

T.C.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
BİLİMSEL ARAŞTIRMA PROJELERİ
KOORDİNASYON BİRİMİ

PROJE BAŞLIĞI
GALVANO SERAMİK, METAL SERAMİK VE TAM SERAMİK ÜÇ ÜYELİ
KÖPRÜNÜN KIRILMA DİRENCİNİN *İN VİTRO* OLARAK İNCELENMESİ

Proje No: TSD-08-533

Proje Türü

SONUÇ RAPORU

Proje Yürütücüsü:
Yrd.Doç.Dr. Ayşegül (Güleryüz) GÜRBULAK
Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi A.D

Araştırmacının Adı Soyadı
Zekiye EROĞLU
Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi A.D

TEMMUZ 2010
KAYSERİ

İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
ÖZET	4
ABSTRACT	5
1. GİRİŞ	6
2. GEREÇ - YÖNTEM	7 - 11
3. BULGULAR	12 - 18
4. TARTIŞMA VE SONUÇ	19 - 23
5. KAYNAKLAR	24- 28

GALVANO SERAMİK, METAL SERAMİK VE TAM SERAMİK ÜÇ ÜYELİ KÖPRÜ PROTEZLERİNİN KIRILMA DİRENÇLERİNİN *İN VİTRO* OLARAK İNCELENMESİ

ÖZET

Bu *in vitro* çalışmada galvano seramik, metal seramik ve zirkonya seramik üç üyeli köprü protezlerinin kırılma dirençlerinin karşılaştırılması amaçlandı.

Çalışmamızda metal seramikten, elektroforming yöntemiyle galvano seramikten ve CAD-CAM yöntemiyle yarı sinterize zirkonya bloklardan üretici firmaların talimatları doğrultusunda üç üyeli köprüler elde edildi. Her bir köprü sisteminden 20'şer adet olmak üzere toplamda 60 adet köprü, hazırlanan pirinç day'lar üzerine cam iyonomer simanla simante edildi. Her bir köprü örneğine ait grubun yarısına (n=10) mekanik yükleme ve termal siklus uygulaması ile yorma testi uygulaması yapıldı. Diğer yarısına hiçbir işlem yapılmadı. Sonrasında bütün köprü örneklerine kırılma testi uygulandı.

Deney sonucunda en yüksek ortalama kırılma direnci değeri yorma testi uygulanmayan zirkonya seramik köprülerde ($2434,9 \pm 154,3$ N), en düşük ortalama kırılma direnci değeri ise yorma testi uygulanan galvano seramik köprülerde ($1475,8 \pm 227,9$ N) elde edildi.

Yorma testinin köprü grupları üzerine etkisinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi sonucunda, yorma testi uygulanmayan ve uygulanan metal seramik köprü grupları ile yorma testi uygulanmayan ve uygulanan galvano seramik köprü grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma olduğu ($P<0.05$) görüldü. Yorma testi uygulanmayan ve uygulanan zirkonya seramik köprü grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı ($P>0.05$) görüldü. Yorma testi uygulanan galvano seramik ile yorma testi uygulanan metal seramik köprü grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı, yine yorma testi uygulanmayan galvano seramik ile yorma testi uygulanmayan metal seramik köprü grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görüldü.

Anahtar kelimeler : Galvanoforming, Zirkonya, Kırılma Direnci

IN VITRO COMPARISON OF FRACTURE STRENGTH OF GALVANO CERAMIC, METAL CERAMIC AND ALL CERAMIC 3 UNIT BRIDGES

ABSTRACT

In this *in vitro* study comparison of fracture strength of galvano ceramic, metal ceramic and zirconia ceramic 3 unit bridges were investigated.

Three unit bridges of metal ceramic, galvano ceramic with electroforming and half sintered zirconia blocks with CAD-CAM were obtained according to manufacturer's instructions. Twenty samples were prepared for each bridge system and these totally 60 bridges were cemented with glass ionomer cement on the brass dies. Mechanical loading and thermal cycling were applied to half of the bridges. No any treatment was performed on remaining sample. Finally fracture test was carried out on all of the bridge sample by universal testing machine.

The results suggest that maximum mean fracture strength was non fatigued zirconia bridges ($2434,9 \pm 154,3$ N), minimum mean fracture strength was fatigued galvano ceramic bridges ($1475,8 \pm 227,9$ N).

According to statistically analysis of the effects of the fatigue test on bridge groups, there was a statistically significant decrease between the fatigued and non fatigued metal ceramic bridges and fatigued and non fatigued galvano ceramic bridges ($P < 0.05$). There wasn't any statistically significant difference between fatigued and non fatigued zirconia ceramic bridges ($P > 0.05$). Differences between fatigued metal ceramic and galvano ceramic bridges was not statistically significant ($P > 0.05$). And also no statistically significant difference between non fatigued metal ceramic and galvano ceramic bridges was observed ($P > 0.05$).

Keywords: Galvanoforming, Zirconia, Fracture Strength

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Çeşitli nedenlerle kaybedilen bir dişin yerine konulmasında protetik olarak birçok yöntem kullanılabilir. Ancak bunlardan en çok bilinen ve uygulanan protetik tedavi yöntemi, sabit bölümlü protez de denilen köprü protezleridir (1-4). Kullanılan materyale bağlı olarak çeşitli köprüler mevcuttur. Ancak en çok tercih edilenler metal destekli seramik köprüler ve tam seramik köprülerdir (1, 2, 4).

Dental seramikler gerilme direnci düşük ve kırılgan bir materyal olmalarından dolayı uzun yıllardır metal bir alt yapı ile desteklenerek kullanılmışlardır (2, 4, 5). Kıymetsiz metal alaşımların toksik ve alerjik reaksiyonlara neden olması, korozyona uğrayarak dişetinde renklenmeler oluşturması ve estetik olarak iyi sonuçlar vermemesi gibi dezavantajları mevcuttur. Kıymetli metal alaşımlar, doku dostu olup estetik açıdan kıymetsiz metal alaşımlara göre daha iyi olmakla beraber pahalıdır. Döküm yöntemiyle elde edilen altın içerikli metal seramik restorasyonlarda hem metal kalınlığının fazla olması hem de tesviye ve cila işlemleri gerektirmesi nedeniyle maliyet daha da artmaktadır (6-10). Bu nedenlerden dolayı döküm kıymetli metal restorasyonlara alternatif olabilecek farklı teknik arayışları gündeme gelmiştir. Galvano seramik restorasyonlar bunlardan biridir. Bu restorasyonlarda alt yapı 24 Karat (K) altın içeren solüsyondan elektroforming yöntemiyle elde edilmektedir. Bu yöntemle elde edilen restorasyonlar hem altından kaynaklanan sarı rengin porselende yansması hem de en az 0,2 mm metal kalınlığı sayesinde porselene yeterince yer sağlaması nedeniyle kıymetsiz metal seramik restorasyonlara göre daha estetikler. Ayrıca bu restorasyonlar metal kalınlığının ince olması ve tesviye, cila işlemleri gerektirmemesi nedeniyle döküm kıymetli metal alaşımlara göre daha ekonomiktirler. Biyouyumlulukları da oldukça iyidir (11-15). Ancak elektroforming yöntemiyle hazırlanan restorasyonlarda alt yapı dayanıklılığı ile ilgili sorunlar bulunmaktadır (11, 12). Sabit bölümlü protez uygulamalarında genellikle üç üyeli köprülerle sınırlı olduğu görülmektedir (16-18).

Tam seramik sistemler ise üstün estetik özellikleri, biyolojik uyumlulukları, renk stabilite ve düşük ısı geçirgenlikleri ile estetik diş hekimliğinde kullanımları, her geçen gün daha da yaygınlaşan sistemlerdir (19, 20). Zirkonya seramik restorasyonlar gösterdikleri yüksek kırılma direnci yanında biyolojik uyumları nedeniyle günümüzde ilgiyi üzerlerine çekmektedirler (21-23). Zirkonya seramikler, çok üyeli posterior köprülerin yapımı için metal alaşımlarına iyi bir alternatif oluşturmaktadırlar (24-26).

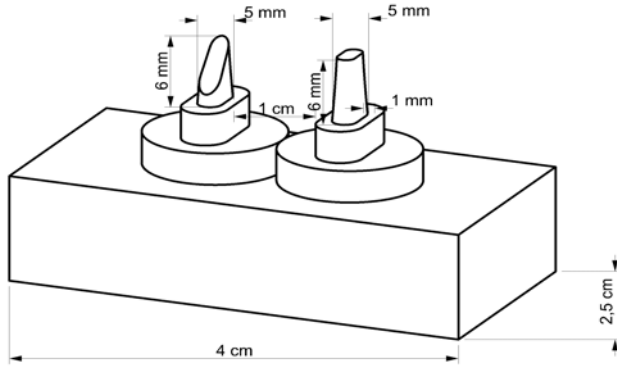
2.GEREÇ VE YÖNTEM

Planlanan çalışmada örneklerin hazırlanmasında, deneylerin gerçekleştirilmesinde ve sonuçların değerlendirilmesinde aşağıda belirtilen yol izlenmiştir:

- Destek Dişlerin Preparasyonu
- Pirinç Day'ların Hazırlanması
- Deney İçin Grupların Oluşturulması
- Elektroforming Yöntemiyle Galvano seramik Üç Üyeli Köprülerin Alt Yapılarının Elde Edilmesi
- Metal Seramik Üç Üyeli Köprülerin Alt Yapılarının Elde Edilmesi
- CAD-CAM Yöntemiyle Zirkonya Seramik Üç Üyeli Köprülerin Alt Yapılarının Elde Edilmesi
- Köprülerin Üst Yapı Seramiğinin Oluşturulması
- Köprülerin Yorma Testi Öncesinde Elektron Mikroskopla İncelenmesi
- Köprülerin Simantasyonu
- Köprülere Yorma Testi Uygulaması
 - a) Termal döngü uygulaması
 - b) Mekanik yükleme
- Köprülerin Yorma Testi Sonrasında Elektron Mikroskopla İncelenmesi
- Köprülere Kırma Testi Uygulaması
- Köprülerin Tarayıcı Elektron Mikroskop (SEM) Görüntülerinin Alınması
- İstatistiksel Değerlendirme

Fantom (Frasaco, Almanya) sağ üst kanin ve II. küçük azı dişi, kron yüksekliği 6 mm, kron genişliği 5 mm, basamak genişliği 1 mm, labial, palatinal ve aksiyal yüzeylerdeki yaklaşım açısı 6 ° olacak şekilde paralelometre (Paraskop M, Model No:26060, Bego, Bremen, Almanya) yardımı ile prepare edildi. Aksiyal duvarlarla basamak arasındaki köşeler yuvarlatıldı. Oklüzal yüz ile aksiyal duvar arasındaki köşelerde hafifçe yuvarlatılarak kronlarda bu bölgelerde oluşabilecek kuvvet yoğunlaşmasından kaçınılması amaçlandı. Prepare edilen fantom dişler rehber alınarak CNC tezgahında (YM 64DV, Jigborer, Victor,

Tayvan) 60'ar adet üst kanin ve üst II. küçük azı dişi olacak şekilde toplamda 120 adet pirinç day elde edildi. Bu day'lar 4 cm uzunluğunda, 2,5 cm genişliğinde, yuva çapı 1,1 cm olan metal kaideler içine metal yapıştırıcısı (Loctite 496, Henkel GmbH & Co, Almanya) ile yapıştırıldı. Böylelikle üst I. küçük azı diş eksikliğini simüle eden üst kanin ve üst II. küçük azı dişleri destek alan üç üyeli köprüler için metal kaide içine yerleştirilmiş pirinç day'lar hazırlanmış oldu (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Metal kaide içine yerleştirilen pirinç die'lerin şematik görüntüsü

Altmış adet metal kaide içine yerleştirilmiş pirinç day'lar yorma testi uygulanıp uygulanmaması göz önünde bulundurularak 6 gruba ayrıldı. Grup G:Galvano seramik üç üyeli köprülerin yapılacağı ve yorma testi uygulanmadan kırma testi uygulanacak örnek grubu, Grup G₁: Galvano seramik üç üyeli köprülerin yapılacağı ve yorma testi uygulandıktan sonra kırma testi uygulanacak örnek grubu , Grup M: Metal seramik üç üyeli köprülerin yapılacağı ve yorma testi uygulanmadan kırma testi uygulanacak örnek grubu , Grup M₁ : Metal seramik üç üyeli köprülerin yapılacağı ve yorma testi uygulandıktan sonra kırma testi uygulanacak örnek grubu, Grup Z: CAD-CAM yöntemiyle elde edilen zirkonya seramik üç üyeli köprülerin yapılacağı ve yorma testi uygulanmadan kırma testi uygulanacak örnek grubu , Grup Z₁: CAD-CAM yöntemiyle elde edilen zirkonya seramik üç üyeli köprülerin yapılacağı ve yorma testi uygulandıktan sonra kırma testi uygulanacak örnek grubu olarak adlandırıldı ve her bir grup n=10 adet olacak şekilde planlandı.

1- Deneyde kullanılan köprü protezlerinin hazırlanması

a- Galvano seramik köprü protezlerinin alt yapılarının hazırlanması

Galvano seramik köprü alt yapıları 2 aşamada yapıldı. İlk aşamada kıymetsiz metal alaşımdan alt yapılar hazırlandı. 2. aşamada ise bu alt yapılar galvanoförme yöntemiyle tamamlandı. Metal kaide içine yerleştirilmiş pirinç day'lar Tip III dental alçı (Fujirock, GC

Company, Almanya) bloğa bağlandıktan sonra tarayıcıya (DW 5-140, Dental Wings, Montreal, Kanada) yerleştirildi. DW Client yazılım programında (Dental Wings, Montreal, Kanada) kanin ve II. küçük azı dişi tarandı. Yazılım programında alt yapı kalınlığı 0,3 mm, pirinç day'lar arasındaki 10 mm'lik mesafenin 5 mm'si gövde uzunluğu, geri kalan 5 mm'si ise her iki destek dişle gövde arasındaki konnektör aralıkları için 2,5 mm ve konnektör genişliği 2,5 mm olacak şekilde veriler bilgisayar ortamında girildi. Donanım programındaki veriler ışığında CAD-CAM ünitesinde (Yena CNC, Yenadent, Japonya) alt yapıların modelajları dayanıklılığı arttırılmış ve dökülebilir akrilik blokların (Polisanit acrylic bloks, Polimercam Ltd. Şti., İstanbul, Türkiye) frezelenmesi ile elde edildi. Elektroforminge yer kazandırmak amacıyla akrilik köprü modelajlarının kolelerinde üretici firmanın önerileri doğrultusunda (14, 27) aşındırmalar yapıldı. Bu aşındırmalar kanin ve II. küçük azı dişinin kolelerinde çepeçevre 2 mm'lik kısaltma, II. küçük azı dişinin hem palatinal hem bukkal yüzeyinde, kanin dişin ise sadece bukkal yüzeyinde 2,5 mm'lik kısaltmalar şeklinde gerçekleştirildikten sonra akrilik modelajların dökümü yapıldı. Kıymetsiz metalden (Ni-Cor, Schütz Dental, Almanya) elde edilen alt yapılar pirinç day'ların üzerine yerleştirildi. Polieter ölçü maddesi (Impregum Penta Soft, 3M ESPE, Almanya) ile üzerinde metal alt yapıların bulunduğu pirinç day'ların ölçüsü alındı. Alınan ölçüler Tip IV dental alçı ile (Suppen-Sockler G, Picodent, Almanya) üretici firmanın önerilerine uygun olarak döküldü. Bunun sonucunda galvano seramik köprü yapımında kullanılacak olan alçı day'lar oluşturuldu. Alçı day'ların üzerine siyanoakrilat adhesivle kıymetsiz metal alt yapılar yapıştırıldı. Alçı day'ların vestibül yüzeylere kaplanmış bakır teller yerleştirildikten sonra elektriksel iletimi sağlamak için gümüş nitrat içerikli lak (Silberleitlack, Gramm GmbH Co, Almanya) sürüldü. Böylece örnekler galvanoforming esnasındaki akım geçişi için hazır hale gelmiş oldu. Galvanoforming cihazına yerleştirilen ve alt yapı kalınlığı 0,2 mm olan P1 programında 20 adet köprü alt yapısı elde edildi.

b- Metal Seramik Köprü Protezlerinin Alt Yapılarının Hazırlanması

Metal seramik üç üyeli köprülerin alt yapı modelajları da galvano seramik köprülerde olduğu gibi bilgisayar ortamında taranarak elde edildi. İzlenen yol galvano seramik köprülerin kıymetsiz metalden yapılan alt yapıları ile hemen hemen aynıdır. Galvano seramik köprü protezlerinden farklı olarak yazılım programında alt yapı kalınlığı 0,5 mm olacak şekilde veri girildi. CAD-CAM ünitesinde alt yapıların modelajı dayanıklılığı arttırılmış ve dökülebilir akrilik blokların frezelenmesi ile elde edildi. Dökülebilir akrilik blokların kıymetsiz metal alaşımdan dökümü yapıldı.

c- Zirkonya Seramik Köprü Protezlerinin Alt Yapılarının Hazırlanması

DW Client yazılım programında (Dental Wings, Montreal, Kanada) kanin ve II. küçük azı dişi tarandı. Yazılım programında alt yapı kalınlığı 0,5 mm, pirinç day'lar arasındaki 10 mm'lik mesafenin 5 mm'si gövde uzunluğu, geri kalan 5 mm'si ise her iki destek dişle gövde arasındaki bağlayıcı aralıkları için 2,5 mm ve bağlayıcı genişliği 2 mm olacak şekilde veriler bilgisayar ortamında girildi. Yazılım programındaki veriler donanım programına (Yenadent Cam 3.0, Yenadent, Japonya) aktarıldı. Bu verilerle beraber CAD-CAM ünitesinde (Yena D40 CNC, Yenadent, Japonya) alt yapıların genleşme katsayısı değeri % 25 arttırılmış olan bir veri daha girildi. Donanımdaki veriler sonucunda, üç üyeli köprü alt yapıları orjinal köprüden % 25 daha büyük olacak şekilde CAD-CAM ünitesinde oluşturulmaya hazır hale geldi. Yarı sinterize zirkonya blok (ZirkonZahn, ICE Zirkon, İtalya) CNC cihazına (Yena D40 CNC, Yenadent, Japonya) yerleştirildi. Bilgisayar ortamında girilen verilere bağlı olarak zirkonya alt yapılar frezelenildi. Frezelenen yarı sinterize zirkonya alt yapılar sinterleme fırınında (Zirkonzahn Steger, Brunneck, İtalya) üretici firmanın önerileri doğrultusunda 1500 °C'de 8 saat sinterlendiler.

2- Köprü Protezlerinin Üst Yapılarının Elde Edilmesi

Üst yapı seramik kalınlığını standardize etmek için silikon indeks hazırlandı. Beyaz mumdan (Elastiwax, aCDental Producte Ind, Almanya) alt yapı üzerine destek dişlerin aksiyal yüzeylerindeki seramik kalınlığı 1,5 mm, oklüzal yüzeyindeki seramik kalınlığı 2,5 mm, gövde genişliği 7 mm, konnektör genişliği ve kalınlığı 4 mm olacak şekilde modelaj yapıldı. Hazırlanan bu örneğin polivinilsiloksan (Express XT, Penta H, 3M ESPE, Almanya) esaslı ölçü maddesi ile ölçüsü alındı. Silikon indeks seramik yapımı esnasında rehber olarak kullanıldı. Elde edilen tüm alt yapılar 2 bar basınç altında 50 µm'lik alüminyum oksitle 3-4 sn kumlandı. Basınçlı su buharıyla temizlendikten ve oksidasyon işlemi uygulandı. Galvano seramik alt yapıların üzerine galvanobonder (GES Galvano-Bonder, Gramm GmbH Co, Almanya) uygulandıktan sonra dentin aşaması gerçekleştirilerek glazür yapıldı. Metal seramik alt yapılara ise opak seramiği ve dentin seramiği uygulanarak glazür yapıldı. Toplamda 20 adet galvano seramik ve 20 adet metal seramik köprü elde edildi.

Sonrasında köprüler pirinç day'lar üzerine cam iyonomer esaslı simanla (Meron, Voco, Almanya) simante edildiler. On adet galvano seramik ve 10 adet metal seramik köprü yorma testine tabii tutuldu . Bunun için öncelikle termal döngü uygulaması yapıldı. On adet galvano seramik ve 10 adet metal seramik köprü 5 - 55 °C (± 2 °C) 'deki su banyolarında, 30 sn

uygulama zamanı olacak şekilde termal döngü cihazı (Nova, Konya, Türkiye) ayarlandı. Örneklere bu şekilde 10.000 kez termal döngü uygulaması yapıldı. Termal döngü uygulaması yapılan köprüler daha sonra çiğneme simülatörü cihazında (Vega, Konya, Türkiye) mekanik yükleme uygulandı. Bu cihazla her bir örneğin gövde kısmından daha önceden üst yapı seramiğinin yapımı aşamasında hazırlanan 3 mm çapında, 2 mm derinliğindeki yuvalardan 3 mm çapındaki universal test ucuyla 100.000 kez 0.5 Hz frekansla 50 N'luk kuvvet uygulandı. Tüm köprü örneklerine Universal Test Cihazı (Instron, Canton, MA) kullanılarak kırma testi uygulandı. Kırma yükü gövde dış olan I. küçük azı dışın oklüzal yüzeyinin merkezinde hazırlanan 3 mm çapındaki 2 mm derinliğindeki yuvaya 90 °'lik açıyla 3 mm çapındaki yuvarlak uç ile aksiyal olarak uygulandı ve köprüler yükleme hızı 1 mm/dak olarak ayarlanan universal test cihazında kırıldı. Oluşturulan dört farklı grup arasında materyal ve yorma testi farklılığından dolayı istatistiksel analiz olarak tek yönlü varyans analizi (ANOVA) uygulanmıştır. Gruplar arasındaki farklılığı sıralamak için post-hoc Tukey çoklu karşılaştırma testine başvuruldu. İstatistiksel analizler SPSS 15.0 (SPSS Inc., Chicago, Illinois 60606, A.B.D) programında yapıldı.

3.BULGULAR

Yorma testi uygulanan ve uygulanmayan toplam 60 adet köprü örneği kırılma dayanıklılıkları açısından değerlendirildi. On bin kez termal döngü ve 50 N'luk 100.000 kez mekanik yüklemeye tabii tutuldu. Yorma testinden geçen ve elektron mikroskopta incelen 30 örneğin hiçbirinde kırılma olmadığı görüldü. Yorma testi uygulanmayan ve uygulanan tüm örnekler daha sonra kırılma dayanıklılıkları açısından kırılma testine tabi tutuldu. Sırasıyla yorma testi uygulanmayan ve uygulanan galvano seramik, metal seramik ve zirkonya seramik köprülerin universal test cihazında kırma testi uygulandıktan sonraki görüntüleri Resim 3.1, 3.2, 3.3, 3.4, 3.5 ve 3.6'da gösterilmiştir. Sırasıyla yorma testi uygulanmayan ve uygulanan galvano seramik, metal seramik ve zirkonya seramik köprülerin kırma testi sonrasındaki SEM görüntüleri ise Resim 3.7, 3.8, 3.9, 3.10, 3.11 ve 3.12'de sunulmuştur.



Resim 3.1. Yorma testi uygulanmayan galvano seramik köprü örneğinin kırılma sonrası görüntüsü



Resim 3.2. Yorma testi uygulanan galvano seramik köprü örneğinin kırılma sonrası görüntüsü



Resim 3.3. Yorma testi uygulanmayan metal seramik köprü örneğinin kırılma sonrası görüntüsü



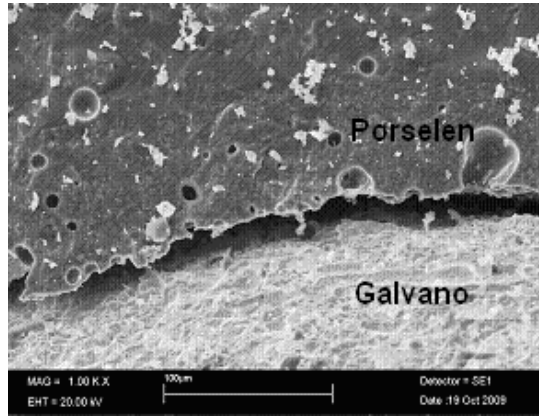
Resim 3.4. Yorma testi uygulanan metal seramik köprü örneğinin kırılma sonrası görüntüsü



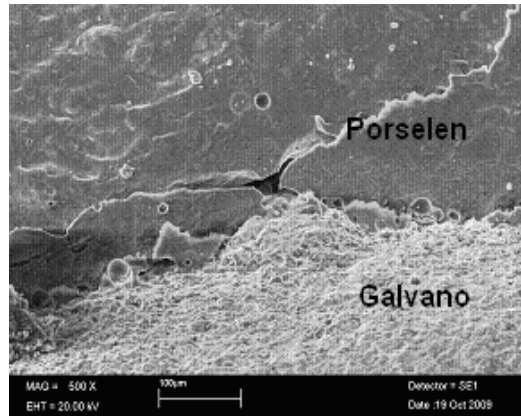
Resim 3. 5. Yorma testi uygulanmayan zirkonya seramik köprü örneğinin kırılma sonrası görüntüsü



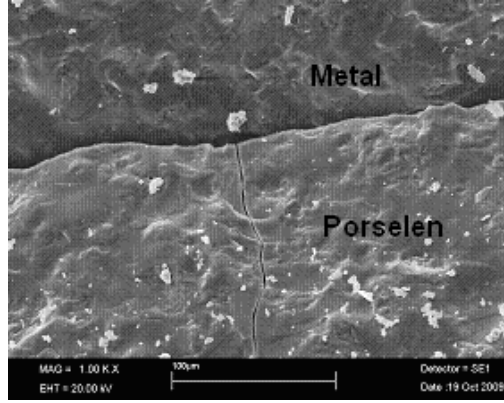
Resim 3.6. Yorma testi uygulanan zirkonya seramik köprü örneğinin kırılma sonrası görüntüsü



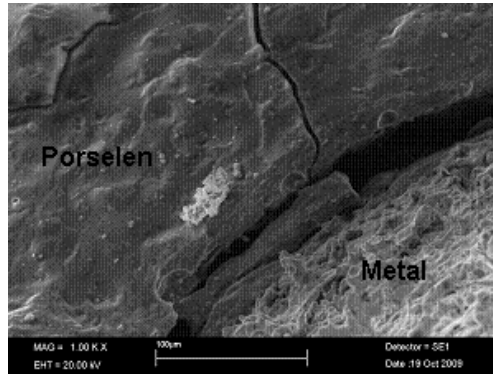
Resim 3.7. Yorma testi uygulanmayan galvano seramik köprü örneğinin SEM görüntüsü



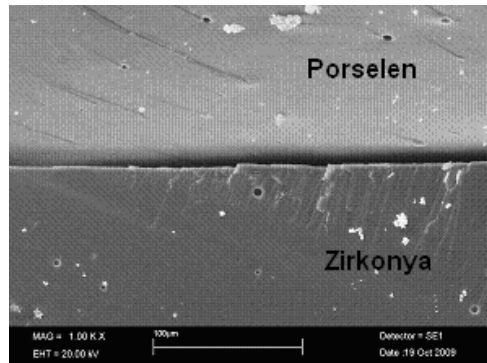
Resim 3.8. Yorma testi uygulanan galvano seramik köprü örneğinin SEM görüntüsü



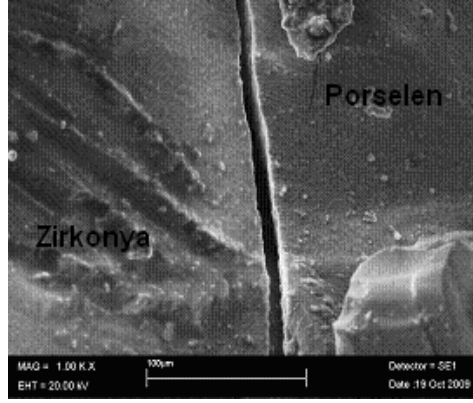
Resim 3.9. Yorma testi uygulanmayan metal seramik köprü örneğinin SEM görüntüsü



Resim 3.10. Yorma testi uygulanan metal seramik köprü örneğinin SEM görüntüsü



Resim 3.11. Yorma testi uygulanmayan zirkonya seramik köprü örneğinin kırılma testi sonrası SEM görüntüsü



Resim 3.12. Yorma testi uygulanan zirkonya seramik köprü örneğinin kırılma testi sonrası SEM görüntüsü

Her bir gruba ait ortalama kırılma değerleri bulunarak 6 gruba ait ortalama değerler elde edildi (Tablo 3.1).

Tablo 3.1. Her bir gruba ait ortalama kırılma değerleri

Köprü Grubu	n	Ortalama Kırılma Değeri (N) $\pm$ Standart Sapma	En Düşük Kırılma Değeri (N)	En Yüksek Kırılma Değeri (N)
Grup G (Yorma testi uygulanmayan galvano seramik köprü)	10	1678,1 $\pm$ 211,56	1400	1986
Grup G1 (Yorma testi uygulanan galvano seramik köprü)	10	1475,8 $\pm$ 227,93	1189	1853
Grup M (Yorma testi uygulanmayan metal seramik köprü)	10	1878,5 $\pm$ 176,52	1655	2172
Grup M1 (Yorma testi uygulanan metal seramik köprü)	10	1687,8 $\pm$ 162,23	1425	1997
Grup Z (Yorma testi uygulanmayan zirkonya seramik köprü)	10	2434,9 $\pm$ 154,34	2190	2693
Grup Z1 (Yorma testi uygulanan zirkonya seramik köprü)	10	2333,1 $\pm$ 183,02	2000	2651

Tablo 3.1’de görüldüğü gibi en yüksek ortalama kırılma değeri yorma testi uygulanmayan zirkonya seramik köprüde bulunurken en düşük ortalama kırılma değeri yorma testi uygulanan galvano seramik köprüde bulunmuştur. Oluşturulan altı farklı grup arasında materyal ve yorma testi farklılığından dolayı istatistiksel analiz olarak tek yönlü varyans analizi (ANOVA) uygulanmıştır. Bu test sonrasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edildi. Gruplar arasındaki bu istatistiksel farklılığın hangi grup veya gruplardan kaynaklandığının tespiti için post-hoc Tukey çoklu karşılaştırma testine başvuruldu.

Tablo 3.2. Yorma testi uygulanan ve uygulanmayan köprü gruplarının karşılaştırılması (ANOVA)

Köprü Grupları	Tanımlayıcı İstatistik		ANOVA		Tukey Çoklu Karşılaştırma Sonuçları				
	Ortalama Değer	Standart Sapma	F	P	G ₁	M	M ₁	Z	Z ₁
G	1678,1	211,56	42,387	$1,64 \times 10^{-17}$	-	-	-	*	*
G ₁	1475,8	227,93				*	-	*	*
M	1878,5	176,52					-	*	*
M ₁	1687,8	162,23						*	*
Z	2434,9	154,34							-
Z ₁	2333,1	183,02							

Bu testin sonucuna göre, yorma testi uygulanan metal seramik köprü grubu ile yorma testi uygulanan galvano seramik köprü grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($P>0.05$). Ayrıca yine yorma testi uygulanmayan metal seramik köprü grubu ile yorma testi uygulanmayan galvano seramik köprü grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($P>0.05$), (Tablo 3.2).

Yorma testi uygulanmış ve uygulanmamış grupların (G-G₁, M-M₁, Z-Z₁) ortaya çıkan kırılma direnci farklılıkları bağımlı gruplarda t testi uygulanarak karşılaştırıldı.

Tablo 3.3. Yorma testi uygulanan ve uygulanmayan köprü gruplarının grup içi ikili karşılaştırılması (Bağımlı Gruplarda t testi)

Köprü Grubu	n	Yorma Testi (+) Ortalama Kırılma değeri ($\pm$ SD)	Yorma Testi (-) Ortalama Kırılma değeri ($\pm$ SD)	<i>P</i>
Galvano Seramik	10	1475,8 ($\pm$ 227,93)	1678,1 ($\pm$ 211,56)	$P<0,05$
Metal Seramik	10	1687,8 ($\pm$ 162,23)	1878,5 ($\pm$ 176,52)	$P<0,05$
Zirkonya Seramik	10	2333,1 ($\pm$ 183,02)	2434,9 ($\pm$ 154,34)	$P>0,05$

Bu istatistiksel testin sonuçlarına göre; yorma testi uygulanmış ve uygulanmamış galvano seramik köprü grupları arasında ve yorma testi uygulanmış ve uygulanmamış metal seramik köprü grupları arasında ortalama kırılma direnci değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($P<0.05$). Ancak yorma testi uygulanmış ve uygulanmamış zirkonya seramik köprü grupları arasında ortalama kırılma direnci değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($P>0.05$).

4. TARTIŞMA VE SONUÇ

Metal seramik restorasyonların estetik olmaları, kırılma dirençlerinin yüksek olması, uygulama kolaylığı ve ekonomik olmaları gibi temel avantajları nedeniyle diş hekimliğinde kullanımı oldukça fazladır (28). Ancak kıymetsiz metal alaşımlarda nikel ve berilyum içerikli olanların, alerjik, toksik olması ve alaşımdaki gri rengin yansması gibi dezavantajlarından dolayı kıymetli metal alaşımlar tercih edilmektedir (6, 8, 9, 29). Geleneksel döküm tekniğiyle yapılan altın içerikli kıymetli metal alt yapılı restorasyonların ise yumuşak olduklarından kalın işlenmesi, döküm sonrasında tesviye ve cila işlemleri gerektirmesinden dolayı maliyeti artmaktadır (7, 9, 10).

Bu nedenlerden dolayı döküm kıymetli metal restorasyonlara alternatif yöntem olan elektroforming sistemi geliştirilmiştir (14, 15). Elektroforming sisteminde 24 K'lık altın solüsyonundan elde edilen restorasyonlarda metal alt yapı kalınlığı minimum 0,2 mm olduğu ve tesviye, cila işlemleri gerektirmediği için daha ekonomiktir. Ayrıca bu sistemle kıymetsiz metal alt yapılı restorasyonlara göre hem estetik özellikleri hem de biyouyumluğu daha iyi olan restorasyonlar yapılmaktadır (11-15, 30). Ancak elektroformingle oluşturulan alt yapıların dayanıklılığı ile ilgili sorunlarla karşılaşılacağı bildirilmektedir. Bu durum ise köprü endikasyonunu sınırlamaktadır (11, 12). Elektroformingle elde edilen kron restorasyonlarının marjinal uyum ve dayanıklılığı ile ilgili pek çok çalışma mevcutken (16, 31-34) köprü protezlerinin dayanıklılığı ve altının seramikle olan bağlantısının araştırıldığı çalışmalar oldukça sınırlıdır (11, 12, 18).

Tam seramik restorasyonların estetik ve biyolojik özellikleri oldukça iyi olmasına rağmen kırılma yapıcıdır (19, 28, 35, 36). Son zamanlarda teknolojik ilerlemeleri yakından takip eden birçok araştırmacı farklı yöntemler ve farklı ekipmanlarla üretilen tam seramik sistemleri geliştirerek kırılma direncini arttırmaya yönelik çalışmalarda bulunmuşlardır (36, 37). Günümüzde sinterlenmiş ve yarı sinterlenmiş alüminyum ve zirkonyum bloklarında geliştirilmesiyle CAD-CAM sistemleri güncelliğini korumaktadır (38-40).

Tam seramik sistemlere olan talep hızla artarken aynı zamanda restorasyonların yorulmalarına ilişkin özellikle klinik ortamın simüle edilerek araştırıldığı uzun dönemli çalışmalara olan ilgi de artmıştır (17, 41, 42).

Kırılma direnci üzerine yapılan çalışmalarda hazırlanan örnekler farklı farklıdır. Bir grup araştırmacı (43-45) bar, çubuk veya disk şeklinde hazırlanan seramik örneklerini tercih ederken, bir başka grup araştırmacı (46, 47) ise klinik olarak diş formuna benzeyen seramik örneklerini tercih etmiştir.

Yoshinari ve Derand (20), Kern ve ark. (42), Philp ve Brukl (47), Strub ve Beshnidt (48), Koutayas ve ark. (49) kırılma direnci üzerine yaptıkları çalışmalarda kron biçiminde hazırlanan örnekleri kullanmışlar ve seramiğin çiğneme kuvvetlerine benzeyen kuvvetler karşısında kırılma dayanıklılığının anlaşılabilmesi için klinik olarak diş formuna yakın örneklerin hazırlanmasının daha uygun sonuçlar vereceğini bildirmişlerdir.

Çekilmiş doğal dişlerin yapısal farklılıkları, yaş ve çekim sonrası bekletilme zamanı gibi birçok faktör nedeniyle varyasyon gösterdiğini bunun da standardizasyonu olumsuz olarak etkilediğini belirten çalışmalar bulunmaktadır (48, 50, 51).

Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda köprüler için hazırlanan dayanakların fantom dişlerden olması tercih edildi. Kullanılan day materyalinin elastik modülündeki değişiklikler kırılma direncini etkilemektedir (52, 53). Pirinç day'lar elastikyet modülünün yüksek olması, deformasyona uğramaması, standardize edilebilmesi ve köprülere yeterli destek sağlayabilmesi gibi avantajları nedeniyle pek çok araştırmacı tarafından tercih edilmiştir (36, 52, 53). Sunulan bu çalışmada da yukarıda belirtilen avantajlarda göz önünde bulundurularak pirinç day'lar kullanılmıştır.

McLean'e göre (54) seramiğin kırılmasında kritik nokta olan % 0,1 oranındaki şekil değişiminin engellenmesi gerekmektedir. Alt yapının ince olması restorasyonun fazla esnek olmasına sebep olmaktadır. Bu nedenle kritik nokta olan % 0,1 oranının kolayca aşılması için kor kalınlığının en azından 0,5 mm olması gerektiğini belirtmiştir. Metal kalınlığı 0,5 mm olduğunda metalin seramiğe uyguladığı çekme kuvveti yani seramiğin tepkisel olarak uyguladığı basma kuvveti metal alaşımını deforme etmeyerek ve metale gelen basma kuvvetini absorbe ederek metal seramik bağlantı yüzeyindeki iç gerilimlerin nötralize olmasını sağlayacak ve böylelikle sistem daha dirençli olacaktır.

Bu bilgiler doğrultusunda bu çalışmada metal seramik ve zirkonya seramik köprülerde alt yapı kalınlığı 0,5 mm, galvano seramik köprülerde ise 0,3 mm kıymetsiz metal alt yapı üzerine 0,2 mm elektroforming yöntemiyle 24 K altın kaplanarak toplamda 0.5 mm alt yapı kalınlığı olacak şekilde örnekler hazırlanmıştır. Köprü alt yapıları CAD-CAM ünitesinde şekillendirilerek standardize edilmiştir.

McCormick ve ark. (55) tam seramik kronları çinko fosfat, kompozit rezin esaslı siman ve cam iyonmer simanla simante ederek kırılma direncini incelemişler ve üç farklı simanın kırılma direncini etkilemediğini bildirmişlerdir.

Ağız ortamında dental restorasyonlar yorulmaya maruz kalmaktadır. Araştırmacılar çiğneme simülasyonu ve ısısal değişim uygulanan örneklerin eğer varsa pörözitelerden başlayan çatlak oluşumunu provoke ederek ve mikrodefektlerin oluşumuna sebep olarak meydana gelen yapı bozukluklarının da kırılma direncini azalttığını belirtmişlerdir (56-58). White ve ark. (59) tarafından klinik kullanımlarda oluşan statik yorulmanın seramik restorasyonlarda nasıl etki ettiğini görebilmek için yorma testi uygulamasının faydalı olacağını bildirmişlerdir. Seramik örneklerle döngüsel olarak yükleme yaptıkları bir çalışmada bu şekildeki yorma testi uygulamasının seramik yapıda mikro çatlak oluşturduğunu belirtmişlerdir. Yoshinari ve Derand (20) da seramik kronlar üzerine tekrarlanan yükler uygulandığında seramiğin kırılma riskinin arttığını bildirmiştir.

Çalışmamızda galvano seramik köprü grubunun kırılma değerleri diğer köprü gruplarının kırılma değerlerinden daha düşük olarak bulunmuştur. Galvano seramik köprülerin alt yapısında, kole bölgeleri ile vestibül ve palatinal yüzeylerin bir kısmı 24 K'lık altın ile kaplandığından altının basma kuvveti ve dayanıklılığının az olması gibi mekanik özelliklere sahip olmasından dolayı kırılma değerinin daha düşük olduğu düşünülmektedir. Çalışmamızda zirkonya seramik köprü grubunun ortalama kırılma değeri diğer köprü gruplarından daha yüksek olarak bulunmuştur. Zirkonyanın 2000 MPa basma direncine sahip olması, kimyasal ve boyutsal stabilitesi ile mekanik gücü ve sertliğinin de oldukça iyi olması yanında elastikiyet modülünün de paslanmaz çelik ile benzer olması (22-24, 60) gibi özelliklere sahip olmasından dolayı diğer köprü gruplarına göre kırılma değerinin daha yüksek olduğu Vult Von Steyern ve ark. (61) alumina (Procera Alumina + AllCeram) ve zirkonya (Procera Zirconia+Cercon-Ceram) 'dan 3 üyeli köprüler hazırlamışlardır. Her iki örnek grubunu üçer alt gruba ayırmışlar ve birinci alt grubu 7 gün distile suda bekletmişler, ikinci alt gruba yükleme döngü uygulamışlar, üçüncü alt gruba ise 5000 defa termal döngü ve yükleme döngü uygulanmışlardır. Sonuçta termal döngü ve yükleme uygulamasının zirkonya köprülerin kırılma dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik meydana getirmediğini bildirmişlerdir. Bu çalışmada elde edilen bulgular bizim çalışmamızla da uyumludur. Üç üyeli köprülerin kırılma direnci ile ilgili yapılan çalışmaların çoğunda kırık bölgesinin dayanak dişle gövde bölgesi bağlantısının olduğu yerde meydana geldiği bildirilmiştir (26, 62, 63). Yapılan modelleme analizlerinde de stresin daha çok bu bölgede yoğunlaştığı görülmüştür. Dolayısıyla bu bölgede strese bağlı olarak oluşan çatlak yayılarak kırık hattı oluşturmaktadır (64, 65). Bizim çalışmamızda da kırık bölgelerinin destek dişle gövde bağlantısının olduğu bağlayıcı alanlarında olduğu gözlenmiştir (Resim 3.1- 3.6).

Bağlayıcı bölgesinde oluşan bu stresin azaltılabilmesi için bağlayıcı yüksekliğinin en az 4 mm olması gerektiği bildirilmiştir (64, 66).

Galvano seramik köprülerin kırılma direnci ile ilgili yapılmış az sayıda çalışma mevcuttur (12, 13, 15).

Horn ve Kappert (18) posterior bölgede galvano seramik üç üyeli köprülere yorma testi uygulayarak kırılma direncini incelemişlerdir. Galvano seramik köprülerin ortalama kırılma direnci 1413 N olarak bildirilmiştir. Bu değer bizim çalışmamızdaki elde ettiğimiz yorma testi uygulanan galvano seramik köprü grubunun ortalama kırılma direncinden (Tablo 3.1) daha düşüktür. Bunun nedeni ise köprü gövdesinin destek dişler üzerine hazırlanan kronlara halka şeklinde geçirildikten sonra bağlantı yerleri lehimlendiği için yapım tekniğindeki farklılıktan kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Görüldüğü gibi üç üyeli köprülerin kırılma direncini; kullanılan day materyali (46, 50), köprünün lokalize olduğu yer (17, 18), uygulanan yorma testlerinin döngü sayısı (17, 26) bağlayıcının kalınlığı ve genişliği (63, 66) gibi pek çok faktörler etkilemektedir.

Literatürde çiğneme kuvveti değeri ile ilgili farklı bulgular söz konusudur. Yoshinari ve Derand (20) arka dişler bölgesinde en yüksek çiğneme kuvveti değerini 200-500 N olarak bildirirken, Pröbster (67) arka bölgedeki iki antagonist diş arasındaki çiğneme kuvvetini 245 N ile 540 N arasında değiştiğini belirtmiştir.

Araştırmamızdan elde edilen veriler doğrultusunda, yorma testi uygulanmış köprü örnekleri de dahil olmak üzere tüm köprü gruplarının kırılma dayanıklılıkları, maksimum fizyolojik çiğneme kuvvetlerinin çok üzerindedir.

Sonuç olarak in vitro olarak yaptığımız bu çalışmada galvano seramik, metal seramik ve zirkonya seramik köprüler arasında en dirençli olan köprünün zirkonya seramik köprü olduğu, galvano seramik köprünün ise en az dirençli olduğu görülmüştür. Ancak galvano seramik köprülerde elde ettiğimiz kırılma direnci değeri Pröbster (67) 'in bildirdiği fizyolojik çiğneme kuvveti değerinden oldukça yüksektir. Çalışmamızda kullandığımız galvano seramik köprünün kırılma direnci ile ilgili literatürde yapılmış az sayıda çalışma bulunmaktadır. Bu nedenle bu konu hakkında daha fazla sayıda çalışma yapılması gerektiği inancındayız.

Galvano seramik, metal seramik ve zirkonya seramik üç üyeli köprülere termal döngü ve mekanik olarak yükleme ile yorma testi uygulaması sonrasında kırılma dirençlerinin karşılaştırıldığı bu tez çalışmasının sınırları dahilinde şu sonuçlar elde edilmiştir: Yorma testi

uygulaması esnasında galvano seramik, metal seramik ve zirkonya seramik köprülerin hiçbirinde kırılma meydana gelmedi.

1. Yorma testi uygulamasının köprülerin kırılma direnci değerlerini düşürdükleri görüldü.
2. Çalışmada en yüksek kırılma direnci değeri zirkonya seramik köprülerde, en düşük kırılma direnci değeri galvano seramik köprülerde elde edildi
3. Çalışmada yorma testi uygulanmayan galvano seramik köprü grubunun ortalama kırılma direnci değeri $1678,1 \pm 211,56$ N, yorma testi sonrasında $1475,8 \pm 227,93$ N olup istatistiksel olarak anlamlı bir azalma görülmüştür ($P < 0.05$).
4. Çalışmada yorma testi uygulanmayan metal seramik köprü grubunun ortalama kırılma direnci değeri $1878,5 \pm 176,52$ N, yorma testi sonrasında $1687,8 \pm 162,23$ N olup istatistiksel olarak anlamlı bir azalma görülmüştür ($P < 0.05$).
5. Çalışmada yorma testi uygulanmayan zirkonya seramik köprü grubunun ortalama kırılma direnci değeri $2434,9 \pm 154,34$ N, yorma testi sonrasında $2333,1 \pm 183,02$ N olup aradaki bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P > 0.05$).
6. Üç üyeli köprülerde kırık yerlerinin gövde bölgesindeki veneer materyalinde ve destek dişle gövde bağlantısının olduğu bağlayıcı bölgesinde olduğu görüldü. Destek dişlerdeki veneer seramik materyalinde ve alt yapılarda ise herhangi bir kırığa rastlanmadı.

5. KAYNAKLAR

1. Smith BGN. Planning and Making Crowns and Bridges (Third Edition), Martin Dunitz, London, 1998: 149-207.
2. Baydaş S. Kuron-Köprü Potezleri, Atatürk Üniversitesi Diş Hek. Fak. Yayınları, Erzurum, 2005: 139-145.
3. Çuhadaroglu İ. Kuron-Köprü Protezi, Üçüncü Baskı, Arkadaş Tıp Kitapları, Kırklareli, 1983: 235-285.
4. Zaimoğlu A, Can G. Sabit Protezler, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Yayınları, Ankara, 2004.
5. Campbell SD. A comparative strength study of metal ceramic and all-ceramic esthetic materials: modulus of rupture. J Prosthet Dent 1989; 62: 476-479.
6. Craig R, Ward M. Restorative Dental Materials (Tenth Edition), Mosby Year Book Inc, USA, 1997: 409-415
7. Mc Cabe JF, Walls AWG. Applied Dental Materials. 8th ed. UK: Blackwell Science; 2000
8. Presswood RG, Skjonsby HS, Hopkins G, Pendleton M. A base metal alloy for ceramometal restoration. J Prosthet Dent 1980; 44: 624-629.
9. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 2nd ed. Canada: Quint Pub Co Inc; 2002.
10. Craig R. Dental Materials Properties and Manipulation (Fourth Edition), Mosby Year Book Inc, USA, 1987: 243-254.
11. Raigrodski AJ, Malcamp C, Rogers WA. Electroforming technique. J Dent Technol 1998; 15: 13-16.
12. Vence B. Electroforming technology for galvanoceramic restorations. J Prosthet Dent 1997; 77: 444-449.
13. Traini T. Electroforming technology for ceramometal restoration. Quint Dent Technol 1995; 18: 21-28.
14. Gramm GmbH . Electroforming with Gammat 11C, Telegramm 1998
15. Behrend F. Gold Electroforming System: GES Restorations. J Dent Technol 1997; 14: 31-37
16. Dölger J, Gadau C, Rathmer R. Treatment behavior and complete-mouth rehabilitation using AGC crowns: A case report. Int J Perio Rest Dent 2001; 21: 361-369.
17. Kheradmandan S, Koutayas SO, Bernhard M, Strub JR. Fracture strength of four different types of anterior 3- units bridges after thermo-mechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator. J Oral Rehabil 2001; 28: 361-369.

18. Horn V, Kappert HF. Strength of three unit posterior galvano bridges. Dtsch Zahnarztl 1992; 47: 597-599.
19. Toksavul S, Artunç C, Ulusoy M, Toman M. Tüm Seramik kronlar, Meta Basım Matbaacılık Hizmetleri, İzmir, 2002.
20. Yoshinari M, Derand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. Int J Prosthodont 1994; 7: 329-338.
21. Guazzato M, Albakry M, Ringer S, Swain MV. Strength, fracture, toughness and microstructure of a selection of all ceramic materials. Part II. Zirconia- based dental ceramics. Dent Mater 2004; 20: 449-456.
22. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. Dent Mater 2008; 24: 299-307.
23. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as structural ceramic: An overview, Dent Mater 2008; 24: 289-298.
24. Luthard RG, Holzhuter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. Cad/Cam machining effects on Y-TZP zirconia. Dent Mater 2004; 20: 655-662.
25. Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide partially stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. J Oral Rehabil 2004; 31: 682-688.
26. Sundh A, Molin M, Sjogren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. Dent Mater 2005; 21: 476-482.
27. Klaus G. Die Entwicklung der Galvanobrücken (I), Quint Zahntech 1988; 14: 1109-1122.
28. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. Dent Clin N Am 2004; 48: 513-530.
29. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. J Prosthet Dent 1992; 67: 859-864.
30. Hopp M. Electroforming dentistry: New Aspects and trends. Gold Bulletin 2003; 35: 974-986.
31. Setz J, Diehl J, Weber H. The marginal fit of cemented galvanoceramic crowns. Int J Prosthodont 1989; 2: 61-64.
32. Buso L, Neisser MP, Bottino MA. Evaluation of the marginal fit of electroformed copings in function of the cervical preparation. Ciens Odontol Bras 2004; 7: 14-20.
33. Holmes JR, Pilcher ES, Rivers JA, Stewart M. Marginal fit of electroformed ceramometal

- crowns. *J Prosthodont* 1996; 5: 111-114.
34. Buso L, Hilgert E, Neisser MP, Bottino MA. Marginal fit of electroformed copings before and after coction of the porcelain. *Braz J Oral Science* 2004; 3: 409-413.
 35. Chung K, Duh J. Properties of glass-ceramic materials for fixed partial denture constructions. *J Oral Rehabil* 1996; 23: 590-598.
 36. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 1997; 128: 297- 307.
 37. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 557-562
 38. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent.* 2004; 7: 25- 45.
 39. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc.* 2006; 137: 1289-1296.
 40. Witkowski S. CAD/CAM in dental technology. *Quint Dent Technol* 2005; 1-16.
 41. DeLong R, Douglas, WH. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: Bi-axial force and movement control. *J Dent Res* 1983; 62: 32-36.
 42. Kern M, Douglas WH, Fechtig T, Strub JR, DeLong R. Fracture strength of all porcelain, resin bonded bridges after testing in an artificial oral environment. *J Dent* 1993; 21: 117-121.
 43. Oram DA, Davies EH. Fracture of ceramic and metalloceramic cylinders. *J Prosthet Dent* 1984; 52: 221-230.
 44. Addison O, Marquis PM, Fleming GJ. The impact of modifying alumina air abrasion parameters on the fracture strength of a porcelain laminate restorative material. *Dent Mater* 2007; 23: 1332-1341.
 45. Plengsombut K, Brewer JD, Monaco EA, Davis EL. Effect of two connector designs on the fracture resistance of all ceramic core materials for fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* 2009; 101: 166-173.
 46. Grey NJA, Piddock V, Wilson HJ. In vitro comparison of conventional crowns and a new all ceramic systems. *J Dent* 1993; 21: 47-51.
 47. Philp GK, Brukl CE. Compressive strengths of conventional , twin foil and all ceramic

- crowns. *J Prosthet Dent* 1984; 52: 215-220.
48. Strub JR, Beschmidt SM. Fracture strength of 5 different all ceramic crown systems. *Int J Prosthodont* 1998; 11(6): 602-609.
 49. Koutayas SO, Kern M, Ferraresso F, Strub JR. Influence of design and mode of loading on the fracture strength of all ceramic resin bonded fixed partial dentures: An invitro study in a dual axis chewing simulator. *J Prosthet Dent* 2000; 83: 540-547.
 50. Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C, Behr M, Handel G. In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *Int J Prosthodont* 2000; 13: 387-391.
 51. Beschmidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 1999; 26: 582-593.
 52. Scherrer SS, Rijk WG. The fracture resistance of all ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int J Prosthodont* 1993; 6: 462-467
 53. Lee SK, Wilson PR. Strength of all ceramic crowns with varying core elastic moduli. *Aust Dent J* 2000; 45: 103-107.
 54. McLean JW. The science and art of dental ceramics, Vol I. The nature of dental ceramics and their clinical use. Quint Publishing Co Inc, Chicago, 1979.
 55. McCormick J, Rowland W, Shillingburg H, Duncanson M. Effect of luting media on the compressive strength of two types of all ceramic crown. *Quint Int* 1993; 24: 405-408.
 56. Nikaido T, Kunzelmann K, Chen H, Ogata M, Harada N. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self etching primer system to dentin. *Dent Mater* 2002; 18: 269-275.
 57. Morena R, Beaudreau GM, Lockwood PE, Evans AL, Fairhurst CW. Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment. *J Dent Res* 1986; 65: 993-997.
 58. Addison O, Fleming GJP, Marquis MP. The effect of thermocycling on the strength of porcelain laminate veneer (PLV) materials. *Dent Mater* 2003;19: 291- 297.
 59. White SN, Li ZC, Yu Z, Kipnis V. Relationship between static chemical and cyclic mechanical fatigue in a feldspathic porcelain. *Dent Mater* 1997; 13: 103-110.
 60. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial: A review. *Biomater* 1999; 20: 1-25.
 61. Vult Von Steyern P, Ebbesson S, Holmgren J, Haag P. Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling. *J Oral Rehabil* 2006; 33: 682-689.

62. Kern M, Schwarzbach W, Strub JR. Stability of all porcelain, resin bonded fixed restorations with different designs. An in vitro study. *Int J Prosthodont* 1992; 5: 108-113.
63. Oh W, Götzen N, Anusavice KJ. Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed partial dentures. *J Dent Res* 2002; 81: 623-627.
64. Chitmongkolsuk S, Heydecke G, Stappert C, Strub JR. Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. *Eur J Prosthodont. Rest.Dent* 2002; 10: 15-22.
65. Oh W, Anusavice KJ. Effect of connector design on the fracture resistance of all ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 536-542.
66. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all ceramic posterior fixed partial dentures. *Quint Int* 1996; 27: 701-706.
67. Pröbster L. Compressive strength of two modern all ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1992; 5: 409-414.