

49825

T. C  
EGE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Tüm Seramik Kuponların Kırılma Dirençlerinin Seramometal  
Restorasyonların Kırılma Dirençleri ile Karşılaştırmalı Olarak  
Araştırılması

Protetik Diş Tedavisi Programı  
DOKTORA TEZİ

Dişhekimisi Özlem YAVUZ

Danışman Öğretim üyesi : Prof. Dr. Suna TOKSAVUL

49825

İZMİR - 1996

EGE ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
DOKÜMAN HİZMETLERİ

## ÖNSÖZ

Doktora tez konumun seçimindeki yol göstericiliği, her aşamasında olumlu eleştiri ve katkıları ile bana yardımcı olan, değerli hocam Sayın Prof. Dr. Suna Toksavul'a ve yardımlarını esirgemeyen Sayın Prof. Dr. Atilla User'e ve diğer hocalarıma çok teşekkür ederim.

Ayrıca araştırmamın gerçekleştirilmesinde emeği geçen Sayın Dt. Orhan Gülen'e, tüm çalışma arkadaşlarıma ve aileme de teşekkür ederim.

## İÇİNDEKİLER

BÖLÜM I	
GİRİŞ.....	1-2
GENEL BİGİLER.....	3-28
Tarihçe.....	3-4
Dental Seramiğin Yapısı.....	4-6
Dental Seramiğin Sınıflandırılması.....	6-7
Dental Seramiğin Bileşimindeki elementler.....	7-8
Dental Seramiğin Elde Edilmesi.....	8
Dental Seramiğin Kimyasal Devamlılığı.....	9
Dental Seramiğin Dayanıklılığına Etki Eden Faktörler.....	9
a- Sıvı Ortamın Etkisi ve yorgunluk.....	9
b- Porozitenin Etkisi.....	10
c- Yüzey Yapısının Etkisi.....	11
Dental Seramiği Kuvvetlendirme Yöntemleri.....	11
a- Metal Bir Altyapı ile Kuvvetlendirme.....	11
b- Termal Kuvvetlendirme.....	15
c- Kontrollü Kristalizasyon Yolu ile Kuvvetlendirme.....	15
d- Kristal Faz Dağılımı yolu ile Kuvvetlendirme.....	15-16
e- İyon Alışverişi Yolu ile Kuvvetlendirme.....	16
f- Değişim Sertleşmesi Yolu ile Kuvvetlendirme.....	16-17
Seramiklerin Mekanik Özelliklerinin Değerlendirilmesi.....	17-20
Yeni Geliştirilen Tüm seramik Sistemleri.....	21-24
Tüm Seramik Kuronların Endikasyonları.....	24
Tüm Seramik Kuronların Kontrendikasyonları.....	24-25
Tüm Seramik Kuronların Klinik Uygulama Aşamaları.....	25-28
BÖLÜM II	
GEREÇ VE YÖNTEM.....	29-45
BÖLÜM III	
BULGULAR.....	46-49
BÖLÜM IV	
TARTIŞMA.....	50-58
SONUÇ.....	59-60
ÖZET.....	61-62
SUMMARY.....	63
KAYNAKLAR.....	64-70
ÖZGEÇMİŞ.....	71

## GİRİŞ

Yaşamın her alanında olduğu gibi dişhekimliğinde de insanların estetik beklentileri hızlı bir şekilde artmaktadır. Son yıllarda restoratif materyaller ile yapılan uygulamalarda, biyouyumluluk ve dayanıklılık yanında estetiğin de önem kazandığı gözlenmektedir. Dişhekimliğinde kullanılan estetik materyaller içinde yer alan seramikler, ağız sıcaklığında ve değişken tükürük pH'larında kimyasal olarak oldukça stabil olduklarından, inert materyaller olarak kabul edilirler ve bu özellikleri nedeniyle de biyolojik olarak oldukça uyumludurlar, ayrıca ısıl genleşme katsayıları doğal dişe en yakın olan restoratif materyallerdir(23). Seramikler, doğal dişe özgü bireysel özelliklerin verilebilmesi, mineye benzer translüensliğe sahip olmaları, ışık geçirgenliklerinin iyi olması gibi üstün estetik özellikleri nedeniyle dişhekimliğinde kullanılan diğer restoratif materyallere tercih edilmektedirler(10,31,32,47,53).

Ancak seramiklerin gerilim kuvvetlerine karşı dirençlerinin düşük olması(10,25,47,52), bazı bölgelerde kullanımlarını sınırlı kılmaktadır. Bu nedenle seramikler, uzun yıllar metal bir alt yapı ile desteklenerek, zayıf gerilim dirençlerinin artırılmasına çalışılmıştır(10,30,71).

Metal destekli seramik restorasyonlar, son yıllardaki gelişmelerle başlıca, sabit protez materyali olmuşlardır. Ancak, yine de seramik materyallerle ilgili arayışlar sürmekte ve günümüzde değişik tüm seramik sistemleri üzerinde yoğunlaşan bir ilgi gözlenmektedir(65). Ön bölgedeki kuron köprü restorasyonlarının yapımında seramik kullanılması amaçlandığında, dayanıklılık ve direnç özellikleri nedeniyle, ilk tercih metal destekli seramik restorasyonlar olmaktadır(28). Oysa bu restorasyonlarda metalin kullanımı bazı olumsuzlukları da beraberinde getirmektedir. Metalin; ışığı geçirmemesi, translüensliği azaltması, kuron kenarlarında grimsi bir görüntü oluşturması, yetersiz diş kesimi yapıldığında restorasyondan opağın yansımaları, seramiklerin metal alaşımındaki gümüş nedeniyle renk değişimi göstermeleri, istenilen estetik görünümün sağlanmasını güçleştirir(11). Ayrıca kullanılan metalin seçiminde de sorunlarla karşılaşmaktadır. Yüksek oranda altın içeren soy metal alaşımları pahalıdır ve seramiğin fırınlanması sırasında, şekil değişikliğine uğrayabilirler. Bazı metal alaşımları ise metal alerjisine, toksisiteye ve oksit tabakasına bağlı sorunlar nedeniyle bağlantıda başarısızlığa neden olabilirler(65). Metal alt yapının ısı iletkenliğinin doğal diş yapısından daha fazla olması ve sonuçta, dişte duyarlılığa neden olabilmesi, restorasyonlarda farklı metaller kullanıldığında galvanik akım oluşması, röntgende radyoopak olarak görülmesi ve

tanyu zoraştırması, korozyona yatkınlığının seramiklerden daha fazla olması, metal destekli seramik restorasyonların olumsuzlukları olarak sayılabilir(32).

Metal destekli seramik restorasyonlar klinik açıdan değerlendirildiklerinde, uzun süreli klinik başarılılıklar saptanmıştır. Warphea ve Goodkind(52,57), metal-seramik kuronlarda, seramikle ilgili olarak, uzun süreli pekçok klinik başarılılıklar bildirmişlerdir. Günüümüzde, çok sayıda ağızii seramik tamir materyalinin üretilmiş olması, metal-seramik restorasyonların, uzun süreli başarılılıklarının varlığına bir kanıttır.

Bu olumsuzluklar dikkate alındığında, özellikle ön bölge kuron restorasyonlarında, metal destekli seramiklere alternatif olarak geliştirilen, yeni tüm seramik sistemlerinin, biyoyumluluk, estetik özellikler ve dayanıklılık açısından araştırılması ve bu materyallerle ilgili kapsamlı çalışmaların yapılması gerekmektedir.

Araştırmamızın amacı, günüümüzde kullanılmakta olan üç değişik tüm seramik materyalinin kırılma dirençlerini, metal destekli seramik kuronların kırılma dirençleri ile karşılaştırmalı olarak araştırmaktır. Bu nedenle, tüm seramik sistemlerini kırılma dirençleri açısından değerlendirdik ve hangisinin metal-seramik sistemine daha yakın ve hangisinin kendi aralarında daha dirençli olduğunu ve bu verilerden de hareketle, bu materyallerin klinik kullanım açısından uygunluğunu belirlemeye çalıştık.

## GENEL BİLGİLER

### Tarihçe

Seramik, “Çömlekçinin toprağı” anlamına gelen Yunanca keramikos sözcüğünden türemiştir. Seramikler insanla beraber var olmuş, en eski yaratma ve üretme malzemelerindendir. Doğa ile yakın ilişkisi sonucu insanoğlu ilk çağlardan bu yana topraktan yaptığı kaplar aracılığıyla, seramik malzemesiyle tanışmıştır.

Seramiklerin günümüzde fiziğin; mekanik, nükleer, optik, manyetik gibi dallarında, kimya ve biyolojide kullanıma girmesinde sanatın öncülüğü büyük rol oynamıştır(22). Dişhekimliğinde, seramiklerin ilk uygulandığı 1774 yılında Fransız eczacı Alexis Duchateau'nun taşıdığı hipopotam dişinden yapılan protezinin çok kötü kokması nedeniyle, seramik ustası Gerard'ın yardımıyla tamamen seramik olan bir protezin yapılması ile gerçekleştirilmiştir. Ancak bu ilk uygulamalarda kontrol edilemeyen çatlamlar, kırılmalar görülmüştür. Uzun süren denemelerden sonra Paris'li bir diş hekimi Nicolas Dubais de Chemant, kullanılabilir ilk seramik protezi yapmıştır. (34,38,48,53)

1808 de İtalyan dişhekimisi, Guisseppangelo Fonzi ilk tek seramik diş kavramını ortaya atmış ve seramikten yapılan, platin çivili dişleri hipopotam dişinden yapılan, kaide plağındaki çivilere lehimlemiştir(1,14,34,48,53). 1838 de İngiltere'de ilk fabrikasyon seramik dişler Claudius Ash adındaki yapay diş imalatçısı tarafından piyasaya sürülmüştür. 1844 de Amerika'da, küçük imalattan fabrikasyona geçiş, bu günkü SSW firmasını kuran S.White ve W. Stocktan tarafından gerçekleştirilmiştir(53,64,76).

1889 da bir hastaya ilk kez bir seramik jaket kuruunu başarıyla uygulayan Dr. Charles H. Land olmuştur. Dr. Land 1903 de platin folyo tekniğini geliştirerek diş hekimliğinde kullanımını sağlamıştır(34,38,64,76). Dr. W.A. Capon, Dr. E.B Spaulding ve Dr. Hugh Avery basamaklı diş kesimi ve seramik inley tekniği ile ilgili çalışmalar yapmışlardır(14,33,34,48,53,63). Dr. Albert Le Gros'un 1925 de yayınladığı “Diş hekimliğinde seramikler” adlı kitabı seramik kullanımını yaygınlaştırmıştır. Bu sayede Avrupa'da yüksek erime ısıları seramiklerde estetik olarak son derece iyi sonuçlar elde edilmiştir(34,53). Aynı dönemde yine Avrupa'da Jan Adriansen, fırça ile modelasyon tekniğine önderlik etmiştir. 1949 yılında Gatzka, seramiğin vakumla pişirilme tekniğini geliştirerek seramik diş sanayiine büyük bir yenilik getirmiştir. İkinci Dünya Savaşı'ndan sonra düşük erime derecesi ve yüksek sertliğe sahip metal alaşımlar geliştirilmiştir. Dr. Swann ve arkadaşları seramiği kuvvetlendirmede metal kullanmışlar ve metal-seramik restorasyonların gelişimini başlatmışlardır(14,53).

1961'de Silver ve arkadaşları yine metal destekli seramikler üzerinde çalışmışlardır. 1962 de Wienstein ve Skartz Amerika'da, seramikle altın alaşımlarını kullanma patentini almışlar ve böylece metal-seramiklerin kullanımını yaygınlaştırmışlardır. 1970'li yıllarda metal-seramik sistemlerinde kıymetsiz metal alaşımları kullanılmaya başlanmıştır(34,53). Aynı yıllarda seramikleri kuvvetlendirmeye ait diğer yöntemler de geliştirilmiştir. 1963'de Mc'Lean ve Hughes İngiltere'de alüminyum oksit ile kuvvetlendirilmiş kuronlar yaparak metal alt yapısız uygulanabilecek ilk seramik tekniğini geliştirmişlerdir. Alüminöz seramiğin feldispatik seramiğe göre çok daha dayanıklı olduğu gösterilmiştir. Bu çalışmalar 1966 da Mc'lean ve Sced tarafından daha da geliştirilerek platin bağlı seramik jaket kuronlar yapılmıştır. İnce oksit tabakası ile kaplanmış platin yaprak üzerine alüminöz çekirdek seramiği pişirilmiş ve böylece çift folyo tekniği de geliştirilmiştir(53,54).

1982 de Amerika'da, direkt olarak epoksi materyali üzerinde kalıpla elde edilen cerasstore sistemi geliştirilmiştir. Bu sistemde, fırınlama sırasında büzülme önleyici oranda magnezyum-alüminat spineli oluşmaktadır(79). 1983 de O'Brien tarafından, kristalize, magnezyadan oluşan yüksek genleşmeli çekirdek materyali geliştirilmiştir. (14,64,65). Aynı yıl Zürih Üniversitesi'nde Dental Materyaller ve Sabit Hareketli Prostodonti Bölümü'nde ısı-basınç tekniği olarak bilinen IPS-Empress tüm seramik sistemi geliştirilmiş ve 1986 dan bu yana da, Ivoclar, Schaan ve Lichtenstein tarafından üretilmektedir. Bu sistemin esası, leusitle güçlendirilmiş cam seramiklerin kontrollü kristalizasyonudur(19).

1989 da Dr. Mickael Sadoun tarafından yüksek dayanıklılığa sahip bir çekirdek materyali olan In-ceram sistemi üretilmiştir. Vita firması bu materyalin gelişimine katkıda bulunmuş ve 1989 dan beri üretimini yapmaktadır(15,45).

90'lı yıllarda ise bir Fransız firması olan Sofraced tarafından, yapısında  $ZrO_2$  ve hidroksil apatit bulunan, çekirdek materyal içeren Biofibril isimli yeni bir tüm seramik materyali geliştirilmiştir(44,74).

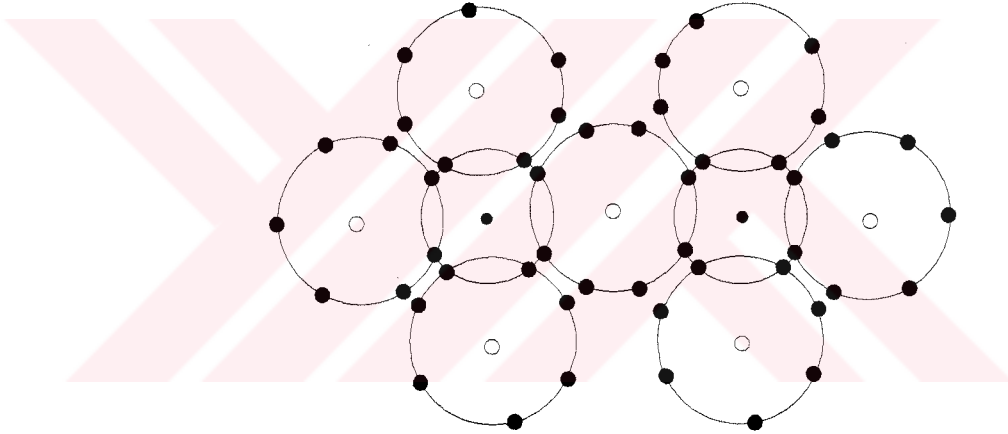
### Dental Seramiklerin Yapısı

Protetik dişhekimliğinde restoratif çalışmalarda kullanılan, üç temel materyalden biri olan seramikler, polimerlere ve metallere göre daha hızlı bir teknolojik gelişim göstermişlerdir. Seramikler, metallere ve polimerlere göre bazı önemli farklılıklara sahiptirler, kırılındırlar ve ortamın sıcaklık değişikliklerinde yumuşama, eğilme gibi herhangi bir şekil değişikliği göstermezler. Oysa bazı metal ve polimerler sıcaklık

değişikliklerinde şekil değişimi gösterirler. Seramikler, düşük ısı genleşme ve yüksek dayanıklılığa sahip olup, polimerlerle karşılaştırıldıklarında oldukça serttirler(23).

Dental seramikler, esas cam özelliğine sahip seramikler olup, kristalize olmamışlardır. Esas bileşenleri feldispat olduğundan, dental seramiklere, feldispatik seramikler de denebilmektedir(23,62).

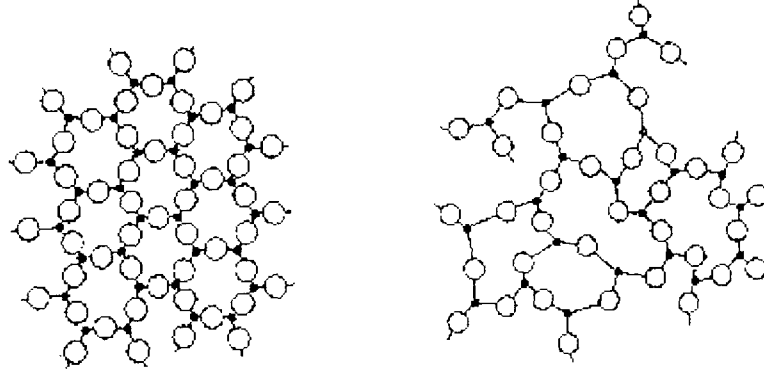
Dental seramik kimyasal olarak, silikat yapısında olup, bir veya daha fazla metalin, bir non-metalik elementle (oksijenle) kombinasyonu şeklinde tanımlanmaktadır. Oksijen camlardaki esas anyondur. Çok sayıdaki oksijen atomu bir matriks görevi görür, daha az sayıdaki metal atomları veya silikon gibi yarı metal atomları, oksijen atomları arasındaki boşlukları doldurur. Oksijen iyonları silikon katyonları ile çok stabil bağlantılar oluşturur. Oluşan bu yapısal ünite silikat ünitesidir. Bu ünite de bir silikon atomu dört oksijen atomuyla çevrelenir (Şekil 1).



**Şekil1:** Bir silikon iyonunun dört oksijen anyonu ile çevrelenmesiyle oluşan silikat ünitesi(Mc Lean (53)' den)

Bu yapı dental seramiğin temel bileşenlerinden birisi olan cam faz (matriks) kısmını oluşturur. Dental seramiğin diğer bileşenini, bu cam faz içinde dağılmış bulunan kristalin faz oluşturur. Kristalin faz düzenli bir yapılanma gösterirken, camsı faz gelişigüzel bir yapılanma gösterir(53,62)(Şekil 2a-2b).





Şekil 2: a- Kristalin faz

b- Camsı faz (Mc Lean(53)'den)

Fırınlanmış dental seramikte yapılan mineral analizinde, şekilsiz camsı fazın yanında, sınırlı oranda kristal yapıdaki leusit faza da sahip olduğu görülmüştür. Seramiğin fırınlanması ile oluşan , leusit kristallerinin asıl önemi, seramik erirken stabiliteye direkt olarak katkıda bulunmasıdır(94).

Dental seramiklere, fiziksel ve kullanım özelliklerini geliştirmek amacıyla cam değiştirici( modifiye edici) ajanlar da eklenmiştir. Feldispatik seramikleri daha iyi anlaya bilmek için dental seramiklerin nasıl sınıflandığını bilmek gerekir(62).

### Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Seramiklerin sadece kimyasal yapıları değil, kullanımları da farklılıklar gösterir. Daha da önemlisi feldispatik seramiklerin tümü, metal bir alt yapıya bağlanmak amacıyla tasarlanmamıştır. Dental seramikleri, seramik çömlük materyallerinden ayıran, özellik yapılarında büyük oranda feldispat bulunmasıdır. Feldispat dental seramikte esas camsı yapıyı oluşturur. Bu camsı ana yapı içine eklenen diğer materyaller, seramiklerin değişik özelliklerde ve kullanımlarda olmasını sağlar.

1982 de Philips(62) tarafından yapılan sınıflamaya göre dental seramikler erime sıcaklarına göre üç ana gruba ayrılmışlardır.

Yüksek ısı seramiği ---  $1288^{\circ}\text{C}$  -  $1371^{\circ}\text{C}$

Orta ısı seramiği ---  $1093^{\circ}\text{C}$  -  $1260^{\circ}\text{C}$

Düşük ısı seramiği ---  $871^{\circ}\text{C}$  -  $1066^{\circ}\text{C}$

Her üç tip seramik, kendine özgü özellikler taşır, fakat yüksek ısı ve orta ısı seramikleri, bileşim ve mikro yapı açısından benzerlikler gösterirler. Fabrikasyon seramik dişler yüksek ısı seramiklerinden yapılırlar. Orta ısı seramikleri sıklıkla prefabrik gövdelerin

kuronlarının yapımlarında kullanılırlar. Düşük ısı seramikleri ise metal-seramik kuronların yapımında kullanılmak amacıyla fırınlama sırasında metal üzerinde eriyecek şekilde özel olarak üretilmişlerdir. Sonuç olarak, düşük ısı seramiklerinin fiziksel özellikleri ve içerikleri orta ve yüksek ısı seramiklerinden daha farklıdır.

Isı yönünden birbirine uyumlu bir düşük ısı seramiğine alümina ilave edilmesi ile oluşturulan alüminöz seramikler de dördüncü grup seramikler olarak sınıflandırmaya alınmıştır(62).

### **Dental Seramiğin Bileşimindeki Elementler**

**Feldispat:** (  $K_2O - Al_2O_3 - 6SiO_2$  ,  $Na_2O - Al_2O_3 - 6SiO_2$  )

Dental seramikte %70 - 80 oranında bulunur. Camsı yapıdan sorumlu esas elementtir. Kolayca firit haline getirilebilir ve renklendirme işlemine uygundur. Doğada feldispat soy halde bulunmaz, ancak iki yapının karışımı halinde bulunur. Bunlar; potasyum alüminyum silikat ile sodyum alüminyum silikattir. Yapı içinde potas feldispatın, sodyum feldispatı oranı farklıdır. Bu oran, seramik üreticileri için önemlidir Çünkü iki tip feldispat seramiğe; oldukça farklı özellikler ve kullanım alanları vermektedir. Bugün kullanılan seramiklerin çoğunluğunda, potasyum feldispat bulunur. Potasyum feldispat fırınlanan restorasyonlara translüsens özellik verir.  $1250^{\circ}C - 1500^{\circ}C$  arasında eritildiğinde potasyum, kaolen ve quartzla beraber eriyerek bir cam oluşturur. Feldispatın potas formu, erimiş camın yoğunluğunu arttırmakla kalmaz, aynı zamanda fırınlama süresince seramiğin eriyip akmasını önler. Sodyum feldispat yerine kullanıldığında onun gibi iyi sonuç vermez.(52,61)

Sodyum, potasyum, kalsiyum oksit gibi bazı metal iyonlarının cama eklenmesi ile, camın yapısını oluşturan silikatetrahedra'nın bazı bağları kırılabilir. Böylece seramik daha düşük sıcaklıklarda eriyebilir, bu olay sonucu vizkozite azalır, seramiğin akışkanlığı artar. Cam düzenleyici görevi yapan bu oksitler, aynı zamanda seramiklerin ısı genleşme katsayılarını arttıran bir fluks gibi işlev görürler. Bu alkalilerin eklenmesiyle, seramikteki oksijen çapraz bağları kırılarak seramiklerin ısı genleşme katsayısı artar ve böylece daha yüksek ısı genleşme katsayısına sahip olan metal alaşımları ile kullanılabilirler. Eğer çok fazla oksijen çapraz bağı parçalanırsa cam kristalize ( devitrifiye ) olabilir. Bu kristalizasyon olayı yüksek genleşmeli dental seramiklerde meydana gelir ve restorasyonu zayıflatır. Restorasyonda bulutlu bir görünüm oluşturur ve glazür yapılmasını güçleştirir(42,53,62).

**Quartz: ( SiO<sub>2</sub> )**

Dental seramikte quartz, %10 - 30 oranında bulunur , yüksek erime sıcaklığına sahiptir, ve diğer elementlerin akıcılığına karşı bunların çevresinde bir iskelet görevi görür. Metal alt yapı üzerinde seramiğin, şekillendirildiği biçimde kalmasını sağlar, yüksek sıcaklıkta eriyip akmasına engel olur(Muia 1982). Quartz aynı zamanda seramiği kuvvetlendirici etki gösterir(53,62).

**Kaolen: ( Al<sub>2</sub>O-2SiO-2H<sub>2</sub>O )**

Seramiğin bu özel bileşeni, alümina içeren, volkanik taştan şekillendirilen bir kildir. Kaolen fırınlanmamış seramiklerin şekillenebilirliğini arttırmak için bir bağlayıcı olarak eklenir(Muia 1982). Likitle karıştırılmış seramik yığınının özel bir yapı kazandırır ve kazınabilmesini sağlar. Kaolen çok opak olduğundan seramiğin translüensliğini bozar, bu nedenle seramiğe az miktarda eklenir, mine tozlarında hiç bulunmaz(53,62).

**Alümina: ( AL<sub>2</sub>O<sub>3</sub> )**

Dental seramiğin dördüncü bileşeni olarak kabul edilir. Çok sert ve güçlü bir oksittir. Dental seramikler gibi camsı metaryellerin dayanıklılığını arttırmak için 1965 de Mc. Lean ve Hughes(1,28,42,53,54,62), camsı matris içine %50 oranında alümina kristalleri ekleyerek seramiğin dayanıklılığını önemli ölçüde arttırmışlardır

**Dental Seramiğin Elde Edilmesi**

Dental seramik tozlarının oluşumunda feldispat, quartz, kaolen daha önce sözü edilen cam düzenleyicilerle karıştırılır ve çok yüksek sıcaklıklarla kadar sinterize edilir. Bu sırada cam benzeri bir faz meydana gelir ve bu erimiş yığın çok çabuk bir şekilde soğuk su ile söndürülür. Soğuk su ile temas sonucu oluşan ve krizalize olmayan bu sert yapıya frit denir. Üreticiler bu fritleri özel parçacık boyutlarında öğütürler ve kendi markalarını vererek piyasaya sürerler. Seramiğin optik özelliklerini geliştirmek için kullanılan metal oksitler, opasifiyerler ve renklendiriciler seramik tozları ile karıştırılırlar. Tam bir seramik setinde, opak, dentin, mine seramiği tozları, opak modifiyerleri, dış renklendiriciler ve renksiz glazür vardır(53,62).

## Dental Seramiğin Kimyasal Devamlılığı

Dental seramiğin kimyasal devamlılığı, pek çok ortamda mükemmeldir. Çözünürlüğü oldukça düşüktür(23,53). Ancak aşırı miktarda asidüle florid ile amonyum biflorid aside maruz kaldığında, yüzeyinde az miktarda pürüzlenme ve aşınmanın görülmesi olasıdır.

Ağız içi kullanım açısından seramiklerin en önemli özelliği kimyasal devamlılıklarının iyi olmasıdır. Çünkü diş protezleri, ağız ortamında büyük değişiklikler gösteren pH'larda ve farklı sıcaklıklarda yıpranmaya dirençli olmak zorundadırlar. Dental seramikler diğer tüm estetik dental materyallerle karşılaştırıldığında, renk stabilite ve aşınmaya dirençleri de fazladır(23,32)

## Dental Seramiğin Dayanıklılığına Etki Eden Faktörler

### Sıvı Ortamın Etkisi

Silikat camlarının ve diğer pek çok seramik materyalinin dayanıklılığının, su varlığında azaldığı uzun süredir bilinmektedir(41,53). Dental seramiklerde de sıvı ortamın varlığında mekanik direncin düştüğü bulunmuştur(71,93). Sherill ve O'Brien(54), feldispatik ve alüminöz seramik örneklerini su içinde kırdıklarında, dayanıklılığın, yaklaşık %30 oranında azaldığını göstermişlerdir.

1974 de Southan ve Jorgenson(56), sabit bir yük altında ve su içinde tutulan bir dental seramiğin mekanik özelliklerini incelemişler ve, dayanıklılık üzerinde, suyun zarar verici bir rol oynadığını bulmuşlardır. 1994 de Myers ve arkadaşları(60), Optek Hsp seramiği ile yaptıkları çalışmada, örneklerin su içindeki dayanıklılıklarının kuru ortamdakine göre oldukça azaldığını bulmuşlar ve kuru ortamda çatlak gelişiminin çok daha yavaş olduğunu bildirmişlerdir. Aynı araştırmacılar(61), IPS-Empress seramik örneklerin kuru ve ıslak dayanıklılıklarını karşılaştırmışlar ve çatlak gelişimi üzerine nemin artırıcı etkisini göstermişlerdir.

1994 de Matthias Kern ve arkadaşları(41), rezin bağlı In-ceram köprülerde yaptıkları çalışmada, nemli ortamda kırılma dayanıklılığının önemli ölçüde azaldığını bulmuşlardır. Seramiklerin sıvı ortamlarda dayanıklılıklarının azalması, yorgunluk olarak adlandırılır. Bu olay çatlak öncesi küçük kuvvet dalgalanmalarına ve kuvvet birikimine neden olur. Bu olaya stres korozyonu denir. Araştırmacılar, 0,017 % oranındaki nemliliklerde bile, silikat camlarında, stres korozyonunun gözlemlendiğini bildirmişlerdir(56).

Wang ve Tooley(23), 1958 yılında, camın su içindeki korozyon olayını şöyle açıklamışlardır. İlk aşamada, camdaki alkali iyonları ile sudaki hidrojen iyonları arasında karşılıklı iyon değişimi meydana gelir.  $H^+$  ve  $H_3O^+$  iyonların cama difüzyonu cam yüzeyinde alkali iyonlarının kaybı ile kontrol edilir. Alkali metal iyonları, cam faz içinde kristalin faza göre daha az stabildir, böylece çok çabuk serbestlenirler ve olay cam ağıının dağılmaya başlamasıyla devam eder(4,53).

Seramiklerin kullanıldığı, dental protezlerde yorgunluğa bağlı başarısızlık oluşması için gerekli tüm faktörler ağız ortamı içinde yer almaktadır. Su, tükürük içindeki temel kimyasal üründür. Bu nedenle sıvı ortam için söz edilen olumsuzluklar ağız ortamı için de geçerlidir(56).

### **Porozitenin Etkisi**

Bir çok materyal için porozite, materyalin istenmeyen bir özelliği olarak kabul edilir. Dental seramiklerde porozitenin varlığı dayanıklılığı ve seramiğin translüensliğini etkilemektedir(35,38,53,59). Seramik materyallerde, dayanıklılık üzerine etkisi olan en önemli yapısal özellik, porozitedir. Kuvvet uygulanan bölgede boşlukların varlığı dayanıklılığı azaltır ve kuvvet yoğunlaştırıcı bir etki oluşturur. Bunun nedeni yük taşıyan alanların azalması ve birim alana düşen kuvvetin artmasıdır(71,66).

Porozitenin dayanıklılık üzerine olan etkisi konusunda pek çok araştırmacı çalışmıştır. 1956 da Cople ve Kingery(35), porozitenin % 0 dan %10 a yükseldiği durumda dayanıklılığın yarı yarıya azaldığını bildirmişlerdir. Burada sözü edilen Porozite, alümina ve diğer saf oksit sistemlerindeki porozitedir. Bu sistemler içindeki porozite, camsı materyallerde bulunan küresel tipteki, poroziteyle karşılaştırıldığında genellikle düzensiz porozitedir. Bu düzensiz tip porozite, yüksek oranda kuvvet yoğunlaşmasına neden olarak materyalin dayanıklılığını azaltır. Bunun yanında, alüminöz seramiklerde % 45 - 50 oranında düzensiz şekilli porozite bulunması olasıdır. Bunun nedeni, fırınlama sırasında camsı matriksin alümina kristallerinin yüzeyini tam olarak ıslatamaması olarak düşünülmektedir. Fırınlama sıcaklığı ve süresinin arttırılması ile alümina çekirdek materyalinin dayanıklılığında önemli artışlar elde edilmiştir. Böylece camsı fazın akışkanlığı arttırılarak partikülleri ıslatması da kolaylaşır. Porozitenin kısmen daha küresel olmasına neden olur.(35)

1988 de Oile(66), Hi-ceram, Cera-store ve Dicor örneklerle yaptığı çalışmada Dicor örneklerde porozite ve çatlak gelişimi oranını daha düşük bulmuş, buna bağlı olarak da bu materyalle, diğer materyallerden daha yüksek dayanıklılık sonuçları elde etmiştir.

### **Yüzey Yapısının Etkisi**

Seramik materyallerin dayanıklılığı, çatlak başlangıcı ve gelişimi ile doğrudan ilgilidir. Çatlak başlangıcı materyalin, yüzey özellikleri ile kontrol edilirken, çatlak gelişimi ise materyalin iç yapısı tarafından kontrol edilir. Yüzey yapısının dayanıklılıkta küçümsenmeyecek bir etkisi vardır(38,53,71). 1984 de Pidcock ve arkadaşları(71), seramik yüzeyinin kalitesi artırıldığında elde edilen dayanıklılık değerlerinin de arttığını göstermişlerdir. 1996 da Williamson(91), polisaj ve glazür uygulanan seramik örneklerin dayanıklılığının, yüzeyi pürüzlü seramik örneklerin dayanıklılığından daha yüksek olduğunu bildirmiştir.

Seramiğin yüzey yapısını etkileyen işlemlerden birisi de glazürlemedir. Glazürün, seramik yüzeyini kapatıcı ve yüzeyde kompresif stresler oluşturucu bir etkisi vardır. Glazürün içinde bulunan ince cam tabakası ve oluşan kompresif stresler, yüzey çatlaklarının derinliğini ve genişliğini azaltırlar ve materyali teorik olarak kuvvetlendirirler(26,91). 1977'de Binss(24), glazürlemeyi, seramiği kuvvetlendirme yöntemleri arasında saymıştır. Oysa Fairhurst ve arkadaşları(24) yüzey bitim kaliteleri aynı ve mükemmel olan bir grup glazürlenmiş, bir grup glazürlenmemiş seramik örneklerle yaptıkları çalışmalarında; glazürlenmemiş ancak yüzey bitirmesi mükemmel örneklerin daha dayanıklı olduğunu göstermişlerdir. Ayrıca aynı araştırmacılar(24), oto glazür yönteminin klinik olarak daha uygun olduğunu, çünkü daha düz ve hijyenik yüzeyler elde edilebileceğini savunmuşlardır.

Seramiklerin, zayıf gerilim ve makaslama kuvvetlerini gidermek ve dayanıklılıklarını arttırmak amacıyla bir takım kuvvetlendirme yöntemleri geliştirilmiştir.

## **Dental Seramiği Kuvvetlendirme Yöntemleri**

### **1-Metal Bir Altyapı İle Kuvvetlendirme**

Dental seramiğin baskı kuvvetine olan direnci, gerilme kuvvetlerine olan direncinden daha fazladır(10,25,47,53). Bu nedenle seramikler metal bir alt yapı ile desteklenerek, gerilim, makaslama ve sıkıştırma kuvvetlerine karşı dirençleri arttırılmaya çalışılmıştır(10). Metal bir alt yapı ile desteklenen seramikte çatlama ve kırılmalar, ancak alttaki bu güçlü materyal deforme olduğunda gelişirler. Bu sonucun, metal alt yapı ile seramik bağlantısının mükemmel olduğu durumlarda ortaya çıkması doğaldır. Kurunun iç yüzeylerinden gelişen çatlaklar metal alt yapının desteği ile önlenir(52,53). Seramikle birlikte kullanılmak üzere pek çok metal alaşımı geliştirilmiştir. Bunlar şöyle sınıflandırılabilir.

## **A - Soy Metal Alaşımlar**

### **I. Yüksek oranda altın içerenler**

1 - Altın - platin - palladyum alaşımları

Altın %84, platin %7-9 palladyum %4-6

Gümüş %1-3, indiyum ve kalay %2

2 - Altın - platin - tantalyum alaşımları

Altın %84, platin %7-9, tantalyum %4-6

Gümüş %1-3, indiyum ve kalay %2

### **II. Düşük oranda altın içerenler**

Altın - palladyum gümüş alaşımları

Altın %50, palladyum %30, gümüş %12, indiyum kalay %2

### **III. Altın içermeyenler**

Palladyum - Gümüş alaşımları

Palladyum %60, Gümüş %38, indiyum ve kalay %2

## **B - Soy Olmayan Metal Alaşım Sistemleri ( Baz Metal Alaşımları )**

1-Nikel-Krom alaşımları

2-Krom-kobalt alaşımları (53).

Günümüzde bu alaşım sistemlerinden en çok kullanılanı, baz metal alaşımlarından olan nikel-krom alaşımlarıdır(8,42). Son yıllarda titanyumun metal destekli seramik restorasyonlarda kullanıldığı gözlenmekte ve bu konu ile ilgili çalışmalar sürmektedir. Metal destekli seramik restorasyonlarda daha çok nikel-krom alaşımlarının tercih edilmesine neden olan olumlu özellikler şöyledir;

1-Özgül ağırlıkları altın alaşımlarının yarısı kadardır.

2-Sertlik ve dayanımları yüksektir.

3-Elastiklik modülleri değerli alaşımlardan daha yüksektir.

4-Yüksek sıcaklıklarda şekil değişikliğine dirençleri yüksekti.

5-Değerli alaşımlardan daha ince hazırlanabilirler.

6-Daha rijittirler.

7-Bükülme dayanıklılıkları değerli alaşımlardan daha fazladır.

8-Değerli alaşımlara göre daha ekonomiktirler(1,18,42,68).

Bu olumlu özelliklerinin yanında baz metal alaşımlarının istenmeyen özellikleri de vardır bunlar;

1-Daha zor döküm ve lehimleme özellikleri,

- 2-Tesviye ve bitirme güçlükleri,
- 3-Nikel ve berilyum allerjisine neden olmaları,
- 4-Moleküler düzeyde oksit oluşumunun kontrolünün zor olması olarak belirtilebilir(1,68).

Metal destekli seramik restorasyonların başarısı, kullanılan metal alaşımının ve seramiğin taşıdığı özelliklere bağlıdır, dental seramikle birlikte kullanılan metal alaşımlarının taşınması gereken özellikler;

- 1-İyi bir döküm özelliği göstermeli,
- 2-Çiğneme basınçlarına dayanacak sertlik ve dirençte olmalı,
- 3-İnce grenli ve rijit olmalı,
- 4-İsil genişleme katsayısı kullanılan seramikle uyumlu olmalı,
- 5-Seramikle kuvvetli bir bağlanma oluşturmali,
- 6-Ergime sıcaklığı seramiğin pişirilme sıcaklığından yüksek olmalı,
- 7-Ağız ortamında korozyonu minimum olmalı,
- 8-Seramik pişirilmeden önce ve sonra lehimlenebilmelidir(1,68).

Metal alaşımları ile kullanılan seramiklerin taşınması gereken özellikler;

- 1-Uygun bir pişirme sıcaklığına sahip olmalı,
- 2-Metal ile iyi bir bağlantı kurabilmeli,
- 3-Yeterli bir dayanıklılığa sahip olmalı,
- 4-Belirli bir büzülme katsayısına sahip olmalı,
- 5-Doğal dişlere benzer bir şeffaflık göstermeli,
- 6-İsil genişleme katsayısı kullanılan metal alaşımı ile uyumlu olmalıdır(1,68).

Metal destekli seramik restorasyonların dayanıklılığında metal ile seramik arasındaki bağlantının gücü çok önemlidir. Seramik ve metal arasındaki bağlantı mekanizmaları şöyle sıralanabilir;

- 1-Mekanik bağlantı
- 2-Kimyasal bağlantı
- 3-Fiziksel bağlantı(Van derWaals kuvvetleri)
- 4-Sıkışma (kompresif) kuvvetleri(42,68).

#### **Mekanik Bağlantı**

Mekanik bağlantı, metal ile seramik ara yüzünde bir kenetlenmeyi ifade eder. Silver, Klein ve Howard'a göre(68): seramiğin pişirilmesi sırasında oluşan fiziksel karışım



sonucu meydana gelen mekanik adezyondur. Mekanik bağlantının gücü, metal-seramik ara yüzeyinin genişliği ile doğru orantılıdır. Bu amaçla metal yüzeyine çeşitli işlemler uygulayarak yüzeyin ve dolayısıyla mekanik bağlantının artırılmasına çalışılmıştır (6,7,18,42,68). Metal yüzeyinin pürüzlendirilmesi için kullanılan en uygun yöntem kumlama'dır. Lubovich, Mc Lean ve Henning(68), kumlama ile göreceli olarak alanın genişleyerek mekanik tutuculuğun arttığını bildirmişlerdir.

### **Kimyasal Bağlantı**

Silver, Klein ve Howard'a göre(68); seramiği oluşturan maddelerle, metal oksitleri arasındaki reaksiyon sonucu oluşan kimyasal adezyondur. Fırınlama sırasında metal ile seramik ara yüzünde eriyen, seramiğe ait oksitlerle metal alaşım içinden yüzeye doğru göç eden metal oksitleri arasında devamlı bir elektron alışverişi başlar, seramikteki silisyum, metal üst yüzeyine dağılır. Seramiğin içerdiği silisyum atomları, metal alaşımın kafes yapısına bağlı olan okside metal atomlarına oksijen köprüleri ile bağlanırlar. Uygun bir kimyasal bağ için kalıcı bir kimyasal dengenin oluşması gerekir(6,7,12,18,42,68). Kimyasal bağlantı, metal-seramik arasındaki bağlantıda birincil öneme sahiptir.

### **Fiziksel Bağlantı (Van der Waals Kuvvetleri)**

Bu bağlantı seramikle, metal atomları arasında meydana gelen fiziksel çekim sonucu oluşur. Bu fiziksel kuvvetler, kimyasal kuvvetlerle oluşan birincil bağlara göre oldukça zayıftırlar. Van der waals kuvvetleri seramiğin metali ıslatabilme yeteneği ile ilgilidir. Fırınlama sırasında seramik metali ıslatır ve metal yüzeyindeki küçük düzensizliklere girerek, mekanik bir kilitlenme oluşturur. Van der waals kuvvetleri ile metal ve seramik arasındaki mesafe yeterince kısaldığında, kimyasal bağlar etkili duruma geçer. Bu nedenle van der waals kuvvetlerinin, metal-seramik bağlantısında ikincil bir öneme sahip olduğu bildirilmektedir(6,7,12,18,42,68).

### **Sıkışma(kompresif) Kuvvetleri**

Dental seramiğin metale sıkışma kuvvetleri ile tutunması metal ile seramiğin ısı genleşme katsayılarının uyumuna bağlıdır. Fırınlama sırasında sıcaklığı, 960 °C ye yükselen seramik büzölmeye devam eder fakat hiç bir zaman eriğik veya sıvı hale gelmez. Bu durum metal alaşımın genleşmesi üzerinde önleyici bir etki oluşturur. Kitlenin soğuması sırasında alaşım orjinal boyutlarına dönmeye çalışır ve seramikten daha fazla genleşmeye sahip olduğu için daha çabuk büzölür. Bu sırada alaşımda çekme gerilimleri, seramikte ise sıkışma gerilimleri oluşur. Gerilim sırasında oluşan

sıkışma kuvvetleri metal alaşımın ısıl genişleme katsayısının seramiğin ısıl genişleme katsayısından bir miktar yüksek olmasından kaynaklanır. Pratikte metal seramik sistemleri, metal alaşımın ısıl genişleme katsayısının, seramiğin ısıl genişleme katsayısından bir miktar fazla olması esas alınarak planlanmıştır(12,18,42,68).

## **2- Termal Kuvvetlendirme**

Camların dayanıklılığını arttırmada kullanılan yöntemlerden bir diğeridir. Camlar erime sıcaklığına kadar ısıtılırsa ve yavaş yavaş soğutulursa camdaki gerilim kuvvetleri serbest kalır. Ancak cam, erime sıcaklığına kadar ısıtılıp çok çabuk soğutulursa, gerilim kuvvetleri camın içinde hapsolür. Örneğin bir cam levha ısıtılıp aniden tüm yüzeyine eşit şekilde soğuk hava püskürtülerek soğutulursa camın tüm yüzeyinde eşit olarak dağılmış kalıcı kompresif stresler oluşur. İşte bu kompresif stresler dışardan uygulanan kuvvetlerle oluşan gerilim streslerine karşı koyar(2,5,16,38,52,53). Yani uygulanan kuvvetin bir çatlak veya kırık oluşturması için öncelikle bu kompresif stresleri yenmesi gerekir. Bu yöntem dişhekimliğinde seramikleri kuvvetlendirmede etkin olarak kullanılan yöntemlerden birisidir(53).

## **3- Kontrollü Kristalizasyon Yolu ile Kuvvetlendirme**

Bu yöntem Stookey tarafından geliştirilmiştir. Normal koşullarda camlar belli bir sıcaklığa kadar ısıtılıp soğutulduğunda kristalize olmazlar. Bu yöntemde cam, ilk yumuşama işaretlerini gösterdiği sıcaklığa kadar ısıtılır, bu sırada yapısında bulunan kristal çekirdeklerinin aktivasyonu ile kristalize olmaya başlar ve daha sonra sıcaklık yavaş yavaş arttırıldıkça kristalizasyon artar. Camın içinde bulunan titanyum dioksit etkin bir çekirdekleştirici ajandır. Bu yöntemle kuvvetlendirilen seramiklerde, renk kontrolünde üreticiler önemli problemlerle karşılaşmışlardır. Estetik olumsuzlukları nedeniyle çok tercih edilen bir yöntem değildir(52,53).

## **4- Kristal Faz Dağılımı Yolu ile Kuvvetlendirme**

Dental seramikler gibi camsı materyallerin içine, yüksek dayanıklılığa ve elastiklik modülüne sahip kristaller eklendiğinde dayanıklılıklarının arttığı gözlenmiştir. Kristallerin ısıl genişleme katsayıları cama ne kadar yakınsa, kristal-cam karışımının dayanıklılığı ve elastisitesi o kadar artar. Camsı materyal içindeki çatlak ilerleyişi, kristallerin varlığı ile sınırlanır(53).

Dental seramiklerde kullanılan, kristallerin seçiminde; erime sıcaklığı, ısıl genişleme katsayısının camla uyumu, dental seramikle bağlanma özelliği, mekanik kuvvet ve renk gibi özellikler göz önünde bulundurulmuştur. Camsı matriks içinde dağılmış durumda

bulunan kristalin fazın ısıl genleşme katsayısı, camlı matriksten bir miktar fazla olduğunda seramik yapı içinde kompresif stresler oluşmakta ve bu şekilde seramik materyalin dayanıklılığı arttırılmaktadır(32,52,53,57).

Yıllarca, dental seramiklerin içinde quartz kristalleri dolgu maddesi olarak kullanılmıştır. Yüksek ısı seramiklerinde quartz, seramik yapı içinde %15 oranına kadar bulunabilir. Ancak quartz'ın seramik yapı içinde kuvvetlendirici bir faz olarak etkili olduğu konusunda görüş ayrılıkları vardır(53). Dental seramikleri kristal faz dağılımı yolu ile kuvvetlendirmede çoğunlukla  $AL_2O_3$  kristalleri kullanılmıştır(32,52,57). Günümüzde camlı matriks içine  $AL_2O_3$  kristallerinin yanında, leusit, zirkonyum, magnezyum, flormika, sanidin kristalleri de eklenerek dental seramiklerin dayanıklılıkları önemli ölçüde arttırılmıştır(77).

### **5- İyon Alışverişi Yolu İle Kuvvetlendirme**

Bu yöntem dental seramiği kuvvetlendirmede kullanılan en etkili yöntemlerden birisidir. Bu yöntem kimyasal yol ile kuvvetlendirme de denmektedir. Dental seramiklerin yüzey tabakalarında sodyum iyonları bulunur. Yöntemin esası dental seramiklerin metalik katyonlar içeren sıvılara daldırılarak yüzeylerindeki sözü edilen sodyum iyonları ile metalik katyonların yer değiştirmesini sağlamaktır. Metalik katyonların seramiğe difüzyonunu başlatıcı etken, materyaller arasındaki yoğunluk farkıdır. Bu işlemde genellikle potasyum nitrat çözeltisi kullanılır. Potasyum iyonları seramik yüzeyine difüze olarak bir kısım sodyum iyonları ile yer değiştirirler. Potasyum iyonları sodyum iyonlarından 35 kat daha büyüktür(2,21,53). Önceden sodyum iyonlarına ait olan boşlukları, çok daha büyük olan potasyum iyonlarının doldurması ile yüzeyde bir sıkışma meydana gelir ve kalıcı kompresif stresler oluşur. Dışardan uygulanan kuvvetin, seramik yapıda, kırık yada çatlak oluşturabilmesi için öncelikle bu kompresif stresleri yenmeleri gerekir(5,38,52,53). Dental seramikleri iyon değişimi yoluyla kuvvetlendirme, etkili bir yöntemdir(53).

### **6- Değişim sertleşmesi yolu ile kuvvetlendirme**

Bu yöntemde çoğunlukla leüsit ve zirkonyum kullanılır. Zirkonyumun kırılma dayanıklılığı çok yüksektir. Yöntemin esası seramik materyalde ısı değişimleri oluşturarak kristalin fazın (zirkonyum,leüsit) camlı matriks içindeki hacmini arttırmak ve yapı içinde kompresif stresler oluşturmaktır. Oluşan kompresif stresler seramik materyal içinde ilerleyen çatlağı durdururlar ve çatlak tepesinde bulunan gerilim streslerini azaltırlar(32,49,77)

Anlatılan bu kuvvetlendirme yöntemlerine ek olarak dental sermiklere, seramik fibrilleri ekleyerek de dayanıklılıkları arttırılmaktadır. Çoğunlukla alüminaya ait seramik fibrilleri kullanılır, bunlar seramik yapı içindeki çatlak ilerleyişini sınırlarlar(32).

### **Seramiklerin Mekanik Özelliklerinin Değerlendirilmesi**

Bilindiği gibi seramik materyali içindeki bağlar, iyonik ve kovalent bağ özelliğindedirler. Bu kuvvetli bağlar, seramiklerin stabilitesinin iyi olmasını sağladığı, kimyasal etkenlere karşı dirençlerini arttırdığı gibi sertlik, yüksek elastiklik modülü ve sıcaklık etkilerine karşı direnç gibi özelliklerin de oluşmasını sağlar. Diğer taraftan seramiğin bu bağları içermesi, bütün seramik materyallerde olduğu gibi dental seramiğin de kırılma olma olumsuzluğunu beraberinde getirir(53).

Bir materyalin özellikleri değerlendirilirken, iki temel özellik dikkate alınır. Bunlar; materyalin yapısal özellikleri ve davranışsal özellikleridir. Yapısal özellikler dendiğinde maddenin tipi, miktarı, içerdiği fazların bileşimi, içerdiği porlar ve kristal yapısı anlaşılır. Davranışsal özellikler ise yapısal özellikleri harekete geçiren uyarılar sonucu oluşur. Bu açıdan, bir maddenin davranışsal özelliklerini yapısal özelliklerinin belirlediği söylenebilir(55).

Dental seramikte, kırılmalar çoğunlukla bir mikro çatlaktan gelişirler. Bu çatlaklar yüzeyde bulunup kuvveti yoğunlaştırma etkisi gösterirler. Böylece yük altında kalan bu alanlarda oluşan daha büyük çatlaklarla kırılma meydana gelir(52,53). Dental seramiklerin restorasyonlarda kullanımını sınırlayan en belirgin özellikleri kırılma olmalarıdır. Bu nedenle seramikler, elastik gerilim enerjisini absorbe etmede yetersiz kalmaktadırlar. Seramik materyalinin bu özelliği kırılma sertliği parametresi (Kc) ile ifade edilebilir. Kırılma sertliği, tam bir kırılma oluşmadan önce çatlak yakınına ulaşması gereken gerilim kuvveti miktarı ile ilgilidir. Dayanıklılığın yanısıra materyalin ısıl şok direnci, aşınmaya duyarlılık gibi özellikleri tümüyle bu parametre tarafından kontrol edilir(57,88). Ancak bu parametre yüzeydeki çatlakların yoğunluğu ve boyutlarındaki değişimlere duyarlı değildir. Bu değişimler; test edilen örneklerin şekli, yapım teknikleri, yapısındaki defektler, porozite, yabancı maddelerin varlığı, artık stresler ve ısıl genleşme uyumsuzluklarından kaynaklanan mikroçatlaklarla ilgilidir(37,57). Seramiklerin, kuvvet karşısında mekanik davranışını etkileyen faktörlerden birisi de seramiklere eklenen kristal yapıların varlığıdır. Örneğin; yüksek miktarda alüminyum oksit içeren alüminöz seramiklerde, camsi matriks içinde dağılmış bulunan alümina kristalleri, quartzdan çok daha kuvvetli ve daha yüksek elastiklik modülüne sahiptirler ve çatlak büyümesini önlemede daha etkindirler. Alümina partikülleri, camdan daha zor kırıldıklarından çatlakın ilerlemesi sırasında,

kırılabilmesi için daha fazla enerjiye gereksinim vardır. Alümina-cam bileşimi, cam fazının, tek başına gösterdiği dayanıklılığın iki katını gösterir(56,70,94).

Seramikler, ani kuvvetlere duyarlı oldukları gibi, şiddeti az fakat uzun süre uygulanan kuvvetlerde ve nemli ortamda oluşan korozyon olayları sonucu, statik yorgunluk gösterirler. Yorgunluk sınırını aşan kuvvetlerin varlığında seramik yapıda kırılmalar gözlenir(4,37,60).

Anusavice, Hojjatie, Rosenstiel(84), seramik materyallerin, uygulanan gerilim stresleri sonucu oluşan, çatlaklar nedeniyle kırılma dirençlerinin düşük olduğunu bildirmişlerdir. Aynı araştırmacılar(84), seramik restorasyonların başarısızlıkları ile ilgili olası faktörleri şöyle açıklamışlardır:

- 1-Restorasyonun şekli,
- 2-Homojen olmayan mikroyapı,
- 3-Yüzey çatlaklarının boyutu ve dağılımı,
- 4-Uygulanan ısı ve polisaj işlemleri ile oluşan artık stresler,
- 5-Restorasyonun ilişkide olduğu ortam koşulları,
- 6-Seramik materyali ile siman ara yüzünün özellikleri,
- 7-Restorasyonun kalınlığı ve kalınlık değişimleri,
- 8-Restorasyonu oluşturan bileşenlerin elastiklik modülleri,
- 9-Uygulanan yükün şiddeti ve yönü.

Bu mekanizmaların birbiri ile etkileşimleri, seramik materyallerin başarısızlıklarının değerlendirilmesini zorlaştırmaktadır.

Dental seramiklerin dayanıklılıklarını ölçebilmek amacıyla çeşitli test yöntemleri kullanılmaktadır bu yöntemler şöyle sınıflandırabilir;

- 1- Eğme Testleri
  - a- Üç Nokta Eğme Testi
  - b- Dört Nokta Eğme Testi
- 2- Çekme Testleri
- 3- Makaslama Testleri
- 4- Kırılma Testleri(68,88)

### **Eğme Testleri**

Eğme testlerinde, dikdörtgen şeklinde çubuk, silindir şeklinde çubuk veya levha şeklinde hazırlanan örnekler kullanılmaktadır(32,67). Hondrum(32), Pidcock(71) ve Üçtaşlı(89), üç nokta eğme ve dört nokta eğme testlerinde örneklerin alt yüzünde oluşan gerilim kuvvetlerinin örneklerde istenmeyen köşe kırıklarına neden olduğunu ve

bu nedenle dental seramikler gibi kırılğan materyallerin dayanıklılıklarının, bu yöntemlerle test edilmesinin çok sağlıklı olmayacağını belirtmişlerdir.

Lavine ve Custer(68), bir tarafı seramikle kaplı metal levhayı iki destek üzerine yerleştirmişler ve belirli bir yerden kuvvet uygulayarak örnekte eğme gerilimi oluşturmuşlardır. Schwickerath(68), Lavine ve Custer'in üç nokta eğme testini modifiye ederek kullanmıştır.

Giordano ve Pelletier(27), In-ceram, Dicor ve konvansiyonel alüminöz seramikten hazırladıkları çubuk şeklindeki örneklerin dayanıklılığını, dört nokta eğme testi kullanarak ölçmüşlerdir.

### **Çekme Testleri**

Çekme testleri çoğunlukla metal ile seramik arasındaki bağlantı direncini test etmek amacıyla kullanılırlar. Bu yöntemde kullanılan örnekler, düz bir metal yüzeyi üzerine veya iki metal çubuğun düz yüzeyleri arasına, bir seramik tabakasının uygulanmasıyla elde edilirler. Test sırasında, gerilim kuvveti çubuk veya çubukların uzun eksenleri doğrultusunda uygulanır(68).

Kelly ve Asgar(68)'in geliştirdikleri çekme testinde ise, silindir bir metal çubuğun ucuna top şeklinde seramik pişirilerek, çekme kuvveti altında seramikle metalin birbirinden ayrıldığı değer, bağlantı direnci değeri olarak saptanmaktadır(68).

### **Makaslama Testleri**

Silver, Klein ve Howard(68)'in 1960 yılında tanımladıkları makaslama testinde, metal bir çubuk üzerine pişirilen seramik, uygulanan makaslama kuvveti ile metalden ayrılmaya çalışılmıştır.

Shell ve Nielsen(68), metal alaşım çubuğunun üzerine pişirdikleri seramikten metali ayırmak için metale, iterek veya çekerek makaslama kuvveti uygulamışlardır.

Anthony ve Burnett(68), metal çubuklara, blok yerine halka şeklinde seramik uygulayarak, Shell ve Nielsen'in yöntemini modifiye etmişlerdir.

### **Kırılma Testleri**

Araştırmacılar tüm seramik materyallerin dayanıklılıklarını değerlendirirken çoğunlukla, kuru şeklindeki örneklerin kullanıldığı kırılma testlerini tercih etmişlerdir(67,68).

Binns(67), kırılma testleri için tek tarafı kapalı silindirik (kuru benzer) örneklerin kullanılmasını önermiştir. Bu tip örneklerin yapılarının zor olmasına rağmen, klinik uygulamaya daha elverişli oldukları, bilimsel olarak daha iyi sonuçlar elde edilebileceği

savunulmuştur(67). 1971' de İngiliz Seramik Araştırma Birliği'nce, metal destekli seramik restorasyonların değerlendirilmesinde, iki temel esasın dikkate alınması gerektiği bildirilmiştir. Bu özellikler; örneklerin klinik kuron boyutlarını ve şeklini taklit etmeleri ve yapılarında dişhekimliği pratiğinde kullanılan yöntemlerin kullanılmasındadır(50). 1984 te Philip ve Brukle(71), kırılma testlerinde kullanılan seramik örneklerin kuron şeklinde, ancak daha sade bir şekilde hazırlanmasını önermişlerdir.

Kırılma testlerinin en basiti, Silver, Klein, Howard(68) tarafından tanımlanan çekiç testidir. Bu testte, üzerine vurulan seramiğin subjektif gözlenmesine dayanılarak değerlendirme yapılır. Model üzerine simante edilen kuron kırıldığında, kuronu kıran bilyenin düştüğü yüksekliğin ölçülmesi, bağlantı direnci ile ilgili yargıya varılmasını sağlamaktadır.

Philip ve ark(69). 1984 yılında Cera-store, konvansiyonel alüminöz seramik jaket ve platin çift folyo tekniğini kullanarak, kuronların kırılma dirençlerini karşılaştırmışlardır.

1987 de Barghi ve arkadaşları(8), baz ve soy metal alaşımları üzerine pişirilen seramiklerin kırılma dirençlerini, her birini kendi akril dayları üzerine simante ederek ve basma kuvveti uygulayarak test etmişlerdir.

1988 yılında Campbell ve arkadaşları(11), metal destekli seramik kuronlarla, tüm seramik kuronları paslanmaz çelik daylar üzerine simante ederek kırılma dirençlerini karşılaştırmışlardır.

1989 da User(86), metal destekli seramik kuronlarda vestibül ve oral kısımdaki metal bandın kırılma direncine olan etkisini, kırılma testini kullanarak değerlendirmiştir.

Grey ve arkadaşları(28) 1993 yılında, metal destekli seramik, In-ceram ve alüminöz seramik jaket kuronları pirinç daylara yapıştırarak kırılma dirençlerini araştırmışlardır.

1994 de Yoshinari ve arkadaşları(93), dört farklı şekilde hazırladıkları seramik kuronların kırılma dirençlerini karşılaştırmışlardır.

Son 20 yılda seramikleri kuvvetlendirmede pek çok görüş ortaya konmuştur. Bu görüşler çoğunlukla, materyalin mikroyapısını değiştirmek veya bu mikroyapıya başka materyaller eklemek şeklinde olmuştur. Yeni geliştirilen pek çok dental seramik materyalinin mikroyapıları test edildiğinde, temelde camsı bir yapıya sahip olan konvansiyonel feldispatik seramiklerden oldukça farklı oldukları gözlenmiştir. Bu materyallerin en belirgin özelliği, camsı matriks içinde önemli miktarda kristalin faz içermeleridir. Kristalin fazın yapısı ve miktarı, seramiklerin fiziksel mekanik ve optik özelliklerini önemli derecede etkilemektedir(77).

## Yeni Geliştirilen Tüm Seramik Sistemleri

### Magnezya Çekirdek Materyali

Kristalize magnezyadan oluşan yüksek genleşmeli bu çekirdek materyali 1983 de O'Brien tarafından geliştirilmiştir. Magnezya çekirdek materyali camsı matriks içinde magnezya kristallerinin dağılım kuvvetlendirilmesi yoluyla elde edilmiştir. Çekirdek materyali platin folyo tekniğinin bir modifikasyonu ile 2050°F da pişirilir. İşlem sonunda platin yaprak çıkarılarak iç yüzeye glazür işlemi yapılır. Bu işlemin dayanıklılığı iki kat arttırdığı söylenmektedir(46,64).

### Optec HSP

Leusit kristal yapısına sahip olan bu materyal tüm seramik kuron yapımında kullanılan bir başka yöntemdir. Bu sistem çekirdek yapısı içermez. Platin folyo veya ısıya dayanıklı day materyali üzerinde pişirilir. Dayanıklılığı feldispatik seramiğin üstünde olmasına rağmen çekirdek yapıli sistemlere göre umulduğu kadar dayanıklı bulunmamıştır(90).

### Dicor

Dökülebilir cam seramikler olarak da adlandırılırlar. Önce cam olarak dökülür. Döküm işlemi sonucunda mekanik olarak daha dayanıklı olan bir kristalin yapıya dönüşür. Kristalizasyonda çekirdek oluşturucu ajan magnezya florittir. Bu sistemde oluşan kristaller camsı matriks içinde birbirine kenetlenmiş olan mika tipindeki kristallerden oluşmaktadır Tek üniteli restorasyonlarda, laminate veneer ve inley restorasyonların yapımında kullanılır(55,71,90).

### Cera-Store

Konvansiyonel alüminöz jaket kuronlardaki fırınlama büzülmesi ve platin folyo kullanımı problemlerini azaltmak için geliştirilmiştir. Alümina, magnezya ve cam firit içeren plastisize seramik tablet, bir epoksi materyali üzerinde kalıpla şekillendirilmektedir. Seramik tablet 1515 °C ye kadar fırınlanır. Pişirme süresince magnezya ve alümina arasında bir reaksiyon başlar. Magnezyum-alüminat spinelleri oluşması ile bir hacim genleşmesi meydana gelir. Bu genleşme fırınlama büzülmesi ile tamamen kompanse edilir. Sonuçta bitmiş kuronda boyutsal değişiklik minimum olur(52,55,83,90).



### **Reneissance Kuron**

Bu teknikte şemsiye şeklinde katlanan altın kaplı bir folyo yapraktan yararlanır, bu folyo yaprak dört tabaka içerir. En dış tabaka saf altındır. İkinci tabakada altın alaşımı, platin, üçüncü tabakada %100 palladyum ve en iç tabakada da altın-platin-palladyum bulunur. Şemsiye şeklindeki bu form day üzerine yatırılıp ısıtılarak şekillendirilir. Bu işlemle altın tabakalar erir ve lehim gibi etki göstererek katları birarada tutar. Son olarak bu çekirdek yapı üzerine dentin seramiği uygulanır(90).

### **Al-Ceram**

Bu sistemin esası cera-store ile aynıdır, ancak üreticiler bu yeni materyalin cera-store dan daha dayanıklı olduğunu savunmaktadırlar(55).

### **Hi-Ceram**

Bu sistemde ısıya dayanıklı bir day(refractory die) materyali üzerinde pişirilen çekirdek seramiği içindeki alümina partiküllerinin miktarı arttırılmıştır. Böylece konvansiyonel alüminöz seramikle karşılaştırıldığında bu materyalin dayanıklılığı %35 oranında artmıştır(55).

### **CAD/CAM**

Bu sistemde daha önceden hazırlanmış olan seramik bloklar, bilgisayar yardımıyla düzenlenip yine bilgisayar yardımıyla işlenirler. Klinikte küçültülen dişin şekli, üç boyutlu olarak bir laser tasarım kamerası ile bilgisayara kaydedilir ve restorasyonun şekli bilgisayar yardımı ile torna edilir ve hazır seramik bloklardan işlenerek ortaya çıkarılır. Bu sistem günümüzde çok kullanılan laboratuvar tekniklerinin olası problemlerini yok eder. Ancak pahalıdır ve restorasyonlarda kullanıldığında doğal dişle uygun bir renk ve translüenslik elde edilmesinde yetersiz kalabilir(90).

### **In-ceram**

İlk kez Dr. Michael Sadoun tarafından bulunan ve Vita firmasınca geliştirilerek üretilen bu yeni tüm seramik materyali, yüksek kırılma ve bükülme direnci sayesinde ön ve arka bölgedeki kuronların yapımında ve ön bölgedeki köprü protezlerinin yapımında kullanılabilir. Bu sistemde yüksek alüminyum oksit tozu içerikli bir çekirdek materyali üzerine cam infiltrasyonu yapılır. Daha sonra bu camlanmış yapı üzerine dentin seramiği işlenir. Özel day alaşımının üzerine alüminyum oksit tozu içerikli çekirdek materyali sürülerek pişirilir. Böylece çekirdek alt yapı hazırlanmış olur. Bu çekirdek alt yapıdaki alüminanın oranı %99,56 dır. Çekirdek materyali özel day alaşımı

üzerine uygulandığında day alçısının yüzeyi, çekirdek materyalinin sıvı kısmını absorbe eder ve bu olay sonucu alüminyum oksit partikülleri birbirine yaklaşarak yoğun bir tabaka oluştururlar. Day alçısındaki mikroskobik boyutlardaki kapiller tüpler ve gözenekler yardımıyla oluşan kapiller çekim çok fazla olduğundan, yüzeyde ilk sürülen maddeden çok daha yoğun bir tabaka oluşur(13,15,27,55).

Çekirdeğin fırınlanması sırasında, yapının aşırı yoğun olması nedeniyle, büzülme olmaz. Oluşabilecek minimal boyuttaki büzülme ise, day alçısının sertleşme genişmesi ile kompanse edilir. Son yıllarda bu sistemde, seramiği kuvvetlendirmek amacıyla magnezyum-alüminyum spinelleri ve zirkonyum kullanılmıştır(77). In-ceram çekirdeğini oluşturmada ikinci aşama, cam infiltrasyonu aşamasıdır. Distile su içinde, karıştırılmış olan cam tozunun içinde lantanyum alümina silikat, az miktarda sodyum ve kalsiyum vardır. Cam infiltrasyonu alüminyum oksit içerikli çekirdek üzerine distile su ile karıştırılmış olan cam tozunun sürülüp 1100°C de dört saat fırınlanması ile gerçekleştirilir. İlk fırınlama işleminde tam olarak birleşmemiş olan alüminyum oksit partiküllerinin arası tamamen camla dolar(13,15).

Alümina ile cam arasındaki ısıl genişleme katsayısı farklılığı alümina-cam arayüzünde kompresif stresler oluşturur. Bu stresler dayanıklılığı önemli derecede artırır, kuvvet etkisiyle bu alt yapıda mikroçatlakların gelişmeye başlaması halinde, alüminyumoksit partiküllerinin aşırı yoğun bir düzenlenme göstermesi ile bu çatlaklar ani olarak durur(13,15,27,38,45,55,73,90).

### **IPS-Empress**

Bu sistem, 1983 yılında Zürih Üniversitesi'nde, Dental Materyaller ve Sabit Hareketli Bölümlü Protezler Bölümü'nde geliştirilmiştir (19). Bu teknik, fosfat bağlı bir revetman kalıp içinde, cam-leüsit bileşiminden oluşan ve ön işlem görmüş seramik kütlelerin özel bir fırında ısıtılıp basınçlanması sonucu gerçekleştirilir. Pişirme aşamasının sonunda seramik blokların içinde durağan olarak bulunan leüsit kristalleri yoğunlaşır ve bu kristallerin dağılımı daha homojen bir yapı kazanır. Bu yoğunlaşma, dayanıklılığı önemli derecede arttırmaktadır. Basınç ve ısı işlemi uygulanmamış seramik bloklarda leüsit kristallerinin dağılımı daha düzensiz ve heterojendir. Bu nedenle dayanıklılıkları daha düşüktür. Bu sistemle inley, onley, tek kuron ve lamineyit veneerler yapılabilir(19,38,61,73,90).

### **Biofibral**

Biofibral sistemi, bir biocam-seramik bileşiminden oluşmuştur. Bu sistemde de bir çekirdek alt yapı üzerine dentin seramiği işlenir. Yapısında hidroksilapatit ve

kalsiyumfosfat vardır. Yapısal olarak düzensiz bir cam şeklinde hazırlanan bu materyal uygun sıcaklıklara kadar ısıtılarak, yapısında bulunan çekirdek oluşturucu ajanlar harekete geçirilir. Bu işlem sonucunda yapı içinde, homojen olarak dağılmış bulunan kristalin fazlar ve zirkonyum materyale çok yüksek bir direnç verir. Bu seramikte kullanılan kuvvetlendirme yöntemi kontrollü kristalizasyon yöntemidir. Mekanik direnci daha da arttırmak amacıyla seramik yapının içine, yüksek tekniklerle üretilmiş seramik lifler eklenmiştir(44,74).

Biofibralden hazırlanan çekirdeğin üzerine pişirilen dentinle Biofibralin bağlantısı, seramo-seramik yapıda bir bağdır. Bu bağ hem kimyasal hem de fiziksel özelliindedir. Bu sistemde kullanılan dentin yine aynı firmaya aittir. Çünkü bu dentin tozunun ısıl genişleme katsayısı Biofibral ile uyumludur ve en iyi kimyasal bağ bu dentin tozu ile elde edilmektedir. Biofibral materyalinin ısıl genişleme katsayısının dentin seramiğinin ısıl genişleme katsayısından bir miktar fazla olması nedeniyle dentinde kompresif stresler oluşur ve bu olay sonucu seramik materyalinin dayanıklılığı artar. Çekirdek yapının pürüzlü olması ve kılcal olay ile dentinin alt yapıya çok iyi bir bağlanma göstermesi de dayanıklılığı artırır. Çekirdek yapının direnci tek başına zayıftır. Çekirdek yapı dayanıklılığına, üzerine dentin pişirilmesi yapıldıktan sonra kavuşur. Çekirdek yapının hazırlanmasında özel bir fırın kullanılmaz, kalibre edilebilen tüm fırınlar kullanılabilir. Çekirdek yapı ısıya dayanıklı bir day materyali üzerinde pişirilir ve pişirildikten sonra day üzerinden kumlama yapılmadan çıkarılır. Biofibral sistemi, tek kuron, inley, onley ve laminate veneer restorasyonların yapımında kullanılmaktadır(44,74).

### **Tüm Seramik Kuronların Endikasyonları**

- 1- Çürümüş, aşınmış, renklenmiş, kırılmış dişlerin restorasyonunda,
- 2- Normal diş kavşından sapma gösteren dişlerde, anatomik yapıyı sağlayarak estetik ve çapraşıklığı düzenlemek amacıyla,
- 3- Estetiğin birincil öneme sahip olup, oklüzal mesafenin yeterli olduğu olgularda,
- 4- Diş yapısının ve periodontal sağlığın mutlak korunması gerektiği durumlarda kullanımı uygundur(85).

### **Tüm Seramik Kuronların Kontrendikasyonları**

- 1-Diş kesimi sonrası kapanışta mesafenin 1mm den az olduğu durumlarda,
- 2-Örtülü kapanış ve ileri itimin önemli ölçüde artmış olduğu olgularda,
- 3-Kuron boyu kısa ve periodontal desteği zayıf olan dişlerde,
- 4-Dikey boyutun azaldığı ve posterior grup fonksiyonu nedeniyle, restorasyonlara gelen lateral kuvvetlerin arttığı olgularda,

- 5-Özellikle genç hastalarda pulpa odasının geniş olması nedeniyle, diştten yeterli madde kaybının yapılamayacağı durumlarda,
- 6-Dişin lingual yüzeyinin çok içbükey olması veya singulumun hiç bulunmaması durumunda,
- 7-Daha önce dişte basamaksız kesim yapılmış olması nedeniyle, basamaklı kesim yapılmasının olanaksız olduğu durumlarda,
- 8- Alt çenenin, bruksizm gibi parafonksiyonel aktiviteye sahip olduğu olgularda,
- 9- Kuvvetli ve aktif bir kas sistemine sahip olan, pipo kullanımı ve bazı meslek alışkanlıklarına sahip olan bireylerde de tüm seramik kuronlar kullanılmamalıdır(79,85).

### **Tüm Seramik Kuronlarda Klinik Uygulama Aşamaları**

#### **Diş Kesimi**

Restorasyonlarda gözlenen kırılma nedenleri içinde en önemlisini diş kesimine bağlı hatalar oluşturur. Tüm seramik kuronlarda restorasyonun ömrü, diş kesiminden oldukça fazla etkilenmektedir(9,79,85). Miller(29,85), tüm seramik kuronlardaki diş kesimi prensiplerini şöyle özetlemiştir.

- 1-Restorasyona direnç ve retansiyon sağlayacak formun oluşturulması,
- 2-Restoratif materyal için yeterli miktarda madde kaybının yapılması,
- 3-Dişin canlılığının korunması,
- 4-Periodonsiyumun sağlığının korunması,
- 5-Düzgün bir basamak ve servikal form.

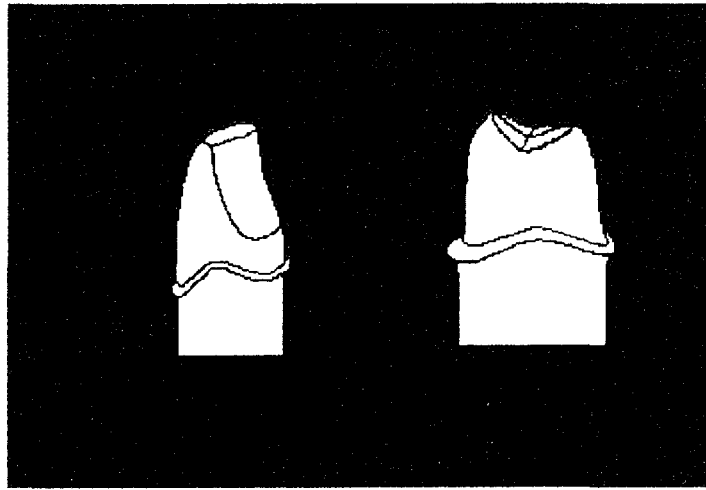
Tüm seramik kuronlarda diş kesiminde teknik çalışma çok önemlidir. O'Brien(65), Sozio ve Riley(25), tüm seramik kuronlarda diş kesiminde oklüzal yüzde 1,5-2 mm, aksiyal yüzde 1-1.5 mm' lik bir madde kaybını ve servikal bölgede aksiyal-gingival köşesi yuvarlatılmış olan dik açılı basamak şeklini önermişlerdir. Tüm seramik kuronlarda önerilen bir diğer basamak formu, dişin dış yüzeyi ile geniş açı yapan chamfer şeklindeki basamaktır(25,65). Restorasyonun, oklüzal kuvvetlere yeterince desteklik verebilmesi için, basamak genişliğinin 1-1,5 mm genişliğinde olması önerilir. Tüm seramik kuronlarda, bıçak sırtı şeklinde bir kenar sonlanması önerilmemektedir(9,79,83). Seramik restorasyona yeterli bir mekanik direnç vermek, kuronun iç yüzeyinde kuvvet yoğunlaştırıcı bölgelerden kaçınmak ve restorasyonun dişe pasif bir basınçla yerleştirilebilmesini sağlamak amacıyla, diş kesiminde keskin köşe ve açılarının oluşturulmaması ve düzgün bir servikal form önerilmektedir(9,79)

Tüm seramik kuronlarda diş kesimine fasiyal yüzden başlanır. Fasiyal yüzde, uca doğru gittikçe incelen ve düz olarak sonlanan elmas frezlerle oluklar oluşturulur. Oluk oluşturma işlemi, fasiyal yüzün gingival yarısına ve insizal yarısına paralel olacak şekilde iki aşamalı olarak gerçekleştirilir. Fasiyal yüzde iyi bir estetik görünüm elde edebilmek için, bu olukların derinliğinin en az 1-1,5 mm olması önerilmektedir. Hazırlanan bu oluklar aynı frezle birleştirilerek, fasiyal yüz kesimi tamamlanır. Fasiyogingivaldeki kesimde aynı frez kullanılarak bu bölgede bir bitiş hattı elde edilir. Fasiyal kesim, proksimal yüzler boyunca da devam eder ve bir basamak oluşturulur. Bu basamak, tüm lingual yüzde devam eder. Ancak lingual yüzde oluşturulan basamağın, singulumun hazırlanmasından sonra hazırlanması daha uygundur.

İnsizal kenar kesiminde, fasolingual yönde, 2mm derinlikte en az iki oluk oluşturulur ve daha sonra bu oluklar birleştirilerek, insizal kenardan 2mm'lik madde kaybı yapılmış olur. İnsizal kenarda 2mm'lik bir madde kaybının yapılması, bitmiş restorasyonun insizal kenarında doğal dişe benzer bir translüensliğin elde edilmesinde önem taşır.

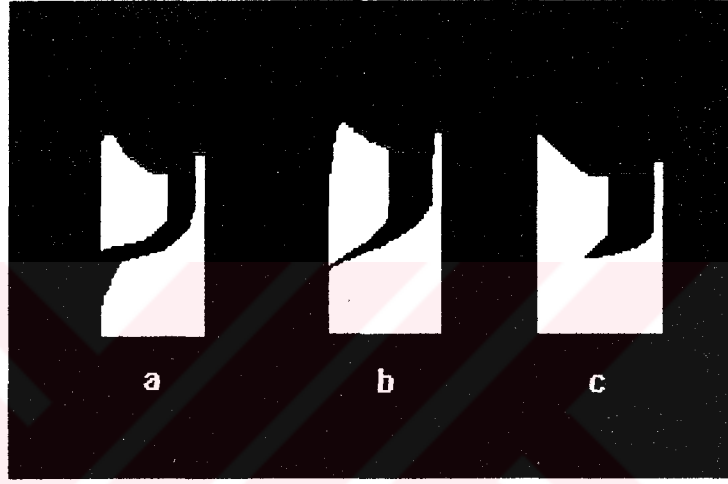
Lingual yüzün kesiminde 1mm'lik bir madde kaybı yeterli görülmektedir. Singulumda doğal dişe uygun bir içbükeylik oluşturulması, restorasyonda oluşabilecek olan aşırı stresleri azaltır. Kanin diş kesiminde, singulumun küçültülmesi sırasında, lingualde hafif bir sırt ve içbükeylik içeren iki yüzey oluşturulur.

Tüm seramik kuronların kesiminde, pürüzsüz, net bir basamağın oluşturulması, restorasyona marjinal bütünlük ve yapısal dayanıklılık sağlar(85). Şekil 3'de tüm seramik kuronlarda, arka ve ön bölge dişleri için yapılan diş kesimi şekilleri görülmektedir.



Şekil 3 : Tüm seramik kuronlarda ön ve arka diş kesimleri (Shillingburg(79)' dan)

Basamak şekli dışında, tüm seramik kuronlar için söz edilen diş kesimi prensiplerinin hepsi, metal destekli seramik kuronlar için uygulanan diş kesiminde de geçerlidir. Metal destekli seramik kuronlarda en çok kullanılan basamak şekli, metalin bu basamağa uyumunun iyi oluşu nedeniyle bizotajlı shoulder(Şekil4a) olmaktadır(20,78). Bunun yanında metal destekli seramik restorasyonlarda, geniş açılı shoulder şeklinde basamak(Şekil4b) ve labial marjini estetik amaçlarla sadece seramikle bitirmek amacıyla 90° açılı shoulder şeklinde basamaklar da kullanılmaktadır(Şekil4c)(20,79).



Şekil 4: a-Bizotajlı shoulder b-Geniş açılı shoulder c-90°açılı shoulder  
(Donovan(20)'dan)

### Ölçü Alma

Kesim sırasında hazırlanan basamağın ölçüsünü net bir şekilde elde etmek amacıyla, dişeti ipliği ile sağlanan gingival retraksiyon ve tükürükten arınmış bir ortamın varlığı oldukça önem taşımaktadır. Kesilmiş dişin bulunduğu tam çene ölçüsünün, silikon esaslı bir ölçü maddesi (polivinil siloksan) ile alınması önerilmektedir. Kapanışı sağlayan karşıt çene ölçüsü ise irreversibl hidrokolloid esaslı bir ölçü maddesi ile alınabilir(29,85).

### Kuronun Hasta Ağzına uyumlanması

Bu işlemler sırasında hekim asla aşırı bir kuvvet uygulamamalı ve hastaya ısırması gerektiği anımsatılmalıdır. Komşu dişlerle olan temas bölgelerinin uyumu, ince bir artikülasyon kağıdı veya bir diş ipi kullanılarak kontrol edilebilir. Bu bölgelerde aşırı temaslar söz konusu ise, ısı oluşturmeyen özel taşlarla aşındırma yapılarak, temas bölgelerinin uyumu sağlanır(29,85).

Kuronun iç yüzünde, kesilmiş dişle uyumsuzluğa neden olabilecek artıklar bulunuyorsa, bunlar ince bir elmas frezle dikkatlice uzaklaştırılır. Kuronun dişle olan uyumu, kuronun içine akıcı kıvamlı bir silikon ölçü maddesi yerleştirilerek de kontrol edilebilir. Kuronların oklüzal uyumları, artikülasyon kağıdı ile kontrol edilir. Erken temaslar söz konusu ise, ince elmas uçlar ve ısı oluşturmeyen özel taşlar kullanılarak aşındırma yapılır. Hasta ağzında kuronların servikal uyumları da kontrol edildikten sonra kuronlar, glazür işlemi için laboratuvara gönderilir. Glazür sonrası bir uyumsuzluğun olduğu durumda, glazürün fazlası, özel seramik lastikleri ile alınabilir. Ancak bu sırada düşük devirde çalışılmalı ve asla aşırı bir ısı oluşturmamaya özen gösterilmelidir(29,85).

### **Kuronun Simantasyonu**

Tüm seramik kuronların simantasyonunda; polikarboksilat simanlar, yapıştırıcı özellikteki cam iyonomer simanlar, kimyasal yol ile veya ışınla polimerize olan kompozit esaslı simanlar kullanılmaktadır. Günümüzde tüm seramik kuronların simantasyonları için, etching ve bonding teknikleri geliştirilmiştir. Kullanılan simanın çalışma kolaylığı, kolay temizlenebilmesi ve rengi oldukça önem taşımaktadır. Metal destekli seramik kuronlardaki durumun aksine, tüm seramik kuronlarda kullanılan simanın rengi restorasyonun rengini etkileyebilmektedir. Bazı tüm seramik malzemelerinin setlerinin içinde, seramik skalasındaki her bir renge uygun olarak üretilmiş kompozit esaslı simanlar bulunabilmektedir. Seçilen diş rengine uygun simanın kullanılması ile doğal dişe daha yakın bir renk elde edilebilmektedir. Cansız dişlerde veya çeşitli nedenlerle renklenmiş dişlerin renkleri, uygun renkte seçilen bir simanla düzeltilebilir(29,83,85).

Simantasyon işlemi sırasında parmak basıncı uygulanır. Daha sonra dişler arasına pamuk rulo koyularak, hastanın ağzı, siman donuncaya kadar kapatılır. Tüm seramik kuronların simantasyonunda, hastanın dişleri arasına, tahta çubuk veya diğer sert cisimler koyularak ısırtılması durumunda, seramik kuronda çatlak veya kırık oluşma olasılığı artar(29,83,85).

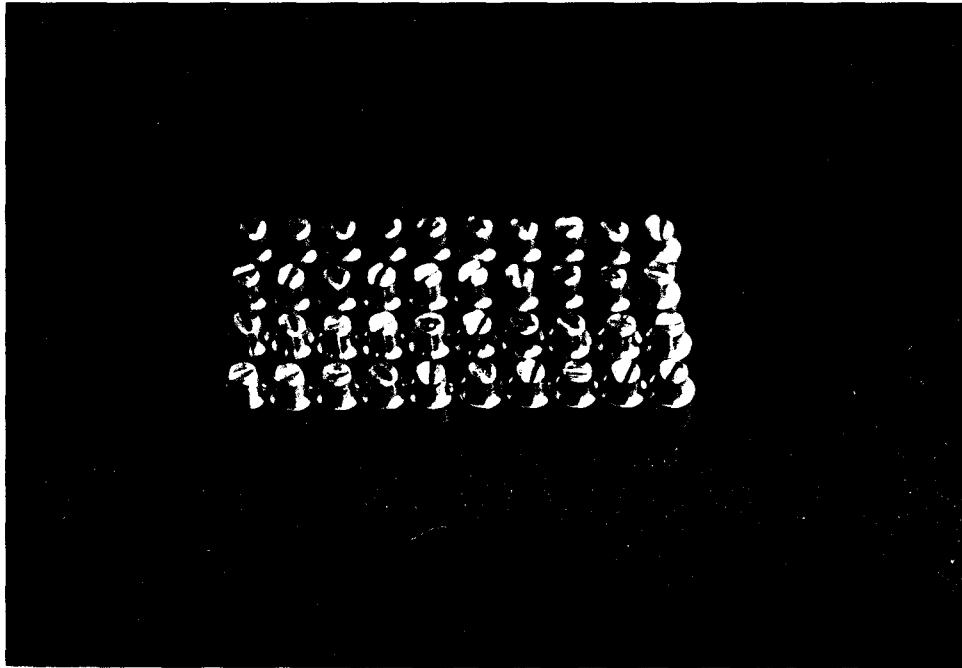
## GEREÇ VE YÖNTEM

Araştırmada, üç ayrı tüm seramik materyalinden yapılmış kuronların kırılma dirençleri, metal destekli seramik kuronların kırılma dirençleri ile karşılaştırılarak araştırılmıştır. Kırılma dayanıklılığı testinde kullanılacak örneklerin hazırlanmasında kullanılan materyallerin sınıflandırılması tablo 1 de gösterilmiştir.

Kuron tipi	Alt yapının içeriği	Firma	Dentin seramiği	Örnek sayısı
In-ceram (Tüm seramik)	Alüminyum oksit	Vita	Vitadur - Alfa	10
IPS Empress (Tüm seramik)	Leusit	Ivoclar	Ivoclar	10
Biofibral (Tüm seramik)	Zirkonyum	Sofraced	Francer	10
Metal destekli Seramik	Ni-Cr(W99)	Bego	Ceramco II	10

**Tablo 1:** Çalışmada kullanılan seramik materyallerin sınıflandırılması

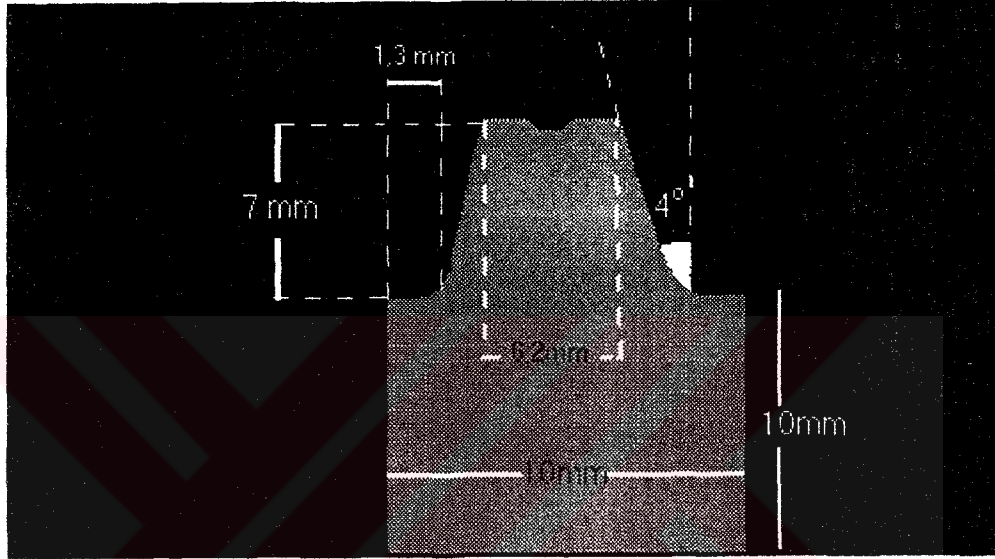
Kırılma deneylerini gerçekleştirmek amacıyla, torna makinasında pirinçten, standart boyutlarda ve bir premolar dişi taklit eder şekilde, toplam kırk adet day hazırlandı(Resim 1).



**Resim 1:** Hazırlanan pirinç daylar



Hazırlanan dayların, aksiyal duvar açısı  $4^\circ$  kuron boyu 7mm ve basamağı 1,3 mm genişliğinde dik açılı basamak şeklinde ayarlandı. Aksiyal duvarlarla basamak arasındaki köşe yuvarlatıldı. Okluzal yüz ile aksiyal duvar arasındaki köşeler de hafifçe yuvarlatılarak, kuronlarda, bu bölgelerde oluşabilecek kuvvet yoğunlaşmasından kaçınmak amaçlandı. Kuronlara tek bir giriş yolu vermek ve day üzerinde dönmesini engellemek için, okluzal yüzün ortasına da hafif bir oluk yapıldı. (Şekil 5)



Şekil 5: Pirinç dayların şematik görünümü

Pirinç dayların yapımı tamamlandıktan sonra hepsi birden kırka kadar numaralandırıldılar ve daha sonra bu daylar üzerine her bir gruba ait olan seramik kuronların yapımı gerçekleştirildi.

### In - Ceram Örneklerin Hazırlanması:

Çift ölçü tekniği kullanılarak on adet pirinç dayın ölçüsü polivinil siloksan (Provil, Bayer, Leverkusen, Germany) yapısındaki bir ölçü maddesi ile alındı. Bu ölçülerin içine, In-ceram (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) seramik setindeki özel day alçısı, üretici firmanın önerileri doğrultusunda hazırlanarak döküldü. Alçı daylar iki saat sonra ölçüden çıkarıldılar. Böylece, üzerinde In-ceram çekirdek materyalinin şekillendirileceği, dublikat daylar elde edilmiş oldu. Dublikat dayların üzerine, çekirdek materyalinin suyunu emmemesi amacı ile, setin içinde bulunan özel izolatörden bir kat sürüldü. In-ceram çekirdek materyalinin hazırlanması için, bir karışım kabı içine sette bulunan tek kullanımlık ampuller halindeki karıştırma sıvısı ile bir damla bağlayıcı ajan konarak, ultrasonik üniteye yerleştirildi. Birkaç dakika

ultrasonik üniteye tutulduktan sonra bir vibratörün üzerine alındı. Bu karışımın içine 38 gr'lık In-ceram çekirdek materyali tozu, yavaş yavaş eklenerek karışım üç aşamada tamamlandı. Her aşamada karışım kabı iki dakikalık sürelerle ultrasonik üniteye koyuldu ve yeterli miktarda toz eklendikten sonra yedi dakika ultrasonik üniteye bırakıldı. Karışım tamamlandığında homojen bir yağlı boya görünümünü aldı. Bir dakika vakumda tutulduktan sonra kullanıma hazır hale geldi(15,45).

Çekirdek materyali, geniş kılı sentetik bir fırça kullanılarak alçı daylara uygulandı. Bu işlemler sırasında day ve fırça asla ıslatılmadı. Karışımın kurumaması ve birbirine tutunabilmesi için hızlı çalışıldı. Day, çekirdek materyali ile tamamen kaplandıktan sonra kuron kenarları keskin bir bıçakla ortaya çıkarıldı ve çekirdek yapının fazlalıkları bıçakla alındı(45). Çekirdeği, okluzalde 1mm, aksiyal duvarlarda 0,5 mm kalınlığında standardize etmek amacıyla önceden hazırlanan metal plakalar kullanıldı ve çekirdeğin son şekli plakalarla kazınarak elde edildi(Resim2).



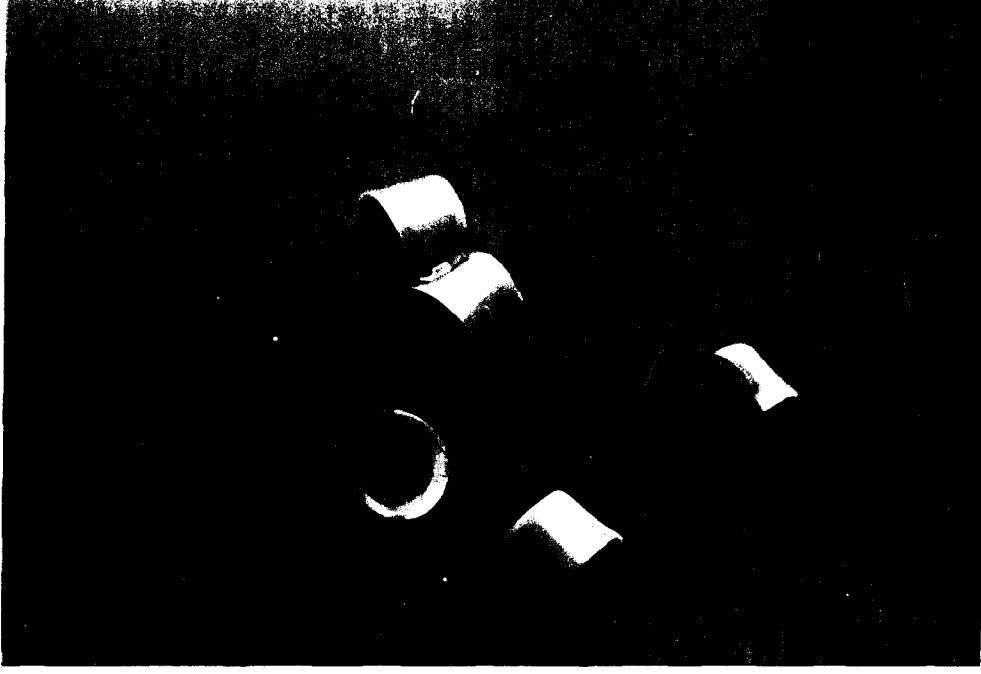
**Resim 2:** Metal plakalar kullanılarak çekirdek kalınlığı ayarlanan In-ceram kuron

In-ceram çekirdeklerinin yapımı tamamlandıktan sonra çekirdek pişirmesi, camlama pişirmesi ve dentin pişirmesi tablo 2' deki fırınlama sıcaklığı değerlerine uygun olarak, Vita inceramat(Vita Zahnfabrik,Bad Sackingen,Germany) fırınında gerçekleştirildi.

Pişirme aşaması	Ön ısıtma sıcaklığı (°C)	Ön ısıtma süresi	Pişirme sıcaklığı (°C)	Pişirme sıcaklığında kalma süresi	Pişirme süresi	Vakumda pişirme süresi
Çekirdek	120	6 saat	1120	6 saat	12 saat	--
Camlama	600	30 dk.	1100	4 saat	4.5saat	--
Dentin	600	6 dk.	960	6 dk.	12 dk.	6 dk.
Glazür	600	1 dk.	940	3 dk.	4 dk.	--

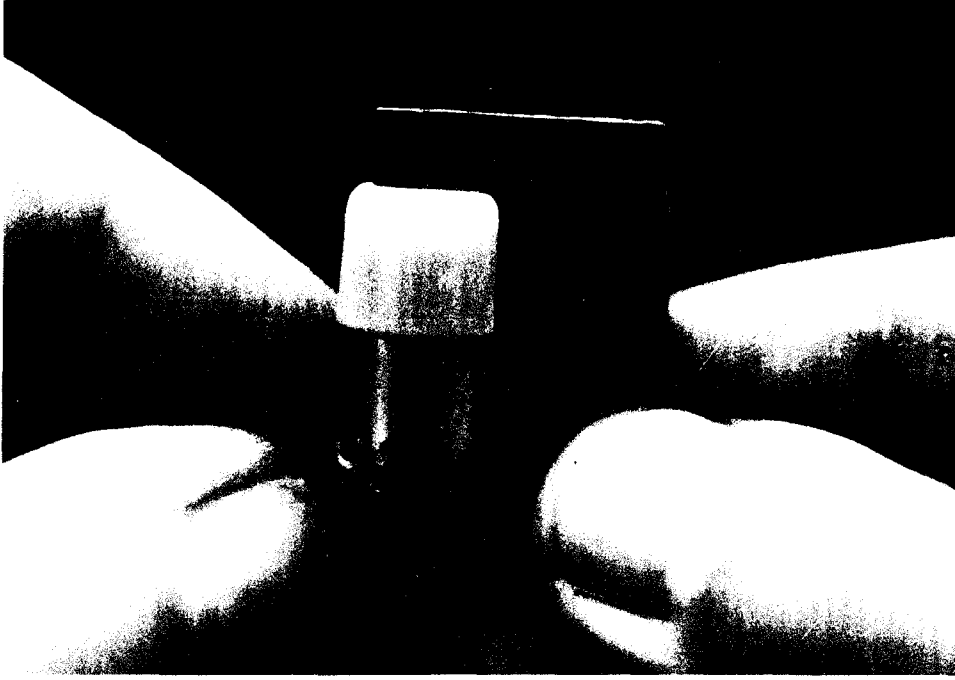
**Tablo 2:** In ceram örneklere ait fırınlama sıcaklıkları tablosu

Pişirme işlemi sonucunda, daylar 1/3 oranında büzüldüğü için çekirdekler alçı dayların üzerinden kumlama yapılmadan çıkarıldı. Yoğunluk ve dayanıklılığı tebeşiri andıran beyaz ve gözenekli yapıdaki bu dayanıksız çekirdeklerin herbiri kendine ait olan pirinç dayların üzerine alınarak uyumları kontrol edildi. Fırınlama sonucu çekirdeklerde %0,3 oranında büzülme olduğundan ve bu büzülme day alçısının genleşmesi ile karşılandığından(15,45) çekirdeklerin pirinç daylara uyumunda herhangi bir sorunla karşılaşılmadı. Daha sonra çekirdeklerin camlama işlemine geçildi. Bu sisteme ait olan ince cam tozları distile su ile karıştırdı ve bir fırça ile, fırınlanan çekirdek yapının üzerine bol miktarda uygulandı. Tüm kuronlar, iç yüzeyleri hariç tamamen camla kaplandıktan sonra bir platin levha üzerine konarak camlama fırınlaması gerçeleştirildi. Fırınlama sırasında, cam tozları eriyerek,  $Al_2O_3$  den oluşan çekirdek içindeki boşluklara; aynen kesme şeker içine kahvenin sızışı gibi infiltre olurlar. Bunun sonucunda dayanıklılığı oldukça artar ve rengi doğal dentine benzer bir translüsenslik gösterir(15,45). Camlanmış örneklere resim 3' te görölmektedir.



**Resim 3:** Cam infiltrasyonu yapılmış çekirdeklerin görünümü

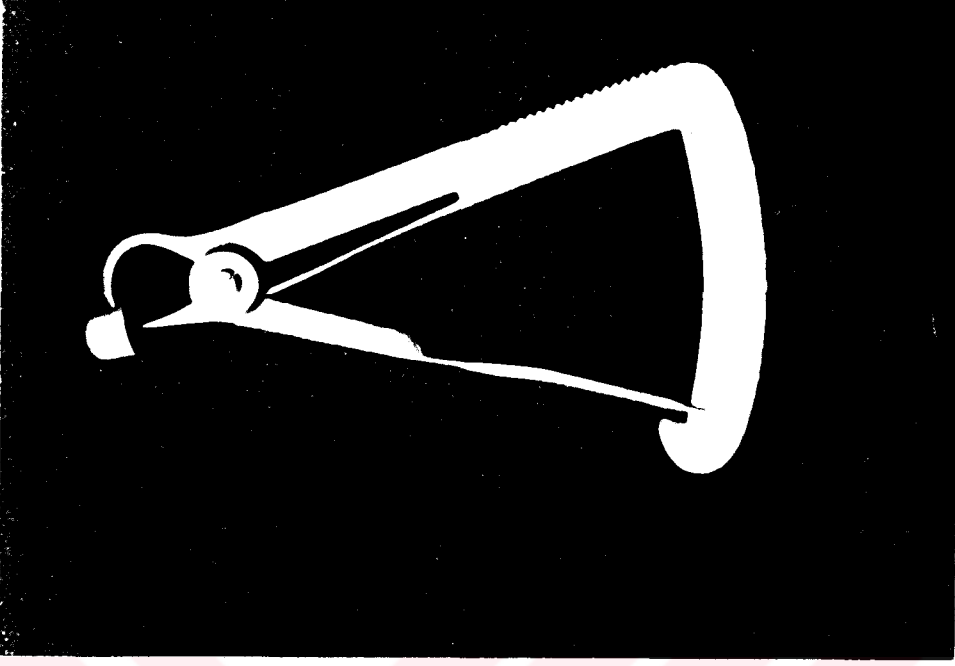
Camlanmış çekirdeklerden, camın fazlası elmas mletlerle aşındırılarak uzaklaştırıldıktan sonra, kalan az miktardaki cam, 35 - 50µm' lik  $Al_2O_3$  kumu kullanılarak 6 bar'lık basınç altında, çekirdekten uzaklaştırıldı. Daha sonra çekirdek üzerine dentin seramiği (Vitadur Alfa, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) işlenerek fırımlandı(45). Dentin kalınlığını standardize etmek için daha önce sözü edilen metal kalıplardan, dentin kalınlığı için hazırlanmış olanlar kullanıldı. Kuronun dentin pişirmesi tamamlandıktan sonra fazla kısımlar daha önce sözedilen kalıplarla belirlenerek, elmas mletlerle aşındırıldı. Böylece aksiyal duvarları silindirik şekilde ve okluzalde kalınlığı 2 mm olan kuronlar elde edilmiş oldu (Resim 4). (Anakent Diş Laboratuvarı Samsun).



**Resim 4:** In-ceram kuronlarda metal plakalarla dentin kalınlığının ayarlanması

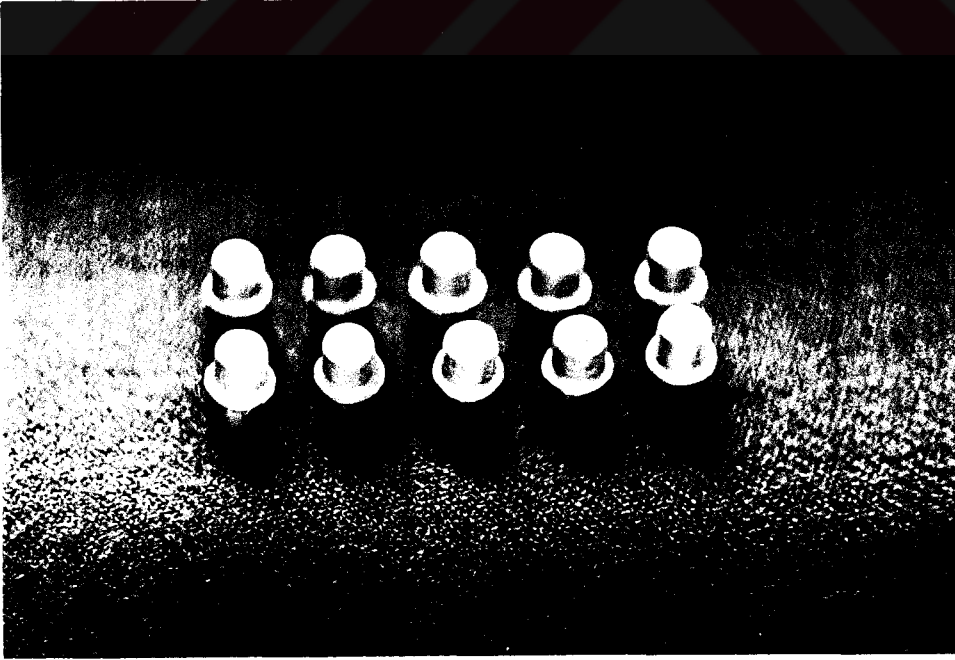
### **Metal Destekli Seramik Örneklerin Hazırlanması**

On adet pirinç daya, siman aralığı oluşturmak amacı ile bir kat izolatör sürüldü. Dayların ölçüsü polivinil siloksan (Provil,Bayer,Leverkusen,Germany) yapısındaki bir ölçü maddesiyle alındı ve elde edilen ölçü içine tip 4 dental alçı (Prima-Rock,Whip Mix,Louisville,USA) döküldü. Daha sonra 0,4 mm kalınlığındaki tabaka mum kullanılarak alçı daylar üzerinde, mum sarma tekniği ile metal alt yapıların mumdan örnekleri hazırlandı. Bu mum örnekler bilinen yöntemlerle manşete alındıktan sonra revetman (Wirovest,Bego,Bremen,Germany) hazırlanarak manşete döküldü ve donması bekledi. Daha sonra manşet, ön ısıtma fırınına (MF 120, Nüve,Ankara,Türkiye) alınarak, sıcaklığın 900°C den 1200°C ye çıkması sağlandı. Manşetler ön ısıtma fırınında iki saat tutulduktan sonra, santrüfüje (Castor-e,Bego,Bremen,Germany) alındı. Sıcaklık şalume ile 1400-1800°C ye kadar arttırılarak, metal(W99,Bego,Bremen,Germany)ısıtıldı ve eritilerek döküldü. Dökümü tamamlanan metal alt yapıların tijleri, karbon separe disklerle kesildikten sonra, tesviye işlemleri taş möletler kullanılarak yapıldı. Metal frezleri yardımı ile alt yapıların kalınlıkları her tarafta 0,35 mm olacak şekilde aşındırıldı. Metal alt yapıların kalınlığının ölçülmesinde, metal kumpasından yararlanıldı(Resim5).



**Resim 5:** 0.35 mm kalınlığında hazırlanan metal alt yapı

Tesviyesi tamamlanan metal alt yapılar, 250 $\mu$ m' lik alüminyum oksitle kumlama yapıldı ve basınçlı buharla temizlendi. Böylece metal alt yapılar opak uygulamaya hazır hale getirildi(Resim 6).



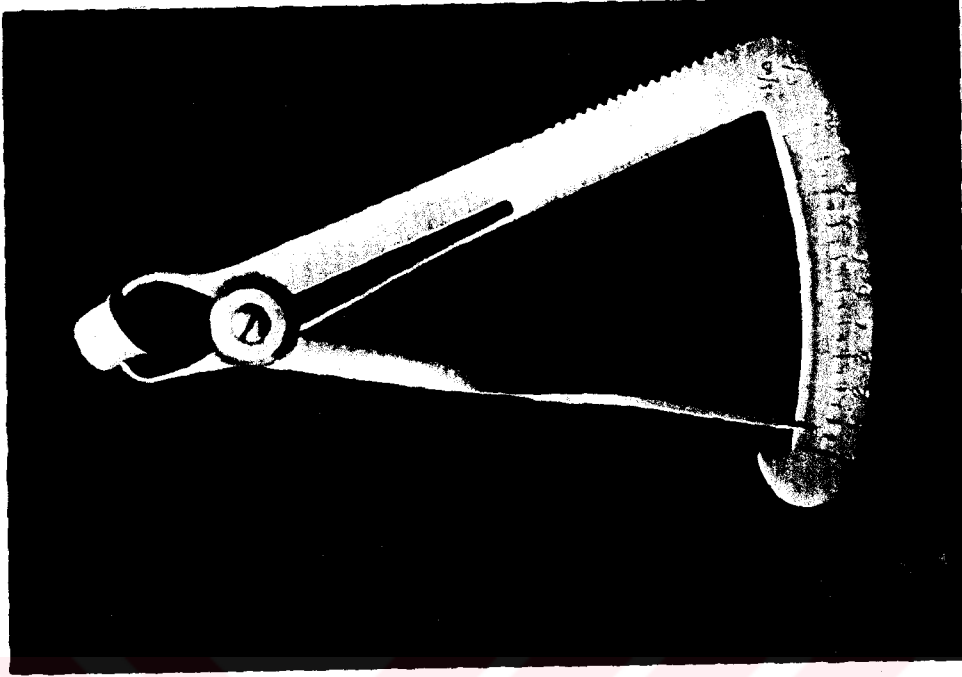
**Resim 6:** Pirinç daylara uyumlaması yapılmış metal alt yapıların görünümü.

Metal alt yapılar basınçlı su buharı ile temizlendikten ve oksidasyon işlemi gerçekleştirildikten sonra, opak uygulama işlemine geçildi. Ceramco II (Ceramco Inc ,Burlington,U.S.A) seramiğine ait olan ve tüpler içinde hazır bulunan opak, temiz bir fırça ile metal alt yapılar üzerine uygulandı. Bu işlemler sırasında hiç vibrasyon yapılmadı. Daha sonra opakla kaplanan tüm yüzeylere, bu sistemde kullanılan ultra-escent kristalleri serpildi. Metal alt yapıyı tutan pensete hafifçe vurularak, kristallerin fazlasının düşmesi sağlandı. Opak pişirmesini gerçekleştirmek için metal alt yapılar seramik fırınına(Vita Vacumat 300,Vita Zahnfabrik,Bad Sackingen,Germany) alındılar. Metal alt yapıların oksidasyon işlemleri ve opak, dentin, glazür işlemleri sırasında tablo3'teki fırınlama sıcaklığı değerlerine uyuldu.

Pişirme Aşaması	Ön ısıtma Sıcaklığı (°C)	Ön ısıtma Süresi (dk.)	Pişirme Sıcaklığı (°C)	Pişirme Süresi (dk.)	Vakumda Pişirme Süresi(dk)
Metalin Oksidasyonu	400	5	990	10	---
1. Opak	500	3	975	7	1
2. Opak	500	3	975	7	1
Dentin	621	5	918	14	4
Glazür	621	3	918	7	---

**Tablo 3:** Metal destekli seramik kuronların yapımında uygulanan fırınlama sıcaklığı değerleri

İlk opak pişirmesinden sonra opak tabakası üzerine ikinci bir tabaka opak sürüldü ve kristalleme işlemleri aynen tekrarlandı. Opak pişirmesi tamamlandıktan sonra, metal kumpası kullanılarak kuronun her bölgesinde opağın 0,25 mm kalınlığında olması sağlandı (Resim 7). Daha sonra dentin seramiği (CeramcoII,CeramcoInc ,Burlington,U.S.A) nin uygulamasına geçildi. Dentin kalınlığını standardize etmek için, tüm seramik örneklerde kullanılan metal plakalar kullanıldı. Örneklere son olarak glazür işlemi uygulandı(Birlik Dental Diş Laboratuvarı, Samsun).

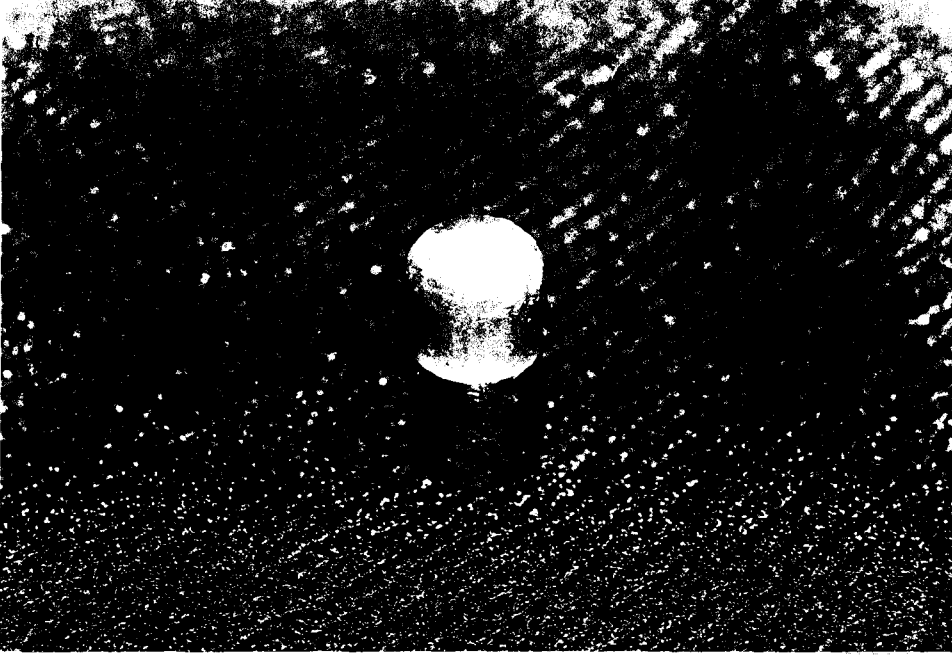


**Resim 7:** Metal alt yapı üzerine 0,25 mm kalınlığında uygulanan opak

### **IPS - Empress Örneklerin Hazırlanması**

Pirinç dayların ölçüsü polivinil siloksan(Provil,Bayer,Leverkusen,Germany) yapısındaki bir ölçü maddesiyle alınarak bu ölçü içine tip 4 dental alçı(Prima-Rock,Whip Mix,Louisville,USA) döküldü. Böylece üzerine kuronların mumdan modele edileceği alçı daylar elde edildi. Bu daylar üzerine mumun yapışmaması için, basamaklara taşmayacak şekilde IPS-Empress (Ivoclar Schaan Liechtenstein,Zürich,Switzerland) sistemine ait özel bir izolatör sürüldü. Daha sonra, yandıgında artık bırakmayan özel bir mumla kuronların son şekli modele edildi. Modelaj sırasında, diğer tüm seramiklerin yapımında dentin kalınlığını standardize etmek amacıyla kullanılan metal plakalar kullanıldı. Mum modelaj yapılırken kuronların kenar uyumlarının iyi olmasına dikkat edildi. Modelasyonu tamamlanan mum kuronlara(Resim 8) 6-8mm uzunluğunda yine mumdan döküm yolları bağlandı, sonra IPS-Empress sistemine ait olan bir muflanın ortasındaki silindirin üzerine birbirine değmeyecek şekilde yerleştirildi(19) (Resim 9).





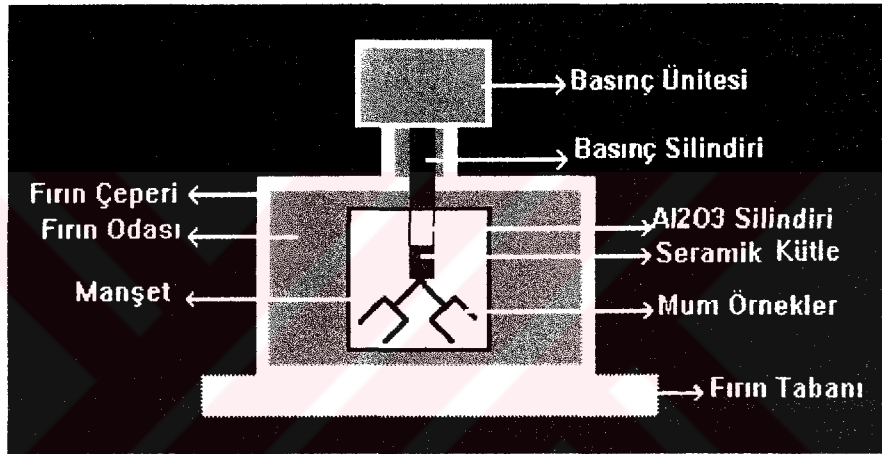
**Resim 8 :** Mum modelajı tamamlanmış IPS-Empress kuron.



**Resim 9:** Mum örneklerin muflaya bağlanması.

Setin içinde bulunan bir ucu yapışkan olan özel bir kağıt parçası, iki serbest ucu birbirine yapıştırılarak silindir haline getirildi ve muflanın tabanına yerleştirildi. Bir mufla için bir porsiyon IPS Empress sistemine ait özel revetman materyali ile, özel revetman likidi vakum altında 1dk. karıştırıldı. Daha sonra muflanın içine boşaltıldı. Revetman donduktan sonra, mufla tabanı ve kağıt silindir, çıkarıldı. Hazırlanan mufla

soğuk olan ön ısıtma fırınına(Vita Vacumat 300, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) alındı. Fırının sıcaklığı oda sıcaklığından başlatılarak 250°C' ye kadar yükseltildi. Daha sonra sıcaklık 850°C ye ulaştı ve mufla bu sıcaklıkta 90 dakika bekletildi. Böylece ön ısıtma işlemi tamamlanmış oldu. Ön ısıtma fırınından çıkarılan muflaya, bu sistem için özel olarak üretilmiş olan seramik kütleler yerleştirilerek, üzerine Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> itme çubuğu yerleştirildi. Daha sonra mufla bu sistem için özel olarak üretilmiş, EP 500 (Ivoclar Schaan Liechtenstein,Zürich,Switzerland) fırınının tam merkezine yerleştirildi. Fırının kapağı elle kapatılarak, program başlatıldı(19). Aşağıda EP 500 fırınının şematik çizimi (Şekil 6) ve resmi görülmektedir. (Resim 10).



Şekil 6: EP 500 Fırınının şematik görünümü



**Resim 10:** EP 500 fırını

EP 500 fırınının çalışma prensibi şöyledir; Program başlatma düğmesine basıldığında sıcaklık otomatik olarak  $1150^{\circ}\text{C}$  yani basınç sıcaklığına ulaşır, mufla bu sıcaklıkta 20 dk. tutulduktan sonra basınç işlemi başlar. Daha sonra seramik kütleler kalıp içinde preslenir, presleme basıncı 0,3 - 0,4 mega paskaldır ve presleme vakum altında yapılır. Kalıp, seramik materyali ile dolar ve fırın otomatik olarak kapanır. Presleme olayı tamamlandığında bir sinyal sesi duyulur, bu aşamada mufla hemen fırından dışarı alınır, fırın kapatılır ve mufla oda sıcaklığına kadar bir tel ızgaranın üzerinde soğutulur(19).

IPS-Empress örnekler bu prosedürleri izleyerek elde edildikten sonra, alüminyum oksit itme çubuğunun boyu mufla üzerinde işaretlendi. Bu çizgi boyunca mufla bir separe ile kesildi. Seramik kuronları tam olarak açığa çıkarmak için, 4 barlık bir basınçla, 50-100  $\mu\text{m}$ 'lik cam boncuklarla kumlama yapıldı. Seramik kuronlar görünür görünmez, kumlama işlemine 2 barlık basınçla devam edilerek revetman materyali, seramik üzerinden tamamen temizlendi. Kumlama işleminde aşındırıcı özelliği nedeniyle, asla alüminyum oksit kumu kullanılmadı. Kuronların tümü revetmandan temizlendikten sonra döküm yolları elmas separe ile kesilerek uzaklaştırıldı(19). Daha sonra kuronların üzerindeki revetman artıkları ve pürüzler, uygun elmas mœletlerle temizlenerek yüzeylerin daha düzenli olması sağlandı. Son olarak tüm kuronlara glazür

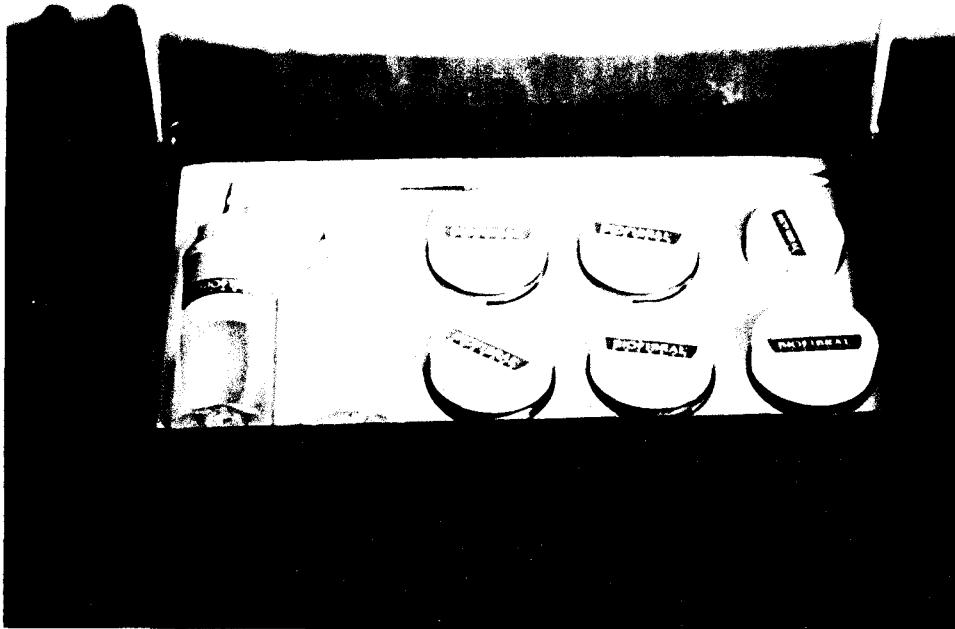
işlemi uygulandı. Basınç fırınlaması ve glazür fırınlamasında tablo 4' teki fırınlama sıcaklığı değerlerine uyuldu(Vioclac Diş Laboratuvarı, Ankara).

Piştirme Aşaması	Ön ısıtma sıcaklığı (°C)	Ön ısıtma süresi (dk.)	Presleme sıcaklığı (°C)	Presleme süresi (dk.)	Piştirme sıcaklığı (°C)	Piştirme süresi (dk.)	Vakumda kalma süresi (dk.)
Dentin	850	90	1150	20	---	---	20
Glazür	400	1	---	---	900	12	---

Tablo 4: IPS-Empress kuronların yapımında kullanılan fırınlama sıcaklığı değerleri.

### Biofibral Örneklerin Hazırlanması

Hazırlanan pirinç daylar bir pasta içine yerleştirilerek, çevresine bir kağıt silindir sarıldı, bu silindirin içine akıcı kıvamlı ve çok net ölçü veren polivinil siloksan yapısındaki ölçü maddesi(Provil,Bayer,Leverkusen,Germany) döküldü. Ölçü donduktan sonra, içine ısıya dayanıklı revetman materyali(Ceramco,Ceramco Inc,Burlington,U.S.A) dökülerek örneklerin birer revetman kopyeleri elde edildi. Daha sonra bu revetman daylar, üretici firmanın önerilerine uyularak, 1050 °C de 10 dk süreyle fırınlandı. Fırınlama işleminde Vita Vacumat 300 (Vita Zahnfabrik,Bad Sackingen,Germany) firmı kullanıldı(44,74). Böylece daylar Biofibral çekirdek materyalinin(Resim11) uygulanmasına hazır hale getirildi.



Resim11 : Biofibral çekirdek materyal seti

### Biofibril Çekirdeğin Hazırlanması

Isıya dayanıklı revetman (Ceramco,Ceramco Inc,Burlington,USA) dayların üzerine bir fırça ile, ince bir tabaka halinde, toz-likit karışımından oluşan bir izolatör madde uygulandı. Bu madde, Biofibril (Sofraced,Cedex,France)'den yapılan çekirdeğin, revetman daya yapışmasını engellemekte ve fırınlamadan sonra dayın üzerinden kolayca çıkmasını sağlamaktadır. Ayrıca bu ayıraç maddenin kalınlığı kuronun son uyumunda etkilidir ve kuronun iç yüzeyinde siman aralığı için bir miktar boşluk oluşturur. Revetman dayların tümüne bu izolatör madde sürüldükten sonra 2-3 dakika havada kuruması sağlandı. Daha sonra revetman daylar, içinde distile su olan bir kabın içine alındı. Distile suyun yüksekliğinin, dayların boylarının yarısına kadar gelmesine dikkat edildi. Revetman daylar distile su içinde 4 dakika kadar tutulduktan sonra dışarıya alındı(44,74).

Çekirdek yapımı için, Biofibril çekirdek materyalinin tozu ve likiti karıştırılarak, krema kıvamına getirildi, izolatör madde ile kaplı revetman day üzerine, çekirdek materyali fırça ile uygulandı. Çekirdek kalınlıkları, daha önce In-ceram çekirdeğinin hazırlanmasında kullanılan, metal kalıplarla 0.5 mm olacak şekilde ayarlandı. Biofibril çekirdekler tamamlandıktan sonra tablo 5 deki fırınlama sıcaklığı değerlerine uygun olarak fırınladı(44,74).

Piştirme aşaması	Ön ısıtma sıcaklığı (°C)	Ön ısıtma süresi (dk.)	Piştirme sıcaklığı (°C)	Piştirme süresi (dk.)	Vakumda kalma süresi (dk.)
Çekirdek	500	10	1050	25	10
Dentin	500	6	875	10	10
Glazür	510	5	830	7	---

Tablo 5: Biofibril kuronların yapımında kullanılan fırınlama değerleri.

Fırınlaması tamamlanan Biofibril çekirdekler, revetman dayların üzerinden elle kolayca çıkarıldı. Bu sırada day materyali ve çekirdekler, hiç zarar görmedi. Dentin seramiği (Francer,Sofraced,Cedex,France) uygulamasına geçmeden önce, çekirdeklerin yüzeyine fırça ile distile su uygulanarak, çekirdekler suya doyuruldu. Dentin tozu ve likiti karıştırılarak çekirdek üzerine samur bir fırça ile uygulandı, dentin kalınlığını standardize etmek amacıyla, daha önce kullanılan metal kalıplar kullanıldı, son olarak örnekler glazür uygulandı(44,74)(Burak Diş Laboratuvarı,Ankara).

Tüm seramik ve metal destekli seramik kuronların yapımı tamamlandıktan sonra kuronların simantasyon işlemine geçildi.

### Kuronların Simantasyonu

Dickinson(17), Friendlander(25), Campbell(11), Philip(69), Grey(28) ve Yoshinari(93) tarafından da önerildiği gibi, kuronlar, hazırlanan pirinç daylar üzerine simante edildi(Resim12). Simantasyon işleminde polikarboksilat esaslı (Poly F plus, Detrey Dentsply, Germany ) bir siman kullanıldı.



Resim 12: Pirinç daylara simante edilen kuronların toplu olarak görünümü.

Kuronların simantasyonundaki amaç, kırılma testi sırasında kuronların, dayların üzerinde oynamadan sabit durabilmesini sağlamaktır.

Simantasyon işleminde, kullanılan siman, üretici firmanın önerileri doğrultusunda, bir ölçek tozla iki damla likit katıştırılarak kuronların içine yerleştirildi ve kuronlar, pirinç daylara daha önceden bir kalemle işaretlenen doğrultuda yapıştırıldı. Yapıştırma işleminden sonra sekiz dakika süreyle parmak basıncı uygulandı(17,28). Siman tamamen donduktan sonra, taşan fazlalık kısımlar temizlendi.

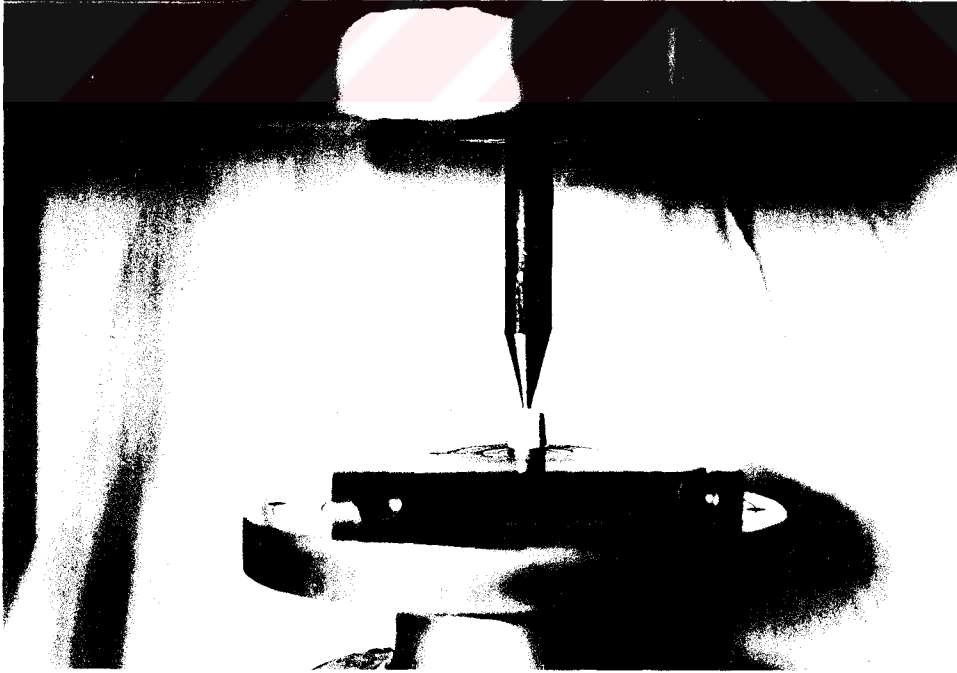
### Kırılma Deneyleri

Kırılma deneyleri, Dokuz Eylül Üniversitesi Makina Mühendisliği Fakültesi Uygulamalı Mekanik Laboratuvarı'nda Instron 1114 Ünlversal test aletinde gerçekleştirildi(Resim13). Aletin yükleme hızı dakikada 0.5 mm olarak ayarlandı (25,28,73). Her bir örnek, kuvvet uygulaması sırasında hareketsiz kalması için özel olarak yaptırılan bir tabla üzerinde sıkıştırılarak sabitlendi ve instron test aletinde, çapı 2

mm olan yükleme ucunun altına yerleştirildi. Kuvvetin, kuronun okluzal yüzünün tam ortasından uygulanması sağlandı(28,81)(Resim 14).



Resim13: Instron 1114 niversal Test Aleti



Resim14: Seramik kurlara kuvvetin uygulanışı

Yükleme sırasında, kırılmanın gerçekleştiği kuvvet değerleri aletin göstergesinde izlendi ve değerler K<sub>gk</sub> cinsinden kaydedildi. Kırılma testi sırasında örneklerin okluzal yüzeyi üzerine 65µ'luk artikülasyon kağıdı yerleştirilerek, yükleme sırasında seramik üzerinde kuvvet uygulanan alanın boyanması sağlandı. Bu alanın çapı, 1/20 mm duyarlılıktaki sürgülü kumpasla ölçüldü. Böylece okluzal yüzde yükün uygulandığı alan hesaplanmış oldu. Aşağıdaki formülden her bir örneğin kırılma basıncı değeri hesaplandı.

$$T = \frac{P}{A} = \frac{P}{\Pi\left(\frac{R}{2}\right)^2} = \frac{P}{\frac{\Pi R^2}{4}}$$

$T$  = Kırılma basıncı (N/mm<sup>2</sup>)

$P$  = Kırılmanın gerçekleştiği yük değeri (N)

$A$  = Yüklemenin yapıldığı alan (mm<sup>2</sup>)

$R$  = Artikülasyon kağıdı ile boyanan alanın çapı (mm)



## BULGULAR

Kırılma deneyleri sonucunda; In-ceram, IPS-Empress, Biofibril ve metal destekli seramik kuronların kırıldıkları yük miktarları, Kgk ve N cinsinden ve kırılma basıncı değerleri de Kgk/mm<sup>2</sup> ve N/mm<sup>2</sup> cinsinden hesaplanarak, elde edilen sonuçlar tablo 6,7,8,9 da gösterildi.

Örnek No	Yük Kgk	Yük N	Çap mm	Alan $\Pi R^2/4$	Kgk/mm <sup>2</sup>	N/mm <sup>2</sup>
1	270	2648,7	2	3,14	85,98	843,53
2	200	1962	2,1	3,46	57,80	567,05
3	305	2992,05	2	3,14	97,13	952,88
4	200	1962	2	3,14	63,69	624,84
5	410	4022,1	2,2	3,79	108,17	1061,24
6	325	3188,25	1,9	2,83	114,84	1126,59
7	275	2697,75	2,1	3,46	79,47	779,69
8	225	2207,25	2	3,14	71,65	702,94
9	320	3139,20	2,1	3,46	92,48	907,28
10	300	2943	2	3,14	95,54	937,26

Tablo 6: In-ceram seramik kuronlara uygulanan yük miktarları ve kırılma basıncı değerleri

Örnek No	Yük Kgk	Yük N	Çap mm	Alan $\Pi R^2/4$	Kgk/mm <sup>2</sup>	N/mm <sup>2</sup>
11	475	4659.75	2	3.14	151.27	1483.99
12	470	4610.7	2.1	3.46	135.83	1332.57
13	460	4512.6	2	3.14	146.49	1437.13
14	485	4757.85	1.9	2.83	171.37	1681.21
15	395	3874.95	1.9	2.83	139.57	1369.24
16	415	4071.15	2.1	3.46	119.94	1176.63
17	365	3580.65	2	3.14	116.24	1140.33
18	380	3727.8	2	3.14	121.01	1187.19
19	520	5101.2	2.2	3.79	137.20	1345.96
20	520	5101.2	2	3.14	165.60	1624.58

Tablo 7: Metal destekli seramik kuronlara uygulanan yük miktarları ve kırılma basıncı değerleri

Örnek No	Yük Kgk	Yük N	Çap mm	Alan $\Pi R^2/4$	Kgk/mm <sup>2</sup>	N/mm <sup>2</sup>
31	60	588.6	2	3.14	19.10	187.45
32	135	1324.35	2	3.14	42.99	421.76
33	100	981	2	3.14	31.84	312.42
34	140	1373.4	1.9	2.83	49.46	437.38
35	130	1275.3	2	3.14	41.40	406.14
36	88	863.28	2	3.14	28.02	274.92
37	150	1471.5	2.1	3.46	43.35	423.28
38	290	2844.9	2.2	3.79	76.51	750.63
39	150	1471.5	1.9	2.83	53.00	519.96
40	180	1765.8	2	3.14	57.32	562.35

Tablo 8: IPS-Empress seramik kurlonlara uygulanan yük miktarları ve kırılma basıncı değerleri

Örnek No	Yük Kgk	Yük N	Çap mm	Alan $\Pi R^2/4$	Kgk/mm <sup>2</sup>	N/mm <sup>2</sup>
21	255	2501.55	2	3.14	81.21	796.67
22	80	784.8	2	3.14	25.47	249.93
23	155	1520.55	2.1	3.46	44.79	439.46
24	255	2501.55	1.9	2.83	90.10	883.93
25	255	2501.55	2	3.14	81.21	796.67
26	210	2060.1	2.1	3.46	60.69	595.40
27	190	1863.9	2	3.14	60.50	593.59
28	290	2844.9	2.2	3.79	76.51	750.63
29	215	2109.15	2	3.14	68.47	671.70
30	250	2452.5	2	3.14	79.61	781.05

Tablo 9: Biofibril seramik kurlonlara uygulanan yük miktarları ve kırılma basıncı değerleri

Her bir grup için elde edilen kırılma basıncı değerlerinin ortalamaları alınarak, 4 gruba ait kırılma basıncı ortalama değerleri elde edildi (Tablo 10).

Gruplar	Kırılma Basıncı Ortalama Değerleri N/mm <sup>2</sup>
In - Ceram	850.33
Metal-seramik	1377.88
Biofibril	655.90
IPS - Empress	429.82

Tablo 10: Kırılma basıncı ortalama değerleri.

Tablo10' da görüldüğü gibi en yüksek ortalama kırılma basıncı değeri 1377,88 N/mm<sup>2</sup> ile metal destekli seramik kuronlarda elde edilirken, tüm seramik sistemler içinde en yüksek kırılma basıncı değeri 850,33 N/mm<sup>2</sup> ile In-ceram kuronlarda elde edildi. Biofibral seramiği, 655,90 N/mm<sup>2</sup> ile In-ceram seramiğinden daha düşük bir kırılma basıncı değeri gösterdi. En düşük ortalama kırılma basıncı değeri ise, 429,82 N/mm<sup>2</sup> ile IPS-Empress kuronlarda gözlemlendi.

Elde edilen sonuçların istatistiksel değerlendirilmesi, Ege Üniversitesi Bilgisayar Mühendisliği Fakültesi Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde gerçekleştirildi. Dört gruptan elde edilen ortalama kırılma basıncı değerlerine varyans analizi testi uygulandı ve sonuçlar tablo11 de gösterildi.

Kullanılan materyaller	Örnek sayısı (n)	Ortalama (x)	S.S
In-ceram	10	850.33	57.73
Metal destekli seramik	10	1377.88	58.12
Biofibral	10	655.90	61.07
IPS-Empress	10	429.82	50.09

Tablo 11: Varyans analizi tablosu

F: 50,55

Yukarıdaki varyans analizi tablosuna göre  $P < 0.01$  olup, grupların basma dayanıklılığı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlemlendi. Gruplar arasında ikili karşılaştırma yapmak amacı ile, elde edilen ortalama kırılma basıncı değerlerine Newman-Keuls testi uygulandı. Bu testin sonuçları tablo 12 de gösterildi.

Karşılaştırma	Kırılma basıncı ortalama değeri farklılıkları N/mm <sup>2</sup>	Belirginlik
In-ceram--Metal-seramik	527.55	Fark vardır (P< 0.05)
In-ceram -- Biofibral	164.42	Fark vardır (P< 0.05)
In-ceram --IPS-Empress	420.50	Fark vardır (P<0.05)
Metal-seramik--Biofibral	721.98	Fark vardır (P<0.05)
Metal-seramik--IPS-Empress	948.05	Fark vardır (P<0.05)
Biofibral--IPS-Empress	226.07	Fark vardır (P<0.05)

Tablo 12:Grup ortalamaları arasında yapılan newman-keuls testi sonuçları

Tablo12' den de izlendiği gibi, her bir grubun ortalama kırılma basıncı değerlerinin, bir diğer grup ile olan farklılığı, istatistiksel olarak anlamlı ( $P<0.05$ ) bulundu. Burada, en büyük farklılık,  $948.054 \text{ N/mm}^2$  ile metal destekli seramik ve IPS-Empress sistemlerinin ortalamaları arasında ortaya çıktı. En küçük farklılık ise,  $164.428 \text{ N/mm}^2$  ile In- ceram ve Biofibril sistemleri arasında gözlemlendi.

Kırılma deneyleri sonucunda, tüm seramik örneklerde ve metal destekli seramik örneklerde farklı tipte kırılmalar meydana geldi. Tüm seramik örnekler tam bir kırılma gösterirken, kırılma sonucunda yapıştırma simanının büyük bir kısmı, pirinç daylara yapışık durumda kaldı. Metal destekli seramik kuronlarda ise, metalin üzerinden bir miktar seramik kırılıp ayrılırken büyük bir miktar seramik metalden ayrılmadı (Resim 15).



Resim15: Kırılma deneylerinden sonra tüm seramik ve metal destekli seramik kuronların görünümü

## TARTIŞMA

Dişhekimliğinde, seramiklerin sabit restorasyonlardaki kullanımları daha çok metal destekli seramik restorasyonlar şeklinde olmuştur. Metal destekli seramik restorasyonlarda, doğal dişe benzer translüensliğin ve canlılığın yeterince elde edilememesi, özellikle ön bölge restorasyonlarının yapımında tüm seramik sistemlerinin kullanımını gündeme getirmiştir. Bu farklı yaklaşımlar 1903 de Dr. Land' in ilk seramik jaket kronu yapışı ile başlayıp Mc'lean, Hughes ve Sced'in bu konudaki katkıları ile devam etmiştir(53). Ancak yine de tüm seramik restorasyonların klinik kullanımları beklenen düzeye ulaşamamıştır. Bunun başlıca nedeni; uyum ve dayanıklılıkta istenilen sonucun elde edilememiş olmasıdır. Yıllar sonra, bu konudaki arayışlar yeniden gündeme gelmiş ve son 20 yıl içinde değişik yöntemlerle kuvvetlendirilmiş ve estetik özellikleri arttırılmış pek çok yeni tüm seramik materyali geliştirilmiştir.

Araştırmacıların çoğu, tüm seramik materyallerin dayanıklılığını değerlendirirken karşılaştırma yapmak amacıyla sıklıkla metal destekli seramik restorasyonları kullanmışlar ve bu tip bir karşılaştırmanın tüm seramik materyallerin, klinik koşullardaki dayanıklılık özelliklerinin kavranmasında yararlı olacağını savunmuşlardır(10).

Kullanılan test yöntemlerinin çeşitliliği nedeni ile, tüm seramik materyallerinin kırılma dayanıklılıklarının karşılaştırılması zordur. Üç nokta eğme, dört nokta eğme, shell testi gibi dayanıklılığın ölçülmesinde kullanılan test yöntemlerinde, çubuk veya disk şeklinde hazırlanan örneklerle, seramiklerin sadece iç dayanıklılıkları saptanabilmektedir(67,71). Philip, Brukle(71) ve Binns(67); seramiklerin çiğneme kuvvetlerine benzeyen kuvvetler karşısında kırılma dayanıklılıklarının anlaşılabilmesi için klinik olarak diş formuna benzeyen örneklerin hazırlanmasının daha uygun olacağını bildirmişlerdir.

1984'te Philip ve arkadaşları(69), platin çift folyo tekniğinin, konvansiyonel alüminöz seramiğin ve cera-store seramiğinin, kırılma dayanıklılıklarını kuron şeklinde hazırladıkları örneklerle test etmişlerdir.

1989'da Dickinson ve ark(17), alüminöz seramik, dicor ve cera-store'dan hazırladıkları kesici diş şeklindeki kuronların, kırılma dayanıklılıklarını karşılaştırmışlardır.

Araştırmamızda kullandığımız metal destekli seramik ve tüm seramik örnekler, Philip ve Brukle'nin (71) de önerileri doğrultusunda kuron şeklinde hazırlanmıştır. Klinik uygulamalarda premolar dişler bölgesinde, tüm seramik sistemlerinin kırılma dayanıklılığını, metal destekli seramik restorasyonlarla karşılaştırabilmek amacıyla daylara, premolar diş şekli verilmiştir. Kırılma dayanıklılığı testi sırasında kullanılan daylar, deformasyona uğramamaları ve kuronlara yeterli desteklik sağlayabilmeleri

amacıyla, Scherrer ve Rijk'in(75) de önerdikleri gibi; elastiklik modülü yüksek bir materyal olan pirinçten hazırlanmışlardır.

Farah ve Craig(3), metal destekli seramik kuronlar ve tüm seramik kuronlarla yaptıkları karşılaştırmalı çalışmalarında kuronlara vertikal doğrultuda yük uygulamışlar ve tüm seramik kuronlarda, kuron kısmında ve kuron ile day arasındaki siman tabakasında, gerilim streslerinin metal destekli seramik kuronlardan daha yüksek olduğunu gözlemişlerdir. Aynı kuronlara horizontal yönde kuvvet uyguladıklarında ise tüm seramik ve metal destekli seramik kuronlarda oluşan gerilim stresleri arasında daha belirgin bir farklılık olduğunu gözlemişlerdir. Horizontal yükleme sonucu vertikal yüklemede oluşan durumun aksine, metal destekli seramik kuronlardaki siman tabakasında daha yüksek bir gerilim stresi değeri elde edilmiştir. Ağız içinde bu tip kuvvetlerin çok nadir görülmesi nedeniyle, tüm seramik kuronlarla metal destekli seramik kuronlar arasında horizontal yükleme ile yapılan bir karşılaştırmanın, gerçekçi olmayacağı belirtilmiştir(72). Bu görüşü dikkate alarak, araştırmamızda tüm seramik ve metal destekli seramik kuronların kırılma dayanıklılıklarını karşılaştırırken kuronların oklüzal yüzlerine vertikal doğrultuda kuvvet uygulanması tercih edilmiştir. In-ceram, IPS-Empress, Biofibral tüm seramik sistemleri ve metal destekli seramik kuronların kırılma dayanıklılıklarının karşılaştırıldığı araştırmamızda, kırılma deneyleri sonucunda, metal destekli seramik kuronlarda, ortalama  $1377.88 \text{ N/mm}^2$  lik bir kırılma dayanıklılığı elde edilirken In-ceram kuronlarda ortalama  $850.33 \text{ N/mm}^2$  lik bir kırılma dayanıklılığı elde edilmiştir. Biofibral seramiği ortalama  $655.90 \text{ N/mm}^2$  lik bir kırılma dayanıklılığı gösterirken, en düşük ortalama kırılma dayanıklılığı  $429.82 \text{ N/mm}^2$  ile IPS-Empres kuronlarda elde edilmiştir.

1995'te Seghi ve Sorenson(77), In-ceram , IPS-Empress ve Dicor seramiklerinden hazırladıkları çubuk şeklindeki örneklerin kırılma dayanıklılığını, üç nokta eğme testi kullanarak ölçmüşlerdir. In-ceram' dan yapılan kuronların ortalama kırılma dayanıklılığını  $446.42 \text{ N/mm}^2$  olarak bildirirlerken, IPS-Empres örneklerin ortalama kırılma dayanıklılığını ise  $127.44 \text{ N/mm}^2$  olarak bildirilmişlerdir. In-ceram ve IPS-Empress kuronlardan elde ettiğimiz kırılma dayanıklılığı değerlerinin, söz konusu çalışmadaki değerlerden daha yüksek olmasının nedenleri; kullanılan test yönteminin, ve hazırlanan örnek şeklinin farklı olmasından olabilir. Seghi ve Sorenson(77), çalışmalarında IPS-Empres örneklerin dayanıklılığının, In-ceram örneklerin dayanıklılığının üçte birini göstediklerini bildirmişlerdir. Araştırmamızda ise, IPS-Empress örnekler, in-cream örneklerin yarısı kadar bir kırılma dayanıklılığı göstermişlerdir. Deneylerde, kuron şeklinde örnekler kullanmış olmamız kanımızca; daha gerçekçi ve kliniğe uyarlanabilen sonuçlar elde etmemizi sağlamıştır.

Campbell(10), dört ayrı tüm seramik materyalinden(Dicor,Optec,Hi-ceram,Cera-store) ve metal destekli seramikten, çubuk şeklinde hazırladığı örneklerin kırılma dayanıklılıklarını karşılaştırdığında, metal bir alt yapı üzerine uygulanması sonucu rijiditesi ve elastiklik modülünün artması ile metal-seramiğin, en yüksek kırılma dayanıklılığını gösterdiğini gözlemiştir. Tüm seramik örneklerin dayanıklılığının ise, metal destekli seramik örneklerin dayanıklılığının ancak %40-%70 ine sahip olduğunu bildirmiştir. Araştırmamızda ise, tüm seramik kuronlar içinde en yüksek kırılma dayanıklılığını gösteren In-ceram örnekler, metal destekli seramik örneklerin dayanıklılığının %61 ini göstererek, Campbel(10)'in ifade ettiği değerler arasında yer alırken, en düşük dayanıklılığa sahip olduğunu belirlediğimiz IPS-Empress örnekler, metal destekli seramik örneklerin dayanıklılığının %31 ini göstererek Campbel(10)'in belirttiği değerlerin bir miktar altında yer almıştır. Ancak sonuçları değerlendirirken Campbel(10)'in çalışmasında, IPS Empress seramiğini kullanmamış olmasını da dikkate almak gerekir kanısındayız.

Grey ve arkadaşları ise(28), alüminöz seramik, In-ceram ve metal destekli seramikten premolar diş boyutlarında hazırladıkları kuronların oklüzal yüzünün tam ortasından kuvvet uygulayarak kırılma dayanıklılıklarını karşılaştırmışlardır. In-ceram kuronların 1609 N/mm<sup>2</sup> lik bir kırılma değeri gösterdiğini bildirirlerken, metal destekli seramik kuronların 1557 N/mm<sup>2</sup> lik bir kırılma dayanıklılığı gösterdiğini, ancak aradaki bu farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını belirtmişlerdir. Araştırmamızda In-ceram ve metal destekli seramik kuronlardan elde ettiğimiz dayanıklılık değerleri, Grey(28)' in bildirdiği değerlerden daha düşük olarak bulunmuştur. Kanımızca bunun nedeni, araştırmamızda In-ceram kuronlarda, çekirdek materyal kalınlığını, metal destekli kuronlarda metal alt yapı kalınlığını Grey(28)'e göre daha ince olarak hazırlamış olmamız olabilir.

Pröbster ve arkadaşları(73), santral diş şeklinde hazırladıkları çelik daylar üzerine, IPS-Empress, In-ceram ve metal destekli seramiklerle yaptıkları kuronların kırılma dayanıklılıklarını karşılaştırmışlardır. Metal destekli seramik kuronların kırılma dayanıklılığını 1494 N/mm<sup>2</sup>, In-ceram kuronların kırılma dayanıklılığını 964,3 N/mm<sup>2</sup> ve IPS-Empress kuronların kırılma dayanıklılığını 814,1 N/mm<sup>2</sup> olarak bulmuşlardır. Araştırmamızın sonuçları bu sonuçlarla karşılaştırıldığında bir miktar düşük bulunmuş olsa bile, Pröbster(73)'in çalışmasında, örneklerin santral dişi taklit eder şekilde hazırlanmış olması, metal destekli seramik kuronlarda palatinal yüzdeki metal alt yapı kalınlığının ve In-ceram kuronlarda çekirdek materyal kalınlığının daha fazla olması gibi etkenler göz önüne alındığında, sonuçlarımızın araştırmacının elde ettiği sonuçlara yakın değerler gösterdiği söylenebilir.

1992 yılında Kang ve ark(36).fildişinden yaptıkları daylar üzerine IPS-Empres, In-ceram ve metal destekli seramikten yaptıkları seramik kuronları resin esaslı bir simanla yapıştırarak kırılmaya dirençlerini karşıladıkları çalışmalarında, bizim bulgularımızdan iki kat daha yüksek değerler elde etmişlerdir. Bu araştırmacılar çalışmalarında metal alt yapı kalınlığını, 0.5 mm olarak hazırlarken, araştırmamızda ise 0,35 mm'lik metal alt yapılar kullanılmıştır. Metal alt yapı kalınlığını 0,35 mm' ye indirmemizin nedeni, Barghi(8)'nin de önerdiği gibi, klinik koşulları taklit edebilmek içindir. Bulgularımızın söz konusu çalışmadaki bulgulardan daha düşük olarak bulunmasının bir diğer nedeni de, Kang ve ark(36).nın kullandıkları dayların, aksiyal duvar açılarının daha fazla hazırlanmış olmaları ve bu nedenle total kuron kalınlığının artmış olması olabilir.

Sonugelen, GÜNGÖR ve Artunç(82); W88 alaşımından, 0.5, 1, 2 mm kalınlığında hazırladıkları metal alt yapılar üzerine, üç farklı seramiği pişirerek elde ettikleri örneklerle, üç nokta eğme testi uygulamışlardır. Araştırmacılar, metal altyapı kalınlığının eşit oluşu yanında artmasının da kırılma dayanıklılığı değerini düzgün bir şekilde arttırdığını göstermişlerdir. Kaynaklarda metal destekli seramik restorasyonlar için önerilen en düşük metal alt yapı kalınlığı, 0.3-0.5 mm dir (72). Araştırmacılar, kırılma dayanıklılığında metal alt yapı kalınlığının yanında, metalin esneme direncinin, elastiklik modülünün, sertliğinin ve fiziksel özelliklerinin de önemli olduğuna dikkat çekmişlerdir(10,80,82).

Klinik çalışmalarda, seramik bir kuronun dayanıklılığında; kesilen dişin şekli, kuronun kalınlığı, yapıştırma simanının cinsi, kuronun dişe uyumu, kurona gelen yüklerin yönü ve şiddeti, gibi pek çok faktör önem taşımaktadır(73,93). Yoshinari(93), seramik kuronlar üzerine tekrarlanan yükler uygulandığında, seramiğin kırılma riskinin arttığını bildirmiştir.

Friendlander ve ark.(25), diş preparasyon şeklinin, tüm seramik kuronun kırılma dayanıklılığını nasıl etkilediğini araştırmışlar ve en yüksek kırılma dayanıklılığının keskin açılı shoulder şeklinde basamaklı ve  $10^0$  aksiyal eğimle hazırlanmış kuronlarda olduğunu gözlemişler. Köşesi yuvarlatılmış shoulder şeklindeki basamaklı kuronlarda da kırılma dayanıklılığının bu değerlere yakın bir değer gösterdiğini, en düşük kırılma dayanıklılığının ise chamfer tarzında basamaklı olarak hazırlanan kuronlarda olduğunu belirtmişlerdir.

Sjögren ve Bergman(81), shoulder şeklinde basamaklı hazırladıkları tüm seramik kuronların basma dayanıklılığının, chamfer şeklinde basamaklı hazırladıkları kuronların basma dayanıklılığından daha fazla olduğunu ve chamfer şeklinde bir basamaklı hazırlanan kuronlarda, seramik materyalinde, gerilim ve makaslama kuvvetlerinin daha



fazla oluştuğunu belirtmişlerdir. Morris(58), Dicor ve Cera-store seramiğinden hazırladığı kuronlarda, en iyi kenar uyumunun, shoulder şeklindeki basamakla sağlandığını gözlemiştir.

Castellani ve ark(13), klinik koşullarda tüm seramik kuronların kırılmaya dirençlerinin, etching ve bonding teknikleri ile geliştirilebileceğini, bunun yanında kullanılan resin simanların güvenilirliğinin tam olarak kanıtlanamadığını bildirmişlerdir. McCormick ve ark(51), çinkofosfat, cam iyonomer ve adeziv resin simanlarla yapıştırdıkları Dicor kuronların, basma dayanıklılığında, siman değişikliğinin istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşturmadığını gözlemiştir. Araştırmamızda tüm seramik ve metal destekli seramik kuronların basma kuvvetlerine olan dirençleri araştırıldığından, basma dayanıklılığı değeri yüksek olan polikarboksilat esaslı bir siman kullanımı tercih edilmiştir(92).

Araştırmacılar tüm seramik kuronlardaki yük dağılımında kuronların total uyumunun, marjinal uyumundan daha etkili olduğunu belirterek, total uyumu iyi olan kuronların yük taşıma yeteneklerinin de arttığını bildirmişlerdir(71).

Ağız ortamının, in-vitro ortamdan farklılığı nem içermesidir. Uzun süre nemli bir ortamda veya ağız ortamında kalan seramiklerde stres korozyonu olayından söz edilmektedir. Bu olayda, seramik yapı içindeki alkali iyonları ile sudaki hidrojen iyonları arasında meydana gelen iyon değişimi yoluyla, seramik materyal ağı, yavaş yavaş çözülmeye başlar ve seramik yapının dayanıklılığı azalır. Bunun sonucunda da seramik yapı içindeki çatlak ilerleyişi kolaylaşır(23).

O'Brien(56), Myers(60), Southan(56), Jorgenson(56), Kern(41) gibi pek çok araştırmacı ağız ortamındaki sonuçları değerlendirebilmek için, seramik materyallerin nemli ortamdaki kırılma dirençleri ile kuru ortamdaki kırılma dirençlerini karşılaştırmışlardır. Bu araştırmacıların tümü, nemin varlığında seramiğin dayanıklılığının azaldığını bildirmişlerdir. Myers ve ark(61). IPS-Empress seramiğinin dayanıklılığı üzerine nemin etkisini araştırdıkları çalışmalarında, hazırladıkları örneklerin bir kısmını 37 °C su içinde bekletirken, bir kısmını ise ,atmosferden gelebilecek nemin de etkisini elimine etmek amacıyla, yağ içinde bekletmişlerdir. Araştırmacılar(61), su içinde bekletilen örneklerin dayanıklılığının, yağda bekletilen örneklerin dayanıklılığından, %40 oranında daha az olduğunu gözlemiştir.

Yoshinari ve ark(93), ağız ortamındaki koşulları taklit edebilmek amacıyla, nemli bir ortamda, IPS-Empress ve In-ceram seramik kuronlar üzerine 10 000 devir halinde 300 N'luk ön yüklemeye uygulamışlar ve ön yüklemenin seramikteki çatlak gelişim hızını arttırdığını gözlemiştir. Buna rağmen, bu araştırmacıların, In-ceram kuronlar için bildirdikleri 1060 N/mm<sup>2</sup> lik kırılma basıncı değerinin ve IPS-Empress kuronlar için

bildirdikleri.891 N/mm<sup>2</sup>'lik kırılma basıncı değerinin, elde ettiğimiz değerlerden yüksek bulunmasının nedeni; kullandığımız day ve siman materyallerinin farklı olması ve söz konusu çalışmada kuronların aksiyal duvar kalınlığının ve kuron boyunun daha fazla olmuş olması olabilir.

Kern ve ark.(41) da, resin bağlı In-ceram sabit bölümlü protezlerin kuru ve nemli ortamdaki dayanıklılıklarını araştırdıkları çalışmalarında, nemli ortamda restorasyonların dayanıklılığının önemli oranda azaldığını bildirmişlerdir. Araştırmamızı kuru ortamda gerçekleştirmemizin nedeni, kaynaklarda tüm seramik ve metal destekli seramiklerle yapılan karşılaştırmalı çalışmalarda, nemli ortamın değerlendirmeye alınmayışıdır(60).

Araştırmacılar tüm seramik materyallerin kırılma dayanıklılığının, çatlak başlangıcı ve gelişiminin engellenebilmesine bağlı olduğunu bildirirlerken, kuron şeklinde hazırlanan örneklerde kuronun iç yüzeyinde gerilim kuvvetlerinin etkili olduğuna, dış yüzeyinde ise baskı kuvvetlerinin etkili olduğuna dikkat çekmişler ve kuronun iç yüzeyinin çatlakla karşı yeterince dirençli olduğu durumlarda, kuron başarısızlıklarının dış yüzeyden başlayan çatlaklar sonucu meydana gelebileceğini belirtmişlerdir(40,71,88). Kelly(93), fraktografi kullanarak, klinikte başarısızlığa uğramış olan tüm seramik kuronların başarısızlıklarının çoğunlukla, kuronun iç yüzeyinden başladığını göstermiştir. Gerilim kuvvetlerinin, en yoğun olarak kuronun iç bölgelerinde oluştuğunu bildirmiştir.

Anusavice(93), sonlu elemanlar yöntemi ile tüm seramik kuronların gerilim dayanıklılığını değerlendirmiş ve gerilim kuvvetlerinin, çatlak ve boşluklara sahip olan iç yüzeylerde yoğunlaştığını kuron kenarlarında ise daha düşük ve homojen olduğunu bildirmiştir.

Porozite veya yüzey pürüzlülüğü gibi pratikte pek önemsenmeyen özelliklerin, seramik kuronların başarısızlıklarındaki payları büyüktür(71). 1982 de Munoz ve arkadaşları(59) çalışmalarında, yapım teknikleri ne olursa olsun, daha poroz olan tüm seramik kuronların daha düşük kuvvet derecelerinde kırıldıklarını bildirmişlerdir. 1982 de Piddock ve arkadaşları(28), seramikteki porozite seviyesinin artmasının yük taşıma yeteneğini azalttığını gözlemişlerdir. Piddock ve ark(71). bir başka araştırmalarında, cera-store seramiğinin, NBK 100 seramiğine göre daha poroz bir yapıda olduğunu ve porozitenin %20 oranına ulaşması ile aşırı porozitenin oluştuğunu ve sonuçta seramik materyalinin dayanıklılığını azalttığını göstermişlerdir.

Nowlin ve ark(87), üç nokta eğme testi kullanarak, sağlam seramik disklerle tamir edilmiş seramik disklerin dayanıklılıklarını karşılaştırdıklarında tamir edilmiş seramik örneklerin dayanıklılığının, kontrol grubunda yer alan sağlam örneklerin dayanıklılığının ancak %18'ini gösterdiklerini bildirmişlerdir.

Grey ve ark(28), In-ceram çekirdek materyalini elektron mikroskobu ile incelediklerinde, çok az miktarda poroziteye sahip olduğunu görmüşler ve bunun nedenini çekirdeğin yüksek alümina içeriğine sahip olmasına bağlamışlardır.

Grey ve ark(28), yaptıkları çalışmalarında, In- ceram kuronlarda oluşan farklı kırılma şekillerine dikkat çekmişlerdir. In-ceram kuronların bir kısmının diğer tüm seramik materyaller gibi tam bir kırılma gösterdiğini bildirirlerken, bir kısmının ise, çekirdek materyal kırılmadan üzerinden dentin seramiğinin ayrılması şeklinde, metal destekli seramik kuronlara benzer bir kırılma gösterdiğini bildirmişlerdir. Yoshinari ve ark.(93) çekirdek materyal kalınlığı 0.5 mm olan In-ceram kuronlarla yaptıkları çalışmada, kuronların bir kısmının tamamıyla kırıldığını, bir kısmında ise çekirdek seramiğinin sağlam kalarak, dentin seramiğinin kırıldığını bildirmişlerdir.

Castellani ve ark(13) tüm seramik kuronlarda çatlağın daha poroz tabakadan başlayıp buradan seramik materyalinin iç kırılma eğilimi nedeniyle kolayca daha kalın olan bölgelere kadar uzandığını, metal seramik sistemlerinde, seramiğin tamamen kırıldığında bile metal alt yapıya yapışma eğilimini devam ettirdiğini söylemişlerdir. Champbell(13), metal destekli seramik restorasyonlarda, metal alt yapının elastiklik modülü arttığında kuvvetlere olan direncinin de arttığını ve çatlağın yüzeyel tabakalara yayılmasının sınırlandığını, tüm seramik materyallerin ise düşük elastiklik modülü nedeniyle kuvvetlere daha az direnç gösterdiğini ve çatlağın tüm tabakalara yayıldığını bildirmiştir.

Yoshinari ve ark.(93), çekirdek materyalinin kırılmadan, üzerinden dentin seramiğinin kırıldığı In-ceram kuronları elektron mikroskobu ile incelediklerinde dentin ile çekirdek materyal ara yüzünde çatlak hatları gözlemişlerdir. Aynı araştırmacılar; yüksek gerilim streslerinin bulunduğu dentin-çekirdek materyal ara yüzünde çatlak veya porların varlığında çekirdek materyalinin sağlam kaldığını, dentin seramiğinin ise kırıldığını belirtmişlerdir. Araştırmamızda, In-ceram kuronların tümü, çekirdek ve dentin seramiği birbirinden ayrılmaksızın, tam bir kırılma göstermişlerdir. Bu tip bir kırılmanın gerçekleşmesi, çekirdek materyal ile dentin seramiği bağlantısının iyi olduğunu düşündürür. Metal destekli seramik kuronlara kuvvet uygulandığında ise, seramiğin bir kısmı metalden kopup ayrılırken, büyük bir kısmı metale bağlı durumda kalmıştır.

User(86)'in, basamaklı ve basamaksız daylar üzerine, dört farklı alt yapı tasarımında hazırladığı metal destekli seramik kuronların kırılma dirençlerini karşılaştırdığı araştırmasında, basamaklı kesim yapılmış daylar üzerine çevresel olarak 1mm metal bantlı hazırladığı kuronlardan elde ettiği kırılma dayanıklılığı değerleri, metal destekli seramik kuronlardan elde ettiğimiz değerlerle paralellik göstermektedir. Araştırmamızda metal destekli seramik kuronlarda, seramikte oklüzo-aksiyal köşelerde

kırılmalar gözlenmiştir. Bu kırılma şekli, User(86)'in çalışmasındaki kırılma şekline benzemektedir. User(86), bu olayı oklüzo-aksiyal köşelerdeki çekme kuvveti ile açıklamıştır.

Daftary ve Donovan(68), üç farklı baz metal alaşımından blok şeklinde hazırladıkları metal alt yapılara seramik uygulayarak elde ettikleri kuronların, ortalama kırılma dirençlerinin  $1532-2983 \text{ N/mm}^2$  olduğunu bulmuşlardır. Bu araştırmacıların yükü geniş bir yüzeyden her iki tüberküle birden uygulamış olmaları, elde ettikleri kırılma değerleri sonuçlarının, sonuçlarımızdan daha yüksek olmasına neden olmuş olabilir.

Pröbster(68), Wiron88 baz metal alaşımından hazırladığı metal destekli seramik kuronların ortalama  $1494 \text{ N/mm}^2$ 'lik bir yüke dayandıklarını belirtmiştir. Metal destekli seramik kuronlardan elde ettiğimiz değer, bu değerle uyumlu bulunmuştur.

Pröbster(73), in-vitro testlerin, seramik materyallerinin uzun süreli dayanıklılık özellikleri ile ilgili fikir vermede yetersiz kalabileceğini, ancak tüm seramik kuronların basma dayanıklılığı ile ilgili in-vitro çalışmaların kendi sınırları içinde seramik materyalinin, yük taşıma yetenekleri hakkında bilgi verebileceğini belirtmiştir. Aynı araştırmacı, İn-vitro koşullarda yük taşıma yeteneği iyi olan bir kuronun çiğneme kuvvetlerine olan dayanıklılığının da iyi olacağını bildirmiştir.

Pröbster ve ark.(73), İn-ceram sisteminin, yüksek dayanıklılığı sayesinde ön bölgede üç üyeli köprü restorasyonlarının yapımında kullanılabilir nitelikte bir materyal olduğunu, ancak iyi bir kuron materyali olduğu kadar iyi bir köprü materyali olduğunu destekleyen sadece birkaç klinik verinin bulunduğunu bildirmişlerdir. Aynı araştırmacılar(73), İn-ceram ve IPS Empres sistemlerinin her ikisinin de klinik kullanıma izin verebilecek derecede yeterli bir dayanıklılığa sahip olduklarını belirtmişlerdir. Levy ve Daniel (73), hastalara uyguladıkları İn-ceram 4000 adet tek kuronda % 0.001 oranında başarısızlık bildirirlerken, 250 anterior köprüde % 1 oranında başarısızlık bildirmişlerdir.

Lehner ve ark.(43), 73 hastaya, IPS-Empres seramiğinden yaptıkları 41 adet ön bölge ve 37 adet arka bölge kuronunun iki yıllık inceleme süresinde, sadece 4 adet arka bölge kuronunun kırıldığını ve bu sonuçlarla, %95 oranında bir başarı elde ettiklerini bildirmişlerdir.

Kelly ve ark(39), İn-ceramdan yapılmış klinik olarak başarısızlığa uğramış 7 adet köprü restorasyonunu, ışık ve elektron mikroskobu altında incelediklerinde, kırılmaların tümünün gövde ile dayanak dişlerin birleşim bölgelerinde meydana geldiğini gözlemişlerdir. 7 adet restorasyonun 5 tanesinde ise kırılmaların, birleşim bölgesindeki, çekirdek materyal-dentin arayüzünde oluştuğunu ve kırılmaya neden olan kuvvetlerin,

ağızda, dayanak dişlerde rotasyon oluşturan kuvvetler sonucu ortaya çıktığını belirtmişlerdir.

Kaynaklarda, çiğneme kuvvetlerinin hesaplanmasına yönelik pek çok çalışma yer almıştır. Ludwig(47), anterior dişler bölgesindeki ortalama ısırma kuvvetinin 140 N olduğunu, ancak kuvvetin, dişin uzun aksına 30° açıyla gelmesi durumunda bu değer 200 N'a ulaşabileceğini bildirmiştir. Yoshinari(93), arka dişler bölgesinde en yüksek ısırma kuvvetinin, 200-540 N olduğunu bildirirken, Pröbster(73), arka bölgede iki antagonist diş arasındaki en yüksek çiğneme kuvvetinin 240-540 N arasında değiştiğini, Flöystrand(81) ise, arka dişler bölgesinde en yüksek ısırma kuvvetinin 500 N olduğunu bildirmiştir. Araştırmamızda kullanılan, metal destekli seramik ve tüm seramik kuronlardan elde edilen kırılma dayanıklılığı değerlerinin tümü, sözü edilen araştırmacıların ifade ettikleri, en yüksek çiğneme kuvveti değerlerinin üzerinde bulunmuştur. Ancak IPS Empress seramiği için elde ettiğimiz ortalama kırılma dayanıklılığı değerinin, ağız ortamı için bildirilen en yüksek posterior ısırma kuvveti değerlerinin alt sınırındaki değerlere yakın olması, bize; bu materyalin posterior bölge kuron restorasyonlarının yapımında kullanımında, başarısızlığa neden olabileceğini, bu nedenle IPS-Empress seramiğinin, çiğneme kuvvetinin daha düşük olduğu anterior bölgedeki kuron restorasyonlarının yapımında kullanımının daha uygun olacağını düşündürmüştür. Çalışmamızda kullandığımız Biofibril seramiğinden elde edilen ortalama kırılma dayanıklılığı değeri, IPS-Empress sisteminden elde edilen kırılma dayanıklılığı değerinden, istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Bu sonuç ve yapım tekniğinin de kolay oluşu göz önüne alınarak, Biofibril sisteminin kırılma dayanıklılığı ile ilgili kaynak bilgilerde de herhangi bir çalışmaya rastlanmayışı nedeniyle, çok sayıda in-vitro ve klinik çalışma yapılarak, kırılma dayanıklılığının bu çalışmalarla desteklenmesi gerektiği inancındayız.

## SONUÇ

Günümüzde, metal destekli seramik restorasyonlarda kullanılan metal alt yapıların oluşturduğu estetik ve biyolojik olumsuzluklar, yeni geliştirilen tüm seramik sistemleri ile çözümlenmeye çalışılmıştır. Tüm seramik sistemlerinin klinikte kullanılmaları, çoğunlukla ön bölge ve daha az olmak üzere arka dişler bölgesinde yapılan kuron restorasyonlarında olmuştur. Tüm seramik sistemlerinin estetik ve biyolojik yönden üstünlükleri, istenen özelliklerde olsa bile, araştırmacıların ve klinisyenlerin beklentileri, tüm seramik materyallerinin kırılma dayanıklılıklarının, metal destekli seramik restorasyonların kırılma dayanıklılıklarına yakın olması şeklindedir.

Üç farklı türde, tüm seramik materyalinin kırılma dayanıklılıklarının, metal destekli seramik kuronların kırılma dayanıklılıkları ile karşılaştırıldığı araştırmamızda; En yüksek kırılma dayanıklılığı değeri  $1377.88 \text{ N/mm}^2$  ile metal destekli seramik kuronlarda elde edilmiştir. Tüm seramik kuronlar içinde ise, metal destekli seramik kuronlara en yakın kırılma dayanıklılığı değerini  $850.33 \text{ N/mm}^2$  ile In-ceram kuronlar göstermiştir. In-ceram kuronlarda, böyle bir sonuç elde edilmiş olması, bu materyalin metal destekli seramik kuronlarla sağlanan dayanıklılık ve tüm seramik kuronlarla sağlanan estetik gibi olumlu tüm özellikleri içeren bir yapıda olduğunu düşündürmektedir. In-ceram sisteminin kırılma dayanıklılığı özelliğinin yüksek oluşu bu materyalin klinikte ön bölge dişlerinin kuron restorasyonlarında kullanılabileceği gibi, arka dişler bölgesindeki kuron restorasyonlarının yapımında da olumlu sonuçlar alınabileceği fikrini doğurmaktadır.

Araştırmamızda,  $429.82 \text{ N/mm}^2$  ile en düşük kırılma dayanıklılığı elde edilen IPS-Empress kuronların ise, premolar dişler bölgesinde kullanılmaları durumunda, kırılma olasılıklarının söz konusu olabileceği düşüncesi, bu materyalin yalnız ön bölge kuron restorasyonlarının yapımında kullanılmasının daha uygun olacağı yönündeki inancımızı kuvvetlendirmektedir. Biofibral seramiğinden elde edilen  $655.90 \text{ N/mm}^2$  lik kırılma basıncı değeri ise, In-ceram ve IPS-Empress seramiğinden elde edilen kırılma basıncı değerleri arasında yer almıştır. Biofibral seramiğinin böyle bir sonuç göstermesi, materyalin ön bölge kuron restorasyonlarının yapımında ve olgu seçimi çok dikkatli yapılmak koşulu ile, premolar dişler bölgesindeki kuron restorasyonlarının yapımında da kullanılabileceği düşüncesini akla getirmektedir. Ancak kaynaklarda bu materyalle ilgili herhangi bir klinik çalışmaya rastlanmayışı nedeniyle, oldukça kapsamlı in-vitro ve klinik çalışmaların yapılarak, sonuçların değerlendirilmesi ile, bu kanımızın kesinlik kazanabileceği düşüncesini taşımaktayız.

Dental seramiklerin kırılma dayanıklılığını araştıran in-vitro çalışmalar, materyallerin goreceli dayanıklılıkları konusunda bir fikir verseler bile, ağız ortamı gibi çok karmaşık streslerin bulunduğu bir ortamda, bu materyallerin kullanılmaları, şaşırtıcı sonuçlar doğurabilir. Tüm seramik materyaller diğer restoratif materyallerle karşılaştırıldığında, elastiklik modüllerinin düşük oluşu ve kuvvetler karşısında esneme yeteneği gsteremeyişleri gibi özellikleri ile, ağızdaki olası erken temasların varlığında daha kolay kırılmaya uğrayabilirler. Klinik koşullarda seramik materyallerden başarılı sonuçlar elde edilmesinde, materyallerin dayanıklılığı kadar, hekimin, dental materyallerin klinik kullanımı ve fiziksel özellikleri konusundaki bilgisi de oldukça önem taşımaktadır.

Sonuç olarak, metal destekli seramik kuronlardan üstün olan özellikleri dikkate alındığında, tüm seramik sistemlerinin kullanımından kaçınmak yerine, klinikte olguya uygun seçimle ve dikkatli bir çalışma ile, en az metal destekli seramik kuronlar kadar başarılı sonuçlar elde edilebileceğini düşünmekteyiz.

## ÖZET

Son yıllarda, dişhekimliğinde kuron ve köprü restorasyonlarından istenen estetik beklentiler oldukça önem kazanmıştır. Tüm seramik sistemlerinin estetik amaçlarla restorasyonlarda kullanımı, araştırmacıları bu materyalleri çeşitli yönlerden incelemeye yöneltmiştir. Kaynaklarda, tüm seramik sistemlerinin estetik, biyolojik ve dayanıklılık özellikleri ile ilgili yapılmış pek çok araştırma vardır. Ancak her geçen gün yeni seramik malzemelerinin üretilmiş olması ve bu malzemelerle ilgili yeterli deneysel ve klinik çalışma olmayışı, özellikle kuron köprü restorasyonları açısından çok önemli olan kırılma dayanıklılığı konusunda araştırma yapmamızın başlıca nedeni olmuştur.

Araştırmamızda; In-ceram, IPS-Empress ve Biofibral tüm seramik materyallerinin kırılmaya dirençleri kontrol grubu olarak seçilen metal destekli seramik kuronların kırılma dirençleri ile karşılaştırmalı olarak incelenmiştir. Bu materyallerden hazırlanan ve her bir grup için onar adet olmak üzere toplam kırk adet kuron polikarboksilat esaslı bir simanla premolar dişi taklit eder şekilde tornada pirinçten hazırlanmış daylar üzerine yapıştırılmıştır. Kırılma testlerinin gerçekleştirilmesinde, instron 1114 test aleti kullanılmıştır. Deneyler sonucunda en yüksek kırılma dayanıklılığı, 1377,88 N/mm<sup>2</sup> ile metal destekli seramik kuronlarda elde edilirken, In-ceram kuronlarda, 850,33 N/mm<sup>2</sup>, Biofibral kuronlarda 655,90 N/mm<sup>2</sup>, IPS-Empress kuronlarda ise 429,82 N/mm<sup>2</sup> lik kırılma dayanıklılığı değerleri gözlenmiştir.

Gruplardan elde edilen ortalama basma dayanıklılığı değerlerine, varyans analizi testleri uygulanmış ve sonuçta, grupların ortalama kırılma dayanıklılığı değerleri arasındaki farklılığın istatistiksel olarak anlamlı (P<0,01) olduğu gözlenmiştir. Grup ortalamalarının birbirleri ile ikili olarak karşılaştırıldığı Newman-keuls testi sonucu ise yine istatistiksel olarak anlamlı (P<0,05) bir farklılık olduğu bulunmuştur.

Kullanılan tüm seramik sistemler arasında, metal destekli seramik kuronların kırılma dayanıklılığına en yakın kırılma dayanıklılığı değerlerinin In-ceram sisteminde gözlenmesi nedeniyle bu sistemin, ön dişler bölgesinde olduğu gibi premolar dişler bölgesindeki kuron restorasyonlarının yapımında da kullanılabilmesi kanısındayız. In-ceram kuronlara göre daha düşük bir kırılma dayanıklılığı gösteren Biofibral sistemi ile ön bölge kuron restorasyonlarının yapılabilmesi ancak, premolar dişler bölgesindeki kuron restorasyonlarında kullanılabilmesi için daha fazla sayıda deneysel ve klinik araştırma yapılmasının gerekli olduğu düşünülmüştür. En düşük kırılma dayanıklılığının elde edildiği IPS-Empress sisteminin ise, sadece ön bölge kuron restorasyonlarının yapımında kullanılması ile klinik bir başarı sağlanabileceği kanısına varılmıştır.



Çalışmamızın sonucunda, tüm seramik sistemlerinin metal destekli seramik restorasyonlara kırılma dayanıklılığı açısından yeterli bir alternatif olabileceği düşünülmekle beraber bu konuda uzun süreli kontrollü klinik çalışmaların yapılması gerektiği elde ettiğimiz verilerle ortaya konulmuştur.



## SUMMARY

There is a great interest in the search for a restorative material that meets the requirements in aesthetic for an ideal restoration. A ceramic in combination with metal, lacks the translucent aesthetic quality of ceramic alone, many all ceramic crown systems have recently been developed. Numerous articles have described the aesthetic and biologic features of them, but there are very few experimental and clinical studies concerning these materials. This study was undertaken to evaluate and compare the fracture strength an important mechanical factor to asses the clinical strength of a restoration; of various full ceramic crown systems (In-ceram, IPS-Empress, Biofibril) with a metal-ceramic combination. Ten specimens were prepared for each material so that a total of forty crowns were obtained. Polycarboxylate cement was used to cement the crowns on the premolar shaped brass dies which were made with a sculpturing device. An Instron testing machine with a crosshead speed of 0,5 mm/min was used to compress the crowns until fracture. The results suggest that the ceramic-to-metal crowns are stronger than the full ceramic crowns with a mean fracture strength of 1377,88 N/mm<sup>2</sup>. The mean fracture strength was 850,33 N/mm<sup>2</sup> for In-ceram crowns 655,90 N/mm<sup>2</sup> for biofibril crowns and 429,82 N/ mm<sup>2</sup> for IPS-Empress crowns respectively.

The results were subjected to analysis of variance for comparison to identify significant difference ( $P < 0,01$ ) between the mean fracture strength values of the four materials groups tested. The mean fracture strength values were tested with one another by Newman-Keuls test and a statistically significant difference ( $P < 0,05$ ) was found between the mean values.

As In-ceram system resist to higher fracture strength values than the other all ceramic crown systems and as its fracture strength value approaches to that of ceramic-to-metal crown, it is suggested that In-ceram crowns may be used both at the premolar and the anterior region of the oral cavity. The Biofibril system and IPS-Empress system are resist to lower fracture strength values than In-ceram system so that they may be used only at the anterior region. It is concluded that further experimental and clinical researches are needed to use Biofibril system at the premolar region.

It has been indicated that all ceramic crown systems may be an alternative for ceramic-to-metal crown especially in the anterior region where very high fracture strength values are not required. However long termed clinical studies must be conducted.

## KAYNAKLAR

- 1-Akın E: Dişhekimliğinde porselen. İ.Ü Diş.Hek.Fak. İkinci baskı. İstanbul, 1983.
- 2-Anusavice K J, Hojjatie B: Effect of thermal tempering on strength and crack propagation behavior of feldspathic porcelains. J Dent Res. 70(6): 1009-1013, 1991.
- 3-Anusavice K J, Hojjatie B: Influence of incisal length of ceramic and loading orientation on stress distribution in ceramic crowns. J Dent Res. 67(11): 1371-1375, 1988.
- 4-Anusavice K J, Lee R B: Effect of firing temperature and water exposure on crack propagation in unglazed porcelain. J Dent Res. 68(6): 1075-1081, 1989.
- 5-Anusavice K J, Shen C, Lee R B: Strengthening of feldspathic porcelain by ion exchange and tempering. J Dent Res. 71(5): 1134-1138, 1992.
- 6-Artunç C: Metal-Porselen sistemleri üzerinde mekanik, kalitatif analiz ve mikromorfolojik araştırmalar. Doçentlik tezi, İzmir, 1980.
- 7-Babgy M, Marshall S J, Marshall G W: Metal ceramic compatibility:A review of the literature. J Prosthet Dent. 63: 21-25, 1990.
- 8-Barghi N, McKeehan-Whitmar M, Aranda R: Comparison of fracture strength of porcelain-veneered-to-high noble and base metal alloy. J Prosthet Dent. 57(1): 23-26, 1987.
- 9-Broderson S P: Complete-crown and partial-coverage tooth preparation desings for bonded cast ceramic restorations. Quintessence Int. 25: 535-539, 1994.
- 10-Campbell S D: A comparative strength study of metal ceramic and all-ceramic esthetic materials:Modulus of rupture. J Prosthet Dent. 62: 476-479, 1989.
- 11-Campbell S D, Sozio R B: Evaluation of the fit and strength of an all-ceramic fixed partial denture: J Prosthet Dent. 59(3): 301-306, 1988.
- 12-Cascone P J , Jelenco J F: Theoretical interfacial reactions responsible for bonding in porcelain-to-metal systems.Part II-Oxidation alloys. J Dent Res. 57(Special issue A): 292, 1978.
- 13-Castellani D, Baccetti T, Giovannoni A, Bernardini Y D: Resistance to fracture of metal ceramic and all ceramic crowns. Int J Prosthodont. 7: 149-154, 1994.
- 14-Claus H: The structural bases of dental porcelain. Dent Laber. 28(10): 1-8, 1980.
- 15-Claus H: Vita In-ceram, a new system for producing aliminium oxide crown and bridge substructures: Quintessenz Zahntech. 16: 35-46, 1990.

- 16-Dehoff P H, Anusavice K J: Tempering stresses in feldspathic porcelain. *J Dent Res.* 68(2): 134-138, 1989.
- 17-Dickinson A J G, Moore B K, Harris R K, Dykema R W: A comparative study of the strength of aluminous porcelain and all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 61: 297-304, 1989.
- 18-Dinçer C: Metal destekli porselenlerde değişik yöntemlerle oluşturulan metal-Porselen bağlantısı ile arayüzün mekanik ve mikroskobik incelenmesi. Doktora tezi, G.Ü. Diş Hek. Fak. Ankara, 1985.
- 19-Dong J K, Luthy H, Wohlwed A, Scharer P : Heat pressed ceramics: Technology and strength. *Int J Prosthodont.* 5(1): 9-16, 1992.
- 20-Donovan T E, Prince J: An analysis of margin configurations for metal- ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 53(2): 153-157, 1985.
- 21-Dunn B, Levy M N, Reisbick M H: Improving the fracture resistance of dental ceramic. *J Dent Res.* 56(10): 1209-1213, 1977.
- 22-Erder F: Seramik ve Sanat. *Tübitak Bilim ve Teknik Dergisi.* Sayı:317 sayfa:14, 1994.
- 23-Fairhurst C W: Dental ceramics: The state of the science. *Adv Dent Res.* 6: 78-81, 1992.
- 24-Fairhurst C W, Lockwood P E, Ringle R D, Thompson W O: The effect of glaze on porcelain strength. *Dent Mater.* 8: 203-207, 1992.
- 25-Friendlander L D, Munoz C A, Goodacre C J, Doyle M G, Moore B K: The effect of tooth preparation desing on the breaking strength of dicor crowns: Part 1. *Int J Prosthodont.* 3(2): 159-168, 1990.
- 26-Giordano R A, Campbell S, Pober R: Flexural strength of feldspathic porcelain treated with ion exchange, overglaze, and polishing. *J Prosthet Dent.* 71(5): 468-472, 1994.
- 27-Giordano R A., Pelletier L Campbell S, Pober R: Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent.* 73: 411-418, 1995.
- 28-Grey N J A, Piddock V, Wilson M A.: In vitro comparison of conventional crowns and a new all-ceramic system. *J Dent.* 21: 47-51, 1993.
- 29-Grossman D G: Cast Glass Ceramics. *Dent Clin North Am.* 29(4): 725-739, 1985.
- 30-Guyer S E, Lefkowitz W, Malone W F P, Rhoads J E, Sproull R C: A compressive strength study of an all ceramic crown. *J Prosthet Dent.* 53(3): 301-303, 1985.

- 31-Hodson J T: Some physical properties of three dental porcelains. *J Prosthet Dent.* 9(2): 325-335, 1959.
- 32-Hondrum S O: A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 67: 859-865, 1992.
- 33-Johnston F J, Philip R W, Dykema R W: *Modern practise in crown and bridge prosthodontics.* Third Pub. W.B Saundes Company Philedelphia, 1971.
- 34-Jones D W: Development of dental ceramics, an historical perspective. *Dent Clin North Am.* 29(4): 621- 643, 1985.
- 35-Jones D W, Wilson H J: Porosity in dental ceramics. *Brit Dent J.* 7: 16-21, 1975.
- 36-Kang S K, Sorensen J A, Avera S P: Fracture strength of ceramic crown systems. *J Dent Res.* 71( AADR Abstracts): 321, 1992.
- 37-Kelly J R, Campbell S D, Bowen H K: Fracture-surface analysis of dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 62: 536-541, 1989.
- 38-Kelly J R, Nishimura I, Campbell S D: Ceramics in dentistry: Historical roots and currents perspectives. *J Prosthet Dent.* 75: 18-32, 1996.
- 39-Kelly J R, Tesk A, Sorensen J A: Clinical failure of In-ceram FPD's: Fractography, stress and probability of failure analysis. *J Dent Res.* 73(IADR Abstracts): Abstract No:718, 191, 1994.
- 40-Kelly J R, Tesk J A, Sorensen J A: Failure of all ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: Analysis and modeling. *J Dent Res.* 74(6): 1253-1258, 1995.
- 41-Kern M, Fechting T, Strub J R: Influence of water storage and thermal cycling on the fracture strength of all-porcelain, resin-bonded fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 71: 251-256, 1994.
- 42-Kuwata M: *Theory and practise for ceramometal restorations.* Quintessence Pub. Co. Inc. Chicago. 1980.
- 43-Lehner C, Studer S, Scharer P: Full porcelain crowns made by IPS Empress: First clinical results. *J Dent Res.* 71: 658, 1992.
- 44-Lelièvre F, Fouquier R: Biofibril: Mise Au Point: Prothèse Dentaire. 96- Octobre: 23-27, 1994.
- 45-Levy H: Working with the In-ceram porcelain system. *Prothese Dentaire N Jun/ Julliet:* 44-45, 1990.

- 46-Liu C C, O'Brien W J: Strength of magnesia-core crown with different body porcelains. *Int J Prosthodont.* 6(1): 60-64, 1993.
- 47-Ludwig K: Studies on the ultimate strength of all-ceramic crowns. *Dental-Labor XXXIX No:5:* 647-651, 1991.
- 48-MacCulloch W T: Advances in dental ceramics. *Br Dent J.* 16: 361-365, 1988.
- 49-Mackert J R, Twiggs S W, Evans- Williams A L: Isothermal anneal effect on leucite content in dental porcelains. *J Dent Res.* 74(6): 1259-1265, 1995.
- 50-Marker J C, Goodkind R J, Gerberich W W: The compressive strength of nonprecious versus precious ceramometal restorations with various frame desings. *J Prosthet Dent.* 55(5): 560-567, 1986.
- 51-Mc.Cormic J T, Rowland W, Shillingburg H T, Duncanson M G: Effect of luting media on the compressive strength of two types of all ceramic crown. *Quintess Int.* 24(6): 405-408, 1993.
- 52-Mc. Lean J W: Dental ceramics Proceedings of the first international symposium on ceramics. Quintessence Pub. Co. Inc. Chicago, 1983.
- 53-Mc. Lean J W: The science and art of dental ceramics Vol: I Quintessence Pub. Co. Inc, Chicago, 1979.
- 54-Mc. Lean J W, Kedge M I: High strength ceramics. *Quintess Int.* 18(2): 97-106, 1987.
- 55-Messer P F, Piddock V, Lloyd C H: The strength of dental ceramics. *J Dent.* 19: 51-55, 1991.
- 56-Morena R, Beaudreau G M, Lochwood P E, Evans A L, Fairhurst C W: Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment. *J Dent Res.* 65(7): 993-997, 1986.
- 57-Morena R, Lockwood P E, Fairhurst C W: Fracture toughness of commercial dental porcelains. *Dent Mater.* 2: 58-62, 1986.
- 58-Morris H F: Department of veterans affairs cooperative studies project No:242. Quantitative and qualitative evaluation of the marginal fit of cast ceramic, porcelain-shoulder and cast metal full crown margin. *J Prosthet Dent.* 67: 198-204, 1992.
- 59-Munoz C A, Coodacre C J, Moore B K, Dykema R W: A comparative study of the strength of aluminous porcelain jacket crowns constructed with the convantional and twin foil technique. *J Prosthet Dent.* 48(3): 271-281, 1982.
- 60-Myers M L, Ergle J W, Fairhurst C W, Ringle R D: Fatigue characteristics of a high-strength porcelain. *Int J Prostodont.* 7(3): 253-257, 1994.

- 61-Myers M L, Ergle J W, Fairhurst C W, Ringle R D: Fatigue failure parameters of IPS-Empress porcelain. *Int J Prosthodont.* 7: 549-553, 1994.
- 62-Naylor W P: Introduction to metal ceramic technology. Quintessence Pub. Co. Inc Carol stream, Illinois, 1992.
- 63-O'Brien W J: High expansion feldspar porcelain and magnesia core materials. *Ceramic Engineering and Science Proceedings.* 6: 10-18, 1985.
- 64-O'Brien W J: Magnesia ceramic jacket crowns. *Dent Clin North Am.* 29(4): 719-723, 1985.
- 65-O'Brien W J: Recent developments in materials and processes for ceramic crowns. *JADA* 110: 548-549, 1985.
- 66-Oilo G: Flexural strength and internal defects of some dental porcelains. *Acta Odontol Scan.* 46: 319-322, 1988.
- 67-Oram D A, Davies E H, Cruickshanks D W: Fracture of ceramic and metaloceramic cylinders. *J Prosthet Dent.* 52(2): 221-230, 1984.
- 68-Özer H: Saf titanyum ve üç değişik baz metal alaşımının seramikle bağlantı dirençlerinin karşılaştırmalı araştırılması. Doktora tezi, E.Ü. Diş. Hek. Fak. İzmir, 1995.
- 69-Philp G K, Brukl C E: Compressive strengths of conventional twin foil, and all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 52(2): 215-220, 1984.
- 70-Piddock V, Marquis P M, Wilson H J: Structure property relationships of dental porcelains used in jacket crowns. *Br Dent J.* 156: 395-398, 1984.
- 71-Piddock V, Marquis P M, Wilson H : The mechanical strength and microstructure of all-ceramic crowns. *J Dent.* 15: 153-158, 1987.
- 72-Preston J D: Perspectives in dental ceramics: proceeding of the fourth international symposium on ceramics. Quintessence Pub. Co. Inc, 1988.
- 73-Pröbster L: Compressive strength of two modern all-ceramic crowns . *Int J Prosthodont.* 5(5): 409-414, 1992.
- 74-Rubrique A P, Rouffigna M, Cooman J, Vétier J P: Vous Avez Posé Des Questions Sur L' Article. *Id no 4 du 27 Janvier :* 271-277, 1994.
- 75-Scherrer S S, Rijk W G: The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int J Prosthodont.* 6: 462-467, 1993.

- 76-Schössow D: The keraplatinum technique porcelain crown: Renaissance of the jacket crown. *Quintessence Dent Technol.* 8(4): 683-699, 1974.
- 77-Seghi R R, Sorensen J A: Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont.* 8(3): 239-246, 1996.
- 78-Shillingburg H T: Fundamentals of fixed prosthodontics. Quintessence Pub. Co. Inc. Chicago, 117- 123, 1981.
- 79-Shillingburg H T, Jacobi R, Brackett E S: Fundamentals of tooth preparations . Quintessence Pub. Co. Inc. Chicago. 295-320, 1987.
- 80-Shillingburg H T, Kessler J C: Recent developments in dental ceramics. *Quintessence Dent Technol.* 9(2): 89-92, 1985.
- 81-Sjögren G, Bergman M: Relationship between compressive strength and cervical shaping of the all-ceramic cera-store crown. *Swed Dent J.* 11: 147-152, 1987.
- 82-Sonugelen M, Güngör M A, Artunç C: Metal alaşım kalınlığının porselenin kırılma değerlerine etkisinin araştırılması. *EDFD.* Basımda.
- 83-Sozio B R, Riley E J: Shrink-free ceramic. *Dent Clin North Am.* 29(4) October: 705-717, 1985.
- 84-Thompson J Y, Annusavice K J, Naman A, Morris H F: Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns. *J Dent Res.* 73(12): 1824-1832, 1994.
- 85-Toksavul S, Ulusoy M, Yılmaz G: Tüm seramik kuronlar. *EDFD.* 14: 21-26, 1993.
- 86-User A: Değişik metal alt yapılı porselen kuronlarda kırılma deneyleri. *EDFD.* 10(3): 79-103, 1989.
- 87-Üçtaşlı S: Repair strength of heat- pressed ceramic. *Journal of Oral Rehabilitation.* 23: 139-142, 1996.
- 88-Üçtaşlı S, Harrington E, Wilson H J: The fracture resistance of dental materials. *Journal of Oral Rehabilitation.* 22: 877-886, 1995.
- 89-Üçtaşlı S, Wilson H J, Unterbrink G, Zaimoğlu A : The strength of a heat-pressed all-ceramic restorative material . *Journal of Oral Rehabilitation.* 23: 257-261, 1996.
- 90- Wall J G, Cipra D L: Alternative crown systems. *Dent Clin North Am.* 36(3): 765-782, 1992.



91-Williamson R T, Kovarik R E, Mitchell R J: Effect of grinding, polishing and overglazing on the flexure strength of a high leusite feldspathic porcelain. *Int J Prosthodont.* 9: 30-37, 1996.

92-Yılmaz G, Toksavul S, Ulusoy M, Balkan M: Simanların basma ve çekme dayanıklılığı. *EDFD.* 14: 38-42, 1993.

93-Yoshinari M, Dérand T: Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 7: 329-338, 1994.

94-Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L: *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi.* Ankara Üniversitesi Basımevi. Ankara, 1993.



## ÖZGEÇMİŞ

1968 yılında Manisa'da doğdum. İlk öğrenimimi Muğla Dumlupınar İlkokulu'nda, orta öğrenimimi İzmir Eşrefpaşa Ortaokulu'nda, lise öğrenimimi ise Karataş Lisesi'nde tamamladım. 1986 yılında Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'ne kaydoldum. 1991 yılında bu fakülteden mezun olarak, aynı yıl Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Doktora Programı'na kaydoldum. 1994 yılında Ondokuz Mayıs Üniversitesi Dişhekimliği fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda araştırma görevlisi olarak göreve başladım. Halen aynı görevi yapmaktayım. İngilizce bilmekteyim.

**Özlem YAVUZ**

İzmir 1996