



LAZER TARAMA HIZININ LAZER SİNERLEME İLE ÜRETİLEN METAL ALTYAPILARIN PORSELEN BAĞLANTISI ÜZERİNDEKİ ETKİSİ

EFFECT OF LASER SCAN SPEED ON THE PORCELAIN BOND STRENGTH OF LASER-SINTERED METAL FRAMEWORKS

Necati Kaleli^{1*}, Çağrı Ural², Ahmet Serkan Küçükekenci²

Ondokuz Mayıs Üniversitesi, ¹Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu, Dişçilik Hizmetleri Bölümü, Diş Protez Teknolojisi Programı, ²Diş Hekimliği Fakültesi, Klinik Bilimler Bölümü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Samsun, Türkiye, ³Ordu Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Klinik Bilimler Bölümü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ordu, Türkiye

ORCID iD: Necati Kaleli: 0000-0001-9176-5356; Çağrı Ural: 0000-0001-5613-2027; Ahmet Serkan Küçükekenci: 0000-0001-6628-0939

***Sorumlu Yazar / Corresponding Author:** Necati Kaleli, e-posta / e-mail: necati_kaleli@hotmail.com

Geliş Tarihi / Received: 23.10.2019

Kabul Tarihi / Accepted: 07.09.2020

Yayın Tarihi / Published: 02.10.2020

Öz

Amaç: Bu çalışmanın amacı; farklı tarama hızlarında lazer sinterleme ile üretilen kobalt-krom (Co-Cr) metal altyapıların porselen bağlantılarının değerlendirilmesidir.

Yöntem: Uluslararası Standartlar Teşkilatı (ISO) 9693-1 standardında belirtilen ölçütler doğrultusunda 3 farklı Co-Cr metal altyapı grubu (n=10) üretilmiştir. Grup C, geleneksel döküm yöntemi ile; grup LS3, 3 m/sn tarama hızında DMLE yöntemi ile; grup LS6, 6m/sn tarama hızında DMLE yöntemi ile üretilmiştir. Her gruptan birer metal altyapı yüzey morfolojilerinin değerlendirilmesi amacıyla taramalı elektron mikroskobu (SEM) altında incelenmiştir. SEM analizi sonrasında ISO 9693-1 doğrultusunda tüm örneklerin porselen fırınlamaları gerçekleştirilmiştir. Fırınlamalar tamamlandıktan sonra tüm öneklere 3 nokta bükme testi uygulanmıştır. Elde edilen veriler istatistiksel olarak 0,05 anlamlılık düzeyinde değerlendirilmiştir.

Bulgular: En düşük porselen bağlantı dayanımı değerleri grup LS6'dan elde edilmesine rağmen bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p>0,05$).

Sonuç: Lazer tarama hızının lazer sinterleme ile üretilen metal altyapıların porselen bağlantı dayanımını etkilemediği görüldü.

Anahtar Kelimeler: Lazer sinterleme, lazer tarama hızı, metal seramik bağlantı dayanımı

Abstract

Objective: The aim of this in vitro study was to evaluate the porcelain bond strength of laser-sintered cobalt–chromium (Co-Cr) metal frameworks sintered at different laser scanning speeds.

Methods: Three different Co-Cr metal framework groups (n=10) were fabricated in accordance with the criteria specified in the International Organization for Standardization (ISO) 9693-1: group C, fabricated by conventional casting technique; group LS3, fabricated by DMLM at laser scan speed of 3 m/s; group LS6, fabricated by DMLM at laser scan speed of 6 m/s. One metal framework from each group was examined under scanning electron microscopy (SEM) to evaluate surface morphology. Thereafter, porcelain firings were conducted according to ISO 9693-1. Next, all specimens were subjected to 3-point bending test. The obtained data were statistically evaluated at 0.05 significance level.

Results: The lowest porcelain bond strength values were obtained from group LS6; however, this was not found statistically different ($p>0.05$).

Conclusion: It was revealed that laser scanning speed has no effect on porcelain bond strength in laser-sintered metal frameworks.

Keywords: Laser sintering, laser scan speed, metal ceramic bond strength

Giriş

Metal-seramik restorasyonlar halen diş hekimliğinde en çok tercih edilen protetik diş tedavisi uygulamaları arasında yer almaktadır.^{1,2} Metal-seramik ara yüzünde meydana gelen bağlantı başarısızlıkları hem diş hekimleri hem de hastalar açısından hem zaman kaybına hem de maddi kayba neden olmaktadır.^{3,4} Bundan dolayı metal-seramik restorasyonların uzun dönem klinik başarıları açısından porselen tabaka ve metal altyapı arasında yeterli seviyede bağlantının oluşması oldukça önemlidir.^{4,5} Uluslararası Standartlar Teşkilatı tarafından minimum kabul edilebilir metal-seramik bağlantı dayanımı değeri 25 MPa olarak belirlenmiştir.⁶

Metal-seramik restorasyonlarda bağlantı temel olarak metal altyapı ve opak porseleni arasındaki kimyasal etkileşim ile sağlanmaktadır.⁷⁻¹¹ Kimyasal bağlantıyı ikincil olarak metal altyapı ve opak porseleni arasındaki mikromekanik tutuculuk desteklemektedir.^{7,8,10,11} Metal altyapının pürüzlendirilmesi, yüzeyin ıslanabilirliğini artırarak metal-seramik bağlantısını geliştirmektedir.^{7,8,10} Bundan dolayı metal altyapıların yüzey morfolojileri metal-seramik restorasyonların klinik başarılarında önemli bir rol oynamaktadır.

Geleneksel kayıp mum tekniği ve döküm yöntemi metal-seramik restorasyon altyapılarının üretiminde halen yaygın olarak kullanılan bir üretim yöntemidir.^{12,13} Ekonomik nedenlerden dolayı metal altyapıların üretiminde sıklıkla baz metal alaşımları kullanılmaktadır.^{8,9,14} Ancak baz metal alaşımları oldukça yüksek erime derecelerine sahip olmakla birlikte e kalın oksit tabakaları oluşabilmektedir.^{15,16} Oksit tabakasının kalın olması metal-seramik bağlantı kuvvetini zayıflatmaktadır.^{7,10} Ayrıca geleneksel döküm yöntemi zaman alıcı ve her biri yüksek teknik hassasiyet gerektiren bir çok aşamadan oluşmaktadır.^{12,17} Günümüzde döküm yönteminde yaşanan teknik problemler bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM) sistemleri metal altyapıların üretiminde kullanılmaya başlanmasıyla büyük ölçüde azalmıştır.¹⁸ Bilgisayar destekli süreci parça eksiltme prensibi ile çalışan "milling" sistemler gibi aşındırıcı üretim sistemleriyle gerçekleştirilebildiği gibi parça ekleme prensibi ile çalışan "lazer sinterleme" gibi ilave üretim sistemleri ile de gerçekleştirilebilmektedir.^{19,20}

Lazer sinterleme sistemlerinin metal altyapıların üretiminde kullanımı son yıllarda giderek artmıştır.^{17,19,20} Dental uygulamalarda kullanılan lazer sinterleme makineleri gene olarak "direkt metal lazer sinterleme (DMLS)" veya "direkt metal lazer ergitme (DMLE)" prensipleri ile çalışmaktadır.⁵ Her ikisi sistemde de yazılımdan gelen CAD dosyası doğrultusunda bir lazer kaynağından çıkan yüksek enerjili ışınların yüzeydeki metal tozlarını birbirine kaynaştırarak katman katman parça üretimi gerçekleştirilmektedir.¹² Kaynaştırma işlemi aynı zamanda "konsolidasyon" olarak ifade edilir ve DMLS sistemlerinde metal tozlarının kısmi olarak ergimesi gerçekleşirken DMLE sistemlerinde metal tozlarının tamamen ergimesi gerçekleşmektedir.^{5,21} Genel olarak tamamen ergitme yönteminin kullanıldığı sistemlerde daha yüksek parça yoğunluğuna erişilebilmektedir.^{5,21}

Lazer sinterleme işlemi birçok işlem parametresi doğrultusunda gerçekleşmektedir ve bu parametrelerin arasında en önemlilerinden biri lazer tarama hızıdır. Lazer tarama hızı, metal tozlarının konsolidasyonunu ve dolayısıyla final ürünün yapısal özelliklerini etkilemektedir.²²⁻²⁹ Lazer tarama hızı makinenin kapasitesi doğrultusunda kullanıcı tarafından kontrol edilebilmektedir. Lazer tarama hızı arttıkça üretim süresi kısalmaktadır ancak bu durum bazı olumsuzluklara neden olabilmektedir.²⁴ Hızın

artmasıyla birlikte yüze gelen toplam enerji miktarı azalmakta ve buda partiküller arası distorsiyona ve transvers büzülme neden olmaktadır.²⁸

Mevcut dental literatürde lazer tarama hızının metal altyapılar üzerindeki etkilerini değerlendiren herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Bu çalışmanın amacı; iki farklı lazer tarama hızı kullanılarak lazer sinterleme yöntemi ile üretilen metal altyapıların porselen bağlantılarının karşılaştırılmasıdır. Bu çalışmanın hipotezi; maksimum lazer tarama hızında daha düşük porselen bağlantı dayanımı değerlerinin elde edileceği yönündedir.

Yöntem

Bu çalışmada 3 farklı çalışma grubu oluşturulmuştur: Grup C (geleneksel döküm yöntemi), grup LS3 (3 m/sn hızında DMLE), grup LS6 (6 m/sn hızında DMLE). Çalışmanın örneklem büyüklüğünün belirlenmesinde güç analizi programı (GPower 3.1.9.2 free software) kullanılmıştır. Pilot çalışma verileri kullanılarak yapılan analiz sonucu ($f=0,62$; $1-\beta=83$) örneklem büyüklüğü 0,05 yanılğı düzeyinde 30 örnek olarak belirlenmiş ve her bir çalışma grubu için 10 adet metal altyapı üretilmiştir.

ISO 9693 standardı doğrultusunda üç boyutlu (3B) tasarım yazılımında (Exocad v2.2. Exocad GmbH, Darmstadt, Almanya) $25 \times 3 \times 0,6$ mm boyutlarında bir metal altyapı tasarımı yapılmıştır. Örneklerin final kalınlıkları 0,5 mm olması gerektiğinden dolayı 0,1 mm tesviye ve düzeltme payı eklenmiştir.

Grup C'de, CAD dosyası bir 3B yazıcıya (Vida, EnvisionTec, Dearborn, MI, ABD) transfer edilerek mum materyalden (Press-E-Cast, EnvisionTec, Dearborn, MI, ABD) 10 adet metal altyapı örneği elde edilmiştir. Mum örneklerin fosfat bağlı revetmana (Bellavest SH, Bego, Bremen, Almanya) alındıktan sonra manşet fırınlanması yapılmıştır. Fırınlamayı takiben kobalt-krom (Co-Cr) dental alaşımı (Starbond CoS, S&S Scheftner GmbH, Mainz, Almanya) kullanılarak indüksiyon döküm makinasında (INF-2010, Mikrotek Dental, Ankara, Türkiye) döküm işlemleri gerçekleştirilmiştir. Döküm yöntemi ile üretilen metal altyapılar bu çalışmanın kontrol grubunu oluşturmaktadır.

Lazer sinterleme çalışma gruplarında, CAD dosyası bir DMLE prensibi ile çalışan lazer sinterleme makinasına (ORLAS CREATOR, O.R. Lasertechnologie GmbH, Dieburg, Almanya) aktarıldıktan sonra; 3 m/sn lazer tarama hızı ile 10 adet metal altyapı (grup LS3) ve 6 m/sn lazer tarama hızı ile 10 adet metal altyapı (grup LS6) üretilmiştir. Lazer sinterleme işlemleri 25 µm katman kalınlığında Co-Cr metal tozu (Mediloy S-Co, Bego, Bremen, Almanya) kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Grup LS3'deki metal altyapılar yaklaşık olarak 100 dakikada ve grup LS6'daki metal altyapılar yaklaşık olarak 80 dakikada üretilmiştir. Örnekler daha sonra 22 dakika boyunca 980°C'de tavlama işlemine tabi tutulmuşlardır. Tavlama işlemi sonrası desteklerinden ayrılan örneklerin bitim işlemleri gerçekleştirilmiştir.

Metal altyapıların üretimi tamamlandıktan sonra dijital bir kumpas kullanılarak tüm örneklerin eşit kalınlıkta (0,5 mm) olup olmadığı kontrol edilmiştir. Her gruptan birer metal altyapı yüzey morfolojilerinin değerlendirilmesi amacıyla taramalı elektron mikroskobu (SEM) (JSM-7001F, JEOL, Tokyo, Japonya) altında $\times 1000$ büyütmede incelenmiştir. Daha sonra tüm örneklere 110 µm'lik alüminyum oksit (Al₂O₃) partikülleriyle (Korox50, Bego, Bremen, Almanya) 2 bar basınç altında 10 sn. boyunca 10 mm mesafeden kuşlama işlemi uygulanmıştır. Kuşlama işlemi sonrasında

tüm örneklerin üretici talimatları doğrultusunda porselen fırınında (Programat P95, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn) oksidasyon fırınlaması yapılmıştır. Tüm örnekler porselen yapıştırma ajanı (3C-Bond, Ceka Attachments Preci-Line, Waregem, Belçika) uygulandıktan sonra üretici firma talimatları doğrultusunda sırasıyla 0,1 mm kalınlığında opak porseleni (Vita VMK Master Opaque, Vita Zahnfabrik, Bad Sckingen, Almanya), 0,9 mm kalınlığında dentin ve mine porseleni (Vita VMK Master, Vita Zahnfabrik, Bad Sckingen, Almanya) ve glaze porseleni (Akzent Plus, Vita Zahnfabrik, Bad Sckingen, Almanya) uygulanmıştır. Porselen tabakaları ISO 9693-1 doğrultusunda tüm örneklerin orta bölümüne (8×3 mm) 1 mm'lik total kalınlığa sahip olacak şekilde teflon bir kalıp kullanılarak uygulanmıştır.

Porselen fırınlamaları tamamlandıktan sonra tüm örnekler ISO 9693-1 standardı doğrultusunda evrensel test cihazı kullanılarak 1 mm/dk hızla 3-nokta bükme testi uygulanmıştır. Bağlantı dayanımı (τ_b) MPa cinsinden elastik modülüs (k) × kopma kuvveti (F_{fail}) formülü kullanılarak hesaplanmıştır. Her alayım için k değeri ISO 9693-1 standardında verilen denklem kullanılarak ayrı ayrı hesaplanmıştır. Daha sonra tüm örnekler stereomikroskop altında (SZX16, OLYMPUS, Tokyo, Japonya) kopmanın gerçekleşme şekli yönünden 10× büyütmede incelenmiştir. Elde edilen verilerin istatistiksel analizi IBM SPSS Statistics 21.0 (BM Corp, NY, ABD) kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Shapiro-Wilk testi ile yapılan analiz sonucu verilerin normal dağıldığı ($p>0,05$) görülmüştür. Gruplar arasında porselen bağlantı değerleri yönünden farkın önemliliği tek yönlü varyans analizi (ANOVA) testi ile, gruplar arasındaki çoklu karşılaştırmalar Tukey HSD testi ile 0,05 anlamlılık düzeyinde gerçekleştirilmiştir. Elde edilen sonuçlar ortalama ± standart sapma bağlantı dayanımı (MPa) olarak hesaplanmıştır.

Bulgular

Çalışma gruplarına ait ortalama, maksimum, minimum bağlantı değerleri ve standart sapmaları Çizelge 1'de, Tek yönlü ANOVA testi sonuçları Çizelge 2'de gösterilmektedir. En düşük ortalama porselen bağlantı dayanımı grup LS6'dan elde edilmesine rağmen çalışma grupları arasında istatistiksel olarak porselen bağlantısı yönünden anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

Çizelge 1. Ortalama, minimum, maksimum porselen bağlantı dayanımı değerleri (MPa) ve standart sapmaları

*Gruplar	n	Ortalama	Std. Sapma	Minimum	Maksimum
C	10	42,30 ^a	4,99	35,00	50,00
LS3	10	42,30 ^a	6,057	30,00	50,00
LS6	10	38,30 ^a	2,83	32,00	41,00

*Gruplar: C, Kontrol grubu; LS3, 3 m/sn lazer tarama hızı ile üretilen metal altyapı grubu; LS6, 6 m/sn lazer tarama hızı ile üretilen metal altyapı grubu

Çizelge 2. Tek yönlü ANOVA testi sonuçları

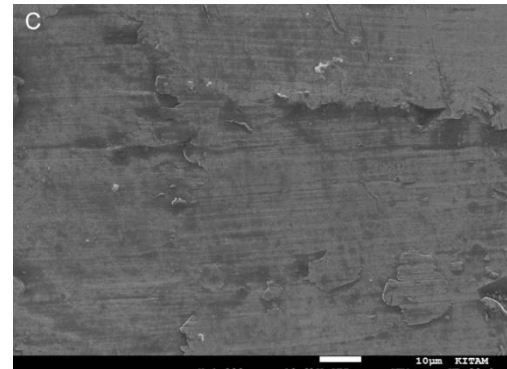
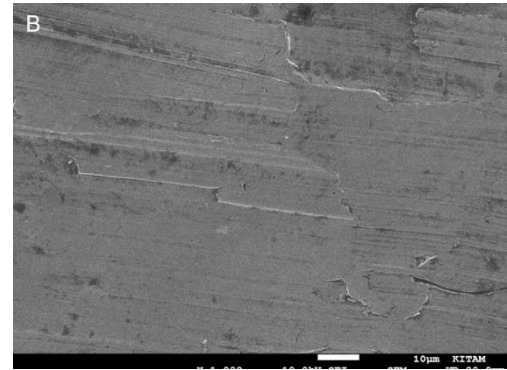
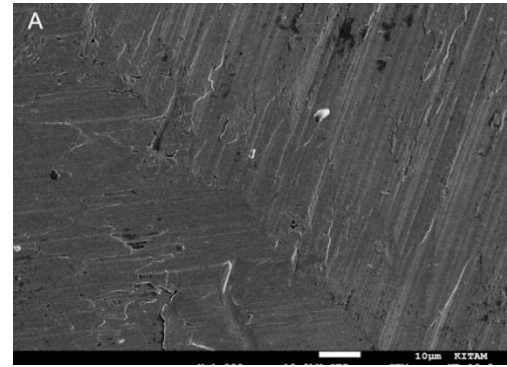
	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	P değeri
Gruplar Arası	106,667	2	53,333	2,299	0,120
Grup İçi	626,300	27	23,196		
Toplam	732,967	29			

Çizelge 3. Metal-porselen bağlantı başarısızlık tipleri

*Gruplar	Adeziv	Koheziv	Adeziv ve Koheziv
C	10	0	0
LS3	9	0	1
LS6	9	0	1

*Gruplar: C, Kontrol grubu; LS3, 3 m/sn lazer tarama hızı ile üretilen metal altyapı grubu; LS6, 6 m/sn lazer tarama hızı ile üretilen metal altyapı grubu

SEM görüntüleri değerlendirildiğinde metal altyapıların yüzey morfolojisi açısından farklı karakteristik özellikler sergiledikleri görülmektedir (Çizim 1). Çizim 1A incelendiğinde bağlantı yüzeyinde paralel ve diyagonal yönlere laminasyonlar görülmektedir. Çizim 1C incelendiğinde bağlantı yüzeyinde koyu alanlar ve çatlaklar görülmektedir. Çizim 1B incelendiğinde Çizim 1C'de görülen koyu ve çatlak alanların daha az olduğu bir yüzey morfolojisinin izlendiği görülmektedir. Stereomikroskop altında yapılan incelemede örneklerin çoğunluğunda adeziv kopmanın gerçekleştiği bu ayrılmanın metal ve metal oksit katmanları arasında olduğu gözlenmiştir. Metal-porselen bağlantı başarısızlık sonuçları Çizelge 3'de gösterilmektedir.



Çizim 1. Her bir metal altyapı grubundan alınan SEM görüntüleri. A) Döküm yöntemi ile üretilen metal altyapı (X1000), B) 3 m/sn lazer tarama hızı ile üretilen metal altyapı (X1000), C) 6 m/sn lazer tarama hızı ile üretilen metal altyapı (X1000).

Tartışma

Bu in-vitro çalışmada 2 farklı tarama hızında lazer sinterleme ile üretilen metal altyapıların porselen bağlantısı değerlendirilmiştir. Farklı tarama hızları ile üretilen metal altyapılar arasında istatistiksel olarak porselen bağlantısı yönünden anlamlı bir fark görülmediğinden dolayı çalışmanın hipotezi reddedilmiştir.

Metal altyapı ve porselen materyali arasındaki kimyasal bağlantı temel olarak iyonik, kovalent ve metalik bağlarla birlikte iki katman arasında oluşan oksit tabakası ile sağlanmaktadır.⁷⁻¹¹ Bu katmanlar arasındaki mikromekanik tutuculuk kimyasal bağlantıyı daha da stabil bir hale getirmektedir. Metal altyapıların pürüzlendirilmesi yüzey morfolojisini değiştirerek mikromekanik tutuculuğu arttırmaktadır.^{7,8,10} Metal altyapıların yüzey morfolojilerinde üretim yöntemlerine bağlı olarak değişimler gözlemlenmektedir.¹¹

Metal-seramik bağlantı dayanımının değerlendirilmesi amacıyla birçok test yöntemi tanımlanmıştır. Ancak farklı test geometrileri doğrultusunda sonuçların değişkenlik gösterdiği görülmektedir.³⁰⁻³² Makaslama testlerinin tercih edilmesi durumunda yapı içerisinde düzensiz stres dağılımlılarının oluştuğu ve bu nedenle çelişkili sonuçların elde edildiği bildirilmiştir.³⁰ ISO 9693-1 standardı⁶ doğrultusunda bir çok çalışmada metal-seramik bağlantı dayanımının değerlendirilmesi amacıyla 3-nokta bükme testinin uygulandı görülmektedir.^{3,5,9,10} 3-nokta bükme testinin tekrar edilebilir sonuçlar gösterdiği bildirilmiştir.³³ Bundan dolayı bu çalışmada metal-seramik bağlantısının değerlendirilmesi amacıyla 3-nokta bükme testi kullanılmıştır.

Lazer sinterleme makinelerinde katman kalınlığı ve lazer tarama hızı gibi kullanıcı tarafından değiştirilebilen ve üretim süresini etkileyen işlem parametreleri bulunmaktadır. Bu çalışmada iki farklı lazer tarama hızı parametresi değerlendirilmiştir. Çalışmada kullanılan DMLE makinesi maksimum 6 m/s hızla çalışabilme kapasitesine sahip olduğundan dolayı 6 m/s lazer tarama hızı en yüksek test parametresi olarak çalışma gruplarına dahil edilmiştir. Çalışmanın gereç ve yöntemler bölümünde belirtilen üretim süreleri değerlendirildiğinde 6 m/s lazer tarama hızı ile sinterlenen örneklerin daha kısa üretildiği görülmektedir.

Lazer tarama hızı, "balling etkisi" olarak bilinen ve partiküller arası konsolidasyonun yetersiz olmasına bağlı gelişen porözite veya delaminasyon gibi yeni eklenen toz katmanı ile hemen öncesinde sinterlenen toz katmanı arasındaki bağlantıyı zayıflatan sinterleme defektlerinin kontrolünde rol oynayan önemli parametrelerden biridir. Wang ve ark.²⁶ lazer tarama hızı arttıkça sinterleme bağlı gelişen büzülme yüzdesinin arttığını bildirmişlerdir. Lazer tarama hızının artması yüzeye gelen toplam enerjinin azalmasına neden olmaktadır. Düşük enerjili bölgelerin oluşması partiküller arası alanda balling etkisi ve transvers büzülme distorsiyonu gibi sinterleme defektlerinin görülmesine neden olmaktadır.²⁸ Bu çalışmada benzer karakteristikte etkiler görülmüştür. SEM görüntüleri incelendiğinde 6 m/s hızla üretilen metal altyapının (Çizim 1C) 3 m/s hızla üretilen metal altyapıya (Çizim 1B) göre bağlantı yüzeyinde homojen olmayan ve çatlakların olduğu bir morfoloji izlenmektedir. Bununla beraber lazer tarama hızının fazla yavaş olmasının yüzeye gelen toplam enerjinin artmasına, bundan dolayı da partiküllerin hızlı bir şekilde buharlaşmasına ve açığa çıkan gazların eriyik havuzunda toplanmasına neden olabileceği ve bununda yapısal özellikleri olumsuz yönde etkileyeceği bildirilmiştir.²³

Literatürde lazer sinterleme ile üretilen metal altyapılarda sinterleme parametrelerinin porselen bağlantı dayanımını üzerine olan etkilerini değerlendiren çalışmalar mevcuttur. Ekren ve ark.⁵ farklı lazer sinterleme makinelerinin, alaşım tozlarının ve farklı katman kalınlığı parametrelerinin metal-seramik bağlantı dayanımı üzerindeki etkilerini değerlendirmiş olup makine ve alaşım farklılığının bağlantı dayanımını önemli ölçüde etkilediğini ancak katman kalınlığı parametrelerindeki değişimlerin bağlantı dayanımını etkilemediğini bildirmişlerdir. Çalışmalarında 20 µm ve 30 µm katman kalınlığının etkileri araştırılmıştır. Diğer yandan Kaleli ve ark.³⁴ 25 µm ve 50 µm katman kalınlıkları ile üretilen metal altyapıların porselen bağlantı dayanımı değerlendirmiş ve 50 µm katman kalınlığı ile üretilen metal altyapıların daha düşük bağlantı dayanımı değerleri gösterdiklerini bildirmişlerdir. Bu sonuçlar farklı katman kalınlıkları arasındaki farkın artışına bağlı olarak metal altyapıların porselen bağlantı dayanımlarının değişebileceğine işaret etmektedir. Ancak katman kalınlığı ve lazer tarama hızı birbirinden bağımsız çalışma parametreleri olmakla beraber mevcut literatür incelendiğinde lazer tarama hızının metal altyapının porselen bağlantı dayanımı üzerindeki etkisini değerlendiren herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Bu in-vitro çalışmada yüksek tarama hızında üretilen metal altyapılarda daha düşük porselen bağlantı dayanımı beklenirken sonuçlar aksini göstermiştir. 6 m/sn hızla üretilen metal altyapılarda daha düşük porselen bağlantı dayanımı görülmekle beraber bu farklılık istatistiksel olarak bir anlam ifade etmemiştir. Metal altyapı ve porselen materyali arasındaki bağlantı primer olarak kimyasal, sekonder olarak mikromekanik düzeyde gerçekleşmektedir.⁷⁻¹¹ SEM görüntüleri değerlendirildiğinde 3 m/sn ve 6 m/sn tarama hızları ile üretilen metal altyapılar arasında yüzey morfolojisi açısından farklılıklar gözlenmiştir. Lazer tarama hızındaki artışın yüzey morfolojisini etkilediği ancak bu yüzeysel farklılığın metal altyapının temel kimyasal bağlantı mekanizmasını etkilemediği düşünülmektedir.

Metal ve porselen arasındaki bağlantı başarısızlığının gerçekleşme şekli bağlantı testi sonrasında yüzeyde kalan seramik kalıntılarının incelenmesiyle değerlendirilmektedir ve genellikle metal-seramik ara yüzünden meydana gelen başarısızlık tipleri adeziv, koheziv ve her iki kopma tipinde görülebildiği karışık kopma olarak sınıflandırılmaktadır.⁵ Bu çalışmada test edilen örneklerin çoğunluğunda adeziv kopma görülürken bu ayrılmanın metal ve metal oksit katmanları arasında olduğu gözlenmiştir. Oksit tabakasının kendi içinde koheziv başarısızlığı Tip 5 başarısızlık olarak tanımlanmaktadır ve Tip 5 başarısızlıklar metal-porselen bağlantısının zayıf olduğuna işaret etmektedir.³⁵ Bu çalışmada herhangi bir örnekte Tip 5 başarısızlık gözlenmemiştir. Ayrıca bu bulgular daha önceki çalışmalarla da benzer sonuçlar göstermektedir. Kaleli ve Saraç³⁶ farklı bilgisayar destekli üretim yöntemleri üretilen metal altyapıların porselen bağlantısını değerlendirmiş olup lazer sinterleme ile üretilen metal altyapılarda genel olarak adeziv ve karışık kopma tipinin gerçekleştiğini bildirmişlerdir. Kaleli ve ark.³⁴ farklı katman kalınlığı parametreleri kullanılarak lazer sinterleme ile üretilen metal altyapıların büyük bir çoğunluğunda adeziv kopma gerçekleştiğini bildirmişlerdir.

Bu çalışmada sadece tek bir lazer sinterleme makinesi ve alaşım tipi değerlendirilmiştir. Bununla birlikte altyapıların mikroyapısal özellikleri ve yüzeyde oluşan oksit tabakasının kalınlığı değerlendirilmemiştir. Bu konuda daha kapsamlı

sonuçların elde edilebilmesi için tüm bu faktörleri de birlikte değerlendiren çalışmaların yapılması önerilmektedir. Sonuç olarak bu çalışmanın limitasyonları doğrultusunda lazer tarama hızının lazer sinterleme ile üretilen metal altyapıların porselen bağlantı dayanımını etkilemediği görülmüştür.

Teşekkür

Katkılarından ötürü bu çalışmada yer alan tüm yazarlara çok teşekkür ederim.

Çıkar Çatışması Beyanı

Yazarların herhangi bir çıkar dayalı ilişkisi yoktur.

Maddi Destek

Çalışmayı maddi olarak destekleyen herhangi bir kişi veya kurum yoktur.

Kaynaklar

- Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont.* 2010;23(6):493-502.
- Park JK, Kim HY, Kim WC, Kim JH. Evaluation of the fit of metal ceramic restorations fabricated with a pre-sintered soft alloy. *J Prosthet Dent.* 2016;116(6):909-15. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.03.024
- Xiang N, Xin XZ, Chen J, Wei B. Metal-ceramic bond strength of Co-Cr alloy fabricated by selective laser melting. *J Dent.* 2012;40(6):453-7. doi: 10.1016/j.jdent.2012.02.006
- Ozcan M. Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil.* 2003;30(3):265-9. doi: 10.1046/j.1365-2842.2003.01038.x
- Ekren O, Ozkomur A, Ucar Y. Effect of layered manufacturing techniques, alloy powders, and layer thickness on metal-ceramic bond strength. *J Prosthet Dent.* 2018;119(3):481-7. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.04.007
- International Organization for Standardization. ISO 4049. Dentistry – Polymer-based restorative materials. Geneva: International Organization for Standardization; 2009. Available at: ISO Store Order: OP-269078 (Date: 2018-02-17). <https://www.iso.org/standard/42898.html>.
- Joias RM, Tango RN, Junho de Araujo JE, et al. Shear bond strength of a ceramic to Co-Cr alloys. *J Prosthet Dent.* 2008;99(1):54-9. doi: 10.1016/S0022-3913(08)60009-8
- Lombardo GH, Nishioka RS, Souza RO, et al. Influence of surface treatment on the shear bond strength of ceramics fused to cobalt-chromium. *J Prosthodont.* 2010;19(2):103-11. doi: 10.1111/j.1532-849X.2009.00546.x
- Wang H, Feng Q, Li N, Xu S. Evaluation of metal-ceramic bond characteristics of three dental Co-Cr alloys prepared with different fabrication techniques. *J Prosthet Dent.* 2016;116(6):916-23. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.06.002
- Korkmaz T, Asar V. Comparative evaluation of bond strength of various metal-ceramic restorations. *Mater Des.* 2009;30(3):445-51. doi: 10.1016/j.matdes.2008.06.002
- Castillo-Oyague R, Osorio R, Osorio E, Sanchez-Aguilera F, Toledano M. The effect of surface treatments on the microroughness of laser-sintered and vacuum-cast base metal alloys for dental prosthetic frameworks. *Microsc Res Tech.* 2012;75(9):1206-12. doi: 10.1002/jemt.22050
- Zhou Y, Li N, Yan J, Zeng Q. Comparative analysis of the microstructures and mechanical properties of Co-Cr dental alloys fabricated by different methods. *J Prosthet Dent.* 2018;120(4):617-23. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.11.015
- Önoral Ö, Ulusoy M, Seker E, Etikan İ. Influence of repeated firings on marginal, axial, axio-occlusal, and occlusal fit of metal-ceramic restorations fabricated with different techniques. *J Prosthet Dent.* 2018;120(3):415-20. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.11.022
- 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(10):1400-4. doi: 10.1016/j.dental.2008.03.001
- Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. Metal-ceramic alloys in dentistry: a review. *J Prosthodont.* 2009;18(2):188-94. doi: 10.1111/j.1532-849X.2008.00377.x
- Serra-Prat J, Cano-Batalla J, Cabratosa-Termes J, Figueras-Alvarez O. Adhesion of dental porcelain to cast, milled, and laser-sintered cobalt-chromium alloys: shear bond strength and sensitivity to thermocycling. *J Prosthet Dent.* 2014;112(3):600-5. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.01.004
- Sun J, Zhang FQ. The application of rapid prototyping in prosthodontics. *J Prosthodont.* 2012;21(8):641-4. doi: 10.1111/j.1532-849X.2012.00888.x
- Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc.* 2006;137(9):1289-96. doi: 10.14219/jada.archive.2006.0389
- van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater.* 2012;28(1):3-12. doi: 10.1016/j.dental.2011.10.014
- Kim EH, Lee DH, Kwon SM, Kwon TY. A microcomputed tomography evaluation of the marginal fit of cobalt-chromium alloy copings fabricated by new manufacturing techniques and alloy systems. *J Prosthet Dent.* 2017;117(3):393-9. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.08.002
- Santos EC, Shiomi M, Osakada K, Laoui T. Rapid manufacturing of metal components by laser forming. *Int J Mach Tool Manuf.* 2006;46(12-13):1459-68. doi: 10.1016/j.ijmactools.2005.09.005
- Gu D, Shen Y. Balling phenomena in direct laser sintering of stainless steel powder: Metallurgical mechanisms and control methods. *Mater Des.* 2009;3(9):2903-10. doi: 10.1016/j.matdes.2009.01.013
- Lu Y, Gan Y, Lin J, Guo S, Wu S, Lin J. Effect of laser speeds on the mechanical property and corrosion resistance of CoCrW alloy fabricated by SLM. *Rapid Prototyp J.* 2017;23(1):28-33. doi: 10.1108/RPJ-07-2015-0085
- Senthilkumaran K, Pandey PM, Rao P. Influence of building strategies on the accuracy of parts in selective laser sintering. *Mater Des.* 2009;30(8):2946-54. doi: 10.1016/j.matdes.2009.01.009
- Vandenbroucke B, Kruth JP. Selective laser melting of biocompatible metals for rapid manufacturing of medical parts. *Rapid Prototyp J.* 2007;13(4):196-203. doi: 10.1108/13552540710776142
- Wang RJ, Wang L, Zhao L, Liu Z. Influence of process parameters on part shrinkage in SLS. *Int J Adv Manuf Technol.* 2007;33(5-6):498-504. doi: 10.1007/s00170-006-0490-x
- Yap CY, Chua CK, Dong ZL, et al. Review of selective laser melting: Materials and applications. *Appl Phys Rev.* 2015;2(4):041101. doi: 10.1063/1.4935926
- Zhang B, Liao H, Coddet C. Effects of processing parameters on properties of selective laser melting Mg-9% Al powder mixture. *Mater Des.* 2012;34:753-8. doi: 10.1016/j.matdes.2011.06.061
- Zhang L, Klemm D, Eckert J, Hao Y, Sercombe T. Manufacture by selective laser melting and mechanical behavior of a biomedical Ti-24Nb-4Zr-8Sn alloy. *Scripta Materialia.* 2011;65(1):21-4. doi: 10.1016/j.scriptamat.2011.03.024
- Della Bona A, Van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res.* 1995;74(9):1591-6. doi: 10.1177/00220345950740091401
- Papazoglou E, Brantley WA. Porcelain adherence vs force to failure for palladium-gallium alloys: a critique of metal-ceramic bond testing. *Dent Mater.* 1998;14(2):112-9. doi: 10.1016/S0109-5641(98)00017-7
- Sadeq A, Cai Z, Woody RD, Miller AW. Effects of interfacial variables on ceramic adherence to cast and machined commercially pure titanium. *J Prosthet Dent.* 2003;90(1):10-7. doi: 10.1016/S0022-3913(03)00263-4

33. Lenz J, Schwarz S, Schwickerath H, Sperner F, Schäfer A. Bond strength of metal–ceramic systems in three-point flexure bond test. *J Appl Biomater.* 1995;6(1):55-64. doi: 10.1002/jab.770060108
34. Kaleli N, Ural Ç, Küçükkekenci AS. The effect of layer thickness on the porcelain bond strength of laser-sintered metal frameworks. *J Prosthet Dent.* 2019;122:76-81. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.12.016
35. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 4. Baskı. Hanover Park: Quintessence Publishing; 2008.
36. Kaleli N, Saraç D. Comparison of porcelain bond strength of different metal frameworks prepared by using conventional and recently introduced fabrication methods. *J Prosthet Dent.* 2017;118:76-82. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.12.002