



## Farklı Yapıştırma Simanlarında Marjinal Aralığın Değerlendirilmesi Evaluation of Marginal Gaps with Different Types of Luting Cements

Zeynep Başağaoğlu Demirekin<sup>1</sup>, S. Süha Türkaslan<sup>1</sup>, Kemal Çavdarlı<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Süleyman Demirel Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Isparta, Türkiye.

<sup>2</sup>Süleyman Demirel Üniversitesi, Sağlık Meslek Yüksekokulu, Isparta, Türkiye.

### Özet

**Amaç:** Çalışmamızın amacı, 3 farklı metal altyapı üretim tekniği kullanılarak elde edilen 3 üyeli sabit metal-seramik köprülerin 3 farklı simanla yapıştırılmasının ardından meydana gelen marjinal açıklık farklarının karşılaştırılıp ve değerlendirilmesidir.

**Materyal-Metod:** Örnekler 3 farklı fabrikasyon tekniğiyle (indüksiyon döküm, metal milleme, lazer sinterleme) elde edilip 9 grupta değerlendirildi. Metal-seramik köprülerin marjinal açıklık değerleri simantasyon öncesi kaydedilip ardından simantasyon sonrası kayıtlarla karşılaştırıldı. Değerlendirme için her bir kron marjininin 40 farklı noktasından kayıtlar stereomikroskop kullanılarak alındı.

**Bulgular:** İndüksiyonlu döküm tekniğiyle elde edilen 3 üyeli köprü restorasyonların bulunduğu grupta marjinal aralık ölçüm değerleri simantasyon öncesi 83,21 µm ve çinko fosfatla siman ile yapıştırma sonrası 95,56 µm, polikarboksilat siman ile yapıştırma sonrası 88,35 µm, dual-cure (çift yönlü sertleşen) rezin simanla yapıştırma sonrası 90,65 µm olarak ölçüldü. Aynı değerler sırasıyla lazer sinterleme ile üretilen grupta 75,37 µm, 85,92 µm, 80,63 µm ve 82,46 µm olarak ölçüldü. Direkt metal milleme grubunda ise sırasıyla 72,42 µm; 83,32 µm, 77,47 µm ve 77,84 µm değerleri bulundu.

**Sonuç:** Çalışmamızın sonuçlarına göre indüksiyon döküm tekniği ile elde edilen grup dışındaki tüm grupların açıklık değerleri klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içindedir ( $p < 0.05$ ). Simantasyon yapılan örneklerin tamamında marjinal aralığın arttığı belirlendi; ancak bu değerler klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içindedir.

**Anahtar Kelimeler:** Yapıştırma simanı, Metal döküm, Marjial aralık

Bu çalışma Süleyman Demirel Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 3429-D1-13 no' lu proje ile desteklenmiştir.

### Giriş

Diş ve çevre dokularındaki eksikliklerin yapay cisimler olan 'protezler' yardımı ile tamamlanması ve diş eksikliklerinin neden olduğu komplikasyonların giderilmesi, protetik diş hekimliğinin öncelikli amaçlarından biridir. Bu amaçlar doğrultusunda kullanılacak yöntem ve malzemelerin, kayıp

### Abstract

**Objective:** The aim of this study was to evaluate and compare the marginal fit of 3-unit-FDPs in different metal alloys made using 3 different production techniques cemented with 3 different cements in vitro.

**Material-Method:** Specimens were fabricated with 3 different fabrication techniques (induction cast, metal milling, laser sintering) and were evaluated within 9 groups. In addition, the marginal adaptation of metal-ceramic bridges after the firing cycles for porcelain veneers were examined and the scores were compared with the final marginal adaptations of the previously recorded scores. The evaluation was conducted within 40 points which were defined for a single abutment margins for each crown and a stereomicroscope was used for measurements.

**Results:** Marginal gap values in 3 unit fixed partial bridge restorations produced with induction casting were 83,21 µm before cementation and 95,56 µm after cementation with Zinc phosphate, 88,35 µm with polycarboxylate cement and 90,65 µm with dual cure resin cement in order. For the laser sintering production group gap values were 75,37 µm, 85,92 µm, 80,63 µm and 82,46 µm. Gap values in direct metal milling group were 72,42 µm; 83,32 µm, 77,47 µm and 77,84 µm in order.

**Conclusion:** Within the limitations of this study, all the groups were at the clinically acceptable levels except induction casting samples ( $p < 0.05$ ). Nevertheless all recorded values are in clinically acceptable limits.

**Key Words:** Luting cement, Metal casting, Marginal gap

This study was supported with 3429-D1-13 number by Suleyman Demirel University Scientific Research Department.

dokuları onarılmasından önce var olan dokulara zarar vermemesi, çevre dokularla uyumlu olması, doğal dokuları taklit edebilmesi ve uzun ömürlü olması gereklidir. Protez uygulamalarında, günümüze kadar pek çok malzeme denenmiş ve kullanılmış olmakla birlikte bunlardan hiçbirinin beklentilere tam olarak yanıt verebilmiş oldukları

söylenemez (1). Kuron-köprü restorasyonları yıllardır çürük dişlerin restorasyonunda kullanılmakta ve diş hekimliğinde standart işlemler arasında sayılmaktadır (2, 3). Sabit bölümlü protezler (SBP) günümüz diş hekimliğinde eksik dişlerin restorasyonunda en çok kullanılan ve uygunluğu klinik olarak ispatlanmış bir tedavi seçeneğidir (2, 3). Birçok çalışmada sabit restorasyonların ömrü üzerine araştırma yapılmıştır (4, 5). Yapılan farklı çalışmalarda metal seramik restorasyonların en az 5 yıllık klinik takiplerinde ağızda kalma oranları %91,6 ile %100 arasında değişmektedir (6-11). Ayrıca yapılan uzun süreli takip çalışmalarında da SBP' nin 10 yıl sonunda ağız içi fonksiyonda kalma oranları %80,2 ile %88,7 arasında değişmektedir (12, 13). SBP' nin uzun dönem başarılarından söz edebilmek için, klinik olarak kırılma dirençlerinin başarılı sayılması ve marjinal uyumlarının kabul edilebilir düzeyde olması değerlendirme yapılırken incelenen en önemli etkenler arasında yer alırlar (2).

Klinik deneyler ve deneysel çalışmalar, açıkta kalan siman tabakasının oral sıvıların etkisi ile çözündüğünü ve restorasyon ile doğal diş bağlantısının zayıfladığını göstermektedir. Bu, klinikte kuron restorasyonlarının başarısızlık nedenlerinden birisidir ve kuron kenarları veya bitimi ne kadar hatalı ise başarısızlık da o kadar çabuk oluşacaktır. Simanın çözünmesi ile oluşan boşluk, gıda artıkları ve plak birikimi için uygun bir bölge haline gelir. Bu boşluk arttıkça daha fazla miktardaki siman ağız ortamı ile ilişkiye girecektir (5, 14). Pek çok yapıştırma simanının ağız içindeki çözünürlükleri nedeniyle bakteriler bu potansiyel boşluklarda birikerek bölgede çürüklere, pulpal rahatsızlıklara, periodontal hastalıklara ve/veya periimplantitise neden olabilir (15-19). Bu nedenle kuron kenarı ile altta bulunan diş dokusu ya da implant arasındaki iyi bir uyum, periodontal hastalık ve çürük oluşumunu en aza indirger (18).

Bu çalışmada, üç farklı metal alt yapı üretim tekniği kullanılarak (İndüksiyon döküm, metal milled, lazer sinterleme) elde edilen üç üyeli sabit metal destekli seramik restorasyonların porselen fırınlanması ardından üç farklı simanla yapıştırılması sonrasında marjinal aralıkları değerlendirilmiştir. Böylece sabit restorasyonlarda farklı üretim teknikleri ve yapıştırma simanları söz konusu olduğunda marjinal uyum farklılıkları karşılaştırılarak, ideal alt yapı elde etme tekniğinin ve ideal yapıştırıcı siman seçiminin ortaya çıkarılması amaçlanmıştır. Restorasyonların oturacağı yüzeylerin geometrik formu, yan yüzlerin eğimlerinin derecesi, kullanılan simanın yapıştırma anındaki viskozitesi, simantasyon süresi, simantasyon basıncı, "die spacer" uygulanması, kenar bitim tipi, preparasyon ile restorasyon arasındaki uyumu etkileyen faktörler olarak bilinir (5,20-22). Anusavice ve ark. diş preparasyonunun önemini vurgulayarak yaptıkları sınıflamada aşağıdaki uyumu etkileyen dört unsura da değinmişlerdir;

1. Restorasyonun uygulanacağı yerin geometrik şekli,
2. Prepare edilmiş dişin yan yüzeylerinin eğim derecesi,
3. Kullanılan simanın viskozitesi,
4. Kenar bitim şekli (22).

Diş hekimliğinde döküm işleminde kullanılan malzemelerin fiziksel özelliklerinden dolayı, diş ile döküm arasında bir aralık kalması beklenir. Bu boşluk siman ile doldurulur. Simanın diş-kuron sınırında çözünmesi tekrarlayan çürük oluşma riskini artırır. Bu nedenle, oluşan bu aralığı en aza indireyecek yöntem ve malzemeler geliştirilmelidir (21). Diş preparasyonunun kenar bitim tipi ne olursa olsun, restorasyonla diş arasında siman tarafından doldurulacak bir boşluğun bulunması kaçınılmazdır. Amerikan Diş Hekimleri Birliği spesifikasyonlarına göre (ADA Specification No: 8) bu aralık 25 µm civarında olmalıdır. Ancak in-vivo ve in-vitro yapılan birçok çalışma, siman kalınlığının çok daha fazla olabildiğini göstermiştir (5, 20). Dişte koniklik açısının azalması ve kenar bitim şekli yapıştırma için kullanılan simanın akıcılığını engelleyerek siman film kalınlığında artmaya sebep olmaktadır (23). Siman film kalınlığındaki artış kuronun tam oturmasını engelleyebilir, oklüzyonda yükselmeye ve marjinal uyum bozukluklarına yol açabilir (5-20).

Yapıştırma ajanları genel olarak daimi ve geçici simanlar olarak iki gruba ayrılmaktadır. Çinko fosfat, çinko polikarboksilat, cam iyonomer ve self-cure (kendiliğinden sertleşen) reçine simanlar protetik restorasyonların daimi simantasyonunda sıklıkla tercih edilen ve siman retansiyonunu konu alan karşılaştırmalı çalışmalarda standart olarak kabul edilen simanlardır (24-26). Siman aralığının yeterli aralıkta olmasıyla artık simanın ortamdaki kolayca uzaklaşması, pasif oturmanın gerçekleşmesi, final restorasyonun uyum ve retansiyonunun optimum düzeye ulaşması sağlanabilmektedir (27-30).

Çalışmamızın amacı, farklı döküm yöntemleriyle elde edilen metal altyapıların, porselenle pişirilmesinin ardından ve aynı sabit bölümlü köprülerin farklı yapıştırıcı ajanlarla simante edilmesinin ardından marjinal açıklık farklarının ölçülmesi ve değerlendirilmesidir. Böylece farklı metal altyapılar elde etme yöntemlerinin ve farklı yapıştırma simanlarının marjinal açıklığa olan etkileri birbirleriyle karşılaştırılabilecek ve değerlendirilebilecektir. Çalışmanın 0 hipotezi simantasyon işlemlerinin her bir farklı siman için marjinal açıklığı etkilemediği yönündedir.

## Materyal-Metod

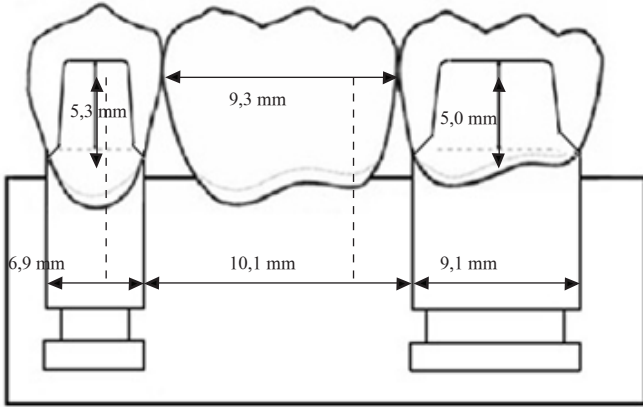
Çalışmamızda metal destekli seramik köprülere destek olarak kullanılan kuron restorasyonlarının simantasyon sonrası marjinal bölgedeki uyumlarını araştırmak için üç farklı metal altyapı elde etme yöntemleriyle hazırlanmış metal destekli porselen köprüler elde edildi.

Metal destekli porselen köprülerden her farklı alt grup için onar adet köprü hazırlandı. Tüm bu köprü sistemlerinin yapımı paslanmaz çelik güdükler üzerinde gerçekleştirildi. Paslanmaz çelik güdüklerin hazırlanmasında aksiyon-gingival köşeleri yuvarlatılmış 135 derecelik chamfer basamak tipi kullanıldı.

## Dayanakları Temsil Eden Güdüklerin Hazırlanması

Dayanakları taklit eden paslanmaz çelik örneklerin boyutları çekilmiş doğal dişlerin boyutları ölçülerek belirlendi.

Prepare edilmiş diş formundaki paslanmaz çelik örneklerin preparasyon miktarları da standart olarak 1mm lik basamak genişliği ve yüksekliği olacak biçimde çizim programıyla tasarlanarak (AUTO-CAD 2010, Autodesk, Münih, Almanya) veriler üretim için CNC makinesine gönderildi (Şekil 1). İleride hazırlanacak köprülere destek olacak alt 5 no' lu dişten ve alt 7 no' lu 90 'ar adet paslanmaz çelik örnek hazırlandı.



**Şekil 1.** Deneysel için oluşturulan alt 6 no'lu dişin kaybı simülasyonu ile alt 5 ve 7 no'lu prepare edilmiş dişleri temsil eden paslanmaz çelik güdükler ve yerine konulması düşünülen metal-seramik restorasyonun temsili düzenek şeması

Paslanmaz çelik materyali kullanılmasının nedeni yapım aşamaları sırasında yapay desteklerde özellikle marjinal bölgede meydana gelebilecek aşınmaların önlenmesidir. Dublikat modeller hazırlanırken ilk üretilen ana modelin ölçüsü ilave tip elastomerik ölçü maddesiyle (Elite HD+, Zhermack, Badia, Italy) elde edildi.

Ölçü maddesinin polimerizasyonundan sonra ölçü içindeki destek diş boşluklarına tornalanmış güdükler yerleştirildi ve ardından sert alçı dökümü sırasında güdüklerin vibrasyon işlemi uygulanırken yerleştirildikleri bölgelerde sabit kalmaları amacıyla üzerlerine standart ağırlıkta (250 gr.) çelik plakalar yerleştirildi ve geliştirilmiş sert alçı ile modeller döküldükten 20 dk sonra bu plakalar kaldırılarak alçıların sertleşmeleri bekledi (Resim 1 ve 2).

Ana ve dublikat modeller üzerinde bukkal, mezial, lingual ve distal bölgelerin orta noktalarına çentikler hazırlanarak tekrarlayan ölçümler için referans noktaları belirlendi.

Toplam grup sayısı ve her grup için hazırlanan örnek köprü sayısı Tablo 1'de gösterilmektedir:



**Resim 1.** Üretilen silikon kalıpların güdükler yerleştirildikten sonraki görüntüsü

**Tablo 1.** Deneysel kullanılan örnek sayılarının köprü grupları için dağılımı

| Köprü üye Sayısı ve Ana Gruplar | İndüksiyon Döküm Yöntemi                  | Metal Milleme Yöntemi | Lazer Sinterleme Yöntemi |
|---------------------------------|---|-----------------------|--------------------------|
| 3 üyeli Alt 5-7                 | 30  | 30                    | 30                       |
| <b>TOPLAM</b>                   | <b>90 adet Metal-seramik köprü modeli</b> |                       |                          |

### Deneysel Gruplarına Ait Köprü Altyapılarının Üretilmesi İndüksiyon Döküm Yöntemiyle Metal Altyapıların Hazırlanması

Hazırlanan 3 üyeli köprü modelleri trimleme ve zımpara işlemlerinin ardından kurularak paslanmaz çelik dayanaklara yaklaşık 13µm kalınlığında iki tabaka die spacer (Durolean silver, DFS Diamon, Germany) ince bir fırça yardımı ile uygulandı ve ardından 2 dakika süreyle kurumması bekledi.

Standart mum gövde modelasyonları, destekler üzerine hazırlanan kuron restorasyonlarının mum modelasyonları ile birleştirildi ve ardından mum örnekler üretici firmanın önerileri doğrultusunda tıjlendi.

Mum yüzeyin, revetman ile ıslanabilirliğini artırmak ve mum yüzeyindeki yağların elimine edilmesi amacıyla yüzey gerilimini azaltıcı sprey (Aurofilm, Bego, Germany) mum örneklere uygulandı. Fosfat bağlı revetman (Ceramvest-Hispeed, Protechno, İspanya) ve likit üretici firmanın önerileri doğrultusunda 45 sn süreyle karıştırıldı. Hazırlanan revetman önce bir fırça ve spatül yardımıyla mum modellerin yüzeyine sürüldükten sonra manşet revetmanla dolduruldu. Revetmana alma işleminden 30 dakika sonra döküm manşeti oda sıcaklığındaki ısıtma fırınına yerleştirildi. Manşet 270°C'de 20 dakika bekletildikten sonra sıcaklık 1000°C'ye yükseltildi. Bu sıcaklıkta 45 dakika beklendikten sonra manşet fırından alınarak indüksiyon cihazına yerleştirildi ve döküm işlemi uygulandı.

Döküm işleminin ardından manşet oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı. Manşet oda sıcaklığına ulaştıktan sonra metal alaşım köprülerden revetman uzaklaştırıldı ve yüzeylerine önce 250 µm ardından 110 µm lik alüminyum oksit partiküllerinin 2 atm basınç ile 3 cm uzaklıktan püskürtülmesi ile metalörnekler revetman artıklarından tamamen arındırıldı. Kumlama işleminin ardından basamaklar 50 µm'lik Al2O3 partikülleri ile dikkatlice temizlendi ve döküm işlemi sırasında oluşan döküm incileri ince grenli rond frez yardımıyla uzaklaştırıldı. Bu sırada basamakların ve kuronların iç kısımlarının korunmasına özen gösterildi. Döküm tıjleri karbon bir separeyle kesildi. Tesviye işlemlerinin ardından metal kalınlıkları ayarlanarak uygun form verildi ve palatinal bant yüksekliği 1 mm olacak biçimde palatinal bölgelerden aşındırma yapıldı. Tüm bu işlemlerin ardından metal köprüler çelik güdüklere yerleştirilerek uyumları kontrol edildi ve en az düzeltmeyle pasif oturmanın sağlanması için minimum uyumlama işlemleri gerçekleştirildi.



### Metal Milleme Yöntemiyle Metal Altyapıların Hazırlanması

Metal milleme yönteminde mum modelasyon işlemi yerine bilgisayar destekli tasarım (CAD) teknolojisinden yararlanılarak oluşturulacak metal altyapıların dizaynı farklı şekillerde yapılabilmektedir. Paslanmaz çelik güdük üzerinde hazırlanacak olan 3 üyeli köprüler için dublikat modeller taranarak (Dwos, Dental-Wings 3D scan, Kanada) metal altyapı dizaynı için bilgisayar ortamına aktarıldı (Resim 3).



**Resim 3.** Taranan dublikat modellerin bilgisayar ortamına aktarılmış görüntüleri

İlk örneklerde firmaya ait ark uygulayıcısı programı ile (Dental-wings software, Kanada) sırasıyla marjin bölgelerinde 0,03mm siman aralığı, 1/1,2 kole pozisyonu, marjin bölgesindeki minimum kalınlık 0,2 mm olarak ayarlandı. Sıkı aralığa sahip köprü grupları olarak adlandırılan diğer köprü alt grubunda ise program komutu olarak siman aralığı değerleri 0,01 mm, en sıkı kole pozisyon aralığı olan 1/30 oranı olarak seçildi ve minimum kalınlık değeri değiştirilmedi böylece teknik olarak en iyi marjinal uyum ve en düşük marjinal aralık değerleri oluşturularak bu alt grubun önceki alt grup ile karşılaştırılmasına olanak sağlandı. Diğer tüm üretim aşamaları aynı değerler dikkate alınarak ve benzer biçimde yapılarak standarizasyon sağlanması amaçlandı (Resim 3).

Ardından marjin bölgeleri dikkatlice incelenerek bitim çizgileri düzenlendi. Marjin bitim sınırı basamak bitim çizgisinde ayarlandı ve daha sonra destek diş ve gövdeler uygun giriş yolu seçilerek bağlantı bölgeleri 7mm2 olacak şekilde programlandı. Gövde dizaynı olarak ölçümlerin daha kolay yapılması için klinik kullanımda temizlenebilir olan ve genellikle diğer gövde tiplerinden daha çok tercih edilen, estetik bir görüntü sağlayan modifiye ridge lap gövde tipi seçildi. Destek dişlerin minimum metal altyapı kalınlığı marjin bölgesi hariç 0,4 mm olarak ayarlandı ve horizontal boşluk alanı (siman aralığı) marjin bölgesi hariç 0,06mm olarak ayarlandı. Lingual bölgede 0,4 mm yüksekliğinde 0,5 mm kalınlığında palatinal bant olacak biçimde tasarım planlandı. Üretim öncesi 5 farklı kalınlık ve açılanmaya sahip kesici frezler kontrol edildi ve ardından üretim için (CAM) makineye (HSC20 linear Deckel Maho, Almanya) komut verildi.

Üretimin ardından örnekler bağlantı yerlerinden karbon separe yardımıyla dikkatlice ayrılarak tesviye işlemi ile

fazla metal kısımları düzeltildikten sonra minimal seviyede uyumlama işlemleri gerçekleştirildi.

### Direkt Lazer Sinterleme Döküm Yöntemiyle Metal Altyapıların Hazırlanması

3 üyeli paslanmaz çelik güdük içeren dublikat modeller taranarak (Dwos, Dental-Wings 3D scan, Kanada) değerler uygun metal bir altyapı için bilgisayar ortamına aktarıldı. Firmaya ait ark uygulayıcısı programı ile ilk köprü örneklerinde (Dental-wings software, Kanada) sırasıyla marjin bölgelerinde 0,03 mm siman aralığı, 1/1,2 kole pozisyonu, marjin bölgesindeki minimum kalınlık 0,2 mm olarak ayarlandı. Marjin bitim sınırı basamak bitim çizgisinde ayarlandı ve daha sonra destek diş ve gövdeler uygun giriş yolu seçilerek bağlantı bölgeleri 7mm2 olacak şekilde programlandı (Resim 4).



**Resim 4.** Çalışmada kullanılan lazer sinterleme cihazı

Kullanılan metal alaşım tozu indüksiyon ve metal millemede kullanılan alaşımlara benzer element oranları içeren alaşımlar arasından tercih edildi (EOSINT M EOS, Co-Cr SP2).

Lazer sinterleme ile hazırlanan tüm örnekler toplamda 120 dakika gibi bir sürede bitirildi (EOSINT M 270, Kralling-Münih, Almanya) (Resim 4) ancak hazırlanan örnekler oksidasyon ve porselen işlemleri öncesi üretici firmanın talimatları doğrultusunda metal içindeki streslerin azaltılması, homojenlik ve metal alaşımın kendi içindeki kararlılığının sağlanması amacıyla 4 saat 30 dakika süreyle 750°C'lik ön ısıtma fırınında sabit sıcaklıkta bekletildi. Fırınlanmanın ardından örnekler oda sıcaklığına ulaştıktan sonra sinterleme işlemi ile karakterize metal bağlantı çubukları karbon separe yardımıyla uzaklaştırılıp artık metal partikülleri uzaklaştırıldıktan sonra metal millemeden farklı olarak önce 110 µm, ardından 50 µm'lik Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri 2 atm basınç altında 3 cm uzaklıktan püskürtülerek kumlama işlemi ile işlemler tamamlandı.

3 farklı metal altyapı elde etme yönteminde kullanılan metal alaşım markaları, içerikleri ve fiziksel özellikleri Tablo 2'de gösterilmektedir:

**Tablo 2.** Çalışmada kullanılan metal alaşımların markaları, % içerikleri, teknik verileri ve uygulama önerileri

| Döküm Yöntemi    | Marka                                   | İçerik %   | Teknik veriler   | Uygulama önerileri                              |
|------------------|---|--|--|---|
| İndüksiyon       | Microlit isi<br>Schütz Dent.<br>Almanya | Co: 61,1% Cr: 27,8%<br>W: 8,5% Si: 1,7% Diğer:<br><0,5%                  | Yoğ: 8,6 gr/cm <sup>3</sup><br>Vickers: 280<br>Erime Derece: 1320-1420°C | Döküm Sıcaklığı : 1470°C<br>Ön ısıtma: 900°C    |
| Metal Milleme    | SDS MagnumH60<br>Mesa Comp.<br>İtalya   | Co: 63% Cr: 29%<br>Mo: 6,5% C, Si, Fe, Mn                                | Yoğ: 8,4 gr/cm <sup>3</sup><br>Vickers: 280<br>Erime Derece: >1250°C     | Veri yok  |
| Lazer Sinterleme | EOS SP2<br>EOS GmbH<br>Almanya          | Co: 61,8% Cr: 23,7%<br>Mo: 4,6% W: 4,9%<br>Si: 0,8% Fe: 0,5%<br>Mn: 0,1% | Yoğ: 8,5 gr/cm <sup>3</sup><br>Vickers: 350<br>Erime Derece: 1380-1440°C | Termik işlem: 750°C 3<br>saat ve 880°C 5 dakika |

### Metal Altyapılara Porselen Uygulanması

Metal altyapılar 50 µm partikül büyüklüğündeki Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile kumlandıktan sonra dış yüzeyleri alkol solüsyonu ile (3C-Bond, Alphadent, Belçika) temizlendi ve ardından oksidasyon işlemi için 10 dakika süreyle 640°C'de fırınlanarak kurutma işlemi gerçekleştirildi. Oksidasyonun ardından oda sıcaklığına getirilen metal altyapılara opak porseleni sürüldü (Ceramco, Dentsply, A.B.D.). Opak tabakası uygulanırken altyapının metal bilezik kısmına ve marjinal kısımlarına taşmamasına dikkat edildi. Opak porseleni firmanın önerdiği fırınlama talimatlarına uyularak üretici firmanın önerdiği fırında (Touch & Press, Dentsply, A.B.D.) işlem yapıldı.

Konvansiyonel fırça tekniği ile dentin porseleni olarak Vitadur Alpha (Vita Zahnfabrik, Almanya) üst yapı porseleni kullanılarak metal altyapılar üzerine porselen uygulandı. Vitadur Alpha porseleni (Dentsply, A.B.D.) firmanın önerdiği fırınlama talimatlarına uyularak firmanın önerdiği fırında (Touch & Press, Dentsply, A.B.D.) işlem yapıldı.

Glaze işlemi, üretici firmanın önerdiği glaze materyali ile (Vita Akzent, Dentsply, A.B.D.) firmanın kendi fırınında son sıcaklık değeri 960°C olacak biçimde vakumsuz ortamda gerçekleştirildi. Glaze aşamasının ardından köprülerin tamamı ultrasonik temizleyicide temizlendi.

### Simantasyon

Rezin bazlı siman (Choice 2, Bisco Dental, Illinois, ABD), polikarboksilat siman (Adhesor Carbofine Spofa Dental, Frankfurt, Almanya) ve çinko fosfat (Adhesor, Spofa Dental, Prag, Çek Cumhuriyeti) simanlar üretici firmanın önerilerine uygun olarak hazırlandı ve örneklerin iç yüzeyine uygulandı. Örnekler simanların ilk sertleşmeleri gerçekleşene kadar parmak basıncı uygulandı ve ardından 10 dakika süreyle 2 kg ağırlık altında oda ısısında kontrollü şekilde son sertleşmelerine bırakıldı. 10 dakika sonunda artık simanlar sond yardımıyla temizlendi.

Marjinal Bölgelerin İncelenmesi, Fotoğraflanması ve Ölçümü  
Marjinal aralık ölçümlerinin standardize edilmesi ve farklı aşamalarda farklı bölgelerle karşılaştırmaların önüne geçilmesi amacıyla her bir metal-seramik köprü restorasyonu kendi dublikat modeline 3 farklı yapıştırma simanı ile sabitlenerek sabit baskı altında (2 kg) 10 dk süreyle bekletildi ve ardından bu materyalin basamak sınırlarına taşır taşmadığı

kontrol edildi.

Marjinal aralık fotoğraflarının elde edilmesi için 54x büyütme bir stereomikroskoptan yararlanıldı (Leica S4E, Almanya). Fotoğrafların elde edilmesi için de mikroskop ile uyumlu dijital bir fotoğraf makinesi mikroskopa monte edildi (Leica D-Lux 3, Almanya). Dublikat modeller üzerinde Bukkal (B), Mezial (M), Lingual (L) ve Distal (D) bölgelerde birbirine eşit mesafelerde 10'ar adet fotoğraf görüntüsü elde edildi ve marjinal aralık değerleri ölçüldü.

Marjinal aralık ölçüm işlemleri glaze fırınlanması ardından ve daha sonra simantasyon işlemi sonrası siman artıklarının temizlenmesinin ardından aynı referans noktalarından tekrar edildi.

Simantasyon işlemi yapılmayan metal-seramik köprülerin fotoğraflamaları yapılırken örnek köprüler sabit el basıncı altında paslanmaz çelik güdüğün chamfer eğim sınırı ve restorasyonun en alt noktası arasındaki açılma farkları göz önünde tutuldu ve böylece marjinal aralık farkının gerçekte olduğundan daha farklı ölçülmesinin önüne geçildi.

### Çalışmada Kullanılan İstatistiksel Analiz Yöntemleri

Elde edilen ölçüm verileri, istatistiksel analiz için SPSS 17.0 (SPSS Inc, USA) programına yüklendi ve değerler tablolar halinde kaydedildi. 5 ve 7 no'lu dişlerdeki marjinal aralık değişiminin kendi içlerinde ve birbirleri arasında noktasal bazda ilişkilerini incelemek için korelasyon analizi yapıldı. Metal seramik köprü gruplarının fırınlama ve simantasyon aşamalarından sonraki marjinal aralık ortalamalarını karşılaştırmak için Bonferroni testi kullanıldı. Metal-seramik köprü gruplarının fırınlama ve simantasyon ardından marjinal aralık değişimlerini incelemek için tekrarlı ölçümlerde 2 yönlü varyans analizi kullanıldı. Metal destekli porselen köprü gruplarının fırınlama ve simantasyon aşamalarındaki marjinal aralık değişimini incelemek için tekrarlı ölçümlerde varyans analizi uygulandı.

### Bulgular

İndüksiyonlu döküm tekniğiyle elde edilen 3 üyeli köprü restorasyonların bulunduğu grupta marjinal aralık ölçüm değerleri simantasyon öncesi 83,21 µm ve çinko fosfatla siman ile yapıştırma sonrası 95,56 µm, polikarboksilat siman ile yapıştırma sonrası 88,35 µm, dual-cure (çift yönlü sertleşen) rezin simanla yapıştırma sonrası 90,65 µm olarak

**Tablo 3.** Üç farklı döküm yöntemiyle üretilmiş üç üyeli metal-seramik köprülerin açıklık değerleri ortalamaları 3 farklı siman grubu için glaze sonrası ve simantasyon işlemi sonrası ölçüldü

|                        |           | İndüksiyon   |               | Metal Milleme |              | Lazer        |              |
|------------------------|-----------|--------------|---------------|---------------|--------------|--------------|--------------|
|                        |           | Glaze        | Simante       | Glaze         | Simante      | Glaze        | Simante      |
| Polikar boksilat siman | Ort.      | 82,94        | 88,35         | 71,31         | 77,47        | 75,78        | 80,63        |
|                        | Std. Hata | (1,09)       | (1,03)        | (1,37)        | (1,46)       | (1,02)       | (1,31)       |
|                        | %95       | 77,46- 86,97 | 85,51- 94,98  | 64,22- 76,41  | 71,80- 84,22 | 70,81- 79,28 | 74,89- 86,35 |
|                        | Alt-üst   |              |               |               |              |              |              |
| Rezin siman            | Ort.      | 84,44        | 90,65         | 72,87         | 77,84        | 77,02        | 82,46        |
|                        | Std. Hata | (1,08)       | (1,63)        | (0,87)        | (1,03)       | (0,51)       | (1,37)       |
|                        | %95       | 80,11- 88,67 | 86,91- 101,25 | 67,92- 74,69  | 72,76- 81,64 | 74,25- 79,79 | 75,50- 86,66 |
|                        | Alt-üst   |              |               |               |              |              |              |
| Çinko fosfat siman     | Ort.      | 82,25        | 95,56         | 73,08         | 83,32        | 73,31        | 85,92        |
|                        | Std. Hata | (1,11)       | (1,1)         | (1,41)        | (1,26)       | (0,92)       | (1,16)       |
|                        | %95       | 76,78- 85,92 | 83,44- 92,82  | 66,76- 79,08  | 80,06- 91,08 | 69,59- 77,81 | 78,37- 87,90 |
|                        | Alt-üst   |              |               |               |              |              |              |

ölçüldü. Aynı değerler sırasıyla lazer sinterleme ile üretilen grupta 75,37  $\mu\text{m}$ , 85,92  $\mu\text{m}$ , 80,63  $\mu\text{m}$  ve 82,46  $\mu\text{m}$  olarak ölçüldü. Direkt metal milleme grubunda ise sırasıyla 72,42  $\mu\text{m}$ , 83,32  $\mu\text{m}$ , 77,47  $\mu\text{m}$  ve 77,84  $\mu\text{m}$  değerleri bulundu. Ölçülen değerlerin ortalamaları alt grupları ve standart sapmaları ile birlikte Tablo 3'te gösterilmektedir.

### Tartışma ve Sonuç

Protetik yapılar dişleri ve çevre dokuları sağlıklı bir şekilde korumalıdır; ancak bunun için iyi bir marjinal uyum gereklidir. Metal-seramik köprülerin, yapım aşamasında distorsiyona uğradıkları ve uyumlarının belirli bir oranda bozulduğu belirtilmektedir. Bu distorsiyon, preparasyon ile restorasyon arasında potansiyel bir boşluk oluşmasına neden olur. Marjinal uyumsuzluğun daha da kötü hale gelmesi aradaki boşluğu arttırarak, daha fazla simanın görünür hale gelmesine neden olur. Biyolojik dokular ile uyum açısından en önemli bölgelerden biri restorasyonla dişeti birleşim bölgeleridir. Shillingburg ve arkadaşları “Oral kavite ortamında restorasyonun uzun ömürlü olabilmesi, sadece sabit protez kenarının diş preparasyonunun bitiş çizgisine sıkıca adapte olması ile sağlanır” cümlesi ile iyi bir marjinal uyumun son derece önemli olduğunu vurgulamışlardır. Diş hekimliğinde, restorasyonların yapımında kullanılan farklı teknikler marjinal uyumu etkiler (3).

Sorensen marjinal aralığı, dökümün internal yüzeyinden marjindeki preparasyonun aksiyal duvarına kadar olan mesafe olarak tanımlamıştır (31).

Marjinal aralık en iyi olarak, diş ile restorasyon arası yüzeyde ölçülen çeşitli noktaların uyumsuzluğu olarak tanımlanır.

Klinik olarak kabul edilen marjinal aralık 40 ile 150 mikrometre ( $\mu\text{m}$ ) arasındadır. 150  $\mu\text{m}$ 'den fazla oluşan aralıklarda tükürüğün, simanın çözülmesine neden olduğu bulunmuştur. Sond yardımıyla yapılan klinik incelemede kabul edilebilir marjinal aralığın 200  $\mu\text{m}$  olduğu bildirilmiştir. Marjinal uyum ile ilgili kaynaklar incelendiğinde 120  $\mu\text{m}$ 'nin üzerindeki kenar açıklığı değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde olmadığı bildirilmiştir (32).

Marjinal uyum konusunda McLean ve Fraunhofer 120  $\mu\text{m}$  ve altındaki değerleri marjinal uyum açısından kabul edilebilir sınır olduğunu bildirmişler ve bu değer literatürde genel olarak kritik sınır kabul edilmiştir. Ayrıca 150  $\mu\text{m}$ 'den fazla oluşan aralıklarda tükürüğün, simanın çözülmesine neden olduğu net bir ifadeyle belirtilmiştir. Çalışmamızda bu nedenlerden dolayı 120  $\mu\text{m}$  marjinal aralık sınırları kritik değerler olarak kabul edilerek marjinal açıklıklar bölgelere ve dayanaklara göre değerlendirilmiştir (5, 33, 34).

Uyumsuzluk ile ilgili elde edilen değerlerin farklılığından dolayı birbirleri arasında kıyaslama yapmak zordur. Klinik olarak önemli kabul edilen ölçümler marjinal aralık ölçümleri ve taşkın kenar ölçümleridir.

Marjinal uyumun ölçülmesi ve değerlendirilmesi konusunda günümüzde hala standart bir metot ve ölçme yöntemi geliştirilmemiştir. Özellikle ölçüm noktaları konusunda araştırmacılar arasında bir fikir birliği yoktur.

Hassas ölçüm yapabilmek için sayısal olarak ölçülebilir yöntemler kullanılmalıdır. Ölçümler için kullanılan yöntemler;

- Kesit alma
- Ölçü alma ve
- Direkt yöntemdir.

Marjinal aralık ölçüm teknikleri arasında kesit alınarak ölçüm yapılan yöntemde örnekler, ölçümler için bölünüp zarar gördükleri için birden fazla aşamalı test ölçümlerinde bu metot uygun değildir. Çalışmamızda da en sık kullanılan, tekrar edilebilir ve en doğru ölçümlere olanak sağlayan yöntem olan direk yöntemle ölçüm kullanıldı.

Direkt yöntemde yapılan ölçümlerin değerlendirilmesi için en sık kullanılan alet mikroskoptur. Mikroskobun yüksek güçteki görüntü büyütme özelliği, hassas ölçümler yapabilmeyi sağlar (21, 35-40).

Marjinal aralık ölçüm parametreleri ve ölçümün hangi bölgelerden yapılması gerektiği hakkında görüş farklılıkları mevcuttur. Birçok araştırmacı marjinal ölçümleri bukkal,



mezial, lingual ve distal yüzeylere ayırarak yapmışlardır. Her örnekten yapılan ölçüm sayısı da değişkenlik göstermektedir. Çalışmamızda ölçümler bukkal, mezial, lingual ve distal yüzeyler belirlendikten sonra bu bölgeler arasından onar adet nokta belirlenerek yapılmıştır. Ayrıca örneklerin mutlak kenar uyumsuzluğu, direkt mikroskopi yöntemi kullanılarak restorasyonun bitim sınırı ile metal dayanakların basamakları arasındaki mesafeler ölçülerek hesaplanmıştır (31, 32, 41-43).

Marjinal aralık miktarını tespit etmek için sadece in-vitro çalışmalar değil, ayrıca in-vivo çalışmalar da yapılmaktadır. İn-vivo yöntemle yapılan çalışmalarda standardizasyonu tam olarak sağlamak oldukça zordur. İn-vitro yöntemlerde elde edilen marjinal aralık değerleri, in-vivo yöntemlerde elde edilen aralık değerlerini tam olarak yansıtmamakla birlikte klinik uygulamalara rehber olacak bilgiler verebilmektedir (44).

Diş hekimliğinde, restorasyonların yapımında kullanılan farklı teknikler marjinal uyumu etkiler. Direkt olarak teknisyenin elinde şekillenip üretilen protezlerde teknisyenin yeteneği ve dolayısıyla proteze olan katkısı önemlidir. Ayrıca protezlerin üretiminde uygulanan prosedürün çok aşamalı olması ve her bir aşamanın ayrıntıları ve bu esnada oluşabilecek hatalar da protezin prognuzunu etkileyen diğer ayrıntılardır. Çalışmamızda her bir gruptan farklı değerler elde edilmesini diğer bir sebebi de bu aşamalarda uygulanan farklı protokollerdir.

Siman aralığı, restorasyonun dayanak yapı üzerine tam olarak oturmasına izin verecek kadar geniş fakat aşırı siman kalınlığına neden olmayacak kadar da dar olmalıdır (17). 80' li yıllarda döküm restorasyonlarda 'optimum oturma' sağlanması için gereken siman aralığının 50 µm değerinde olması gerektiği, bu değer 30 µm' sinin siman için 20 µm' sinin ise mum modelajın distorsiyonu için gerektiği bildirilmiştir (18). 2000' li yıllarda CAD / CAM teknolojisinin gelişimi ile birlikte hem döküm esnasında karşılaşılabilecek distorsiyon olasılığı ortadan kalkmış hem de siman aralığının restorasyonun tüm bölgelerinde aynı miktarda ayarlanabilmesi olasılığı gündeme gelmiştir.

Son yıllarda yazarların büyük kısmı ideal siman aralığı miktarını 20-40 µm olarak bildirmektedir (30). Ayrıca araştırmacılar tarafından kabul edildiği üzere ideal restorasyonun elde edilebilmesi için, siman aralığı restorasyonun tüm bölgelerinde uniform kalınlıkta olmalıdır (45). CAD / CAM sistemleriyle elde edilen alt yapıların en önemli özelliği pasif uyum sağlayabilmek amacıyla geliştirilmiş program içinde, uniform siman aralığı ayarlanmasını sağlayan bir algoritma yardımıyla üretilmeleridir (46).

Yapıştırma simanları oluşan marjinal aralığı tıkamak ve diş-kuron ara yüzünde meydana gelebilecek mikrosızıntıyı engellemek için kullanılmaktadır. Günümüzde kullanılan yapıştırma simanları tıkama sağlayarak mikroorganizmaların geçişini engelleme özelliği göstermezler ve mikrosızıntıya bağlı olarak zaman içerisinde çözünebilirler. Bu nedenle yapıştırma simanları döküm restorasyonlarla restore edilen dişlerde mikroorganizmaların geçişini engelleyemedikleri için "zayıf bağlantı" olarak tanımlanırlar. Yapıştırma ajanı

çözündüğünde, diş-kuron ara yüzünde aralık oluşmakta ve bu aralık da mikroorganizmalar için barınak oluşturarak, ikincil çürük ve inflamatuvar pulpa lezyonları meydana getirmektedir (47).

Shillingburg ve ark. "Oral kavite ortamında restorasyonun uzun ömürlü olabilmesi, sadece sabit protez kenarının, diş preparasyonunun bitiş çizgisine sıkıca adapte olması ile sağlanır" cümlesi ile iyi bir marjinal uyumun son derece önemli olduğunu vurgulamışlardır (49).

Simanın çözünmesi ile oluşan boşluk, gıda artıkları ve plak birikimi için uygun bir bölge haline gelir. Bu boşluk arttıkça daha fazla miktardaki siman ağız ortamı ile ilişkiye girecektir (4, 5). Pek çok yapıştırma simanının ağız içindeki çözünürlükleri nedeniyle bakteriler bu potansiyel boşluklarda birikerek bölgede çürüklere, pulpal rahatsızlıklara, periodontal hastalıklara ve/veya periimplantitise neden olabilir (16-19).

Simantasyon sonrası değerler dikkate alındığında araştırma bulgularımıza göre sıralamada bir değişiklik olmadığı ancak simanın hidrostatik basıncı nedeni ile mesafenin bir miktar arttığı dikkati çekmektedir. Bu konuda Beschmidt ve Strub'ın yapmış olduğu çalışmada simantasyon sonrası restorasyonların marjinal uyum değerlerindeki artış miktarı (13-22 µm), Wolfart ve ark. bu konuda ortaya koyduğu değerler (20-40 µm) ve Ural'ın elde ettiği değer aralıkları (14,54-21,03 µm) çalışmamızda elde ettiğimiz değer aralıkları ile (7,44-18,09 µm) uyumludur (48-50). Sıralamanın değişmemesine rağmen aradaki farklılıklar istatistiksel olarak değerlendirildiğinde simantasyon sonrasında marjinal açıklık değerlerinde artış olması simantasyon işleminin önemini vurgulamaktadır.

Çalışmamızda gruplar arasında simantasyon sonrası elde edilen değerlerde marjinal aralığın siman kaynaklı arttığı değerlerde simanlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı. Mekanik dayanıklılık açısından bakıldığında siman aralığı veya iç uyum tutuculuğu ve direnci etkilememeli ve dolayısıyla klinik prognozu etkilememelidir (52).

Araştırmamızda kullanılan indüksiyon, metal milledme ve lazer sinterleme metal altyapı üretim yöntemlerinin klinik olarak kullanılabilir olduğu söylenebilir fakat gerçekleştirilen bu çalışma ideal şartlarda gerçekleştirilmiştir. Ağız içi ortamındaki durum çalışmaya benzerlik gösterse de gingival retraksiyonun kalitesi, ağız içi oral sıvılar, ideal olmayan diş preparasyonları v.b. birçok faktör bulunmaktadır. Bu yüzden çalışmamızda bulunan değer ortalamaları klinik ortamda sağlanamayabilir ve bu marjinal aralık değerleri artabilir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre indüksiyonlu döküm tekniği ile elde edilen grup dışındaki tüm gruplar klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içindedir (p<0.05). Elde edilen verilere göre yapıştırma simanlarının hepsinin marjinal aralığı etkilediği gözlemlendi fakat bu değerler klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içindedir.

## Kaynaklar

1- Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, et al. The efficiency of posterior three-unit-zirconium oxide-based ceramic fixed partial prostheses: a prospective clinical pilot study. J Prosthet Dent

2006; 96:237-44.

2- Raigrodski Ariel J., Chiche Gerard J., The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2001; 86, 520-5.

3- Shillingburg H.T., Hobo S., Whitsett LD., Brackett S.E., *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*, III. Baskı, Carol Stream (IL), Quintessence, 2003, s. 85-103, 142-154, 455.

4-Balkaya Mehmet C., Cinar A., Pamuk S., Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2005; 93, 346-55.

5-Alkumru H., Hullah W.R., Marquis P.M., Wilson H.J., Factors affecting the fit of porcelain jacket crowns, *J Br. Dent.* 1988; 164, 39-43

6-Jokstad, A., Mjör, I.A. Ten years' clinical evaluation of three luting cements. *Journal of Dentistry* 1996; 24: 309–315.

7- Marklund S., Bergman, B., Hedlund, S.O., Nilson H. An intraindividual clinical comparison of two metal–ceramic systems: A 5-year prospective study. *International Journal of Prosthodontics* 2003; 16: 70–73.

8- Walton, T.R. A 10-year longitudinal study of fixed prosthodontics: clinical characteristics and outcome of single-unit metal–ceramic crowns. *The International Journal of Prosthodontics* 1999; 12:519–526.

9- Reitemeier B., Hansel K., Kastner C., Walter, M.H. Metal–ceramic failure in noble metal crowns: 7-year results of a prospective clinical trial in private practices. *International Journal of Prosthodontics* 2006; 19: 397–399.

10- de Backer H., Van Maele G., de Moor N., Van deBerghe L., de Boever J. A 18- years retrospective survival of full crowns with or without posts. *International Journal of Prosthodontics* 2006; 19: 136–142.

11- Braegger U., Matulienė G., Krieger A., Incici E., Pjetursson B.E., Salvi G., Lang, N.P. Total costs of long-term dental care in patients with birth defects restored with FDPs and crowns on teeth and implants. *Clinical Oral Implant Research*. 2007.

12- Özcan M: Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations. *J. Oral Rehabilitation* 2003; 30:265-269.

13- Roberts H. W., Berzins D.W., Moore B. K., Charlton D. G. *Metal-Ceramic Alloys in Dentistry: A Review*. American College of Prosthodontics, 2009; 18: 188-194.

14- Reich S., Wichmann M., Nkenke E., Proeschel P., Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems, *European Journal of Oral Sciences*, 2005; 113, 174-9.

15- Faucher R. R., Nichols J.I., Distortion related to margin design in porcelain-fused-to-metal restorations, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1980; 43, 149-55.

16- Felton D.A., Kanoy B.E., Bayne S.C., Wirthman G.P., Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1991; 65, 358-64.

17- Abbate FM, Tjan AHL, Dent. D. Comparison of the

marginal fit of various ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*. 1989; 61:527-31.

18- Papaioannou W, Quirynen M, van Steenberghe D. The influence of periodontitis on the subgingival flora around implants in partially edentulous patients. *Clin Oral Implants Res* 1996; 7:405–409.

19- Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1997; 12: 527–540.

20- Holmes, R.J., Bayne, C.S., Holland, A.G., Sulik, D.W. Considerations in measurements of marginal fit. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1989; 62: 405-8.

21- Suarez, M.J., Villaumbrosia, P.G., Lozano, J.F.L. Comparison of the marginal fit of porcelain all-ceramic crowns with two finish lines. *International Journal of Prosthodontics*. 2003; 16, 229-232.

22- Anusavice KJ, Cascone P. Dental Casting and Soldering Alloys. In: Phillips' Science of Dental Materials. Anusavice KJ, Eds. 11th Ed., St. Louis: Saunders, 2003; sayfa: 565-617.

23- Ushiwata O, Moraes JV. Method for marginal measurements of restorations: Accessory device for toolmakers microscope. *J Prosthet Dent*. 2003; 83: 362-6.

24- Mehl C, Harder S, Wolfart M, Kern M, Wolfart S. Retrievability of implant-retained crowns following cementation. *Clin Oral Implants Res*, 2008; 19(12): 1304-11.

25- Wolfart M, Wolfart S, Kern M. Retention forces and seating discrepancies of implant-retained castings after cementation. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2006; 21: 519-25.

26- Kokubo Y, Kano T, Tsumita M, Sakurai S, Itayama A, Fukushima S. Retention of zirconia copings on zirconia implant abutments cemented with provisional luting agents. *J Oral Rehabil*, 2010; 37(1): 48–53.

27- Bernal G, Okamura M, Muñoz CA. The effects of abutment taper, length and cement type on resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations. *J Prosthodont*, 2003; 12(2): 111-15.

28- Psillakis JJ, McAlarney ME, Wright RF, Urquiola J, MacDonald DE. Effect of evaporation and mixing technique on die spacer thickness: a preliminary study. *J Prosthet Dent*, 2001; 85(1): 82-87.

29- Olivera AB, Saito T. The effect of die spacer on retention and fitting of complete cast crowns. *J Prosthodont*, 2006; 15(4): 243-49.

30- Gültekin P., Gültekin A., Farklı simanların implantüstü kuron protezlerinin tutuculuğuna etkisi, *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2012; 46 (1): Sayfa: 43-52,

31- Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent*. 1990, 64: 18-24

32- Goldin, E.B., Boyd N., W. Goldstein G., Hittelman E.L., Thompson V. Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic pressed-to-metal restorations. *J Prosthet Dent*. 2005; 93:143-7.

33-McLean, J.W. *The Science and art of dental ceramics*. Vol I. Quintessence Publishing Co. Tokyo, 1980.



- 34-Boeckler AF, Stadler A, Fetz JM. The Significance of Marginal Gap and overextension Measurement in the Evaluation of the Fit of Complete Crowns. *The Journal Of Contemporary Dental Practice*. 2005; 6:2-12
- 35-Abbate FM, Tjan AHL, Dent. D. Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*.1989; 61:527-31.,
- 36-Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 1991; 66:747-53
- 37-Pera, P., Gilodi, S., Bassi, F., Carossa, S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1994; 72, 585-90.
- 38-Sulaiman F, Chai J, Jamson LM, Wozniak W T. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, Ips Empress and procera crowns. *International Journal of Prosthodontics*. 1997; 10:478-8.
- 39-Suarez, M.J., Villaumbrosia, P.G., Lozano, J.F.L. Comparison of the marginal fit of procera all-ceram crowns with two finish lines. *International Journal of Prosthodontics*. 2003; 16, 229-232.
- 40-Usanmaz G. Copy-Milling sistemiyle hazırlanmış üç üniteli iki farklı materyaldeki tam seramik köprülerin marjinal uyumlarının fırınlama aşamalarında karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protez Programı. 2005 Doktora Tezi. Ankara. 13-114
- 41-Shiratsuchi H., Komine F., Kakehashi Y., Matsumura H. Influence of finish line design on marginal adaptation of electroformed metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 2006; 95:237-42
- 42-Sönmez A. Galvano kuronlarda marjinal adaptasyonun ve porselen bağlantısının in-vitro incelenmesi ve Ni-Cr alaşımlarla karşılaştırılması, Doktora Tezi Ankara, 2008; 22-23.
- 43-Akkuş G. Farklı CAD / CAM sistemleriyle hazırlanan kuron protezlerinde kenar uyumunun incelenmesi, Doktora Tezi, İstanbul, 2008 66-68
- 44-Aktepe, E. CAD-CAM Cerec 3 Sistemiyle Hazırlanan İncelemlerin Marjinal Adaptasyonlarının İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi Marmara Üniversitesi, Doktora Tezi, 2005, İstanbul
- 45- Psillakis JJ, McAlarney ME, Wright RF, Urquiola J, MacDonald DE. Effect of evaporation and mixing technique on die spacer thickness: a preliminary study. *J Prosthet Dent*, 2001; 85(1): 82-87.
- 46-Abbo B, Razzoog ME, Vivas J, Si-erraalta M. Resistance to dislodgement of zirconia copings cemented onto titanium abutments of different heights. *J Prosthet Dent*, 2008 Jan; 99(1): 25-29.
- 47- Ayyıldız S., Uyar A.,Yüzügüllü B. Diş Hekimliğinde Mikrosızıntı ve İnceleme Yöntemleri, Atatürk Üniv. Dis Hek. Fak. Derg. Cilt:19, Sayı: 3, Yıl: 2009, Sayfa: 219-226
- 48- Beschindt, S.M., Strub, J.R.(1999) Evaluation of the marginal accuracy of different all- ceramic crown systems after simulations in the artificial mouth. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26, 582-593.
- 49- Wolfart S., Wegner S.M., Al-Halabi, A., Kern, M. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *International Journal of Prosthodontics*, 16, 587-592. (2003)
- 50-Ural Ç. Beş farklı seramik restorasyon yapım yönteminde marjinal uyumların invitro olarak değerlendirilmesi. Ondokuz mayıs üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. 2006 Doktora Tezi. Samsun
- 51- Beuer F., Edelhoff D., Gernet W., Naumann M., Effect of preparation angles on the precision of zirconia crown copings fabricated by CAD / CAM system, *Dental Materials Journal*, 2008, 27(6): 814-820.