



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

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

Yrd. Doç. Dr. Murat ALKURT\*

Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ\*

**Makale Kodu/Article code:** 2718

**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 direncine farklı kenar bitim şekillerinin etkisi *in vitro* olarak incelenmiştir.

**Materyal ve Metod:** Örneklerin elde edileceği kesilmiş üst 1. küçük azı dişini temsil eden güdükler; 1. Güdük; 6 mm kuron boyu ve 6° taper açısında 1 mm shoulder basamak, 2. Güdük; 6 mm kuron boyu ve 6° taper açısında 1 mm chamfer basamak ile standardizasyonun sağlanması amacıyla CNC torna tezgahında hazırlanmıştır. Güdüklerden alınan ölçülerden 30 adet epoksi rezin güdük elde edilmiştir. Metal alt yapılar farklı yöntemlerle hazırlandıktan sonra üst yapı porseleni uygulanarak kuronlar tamamlanmıştır. Kuronlar epoksi rezin güdükler üzerine simante edildikten sonra veneer porselenlerinin kırılma dirençleri Universal test cihazında ölçülmüştür. Veriler iki yönlü varyans analizi (ANOVA) ile değerlendirilmiş, çoklu karşılaştırma ve t-testi uygulanmıştır.

**Bulgular:** Varyans analizi sonucunda; kırılma direnci değerlerine basamak şekli ve hazırlama yöntemlerinin etkisinin anlamlı olduğu istatistiksel olarak tespit edilmiştir ( $p < 0.05$ ).

**Sonuç:** En yüksek veneer porselen kırılma direnci değerlerinin döküm yöntemiyle hazırlanan chamfer bitim hatlı kuronlarda olduğu görülmüştür.

**Anahtar Kelimeler:** Metal alt yapılar, kenar bitim şekli, kırılma direnci.

**ABSTRACT**

**Aim**In this study, the effect of marginal design on the fracture resistance of veneer porcelains.

**Material and Method:** To provide standardization, the dies representing the upper first premolar tooth, through which samples would be obtained, were prepared in the CNC turning machine as: the first die; with a 6 mm crown length and at 6° taper angle, having a 1 mm sholder marginal desing, the second die; with a 6 mm crown length and at 6° taper angle, having a 1 mm chamfer marginal desing. 30 pieces of epoxy resin dies were obtained from the measurements taken from the dies. After the metal frameworks had been prepared through different methods, the crowns were completed by applying the body porcelain. After cementation the crowns on the epoxy resin dies, the fracture resistance of veneer porcelains was measured by the Universal test device. The data were evaluated through the two-way variance analysis (ANOVA).

**Results:** It was statistically determined that the different metal framework methods and marginal design was significant effected fracture resistance of veneer porcelains ( $p < 0.05$ ).

**Conclusion:** The framework of the highest fracture resistance values of veneer porcelain was seen in cast crowns prepared chamfer marginal design.

**Key Words:** Metal frameworks, marginal design, fracture resistance.

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

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



## GİRİŞ

Metal-porselen restorasyonlar, restoratif diş hekimliği uygulamalarında yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu restorasyonlarda amaç; porselenin estetik özellikleri ile döküm restorasyonların direnç ve uyumunu kombine etmektir.<sup>1,2</sup> Porselenin metal ile birleşme mekanizması, metal-porselen restorasyonların klinik diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmasından günümüze kadar oldukça popüler olmuştur. Sistemin ömrü; ağız içindeki yaygın streslere dayanabilecek şekilde metal ile porselen arasında sağlam bir bağlantının oluşmasına bağlıdır.<sup>3,4</sup>

Metal alt yapıların kayıp mum tekniği kullanılarak döküm işlemiyle hazırlanması rutinde en fazla kullanılan yöntemdir ve değişik basamakları içermektedir. Restorasyonların başarısı bu işlemlerin hassasiyetine bağlıdır.<sup>5</sup> Günümüzde aynı zamanda CAD-CAM yöntemiyle metal alaşımlarından hazırlanan bloklardan çeşitli alt yapılar elde edilmekte, bu alt yapıları porselen ilave edilerek metal-porselen restorasyonlar hazırlanmaktadır.<sup>6</sup>

Metal alt yapı restorasyonlarda en sık karşılaşılan başarısızlıklar arasında veneer porselenindeki minör kırıklar ve veneer porseleninin alt yapıdan ayrılması sayılabilir.<sup>7,8</sup> Veneer porselenindeki kırıklara; preparasyon şekli, alt yapı materyali ve şekli gibi faktörler sebep olabileceği gibi kırılma dayanıklılığını etkileyen bir diğer faktör ise kenar bitim şeklidir. Sabit protetik restorasyonlarda kenar bitimi (basamak); künt (shoulder), oluk biçimli (chamfer) ve bıçak sırtı (knife-edge) olmak üzere üç şekilde hazırlanabilmektedir.<sup>9</sup>

Bu çalışma, değişik yöntemlerle hazırlanan metal alt yapılar üzerindeki veneer porselenlerinin kırılma direnci üzerine farklı kenar bitim şekillerinin etkisini incelemek amacıyla yapılmıştır.

Çalışmanın hipotezi, farklı kenar bitim şekillerinin ve değişik hazırlama yöntemlerinin veneer porselenlerinin kırılma direncini etkileyeceği yönündedir.

## MATERYAL ve METOD

### Örneklerin Hazırlanması

Örneklerin üzerinde hazırlanacağı üst 1. küçük azı dişini temsil eden güdükler, standardizasyonun sağlanması amacıyla 1. Güdük; 6 mm kuron boyu ve 6° taper açısında 1 mm shoulder bitim hatlı, 2. Güdük; 6 mm kuron boyu ve 6° taper açısında 1 mm chamfer bitim hatlı olarak temel preparasyon prensipleri göz

önünde bulundurularak (anatomik oklüzal yüzeyli) CNC torna tezgahında (Space Turn LB2000, Okuma Corp, Japonya) hazırlanmıştır (Resim 1,2). Silikon esaslı ölçü maddesi (Speedex, Coltène/Whaledent AG, Langenau, Almanya) kullanılarak çift karıştırma tekniği ile alınan ölçülerden 30 adet (15 adet shoulder ve 15 adet chamfer bitim hatlı) epoksi rezin güdük elde edilmiş, daha sonra alt yapıların hazırlanma işlemine geçilmiştir.

Kullanılan alt yapı materyalleri ve hazırlama yöntemleri Tablo 1'de gösterilmiştir.



Resim 1. Shoulder Bitim Hatlı Güdük



Resim 2. Chamfer Bitim Hatlı Güdük

Tablo 1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

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

### Konvansiyonel Döküm Yoluyla Elde Edilen Metal Alt Yapıların Hazırlanması:

Metal alt yapıların döküm işlemlerinde mum modelasyon yerine polimetil metakrilat bloktan CAD-CAM yoluyla (Yenadent D-40, Yenadent, İstanbul, Türkiye) elde edilen rezin esaslı alt yapılar (shoulder ve chamfer bitim hatlı) kullanılmıştır.

CAD-CAM yoluyla elde edilen rezin esaslı alt yapılar döküm konisine bağlandıktan sonra yüzey gerilimini azaltıcı madde (Aurofilm, Bego, Almanya) uygulanmış ve manşete alma işleminde üretici firmanın önerileri doğrultusunda hazırlanan fosfat bağlantılı (Bellavest T, Bego, Almanya) revetman kullanılmıştır. Revetman sertleştikten sonra ön ısıtma fırınına

(Mikrotek Mfx-1025, Mikrotek Dental, Ankara, Türkiye) konulan manşet 250°C'de 30 dakika, daha sonra 950°C'de 30 dakika bekletilmiştir. Metal alt yapıların döküm işlemi indüksiyon döküm makinesinde (Mikrotek Inf-2010, Mikrotek Dental, Ankara, Türkiye) Co-Cr metal alaşımı (Wirobond® C, Bego Dental, Bremen, Almanya) kullanılarak yapılmıştır. Revetman artıkları 50 mikrometre'lik alüminyum oksit partikülleri (Korox 50, Bego, Almanya) ile kumlanarak temizlenmiş, oluşabilecek madde kayıpları göz önüne alınarak örneklerin kalınlıkları kumpas ile kontrol edilmiş ve boyutu uygun olmayanların yerlerine yeni örnekler hazırlanmıştır.

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

Hazırlanan modeller üç boyutlu optik tarayıcı (Dental Wings Inc, Montreal, Kanada) ile bilgisayar ortamına aktarılmış, dijital model üzerinde shoulder ve chamfer bitim hatlı metal alt yapılar dizayn programı (DWOS yazılım, Dental Wings Inc, Montreal, Kanada) yardımı ile tasarlanmıştır. Dizayn aşamasından sonra 0.5 mm kalınlığındaki metal alt yapılar Co-Cr esaslı metal bloktan (Yenadent, İstanbul, Türkiye) freze makinesi (Yenadent D-40, Yenadent, İstanbul, Türkiye) ile üretilmiş, örnekler kumpas ile kontrol edilmiş, kalınlığı 0.5 mm olmayanların yerlerine yenileri hazırlanmıştır.

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

Hazırlanan modeller lazer tarayıcı (Openscan 100, Laserdenta GmbH, Bergheim, Almanya) ile taranarak elde edilen veriler bilgisayar ortamına aktarılmış, shoulder ve chamfer bitim hatlı alt yapıların tasarım işlemi dizayn programı (DWOS yazılım, Dental Wings Inc, Montreal, Kanada) ile yapılmış daha sonra alt yapılar elde edilmiştir. Alt yapıların kalınlıkları tek tek kumpasla kontrol edilmiştir.

#### **Alt Yapılara Porselen Uygulanması**

Alt yapılar tamamlandıktan sonra üst yapı porselenlerinin uygulanma işlemine geçilmiştir. Standardizasyonun sağlanabilmesi için shoulder ve chamfer bitim hatlı birer alt yapı üzerine üst 1. küçük azı dişinin anatomik özelliklerini yansıtan akrilikten kuron hazırlanmış, hazırlanan alt yapı-akrilik rezin restorasyonların silikon esaslı ölçü maddesi ile ölçüleri alınmıştır. Porselen yapımında indeks olarak kullanabilmek amacıyla elde edilen ölçü, bistürü ile bukko-lingual yönde ortadan ikiye ayrılmış ve metal alt yapılar Vita

VM9 (Vident/Vita, Brea, CA) porseleni imalatçı firmanın önerileri doğrultusunda uygulanmıştır.

#### **Örneklerin Simantasyonu**

İç yüzeyine 50 mikrometre boyutundaki alüminyum oksit partikülleri (Danville Engineering Inc, Danville, Calif) ile kumlama işlemi uygulanan örnekler rezin siman (Panavia F 2.0, Kuraray Dental, Japan) ile üreticinin önerdiği şekilde epoksi rezin güdüklere simante edilmiş ve özel düzeneğe yerleştirilerek 10 dakika boyunca 50 Newtonluk sabit kuvvet uygulanmıştır. Halojen ışık cihazı (Hilux Ultraplus, Benlioğlu Dental, İstanbul) ile örneklerin tüm yüzeylerine 3 saniye ışık verildikten sonra artık simanlar dikkatli bir şekilde temizlenmiş ve 20 saniye daha ışık verilerek polimerizasyon işlemi tamamlanmıştır. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda kenar kısımlarına 3 dakika süre ile Oxyguard (Oxyguard II, Kuraray Dental, Japan) tatbik edilen örnekler 37°C distile suda 48 saat süre ile bekletilmiş daha sonra kırılma direnci testi uygulanmıştır.

#### **Kırılma Direnci Testi**

Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında bulunan Instron Universal (Instron Corp, USA) test cihazı ile kırılma direnci testi örneklerin oklüzal yüzeylerinin tam orta noktasından ilk kırılma oluşuncaya kadar ucunda 5 mm çapında çelik bilye bulunan bir aparey ile 0.5 mm/dakika başlık hızıyla uygulanmıştır.

#### **Kopma Şekillerinin İncelenmesi**

Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı araştırma laboratuvarında bulunan optik mikroskop (Novex RZ-Range, Novex Inc., Amhem, Hollanda) kullanılarak örneklerin kopma şekilleri incelenmiştir. Kopma şekilleri; veneer porseleninin alt yapıdan tamamen ayrıldığı adeziv kopma, veneer porseleninin tamamen kendi içinde kırıldığı koheziv kopma ve her iki kırılma tipinin de gözlemlendiği kombine kopma (adeziv + koheziv) olarak 3 gruba ayrılarak değerlendirilmiştir.

#### **Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi**

Elde edilen veriler, SPSS 16 programı kullanılarak iki yönlü varyans analizi, Tukey HSD testi ve t-testi kullanılarak değerlendirilmiştir.

#### **BULGULAR**

#### **Kırılma Dirençlerinin Değerlendirilmesi**

Veriler 2-Yönlü varyans analizi kullanılarak değerlendirilmiş, kenar bitim şekli ve hazırlama



yöntemlerinin etkisinin anlamlı olduğu istatistiksel olarak tespit edilmiştir ( $p<0.05$ ).

Elde edilen değerlerin ortalama ve standart sapma sonuçları Tablo 2'de gösterilmiştir. En yüksek veneer porselen kırılma direnci değerlerinin (1619.00 N) konvansiyonel döküm yöntemiyle hazırlanan chamfer bitim hatlı veneer kuronlarda, en düşük veneer porselen kırılma direnci değerlerinin (1143.70 N) ise DLMS yöntemiyle hazırlanan shoulder bitim hatlı kuronlarda olduğu görülmüştür (Tablo 2, Grafik 1). Kenar bitim şekli açısından; shoulder bitim hatlı olarak hazırlanan kuronlardaki veneer porselenlerinin kırılma direnci değerlerinin (1344.73 N), chamfer bitim hatlı olarak hazırlanan kuronlardaki veneer porselenlerinin kırılma direnci değerlerinden daha düşük olduğu (1541.70 N) saptanmıştır (Tablo 3). Alt yapıların hazırlanma şekline göre değerlendirildiğinde; en yüksek (1560.65 N) kırılma direnci değerlerinin freze yöntemi ile hazırlanan kuronlarda olduğu görülmüştür (Tablo 4).

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

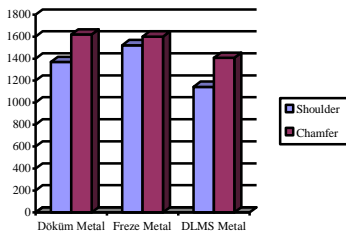
Grup	Basamak Şekli	Ortalama (N)	Standart Sapma
Döküm Metal	Shoulder	1369.10	82.13
	Chamfer	1619.00	64.37
Freze Metal	Shoulder	1521.40	201.55
	Chamfer	1600.10	132.98
DLMS Metal	Shoulder	1143.70	112.76
	Chamfer	1406.00	77.63

Tablo 3. Kenar Bitim Şekillerinin Kırılma Direnci Değerlerinin Dağılımı

Basamak Şekli	Ortalama (N)	Standart Sapma
Shoulder	1344.73	80.10
Chamfer	1541.70	75.60

Tablo 4. Materyallerin Kırılma Direnci Değerlerinin Tukey HSD Testi Sonuçları

Yöntem	N	1	2
Döküm Tekniği	10	1494.05	N
Freze Tekniği	10	1560.65	N
DLMS Tekniği	10	1274.55	N



Grafik 1. Kenar bitim şekillerinin kırılma direnci değerlerinin karşılaştırılması.

Kenar bitim şekillerinin karşılaştırılması amacıyla yapılan t testi sonuçlarına göre; veneer porselenlerinin kırılma direnci değerleri arasındaki farkın anlamlı ( $p<0.001$ ) olduğu istatistiksel olarak tespit edilmiştir.

Yapılan Tukey HSD testi sonuçlarına göre; döküm ve freze yöntemiyle elde edilen kuronlardaki veneer porselenlerinin kırılma direnci arasındaki farkın anlamlı ( $p>0.05$ ) olmadığı, bu iki grubun DLMS grubundan farkının ise anlamlı ( $p<0.01$ ) olduğu istatistiksel olarak saptanmıştır (Tablo 4).

#### Kopma Şekillerinin Değerlendirilmesi:

Kopma şekillerinin belirlenebilmesi için optik mikroskop altında kuronlar incelenmiştir. Döküm yöntemiyle hazırlanan metal alt yapı kuronlarda %55 oranında adeziv, %45 oranında kombine kopma, freze yöntemiyle hazırlanan metal alt yapı kuronlarda %60 oranında adeziv, %40 oranında kombine kopma, DLMS yöntemiyle hazırlanan alt yapı kuronlarda ise %50 oranında adeziv, %50 oranında kombine kopma, şekli tespit edilmiş, hiç bir örnekte tamamen koheziv kopma şekline rastlanmamıştır.

#### TARTIŞMA

Veneer porselenlerinin kırılma direnci değerlerine kenar bitim şekli ve hazırlama yöntemlerinin etkisinin anlamlı olduğu istatistiksel olarak saptandığından çalışmanın hipotezi kabul edilmiştir.

Metal-porselen restorasyonlarda araştırmacıların üzerinde durduğu önemli hususlardan biri porselen kütlesinin altyapı olarak kullanılan metalle iyi bir bağlantı oluşturmasıdır. Bu uzun süreli başarı elde edebilmesinin ilk şartlarından biridir.<sup>10-12</sup> Metal-porselen restorasyonlarda porselen kırılmasına bağlı oluşan başarısızlıkların görülme sıklığı %2-4 olarak gösterilmiştir.<sup>13</sup> Metal alt yapı porselen restorasyonlardaki kırıklara klinikte; sadece porselende oluşan kırık, porselende oluşan kırıkla metalin bir kısmının açığa çıktığı kırık ve porselenin büyük bir kısmının kırılıp metalin tamamının açığa çıktığı kırık olmak üzere üç farklı şekilde karşılaşılmaktadır.<sup>14-16</sup>

Restorasyonlarda kırılma direnci ile ilgili çalışmalar incelendiğinde; kullanılan güdük materyali ile ilgili fikir birliğinin olmadığı görülmektedir. Bazı araştırmacılar sığır dişlerini,<sup>13</sup> bazıları insan dişlerini,<sup>14</sup> bazıları ise metal alaşımından hazırlanan güdüklere kullanmışlardır.<sup>15</sup> Doğal dişlerin farklı boyut ve yapıda olması nedeniyle standardizasyonun sağlanması mümkün olmamaktadır.<sup>16-18</sup> Bu çalışmada örneklerde

standardizasyonun sağlanabilmesi için diş morfolojisine uygun olacak şekilde (anatomik) temel preparasyon prensipleri<sup>19</sup> takip edilerek, 6° taper açısı ile shoulder ve chamfer bitim hatlı olarak prepare edilmiş üst premolar dişi temsil edecek şekilde CNC torna tezgahında hazırlanan paslanmaz çelik alaşımından güdükler kullanılmıştır.

Literatürlerde güdüklerin, boyutsal olarak doğru modellerinin silikon esaslı ölçü maddeleri ile iki aşamalı ölçü tekniği kullanılarak hazırlanabileceği belirtilmiştir<sup>20,21</sup> olduğundan, bu çalışmada örneklerin hazırlanması ve daha sonra kırılma dirençlerinin değerlendirilmesi için metal güdüklerden iki aşamalı ölçü tekniği kullanılarak alınan ölçülerden hazırlanan epoksi rezin güdükler kullanılmıştır.

Veneer porselenlerinin kalınlıkları mevcut oklüzal boşluğa, restorasyonların anatomik karakterizasyon boyutuna bağlı olarak değişiklik göstermektedir. İdeal porselen kalınlığının 1-1.5 mm arasında olması gerektiği ifade edilmiştir.<sup>22</sup> Çalışmalarda veneer porselenlerinin hazırlanması sırasında standardizasyonun sağlanabilmesi için farklı yaklaşımlar bulunmaktadır. Bu amaçla; akrilik rezin kalıplar,<sup>23,24</sup> piring kalıplar, silikon kalıplar<sup>25</sup> gibi değişik kalıplar kullanılmıştır.<sup>26,27</sup> Tinschert ve arkadaşları<sup>28</sup> standart restorasyonlar hazırlayabilmek için dijital mikrometre ile ölçümler yapmışlardır. Bu çalışmada metal alt yapılara Vita VM9 veneer porseleni silikon kalıplar kullanılarak uygulanmış daha sonra, örneklerin kalınlıkları değişik kısımlarından kumpasla ölçülerek kontrol edilmiştir.

Üretici firmanın önerileri doğrultusunda hazırlanan dental restorasyonlarla anlamlı veriler elde edilebilmektedir.<sup>9</sup> Çalışmada, bu görüşten yola çıkarak bütün işlemler üretici firmaların önerileri doğrultusunda yapılmıştır.

Siman aralığının, Amerikan Diş Hekimleri Birliği Specification No:8'de 25 mikron civarında,<sup>29</sup> Shillingburg ve arkadaşları<sup>9</sup> tarafından ise 20-40 mikron arasında olması gerektiği bildirilmiştir. Bu bilgiler doğrultusunda çalışmada, siman aralığı dizayn aşamasında 30 mikron olarak standardize edilmiştir. Siman aralığı, tamamen dizayn programları üzerinden ayarlandığından ilave bir die spacer uygulanmasına gerek kalmamış, bu şekilde uygulayıcıya bağlı olarak oluşabilecek farklılıkların önüne geçilmiştir.

Metal-seramik restorasyonların simantasyonları geleneksel yöntemlerle yapılabildiği gibi,<sup>30</sup> kırılma direncini artırabilmek için adeziv sistemlerle simantasyon önerilmektedir.<sup>31</sup> Kompozit rezin simanlar oksijen

varlığında polimerize olamazlar. Bu durum özellikle restorasyon kenarlarında önemli olmakta önlem alınmadığı takdirde siman sertleşmeden kalabilmektedir. Bu nedenle restorasyon yerleştirildikten sonra taşan siman temizlenmeli ve hava ile temasını bloke eden ajanlar marjinal bölgeye hızlı bir şekilde uygulanmalıdır.<sup>32</sup> Bu çalışmada örneklerin kenar kısımlarına 3 dakika boyunca Oxyguard tatbik edilmiştir. Simanların polimerizasyonu için LED (Light Emitting Diode) ışık kaynağı kullanılmıştır.

Metal ile porselen arasındaki bağlantı direncinin belirlenmesi için mekanik testler uygulanmaktadır. Bazı araştırmacılara göre metal-porselen ara yüzeyindeki makaslama kuvvetini ölçmek için net bir yöntem bulunmamaktadır.<sup>33</sup> Melo ve arkadaşları<sup>34</sup> metal-porselen ara yüzeyinde salt makaslama kuvvetinin oluşmamasını ve porselenin sınır noktalarında oluşan stres birikimini metal-porselen bağlantı testinde oluşan problemler olarak bildirmişlerdir. Ağız içinde oluşan kuvvetleri deneysel ortama yansıtarak metal-porselen bağlantısını incelemenin, daha akılcı bir yaklaşım olduğu ifade edildiğinden<sup>35</sup> çalışmada, üst birinci küçük azı dişi şeklinde hazırlanan örneklere oklüzal yüklemeye uygulanmıştır.

Kırılma materyallerin dayanıklılıklarını güvenilir verilerle saptayabilmek için; örneklerin yapım şekli, boyutları ve ortamın standardizasyonu kadar seçilen yüklemeye hızı da oldukça önemlidir.<sup>36-38</sup> Yüklemeye hızı arttıkça çatlağın büyümesi için yeterli süre olmadığından dayanıklılık artacak ve hatalı veriler elde edilebilecektir. Bu nedenle uygulanan yüklemeye hızının düşük olması gerekmektedir.<sup>36,39-41</sup> International Organization for Standardization (ISO) da yüklemeye hızı 1±0.5 mm /dakika olarak belirlenmiştir.<sup>29</sup> Bu bilgiler doğrultusunda çalışmada yüklemeye hızı 0.5 mm/dakika olarak seçilmiştir.

Ağız içindeki aşınmalar nokta yerine yüzey şeklinde olduğundan ve başarısızlık mekanizması temas alanından ve fonksiyon esnasında oluşan yüklerden etkilendiğinden *in vitro* çalışmalarda yük uygulamak için kullanılan kırıcı uçların çapları farklılık (2.65-6.35 mm)<sup>19</sup> göstermektedir, bu çalışmada ucunda 3.5 mm çapında çelik top olan bir aparey ile örneklere kuvvet uygulanmıştır.

Diş kesimi sırasında oluşturulan kenar bitim şekli, çiğneme kuvvetlerinin diş üzerinde dengeli şekilde dağılmasını sağlarken kurunun statik gücünü artırmaktadır.<sup>42</sup> Oklüzal temaslar sırasında stres yoğunlaşmasının fazla olduğu bölge servikal bölgedir.

Diş preparasyonu sırasında uygulanan kenar bitim şekli gerilimin dağılımında önemli rol oynamaktadır.<sup>43</sup> Shoulder kenar bitim şekli kuvvetin köke en iyi şekilde iletilmesini sağlayan basamak şeklidir.<sup>44</sup> Bu bitim şekli ile oklüzal kuvvetlere direnç artırılmakta ve porselende kırıklara neden olabilecek stresler minimize edilerek, sağlıklı restorasyon konturları ve maksimum estetik için alan oluşturulmaktadır.<sup>38</sup> Aynı şekilde chamfer kenar bitim şekli ile de yeterli kenar kalınlığında ve sağlamlıkta restorasyonlar hazırlanabilmektedir.<sup>45</sup> Metal-porselen restorasyonlarda chamfer bitim şekli tercih edilirken<sup>9,46</sup> tam seramik restorasyonlarda chamfer ve shoulder bitim şekli önerilmektedir.<sup>47</sup>

Bu çalışma sonucunda elde edilen veriler genel olarak değerlendirildiğinde; chamfer bitim şekilli olarak hazırlanan kuronlardaki veneer porselenlerinin kırılma direnç değerlerinin (1541.70 N), shoulder bitim şekli ile hazırlananlardan (1344.73 N) daha fazla olduğu görülmüştür. Bu sonuç Shillingburg ve arkadaşlarının<sup>9</sup> ve Komine ve arkadaşlarının<sup>46</sup> bulgularını destekler nitelikte olup, metal-porselen restorasyonlarda chamfer kenar bitim şeklinin kullanılabilirliğini göstermiştir.

Beuer ve arkadaşları<sup>39</sup> tarafından kırılma direnci açısından, basamaksız yapılan örnekler ile shoulder basamaklı örnekler arasında önemli bir farklılık olmadığı belirtilmiştir.

Diş dokusunun fazla kaybını ve pulpa irritasyonlarını önlemek için minimum invaziv tedaviler tercih edilmektedir. Bundan dolayı bıçak sırtı şeklinde basamak ve alt yapısı daha ince hazırlanan restorasyonlar kullanılmaktadır.<sup>48,49</sup> Bıçak sırtı şeklinde hazırlanan basamak ile marjinal alandaki diş dokularında maksimum korunma sağlanırken, bu dişler üzerindeki restorasyonlarda çatlama ve kırılma olaylarının daha fazla olduğu ifade edilmiştir.<sup>48</sup>

Yapılan çalışmalarda, döküm metal alt yapıların hazırlanmasında konvansiyonel yöntemlerle birlikte yeni teknikler kullanılmış ve bu sayede hem standardizasyon sağlanmış hem de döküm metal alt yapıların uyumu geliştirilmiştir. Kullanılan yöntemde klasik kayıp mum tekniğinde bulunan mum modelasyon aşaması elimine edilmiş, bunun yerine CAD-CAM teknolojisi ile rezin bloklardan freze edilerek üretilen alt yapılar döküm işlemlerinde kullanılarak mum modelasyon sırasında oluşabilecek distorsiyonlar ve uygulayıcıya bağlı olarak ortaya çıkabilecek hatalar elimine edilmeye çalışılmıştır.<sup>6,49</sup> Bu çalışmada da metal alt yapıların döküm işlemlerinde mum modelasyon yerine CAD-CAM yoluyla elde edilen polimetil metakrilat esaslı

rezin örnekler kullanılmıştır.

Freze ve DLMS yöntemi ile döküm işlemlerinde oluşabilecek bazı olumsuzluklar minimize edilebilmektedir. CAD-CAM ve DLMS yöntemi birleştirilerek uygulanan yöntemlerle hızlı bir şekilde hastaya özel restorasyonlar yapılabilmektedir.<sup>50</sup>

Suleiman ve Vult von Steyern<sup>51</sup> yaptıkları çalışmada döküm, freze ve lazer sinterleme yöntemiyle hazırlanan Co-Cr alt yapılar ile döküm yoluyla elde edilen altın alt yapılara uygulanan porselenlerin kırılma dayanıklılıklarını karşılaştırılmışlardır. En yüksek kırılma dayanıklılığını freze yöntemiyle elde edilen Co-Cr alt yapılarda, en düşük kırılma dayanıklılığını ise lazer sinterleme yöntemiyle hazırlanan örneklerde saptamışlardır.

Bu çalışmada döküm ve freze yöntemiyle elde edilen kuronlardaki veneer porselenlerinin kırılma dirençleri arasındaki farkın anlamlı olmadığı, bu iki grubun DLMS grubundan farkının ise anlamlı olduğu istatistiksel olarak saptanmıştır.

Papazoglou ve arkadaşları<sup>52</sup> kırık yüzeylerinin optik mikroskop ve Scanning Electron Microscope (SEM) ile incelenmesinin, kırılmanın tipi hakkında önemli bilgiler sağladığını belirtmişlerdir.

Bu çalışmada, döküm alt yapı kuronlarda %55 oranında adeziv kopma, %45 oranında kombine kopma, freze tekniğiyle hazırlanan alt yapı kuronlarda, %60 oranında adeziv kopma, %40 oranında kombine kopma, DLMS tekniğiyle hazırlanan alt yapı kuronlarda ise %55 oranında adeziv kopma, %45 oranında kombine kopma şekli tespit edilmiştir.

Bu çalışma sonucunda; chamfer kenar bitim şeklinin veneer porselenlerinde kırıklara neden olabilecek stresleri minimize ederek, kırılma direncini artırabileceği sonucuna varılmıştır

## KAYNAKLAR

1. Morena R, Beaudreau GM, Lockwood PE, Evans AL, Fairhust CW. Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment. J Dent Res 1986; 65: 993-7.
2. Craig GR, Powers MJ. Restorative Dental Materials. 11th edition, St. Louis: CV Mosby, 2002: p. 480, 552, 553, 556, 565-566, 576-585.
3. Persson M, Bergman M. Metal-ceramic bond strength. Acta Odontol Scand 1996; 54: 160-5.
4. Zaimoğlu A, Burgaz Y, Yurdukoru B. Metal-seramik bağlantısında oksidasyonun önemi. A Ü Diş Hek Fak Derg 1984; 11: 237-45.



5. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain fused to metal to zirconia: Clinical and experimental considerations. *Dent Mater* 2011;27: 83-96.
6. Ortorp A, Jönsson D, Mouhsen A, Von Steyren PV. The fit of cobalt-chromium three unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: A comparative in vitro study. *Dent Mater* 2011;27: 356-63.
7. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, Mercante DE. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent* 2006; 96: 237-44.
8. 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.
9. Shillingburg H, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 3th ed. Chicago, Quintessence Publishing, 1997:p. 242-80.
10. Gavellis JR, Lim SB, Guckes AD, Morency JD, Sozio RB. A comparison of the bond strength of two ceramometal systems. *J Prosthet Dent* 1982; 48: 424-8.
11. Lubouich RP, Goodking RJ. Bond strength studies of precious, semiprecious and nonprecious ceramic metal alloys with two porcelains. *J Prosthet Dent* 1977; 37: 288-98.
12. Anthony DH, Burnett AP, Smith DL, Brooks MS. Shear test for measuring bonding cast gold alloy-porcelain composites. *J Prosthet Dent* 1970; 49: 27-33.
13. Leibrock A, Degenhart M, Behr M, Rosentritt M, Handel G. In vitro study of the effect of thermo- and load-cycling on the bond strength of porcelain repair systems. *J Oral Rehabil* 1999;26:130-7.
14. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Dunne JT, Jr. Shear bond strengths of 2 intraoral porcelain repair systems to porcelain or metal substrates. *J Prosthet Dent* 2001;86:526-31.
15. Chung KH, Hwang YC. Bonding strengths of porcelain repair systems with various surface treatments. *J Prosthet Dent* 1997;78:267-74.
16. Bertolotti RL, Lacy AM, Watanabe LG. Adhesive monomers for porcelain repair. *Int J Prosthodont* 1989;2:483-9.
17. Claus H. The structure and microstructure of dental porcelain in relationship to the firing conditions. *Int J Prosthodont* 1989; 2:376-84.
18. 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.
19. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1999;81:652-61.
20. Segal BS. Retrospective assessment of 546 all-ceramic anterior and posterior crowns in a general practice. *J Prosthet Dent* 2001;85:544-50.
21. Sailer I, Feher A, Filser F, Luthy H, Gauckler LJ, Schärer P, Franz Hammerle CH. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int* 2006;37:685-93.
22. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am* 2004;48:513-30.
23. 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.
24. Nissan J, Laufer BZ, Brosh T, Assif D. Accuracy of three polyvinyl siloxane puttywash impression techniques. *J Prosthet Dent* 2000;83:161-5.
25. 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. *Biomater* 2004;25:2885-92.
26. 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;31:682-8.
27. 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 Prosthodont* 2013; 22:377-82.
28. 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.
29. Filser F, Luthy H, Kocher P, Schärer P, LJ. G. Posterior all-ceramic bridgework. *Quintessence of*



- Dental Technology 2003;1:28-41.
30. 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 Prosthet Dent 2004;91:554-60.
  31. 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.
  32. 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.
  33. Bagby M, Marshall S, Marshall Jr G. Metal ceramic compatibility: a review of the literature. J Prosthet Dent 1990;63:21-5.
  34. Melo RM, Travassos AC, Neisser MP. Shear bond strengths of a ceramic system to alternative metal alloys. J Prosthet Dent 2005;93:64-9.
  35. 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.
  36. Zan T. Çeşitli Yüzey Şartlandırma İşlemlerinin Konvansiyonel Dental Porselenlerin Eğilme Dayanıklılığı Üzerine Etkisi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Hacettepe Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi, Protetik Dış Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara, 1999.
  37. Ban S, Anusavice KJ. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. J Dent Res 1990;69:1791-9.
  38. Baker PS, Clark AE, Jr. Compositional influence on the strength of dental porcelain. Int J Prosthodont 1993;6:291-7.
  39. 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.
  40. 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.
  41. 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.
  42. Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. J Prosthet Dent 2001;85: 363-76.
  43. Güngör MA, Dünder M, Karaoğlu Ç, Sonugelen M, Artunç C. Tam seramik malzemelerde basamak şeklinin gerilim dağılımına etkisi: Sonlu elemanlar stres analizi. Ege Üniv Dış Hek Fak Derg 2005;26: 145-53.
  44. Zaimoğlu A, Can G. *Sabit Protezler*. 1th ed. Ankara, Ankara Üniversitesi Baskı, 2004:90-105.
  45. Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. J Prosthet Dent 2005;93: 551-8.
  46. Komine F, Tomic M, Gerds T, Strub JR. Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns. J Prosthet Dent 2004;92: 359-64.
  47. Reich S, Petschelt A, Lohbauer U. The effect of finish line preparation and layer thickness on the failure load and fractography of ZrO2 copings. J Prosthet Dent 2008; 99: 369-76.
  48. Eisenburger M, Mache T, Borchers L, Stiesch M. Fracture stability of anterior zirconia crowns with different core designs and veneered using the layering or the press-over technique. Eur J Oral Sci 2011;119: 253-7.
  49. Takahashi T, Gunne J. Fit of implant frameworks: An in-vitro comparison between two fabrication technique. J Prosthet Dent 2003;89: 256-60.
  50. Mörmann WH, Bindl A. All ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. Dent Clin North Am 2002;46: 405-26.
  51. 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 Scandinavica 2013;5:1280-9.
  52. 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, Dış  
Hekimliği Fakültesi  
Protetik Dış Tedavisi Ana Bilim Dalı, Rize  
Tel: 0464-2220001  
E mail: zyesilz@hotmail.com

