



**DEĞİŞİK YÖNTEMLERLE HAZIRLANAN METAL ALT YAPILAR ÜZERİNDEKİ
VENEER PORSELENLERİNİN KIRILMA DİRENCİNE FARKLI ALT YAPI
ŞEKİLLERİNİN ETKİSİNİN İNCELENMESİ***

**AN ANALYSIS OVER THE EFFECT OF COPING DESIGN ON THE FRACTURE
RESISTANCE OF VENEER PORCELAINS APPLIED ON METAL FRAMEWORKS
PREPARED THROUGH VARIOUS METHODS***

Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ*

Yrd. Doç. Dr. Murat ALKURT*

Makale Kodu/Article code: 2717

Makale Gönderilme tarihi: 26.03.2016

Kabul Tarihi: 17.06.2016

ÖZ

Amaç: Bu çalışmada, değişik yöntemlerle hazırlanan metal alt yapılar üzerindeki veneer porselenlerinin kırılma direnci üzerine farklı alt yapı şekillerinin etkisi incelenmiştir.

Materyal ve Metod: Chamfer bitim hatlı olarak kesilmiş üst 1. küçük azı dişini temsil eden metal güdükler anatomik oklüzal yüzeyli ve düz oklüzal yüzeyli olarak iki değişik şekilde CNC torna tezgahında hazırlanmış, alınan ölçülerden 30 adet epoksi rezin güdük elde edilmiştir. Farklı yöntemlerle elde edilen metal alt yapılar üzerine üst yapı porseleni uygulanarak kuronlar hazırlanmıştır. Epoksi rezin güdükler kuronlar üzerine simante edilmiş ve veneer porselenlerinin kırılma dirençleri Universal test cihazında değerlendirilmiştir.

Bulgular: Kırılma direnci değerleri üzerine alt yapı şekli ve hazırlama yöntemlerinin etkisinin anlamlı olduğu varyans analizi ile saptanmıştır ($p<0.05$).

Sonuç: Çalışmada anatomik alt yapılar üzerinde freze tekniğiyle hazırlanan veneer seramiklerinde en yüksek kırılma direnci değerleri tespit edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Metal alt yapılar, alt yapı şekli, kırılma direnci.

ABSTRACT

Aim: In this study, the effect of different metal framework methods and coping design on the fracture resistance of veneer porcelains.

Materials and Methods: Two different metal dies having anatomic and smooth occlusal surface designs were manufactured using CNC machine to simulate prepared upper first premolar tooth with chamfer finish line, impressions were taken and 30 epoxy resin dies were produced subsequently. Veneering ceramics were applied on metal frameworks which were produced by different methods and crowns were finished. Crowns were cemented on to the epoxy resin dies and fracture strength of veneering ceramics were evaluated using Universal Testing Machine.

Results: Variance analyses demonstrated that framework design and manufacturing methods had a significant effect on fracture strength of tested specimens ($p<0.05$).

Conclusion: In this study, veneering ceramics which were applied on anatomically shaped milled frameworks showed the highest fracture strength values.

Key Words: Metal frameworks, coping design, fracture resistance.

GİRİŞ

Diş eksikliklerinin giderilmesinde metal altyapılı seramik restorasyonlar 1950'lerin ortalarından bu yana sabit protetik tedavilerde kullanılmaktadır.¹ Bu süre içerisinde seramik ve altyapı materyallerinin hem içeriklerinde, hem de fiziksel özelliklerinde elde edilen

gelişmelere karşı oklüzal kuvvetler, yorulma, travma, mikrodefektler veya uygun olmayan tasarım gibi etkenler sonucunda metal-porselen restorasyonlarda kırılma olabilmektedir.^{2,3}

Döküm işlemi metal alt yapıların hazırlanması için en fazla kullanılan yöntemdir.² Ayrıca metal alaşımlarından hazırlanan bloklardan CAD-CAM (Com-

*Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD

* 5.Uluslararası Türk Prosthodonti ve İmplantoloji Derneği Bilimsel Sempozyumunda poster (Poster No:201622) olarak sunulmuştur. 18-20 Mart 2016, Erzurum



puter Aided Design-Computer Aided Manufacturing) yöntemiyle ve lazer sinterleme (DLMS) tekniğiyle metal alt yapılar elde edilebilmektedir.⁴ Döküm tekniği ile karşılaştırıldığında CAD-CAM kullanımının üretim aşamalarını daha basit bir hale dönüştürerek zaman ve maliyet avantajı sağladığı görülmektedir.^{5,6}

Metal-porselen restorasyonlarda üst yapı porseleninin alt yapıya bağlantısı farklı iki özellikte ve yapıda materyaller olduklarından oldukça önem taşımaktadır.⁷ Kalıcı bir bağlantı için bazı özelliklerin birbirlerine uygun olması gerekmektedir.⁸

Veneer porselenindeki minör kırıklar ve veneer porseleninin alt yapıdan ayrılması, metal alt yapıli restorasyonlarda en sık karşılaşılan başarısızlıklardır.^{9,10}

Metal alt yapıların farklı şekillerde tasarlanmasıyla veneer porseleninin kırılma direncinin arttığı gözlemlenmiştir.⁴ Bu çalışma, değişik yöntemlerle hazırlanan metal alt yapılar üzerindeki veneer porselenlerinin kırılma direncilerine farklı alt yapıların (anatomik ve anatomik olmayan) etkisini incelemek amacıyla yapılmıştır.

Çalışmanın hipotezi, farklı hazırlama yöntemlerinin ve alt yapı şekillerinin veneer porselenlerinin kırılma direncini etkileyeceği yönündedir.

MATERYAL ve METOD

Örneklerin Hazırlanması:

CNC torna tezgahında (Space Turn LB2000, Okuma Corp, Japonya) örneklerin elde edileceği kesilmiş üst 1. küçük azı dişini temsil eden güdükler 6 mm kuron boyunda ve 6° taper açısında chamfer bitim hatlı olarak; 1. Güdük; anatomik oklüzal yüzeyli, 2. Güdük; düz oklüzal (anatomik olmayan) yüzeyli olarak hazırlanmıştır (Resim 1,2).



Resim 1. Anatomik Oklüzal Yüzeyli Güdük



Resim 2. Düz Oklüzal (Anatomik Olmayan) Yüzeyli Güdük

Güdüklerden silikon esaslı ölçü maddesi (Speedex, Coltène/Whaledent AG, Langenau, Almanya) kullanılarak çift karıştırma tekniği ile alınan ölçülerden 15 adet anatomik, 15 adette anatomik

olmayan epoksi rezin güdük elde edilmiş, daha sonra alt yapıların hazırlanma işlemine geçilmiştir.

Çalışmada Tablo 1'de gösterilen alt yapı materyalleri kullanılmıştır.

Konvansiyonel Döküm Yoluyla Elde Edilen Metal Alt Yapıların Hazırlanması:

Kayıp mum tekniği ile hazırlanacak olan metal alt yapıların döküm işlemlerinde kullanılan anatomik ve anatomik olmayan oklüzal yüzeyli alt yapılar dizayn programı (DWOS yazılım, Dental Wings Inc, Montreal, Kanada) ile tasarlanarak polimetil metakrilat bloktan freze makinesi (Yenadent D-40, Yenadent, İstanbul, Türkiye) ile hazırlanmıştır.

Tablo 1. Kullanılan Materyaller ve Hazırlama Yöntemleri

Grup	Yöntem	Materyal	Üretici Firma
Döküm Metal	Konvansiyonel Metal Alt Yapı	Co-Cr	Wirobond®C, Bego Dental, Bremen, Almanya
Freze Metal	CAD-CAM Sistem	Co-Cr Metal Blok	Yenadent, İstanbul, Türkiye
DLMS Metal	CAD-CAM Sistem	Co-Cr Toz Metal	Concept Laser Gmbh, Lichtenfels, Almanya

CAD-CAM yoluyla üretilen rezin esaslı alt yapılar üretici firmanın önerileri doğrultusunda hazırlanan fosfat bağlantılı revetmana (Bellavest T, Bego, Almanya) alınmış ve indüksiyon döküm makinesinde (Mikrotek Inf-2010, Mikrotek Dental, Ankara, Türkiye) Co-Cr metal alaşımı (Wirobond® C, Bego Dental, Bremen, Almanya) kullanılarak metal alt yapılar elde edilmiştir. Revetman artıkları 50 mikrometre'lik alüminyum oksit partikülleri (Korox 50, Bego, Almanya) ile kumlanarak temizlenmiştir. Örneklerin kalınlıkları kontrol edilmiş uygun olmayanların yerlerine yeni dökümler yapılmıştır.

Freze Tekniği ile Üretilen Co-Cr Metal Alt Yapıların Hazırlanması:

Önceden hazırlanmış olan modeller üç boyutlu optik tarayıcı (Dental Wings Inc, Montreal, Kanada) ile bilgisayar ortamına aktarılmıştır. Dijital model üzerinde anatomik ve anatomik olmayan oklüzal yüzeyli metal alt yapılar dizayn programı (DWOS yazılım, Dental Wings Inc, Montreal, Kanada) yardımı ile tasarlanmıştır. Metal alt yapılar Co-Cr esaslı metal bloktan (Yenadent, İstanbul, Türkiye) freze makinesi (Yenadent D-40, Yenadent, İstanbul, Türkiye) ile hazırlanmış ve kalınlıkları kontrol edilmiştir.

Direkt Lazer Metal Sinterizasyonu (DLMS) Yoluyla Elde Edilen Co-Cr Metal Alt Yapıların Hazırlanması:

Önceden hazırlanmış olan modeller lazer tarayıcı (Openscan 100, Laserdenta GmbH, Bergheim, Almanya) ile taranarak veriler bilgisayar ortamına aktarılmıştır. Anatomik ve anatomik olmayan oklüzal formdaki alt yapıların tasarım işlemi; dizayn programı (DWOS yazılım, Dental Wings Inc, Montreal, Kanada) yardımı ile diğer metal alt yapıların tasarımında kullanılan verilere bağlı kalınarak yapıldıktan sonra alt yapılar hazırlanmıştır. Alt yapıların kalınlıkları tek tek kumpasla kontrol edilmiş, standartlara uymayan örneklerin yerlerine yenileri yapılmıştır.

Alt Yapılara Porselen Uygulanması:

Alt yapılar tamamlandıktan sonra üst yapı porselenlerinin hazırlanma işlemine geçilmiştir. Standardizasyonun sağlanabilmesi için anatomik ve düz oklüzal yüzeyli birer alt yapı üzerine üst 1. küçük azı dişinin anatomik özelliklerini yansıtan akrilikten kuron hazırlandıktan sonra, alt yapı-akrilik rezin restorasyonların silikon esaslı ölçü maddesi ile ölçüleri alınmıştır. Elde edilen ölçü bistrüü ile bukko-lingual yönde ortadan ikiye ayrılmış ve indeks olarak kullanılmıştır.

Metal Alt Yapılara Porselen Uygulanması

Metal alt yapıları Vita VM9 (Vident/Vita, Brea, CA) porseleni imalatçı firmanın önerileri doğrultusunda aşağıdaki aşamalar takip edilerek uygulanmıştır.

1- Bağlanma Tabakasının Uygulanması:

Metal alt yapıları ön kurutma işlemi 500°C' de 6 dakika uygulanmış, daha sonra vakum altında dakikada 80°C artacak şekilde 980°C' ye kadar fırın ısıtılmıştır. Vakum kapatılmış 2 dakika beklenmiş ve fırının kapağı açılarak soğutma işlemi gerçekleştirilmiştir.

2- İlk Opak Tabakasının Uygulanması:

Alt yapıları opak sürülmüş ön kurutma işlemi 500°C' de 6 dakikada yapılmış, daha sonra vakum altında dakikada 55°C artacak şekilde 960°C' ye kadar fırın ısıtılmıştır. Vakum kapatılmış 1 dakika beklenmiş ve fırının kapağı açılarak soğutma işlemi gerçekleştirilmiştir.

3- İkinci Opak Tabakasının Uygulanması:

Alt yapıları ikinci opak tabakası sürülmüş ön kurutma işlemi 500°C' de 6 dakika yapılmış, daha sonra vakum altında dakikada 55°C artacak şekilde 930°C' ye kadar fırın ısıtılmıştır. Vakum kapatılıp 1 dakika bekledikten sonra, fırının kapağı açılarak soğutma işlemi gerçekleştirilmiştir.

4- Birinci Tabaka Dentin Uygulanması:

Örneklere dentin uygulanmış, ön kurutma işlemi 500°C' de 6 dakikada yapılmış ve vakum altında dakikada 55°C artacak şekilde 910°C kadar fırın ısıtılmıştır. Vakum kapatılarak 1 dakika beklendikten sonra fırının kapağı açılarak soğutma işlemi gerçekleştirilmiştir.

5- İkinci Tabaka Dentin Uygulanması:

İkinci tabaka dentin uygulanmış ve ön kurutma işlemi 500°C' de 6 dakikada yapılmış sonra vakum altında dakikada 55°C artacak şekilde 910°C kadar fırın ısıtılmış, vakum kapatılmış 1 dakika beklenmiş ve fırının kapağı açılarak soğutma işlemi gerçekleştirilmiştir.

6- Glaze İşlemi:

Glaze uygulanmış örneklere 500°C' de 5 dakika ön kurutma işlemi uygulanmış, vakum uygulanmadan dakikada 80°C artacak şekilde 900°C kadar fırın ısıtılmış 1 dakika beklendikten sonra fırının kapağı açılarak soğutma işlemi gerçekleştirilmiştir. Alt yapıları veneer porseleni uygulandıktan sonra, örneklerin epoksi rezin güdüklere üzerine simantasyon işlemine geçilmiştir.

Örneklerin Simantasyonu

50 mikrometre boyutundaki alüminyum oksit partikülleri (Danville Engineering Inc, Danville, Calif) ile kumlanan örnekler, rezin siman (Panavia F 2.0, Kuraray Dental, Japan) ile üreticinin önerdiği şekilde epoksi rezin güdüklere simante edilmiş ve 50 Newtonluk kuvvet 10 dakika boyunca tatbik edilmiştir. Örneklerin yüzeylerine halojen ışık cihazı (Hilux Ultraplus, Benlioğlu Dental, İstanbul) ile 3 saniye ışık verildikten sonra artık simanlar dikkatli bir şekilde temizlenmiş ve bütün yüzeylere 20 saniye ışık verilerek polimerizasyon işlemi tamamlanmıştır. Daha sonra üretici firmanın önerileri doğrultusunda örneklerin kenar kısımlarına 3 dakika süre ile Oxyguard (Oxyguard II, Kuraray Dental, Japan) tatbik edilmiştir. Örnekler 37°C distile suda 48 saat süre ile bekletilmiş daha sonra kırılma direnci testi uygulanmıştır.

Kırılma Direnci Testi

Test Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında bulunan Instron Universal (Instron Corp, USA) test cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Kuvvet uygulaması sırasında dik açıda hareketsiz kalması için örnekler, Instron aletinin alt parçasına yerleştirilen düzener ile sabitlenmiştir. Cihazın hareketli olan üst parçasına ise ucunda 5 mm çapında çelik bilye bulunan bir kuvvet

uygulayıcı uç yerleştirilmiştir. Örneklerin oklüzal yüzeylerinin tam orta noktasından ilk kırılma oluşuncaya kadar 0.5 mm/dakika başlık hızı ile kuvvet uygulanmıştır. Kırılma kuvvetleri Newton (N) cinsinden kaydedilmiştir.

Kopma Şekillerinin İncelenmesi

Tüm örneklerin kuvvet uygulama sonrasında kopma şekilleri, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı araştırma laboratuvarında bulunan optik mikroskopta (Novex RZ-Range, Novex Inc., Amhem, Hollanda) incelenmiştir. Kopma şekilleri; adeziv (veneer porseleninin alt yapıdan tamamen ayrıldığı), koheziv (veneer porseleninin tamamen kendi içinde kırıldığı) ve kombine (adeziv+koheziv) kopma olmak üzere 3 gruba ayrılarak incelenmiştir.

Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

Elde edilen veriler, SPSS 16 programı kullanılarak iki yönlü varyans analizi, çoklu karşılaştırmalar için Tukey HSD ve ikili karşılaştırmalar için t-testi kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

BULGULAR

Kırılma Dirençlerinin Değerlendirilmesi

Elde edilen verilerin değerlendirilmesi amacıyla 2-Yönlü varyans analizi kullanılmıştır. Varyans analiz tablosu incelendiğinde; kırılma direnci değerlerine alt yapı şekli ve hazırlama yöntemlerinin etkisinin anlamlı olduğu istatistiksel olarak tespit edilmiştir ($p < 0.05$).

Elde edilen verilerin ortalama ve standart sapma sonuçları Tablo 2'de gösterilmiştir. En yüksek veneer porselen kırılma direnci değerlerinin (1722.80 N) anatomik alt yapılar üzerinde freze tekniğiyle hazırlanan veneer kuronlarda, en düşük kırılma direnci değerlerinin (1380.00 N) ise anatomik olmayan alt yapılar üzerinde direkt lazer metal sinterizasyonu (DLMS) ile elde edilen kuronlarda olduğu görülmüştür. Alt yapı şekline göre veneer porselenlerinin kırılma dirençleri incelendiğinde; anatomik alt yapılar üzerinde hazırlanan örneklerde (1590.27 N), anatomik olmayan alt yapılar üzerinde hazırlanan örneklerden (1493.13 N) daha yüksek kırılma direnci değerleri tespit edilmiştir (Tablo 2). Hazırlama tekniklerine göre değerlendirildiğinde; en yüksek (1560.75 N) kırılma direnci değerleri freze tekniği ile hazırlanan kuronlarda, en düşük (1274.85 N) kırılma direnci değerleri DLMS yöntemi ile hazırlanan kuronlarda saptanmıştır (Tablo 3, Grafik 1).

Yapılan t-testi sonuçlarına göre; anatomik ve anatomik olmayan alt yapılar üzerinde hazırlanan veneer kuronların kırılma dirençleri arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmüştür ($p < 0.05$).

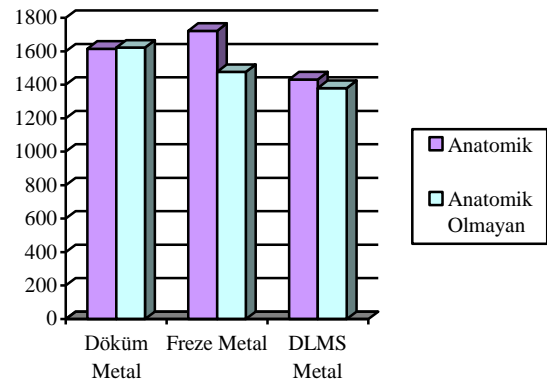
Döküm ve freze yöntemiyle elde edilen kuronlardaki veneer porselenlerin kırılma direnci arasındaki farkın anlamlı ($p > 0.05$) olmadığı, bu iki grubun DLMS grubundan farkının ise anlamlı ($p < 0.01$) olduğu Tukey HSD testi ile tespit edilmiştir (Tablo 3).

Tablo 2. Kırılma Direnç Değerlerinin Dağılımları (N=5)

Grup	Alt Yapı Şekli	Ortalama (N)	Standart Sapma
Döküm Metal	Anatomik	1616.00	68.78
	Anatomik	1622.00	67.60
	Olmayan		
Freze Metal	Anatomik	1722.80	24.07
	Anatomik	1477.40	39.61
	Olmayan		
DLMS Metal	Anatomik	1432.00	76.62
	Anatomik	1380.00	77.46
	Olmayan		
	Anatomik	1590.27	66.61
	Anatomik	1493.13	67.46
	Olmayan		

Tablo 3. Materyallerin Kırılma Direnç Değerlerinin Tukey HSD Testi Sonuçları

Yöntem	N	1	2
Döküm Tekniği	10	1494.05 N	
Freze Tekniği	10	1560.75 N	
DLMS Tekniği	10		1274.85 N



Grafik 1. Alt yapı şekillerinin kırılma direnç değerlerinin karşılaştırılması.

Kopma Şekillerinin Değerlendirilmesi

Kopma şekilleri optik mikroskop altında değerlendirilmiştir. Döküm yöntemiyle elde edilen örneklerde %50 oranında adeziv, %50 oranında kombine kopma, freze yöntemiyle hazırlananlarda %60 oranında adeziv, %40 oranında kombine kopma, DLMS yöntemiyle hazırlananlarda ise %55 oranında adeziv, %45 oranında kombine kopma şekli görülmüştür.

TARTIŞMA

Kırılma direnci değerlerine alt yapı şekli ve hazırlama yöntemlerinin etkisinin anlamlı olduğu tespit edildiğinden çalışmanın hipotezi kabul edilmiştir.

Restorasyonların başarısını diş preparasyonlarının şekli önemli oranda etkilemektedir. Literatürlerde farklı restoratif materyallerin kırılma direnci ile ilgili çalışmalar mevcutken, değişik şekilde hazırlanan metal alt yapıli restorasyonların klinik başarısında önemli faktörler olan morfoloji dikkate alınarak yapılan kesim (anatomik) ile oklüzal yüzeyi düz (anatomik olmayan) kesilen dişler üzerinde hazırlanan restorasyonlardaki veneer porselenlerinin kırılma direnci ile ilgili çalışmaların azlığı dikkat çekmektedir. Yapılan çalışma ile bu konuda katkı sağlanması düşünülmüştür.

Kırılma direnci değerlendirilirken farklı güdük materyalleri kullanılmaktadır.¹¹⁻¹⁶ Bu çalışmada standardizasyonun sağlanabilmesi için diş morfolojisine uygun olacak şekilde (anatomik) ve düz oklüzal (anatomik olmayan) yüzeyli prepare edilmiş üst premolar dişi temsil edecek şekilde CNC torna tezgahında hazırlanan paslanmaz çelik alaşımından güdükler kullanılmıştır. Güdükler, temel preparasyon prensipleri¹⁷ takip edilerek, 6° taper açısı ile chamfer kenar bitim şeklinde hazırlanmıştır.

Çalışmada örnekler silikon esaslı ölçü maddeleri ile iki aşamalı ölçü tekniği^{18,19} kullanılarak alınan ölçülerden elde edilen, dentin ile benzer stres¹⁹ dağılımı gösterdiği belirtilen epoksi rezin güdükler üzerinde hazırlanmış ve test edilmiştir.

Mevcut oklüzal boşluğa ve restorasyonların anatomik boyutuna bağlı olarak alt yapılar üzerine uygulanan veneer porselenlerinin kalınlıkları değişebilmektedir.²⁰ Veneer porselenlerinin hazırlanması sırasında akrilik rezin,^{11,12} pirinç, silikon²¹ gibi değişik kalıplar kullanılarak standardizasyon sağlanmaya çalışılmaktadır.^{21,22} Tinschert ve arkadaşları²³ ise dijital mikrometre kullanmışlardır. Bu çalışmada Vita VM9

veneer porseleni silikon kalıplar ile uygulanmış ve kalınlıklar değişik kısımlarından kumpasla ölçülmüştür.

Çalışmada, doğru sonuçlar²⁴ elde edebilmek için bütün işlemler üretici firmaların önerileri doğrultusunda yapılmıştır.

Araştırmacılar tarafından siman aralığının, 20-40 mikron arasında olması gerektiği^{17,25} ifade edildiğinden, bu çalışmada dizayn programları üzerinden 30 mikron kalınlığında siman aralığı ayarlanmıştır.

Metal-seramik restorasyonlar geleneksel yöntemlerle²⁶ yada adeziv sistemlerle simante edilebilir.²⁷ Çalışmada kuronlar yerleştirildikten sonra taşan siman temizlenmiş hava ile temasını bloke eden ajan²⁸ marjinal bölgeye hızlı bir şekilde uygulanmış ve polimerizasyon LED (Light Emitting Diode) ışık kaynağı ile yapılmıştır.

Metal destekli porselen restorasyonlarda bağlantı kuvvetini ölçmek için; makaslama, eğme, bükme, gerilme, gerilme-makaslama ve çekme testleri olmak üzere birçok test yöntemi kullanılmasına karşın, metal-porselen ara yüzeyinde oluşan bağlantı kesin olarak saptanamamaktadır. Bunun temel sebebi, klinik koşulları yansıtan test standardizasyonunun sağlanamamasıdır.²⁹ İn-vitro testlerde uygulanan insizal ve oklüzal yükleme ile kırık oluşumu ve çeşitli restorasyon sistemlerindeki direnç değerlendirilebilmektedir. Çiğneme kuvvetleri genellikle baskı şeklinde oluştuğu için çiğneme işlemi sırasında restorasyonların göstermiş olduğu dayanıklılığının saptanması önemlidir.³⁰ Ağız ortamında çeşitli kuvvetlerle karşılaşacak olan bir materyalin dayanıklılığının tespit edilebilmesi için en iyi yöntemin, restorasyonun anatomik formunda hazırlandıktan sonra ağızın taklit edildiği bir ortamda test edilmesinin olduğu belirtilmiştir.³¹ Bu çalışmada, üst birinci küçük azı formunda hazırlanan örnekler oklüzal yükleme uygulanmıştır.

Yükleme hızı kırılma materyallerin dayanıklılıklarını saptayabilmek için önemlidir.³²⁻³⁴ ve düşük yükleme hızı tercih edilmektedir.^{32,35-37} Kırılma materyaller için yükleme hızı International Organization for Standardization (ISO) da 1±0.5 mm/dakika olarak önerilmiştir.³⁸ Çalışmada yükleme hızı 0.5 mm/dakika olarak uygulanmıştır. Yük uygulamak için kullanılan ucun boyutları da önemlidir.¹³ Çalışmalarda kullanılan kırıcı uç çapları farklılık (2.65-6.35 mm) göstermektedir. Bu araştırmada ucunda 3.5 mm çapında çelik top olan bir apacey ile örnekler kuvvet uygulanmıştır.



Laboratuvarında yapılan kırılma testlerinde restorasyonların yüksek kırılma direncine sahip olduğu bilinmektedir. Bu testlerde, materyalin zarar gördüğü ilk değer belirlenmelidir. Bu noktanın üzerinde aşırı yüklenme yapılması kırılmanın meydana geldiği yük değerinin yanıltıcı olmasına neden olmaktadır. Bu tip büyük kuvvetler, normal çiğneme siklusunda meydana gelmemesine rağmen, intraoral olarak restorasyonlarda kırıklar oluşmaktadır.³⁹

Anatomik şekilde desteklenerek hazırlanan restorasyonlarda oral fonksiyonlar ve ısırma işlemleri sırasında yüklenme ve gerilme kuvvetlerinde azalma olduğu belirtilmiştir.⁴⁰ Bonfante ve arkadaşları,⁴ alt yapıları anatomik şekilde hazırlanan restorasyonlarla anatomik olarak desteklenmeyen restorasyonları sonlu elemanlar yöntemiyle karşılaştırmışlar, anatomik olarak hazırlanan yapıların daha yüksek stres dayanımı gösterdiklerini tespit etmişlerdir. Rosentritt ve arkadaşları⁴¹ alt yapıların anatomik şekilde tüberkül formunda hazırlandıktan sonra venere edilmesi durumunda porselen tabakasına yeterli desteklik sağlanacağını belirtmişlerdir. Molin ve Karlsson⁴² yaptıkları çalışma sonucunda alt yapıların tam anatomik şekilde hazırlanmasının veneer seramikleri güçlendirdiğini saptamışlardır.

Arka bölgede hazırlanan metal destekli porselen kuron ve köprü protezlerinde endikasyon ve preparasyon yanlışlarından dolayı kırılmalar olabildiği gibi uniform şekilde hazırlanan metal destekler ve bunlar üzerine pişirilen değişik kalınlıktaki porselen tabakaları kırılmaya neden olabilmektedir. Belirli bir kalınlığın üzerine çıkan porselen tabakaları da çiğneme basınçlarına karşı dayanıksızdır.⁴³ Alt yapısı düz olan restorasyonlara tüberkül formu verildiğinde porselen tabakasının kalın olmasına bağlı olarak kırılma direnci azaldığından, bu çalışmada da anatomik alt yapılar üzerinde hazırlanan veneer porselenlerinin, anatomik olmayan alt yapılar üzerinde hazırlananlardan daha yüksek kırılma direnci değerleri gösterdiği görülmüştür.

Günümüzde döküm metal alt yapılar hazırlanırken konvansiyonel yöntemlerle birlikte yeni teknikler kullanılmaktadır.^{44,45} Bu çalışmada CAD-CAM yoluyla elde edilen polimetil metakrilat esaslı rezin örnekler döküm işlemlerinde kullanılmıştır.

Freze ve DLMS yöntemi ile döküm işlemlerinde oluşabilecek olumsuzluklar ortadan kaldırılmakta ve hızlı bir şekilde hastaya özel restorasyonlar hazırlanmaktadır.⁴⁶

Literatürlerde freze yoluyla elde edilen metal ve DLMS metal alt yapılar ile ilgili fazla bilgi bulunmamaktadır. Akova ve arkadaşları⁴⁷ yaptıkları çalışmada döküm (Ni-Cr ve Co-Cr) ve lazer sinterleme (Co-Cr) ile hazırlanan metal alt yapılara uygulanan porselenlerin bağlanma direncini karşılaştırmışlardır. En yüksek porselen bağlanma dayanıklılığını döküm Ni-Cr alt yapılarda, en düşük porselen bağlanma dayanıklılığını ise lazer sinterleme ile hazırlanan Co-Cr alt yapılarda saptamış olmalarına karşın, farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı belirtmişlerdir.

Suleiman ve Vult von Steyern⁴⁸ döküm, freze ve lazer sinterleme yöntemiyle hazırladıkları Co-Cr alt yapılar ile döküm yoluyla elde edilen altın alt yapılara uygulanan porselenlerin kırılma dirençlerini değerlendirmişlerdir. Freze yöntemiyle elde edilen Co-Cr alt yapılarda en yüksek kırılma dayanıklılığını, lazer sinterleme yöntemiyle hazırlanan örneklerde ise en düşük kırılma dayanıklılığını tespit etmişlerdir.

Döküm ve freze yöntemiyle elde edilen kuronlardaki veneer porselenlerinin kırılma dirençleri arasındaki farkın anlamlı olmadığı, DLMS grubundan farklarının ise anlamlı olduğu bu çalışmada tespit edilmiştir.

Papazoglou ve arkadaşları⁴⁹ optik mikroskop veya Scanning Electron Microscope (SEM) ile kırık yüzeylerinin değerlendirilmesi gerektiğini ifade etmişlerdir.

Araştırmamızda, döküm alt yapılarda %50 oranında adeziv kopma, %50 oranında kombine kopma, freze tekniğiyle hazırlanan alt yapılarda, %60 oranında adeziv kopma, %40 oranında kombine kopma, DLMS tekniğiyle hazırlanan alt yapılarda ise %55 oranında adeziv kopma, %45 oranında kombine kopma şekli görülmüştür.

Sabit protezlerde diş preparasyonu ve alt yapıların anatomik şekilde hazırlanarak veneer porselenlerine yeterli destek sağlanması gerektiği çalışmada saptanmıştır.

KAYNAKLAR

1. Rosenstiel SF, Land M, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. 3rd ed. St. Louis: Elsevier 2000:795-800.
2. Roberts DH. The failure of retainers in bridge prostheses. An analysis of retainers. Brit Dent J 1970;128:117-24.
3. Llobell A, Nicholls JJ, Kois JC, Daly CH. Fatigue life of porcelain repair systems. Int J Prosthodont



- 1992;5:205-13.
4. Bonfante EA, Coelho PG, Bayardo-Gonzalez DE, Thompson VP, Bonfante G. Effect of framework design on crown failure. *Eur J Oral Sci* 2009;194-9.
 5. Omori S, Komada W, Yoshida K, Miura H. Effect of thickness of zirconia-ceramic crown frameworks on strength and fracture pattern. *Dent Mater J* 2013;32: 189-94.
 6. Akin E. Diş Hekimliğinde Porselen. 2th ed. İstanbul, İstanbul Üniversitesi Basımevi. 1983:p.1-26.
 7. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003;89:268-74.
 8. Craig RG. Restorative Properties in Restorative Dental Materials. New York: Mosby Publication, 2002: p.551-92.
 9. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am* 1985;29:621-44.
 10. Anusavice K. In: Phillips' Science of Dental Materials.11th ed. Missouri, Saunders Publication 2003:p.655-719.
 11. Claus H. The structure and microstructure of dental porcelain in relationship to the firing conditions. *Int J Prosthodont* 1989; 2:376-84.
 12. Leevailoj C, Platt JA, Cochran MA, Moore BK. In-vitro study of fracture incidence and compressive fracture load of all-ceramic crowns cemented with resin-modified glass ionomer and other luting agents. *J Prosthet Dent* 1998;80:699-707.
 13. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1999;81:652-61.
 14. Segal BS. Retrospective assessment of 546 all-ceramic anterior and posterior crowns in a general practice. *J Prosthet Dent* 2001;85:544-50.
 15. Sailer I, Feher A, Filser F, Luthy H, Gauckler LJ, Scharer P, Franz Hammerle CH. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int* 2006;37:685-93.
 16. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am* 2004;48:513-30.
 17. Shillingburg H, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 3th ed. Chicago, Quintessence Publishing 1997:242-80.
 18. Caputi S, Varvara G. Dimensional accuracy of resultant casts made by a monophasic, one-step and two-step, and a novel two-step putty/light-body impression technique: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2008;99:274-81.
 19. Nissan J, Laufer BZ, Brosh T, Assif D. Accuracy of three polyvinyl siloxane puttywash impression techniques. *J Prosthet Dent* 2000;83:161-5.
 20. Lawn BR, Pajares A, Zhang Y, Deng Y, Polack MA, Lloyd IK, Rekow ED, Thompson VP. Materials design in the performance of all-ceramic crowns. *Biomaterials* 2004;25:2885-92.
 21. Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide- partiallystabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil* 2004;31:682-8.
 22. Ambre MJ, Aschan F, Vult von Steyern P. Fracture strength of yttria-stabilized zirconium-dioxide (Y-TZP) fixed dental prostheses (FDPs) with different abutment core thicknesses and connector dimensions. *J Prosthodontics* 2013; 22:377-82.
 23. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001;14:231-8.
 24. Filser F, Luthy H, Kocher P, Scharer P, LJ. G. Posterior all-ceramic bridgework. *Quintessence of Dental Technology*, 2003;1:28-41.
 25. Cho L, Choi J, Yi YJ, Park CJ. Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns. *J Prosthetic Dent* 2004;91:554-60.
 26. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent* 2004;92:265-73.
 27. Fabianelli A, Goracci C, Bertelli E, Monticelli F, Grandini S, Ferrari M. In vitro evaluation of wall-to-wall adaptation of a self-adhesive resin cement used for luting gold and ceramic inlays. *J Adhes Dent* 2005;7:33-40.
 28. Zaimoğlu A, Can G. Sabit Protezler. 1th ed. Ankara, Ankara Üniversitesi Baskı, 2004:90-105.
 29. Bagby M, Marshall S, Marshall Jr G. Metal ceramic



- compatibility: a review of the literature. J Prosthet Dent 1990;63:21-5.
30. Smith TB, Kelly JR, Tesk JA. In vitro fracture behavior of ceramic and metal ceramic restorations. J Prosthodontics 1994;3:138-44.
31. Burke FJ, Fleming GJ, Nathanson D, Marquis PM. Are adhesive Technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence. J Adhesive Dent 2002;4:7-22.
32. Zan T. Çeşitli Yüzey Şartlandırma İşlemlerinin Konvansiyonel Dental Porselenlerin Eğilme Dayanıklılığı Üzerine Etkisi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara, 1999.
33. Ban S, Anusavice KJ. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. J Dent Res 1990;69:1791-9.
34. Baker PS, Clark AE, Jr. Compositional influence on the strength of dental porcelain. Int J Prosthodont 1993;6:291-7.
35. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W. Effect of preparation design on the fracture resistance of zirconia crown copings. Dent Mater J 2008;27:362-7.
36. Jalalian E, Atashkar B, Rostami R. The effect of preparation design on the fracture resistance of zirconia crown copings (computer associated design/computer associated machine, CAD/CAM system). J Dent 2011;8:123-9.
37. Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years. Part II: effect of thickness of Dicor material and design of tooth preparation. J Prosthet Dent 1999;81:662-7.
38. Filser F, Luthy H, Kocher P, Scharer P, LJ. G. Posterior all-ceramic bridgework. Quintessence of Dental Technology 2003;1:28-41.
39. Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Bridging the gap between clinical failure and laboratory fracture strength tests using a fractographic approach. Dent Mater 2009;25:383-91.
40. Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. Int J Prosthodontics 2002;15:122-8.
41. Rosentritt M, Steiger D, Behr M, Handel G, Kolbeck C. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. J Dent 2009;37:978-83.
42. Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia based Denzir 3-unit FPDs. Int J Prosthodont 2008;21:223-7.
43. Forsh WY, Graig RG. Distribution of stresses in porcelain fused to metal and porcelain jacket crowns. J Dent Res 1975;5:255.
44. Ortorp A, Jönsson D, Mouhsen A, Von Steyren PV (2011). The fit of cobalt-chromium three unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: A comparative in vitro study. Dent Mater 27:356-63.
45. Takahashi T, Gunne J. Fit of implant frameworks: An in-vitro comparison between two fabrication technique. J Prosthet Dent 2003;89: 256-60.
46. Mörmann WH, Bindl A. All ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. Dent Clin North Am 2002; 46: 405-26.
47. Akova T, Ucar Y, Tukay A, Balkaya MC, Brantley WA. Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain. Dent Mater 2008;24:1400-4.
48. Suleiman SH, Vult von Steyern P. Fracture strength of porcelain fused to metal crowns made of cast, milled or laser-sintered cobalt-chromium. Acta Odontologica Scand 2013;5:1280-1289.
49. Papazoglou E, Brantley WA, Carr AB, Johnston WM. Porcelain adherence to high-palladium alloys. J Prosthet Dent 1993;70: 386-94.

Yazışma Adresi

Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ
Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı,
Rize
Tel: 0464-2220001
E Mail: zyesilz@hotmail.com

