

**PORSELEN ÜST YAPIYA DESTEK OLUŞTURACAK METAL ALT YAPI  
BAĞLANTI BÖLGELERİNİN HOLOGRAFİK İNTERFEROMETRE  
YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ**

**THE EVALUATION OF THE CONNECTORS OF METAL SUBSTRUCTURE  
SUPPORTING PORCELAIN SUPERSTRUCTURE WITH THE  
HOLOGRAPHIC INTERFEROMETRY TECHNIQUE**

**TURAN KORKMAZ\*, ÇETİN SUCA †**

**ÖZET**

Restoratif diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan metal-porselen köprülerde, metal alt yapı tasarımı porselen üst yapıya destek olması ve gelen kuvvetlere karşı koyması bakımından önemlidir. Bu çalışmada iki değişik gövde tasarımında hazırlanan metal alt yapı örneklerinde, bağlantı bölgelerinin boyutlarının kuvvet iletimi ve deformasyon yönü bakımından değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Metal alt yapı hazırlanmasında gövde tasarımı olarak boşluklu ve dolu gövdeler bir krom-nikel alaşımından döküldü. Bağlantı bölgelerinin oklüzogingival derinlikleri 1 mm'den başlayarak 0.5 mm aralıklarla artırılarak oluşturuldu. Bukkolingual genişlik ise tüm örneklerde 3 mm olarak hazırlandı. Gövde üzerine kuvvet uygulanarak çift poz holografik interferometre yöntemi ile hologramları elde edildi.

Hologramda yapılan değerlendirme neticesinde dolu gövde ile hazırlanan örneklerde, uygulanan kuvvetlerin destek dişlerdeki metal başlığa iletilmesi açısından, bağlantı bölgelerinin molar bölgede minimum 2.5 mm, premolar bölgede ise 3 mm oklüzogingival derinlikte hazırlanmasının uygun olduğu tespit edilmiştir. Boşluklu tasarımlarda ise bağlantı bölgelerinin boyutlarının mümkün olduğunca artırılmasının ve kısa gövde boşluğuna sahip vakalarda kullanılmasının uygun olacağı ortaya konmuştur.

**Anahtar kelimeler:** Sabit parsiyel protez, kuvvet analizi, holografik interferometre

**SUMMARY**

The metal substructure design, used commonly in metal-porcelain bridges in restorative dentistry is important from the viewpoint of that supports the porcelain superstructure and opposes the forces onto it. In this study, the dimensions of the connectors in metal substructure samples, which were prepared as two different pontic designs were aimed to appreciate from the viewpoint of the force transfer and the direction of the deformation.

Hollow and solid pontic designs were used in the metal substructures made of chromium-nickel alloy. The occlusogingival depths of connectors were formed increasingly by 0.5 mm beginning from 1 mm. In all the samples, the buccolingual width was 3 mm. Their holograms were obtained by carrying out of a force on to the pontic.

In consequence of the hologram test, it was established that the occlusogingival depth of the connectors in the molar zone and the premolar zone must be minimum 2.5 mm and 3 mm respectively to transfer the forces applied in the samples prepared with a solid pontic to the metal coping in the support teeth. In the hollow designs, the dimensions of the connectors must be increased as long as possible and they must be used in the short pontic span events.

**Key words:** Fixed partial denture, stress analysis , holographic Interferometry

\* Dr. Dt. GÜ Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

† Prof. Dr. GÜ Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

## GİRİŞ

Porselenin estetik özellikleri, diğer restoratif materyallerle karşılaştırıldığında, doğal dişe benzer restorasyonlar oluşturulmasını sağlar. Bununla birlikte dental porselen cam formundadır ve kırılmaya yatkınlığı kullanımını kısıtlamaktadır.

Bir dental köprünün gövde tasarımı ve destek dişlerle bağlantı bölgelerinin boyutları, estetik ve biyolojik faktörlere ek olarak, dayanıklılık ve uzun süreli kullanım için mekanik olgularla da uyumlu olmalıdır. Metal alt yapı tasarımı, metal-porselen arayüzünde oluşacak gerilme ve makaslama etkilerinin azaltacak veya önleyecek şekilde yapılmalıdır<sup>9,18</sup>.

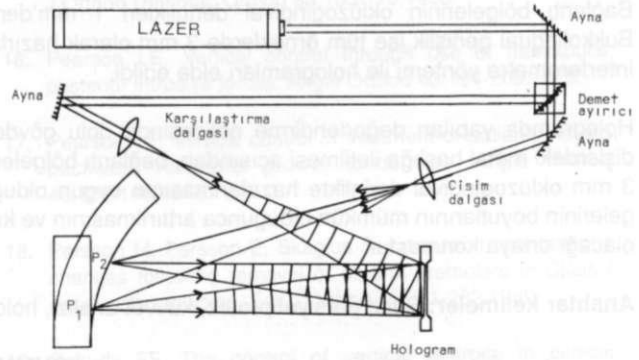
Sabit parsiyel protez iskeleti ve özellikle eksik dişlerin yerini alacak gövde, sert metal yapılar gerektirir. Metal altyapı okluzyonun fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetleri ile fırınlama esnasında oluşan büzülme kuvvetlerine karşı koyabilmelidir<sup>9,10,11,16</sup>. Metal-porselen çalışmalarında dikkat edilmesi gereken konu, metal yapıda az da olsa bir deformasyon olduğunda (ki bu alaşımın elastik deformasyon sınırı içinde olsa bile) meydana gelecek çekme kuvvetinde porselen kolayca kırılabilir<sup>20</sup>.

Bir dental köprünün en zayıf bölümü bağlantı bölgeleri (connector)dir ve bu bölgede yüksek çekme ve kesme gerilmeleri oluşur<sup>4</sup>. Metal destekli porselen köprülerin, porselene destek olacak alt yapısının hazırlanmasında, gövde ve bağlantı bölgelerinin tasarımı önemli bir faktördür<sup>9,18</sup>. Sabit parsiyel protezler için bağlantı bölgeleri, fonksiyon sırasında restorasyonda eğilme ve kırılmaları önleyecek ve periodontal dokulara zarar vermeyecek boyutlarda yapılmalıdır<sup>2,5,7,9,12,20</sup>. Bağlantı bölgelerinin uzun aksı, uygulanan kuvvete paralel yönde yapılırsa daha dayanıklı olur<sup>12,20</sup>.

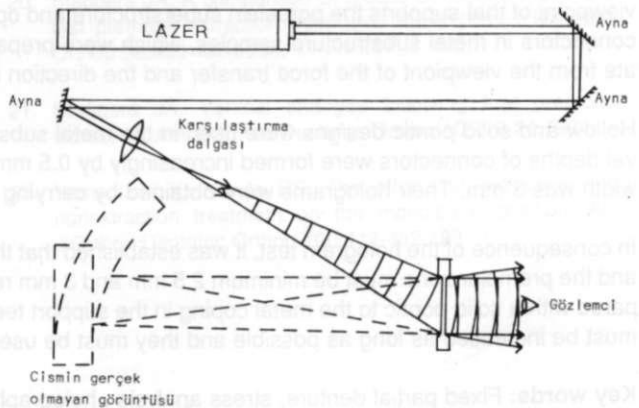
Hologram, cisimlerin 3 boyutlu görüntüsünü elde etmek için kullanılan, bir koherent ışık kaynağından çıkan iki ışının karşılıklı etkisiyle oluşturduğu mikroskopik girişim saçaklarının kaydedilmesi işlemidir. Holografide ışığın iki temel özelliği olan girişim ve kırınım olaylarından faydalanılır<sup>13,21</sup>. Gerilim veya herhangi başka bir nedenle meydana gelen yüzey de-

ğişmelerinin tesbit edilebilmesi, holografinin bir alt alanı olan holografik interferometrenin doğmasına sebep olmuştur. Çift poz holografik interferometre, en çok kullanılan türdür<sup>1,3,6,8,21</sup>.

Bir hologram plağı üzerine birden fazla çekim yapılabilmektedir. Hologram plağına, önce başlangıç konumunda olan cisim kaydedilir. Cisime ısı veya mekanik deformasyon uygulandıktan sonra yeni şeklin çekimi, aynı hologram plakasına yapılır (Şekil 1). Böylece her iki çekim esnasında cismin durumlarının girişim deseni elde edilir. Görüntünün yeniden oluşturulması sırasında, kaydedilmiş iki cisim dalgası birbirleriyle girişim yaparak saçak alanı meydana getirirler (Şekil 2). Bu saçakların şekli, yönü ve saçaklar arasındaki mesafe, iki pozlandırma arasında cisimde oluşan değişikliği tanımlar<sup>1,3,6,8,21</sup>.



Şekil 1. Çift poz holografik interferometre yöntemi ile cismin kayıt edilmesi



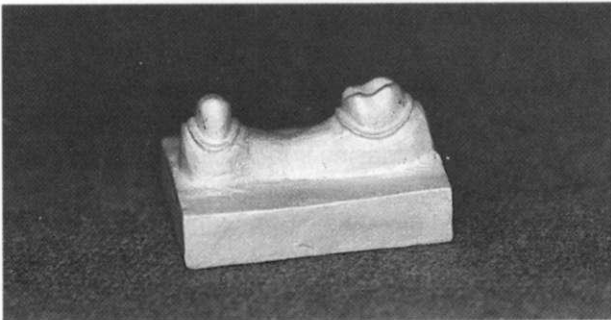
Şekil 2. Çift poz holografik görüntünün oluşturulması

Bu araştırmanın amacı; metal destekli porselen köprü yapımlarında, çiğneme basınçları altında destek dişler ve porselen üst yapı için en uygun stres da-

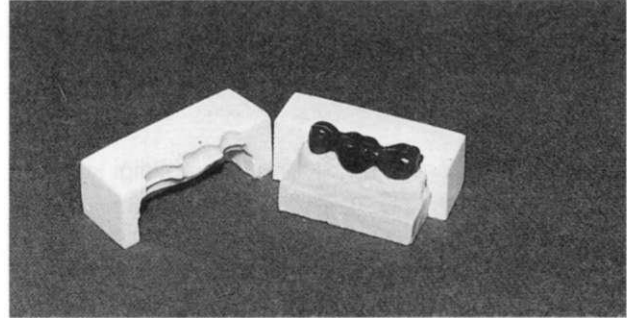
ğılımlarının oluşturulabileceği, oklüzogingival yönde ideal bağlantı bölgelerinin boyutlarının saptanmasıdır.

## GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırmada, master model (Frasaco A3, Germany) üzerinde sol alt 5 ve 7 no'lu dişleri destek olarak alan köprü protezi, deney örneği olarak seçildi. Prepare edilmiş dişlerden silikon esaslı ölçü maddesi (Coltoflax, Coltex-Coltene, Switzerland) ile ölçüsü alındı. Bu ölçüden mum model elde edildi. Yükleme anında, metal alt yapı örneklerinin yerleştirildiği kaidenin stabilitesini sağlamak için; bu mum modelin sertliği ve elastikiyet modülü yüksek olan krom-kobalt alaşımından (Wironium-Bego, Germany) dökümü yapılarak, duplikat modeli elde edildi (Şekil 3). Duplikat modelden silikon esaslı ölçü maddesi ile ölçü alındı ve sert alçı (Begostone-Bego, Germany) modeller oluşturuldu. Tüm örneklerde destek dişlerdeki mum başlığın standart olarak hazırlanması için, sert alçı model üzerinde bir örnek köprü oluşturuldu. Daha sonra bu örnek köprüye uygun bir alçı matriks hazırlandı (Şekil 4). Örnek köprü alçı modelden uzaklaştırıldıktan sonra alçı matriks sert alçı model üzerine yerleştirildi ve arada kalan boşluk eritilmiş döküm mumu ile dolduruldu. Tüm örneklerde destek dişlerdeki başlıklar bu şekilde oluşturulduktan sonra 5 adet hazır boşluklu gövde (Inzoma wax strukturen-lvoclar, Lienchtenstein), 5 adet hazır dolu gövde (MK-c keramik cirkular-bredent, Germany) mum başlıklara bağlandı. Modelasyonu tamamlanan örnekler krom-nikel alaşımından (Wiron 99-Bego, Germany) bilinen yöntemlerle döküldü.



Şekil 3. Duplikat model



Şekil 4. Örnek köprüden oluşturulan alçı matriks

Dökümden çıkan metal alt yapı örneklerinin bağlantı bölgelerinin bukkolingual genişlikleri 3 mm, oklüzogingival derinlikleri ise hologramda yapılan değerlendirmelerde en uygun kuvvet dağılımı elde edilene kadar 1, 1.5, 2, 2.5, 3 mm olacak şekilde bir kalınlık ölçer (R. Iwansson-Sweden) kullanılarak oluşturuldu. Örnekler 250 mikronluk aliminyum oksit ile kumlandı. Yükleme işleminden önce porselen pişme etaplarını taklit etmek amacıyla ortalama 980 °C'ta 4 defa ısıtılarak soğutuldu.

Holografik kayıt için dalga boyu 514.5 nm olan Argon iyon lâzeri (Model 2020-05, Spectra physics Inc., California) kullanıldı. Hologram plakası (8E56 HD NAH, Holotest-Agfa, Belgium) üzerine her bir örneğin 10, 15, 20, 25, 30 kg'lık yük altında çift poz holografik kaydı yapılarak görüntüleri elde edildi.

## BULGULAR

Çift poz holografik interferometre yöntemi kullanılarak elde edilen hologramlarda izlenen saçakların yönü, kuvvet iletimi ve deformasyon yönünün ortaya çıkan saçaklara dik doğrultuda olduğunu gösterir. Aynı zamanda, saçak sayısının artması elastik deformasyonun artışı belirler. Buna göre hologramların değerlendirilmesi sonucu elde edilen bulgular şöyledir:

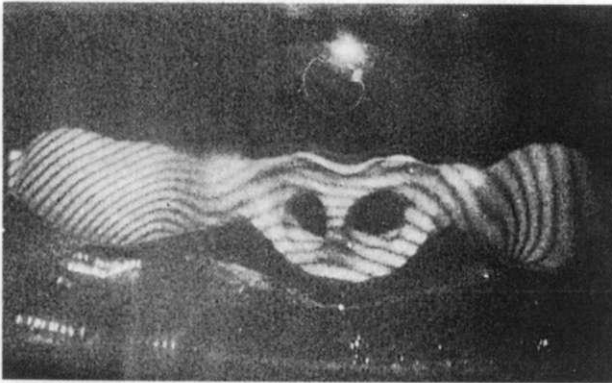
Tüm örneklere 10, 15, 20, 25 ve 30 kg'lık yük uygulaması ile elde edilen çift poz holografik kayıtlarda bazı yükleme derecelerinde saçak izlenememesi, elastik deformasyonun fazlaştığını düşündürmüştür. Bu nedenle özellikle 1 ve 1.5 mm oklüzogingival derinlikte bağlantı bölgesine sahip örnek gruplarında

başlangıç kuvveti 8 kg'a düşürülmüştür. Tablo I, hologramda saçakların izlenebildiği minimum ve maksimum kuvvet aralıklarını göstermektedir.

**Tablo I.** Hologramda saçakların izlenebildiği kuvvet aralıkları

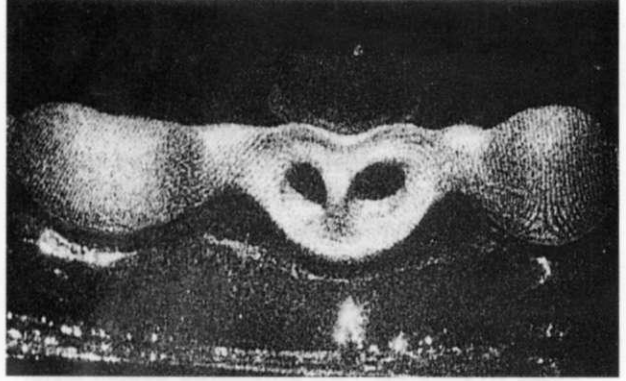
Okul. Ging. Bağlantı Bl.	Boşluklu Gövde		Dolu Gövde	
	Min.	Max.	Min.	Max.
1 mm	-	8 kg	-	8 kg
1.5 mm	8 kg	10 kg	8 kg	10 kg
2 mm	10 kg	15 kg	10 kg	15 kg
2.5 mm	10 kg	25 kg	10 kg	25 kg
3 mm	10 kg	25 kg	10 kg	30 kg

Boşluklu gövde ile hazırlanan 1, 1.5, 2, 2.5 mm okluzogingival derinlikte bağlantı bölgesine sahip örneklerde genel olarak her iki destek dişte artan kuvvetlere bağlı olarak dik yönde saçak izlenmiştir. Bu grupta en derin 3 mm okluzogingival derinliğe sahip örnekte 10 kg'lık kuvvet uygulaması ile elde edilen hologramda izlenen saçak yönleri premolar destek dişte dik yönde, molar destek dişte ise yatay yöndedir (Şekil 5). Yükleme kuvveti arttıkça premolar destek dişte dik yönde saçak sayısı artarken, molar destek dişte saçaklar dikleşmekte ve sayıları da artmaktadır (Şekil 6). 30 kg'lık yükleme değerinde ise sa-



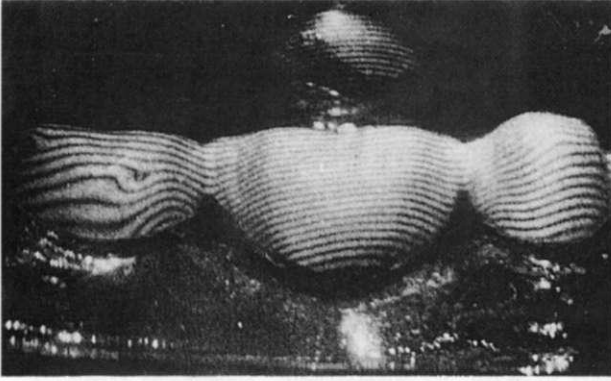
**Şekil 5.** 3 mm okluzogingival derinlikte bağlantı bölgesine sahip boşluklu gövde ile hazırlanan metal altyapıya 10 kg'lık yük uygulaması ile oluşan saçak yönleri

çaklar çok ince ve sık oluşması nedeni ile izlenememektedir. Bu da gövdeye doğru elastik deformasyonun oldukça fazlaştığını göstermektedir. 3 mm'nin altındaki okluzogingival derinlikte bağlantı bölgesine sahip örneklerde de daha düşük yükleme derecelerinde her iki destek dişte dik yönde saçaklar izlenmiştir.

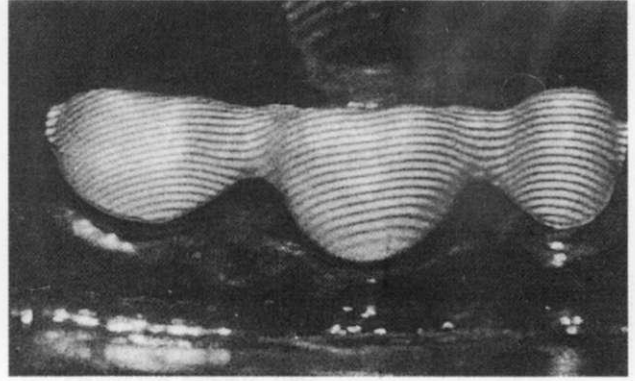


**Şekil 6.** 3 mm okluzogingival derinlikte bağlantı bölgesine sahip boşluklu gövde ile hazırlanan metal altyapıya 25 kg'lık yük uygulaması ile oluşan saçak yönleri

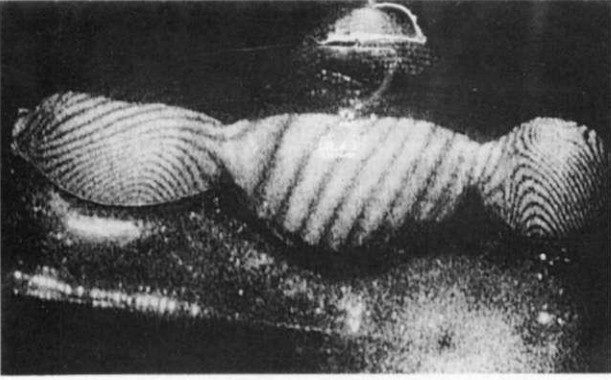
Dolu gövde ile hazırlanan 1, 1.5 ve 2 mm okluzogingival derinlikte bağlantı bölgesine sahip örneklerde, boşluklu gövdelerle elde edilen saçak yönlerine benzer saçaklar izlendi. 2.5 mm'lik örnek grubunda ise 10 kg'lık yük uygulandığında izlenen saçak yönleri premolar ve molar destek dişte yatay yöndedir (Şekil 7). Ancak yük değeri 15 kg'a çıkartıldığında özellikle premolar destek dişte saçak yönü dikleşmekte, molar destek dişte ise saçak yönünde bariz bir değişiklik görülmemektedir (Şekil 8). 20 ve 25 kg'lık yükleme değerinde ise saçak yönlerinde çok fazla bir değişim olmamakta, saçak sayılarında artış gözlenmektedir. 30 kg'lık yükleme değerinde ise elastik deformasyonun fazlaştığına bağlı olarak saçak gözlenmemektedir. 3 mm okluzogingival derinlikte bağlantı bölgesine sahip dolu gövdeyle hazırlanmış metal alt yapıya 10, 15, 20, 25 ve 30 kg'lık yükler uygulandığında hologramların tümünde her iki destek dişte yatay yönde saçaklar gözlemlendi. Bu bulgular her iki destek dişteki metal başlıkta gerilim ve deformasyon yönlerinin apikale doğru olduğunu ortaya koymaktadır (Şekil 9-10).



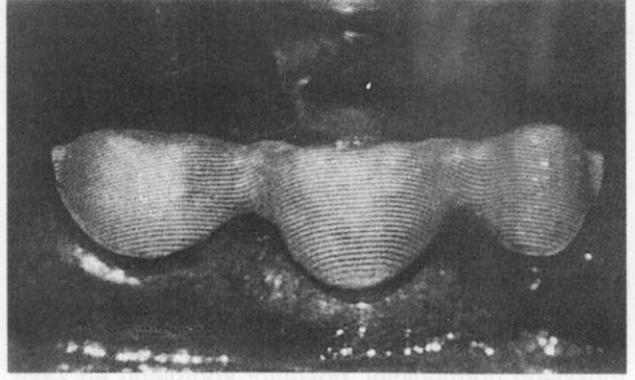
Şekil 7. 2.5 mm okluzogingival derinlikte bağlantı bölgesine sahip gövde ile hazırlanan metal altyapıya 10 kg'lık yük uygulaması ile oluşan saçak yönleri



Şekil 9. 3 mm okluzogingival derinlikte bağlantı bölgesine sahip dolu gövde ile hazırlanan örneğe 10 kg'lık yük uygulaması ile oluşan saçak yönleri



Şekil 8. 2.5 mm okluzogingival derinlikte bağlantı bölgesine sahip gövde ile hazırlanan metal altyapıya 15 kg'lık yük uygulaması ile oluşan saçak yönleri



Şekil 10. 3 mm okluzogingival derinlikte bağlantı bölgesine sahip dolu gövde ile hazırlanan örneğe 30 kg'lık yük uygulaması ile oluşan saçak yönleri

### TARTIŞMA VE SONUÇ

Bu çalışmada, metal-porselen köprülerin başarısızlığında etkili olduğu belirtilen faktörlerden, bağlantı bölgelerinin boyutlarının gövde tasarımları ile ilişkisi ele alınmıştır. Metal alt yapıda hazırlanacak bağlantı bölgeleri, hem porselene yeterli destek oluşturabilmesi açısından, hem de destek dişlere iletilen kuvvetler açısından önemlidir.

Çalışmada kullandığımız çift poz holografik interferometre yöntemi, tahribatsız test metodu olarak incelenen yapıda kuvvet uygulamasıyla meydana gelen değişikliği, kullanılan materyalin elastik deformasyon sınırları içerisinde görünür kılmaktadır. Cis-

min orijinal boyutlarında incelenmesine olanak tanınması, orijinal materyal üzerinde yapılabilmesi, aynı örnek üzerinde yöntemin tekrarlanabilir olması, holografik interferometre yönteminin avantajlarıdır. Hologramda izlenebilen iki saçak arasında cisimde meydana gelen değişiklik, kullanılan lazer ışığının dalga boyunun yarısına eşdeğerdir.

Çalışmada kullandığımız Argon lazerinin dalga boyu 514.5 nm'dir ve 0.26  $\mu$ m'lik bir değişiklik gözlemlenmektedir. Cisimde meydana gelen değişikliklerin sadece dış yüzeyde incelenebilmesi, cismin istenmeyen hareketi veya yer değiştirmesi sonucu oluşan saçakların holografik değerlendirmeyi engelleyebilmesi yöntemin dezavantajlarıdır.

Schwickerath<sup>14,15</sup> boşluklu ve dolu gövdelerle oluşturulan köprülerde porselende kırılmanın ilk olarak bağlantı bölgelerinde oluştuğunu, bağlantı bölgesinin minimum 2.5 mm okluzogingival derinlikte hazırlanması gerektiğini belirtmiştir.

Weiss<sup>19</sup>, krom-nikel alaşımlarının kullanıldığı metal alt yapı tasarımlarında bağlantı bölgelerinin boyutlarının 1-2 mm<sup>2</sup>'ye kadar azaltılabileceğini ileri sürmektedir.

McLean<sup>9</sup> ise bağlantı bölgelerinin porselene direnç oluşturabilmesi için minimum 2.5x2.5 mm olarak yapılması gerektiğini belirtmiştir.

Tylman<sup>18</sup> bağlantı bölgelerinin ortalama 2 mm<sup>2</sup> olarak düzenlenmesini, ancak değişik durumlarda 1x3 mm veya 1.5x2.5 mm olarak düzenlenebileceğini belirtmektedir. Biz de çalışmamızda tüm örneklerde bağlantı bölgelerinin bukkolingual genişliğini 3 mm olarak oluşturduk.

El-Ebrashi ve arkadaşları<sup>4</sup>, fotoelastik yöntemle yaptıkları çalışmalarında premolar bağlantı bölgesinde daha fazla kesme gerilimleri oluştuğunu, bu nedenle sabit parsiyel protezlerin simetrik bir giriş gibi fonksiyon görmediğini, posterior köprülerin en zayıf bölümünün gövde ile bağlantı bölgesinde oluştuğunu ve bu bölgede yüksek çekme ve kesme gerilimleri görüldüğünü belirtmiştir.

Smyd<sup>17</sup>, protezin simante edilerek sabitleştirilmesinin destek dişlere gelen kuvvet miktarını arttırdığını, molar dişlerin lateral yer değiştirmeye karşı daha dirençli olduğunu ve premolar bölgede kuvvet etkisiyle eğilmenin daha fazla oluştuğunu belirtmiştir.

El-Ebrashi ve Smyd'nin görüşleri, çalışmamızda 3 mm okluzogingival derinliğe sahip dolu gövde ile hazırlanan örnek hariç, diğer örneklerde kuvvet etkisinin öncelikle premolar dişteki metal başlıkta görülmesi, bulgularını desteklemektedir.

Bu çalışmada 3 mm okluzogingival derinliğe sahip boşluklu alt yapı tasarımında 10 kg'lık yük değerinde premolar destek dişte dik yönde saçak elde edilmesi, molar dişte ise artan kuvvetlerle saçakların

dikleşmesi, her iki destek dişteki metal başlığın gövdeye doğru esnediğini göstermektedir. Bu hem porselen üst yapıda kompleks gerilimlerin oluşmasına, hem de destek dişlerde gövdeye doğru bir kuvvet iletimine neden olabilir. Bu nedenle boşluklu gövde ile hazırlanan metal alt yapı tasarımında, bağlantı bölgelerinin boyutları mümkün olduğu kadar artırılmalıdır.

Çalışmamızda dolu gövdelerle hazırlanan alt yapı tasarımlarında ise, 3 mm okluzogingival derinlikte hazırlanan örnekte tüm yükleme değerlerinde yatay yönde saçak oluşumu, her iki destek dişteki metal başlıkta ve gövdede kök yönünde bir kuvvet iletimi olduğunu göstermektedir. Ayrıca metal alt yapıda gövde boşluğuna doğru bir esnemenin olmaması, basma gerilimlerinin daha yoğun olduğunu tanımlar. Bu da üst yapıdaki porselen tabakası için arzu edilen bir durumdur. 2.5 mm okluzogingival derinliğe sahip dolu gövdeli örnekte, molar bölgede bağlantı bölgesinin 2.5 mm okluzogingival derinlikte hazırlanması yeterli görünmektedir. Ancak premolar bölgede 15 kg yük değerinde saçakların dikleşmesi gövdeye doğru bir esnemenin varlığını göstermektedir. Bu nedenle premolar bölgede bağlantı bölgesinin 2.5 mm derinlikte hazırlanması yeterli değildir.

Sonuç olarak metal-porselen köprülerde kullanılan metal altyapı tasarımlarında, gövde ile destek dişlerin bağlantı bölgeleri, kuvvet iletimi ve porselen üst tabakaya destek oluşturulabilmesi açısından önemli bir parametredir. Boşluklu gövde tasarımları, ancak kısa gövde boşluğuna sahip vakalarda bağlantı bölgelerinin, dolu gövdelere oranla boyutları artırılarak kullanılmalıdır. Dolu gövde ile hazırlanacak alt yapı tasarımlarında molar bağlantı bölgesi minimum 2.5 mm okluzogingival derinlikte hazırlanabilir. Premolar bölgede ise minimum 3 mm okluzogingival derinlikte oluşturulmalıdır.

#### KAYNAKLAR

1. Aydın R, İncesu T, Güven H M. Holografik girişim yöntemi ile optik ağı elde edilmesi ve katı numunelerde yüzeysel deformasyonun incelenmesi. Türkiye Temel Bilimler Araştırma Grubu Proje No: TBAG-74B, Tübitak, Ankara, 1990.

2. Bell A M, Kurzeya R, Camberg M G. Ceramometal crowns and bridges. Dent Clin North Am 29: 763-78, 1985.
3. Dierft B I. Dental holography-earlier investigations and respective possibilities. Adv Dent Res 1: 8-13, 1987.
4. El-Ebrashi M K, Craig R G, Payton F A. Experimental stress analysis of dental restorations parts VII. structural design and stress analysis of fixed partial dentures. J Prosthet Dent 23: 177-86, 1970.
5. Goldstein G R, Wesson A, Schweiter K, Cutler B. Flexion characteristic of four unit fixed partial denture frameworks usings holographic interferometry. J Prosthet Dent 67: 609-13, 1992.
6. Hariharan P. Optical Holography. Cambridge University Press, Cambridge, 1984.
7. Hobo S, Shillingburg H T. Porcelain fused to metal: Tooth preparation and coping design. J Prosthet Dent 30: 28-36, 1973.
8. Jenkins F A, White H E. Fundamentals of Optics. Mc Graw-Hill Book Co. New York, 1976.
9. McLean J W. The Science and Art of Dental Ceramics. Vol II. Quintessence Publishing Co Inc Chicago, 1983.
10. McLean J W. Dental Ceramics, Proceedings of the First International Symposium on Ceramics. Quintessence Publishing Co Inc Chicago, 1980.
11. Miller L L. Framework design in ceramo-metal restorations. Dent Clin North Am 21: 699-716, 1977.
12. Rufentacht C R. Fundamentals Esthetics. Quintessence Publishing Co Inc Chicago, 1990.
13. Sax by G. Practical Holography. Cambridge University Press, Cambridge, 1984.
14. Schwickerath H. Konstruktione und material für zweise henglider bei brücken aus metallkeramik (I). Quintessenz Zahntech 7: 807-12, 1982.
15. Schwickerath H. Konstruktione und material für zweise henglider bei brücken aus metallkeramik (II). Quintessenz Zahntech 8: 895-902, 1982.
16. Shillingburg H T, Hobo S, WhitsettLD. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. Quintessence Publishing Co Inc Chicago, 1981.
17. Smyd E S. The role of torque, torsion and bending in prosthodontic failures. J Prosthet Dent 11: 95-111, 1961.
18. Tylman S D, Malone W F P. Tylman's Theory and Practice of Fixed Prosthodontics. The C V Mosby Co St Louis, 1978.
19. Weiss P A. New design parameters: Utilizing the properties of nickel-chromium superalloys. Dent Clin North Am 21: 79-85, 1977 .
20. Yamamoto M. Metallkeramik. Quintessenz Verlags-Gmbh. Berlin, 1986.
21. Young J M, Altschuler B R. Laser holography in dentistry. J Prosthet Dent 38: 216-25, 1977.

**Yazışma adresi**

Dr. Dt. Turan KORKMAZ  
GÜ Dişhekimliği Fakültesi  
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dair  
Emek - 06510 ANKARA

Key words: intracelular calcium, fibroblasts, gingival overgrowth, cyclosporine A

1. Eczacıbaşı, Prof. Dr. Gülşen Aköz ve Diş Sağlığı Bilimsel Araştırma ve Geliştirme Kurulundan desteklenmiştir.
2. Doç. Dr. GÜ Dişhekimliği Fakültesi Periodontoloji Anabilim Dalı
3. Dr. Dt. GÜ Dişhekimliği Fakültesi Periodontoloji Anabilim Dalı
4. Uzman Vat. Dr. Şen Ermişoğlu, Hükümet Hastanesi ve Üretim Çıplak Kontrol Laboratuvarı Şefi
5. Dr. Dt. GÜ Dişhekimliği Fakültesi Periodontoloji Anabilim Dalı
6. Dr. GATA Biyokimya ve Klinik Biyokimya Anabilim Dalı
7. Prof. Dr. GATA Biyokimya ve Klinik Biyokimya Anabilim Dalı