 1 : Fabrication of complete dentures. *International Journal of Prosthodontics*; **7**, 17-21.
- Mak, M., Qualtrough, A.J.E., Burke, F.J.T. (1997) The effect of different ceramic materials on the fracture resistance of dentin-bonded crowns. *Quintessence International*, **28**, 197-203.
- McLean, J.W. (1980). The Science and art of dental ceramics. **Vol I**. Quintessence Publishing Co. Tokyo.
- McLean, J.W. (2001) Evaluation of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **85**, 61- 66.
- McLean, J.W., Von Fraunhofer JA.(1971). The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *British Dental Journal*, **131**, 107-111.
- Mehl, A., Hickel, R. (1999). Current state of development and perspective of machine based production methods for dental restorations. *International Journal of Computerized Dentistry*, **2**, 9-35.

- Mou, S.H., Chai, T., Wang, J.S., Shiau, Y.Y. (2002). Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **87**, 248-255.
- Mörmann, W.H. (1990). Grinding Precision and accuracy of fit of CEREC 2 CAD-CAM inlays. *Journal of American Dental Association*, **120**, 517-520.
- Myers, M.L., Ergle, J.W., Fairhurst, C.W., Ringle, R.D. (1994) Fatigue Failure Parameters of IPS Empress Porcelain. *International Journal of Prosthodontics*, **7**, 549-553.
- Nahara, Y., Sadamori, S., Hamada, T. (1991) Clinical evaluation of castable apatite ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **66**, 754-758.
- Nathanson, D. (1994). CAD-CAM Ceramic inlays and onlays : using an indirect technique. *Journal of American Dental Association*, **125**, 421-427.
- Nakamura, T., Dei, N., Kojima, T., Wakabayashi, K. (2003). Marginal en internal fit of Cerec-3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, **16**, 244-248.
- Nayır, E. (1999). Dişhekimliği Maddeler Bilgisi. **7.Baskı**, İstanbul.
- O'brien, W.J. (2002). Dental materials and their selection. **Third edition**. Quintessence Publishing Co, Inc, London.
- Pardo, I.G. (1982). A full cast restoration design offering superior marginal characteristics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **48**, 539-54.
- Pascoe, D. (1983). An evaluation of the marginal adaptation of extracoronal restorations during cementation. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **49**, 657-662.
- Pera, P., Gilodi, S., Bassi, F., Carossa, S. (1994). In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **72**, 585-90.
- Pettenò, D., Schierano, G., Bassi, F., Bresciano, M., Carossa, S. (2000). Comparison of marginal fit of 3 different metal-ceramic systems: An in vitro study. *International Journal Prosthodontics*, **13**, 405-408.
- Philips, R.W. (1982). Skinner's science of dental materials, **Eight edition**, W.B Saunders Co. London.
- Polansky, R. (1999). The production of Cerec restorations from a plaster cast . *International Journal of Computerized Dentistry*, **2**, 37-44.

- Pröbster, L., Gerstorfer, J.G., Kirchner E., Kanjantra P. (1997). In-vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material. *International Journal of Prosthodontics*, **24**, 636-645.
- Rekow, E.D. (1991). Dental CAD-CAM systems . What is the state of the art? *Journal of American Dental Association*, **122**, 43-48.
- Rinke, S., Hüls, A., Jahn, L. (1995). Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy milled all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, **8**, 303-309.
- Rosenbulm, M.A., Schulman, A.(1997). Review of all-ceramic restorations. *Journal of American Dental Association*, **128**, 298-307.
- Ru liu, P., Isneberg, B.P., Leinfelder, K.F. (1993). Evaluating CAD-CAM generated ceramic veneers. *Journal of American Dental Association*, **124**, 59-63.
- Samet, N., Besheff, B., Gelbard, S., Stern, N. (1995). A CAD-CAM system for the production of metal copings for porcelain- fused to metal restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **73**, 457-463.
- Shearer, B., Gough, M.B., Setchell, D.J. (1996). Influence of marginal configuration and porcelain addition on the fit of In-Ceram Crowns. *Biomaterials*, **17**, 1891-1895.
- Shillingburg H.T., Hobo S., Whitsett L.D., Jacobi R., Brackett S.E (1997). *Fundamentals of fixed prosthodontics. Third Edition*, Quintessence Publishing Co. Inc., London.
- Siervo S., Pampolene A., Valenti G., Bandettini B., Siervo R.(1992). Porcelain CAD-CAM veneers some new uses explored. *Journal of American Dental Association*, **123**, 63-67
- Sorensen, A.J. (1990). A standardized method for determination of crown margin fidelity. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **64**, 18-24.
- Sorensen, J.A., Torres, T.J., Kang, S.K., Avera, S.P. (1990). Marginal fidelity of ceramic crowns with different margin designs (**abstract 1365**) *Journal of Dental Research*, **69**, 279.
- Suarez, M.J., Villaumbrosia, P.G., Lozano, J.F.L. (2003). Comparison of the marginal fit of procera allceram crowns with two finish lines. *International Journal of Prosthodontics*, **16**, 229-232.
- Sulaiman, F., Chai, J., Jameson, L.M., Wozniak, W.T.(1997) A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress and procera crowns. *International Journal of Prosthodontics*, **10**, 478-84

- Syu, J.Z. Byrne, G., Laub, W.L., Land, F.M. (1993). Influence of finish line geometry on the fit of crowns. *International Journal of Prosthodontics*, **6**, 25-30.
- Theunires, G., Clercq, M.D. (1987). Finishing procedures for the preparation of crown margins. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **58**, 545-552.
- Tinschert, J., Natt, G., Mautsch, W., Spiekermann, H., Anusavice, K.J.(2001). Marginal fit of alumina based fixed partial dentures produced by a CAD-CAM system. *Operative Dentistry*, **26**, 367-374.
- Toksavul, S., Artunç, A., Ulusoy, M., Toman, M. (2002). Tüm seramik kronlar. Bornova-İzmir.
- Ushivata, O., Moraes, J.V. (2000). Method for marginal measurement of restorations: accessory device for toolmakers microscope. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **83**, 362-6.
- Vahidi, F., Egloff, E.T., Pano, F.V. (1991). Evaluation of marginal adaptation of all ceramic crowns and metal ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **66**, 426-431.
- Valderrama, S., Roeke, N., Andersson, M., Goodracre, C., Mumoz, C..(1995). A comparison of the marginal and internal adaptation of titanium and gold-platinum-palladium metal-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, **8**, 29-37.
- Van Noort, R. (2002). Introduction To Dental Materials. **Second Edition**. Mosby-may, England.
- Wall, G.J., Cipra, D.L. (1992). Alternative crown systems. *Dental Clinics of North America*, **36**, 765-779.
- Wanersk, D.J., Sobczak, K.P., Monaco, J.G., McGivney, G.P. (1986). An Analysis of margin adaptation of all-porcelain facial margin ceramometal crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **56**, 289-292.
- Weaver, J.D., Johnson, G.H., Bales, D.J. (1991). Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **66**, 747-53.
- Willer, J., Weber, H.P. (1998). Computer-asisted milling of dental restorations using a new CAD-CAM data Acquisition system. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **80**, 346-353.
- Wohlewend, A., Strub, J.R., Scharer, P. (1989) Metal ceramic and all porcelain restorations: Current considerations. *International Journal of Prosthodontics*, **2**, 13-26.

- Wolfart, S., Wegner, S.M., Al-Halabi, A., Kern, M. (2003). Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *International Journal of Prosthodontics*, **16**, 587-592.
- Yavuzylmaz, H.(1996). Metal destekli estetik(Veneer-kaplama) kronlar. Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basım Evi, Ankara.
- Yeo, I.S., Yang, J.H., Lee, J.B.(2003). In-vitro marginal fit of three all-ceramic crown Systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **90**, 459-64.
- Yoshinari, M., Terand, D. (1994). Fracture strength of all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, **7**, 329-338.
- Yüksel, G., Çekiç, C., Özkan, P. (2000) Metal desteksiz porselen sistemleri. *Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*. **10**, 79-88.
- Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., Aksu, L. (1993). Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği yayınları, **yayın no:17**, Ankara.

ÖZGEÇMİŞ

1979 yılında Kayseri’de doğdum. İlköğrenimimi Samsun Atatürk İlkokulu’nda, orta ve lise öğrenimimi Samsun Anadolu Lisesi’nde tamamladım. 1997 yılında girdiğim Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nden Temmuz 2003’de mezun oldum. Eylül 2003’de Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında doktora eğitimine başladım. Halen aynı Anabilim Dalında Doktora yapmaktayım. Evliyim. Yabancı dilim İngilizce’dir.