

44344

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**SAF TİTANYUMUN VE ÜÇ DEĞİŞİK
BAZ METAL ALAŞIMININ
SERAMİKLE BAĞLANTI
DİRENÇLERİNİN KARŞILAŞTIRMALI
OLARAK ARAŞTIRILMASI**

Protetik Diş Tedavisi Programı
DOKTORA TEZİ

Hazırlayan
Dişhekimii Hülya ÖZER

Danışman Öğretim Üyesi
Prof. Dr. Atilla USER

İZMİR 1995

ÖNSÖZ

Diş hekimliğinde henüz çok yeni olan bu konuda çalışmamı destekleyen ve yönlendiren hocam Sn. Prof. Dr. Atilla USER'e , başta Sn.Doç.Dr.Suna TOKSAVUL olmak üzere Ana Bilim Dalımız öğretim üyelerine ve çalışanlarına, Ege Üniversitesi Bilgisayar Bilimleri Mühendisliği Bölüm Başkanı Sn.Prof.Dr.Şaban EREN'e, laboratuvar çalışmalarım sırasında bana çalışma olanağı sağlayan Dentaurium Diş Laboratuvarı'ndan Sn. Şenol GÜRBÜZ'e , Kurtulmuş Dental Teknik'ten Sn. Ahmet ve Erdinç KURTULMUŞ'a, fakültemizin fotoğraf atölyesi sorumlusu Sn. Altan DESTİCİ'ye ve manevi desteklerini her zaman hissettiğim aileme teşekkürü bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

GİRİŞ VE AMAÇ.....	1 - 2
GENEL BİLGİLER.....	3 - 39
Metal - Seramik Sistemlerinde Kullanılan Alaşımlar.....	4 - 6
Titanyumun Bulunması ve Elde Edilmesi.....	7 - 8
Titanyumun Kimyasal Özellikleri.....	8
Titanyumun Fiziksel Özellikleri.....	8 - 11
Titanyumun Mekanik Özellikleri.....	11 - 12
Titanyumun Biyolojik Özellikleri.....	12 - 14
Titanyumun Tıpta ve Dişhekimliğinde Kullanımı.....	15
Titanyumun Hazırlanması.....	15 - 23
Seramometal Restorasyonlarda Kullanılan Basamak Çeşitleri.....	24 - 27
Seramometal Restorasyonlarda Metal Alt Yapının Hazırlanması.....	28 - 29
Dental Seramiklerin Yapısı.....	30 - 31
Titanyum İçin Özel Olarak Geliştirilen Seramiklerin Yapısı.....	31 - 33
Metal - Seramik Bağlanması.....	34 - 36
Bağlantı Direncinin Değerlendirilmesi İçin Geliştirilen Test Yöntemleri....	37 - 39
GEREÇ VE YÖNTEM.....	40 - 66
DeneySEL Uygulamalar.....	40 - 63
Klinik Uygulamalar.....	63 - 66
BULGULAR.....	67 - 79
DeneySEL Bulgular.....	67 - 79
Klinik Bulgular.....	79
TARTIŞMA.....	80 - 89
SONUÇ.....	90
ÖZET.....	91
SUMMARY.....	92
KAYNAKLAR.....	93 - 105
ÖZGEÇMİŞ.....	106

GİRİŞ VE AMAÇ

Dişhekimliğinde, metal destekli seramik restorasyonlar son 20 yıl içerisinde geniş bir kullanım alanı bulmuşlardır. Çevre dokular ile olan uyumları, korozyona karşı dirençleri, renk ve boyutlarının sabit kalması ve yüksek düzeyde estetik sağlamaları gibi nedenlerle günümüzde dental seramikler diğer estetik materyallere göre tercih edilmektedir.

Seramometal restorasyonlarda, başlangıçta kullanılan soy metal alaşımlarının maliyetlerinin yüksek olması, zamanla baz metal alaşımlarının tercih edilmelerine neden olmuştur. Baz metal alaşımlarının en önemli dezavantajlarından biri; alaşımın yapısında bulunan ve alaşımın dökülebilme ve işlenebilme özelliklerini iyileştiren berilyum, bor, krom, galyum, indiyum, kobalt, mangan, molibden, nikel ve çinko gibi metallerin bazı yan etkilerinin olmasıdır.

Soy metal alaşımlarının maliyetlerinin yüksek olması, baz metal alaşımlarının ise biyouyumlulukları ve yan etkileri ile ilgili tartışmalar, protetik kullanım için alternatif bir metalin aranmasını gerektirmiştir.

Geniş hammadde kaynaklarına sahip olan titanyum, son yıllarda bu konuda önerilen metal olmuştur. Korozyona karşı dirençli olup mükemmel bir biyouyumluluğa sahiptir. Titanyum bir elementtir, alaşım değildir. Alerjik reaksiyon veya irritasyon yaratabilecek komponentler içermez.

Titanyum dental kullanım için uygun fiziksel özelliklere sahip olan bir metaldir. Özgül ağırlığının pek çok soy ve baz metal alaşımlarından daha düşük olması , ağırlığı oldukça az olan protezlerin yapılmasına olanak sağlamaktadır. Özellikle ısıl iletkenliğinin dişhekimliğinde kullanılan tüm metallerden düşük olması nedeniyle, saf titanyumdan yapılan kuron - köprü protezleri, dişi ısıl uyaranlardan kolaylıkla koruyabilmektedir.

Tıpta, çene cerrahisi ve implantolojide biyouyumluluğu nedeniyle eklem protezi,

kemik plağı, vida vs. olarak kullanılan titanyumun, laboratuvar şartlarında individuel olarak hazırlanan protetik restorasyonlarda da kullanılması için, tümüyle yeni bir teknolojinin geliştirilmesi gerekmiştir. Titanyumun fiziksel ve kimyasal özellikleri dişhekimliğinde genelde kullanılan alaşımlardan oldukça farklı olduğundan, özel döküm aletleri geliştirilmiştir.

Estetik materyal olarak üstünlüğü tartışılmaz olan dental seramiklerle birlikte kullanılabilmesi için, titanyumun özelliklerine uyum gösterebilecek yeni seramikler hazırlanmıştır.

Metal destekli seramik restorasyonlarda, saf titanyumun kullanımına yoğun bir ilgi vardır. Titanyumun, baz metal alaşımlarının yerini alıp alamayacağı halen tartışmalıdır. Bunun nedeni, baz metal alaşımlarının seramikle olan bağlantısının yapılan araştırmalara dayanarak bilinmesine karşın, titanyumun seramikle olan bağlantısının henüz tam olarak açıklığa kavuşmamasıdır.

Üç tip baz metal alaşımının ve saf titanyumun, seramometal bağlantı dirençlerinin Shell ve Nielsen'in modifiye çekerek makaslama testi ve Warphea ve Goodkind'in modifiye kırılma testi ile saptanarak, saf titanyum ve değişik baz metal alaşımlarının metal seramik bağlantı kuvvetlerinin karşılaştırmalı olarak araştırılması, çalışmamızın amacını oluşturmaktadır.

GENEL BİLGİLER

Seramiğin bir dental materyal olarak kullanımı 200 yıl kadar eskiye dayanmaktadır. Düşük mekanik direncinden dolayı tüm seramik restorasyonun kullanımının kısıtlı olması, araştırmacıları bazı önlemler almaya yöneltmiştir. Estetik ve biyolojik uyumu oldukça iyi olan dental seramiğin, metal bir alt yapı üzerine uygulanması, ideal bir kuron - köprü protezinden beklenen gereksinimleri karşılamaktadır (27).

Dışhekimliğinde; bir seramometal restorasyonun klinik başarısı, estetik ön planda tutularak, metal ile seramik arasında kuvvetli bir bağlantının oluşturulmasına bağlıdır. Her iki farklı materyal arasında güçlü bir bağlantının oluşturulması için, gerek metal gerekse seramiğin belli bazı özelliklere sahip olması gerekir.

Bir seramometal restorasyonda, alt yapıyı oluşturan metal alaşımı aşağıdaki özellikleri taşımalıdır (1,83,84,85):

1. İyi bir dökülebilme özelliğine sahip olmalıdır.
2. Çiğneme basıncına dayanacak sertlikte ve dirençte olmalı, çok üyeli köprülerde seramiğin pişirilmesi esnasında metal yeterli mekanik direnci göstermeli ve ince köle kenarlarında uyumsuzluk göstermemelidir.
3. Yüksek sıcaklık derecelerinde deforme olmaması için metal yapısı ince grenli olmalıdır.
4. Seramikle bağlanması son derece iyi olmalıdır. Bağlanma, metal yüzeyinde oluşan oksit tabakasına bağlıdır. Metal yüzeyinde oluşan oksit tabakası:
 - a) Seramik içerisinde eriyebilmelidir.
 - b) Seramiğin rengini bozmamalı ve camın oluşumunu etkilememelidir.
 - c) Metal veya metal oksitler, seramiğin direncini düşürmemeli ve seramiğin ısı genleşmesini yükseltip alçaltarak iç streslere yol açmamalıdır.
 - d) Metal veya metal oksitler, korozyona uğramamalı ve çevre dokularda toksik etkiler göstermemelidir.
 - e) Oksitler metal yüzeyinin üzerinde çok ince bir tabaka oluşturmalı; fakat bu inceliğine rağmen seramiğin metal ile atomik temasını sağlamalıdır.
5. Seramik uygulamasından önce veya sonra lehimleme yapılabilirdir.

Metal destekli seramik restorasyonda kullanılan seramik materyalin taşıması gereken özellikler ise şunlardır(1,84):

1. Uygun bir pişirme derecesine sahip olup, bu değer kullanılan metalin ergime noktasından 100-150°C daha düşük olmalıdır.

2. Kırılma ve basınca karşı yeterli dirençte olmalıdır.

3. Metal ile iyi bir bağlantı kurabilmelidir. Bunu sağlamak için metal veya metal oksitleri seramik tarafından ısıtılabilir.

4. Belirli bir (%12-16) büzülme katsayısına sahip olmalıdır.

5. Renk değiştirmemelidir.

6. Doğal dişlere benzer şeffaflık göstermelidir.

7. Doku dostu olmalıdır.

Metallerde ve seramikte aranan özellikler, metal - seramik sistemlerinin temel taşı oluşturmaktadır. Bu tür gereksinimlerin ne kadarının karşılandığını değerlendirmek için ilk önce alaşımların incelenmesi gerekmektedir.

METAL - SERAMİK SİSTEMLERİNDE KULLANILAN ALAŞIMLAR :

Metal - seramik sistemlerinde kullanılan alaşımlar iki grupta sınıflandırılır (83,84):

I. Soy metal alaşımları

II. Baz metal alaşımları

I. Soy Metal Alaşımları:

A) Yüksek Oranda Altın İçerenler:

a - Altın - platin - palladyum alaşımları: Bu alaşımlar, % 84 altın (Au) , % 7.9 platin (Pt), % 4.6 palladyum (Pd) , ve % 1.3 gümüş (Ag) içerirler. Bağlanmayı sağlayan oksit tabakasının oluşturulması için, alaşımların içine indiyum (In) ve kalay (Sn) eklenmiştir.

b - Altın - platin - tantalyum alaşımları: Element oranları, altın - platin - palladyum alaşımları ile aynıdır. Ancak bu alaşımlarda, palladyum ile tantalyum yer değiştirmiştir. Bu tip alaşımlarda; palladyum içeren alaşımlardaki gibi gaz emilimi olmamaktadır.

İçerdikleri yüksek altın oranına bağlı olarak bu tip alaşımların; seramikle

bağlanmaları, dökülebilirlikleri, kenar uyumları ve okluzal yüzeylerin işlenebilirliği mükemmeldir. Korozyona dirençlidirler ve toksik değildirler.

Ancak ergime noktalarının düşük olması, bükülme dirençlerinin az olmasına yol açmaktadır. Seramiğin pişirilmesi esnasında ince kenarlarda deformasyonlar ve uzun gövdeli köprülerde eğilmeler ortaya çıkabilmektedir.

B) Düşük Oranda Altın İçerenler:

Altın - palladyum - gümüş alaşımları: % 50 Au, % 30 Pd, % 12 Ag ve oksit tabakası oluşturmak için % 8 In ve Sn içerirler.

İçerdikleri altın oranının azalmasına bağlı olarak; bükülme dirençleri, eğilme kuvvetleri ve elastiklik modülleri gibi özelliklerinin artması dolayısıyla, uzun gövdeli köprülerin yapımında kullanılmaları tavsiye edilmektedir. Yoğunlukları daha düşük olduğundan daha hafiflerdir. İçerdikleri altın nedeniyle; dökülebilirlikleri, kenar uyumları ve okluzal yüzeylerin işlenebilmesi açısından başarılıdır.

Bu tip alaşımlar, içerdikleri palladyum ve gümüşe bağlı olarak bazı dezavantajlara sahiptirler. Palladyum, içine katıldığı alaşımın ergime noktasını yükseltir ve direncini artırır, ancak bir hidrojen alıcısı olduğundan, döküm esnasında hidrojen gazını emerek metal ile seramik arasındaki bağı zayıflatır. Alaşımın içerisindeki gümüş, seramiği etkileyerek renginin yeşillenmesine neden olmaktadır.

C) Altın İçermeyenler:

Palladyum - gümüş alaşımları: % 60 Pd, dengeleyecek kadar Ag, sertliği arttırmak için In, Sn içerirler.

Mekanik özellikleri uzun gövdeli köprülerin yapımında uygundur. Hassas dökülmeleri zordur, kenar uyumları altın alaşımlarındaki gibi mükemmel değildir.

II. Baz Metal Alaşımları:

A) Nikel - Krom Alaşımları:

Bu alaşımlarda % 68 - 80 Ni, % 11 - 20 Cr, ayrıca molibden, mangan, magnezyum, alüminyum, silisyum, berilyum, karbon, demir, titanyum ve bakır bulunmaktadır. Berilyum, son yıllarda toksik etkisi nedeniyle çoğu alaşımların yapısından çıkarılmıştır.

Soy metal alaşımlarına göre daha ucuz olmaları günümüzün ekonomik koşullarında kullanılmalarını arttırmıştır.

Nikel - krom alaşımlarının mekanik özellikleri uzun gövdeli köprülerde daha ince

metal alt yapıların hazırlanmasına olanak sağlar.

Bu tip alaşımların hassas dökümlerinin yapılması oldukça zordur. Kenarlar kısa ve yüzeyler pürüzlü olabilir. Seramiğin metale bağlanması ve rengi oluşan oksit tabakasından etkilenebilir. Nikel ve krom, moleküler düzeyde oksit oluşumunun kontrolünü zorlaştırır, metalin rengi ise aşırı oksidasyondan etkilenebilir. Ayrıca, bazı kişilerde nikel karşı aşırı duyarlılık söz konusudur.

B) Kobalt - Krom Alaşımları:

Kobalt - krom alaşımları, döküm büzülmelerinin ve sertliklerinin çok olması nedeniyle seramometal restorasyonlarda fazla kullanılmazlar (23). Ayrıca kobalt ve kromun da alerjik reaksiyonlara yol açtığı bilinmektedir (33,59).

Halen kullanılmakta olan soy metal alaşımları, pahalıdır ve mekanik dirençleri uzun gövdeli köprüler için yetersizdir. Bu yüzden soy metal alaşımlarına tercih edilen bazı metal alaşımlarında ise, alaşımı oluşturan ana elementler ve diğer elementler yan etkilere yol açmaktadırlar (33,66).

Dişhekimliğinde, metal destekli seramik restorasyonlarda kullanılan bazı metal alaşımlarının alerjik özelliklere sahip olması, bazı metal alaşımlarının mekanik özelliklerini taşıyan ve buna rağmen duyarlılığa neden olmayan bir metalin aranmasını gerektirmiştir (59,63,66,67,131).

Yapılan çalışmalar; saf titanyumun, dişhekimliğinde arzu edilen özelliklere sahip bir metal olduğunu göstermiştir. Soy metallerin hammaddeleri kısıtlı iken, titanyum doğada bol miktarda bulunmaktadır. Titanyum yer kabuğunun % 0.56' sını kapladığından zengin hammadde kaynaklarına sahiptir (56,63,64,95,103,134).

Titanyumun korozyon direncinin yüksek, ısı iletkenliğinin düşük, ağırlıkça hafif ve biyolojik olarak uyumlu olması; dişhekimliğinde aranan metal özelliklerine sahip olmasına neden olmuştur (63,66,117,131).

TİTANYUMUN BULUNMASI VE ELDE EDİLMESİ:

1791 yılında, bir papaz olan ve uğraş olarak kimya ile ilgilenen İngiliz William Gregor; Cornwall'de Monaccan yöresindeki bir nehir yakınlarında; manyetik demir içeren bir toprağı incelemiştir. Demir kısmını hidroklorik asit yardımıyla ayrıştırınca geriye o zamana kadar bilinmeyen bir metal bileşiğı kalmıştır. Gregor; bu yeni metale onu bulduğı yere atfen "Maccanit" adını vermiştir (15,56,124,134).

1795 yılında Gregor'dan habersiz olarak Alman kimyager Heinrich Klaproth; Macaristan'da Boinik'te incelediğı topraktaki minerale, Yunan Mitolojisinde göğün tanrısı olan Uranus'un ve yer kürenin tanrıçası olan Gaa'nın oğullarından Titanların adını vermiştir (15,97,103,134).

Şimdiki bilgilerimize göre Gregor'un bulduğı ilmenit ($Fe Ti O_3$), Klaproth'un bulduğı ise rutil ($Ti O_2$) adlı titanyum mineralleridir (15).

1825 yılında İsveçli Berzelius, ilk defa saf titanyumdan örnekler hazırlamıştır (15).

1910 yılında Amerikalı M. A. Hunter, $Ti Cl_4$ 'ü metalik sodyumla indirgeyerek % 99.9 saflıkta titanyum elde etmiştir (15,128).

1925 yılında E. Van Arkel ve J. H. de Boer'in geliştirdikleri ve $Ti I_4$ 'ün termik ayrışmasını esas alan bir yöntemle, yüksek derecede saf titanyum elde etmişlerdir (15,128).

Nihayet, 1940'larda Lüksemburglu W. Kroll, titanyumun endüstriyel olarak üretimi için bir yöntem geliştirmiştir. Öncelikle, mineral halindeki titanoksiti klorlamış ve bu yolla elde edilen titanyum kloridi, 1939 yılında kalsiyumla ve 1940 yılında magnezyumla indirgeyerek metalik titanyumu elde etmiştir (15,97,103,134).

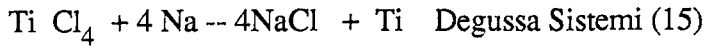
1940'larda Boethe ve arkadaşları, organizmada ilk defa titanyumu kullanmışlardır. Kedilerde; titanyum implant etrafındaki kemik büyümesini gözlemişlerdir (15).

Dişhekimliğinde ilk defa Linkow 1968 yılında blade implantlarında titanyumu kullanmıştır. Daha sonra, 1969 yılında Branemark vida şeklindeki titanyum implantlarını tanıtmıştır (15).

1977'de ilk titanyum döküm Waterstrat tarafından gerçekleştirilmiştir (103).

1981 yılında Japon firması Ohara tarafından ilk dental titanyum döküm sistemi tanıtılmıştır (15).

Günümüzde titanyum süngerini elde etmek için Kroll yöntemi veya Degussa yöntemi esas alınmaktadır. Degussa yönteminde titanyum cevheri (rutil, ilmenit) karbon ve klor varlığında ısıtıldıktan sonra oluşan $TiCl_4$; sodyumla indirgenerek titanyum süngerini elde edilmektedir. Sünger, kral suyunda temizlendikten sonra vakum veya argon atmosferi altında külçeler halinde hazırlanmaktadır (15,94).



TİTANYUMUN KİMYASAL ÖZELLİKLERİ:

1- Titanyum, gümüş beyaz renkli, dışarıdan bakıldığında paslanmaz çeliğe benzeyen parlak bir metaldir (8,63,103,124,140).

2- Saf halde oldukça yumuşak, manyetik olmayan bir metaldir (63,124).

3- Sıra sayısı 22'dir, atom ağırlığı 47.88'dir (63,95,100,128,140).

4- Titanyum periyodik sistemin IV B grubu elementlerindedir (8,11,95,128).

Elektron yapısından dolayı bir geçiş elementidir ve periyodik sistemde bir yan grupta bulunur. Titanyum zirkonla beraber dördüncü, niyobyum ve tantalumla beraber beşinci yan gruptadır (95).

5- Okjisen, azot, karbon ve hidrojen ile çok çabuk reaksiyona girer (11,134). Titanyum moleküler azotla tepkimeye giren tek elementtir. Bu azotun varlığında yanmasıdır (15,94). Oksijen ve hidrojenle çok çabuk tepkimeye girmesi, metalin tesviyesi sırasında kıvılcım saçılmasına neden olur. Bu da titanyum metali ile çalışmayı zorlaştırmaktadır (15,54).

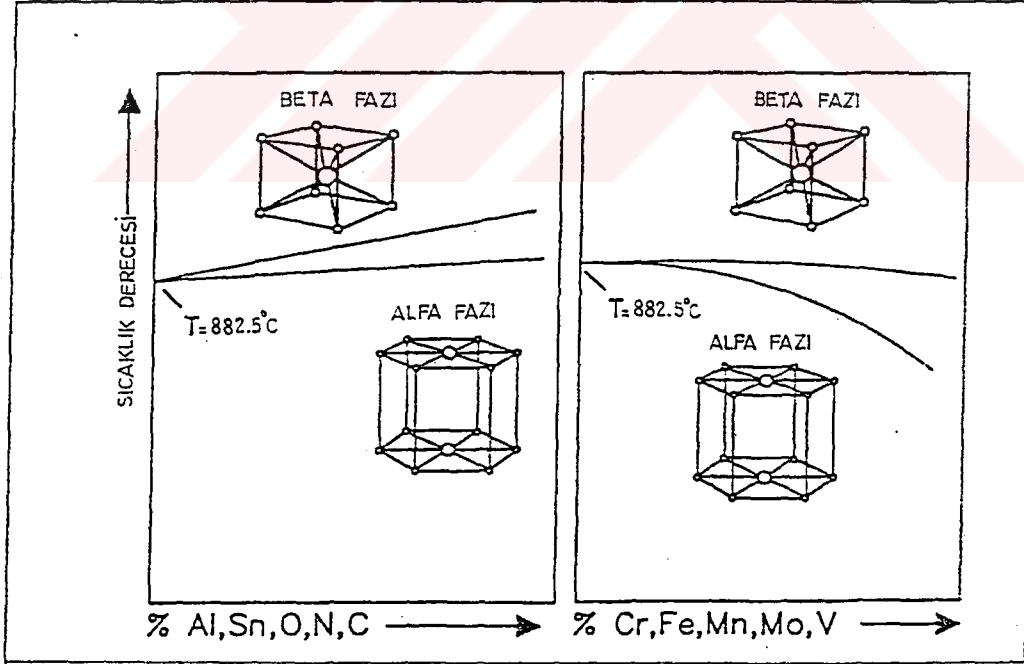
TİTANYUMUN FİZİKSEL ÖZELLİKLERİ:

1- 25°C'deki Özgül ağırlığı 4.51 gr/cm^3 ' tür (8,49,66,117). Baz metal alaşımlarının özgül ağırlığı 8.5 gr/cm^3 'tür (49). Titanyumun özgül ağırlığı altın alaşımlarının özgül ağırlığının 1/4'ü, Co-Cr alaşımlarının yarısı kadardır. Hafif bir metal olması hastayı memnun etmektedir (8,49,117).

2- Titanyumun alfa ve beta olarak iki modifikasyonu vardır. Titanyum 882.5°C'de ve daha yüksek derecelerde, boyutsal değişimle beraber, ∞ fazından β fazına döner (8,15,65,116,128,134).

Titanyum ∞ ve β yapılarında iki farklı kafes yapısı gösterir: ∞ fazında düzenli bir altgen yapı gösterirken, β fazında ise içte merkezlenmiş kübik bir sistemdir (8,15,128). ∞ ve β modifikasyonlarının yoğunlukları da farklıdır (15).

882.5°C ve daha yüksek sıcaklık derecelerinde metal, oksijen ve azot depolar, belirgin olarak ağırlığı artar ve kırılganlaşır (∞ case) (61,62,66). Dönüşüm, materyalin orjinal durumundan farklı özelliklerin ortaya çıkmasına neden olmaktadır (94). β fazında üst yüzey düzensizliği arttığından materyale ait özellikler bozulmaktadır, ∞ fazı ise homojendir (11,61). Titanyuma bazı elementlerin eklenmesi, ∞ fazından β fazına dönüşüm ısısını değiştirir. Dönüşüm ısısını yükselten elementlere, ∞ fazını stabilize eden elementler denir. Bunlar; alüminyum, kalay, oksijen, azot, karbon, zirkon ve bakırdır. Dönüşüm ısısını düşüren elementlere, β fazını stabilize eden elementler denir. Bunlar krom, demir, mangan, molibden, niyobyum, tantalum ve vanadyumdur (8,11,56,97). Metale β fazını stabilize eden elementler katıldığı zaman, yüksek ısıda oluşan β fazı oda ısısında bile bulunabilir (56) (Şekil I).



Şekil I: Alfa ve beta fazını stabilize eden elementler (Baumann (8) 'dan).

3- Ergime noktası 1668°C, kaynama noktası ise 3260°C 'dir (8,56,61,100). Ergime noktasının yüksek olması, daha iyi bir ısıl dirence ve boyutsal stabiliteye sahip olmasını sağlar (11).

4- Titanyumun ısıl iletkenliği, alışılmış dental alaşımlarınkinden oldukça farklıdır. 25°C'de 21.4 W/mK'lik ısıl iletkenliğine sahiptir (8,95,100). (Altının ısıl iletkenliği 297 W/mK, nikelin ısıl iletkenliği 92 W/mK, kobaltın ısıl iletkenliği 71 W/mK'dır (95).Titanyumun bu değeri, sağlıklı minenin ısıl iletkenliğine (~ 0,88 W/mK) yakındır (8,95).

Altın içeren bir dental alaşım, titanyuma göre, ondört kez daha çok sıcaklığı iletir ve bu ısıl uyarılar pulpa irritasyonlarına yol açabilir (8,61,66). Düşük ısıl iletkenliğine sahip oluşu nedeniyle, titanyum dentini termik etkilerden korur ve fizyolojik olarak uygun bir metal olarak kabul edilir (8,11,61,63,66).

5- Titanyumun 25°C'deki elastiklik modülü 105000 - 116000 N/ mm² 'dir (8,63). Bu değer tip IV altın alaşımlarıninkine uymaktadır (103,117).

Baz metal alaşımlarının elastiklik modülü ise ~180000 N/mm²'dir. Titanyumun bu fiziksel özelliğinin, hareketli bölümlü protezleri kullanan hastaları ne derecede etkileyeceği tartışmalıdır (63).

6- Titanyumun 25°C'deki ısıl genişleme katsayısı 8.5 x 10⁻⁶ / K'dır (8).

7- Titanyumun kendine ait bir tadı yoktur ve ağızda metalik tada yol açmaz (61,66,100,116,140).

8- Titanyum, 1.6 mm kalınlığa kadar röntgen ışınlarını geçirmektedir (8,11,15,54,61,105,131,132). Bu özellik, elementin düşük sıra sayısının dördüncü kuvvetine bağlıdır (39, 61,132). Böylece 1.6 mm'ye kadar kalınlıktaki materyallerin radyografik görüntülerinde, yüksek direncin istendiği bölgelerde (Örn: Lingual barda) zayıf bölgeler gözlenebilmektedir(8,11,105). Döküm metalindeki boşluklar ve poroziteler değerlendirilebilmektedir (105,131,132).

Dişeti cebi içinde sonlanan kuron ve köprü çapalarının kenarlarındaki düzensizlikler, sondla tam olarak değerlendirilemez. Günümüzde kullanılan dental materyaller radyoopaktır. Titanyum röntgen ışınlarının geçmesine izin verdiğiinden, hem dökümlerin klinik kalitesi değerlendirilebilir, hem de marjinal preparasyon sınırında veya adeziv restorasyonların altındaki sekonder çürükler fark edilebilir.Dişler titanyumla kuronlandığında dişin pulpası kolayca kontrol edilebilir (39,66,140).

9- Bazı hastalarda Ni - Cr veya Co - Cr alaşımlarına karşı görülen allerji riski titanyum metali için söz konusu değildir (3, 11,15,39,54,59,66,67,116). Bu tür hastalara, soy metal alaşımlarından da protetik restorasyonlar uygulanabilir. Soy metal alaşımlarının elastiklik modülünün, baz metal alaşımlarından ~ % 100 az olması, özellikle ana bağlayıcıların daha kalın yapılmasını gerektirir. Bu da restorasyonun çok ağır olmasına yol açar. Hafif bir metal olan titanyumun kullanımı ile bu durum giderilebilir (66).

TİTANYUMUN MEKANİK ÖZELLİKLERİ

1- Saf titanyumun Vickers sertliği dökümden önce 110 - 150 HV, dökümden sonra ise 190 - 240 HV'dir (117).

2- Dökümden önceki (soğuk şekillendirilmiş halde) çekme direnci 450 N/mm^2 ; dökümden sonraki çekme direnci ise 850 N/mm^2 'dir (8,66,103).

Titanyumun döküm öncesi ve sonrası mekanik özelliklerinde değişiklik görülmektedir. Dökümden sonra çekme direnci ve sertliği artmaktadır (8,140).

3- Kopma uzaması % 15 - 20'dir (8,66,103).

Titanyumun mekanik özellikleri, günümüzde kullanılan dental alaşımların mekanik özellikleriyle kıyaslanabilir. Çekme direnci ve Vickers sertliği Co - Cr alaşımlarına; kopma uzaması Ni - Cr alaşımlarına benzemektedir (103).

4- Baz metal alaşımlarına kıyasla düşük olan bükülme direnci, tip IV altın alaşımlarının direncine uymaktadır (61).

∞ Titanyum veya saf titanyum, Alman ve Amerikan standartlarına göre dört sınıfa ayrılmıştır (Tablo I) (95,97,124,134):

Sınıf 1	Saf Titanyum	(0,15 Fe; 0,12 O ₂)
Sınıf 2	Saf Titanyum	(0,20 Fe; 0,18 O ₂)
Sınıf 3	Saf Titanyum	(0,25 Fe; 0,25 O ₂)
Sınıf 4	Saf Titanyum	(0,30 Fe; 0,35 O ₂)

TABLO I: Alman ve Amerikan standartlarına göre saf titanyumun sınıflandırılması

Sınıf sayısı büyüdükçe; içerilen demir ve oksijen miktarı artar (95,97,134).Saf titan yuma az miktarda karbon, oksijen, azot ve demir katılması belirgin derecede mekanik özellikleri geliştirmektedir (94). Az miktarda oksijen, demir veya vanadyumun metale eklenmesi, sertliği ve direnci arttırmaktadır (103). Oksijen veya azotun katılması ile çekme direnci ve esneklik sınırı artmakta, darbe direnci ise azalmaktadır (15,95). Ancak oksijen içeriğinin artmasıyla malzeme duktilitesini kaybetmekte ve daha zor şekillenebilmektedir (124).En çok azotun; daha sonra sırasıyla oksijen, karbon veya hidrojenin saf titanyuma katılması, sertliğini arttırmaktadır (95). Azot aynı miktardaki oksijene göre sertliği daha çok arttırmakta ve metali daha kırılgan hale getirmektedir (15).

TİTANYUMUN BİYOLOJİK ÖZELLİKLERİ

1- Korozyon Direnci, Pasifizasyon ve Biyouyumluluk:

Korozyon, metal ve çevresi arasındaki kimyasal veya elektrokimyasal reaksiyonlar sonucunda madde kaybına uğramasıdır. Gerilim sıralamasında bir metalin normal potansiyeli ne kadar negatif ise, o metal korozyona o kadar eğilimlidir (11).

Titanyum, elektrokimyasal gerilim ($E_0 = -1,75$ V)'luk bir normal potansiyel değeri ile; demir, kobalt ve nikelden sonra yer alır (95). Titanyumun, yüksek negatif normal potansiyelinden dolayı, yüksek oranda korozyona uğrayacağı düşünülür. Oysa korozyona karşı son derece dirençlidir. Titanyumun korozyona karşı direnci ve biyouyumluluğu, elementin gerilim sıralamasındaki yerinden dolayı değil, oksijene olan yüksek ilgisinden dolayı oluşur (95,96).

Bu zellikler, titanyumun öncelikle oksijenle olan reaksiyonu ile oluşan pasifize oksit tabakasına bağlanmalıdır. Bu tabaka metal yüzeyini ağız ortamının koroziv etkilerinden korur (8,131). Titanyumun bu örtücü tabakası çoğunlukla TiH_2 ve TiO_2 den oluşur (11). TiO_2 genellikle rutildir (8,131).

Meydana gelen tabaka, asit ve kloridlere karşı büyük lde dirençlidir (131). Eğer oksijen çevrede mevcutsa; oksit tabakası mekanik olarak hasara uğratılsa da hızla yenilenir. Saf titanyum yüzeyinin üzerinde oda sıcaklığında iki saat içerisinde $1,7$ μm kalınlığında bir oksit filmi oluşur. Daha yüksek sıcaklık derecelerinde pasifizasyon hızla artar (8,117).

Birkaç yüz Angstrom kalınlığındaki bu stabil ve yoğun oksit tabakasının elektriği iletmemesi de önemli bir avantaj olarak kabul edilmektedir (124,134).

Titanyumun pasifizasyonun mekanizması ise incelendiğinde, elektron yapısından dolayı periyodik sistemde yan grupta olan bir geçiş elementi olduğu gözlenir. Soy metaller dışında, geçiş elementleri, sulu çözeltilerde pasif bir tabaka oluştururlar (124).

Geçiş elementleri, en az iki tane, tamamen elektronla doldurulmamış dış yörüngeye sahiptirler. Titanyum; içinde bulunduğu çözeltinin elektrolitleri ile beraber TiO_2 'e dönüşerek pasifize olur. Bu arada titanyumun yüzeyinden serbestlenen elektronlar, elektrolitteki dört adet hidrojen iyonu tarafından indirgenir (124). Yukarıda tarif edilen mekanizma ile pasifize olan titanyum için, klinik olarak eğer çok düzgün bir metal yüzeyi yoksa veya biyolojik çevrede özellikle Cl^- ve OH^- iyonları gibi iyonlar varsa, teorik şartlar değişebilir. Bir metalin pasif olması korozyona uğramayacağı anlamına gelmez. Ancak korozyon oranı, koruyucu oksit tabakasının varlığı nedeniyle büyük ölçüde önlenir (94).

Lenz (69) çalışmasında saf titanyum ve titanyum alaşımlarının, baz metal alaşımları ile kıyaslanamayacak kadar yüksek olan korozyon direncini göstermiştir.

Büyük ölçüde rutilden oluşan ve titanyum üst yüzeyini ağız ortamından ayıran oksit tabakası; metal yüzeyine sıkıca yapışır, elektron geçişine izin vermez, mevcut kimyasal ortamda erimez ve poroz değildir (15,56,61).

Genelde bir metalin toksik veya alerjik etkisi tek tek komponentlerinin serbestlenmesine bağlıdır. Bunun temel nedenlerinden biri de korozyondur. Tarif edilen yüksek korozyon direnci nedeniyle titanyum, organizma tarafından toksik ve alerjik olmayan, yüksek derecede biyouyumluluğa sahip bir metal olarak kabul edilir (61).

Gould, Brunette ve Westbury (41) çalışmalarında titanyum üst yüzeyleri üzerinde epitel hücrelerinin varlığını kanıtlamışlardır. Titanyum yüzeyi ile epitel hücreleri arasındaki temasın çoğu yerde hemidesmozal olduğunu göstermişlerdir. Bu da titanyumun biyolojik olarak inert olduğunu kanıtlamaktadır.

Oksit tabakası, titanyumun bakteriostatik özelliğini de açıklamaktadır (11). Bernauer (11), saf titanyum, çeşitli baz metal alaşımları ve soy metal alaşımları ile yaptığı çalışmada, yüksek oranda altın içeren soy metal alaşımlarından sonra titanyumun, en yüksek bakteriostatik etkiye sahip olduğunu göstermiştir .

2- Plak Birikimi:

Pekçok araştırmacı, dişhekimliğinde kullanılan mineral esaslı maddelerde plak birikimi ve dıştaşı oluşma eğiliminin en düşük seviyede olduğunu, kompozit benzeri estetik

materyallerde ise en yüksek seviyede olduğunu göstermişlerdir (134). Saf titanyum, minerallere ve diğer dental döküm alaşımlarına göre plak birikimine ve dıştaşı oluşumuna daha eğilimlidir (103,134).

Kramer 1989 yılında yaptığı invivo bir çalışmada; polisajlanmış titanyum üzerinde alüminyum oksit ve zirkon oksit esaslı seramiklere göre daha çok plak birikimi olduğunu göstermiştir. Krekeler 1990 yılında, Kramer'in çalışmasını geliştirmiştir. Yaptığı kalitatif plak analizleri ile plak oluşumunda büyük rol oynayan streptokokların titan yüzeyinde % 60,6 oranında bulunduğunu, seramik yüzeyinde ise bu oranın % 32,6 olduğunu bildirmiştir(66).

Pröbster ve arkadaşları (103) ise; plak birikimini ve dıştaşı oluşumunu azaltmak için, kole bölgesinde titanyum üzerindeki seramik tabakasının mümkün olduğunca ince yapılmasını önermiştir.

Dökülmüş metalin üst yüzeyinde mevcut bir düzensizlik, dişetin mekanik olarak irritasyonunu ve plak birikimini kolaylaştırmaktadır (37). Geis - Gerstorfer ve arkadaşları (37) polisajlanmış çeşitli metallerin yüzeylerindeki düzensizlikleri ölçmüşler ve en iyi yüzey kalitesinin, yüksek oranda altın içeren soy alaşımlarda olduğunu bildirmişlerdir. Bu sırayı baz metal alaşımları, palladyum esaslı alaşımlar ve saf titanyum takip etmektedir. Titanyum zor polisajlanabilen bir metaldir. Ancak, sonuçta yüzeyde kalan düzensizlikler klinik olarak kabul edilebilir oradadır.

Hasta tarafından günlük veya hekim tarafından düzenli olarak uygulanan mekanik temizliğin titanyum yüzeyini ne derece hasara uğrattığı daha geniş kapsamlı olarak araştırılmamıştır (134). Bu konu ile ilgili olarak, çeşitli mekanik ve kimyasal koruyucu tedbirler düşünülmelidir. Kole hassasiyeti ve çürük profilaksisinde kullanılan florid preparatları, titanyum restorasyonlara sahip hastalarda kullanılmamalıdır. Çünkü bunlar titanyum yüzeyine masif olarak hücum edip yüzeyi aşındırırlar. Kuvvetli derecede asidik olan profilaktik jeller, bazı durumlarda hidroflorik asit bile içerebilirler. Hidroflorik asit, titanyum için kullanılan hemen hemen tüm metallografik etchingleme maddelerinde bulunmaktadır. Saf sodyum florid preparatlarının, profilaktik jellere kıyasla sakıncasız olarak kullanılabilineceği bildirilmiştir (103,134).

Strietzel (119) ancak yüksek konsantrasyona sahip florid preparatlarının düşük pH değeri gösteren bir ortamda titanyum yüzeyini aşındırabileceğini bildirmiştir.

TİTANYUMUN TIPTA VE DİŞHEKİMLİĞİNDE KULLANIMI

Fizyolojik olarak inert olduğundan, tıpta geniş bir kullanım alanına sahiptir. Osteosentez materyali olarak ortopedik cerrahide ve kemik fraktürlerinin tespitinde travmatolojide kullanılmaktadır. Vücut içinde kalp kapakçığı protezlerinde ve kalça eklemi protezlerinin yapımında yararlanılmaktadır (11,103,140).

TiO₂, yüksek kırılma indeksi, görünen ışığı emmemesi ve zehirli olmadığından dünyada en çok kullanılan beyaz pigmenttir. Dişhekimliğinde bu pigment seramiklerde, flukslarda ve hazır takım dişlerde yıllardan beri kullanılmaktadır (56).

Dişhekimliğinde; implantolojide endüstriyel olarak hazırlanmış ve soğuk şekillendirilmiş olarak yıllardır kullanılır. Yüzeyinde oluşan oksit tabakasının saflığı ve stabilitesi metalin korozyona karşı direncini ve biyouyumluluğunu sağlar. Bu özellikler implantolojide bu metalin kullanılabilmesi için idealdir. Saf titanyum diğer elementlere göre kemiğe en yakın elastiklik modülüne sahiptir. Bu durum kemik - implant arayüzünde streslerin daha iyi dağılmasını sağlamaktadır (94).

Schilli ve arkadaşları (108), kök ucu rezeksiyonlarında apikal kök pivosu olarak titanyumu 16 yıldır kullanmaktadırlar. Titanyum estetiğin önemli olmadığı olgularda, amalgam dolgu yerine, inley, onley ve bölümlü kronlarda da kullanılabilir (86).

Ortodontide, 15 yıldır β titan ve superelastisite özelliğine sahip Nitinol (Ti - Ni) kullanılmaktadır. Superelastisite, ortodontik ark telleri için istenilen bir özelliktir (56).

TİTANYUMUN HAZIRLANMASI

Saf titanyumun teknik olarak % 100 saflıkta elde edilmesi, yüksek gaz affinitesinden dolayı mümkün değildir. Saflık derecesinin yüksek olduğu bilinen iyotlanmış veya elektrolit titanyum dahi; az miktarda oksijen, azot ve diğer elementleri içermektedir. Dişhekimliğinde sadece teknik olarak saf titanyumun kullanılması yeterlidir (66).

Dişhekimliğinde protetik restorasyonların hazırlanması için dört değişik yöntem vardır (66,81,100,131,134).

I. Döküm yöntemi

II. CAD - CAM teknolojisi yöntemi (Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing)

III. Kıvılcım erozyonu yöntemi

IV. Kopye frezeleme + kıvılcım erozyonu yöntemi

Döküm yoluyla hazırlanmayan restorasyonlara örnek olarak Procera sistemi (Nobelpharma Firması) verilebilir. Procera sistemi bir kopye frezeleme + kıvılcım erozyonu tekniğidir. Procera sisteminin, döküm yöntemine göre bazı avantajları ve dezavantajları vardır (12,66,131):

1. Konvansiyonel döküm yöntemleri ile kıyaslanırsa, titanyumdan yapılan dökümlerde metal yapı daha az homojendir (Kappert 1986).

Döküm bir restorasyonun yapısı erozyon yöntemiyle hazırlanan bir restorasyona göre daha kaba grenlidir (123).

2. Tüm dökümlerde gözlenebilen hatalar, titanyumun dökümünde de geçerlidir (döküm büzülmesi; porozite gibi). Procera sisteminde ise restorasyonlar makina ile (mekanik olarak) hazırlandığı için, döküme has hata olasılıkları sözkonusu değildir.

3. Tüm titanyum döküm objelerinde döküm sonrası ortaya çıkan " ∞ case" denilen yüzeysel bir kontaminasyon tabakasının varlığı sözkonusudur. ∞ case tabakasının uzaklaştırılmasında madde kaybı hassas bir şekilde kontrol edilmelidir. Bu işlem ise, tamamen dış teknisyenin subjektif takdirine bağlıdır.

4. Procera sisteminde okluzal yüzeyler ancak kabaca şekillenebilmektedir.

5. Procera sistemi ile ancak tek kuronlar elde edilebilir. Blok kuronların veya köprülerin hazırlanabilmesi için lazer veya plazma kaynağı gereklidir.

Titanyumun Döküm Yöntemiyle Hazırlanması

Titanyumun yüksek ergime noktası ve yüksek ısılarda özellikle oksijene olan reaktivitesi, dökümünü zorlaştırmaktadır (11,134). Oksijen, azot, hidrojen; karbon ve halojenle reaktivitesi ısının yükselmesi ile artmaktadır. Halojenlerle reaksiyonu 300°C 'den; oksijenle reaksiyonu 600°C 'den ve azotla reaksiyonu 800°C'den itibaren ön plana çıkmaktadır (11).

∞ Case Tabakası:

Ergitilmiş titanyumun döküm işlemi sırasında; döküm atmosferi, reetman ve pota materyali ile ortaya çıkan reaksiyon sonucu, döküm yüzeyinde ∞ case denilen oksijenden zengin bir tabaka oluşur (8,14,58,92,100,117,131,134). Bu tabaka biyolojik şartlarda nasıl davranacağı bilinmeyen titan bağlarından oluşmaktadır (100).Titan oksit, titan hidrid, titan nitrit ve titan karbidlerin oluşması saf titanyumun mekanik özelliklerini boz-

maktadır (11,131). Duktilitenin azalmasına ve yüzey sertliğinin artmasına yol açmaktadır. Sertlik, döküm objesinin içerisine doğru giderek azalmaktadır (31,58,134).

∞ case tabakası ile metalin yüzeyi kimyasal olarak kontamine olmuştur. Bu tabaka iyi bir elektrokimyasal özellik sergilemez (134). Kırılgan, çatlama müsait, boşluk içeren ve bu yüzden zor polisajlanabilen bir tabakadır (8,92,116). Homojen değildir ve dökümün rengini etkilemektedir (103). Bu tabakada sıkça görülen mikroyırtılmalar, dayanıklılıkta azalmaya neden olmaktadır (134).

Mekanik ve kimyasal özelliklerin değişmesi, kafes yapısının bozulması ile ilgilidir. Titanyumun reaksiyona girdiği yabancı elementler interstisyel olarak kafese yerleşerek yapıyı bozmaktadırlar. Bu tabaka sadece mekanik özellikleri değiştirmemekte; pasifizasyon yeteneğini de azaltarak korozyona karşı direncin ve biyoyumluğun azalmasına neden olmaktadır (58,131).

Ott (92)'a göre bu tabaka; oksijen tarafından stabilize edilmiş ∞ titandan veya oksitlerinden oluşmaktadır.

Weber, Pröbster ve Geis - Gerstorfer (134)'e göre ∞ case tabakası; β titanyum, Ti_3P ve Ti_6Si_3 'den oluşmaktadır. Aynı araştırmacılar, döküm titanyumun en dış tabakasında β faz parçalarının kaldığını bildirmişlerdir.

Taira, Moser ve Greener (121) saf titanyumdan döküm yoluyla hazırladıkları örneklerin yüzeyini XRD (X - Ray Diffraction) analizleri ile incelemişler ve yüzeyin sadece ∞ fazdan oluştuğunu göstermişlerdir.

Çeşitli araştırmalarda ∞ case tabakasının kalınlığının 100 - 300 μm 'ye kadar değiştiği ve bu tabakanın kalınlığının döküm kalıbının sıcaklığına, revetmanın bileşimine ve döküm objesinin kalınlığına bağlı olduğu gösterilmiştir (13,96,134). Ayrıca üst yüzeydeki sert tabakanın, farklı döküm yöntemlerinden etkilendiği bildirilmektedir (31,134).

∞ Case Tabakasının Bağlantı Direncine Etkisi:

Saf titanyum ile seramik arasındaki bağlantı direnci, ∞ case tabakasının varlığından olumsuz olarak etkilenmektedir. ∞ case tabakasının tamamen uzaklaştırılması ile bağlantı direnci önemli derecede artmaktadır (31,58,122,123,131). Bu tabakanın kısmen bırakılmasıyla; seramiğin pişirilmesi sırasında giderek kalınlaştığı ve kırılmanın genellikle bu bölgeden olduğu bildirilmiştir (122).

Tesch, Passler ve Mann (122) seramik uygulanacak sahalarda, ∞ case tabakasının tamamen uzaklaştırılmasından sonra kumlama ile homojen bir yüzey kalitesinin elde edile-

bileceğini bildirmişlerdir.

∞ Case tabakasının Uzaklaştırılması:

Yalnızca alüminyum oksit ile kumlama, ∞ case tabakasının uzaklaştırılmasında güvenli olmadığından sert metal frezleri ile bu tabaka yüzeyden kaldırılmalıdır (13,58,98).

Passler ve Mann (97), döküm titanyum yüzeyinden ∞ case tabakasının kaldırılması ve yüzeyin polisajlanmasından sonra, saf titanyuma ait özelliklerin tekrar kazanılabileceğini bildirmiştir.

Özel döküm düzenekleri, koruyucu gaz ve özel revetmanların kullanılması ile bu tabakanın mümkün olan en az kalınlıkta oluşması amaçlanmaktadır (97,117,131).

Titanyumun Dökümü İçin Geliştirilen Döküm Aletleri:

Dişhekimliğinde, saf titanyumun dökümü için bugüne kadar geliştirilen döküm aletleri ergitme ve döküm yöntemlerine göre dört ana grupta incelenebilir (8,66,103,117):

- A) Yüksek frekans sahasında indüktif ergitme + santrifuj döküm
- B) Yüksek frekans sahasında indüktif ergitme + vakum ve basınç altında döküm
- C) Işık arkı altında ergitme + santrifuj döküm
- D) Işık arkı altında ergitme + vakum ve basınç altında döküm

A) Yüksek frekans sahasında indüktif ergitme + santrifuj döküm:

- a- Titanus (Bego)
- b- Vacutherm 3.3 Titan (Linn)

a- Titanus (Bego):

Titanus, modifiye bir santrifuj döküm makinası olup, santrifuj döküm düzeneği yatay olarak düzenlenmiştir (8,39,103).

Konvansiyonel döküm aletleri ile gerekli büyüklükteki santrifuj kuvvetine ulaşamamaktadır. Bu tip döküm aletlerinde titanyum; düşük yoğunluğundan dolayı, donmadan önce manşete gönderilememektedir. Modifiye döküm aleti ile büyük bir santrifuj kuvvetine ve dolayısıyla döküm basıncına erişilmektedir (8).

Ergitme argon atmosferi altında, yüksek frekans indüksiyonu ile yapılmaktadır (8,103). Titanyumla reaksiyona girmeyen seramik bir pota kullanılmaktadır (8,39). Ergit-

me olayı, potanın etrafına sıvıyan titanyumdan bir kabuğun içerisinde olmaktadır (skull melting prensibi) (103).

Revetman olarak, fosfat bağı bir revetman kullanılmaktadır (8,39).Dökümden önce revetmana 600°C'ye kadar ön ısıtma uygulanarak, revetmanın ısıl genişmesinin, titanyumun döküm özelliklerine uyması sağlanmaktadır (8). Gerek iskelet protez, gerekse kuron - köprü protezleri için aynı revetman kullanılmaktadır. Sadece revetmanın karılması esnasında kullanılan sıvının oranı değişmektedir. Döküm 20 - 500°C arasında bulunan bir manşette gerçekleşebilmektedir (103).

b- Vacutherm 3,3 Titan (Linn):

Yüksek frekans indüksiyonu ile ergitmenin yapıldığı santrifuj döküm makinasıdır. Santrifuj döküm düzeneği yatay olarak düzenlenmiştir. Ergitme işlemi, özel seramik potalarda gerçekleşmektedir (14).

B) Yüksek frekans sahasında indüktif ergitme + vakum ve basınç altında döküm:

a- Argoncaster DX (Shofu) (100,134)

b- Arvatronic PC 305 (Asahi Roentgen) (100,117,134)

Arvatronic'in özelliği titanyumun potada değil de doğrudan manşetteki döküm konisinde ergitilmesidir. Döküm konisi magnezyum oksit veya kalsiyum hidroksitten yapılmıştır. Metal homojen olarak ergidiğinde, hemen üst oda argon gazı ile dolmakta ve döküm işlemi başlamaktadır (117).

C) Işık arkı altında ergitme + santrifuj döküm:

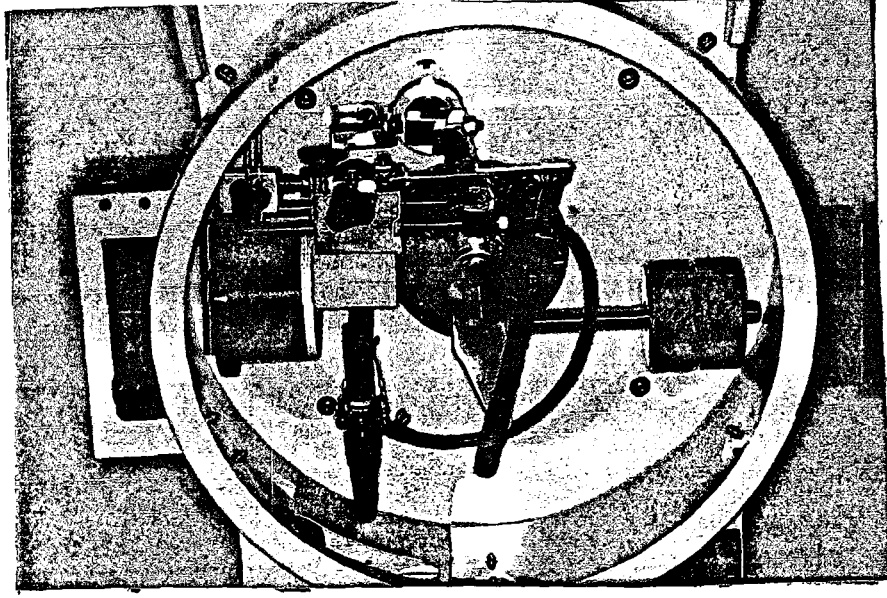
Titaniumer (Ohara):

Ohara sisteminin ana elemanları:

- "Titaniumer " döküm makinası (38,49,61,63,64,73),
- "Titanium - vest" revetmandır (38,48,49,61,73).

Titaniumer, dikey olarak konumlandırılmış bir santrifuj düzeneğine sahiptir (73,103) (Resim1) . Isıya dayanıklı seramik bir potada, argon atmosferi altında bir ışık arkı vasıtasıyla titanyum ergitilip, soğuk bir manşete santrifujle gönderilmektedir (8,38,43,61,63,73,103,117). Titanyumun ergitilmesinde, titanyumdan bir kabuk içinde

ergitme (skull melting prensibi) esas alınmaktadır (73,103).



RESİM 1: Titaniumer döküm aleti.

Ohara sisteminde, titanyumun santrifuj yöntemiyle dökülebilmesi için; özel olarak geliştirilen, alüminyum silikat esaslı, fosfat bağlı bir revetman kullanılmaktadır (14,38,48,73). Revetmanın genişliği sıvı oranı ile kontrol edilmektedir (38,48,61).

Diğer bazı titan döküm sistemlerinde gaz geçirgen bir revetman kullanılırken, Ohara sisteminde iyice sinterize olmuş bir revetman kullanılmaktadır (14). Ön ısıtma uygulanması sırasında, manşet içindeki revetman sinterize olmaktadır. Yüksek sıcaklık derecelerinde sinterize olan quartz kristalleri, revetmanın hava geçirgenliğini önlemekte ve revetman camlaşmaktadır. Artık poroz olmayan revetmanın, titanyum döküm objesi ile revetman yüzeyi arasında, daha ince bir reaksiyon tabakasının (∞ case tabakası) oluşmasına yol açtığı savunulmaktadır (54,61,73).

Titanyumun, yüksek sıcaklık derecelerindeki yoğun reaksiyonlarından kaçınmak için, Ohara sisteminde metalin soğuk bir manşete santrifujle dökülmesi esas alınmıştır (Kitamura 1988) (66). Soğuk sayılabilecek, el sıcaklığındaki bir manşete döküm yapılması ile metal, revetman ve döküm atmosferi arasındaki reaksiyonların en az düzeye indirileceği savunulmaktadır (54,61,66,73,100,103).

Ergimiş titanyumun (1800°C) aniden, bariz olarak soğuk (40°C) olan döküm kalıbına temas etmesi, hızla sertleşmesine neden olmaktadır (61,66,134). Bunun sonu-

cunda, bazen döküm yüzeyinde bazen de içerisinde ancak radyolojik inceleme sonucu görülebilen boşluklar oluşmaktadır (62,134).

D) Işık arkı altında ergitme + vakum ve basınç altında döküm:

a- Castmatic (Dentaurum)

b- Cyclarc (Morita)

a- Castmatic (Dentaurum):

Sistemin ana elemanları:

- "Castmatic" döküm aleti (74,95,96,97,103,139),

- "Rematitan plus" revetmandır (74,96,97,139).

Saf titanyumun ergitilmesi ve dökümü "Castmatic" adlı kapalı, iki odalı bir döküm aletinde yapılmaktadır. Üst oda olan ergitme odasında, ışık arkını oluşturan zıt kutuplu tungsten elektrodlar ve titanyumun ergitileceği bakır bir pota bulunmaktadır. Alt oda olan döküm odasında ise manşet yer almaktadır (43,74,95,96,97,117,139) (Resim 2).



Ergitme ve döküm işlemleri, havası alınmış, argon gazı altındaki kapalı bir ortamda yapılmaktadır (74,139).

Revetman olarak kullanılan Rematitan plus; yüksek sıcaklık derecelerine dayanıklı, bazı inert oksitlerin eklenmesi ile titanyumun dökümüne adapte edilen silisyumdioksittir (14,74,96,139). Dakikada sadece 5°C artırılarak, manşetin 1000°C'nin üzerinde bir sıcaklığa ulaşması, manşetin fırında uzun bir süre beklemesini gerektirmektedir. Bu da sistemin dezavantajıdır (74).

RESİM 2: Castmatic döküm aleti

b- Cyclarc (Morita)

Cyclarc sisteminin ana elemanları:

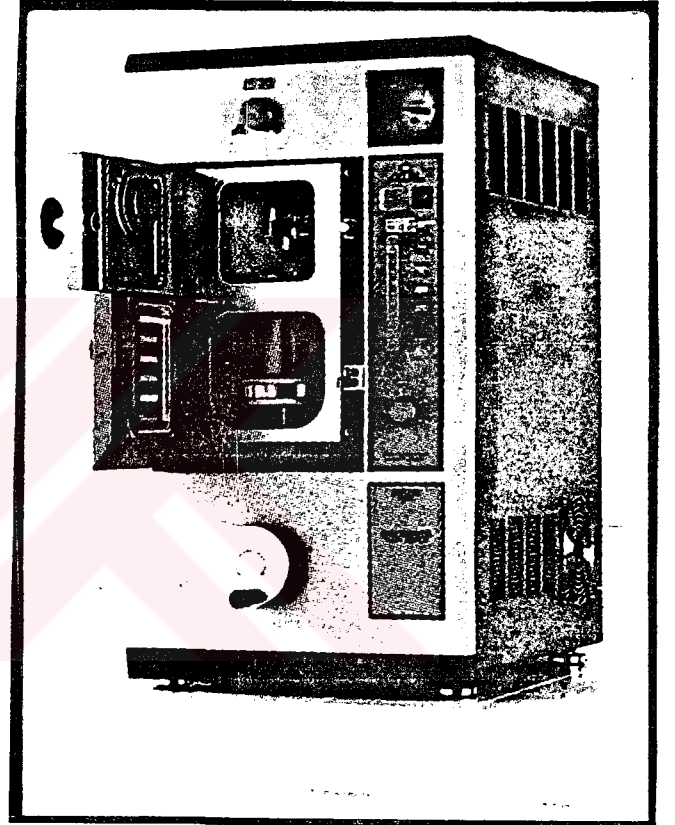
- "Cyclarc" döküm aleti (57,58,72,109),
- "Titavest" revetmandır (57,58,72,109).

Cyclarc döküm aleti birbiriyle bağlantılı iki küçük odadan oluşmaktadır. Üst oda titanyumun ergitileceği ergitme odası, alt oda ise manşetin bulunduğu döküm odasıdır (72,109) (Resim 3).

Lubberich (72) çalışmasında, Cyclarc sistemi ile yapılan dökümlerde daha az çapak ve kabarcık olduğunu ve bu nedenle tesviyeden sonra iyi bir kenar uyumu elde edilebileceğini bildirmiştir.

Schmitz (109)'e göre Cyclarc sistemi ile yapılan dökümlerin yüzeyinde görülen küçük kabarcıklar; titanyumun reaksiyonlarından dolayı değil, döküm kitlesinin içinde argon gazının bulunması nedeniyle olmaktadır.

RESİM 3: Cyclarc döküm aleti



Titavest CB, kuron - köprü çalışmalarında kullanılmaktadır. Bu revetmanın donma genişmesi göstermediği bildirilmiştir (57,58). Isıl genişleme, büyük ölçüde revetmanın karıştırıldığı sıvı oranına ve sıcaklığa bağlıdır. Sıvı oranı azaldıkça ısıl genişleme artmaktadır. En yüksek ısıl genişleme, manşetin ısıtıldığı en yüksek sıcaklık derecesi olan 900°C'de gerçekleşmektedir. Ön ısıtmada, bu sıcaklık derecesinin 50°C altında kalınması, ısıl genişlemenin % 40 daha az olmasına ve bunun sonucunda protezde uyum sorunlarının ortaya çıkmasına neden olmaktadır (58).

Titavest PS ve PP ise etil silikat esaslı revetmanlardır. Titan iskelet protez dökümleri

için geliştirilmişlerdir (72,109).

Saf Titanyum Dökümün Kalitesinin Değerlendirilmesinde Aşağıdaki Özellikler İstenir (46):

1- Dökümden sonra metalin rengi, çok önemli bir parametredir. Titanyum oksitler metalin renklenmesine yol açmaktadır. Renklenmenin varlığı, saf titanyumun önemli derecede kontamine olduğunu göstermektedir. Bu da fizyolojik ve kimyasal özelliklerin azalmasına yol açmaktadır. İyi kalitedeki saf titanyum, kumlamadan önce gümüş renginde olmalı, potada kalan artık titanyum da aynı renkte olmalıdır.

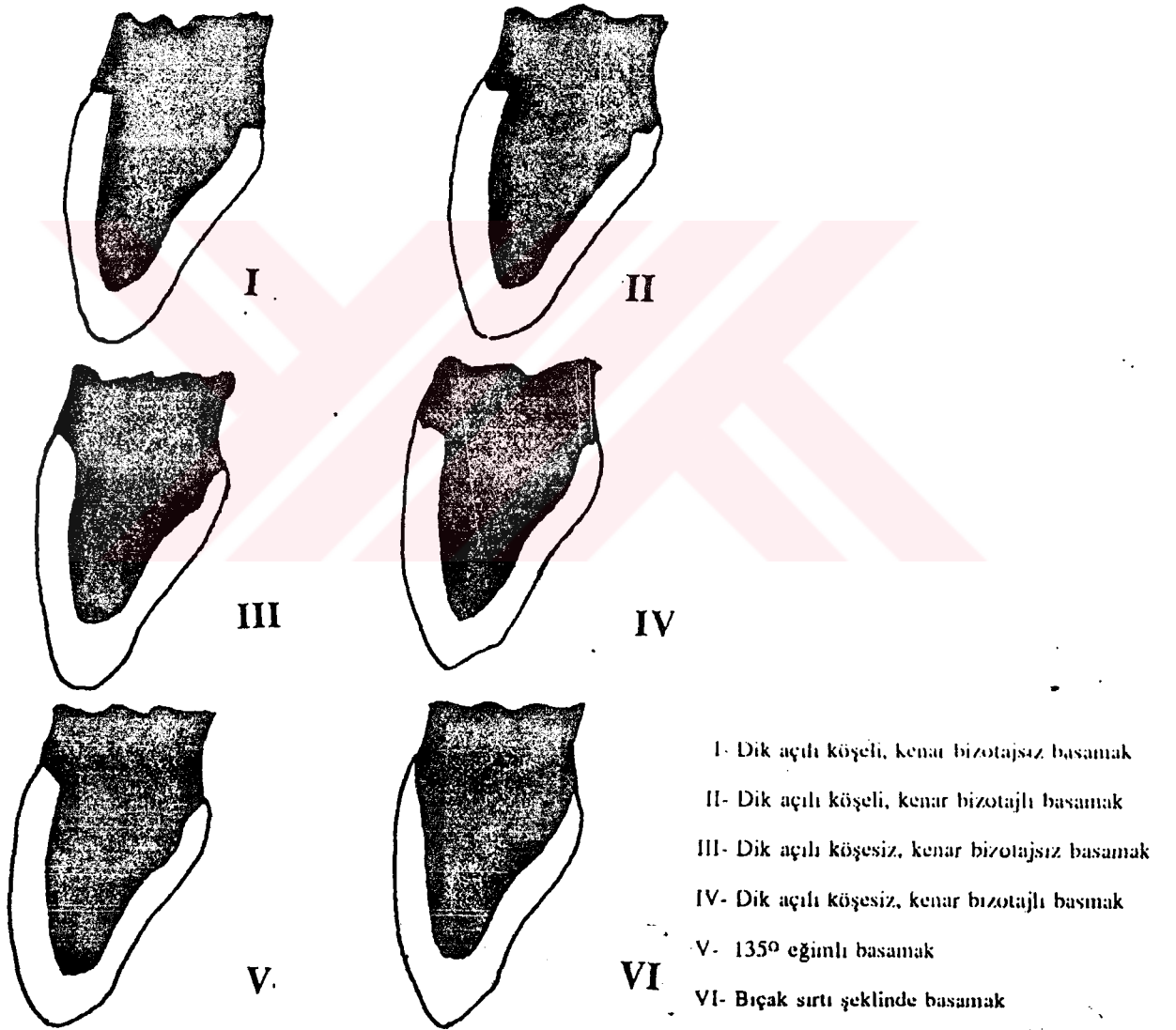
2- Döküm kanallarının duktilitesi ve sertliği de önemli bir kriterdir. Döküm kanallarının kırılğan olması, titanyumun azot, karbon veya hidrojenle reaksiyona girdiğini gösterir. Kontamine bir dökümün, dönen aşındırıcılarla tesviyesi daha zor olmaktadır. Böyle bir dökümde, ince ve kırılğan kenarların cila sırasında kolayca koptuğu bildirilmiştir. Bu yüzden kontamine bir döküm, dental kullanım için uygun değildir.

3- Döküm yüzeyinin mikroskobik incelenmesi ile yüzeydeki küçük poroziteler görülebilir.

4- Radyografilerle de dökümün kalitesi değerlendirilebilmektedir. Döküm içindeki boşluklar titanyumun mekanik özelliklerini azaltmaktadır.

SERAMOMETAL RESTORASYONLARDA KULLANILAN BASAMAK ÇEŞİTLERİ

Seramometal restorasyonların klinik uygulamalarında, basamak düzenlenmeleri konusunda değişik görüşler ileri sürülmüştür. Dişin kole bölgesinde hazırlanan bir basamak; kuvvetin dişe daha iyi iletilmesini sağlar, krunun statik gücünü artırır ve dişeti cebinde oluşabilecek mekanik etkenleri ortadan kaldırır(24). Kaynaklarda, seramometal restorasyonlar için altı değişik tarzda basamak önerilmektedir (17,30,34,79,114,137) (Şekil II):



Şekil II: Seramometal restorasyonlarda kullanılan basamak çeşitleri

(Yavuzylmaz (137) ve Butel (17) den).

I. Dik Açılı Köşeli, Kenar Bizotajsız Basamak (Shoulder):

Miller ve Belsky (87), Johnston, Mumford ve Dykema (51) tarafından önerilmiş olup, preparasyon yapılan diştten yeterli miktarda madde kaldırılarak, kuron yapılacak materyal için yeterli yerin sağlandığı bir basamak şeklidir.

Farklı diş preparasyonları üzerinde fotoelastik çalışmalar yapan Lehman ve Hampson, kurona etki eden kuvvetlerin stabil kalmasını sağlamak için, preparasyonun basamaklı ve 90° olması gerektiğini bildirmişlerdir (51).

Bandsız seramometal restorasyonlarda bu tip basamağın hazırlanması önerilmektedir (34,79).

II. Dik Açılı Köşeli, Kenar Bizotajlı Basamak (Bevelled Shoulder):

Hobo ve Schillingburg (45), Silver, Klein ve Howard(115) tarafından önerilen basamak şekli olup, kenar uyumu ile ilgili iki ana avantajı vardır (28,106):

1- Bizotaj, döküm işlemindeki ve simantasyondaki hataları bir dereceye kadar karşılamaktadır. Rosner bunu tüm altın metal dökümlere, Preston ise seramometal restorasyonlara uygulamıştır.

2- Dik açılı köşeli kenar bizotajlı basamak; seramiğin pişirilmesi sırasında, metal alt yapının daha az distorsiyona uğramasına ve sonuçta da daha iyi bir kenar uyumunun elde edilmesini sağlamaktadır.

Dik açılı köşeli, bizotajlı basamağın başlıca dezavantajı, metal bir bândın yapımını gerektirmesi nedeniyle estetik olmayışıdır. Bu nedenle, estetiğın gözetilmediği arka grup dişlerde kullanımı uygundur (79).

III. Dik Açılı Köşesiz, Kenar Bizotajsız Basamak (Chamfer):

Hartford ve Hoffman bu tip basamağı önermektedirler (30).

Farah ve Craig (29) yaptıkları fotoelastik analiz çalışmalarında, stres dağılımı açısından, bu tip basamağın dik açılı bir basamağa göre daha uygun olduğunu göstermişlerdir.

IV. Dik Açılı Köşesiz, Kenar Bizotajlı Basamak (Bevelled Chamfer):

Fisher ve Stein bu tip basamağı önermektedirler (30,34). Metal alt yapıda bir bândın kullanımını gerektirdiğinden, estetiğın ön planda olduğu bölgelerde tercih edilmektedir (79). Özellikle alt çenedeki arka dişlerde kullanılmaktadır (17).

V. 135° Eğimli Basamak (Geniş Açılı Basamak - Sloped Shoulder):

Bu preparasyon, dik açılı basamağın bir modifikasyonudur (84). Kole bölgesinde geniş olarak hazırlanır. Mc Lean (84)'e göre; periodontal sorunlu, labial destek dokuların belirgin olarak zarar gördüğü olgularda estetiği sağlayan bir basamak şeklidir.

135° eğimli basamağın en önemli avantajı, metalin en az düzeyde görünmesidir. Estetik oluşu nedeniyle, ön dişlerde kullanılabilir. Preparasyonun hazırlanmasının zor olması ve dik açılı köşeli bizotajlı basamağa göre daha fazla distorsiyona uğraması dezavantajlarıdır (28).

VI. Bıçak Sırtı Şeklinde Basamak (Knife - Edge):

Bıçak sırtı şeklindeki preparasyonlarda; dişin kole bölgesinde basamak hazırlanmamaktadır (79).

Çoğu araştırmacılar bıçak sırtı şeklinde hazırlanan preparasyonların seramometal restorasyonlar için uygun olmadığını bildirmişlerdir. Çok dikkatli olarak hazırlanmadıkça kesin bir bitiş çizgisi elde edilememektedir. Servikal bölgede en yüksek stres konsantrasyonunun basamaksız kesimde olduğu ileri sürülmüştür (34,79,84,114).

Schweikert (111)'e göre; dişeti altına uzanan basamaksız preparasyonun kullanıldığı yerler şunlardır:

- 1- Dişeti altına uzanan çürükler, kole bölgesindeki erozyonlar ve abrazyonlar
- 2- Dişeti altına uzanan defekt oluşturmuş restorasyonlar
- 3- Dişeti altına uzanan diş kırıkları
- 4- Alt kesici dişlerin basamaklı olarak preparasyonlarının dişin tutuculuğunu olumsuz olarak etkilediği durumlar.

Schweikert (111)'e göre basamaksız kesim tekniği başlıca şu nedenlerden dolayı tercih edilmektedir :

1- Özellikle çok sayıda diş kesilmişse, ölçü alma işlemi daha kolay olmaktadır. Bu gibi durumlarda, basamakların net olarak ölçülerinin elde edilmesi çoğu zaman mümkün olmamaktadır.

2- Dişin kole bölgesinde, mine ve andırkatlar kaldırıldığından, kuron veya köprülerin kenar uyumu daha iyi olmaktadır.

Gavelis ve arkadaşları (35); basamaksız olarak prepare edilmiş dişlere yapılan kuronların daha iyi uyumlandığını ve marjinal açıklığın, basamaklı preparasyonlara göre daha az olduğunu bildirmişlerdir.

3- İki dişin arasının basamaksız olarak preparasyonu daha kolaydır. Üst ikinci moların distal yüzünde düzgün bir basamağın hazırlanması, hekim açısından çok zahmetli olabilmektedir.

4- Bitiş çizgisi dişeti altına daha çok yaklaştığından, daha geniş bir interdental saha elde edilmektedir. Bu durum, hasta tarafından embraşürlerin daha rahat temizlenebileceği restorasyonların yapılmasına olanak sağlamaktadır.



SERAMOMETAL RESTORASYONLARDA METAL ALT YAPININ HAZIRLANMASI

Seramometal restorasyonlarda kullanılan metal alt yapı seramiği desteklediğinden, restorasyonun kırılma riskini azaltmaktadır (40).

Leon, Lenz, Morris ve Oguara; seramometal restorasyonlarda metal kalınlığının en az 0.3 - 0.5 mm olması gerektiğini savunmaktadırlar. Kuwata ise metalin en fazla 0.3 mm'ye kadar inceltilebileceğini belirtmektedir (79).

Johnston, Phillips ve Dykema (52) metal alt yapı hazırlanırken kole bölgesinde bir bandın oluşturulmasını önermektedirler. Bu band restorasyonu kuvvetlendirmekte ve seramiğin pişirilmesi sırasında olabilecek deformasyona karşı koymaktadır.

Rosner ve Brecker, tüm metal ve seramometal restorasyonlarda basamakla birlikte bizotaj yapılmasının, diş ile kuron arasındaki uyumu arttıracak olduğunu bildirmişlerdir (10). Bu durum metal alt yapıda kalın bir metal bandın yapımını gerektirmektedir (10,118).

Hobo ve Schillingburg (45) metal alt yapı yapımı ile ilgili olarak soy metal alaşımlarının, seramiğin tekrarlanan pişirilmelerinde distorsiyona karşı koymaları için kole bölgesinde belli bir kalınlıkta olmaları gerektiğini bildirmişlerdir. Aynı araştırmacılara göre basamak yapımı metal için yeterince kalınlık sağlarken, bizotaj ise restorasyonun daha iyi oturmasına neden olmaktadır.

Metal bandın dezavantajı, özellikle dişin ön yüzünde dişeti dokusu altından koyu bir renk halinde farkedilmesi ve diş eti çekilecek olursa görünebilmesidir. Bandın seramik ile sıfırlandığı yerde alttan görünen opak seramiği, restorasyonun şeffaf görünümünü bozmaktadır. Bu nedenle bazı laboratuvarlar, metal bandı seramikle örtmektedirler. Ancak bu durum restorasyonun gingival kısmının aşırı konturlanmasına neden olmaktadır. Diş - dişeti bileşiminde, plak birikimi hızlanmakta ve diş eti sorunları ortaya çıkmaktadır (40,79).

Son yıllarda, metal bandın en az derecede görüldüğü metal alt yapı tasarımları geliştirilmiştir. Bizotaj uygulanmadan yapılan basamaklı kesimde, bu metal band inceltilmektedir (10).

Seramometal restorasyonun estetiğini arttırmak için yapılan başka bir uygulamada metal alt yapı, dişte hazırlanan basamağın aksiyal ve gingival duvarları arasındaki açı üzerinde bitecek şekilde tasarlanmıştır. Basamak üzerinde ve genellikle 25 µm kalınlığındaki platin folyo üzerinde seramik pişirilerek, restorasyonun kenarının seramikle

bitmesi sağlanmaktadır. Seramik pişirildikten sonra kaldırılan platin folyonun, basamakta kendi kalınlığı kadar bir boşluk bırakması, yöntemin dezavantajıdır. Bu nedenle seramiğin doğrudan refraktör bir güdük üzerinde pişirildiği teknik başta olmak üzere başka birçok yöntem geliştirilmiştir (9,10,22,40,79,99).

Servikal kenarın, yukarıda açıklandığı gibi metal bir band veya doğrudan seramikle bitirildiği yöntemlerin dışında seramik kaplı metal şeklinde bitirilmesi de mümkündür (60). Kuwata (60), metal band görünmeden, restorasyonun seramik kaplı metal halinde bıçak sırtı şeklinde bitirilmesi için dışteki basamağın en az 50°'lik bir açı ile hazırlanması gerektiğini bildirmiştir. Bu şekilde, dişin anatomik konturları değişmeden metal, opak ve dentin seramiği için gerekli yer hazırlanmaktadır.

Ülkemizde, basamaksız preparasyon üzerine uygulanan metal alt yapılarda ön yüzdeki metal band seramikle kaplanmakta ve ağız içine bakan tarafta 1.5 - 2 mm genişliğinde polisajlı metal band bırakılmaktadır (127).

DENTAL SERAMİKLERİN YAPISI

Diş hekimliğinde kullanılan seramik; yapı olarak günlük yaşamda kullanılan sert porcelene çok yakındır (1).

Her iki malzeme de aynı hammaddelerden oluşmaktadır. Feldspat, quartz ve kaolin. Aralarındaki farklılığa bu maddelerin her iki malzemede farklı oranlarda bulunması neden olmaktadır (Tablo II) (8,21,135).

	Sert Porselen	Dental Seramik
Feldspat	% 10 - 30	% 70 - 80
Quartz	% 15 - 35	% 10 - 30
Kaolin	% 40 - 70	% 0 - 3

TABLO II: Sert porselen ve dental seramiğin içeriğindeki farklılıklar (Claus (21)'dan)

Görüldüğü gibi , porselenin ana elemanı olan kaolin, dental seramiğin yapısında hiç bulunmamakta veya çok küçük miktarlarda bulunmaktadır (21,135).

Dental seramiğin ana yapısını feldspat oluşturmaktadır. Dental seramik, potasyum feldspat (orthoklas) ($K_2O Al_2 O_3 6SiO_2$), soda feldspat (albit) ($Na_2O Al_2 O_3 6Si O_2$) ve quartz (SiO_2)'dan oluşmaktadır (21,135).

Soda feldspat, erime sırasında ince bir konsistansa sahiptir. Potasyum feldspat ise erime sırasında kendiliğinden oluşan leusit kristalleri ($K_2O Al_2 O_3 4SiO_2$) sayesinde oldukça sert ve dayanıklı bir konsistansa ulaşmaktadır (8).

Leusit kristalleri, pişme sırasında seramiğin direncini sağlamaktadır.Sert porcelende kullanılan kristal fazı olan mullit ($3 Al_2 O_3 2SiO_3$) dental seramikte mevcut değildir (21,135).

Dental seramik, içinde leusit kristallerinin yerleştiği cam bir matriksten oluşmaktadır (21). Leusit kristalleri, seramiğin direncini sağlamanın yanısıra ısıl genişlemesine de etkilidirler. Her pişirmede cam matrixte daha çok leusit kristali oluşmakta ve seramiğin ısıl genişmesi artmaktadır (8,50). Seramiğin pişirildikten sonra, yüksek sıcaklıkta bekletilmesi, seramikte leusit kristalizasyonunun devam etmesine ve dolayısıyla seramiğin ısıl genişmesinin artmasına yol açmaktadır(50).Yüksek oranda genişlen ve pişirilme sırasında

erimeyen soda veya sodyumboratin seramik tozuna katılmasının da, seramiğin ısıl genişmesini arttırdığı bildirilmiştir (8).

Dental seramiğe mat bir görünüm vermesi için rutil (TiO_2), kalay oksit ($Sn O_2$) ve seryum oksit (CeO_2) katılır. Al_2O_3 kırılma direncini arttırmak için, $Zr O_2$ ise opağa opasite özelliğini vermesi için eklenmektedir. Ayrıca renklendirme için de bazı metal oksitlerinden yararlanılır (21,135).

TİTANYUM İÇİN ÖZEL OLARAK GELİŞTİRİLEN SERAMİKLERİN YAPISI

Titanyum, günümüzde kullanılan seramometal alaşımlara göre daha küçük bir ısıl genişleme katsayısına sahiptir. Yüksek sıcaklıkta titanyumun reaktivitesi arttığından, daha düşük derecelerde pişirilen ve % 30 daha az ısıl genişleme gösteren özel seramiklerin üretilmesi gerekmiştir (31,43,81,82).

Günümüzde kullanılan seramikler, yüksek sıcaklık derecelerinde sinterize olduğundan (Ör: VMK 68 ~ 960°C 'de pişirilir); titanyum yoğun olarak oksijen ve azotu bünyesinde depolamakta ve kırılma göstermektedir (62,64).

Titanyum 882.5°C ve daha yüksek sıcaklık derecelerinde boyutsal değişime uğramakta ve altıgen ∞ fazından, kübik β fazına dönmektedir. Faz değişimi, seramiğin gerilimsiz sinterize olma işlemini tehlikeye atmaktadır. Titanyumun 882.5°C ve daha yüksek sıcaklıklarda kristal yapısı değiştiğinden, bu sırada oluşan şekil değişikliklerine seramik malzemeler uyum sağlayamamaktadırlar (54,65,116,134).

Bu nedenle titan seramiklerin 720 - 800°C arasında sinterize olmaları gereklidir (62,64). Gerekli sıcaklık derecesinin elde edilebilmesi için, titan seramiklerde alüminyum oksit içeriği azaltılmış, sodyum oksit içeriği ise artırılmıştır (8,81,82). Toprak alkali kısımlarının (sodyum ve kalsiyum tuzları) artırılması ile pişme derecesinin düşürülmesi sağlanmıştır (103,134).

Titanyumun ısıl genişleme katsayısı (∞ -ti: $8.5 \times 10^{-6}/K$), soy ve baz seramometal alaşımlara göre daha düşüktür. Seramometal alaşımlar ile kullanılan seramik maddelerin ısıl genişleme katsayısı da bu değerden daha yüksektir (8).

Titan seramiklerin içeriği titanyumun düşük ısıl genişleme katsayısına uyum sağlayacak şekilde düzenlenmiştir (8,65). Titan seramiklerin günümüzde kullanılan sera

miklerden daha düşük ısı genleşme katsayısı değerine sahip olmaları için şu yöntemler izlenir (8,31):

1- Günümüzde kullanılan seramiklerin ısı genleşme katsayısı ile ilgili değerleri leusit kristalleri ile ayarlanmaktadır. Leusit kristallerinin ısı genleşme katsayısı ($\infty L.kr = 27 \times 10^{-6} / K$)'dir. Bu değer titanyum için çok yüksektir (8).

Titan seramiklerde leusit kristallerinin yerini mullit kristalleri almıştır (8,31,81,82). Eskiden seramik malzemelerde de kullanılan alüminyum silikat esaslı mullit kristallerinin ısı genleşme katsayıları ($\infty m = 10 \times 10^{-6} / K$) olup, bu değer titanyum için uygundur. Ayrıca bu kristaller, yüksek hidrolitik stabiliteye sahiptirler (8).

2- Titan seramiklerin cam içeriği artırılmıştır. Bu, seramiğin içindeki SiO_2 miktarının artırılmasıdır (8,31). Cam matriksin düşük ısı genleşme katsayısı ($\infty c = 8 \times 10^{-6} / K$); mullit kristallerinin ısı genleşme katsayısı ile beraber; titan seramiğin ısı genleşme katsayısını ($\infty ti - ser = 8,6 \times 10^{-6} / K$) belirler (8).

3- Titan seramiklerin pişirilme sıcaklığının düşük olması, nispeten küçük bir ısı genleşme katsayısı değerinin ortaya çıkmasına neden olur (8).

Seramiği, metal alt yapı olarak kullanılan titanyumun, spesifik özelliklerine uydurmak için yapılan kimyasal değişiklikler, seramiğin mekanik direncini ve hidrolitik stabilitesini bozmamalıdır (65,81,82).

Konvansiyonel dental seramiklerle, titan seramikler arasında estetik olarak bazı farklılıklar vardır. Titanyum için özel geliştirilen seramiklerle renklendirme diğer seramiklere göre daha zordur. Çünkü öncelikle titan seramikler organik pigmentler içermezler. Bu nedenle dentin ve mine seramiğinin tabakalandırılması ancak sınırlı olarak kontrol edilebilir (Küpper 1990 ve 1992) (62,66).

Konvansiyonel dental seramiklerle elde edilen estetik düzeye titan seramiklerle de erişebilmek için, yüksek düzeyde laboratuvar tekniklerine ihtiyaç vardır (66).

Titan seramiklerin ergime aralıkları küçük olduğu için, konvansiyonel dental seramiklere göre pişirilme sırasında yapılan hatalardan kolayca etkilenebilirler. Bu yüzden hassas olarak ayarlanmış seramik fırınlarının kullanılması gereklidir. Önerilen pişirme derecelerinden küçük bir sapma olması bile seramiğin ya tam sinterize olamamasına ya da akmasına neden olmaktadır (62).

Titan seramiklerin pişirme derecelerinin konvansiyonel seramiklere göre daha düşük olması, tekrarlanan fırınlamalarda seramiğin stabil kalmasını sağlamakta ve bu durum bir avantaj olarak ortaya çıkmaktadır (43).

Seramiğin pişirilmesi sırasında, titanyum yüzeyinde oluşan oksit tabakası metal se-

ramik bağını mekanik olarak zayıflattığından, bazı üretici firmalar çeşitli "bağlama ajanları" üretmişlerdir (103,134).

Bağlama ajanları oksit çözücü, çok ince dövülmüş, partikül büyüklükleri en fazla 3 µm olan cam tozlarına, oksidasyonu azaltıcı diğer katkı maddelerinin karıştırılmasıyla elde edilirler (8).Bağlama ajanları opak sürülmeden önce, sadece bu iş için kullanılan kısa bir fırçayla, kumlanmış titanyum yüzeyine sürülürler (134). Bağlama ajanları pişirme sırasında oluşan yüzeysel oksit tabakasını çözerler ve bir tür örtme işlevi görerek daha sonraki pişirmelerde daha fazla oksit tabakası oluşmasını engellerler (8,134).

Seramik; bağlama ajanının pişirilmesi sırasında, titanyumun yüzeyinde oluşan ince oksit tabakasına, kalın ve kırılğan ∞ case tabakasına kıyasla daha iyi yapışır.Bağlama ajanı sayesinde titanyumun yüzeyindeki ince andırkatlar da ıslatılacağından, seramiğin metale yapışması da artacaktır (8).

Son yıllarda Vita (Vita - titan seramik), Ducera (Duceratin) ve De Trey (Ti Bond) üretici firmaları, titanyum metaliyle kullanılmak üzere hazırlanmış seramikleri piyasaya sürmüşlerdir. Duceratin ve Ti Bond'da bir bağlama ajanı, Vita - titan seramikte ise özel bir "wash opak" direkt olarak titan metal alt yapı üzerine uygulanır (47,90). Vita - titan seramikte bir bağlama ajanı yoktur. Normalden daha kalın sürülen, özel birinci opak tabakası bu görevi yerine getirir (47,130) (Tablo III).

	DUCERATİN	DUCERAM
Silisyum oksit (SiO ₂)	74.53	66.87
Sodyum oksit (Na ₂ O)	7.72	5.00
Potasyum oksit (K ₂ O)	8.21	12.65
Lityum oksit (Li ₂ O)	0.67	0.20
Kalsiyum oksit (CaO)	0.12	0.89
Baryum oksit (Ba ₂ O ₃)	2.44	-
Aluminyum oksit (Al ₂ O ₃)	6.26	14.20
Flor (F)	0.05	0.19

TABLO III: Konvansiyonel seramik maddeleri ile titan seramiklerin içeriklerindeki farklılıklar (Örnek olarak Duceram ve Duceratin'in opak seramikleri seçilmiştir (Baumann(8)'dan) .

METAL - SERAMİK BAĞLANMASI

- 1- Mekanik bağlanma
- 2- Kimyasal bağlanma
- 3- Fiziksel bağlanma
- 4- Kompresif kuvvetler

1- MEKANİK BAĞLANMA

Silver, Klein ve Howard'a göre; seramiğin pişirilmesi sırasında, metal yüzeyi ile sıvılaştıran seramik arasında oluşan fiziksel karışım sonucu meydana gelen mekanik adezyondur (1).

Mekanik bağlanma metal yüzeyinin geometrisine bağlıdır. Pürüzlü bir metal yüzeyinin düz veya cilalı bir yüzeyden daha tutucu olduğu kabul edilir. Bunun nedeni andırkatların oluşması ve göreceli olarak alanın genişlemesidir (1).

Çeşitli araştırmacılara göre bu hipotez; seramik ve metal arasında kaba bir ara yüzey olduğunda, bağlantı direncinin yüksek olduğu gözlemine dayanmaktadır. Metaldaki girinti ve çukurlara seramik girmekte ve soğuma sırasında seramik sertleştiğinde iki malzeme birbirine kenetlenmekte ve böylece mekanik bağlanma oluşmaktadır (83).

Metal üzerinde tesviye ile yapılan pürüzlendirmenin mekanik bağlanma için yeterli olmadığı ileri sürülmüştür (136).

Derin fissürler, poroziteler ve andırkatlar oluşturulmadan düzgün yüzeyler elde edilecek şekilde tesviye yapılması önerilmektedir. Tesviye işlemi tek yönde yapılmalıdır. Yanlış yapılan tesviye döküm yüzeyinin deformasyonuna neden olabilmektedir (44,136).

Metal yüzeyinde, büyük düzensizlikler streslerin yoğunlaşmasına ve ara yüzde gaz oluşmasına neden olmaktadır. Ara yüzde gaz oluşması, erimiş seramiğin derin girintilere girmesini önlemektedir (8,11,136). Seramik bağlı taşlar ve sert metal frezlerle oluşturulan kavite ve alanlara, erimiş seramiğin akarak kenetlenmesi sağlanmaktadır (8).

Metal yüzeyinin pürüzlendirilmesi için kullanılan en uygun yöntem kumlama (8). Kumlama ile çeşitli gren büyüklüğündeki alumino partikülleri alaşım yüzeyine basınç altında (4 - 6 bar) püskürtülür (27).

Lubovich (75), Mc Lean (83) ve Henning (44), kumlama ile göreceli olarak alanın genişleyerek mekanik tutuculuğun arttığını bildirmişlerdir.

Baz metal alaşımlarının yüzeyi daha sert ve daha zor şekillendirildiğinden, metalin tesviyesi sırasında andırkat ve kaviteler oluşmaktadır. Bu nedenle kaba ve düzensiz alüminyo partikülleri ile kumlama yapılarak mekanik bağlanma arttırılmalıdır. Baz metal alaşımlarının kırılkan ve zayıf bir oksit tabakasına sahip olmaları nedeniyle kimyasal bağlanma kuvvetleri çok etkin olamadığından, bu tip alaşımlarda mekanik bağlanmaya önem verilmelidir (136)

KİMYASAL BAĞLANMA

Silver, Klein ve Howard'a göre; seramiği oluşturan maddelerle, metal oksitleri arasındaki reaksiyon nedeniyle oluşan kimyasal adezyondur (1).

Metal - seramik bağının, yüksek bağlantı direnci önemli ölçüde primer kimyasal bağlara dayanır. Bunlar arasında; metalik, kovalent ve iyonik bağlar sayılabilir (27):

İyonik (Heteropoler) bağlar; bir atomun en dış yörüngesinde bulunan elektronlar, birleşecekleri diğer atomun dış yörüngesini tamamlayacak şekilde ise söz konusu elektron veya elektronların, bir atomdan diğer atoma yer değiştirmesiyle oluşurlar.

Kovalent (Homonoler) bağlarda: elektronların iki atom tarafından paylaşılması söz

Altın içeren soy metal alaşımlarında oluşan oksit tabakası ince, yoğun ve kuvvetlidir. Soy metal ile seramik arasında kuvvetli bir bağlantı söz konusudur. Altın içermeyen alaşımlarda (Pd-Ag alaşımları) veya baz metal alaşımlarında ise oksit tabakası daha kırılgandır. Özellikle baz metal alaşımlarında, alaşımın ana elemanları kolaylıkla okside olduğundan metal ile seramiğin ayrılması oksit tabakasının ortasından veya bu tabaka ile metal arasından olmaktadır (136).

3 - FİZİKSEL BAĞLANMA

Van der Waals kuvvetleri veya sekonder bağlayıcı kuvvetler olarak da tanımlanırlar. Polarize atomların çekimi sonucu oluşurlar (11).

Silver, Klein ve Howard ise, fiziksel bağlanmayı elektronik kuvvetler sonucu oluşan moleküler adezyon olarak tanımlamaktadırlar (1).

Erimiş seramik, metali ıslattığında seramik, metal yüzeyindeki küçük düzensizliklere girmekte ve seramik soğuduktan sonra mekanik bir kilitlenme olmaktadır. Bu kuvvetler her ne kadar zayıf bağlar olarak nitelendirilseler de, ancak moleküler çekim sonucu oluşan Van der Waals kuvvetleri sayesinde metal ile seramik arasındaki mesafe yeterince kısaldığında, kimyasal bağlar etkili olabilir (8,136).

4- KOMPRESİF KUVVETLER

Seramik pişirildikten sonra sinterize olduğundan ve porlardan arındığından bir miktar büzülür. Sonuç olarak seramik çevrelediği metalin genleşmesini kısıtlayıcı rol oynar (Vickery ve Badinelli, 1968). Seramiğin sinterize olurken büzülmesi metal tarafından engellenir ve seramikte kompresif stresler oluşur. Bu durum metal ile seramiğin birbirine uygun şekilde bağlanmasını sağlar (83).

BAĞLANTI DİRENCİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ İÇİN GELİŞTİRİLEN TEST YÖNTEMLERİ

Seramometal restorasyonlarda, metal ile seramik arasındaki bağlantı direncinin ölçülmesi için çeşitli test yöntemleri geliştirilmiştir. Bunlar genelde makaslama, çekme, eğme ve kırılma (darbe) test yöntemleridir (4,80):

1- Makaslama Testleri:

Silver, Klein ve Howard'ın 1960 yılında tanımladıkları makaslama testinde, metal bir çubuğun alınsal yüzüne pişirilen seramik, makaslama kuvveti ile çubuktan ayrılmaya çalışılmaktadır (80).

Schmitz ve Schulmeyer (110) 1975 yılında bu testi geliştirmişler ve küp şeklindeki metal örneğin yüzeyine kısmi olarak seramik uygulamışlardır. Seramik ile metali birbirinden ayıracak makaslama gerilimi (her yüzey için gerekli makaslama kuvveti) metal ile seramik arasındaki bağlantı direnci değerini vermektedir. Bu test günümüzde de sıkça kullanılan makaslama testlerindedir.

Günümüzde yaygın olarak kullanılan makaslama testlerinden bir diğerinin ana prensipleri 1962 yılında Shell ve Nielsen (113) tarafından tanımlanmıştır. Bu testte metal alaşım çubuğun, seramik bloktan, iterek veya çekerek makaslama kuvveti ile ayrılması sağlanmıştır. Bu silindirik makaslama testi ile metalin veya seramiğin koheziv kırılmasına izin vermeden, ara yüzden kırılma sağlanmıştır. Aynı araştırmacılar bu test yöntemi ile ortalama bağlantı makaslama direncini 10000 - 13000 psi olarak bulmuşlardır.

Anthony ve Burnett (2) 1968 yılında Shell ve Nielsen'in testini modifiye etmişler, geliştirilmiş ve kolaylaştırılmış olan bu yöntemde çubuklara blok yerine halka şeklinde seramik uygulamışlardır. Bu test yöntemi ile okside çubuklarda bağlantı makaslama direnci 20000 psi olarak bulunmuştur.

Lubovich ve Goodkind(75) da bu modifiye test yöntemini kullanarak, soy ve baz metal alaşımlarının bağlantı direnci değerlerini karşılaştırmışlardır.

Moffa ve arkadaşları (89), Anthony ve Burnett'in modifiye test yöntemini kullanmışlar ancak alaşım çubuk ve üzerindeki seramik halkayı sert alçı silindire gömmeden önce silikon yağı ile kaplamışlardır.

Asgar ve Giday (5) çubuk ve üzerindeki seramik halkayı sert alçı silindire gömmeden önce, metal çubuğu erimiş mumla kaplamışlardır.

Anusavice, De Hoff ve Fairhurst, tüm kullanılan makaslama testleri arasında, çekerek makaslama ve iterek makaslama testlerinin en uygun verileri sağladığını belirtmişlerdir (27).

Sced ve Mc Lean (107) 1972 yılında, 90°'lik koni şeklindeki bir uca sahip metal üzerine uygulanan yarım daire şeklinde seramikten oluşan bir test örneği geliştirmişlerdir. Koni ara yüz makaslama testi ile baz ve soy metal alaşımlarının bağlantı dirençlerini karşılaştırmışlardır.

Hammad ve arkadaşları (42) 1987 yılında, makaslama streslerinin direkt seramik ile metal arasındaki ara yüze yönlendirilebileceği düzlemsel bir makaslama test yöntemi tanımlamışlardır. Geliştirdikleri iki parçalı düzenekle pişirme sıcaklığının, metal çeşidinin ve yüzey yapısının seramometal bağlantı direncine etkisini incelemişlerdir.

2- Çekme Testleri:

Tipik gerilim testi örnekleri, düz bir yüzey üzerine veya iki metal çubuğun düz yüzeyleri arasına uygulanan bir seramik tabakasından oluşmaktadır. Gerilim kuvveti çubuk veya çubukların uzun eksenleri doğrultusunda uygulanır (4).

Swartz ve Phillips(120)'in tanımladıkları çekme testinde iki altın çubuk dik olarak konumlandırılıp, sabitlenmiş ve ince bir seramik tabakası ile birleştirilmiştir. Bu iki çubuğu birbirinden ayıran çekme kuvvetleri ölçülmüştür.

Kelly ve Asgar(55)'in geliştirdikleri çekme testinde ise silindirik bir metal çubuğun ucuna top şeklinde seramik pişirilmektedir. Bu test yönteminde streslerin azaltıldığı ve daha dengeli bir stres dağılımının sağlandığı ileri sürülmüştür. Çekme kuvveti altında seramik ile metalin birbirinden ayrıldığı değer, bağlantı direnci değeridir. Ancak bu testte kırılma her zaman ara yüzde olmamaktadır.

Schreiner ise tanımladığı test yönteminde, gerilimden arındırılmış düzlemsel bir test örneği ile, sadece tek akslı çekme kuvvetlerinin etkili olmasını sağlamıştır. Bu test yöntemi ile bağın çekme direncinin başarılı olarak ölçülebildiği ileri sürülmüştür (80).

3 - Eğme Testleri:

Lavine ve Custer (68) 1966'da bir tarafı seramikle kaplı metal levhayı iki destek üzerine koymuşlar ve belirli yerden kuvvet uygulayarak örnekte eğme gerilimi oluşturmuşlardır. Eğme kuvveti, seramiğin metalden ayrılmasına veya kırılmasına neden olmaktadır. Eğer metal - seramik bağlantısı kuvvetli ise, seramik çatlamaktadır.

Schwickerath (112); Lavine ve Custer'in üç nokta eğme testini modifiye etmiş, Lorenzana ve arkadaşları (71) da, üç nokta eğme testi ile palladyum içeren alaşımların, bağlantı dirençlerini, tip IV altın alaşımların bağlantı dirençleriyle karşılaştırmışlardır.

Dört nokta eğme testi ise, Groll, Kleinlein ve Blum tarafından önerilmektedir(80).

Tuccillo ve Nielsen (126) dört nokta eğme testini kullanarak çeşitli faktörlerin bağlantı direncine etkisini incelemişlerdir.

4 - Kırılma (Darbe) Testleri:

Kırılma testleri ile metal - seramik arasındaki bağın kırılma direnci ölçülmeye çalışılmaktadır. En basiti çekiç testidir. Değerlendirme; üzerine vurulan seramiğin subjektif gözlenmesine dayanmaktadır. Darbe testlerinin kantitatif olarak değerlendirilebilmesi için kalibre edilmiş bir borudan düşen çelik bir bilye kullanılmıştır. Bu teknik Silver, Klein ve Howard tarafından 1966'da tanımlanmıştır. Model üzerine simante edilen kuronun, seramiği kırduğunda, bilyenin düştüğü yüksekliğin ölçülmesi, bağlantı direnci hakkında yargıya varılmasını sağlamaktadır (91).

Marker ve arkadaşları (78) 1986 yılında, üç değişik metal alaşımı kullanarak hazırladıkları üç farklı metal alt yapı tasarımı üzerine, tek bir seramik uygulayarak klinik kuronları taklit eden ve çelik güdükler üzerine simante edilen test örneklerine basma kuvveti uygulamışlardır. Böylece, değişik metal alt yapı tasarımlarının, kırılma dirençlerini birbirleriyle karşılaştırmışlardır.

Warphea ve Goodkind (133) 1976'da seramik çalışmasının ve metal alt yapı tasarımının kırılma direncine etkisini araştırmışlardır.

Barghi ve arkadaşları (6) 60 adet üst sağ kesici şeklinde hazırladıkları otopolimerizan akril taşıyıcılar üzerindeki seramometal restorasyonlara, kırılma oluşuncaya kadar basma kuvveti uygulamışlar ve tekrarlanan fırınlama sayısının soy ve baz metal alaşımlarına olan etkisini ölçmüşlerdir.

User (127), otopolimerizan akril taşıyıcılar üzerindeki değişik metal alt yapı seramik kuronlarda, farklı metal alt yapı tasarımlarının kırılma dirençlerini karşılaştırmıştır.

Daftary ve Donovan (25) 1986 yılında, üç baz metal ve bir soy metal alaşımına; seramik uygulamadan önce, yapılan dört farklı işlemin bağlantı direncine etkisini incelemek için, Warphea ve Goodkind'in test yöntemini modifiye ederek kullanmışlardır.

Aynı araştırmacılar (26) 1987 yılında, üç farklı baz metal alaşımını, farklı iki kalınlıktaki altın ile kaplamış ve altın tabakasının kalınlığının bağlantı direncine etkisini, Shell ve Nielsen'in makaslama testi ile birlikte Warphea ve Goodkind'in basma testini kullanarak incelemişlerdir.

GEREÇ VE YÖNTEM

Araştırmada; üç değişik baz metal alaşımı ve titanyumun seramikle olan bağlantı dirençleri, Shell - Nielsen (113) tarafından geliştirilen, Anthony - Burnett (2) tarafından modifiye edilen çekerek makaslama testi ve Warphea - Goodkind (133) tarafından önerilen kırılma testi kullanılarak karşılaştırılmıştır.

Test örneklerinde kullanılan metallerin ve seramiklerin sınıflandırılması tablo IV'te görülmektedir:

Kullanılan Metaller	Sınıflandırma	Kod	Metal İle Kullanılan Seramikler
WIRON 88 (BEGO)	Ni Cr	W 88	VİTA VMK 68 (VİTA)
WIRON 99 (BEGO)	Ni Cr	W 99	VİTA VMK 68 (VİTA)
DUCERANIUM-U (DUCERA)	Ni Cr	DUC	VİTA VMK 68 (VİTA)
TİTANYUM (Cyclarc-Morita)	Saf Titanyum	Tİ	Tİ BOND (DE TREY)

TABLO IV: Test edilen metaller ve metallerle birlikte kullanılan seramikler

I. Kırılma Testi İçin Deney Örneklerinin Hazırlanması:

Bir metal - seramik krunun kırılma direncinin ölçülebilmesi için, dişin klinik formuna benzer şekilde mekanik modeller hazırlanması gerekir (133). Bu amaçla pratikte kullanılan üç farklı metal alt yapı tasarımına sahip, ve metal - seramik krunları taklit eden modeller hazırlandı.

A) Metal Güdüklerin Yapılması :

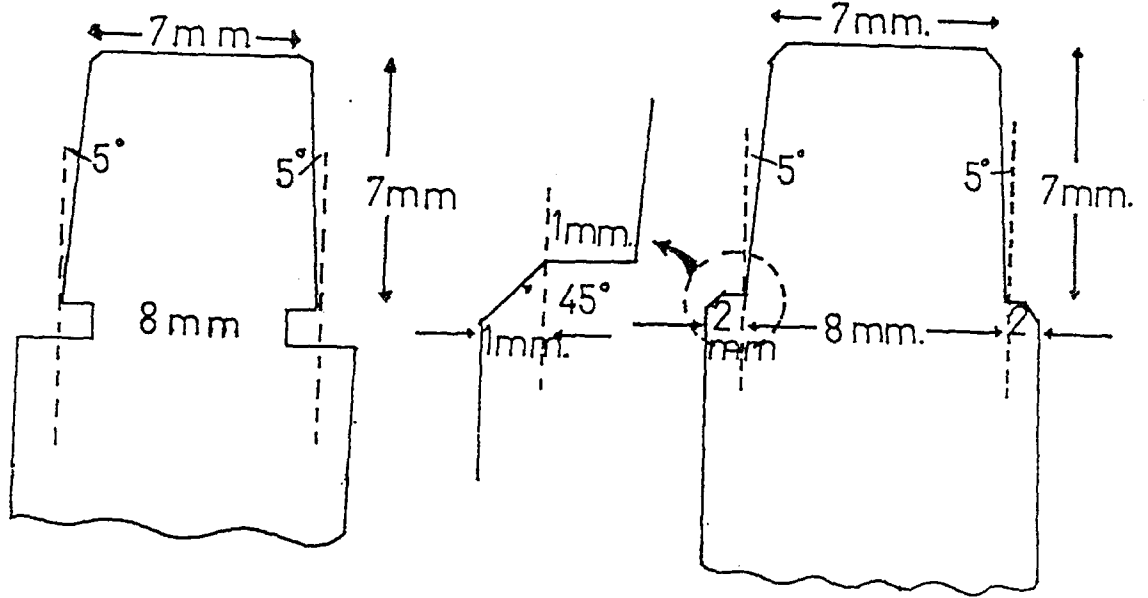
Her bir krunun standart bir şekilde yapılabilmesi için iki değişik yapıda piring güdükler User (127)'in tanımladığı boyutlarda tornada hazırlandı (Resim 4).

a- Basamaksız güdük:

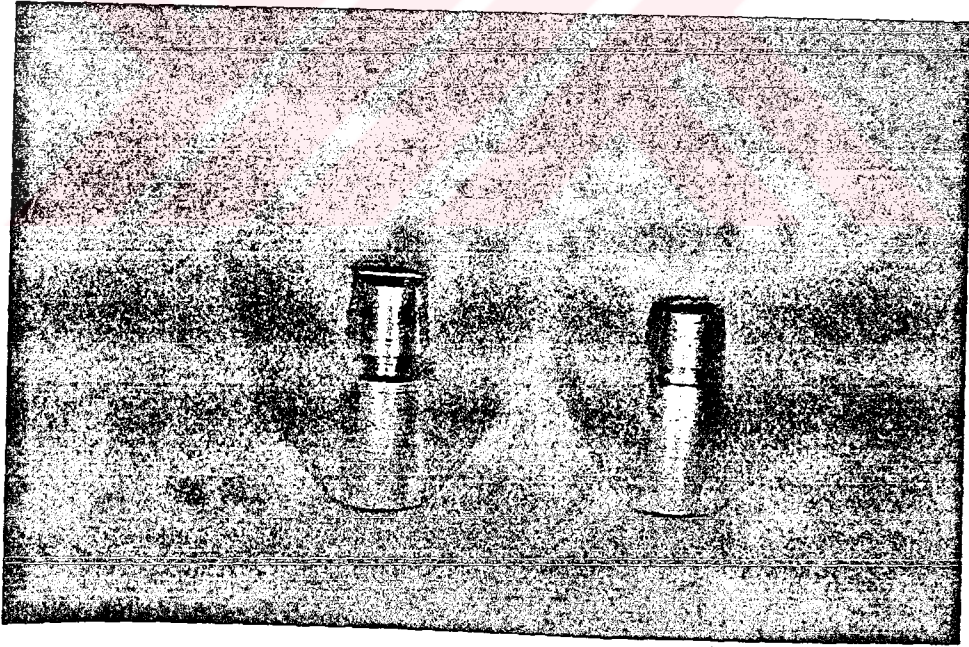
Tabanı 8 mm, yüksekliği 7 mm yan duvar açısı 5° olan piring güdüğün okluzo - aksiyal kenarlarına, krunların daha iyi oturması için bizotaj uygulandı (Şekil III).

b- Basamaklı güdük:

Tabanı 8 mm, yüksekliği 7 mm yan duvar açısı 5° olan piring güdüğün okluzo - aksiyal kenarlarına krunların daha iyi oturması için bizotaj uygulanıp aynı bizotaj işlemi basamağa da yapılmıştır (Şekil III).



Şekil III: Basamaklı ve basamaksız preparasyonlara göre hazırlanmış piriç güdükler.



Resim 4: Piriç güdükler

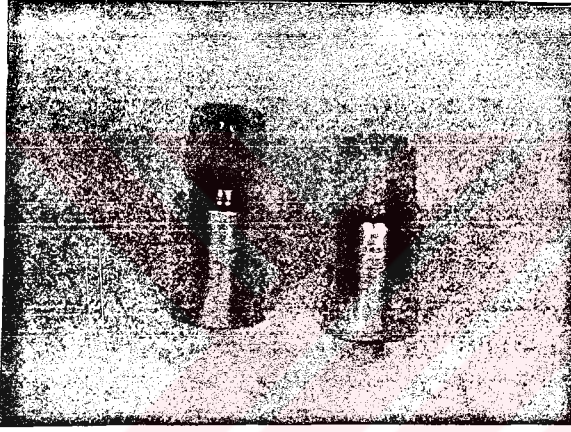
B) Mum Alt Yapıların Elde Edilmesi:

Mum modeller, 0.5 mm'lik Adapta (Bego - Germany) kullanılarak Plastodent U (Degussa - Germany) mumu ile 0.6 - 0.7 mm kalınlıkta olacak şekilde, üç farklı alt yapı tasarımı şeklinde hazırlandı:

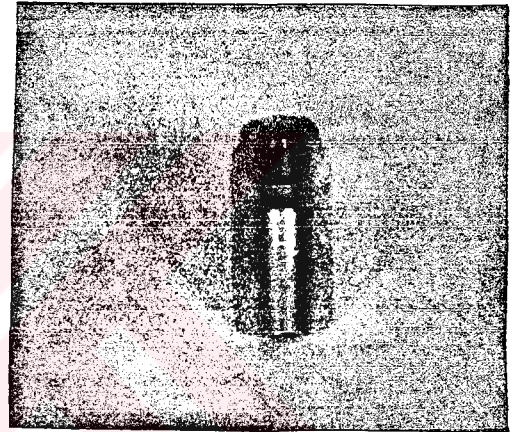
a - Tasarım 1: Basamaklı güdük üzerine tüm yüzleri bandsız olarak hazırlanan alt yapı (Resim 5),

b - Tasarım 2: Basamaklı güdük üzerine ön yüzde 1mm, ağız içine bakan yüzde 2 mm genişliğinde bandlı olarak hazırlanan alt yapı (Resim 6),

c - Tasarım 3: Basamaksız güdük üzerine tüm yüzleri bandsız olarak hazırlanan alt yapı (Resim 5).



Resim 5: Birinci ve üçüncü tasarıma göre hazırlanan alt yapılar



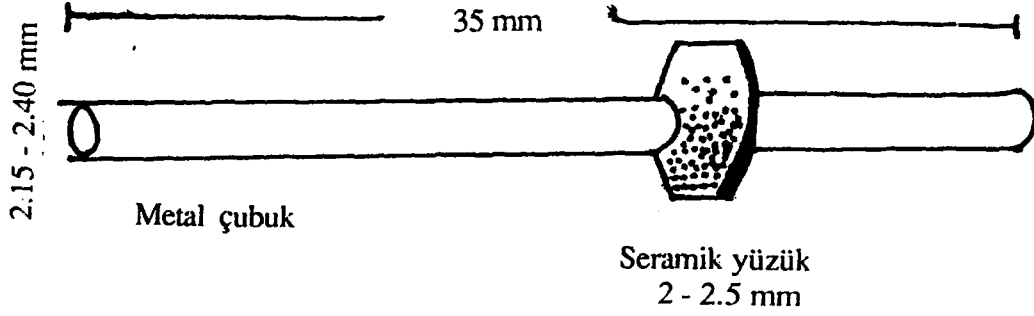
Resim 6: İkinci tasarıma göre hazırlanan alt yapılar

Baz metal alaşımlarında, döküm yolu olarak 4 mm çaplı yuvarlak mum çubukların yanı sıra kaçış tijleri de kullanıldı.

Titanyum metalinde, bu metalin dökümü için geliştirilen Cyclarc sisteminin önerilerine uyularak kaçış tijleri kullanılmadı. Döküm için 5 - 6 mm çaplı yuvarlak mum çubuklar tanımlanan yöntem uygun olarak yerleştirildi (72).

II. Çekerek Makaslama Testi İçin Deney Örneklerinin Hazırlanması:

Örnekler, 35 mm uzunluğunda, 2.15 - 2.40 mm çapındaki metal silindir çubuklar üzerine kalınlıkları 2 - 2.5 mm arasında değişen seramik halkaların uygulanmasıyla elde edildi (Şekil IV).



Şekil IV: Modifiye Shell - Nielsen testinde kullanılan örneğin şeması.

Araştırmada 2.15 x 35 mm boyutlarındaki silindirik metal çubukların elde edilebilmesi için, içi boş plastik çubuklar kullanıldı. Plastik çubuklar 10'arlı gruplar halinde birleştirildi. Örneklere döküm yolu eklenerek manşete alındı.

III. Deney Örneklerinin Manşete Alınması, Ön Isıtma ve Döküm İşlemleri:

A) Baz Metal Alaşımları İçin Uygulanan İşlemler:

Baz metal alaşımlarında, revetman olarak yüksek sıcaklığa dayanıklı fosfat bağlı bir revetman olan Begoral (Bego - Germany) kullanıldı. Begoral ve likidi Begosol 121 gr toza 21 ml likit olmak üzere Multivac 4 (Degussa - Germany) revetman karıştırıcısında 30 sn süreyle karıştırıldı. Daha sonra revetman manşetlere döküldü. Revetman sertleştikten sonra manşetler 24 saat süreyle bekletildi.

Manşetler, ön ısıtma fırınına (Eltherm, Bego - Germany) yerleştirildikten sonra, oda sıcaklığından başlanarak; burn - out tekniğine uygun olarak, fırın sıcaklığı 2 saat içinde 950^o C'ye gelecek şekilde ayarlandı. Daha sonra manşetler 950^o C'de 15 dakika süreyle bekletildi.

Döküm işlemi, Fornax (Bego - Germany) döküm aletinde gerçekleştirildi.

Döküm işlemleri tamamlanan manşetler oda sıcaklığında soğutulduktan sonra manşetler açıldı.

B) Titanyum Metali İçin Uygulanan İşlemler:

Revetman olarak kuron - köprü protezlerinde kullanılmak üzere geliştirilmiş olan Titavest CB (Morita - Japan) revetmanı kullanıldı. Titavest CB, silikat ve fosfat

içermeyen, alüminyum - magnezyum esaslı bir revetmandır (58, 72, 109).

Bu revetman poroz yapıda olduğundan, Cyclarc sisteminde koruyucu gaz olarak kullanılan argon gazı, manşetteki revetmanın içinden geçerek, titanyum ile reaksiyona girebilecek oksijen, azot ve hidrojen gazlarını ortamdan uzaklaştırmaktadır. Manşet içinde kalan argon gazı da, revetmanın poroz yapıda olması nedeniyle, bu porozitelerden kolaylıkla dışarı çıkabilmektedir (72, 109).

Titavest CB, 100 gr toza 13.75 ml likit olmak üzere Multivac 4 karıştırıcısında 30 sn süreyle karıştırıldı. Daha sonra revetman metal manşetlere döküldü.

Manşetler ön ısıtma fırınına (Eltherm, Bego - Germany) yerleştirildi. Üretici firmanın önerisi doğrultusunda fırın sıcaklığı dakikada en çok 15° C artacak şekilde manşet sıcaklığı 900° C'ye ulaştırıldı. 50 dakika beklendikten sonra, manşetin dökümden önce 600 - 700° C'ye kadar soğuması sağlandı.

Araştırmada, saf titanyumun ergitilmesi ve dökülmesi, Cyclarc döküm aletinde (Morita - Japan) gerçekleştirilmiştir. Bu amaç için kullanılan Cyclarc sistemi, baz metal alaşımlarının ergitilmesi ve dökümü için kullanılan sistemlerden oldukça farklıdır.

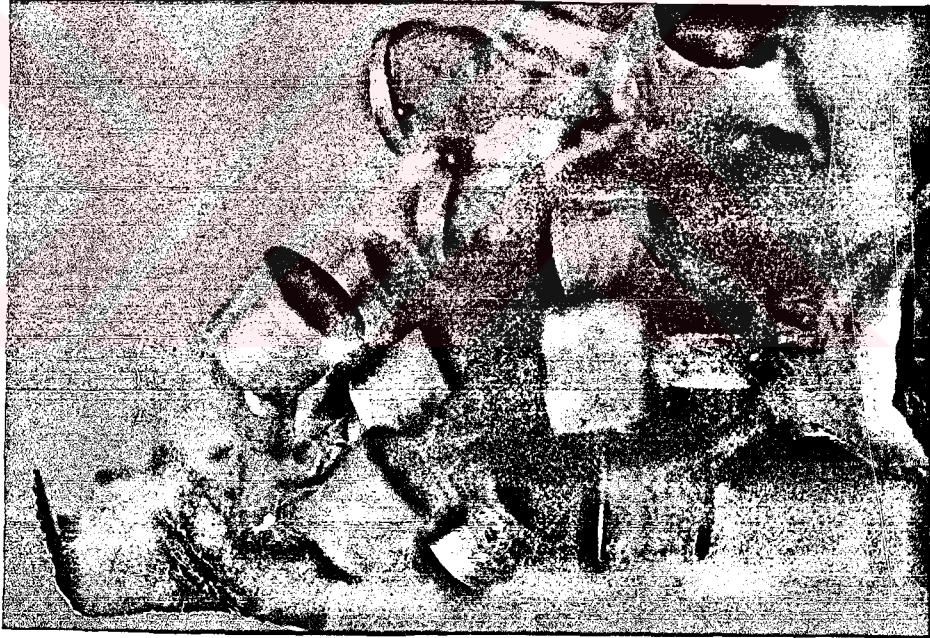
Bu sistemde, argon ışık arkı kullanılmaktadır. Kontrol altına alınmamış açıktan geçen bir plazma ışık demeti, argon atmosferi içinde stabil hale getirilmiştir. Düşük ısı iletkenliğine rağmen, titanyumun kısa zamanda ergitilmesi için manyetik bir alanda sürekli olarak daire çizen bir ışık arkı kullanılmaktadır. Geliştirilen bu ergitme tekniği, sisteme ismini vermiştir (Cyclarc = Cycle arc = dönen ışık arkı). Sabit bir ışık arkı, metalin sadece huzmenin yoğunlaştığı bölümünün ergimesine neden olmaktadır. Dönen bir ışık arkı ile aşırı ısınma olmadan, eşit bir ergime sağlanmaktadır. Bu şekilde kullanılabilir metal miktarı arttırılmakta ve potadaki artık metal miktarı büyük ölçüde azaltılmaktadır. Ayrıca, metalin ergitilmesi sırasında, yapısal özellikleri korunmaktadır (72, 109). Ergime işleminde, titanyumun düşük ısı iletkenliğinden dolayı, ergimiş bir miktar metal soğuk potanın duvarlarında kalmaktadır. Böylece titanyum, adeta titanyumdan koruyucu bir kabuk içinde ergimekte ve metalin pota materyali ile olan reaksiyonu önlenmektedir (Skull melting prensibi) (131).

Cyclarc sisteminde, döküm aletinin 0.2 torr'luk vakum rotasyon pompası ile havası alınırken alt odanın tüm döküm işlemi boyunca havası alınmaktadır. Daha sonra, koruyucu gaz olarak kullanılan 1.2 bar basıncındaki argon gazı, ergitme odasına dolmaktadır. Döküm aletinin özellikle küçük olan alt ve üst odalarına tüm işlem boyunca argon gazı gönderilmektedir (72,109).

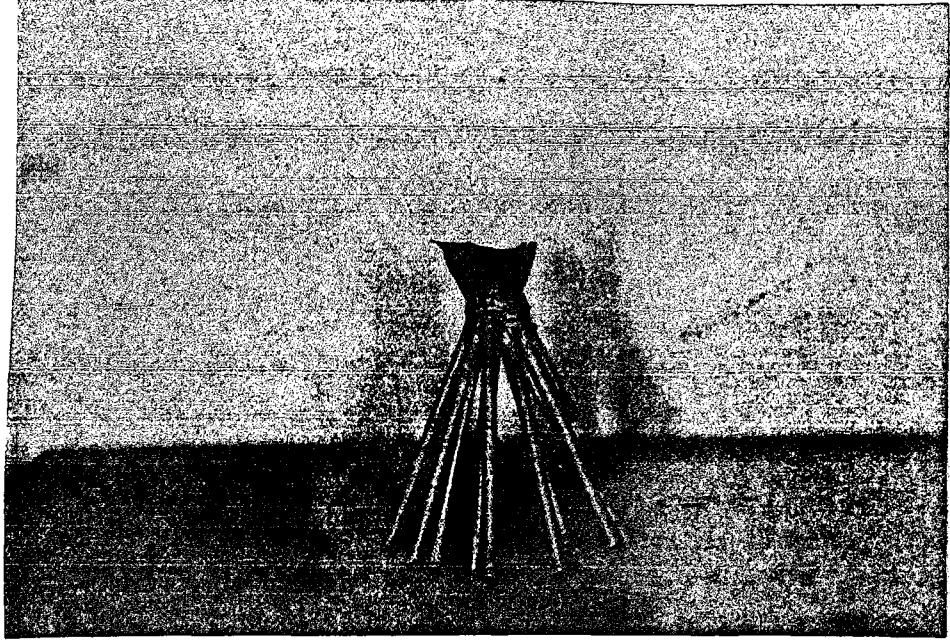
Bu araştırmada da, yukarıda açıklanan tüm olayların gerçekleşmesinden yaklaşık 30 sn sonra, üst odadaki ışık arkı ateşlendi ve saf titanyumun ergitilmesine başlandı. Ergitme odasında, titanyum 1900 - 1950^o C'ye kadar ergitildi. Ergitme işlemi skull melting esasına göre yapıldı. Bu sırada alt odada bulunan ve n ısıtması tamamlanmış olan manşetin, lastik conta yardımı ile üst oda ile ilişkisi kesilmektedir. Metal tamamen eriyince, bakır pota 60^olik konumda devrildi ve 1900^o C'deki metal, 600 - 700^o C deki manşete doldu.

Metalin döküm kalıbını tamamen doldurması, alt odanın havasının devamlı olarak alınması ve koruyucu gaz basıncının biraz artması ile de desteklenmektedir (109).

Ergimiş metal manşete dolduktan sonra, manşetin 3 dakikalık soğuma safhası sonucunda metalin döküm kalıbının şeklini aldığı gözlenir. Sonra manşet alt odadan çıkarılarak hemen soğuk su altında soğutuldu. Böylece yüzeyde oluşacak oksidasyonun en aza indirilmesi sağlandı (72, 109) (Resim 7 ve 8).



Resim 7: Kırılma testi için titanyum metalinden hazırlanan örnekler manşetlerden çıkarıldıktan sonra



Resim 8: Çekerek makaslama testi için titanyum metalinden hazırlanan örnekler manşetten çıkarıldıktan sonra

IV.Kırılma Testi İçin Metal Örneklerin Hazırlanması:

A) Baz Metal Alaşım Örneklerin Tesviyesi:

Öncelikle, manşetlerden çıkarılan baz metal alaşımlardan dökülmüş örnekler üzerindeki revetman artıkları, alüminyum oksit ile kumlanarak temizlendi. Metal alt yapıların seramik kaplanacak yüzeyleri, çeşitli araştırmacıların önerisi doğrultusunda kumpasla ölçülerek her tarafta kalınlıkları 0.3 mm olacak şekilde sert metal frezleri ile inceltildi. (79, 129, 136). Daha sonra örnekler 250 µm'lik alüminyum oksitle kumlandı. Tesviye işleminin daima tek yönde yapılmasına dikkat edildi.

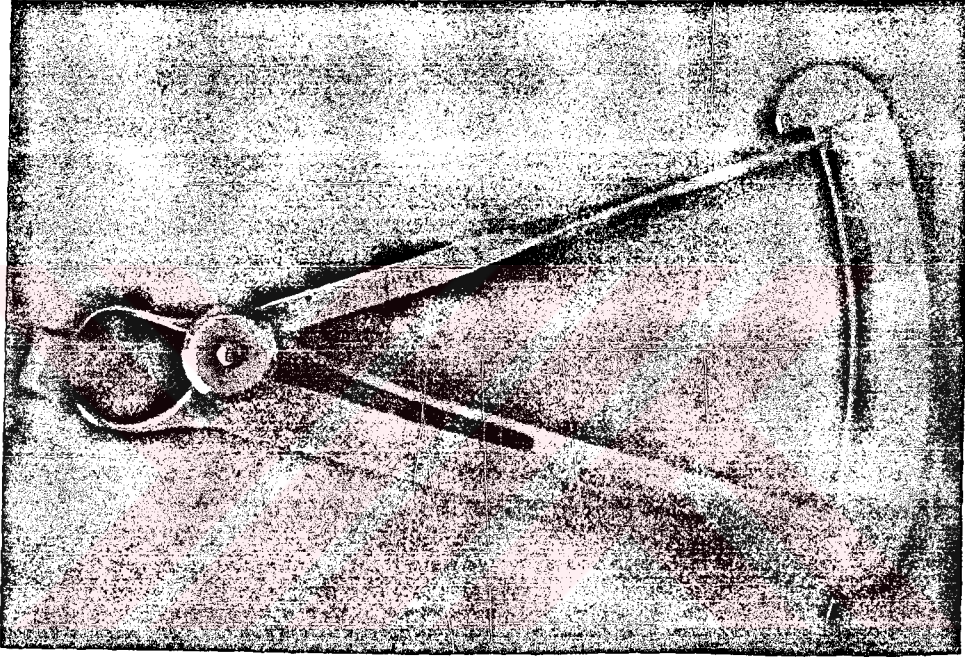
Baz metal alaşımlarından dökülen alt yapılar Aqua - Clean 3 (Degussa - Germany) buhar makinasına yerleştirilerek yüzeylerindeki kir ve yağ artıklarının uzaklaştırılması sağlandı.

B) Titanyum Örneklerin Tesviyesi:

Titanyum alt yapı örnekleri, öncelikle revetman ve ∞ case tabakasından arındırılmak için 250 µm'lik alüminyum oksitle kumlandılar.

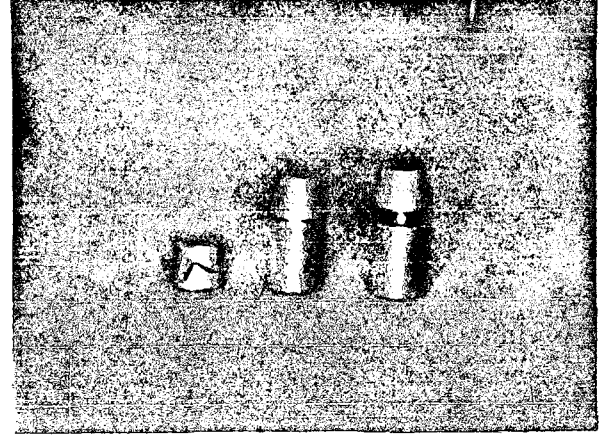
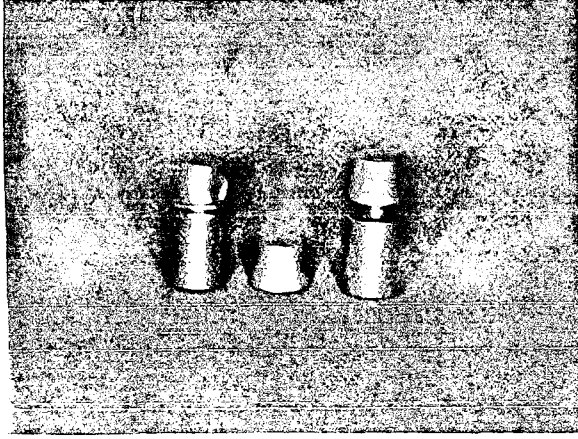
Titanyumun yüksek reaktiviteye sahip oluşu ve düşük ısı iletkenliği, dönen

aşındırıcılarla çalışmasını zorlaştırır. Tesviye sırasında aşırı ısınan bölgelerde titan yüzeyi yeniden okside olabilir ve metalin rengi grileşebilir (8). Bu nedenle, çeşitli araştırmacıların da önerdiği gibi, tesviye sırasında metal alt yapıların aşırı düzeyde ısınmalarına engel olmak için düşük devirde, sert metal frezleri ile çalışılarak ve işleme sık sık ara verilerek, seramik kaplanacak yüzeylerde metal kalınlığının kumpas ile ölçüldüğünde her tarafta 0.3 mm olması sağlandı (3, 8, 117) (Resim 9). Frezle çalışılırken metal çapaklar, titanyumun hidrojen ve oksijene olan yoğun ilgisinden dolayı kolaylıkla kıvılcım oluşturabilir. Bu nedenle, tesviye yapılan sahanın düzenli olarak aspire edilmesi gerekir (15, 54, 122). Tesviye işlemi daima tek yönde yapıldı.



Resim 9: Metal alt yapıların kalınlıklarının her yerde 0.3 mm olması sağlandı.

Tesviye işleminden sonra, metal 10 dakika bekletilerek pasifize oksit tabakasının oluşması sağlandı. Seramik uygulanacak sahalarda homojen bir yüzeyin elde edilebilmesi ve tutucu yüzeyin artırılması için daha sonra titanyum alt yapılar 2 atm. basınçta 250 µm'lik alüminyum oksitle kumlandılar. Kumlama sırasında, kumlama aletinin ucu sürekli daire şeklinde çevrilerek, titanyumun homojen olarak kumlanması sağlandı. 2 atm. basınçtan daha yüksek değerler, yumuşak olan titanyum yüzeyine zarar verdiği için kullanılmamalıdır. Bu son kumlama sırasında, metal yüzeyinden kıvılcım çıkmamasına dikkat edilmelidir. Metal 10 dakika bekletildikten sonra, metal alt yapılar Aqua Clean 3 buhar makinasına yerleştirilerek yüzeylerindeki kir ve yağ artıklarının uzaklaştırılması sağlandı (Resim 10).



Resim 10: Tesviyesi ve güdükler üzerine uyumu sağlanmış metal alt yapı örnekleri

V. Çekerek Makaslama Testi İçin Metal Örneklerin Hazırlanması:

A) Baz Metal Alaşımlardan Ve Titanyumdan Hazırlanan Örneklerin Tesviyesi:

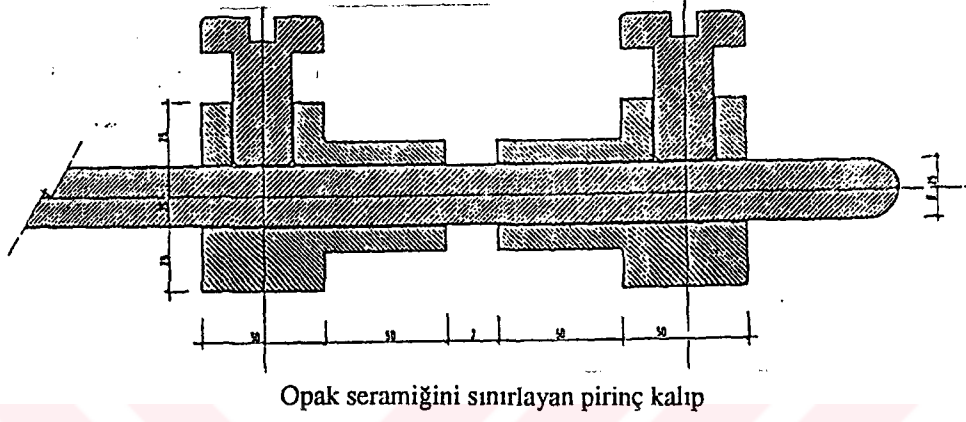
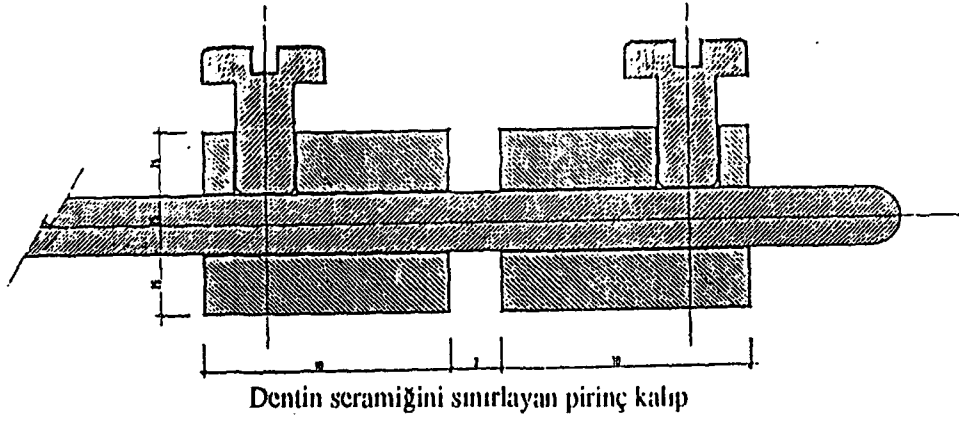
Kumlama ile revetman artıkları temizlenen toplam 40 adet örnek, separe ile kesilerek 35 mm. boyda olacak şekilde hazırlandı. Titanyum çubuk örneklerin aşırı derecede ısınmaması için düşük devirde çalışıldı ve işleme sık sık ara verildi.

Çeşitli sert metal frezler kullanılarak örneklerin tesviyeleri tamamlandı. Tesviye işlemi daima tek yönde yapıldı. Titanyum örneklerin tesviye ve kumlama işlemleri sırasında, önceden belirtilen kurallara uyuldu. Sonra örnekler 250 µm'lik alüminyum oksit kumlandılar.

Daha sonra, metal çubuklar Aqua Clean 3 buhar makinasına yerleştirilerek, yüzeylerindeki kir ve yağ artıklarının uzaklaştırılması sağlandı.

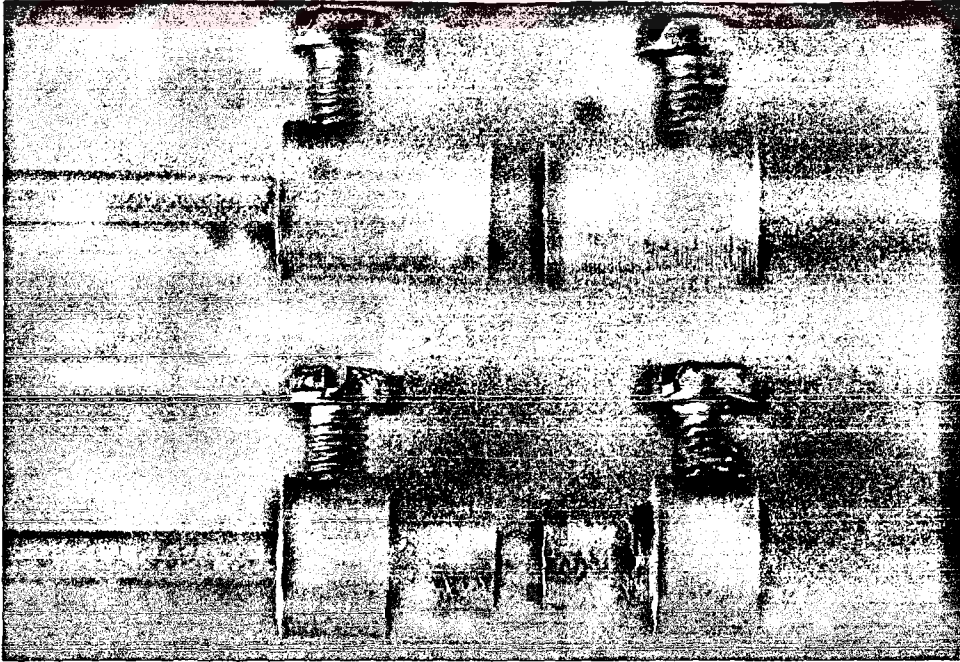
B) Pirinç Kalıpların Hazırlanması:

Seramiğin metal çubuklar üzerinde standart kalınlıkta ve genişlikte hazırlanabilmesi için; Yurtseven (138)'in boyutlarını tanımladığı pirinç kalıplar tornada hazırlanmışlardır (Şekil V).



Şekil V: Çekerek makaslama testi için hazırlanan piring kalıpların çizimi

Opak seramiği için hazırlanan kalıplarla , opak kalınlığı 1 mm, dentin seramiği için hazırlanan kalıplarla ise dentin kalınlığı 1.5 mm olarak ayarlandı ve sonuçta toplam seramik kalınlığı 2.5 mm oldu (Resim 11).

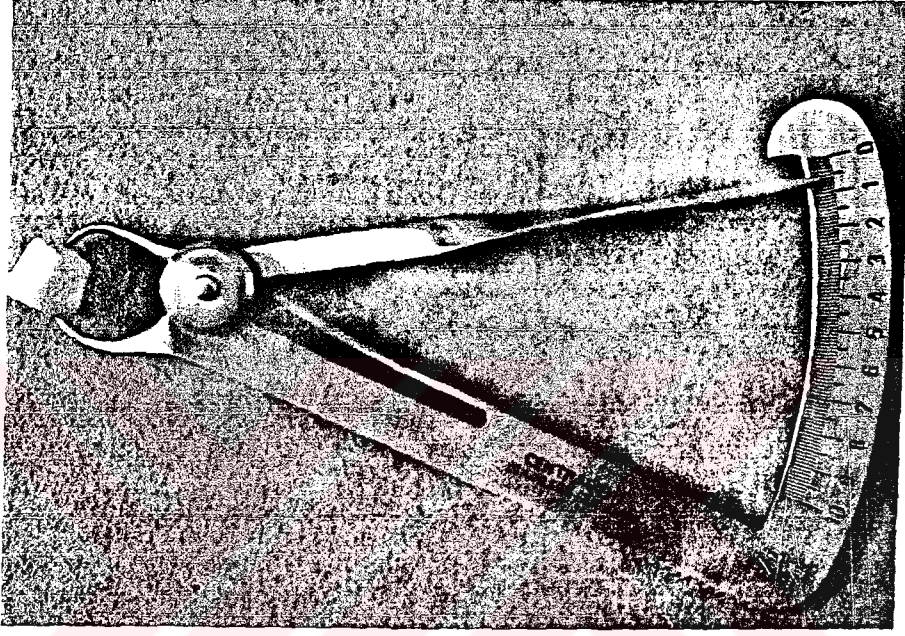


Resim 11: Opak ve dentin seramiğini sınırlayan piring kalıplar

VI. Kırılma Testi İçin Örneklere Seramik Uygulanması:

Seramik ile kaplanacak yüzeyleri 0.3 mm kalınlığa kadar inceltilen metal alt yapıların üzerine, temiz bir samur fırça ile, özel likidi ile koyu krenia kıvamında karıştırılmış opak seramiği uygulandı.

Fırında pişirilen opak seramiğinin, ince gelen yüzeylerine eklemeler yapıldı ve ikinci pişirme işlemine geçildi. Kumpas ile ölçüldüğünde metal ve opağın toplam kalınlıklarının 0.6 mm olması sağlandı (Resim 12).



Resim 12: Örnekler üzerine opak seramiği uygulandıktan sonra metal ve opak kalınlığının her yerde 0.6 mm olması sağlandı.

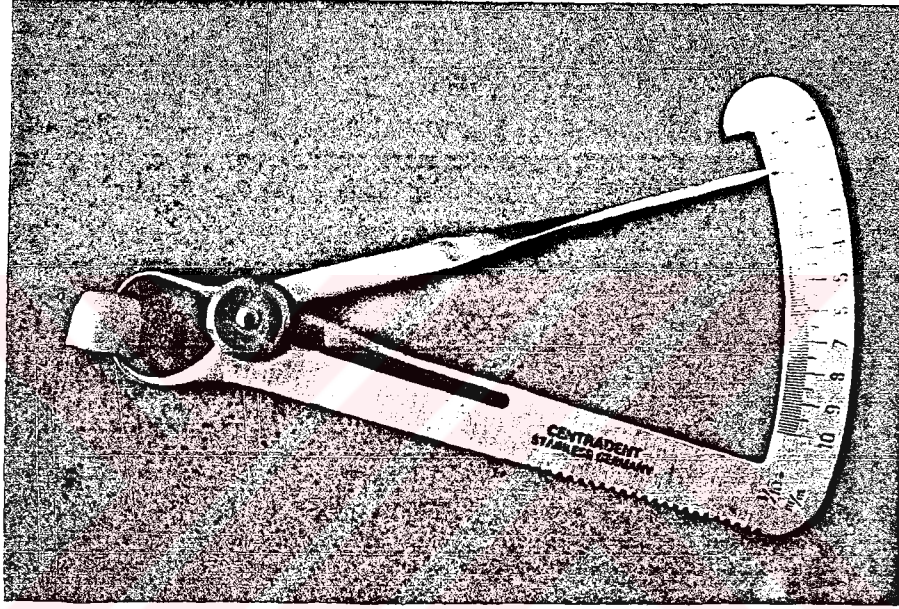
Tüm metal alt yapıların üzerine, opak seramiği pişirildikten sonra; örnekler, cam fanus altında oda sıcaklığında soğuyuncaya kadar bekletildiler. Daha sonra özel likidi ile karıştırılan dentin seramiği, örneklerin toplam kalınlığı 1.5 mm olacak şekilde iki tabaka halinde uygulandı. Fırça ile uygulanan dentin seramiği, titreştirilerek yoğunlaştırıldı ve suyunun fazlası emici bir kağıt ile alındı. Dentin seramiğinin pişirilmesinden sonra örnekler fırından çıkarılıp, cam bir fanus altında oda sıcaklığında soğuyuncaya kadar bekletildiler. Örneklerin mümkün olduğunca yavaş ve eşit soğumaları sonucu, seramik ile metal arasındaki gerilimlerin en az düzeye indirilmesi sağlandı. Tüm bu işlemler sırasında yeni seramik tabakası uygulanacak her bir örnek, akan su altında iyice yıkandı.

Elmas möl ve möletlerle örneklerin çiğneme yüzeylerinin yer düzlemine paralel ol-

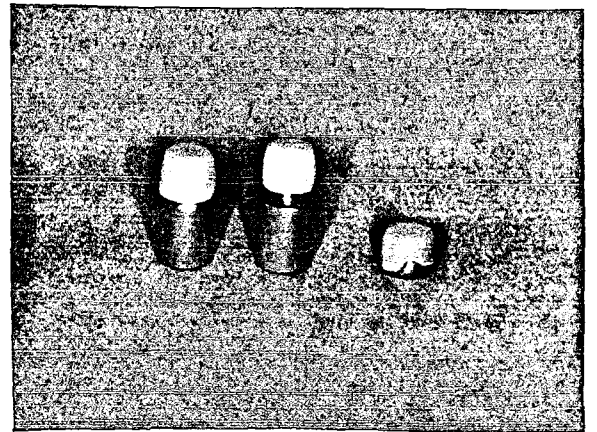
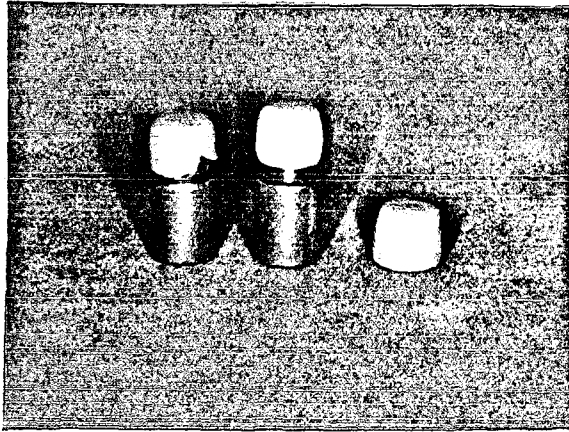
maları sağlandı. Kalın olan yerler inceltildi, ince olan yerlere eklemeler yapıldıktan sonra ikinci kez dentin seramiği pişirildi.

Kumpas ile ölçüldüğünde, dentin seramiği uygulanan örneklerin toplam kalınlıklarının her yerde 1.3 mm olması sağlandı. Tüm bu düzeltmelerden sonra, örneklere ince bir glazür uygulanıp pişirildi.

Böylece, örnekler üzerine uygulanan opak seramiğin kalınlığının 0.3 mm; dentin seramiğin kalınlığının ise 0.7 mm olması sağlandı. Bu ölçüler, çeşitli araştırmacılar tarafından önerilen sınırlar içerisinde (6, 7) (Resim 13 ve 14).



Resim 13: Dentin seramiği uygulanmış örneklerin toplam kalınlıklarının her yerde 1.3 mm olması sağlandı.



Resim 14: Seramik uygulanmış örnekler pirinç güdükler üzerinde

A) Baz Metal Alaşım Örnekler Üzerine Seramik Pişirilmesi:

Bu işlem için, tam otomatik Vacumat 100 (Vita-Germany) seramik fırını kullanıldı. Bu fırında kullanılan sıcaklık derece ve süreleri tablo V'te gösterilmiştir. Her metal alaşım örnek, oksidasyon işleminden sonra; 250 µm'lik alüminyum oksit ile kumlandı.

Piştirme Aşaması	İlk Sıcaklık (°C)	Piştirme Sıcaklığı (°C)	Ön Kurutma Süresi (Dakika)	Sıcaklığın Yükselme Süresi (Dakika)	Son Sıcaklıkta Piştirme Süresi (Dakika)	Vakumda Piştirme Süresi (Dakika)
Oksidasyon Piştirmesi	600	980	-	-	5	-
1. Opak	600	930	-	3	1	3
2. Opak	600	930	-	3	1	3
1. Dentin	600	930	6	6	1	6
2. Dentin	600	920	6	6	1	6
Glazür	600	930	6	3	1	-

TABLO V: Vita Vacumat 100 fırınında Vita VMK 68 seramiği için piştirme değerleri.

Örnekler üzerine VMK 68 (Vita - Germany) seramik setinden B4 opak (No:514) ve dentin (No: 546) seramiği özel likidleri ile uygulandı. Tablo V'teki değerlere uygun olarak pişirildikten sonra glazür uygulandı.

B) Titanyum Örnekler Üzerine Seramik Pişirilmesi:

Bu işlem için tam otomatik Multimat MC II (De Trey, Dentsply - Germany) seramik fırını kullanıldı. Uygulanan sıcaklık derece ve süreleri tablo VI 'da gösterilmiştir.

Piştirme Aşaması	Ön Isıtma Sıcaklığı (°C)	Piştirme Sıcaklığı (°C)	Ön Kurutma Süresi (Dakika)	Ön Isıtma Süresi (Dakika)	Piştirme Süresi (Dakika)	Vakumda Piştirme Süresi (Dakika)
Bağlama Ajanı	650	780	2	2	3	1
1. Opak	650	760	3	3	3	2
2. Opak	650	760	3	3	3	2
1. Dentin	650	750	3	3	3	2
2. Dentin	650	750	3	3	3	2
Glazür	650	740	3	3	2-4	-

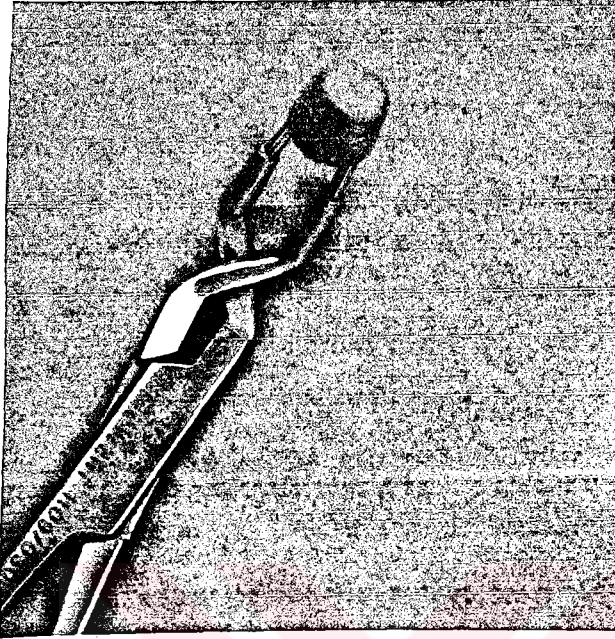
TABLO VI: Multimat MC II fırınında Ti Bond seramiğinin piştirme değerleri.

Örnekler üzerine TiBond (De Trey, Dentsply - Germany) seramik setinden bağlama ajanı, B3 opak ve dentin seramikleri uygulandı (Resim 15).

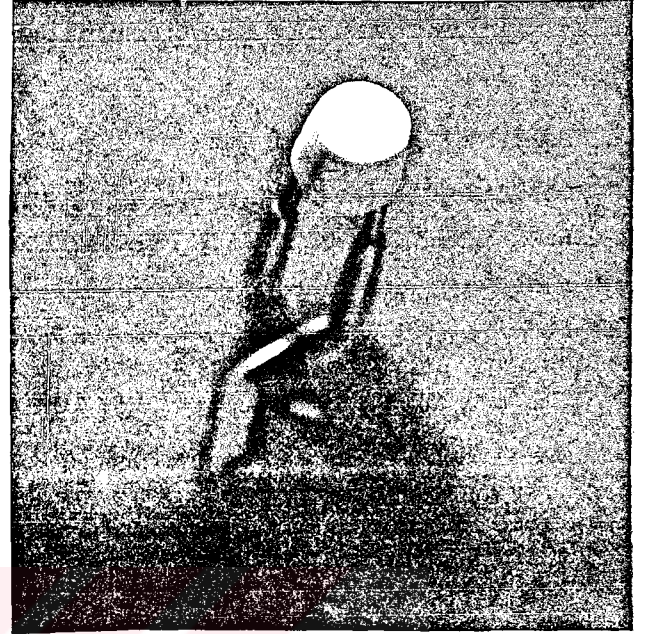


Resim 15: Ti Bond seramik setinden

Distile su ile yumuşak krema kıvamında karıştırılan bağlama ajanı, samur bir fırça ile ince bir tabaka halinde, titanyum örneklerin seramik kaplanacak yüzeylerine sürüldü ve 780^o C de pişirildi (Resim 16, 17 ve 18).



Resim 16: Seramik uygulamasına hazır titanyum örnek



Resim 17: Bağlama ajanı uygulanmış titanyum örnek

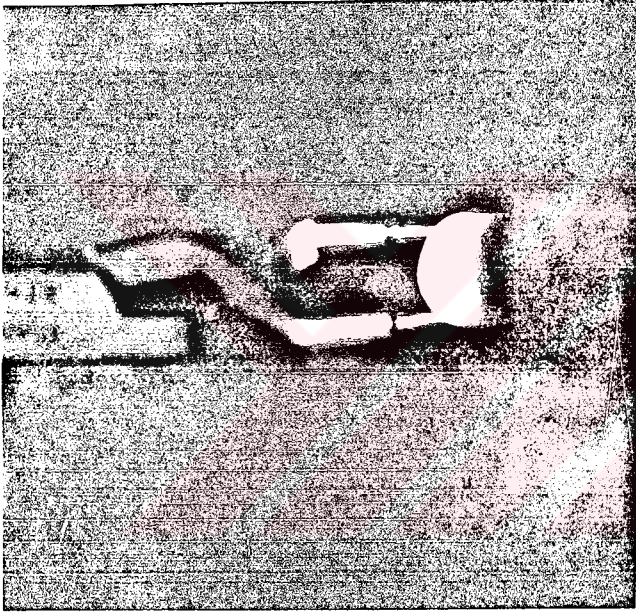


Resim 18: Bağlama ajanı pişirilmış titanyum örnek

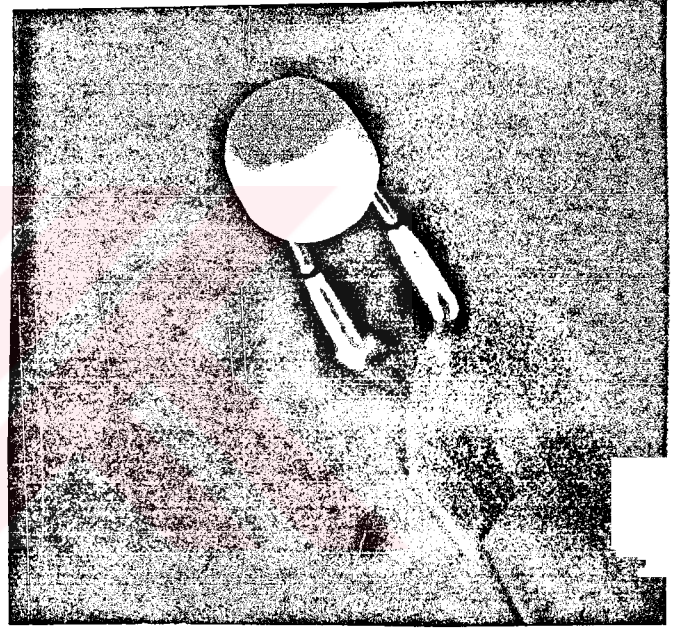
Bağlama ajanının; seramik ile titanyum arasında bağlantının oluşmasını sağlayan teknik bir işlevi vardır, metalin rengini örtmekte bir katkısı yoktur (125). Bağlama ajanı pişirilen titanyum örneklerin yüzeyi parlak ve pürüzsüzdü.

Bağlama ajanı pişirildikten sonra, Carat U modelaj likidi (De Trey, Dentsply - Germany) ile koyu krema kıvamında karıştırılan opak seramiği, ince fakat her tarafta eşit olacak şekilde örnekler üzerine sürüldü ve 760° C de pişirildi (Resim 19).

Daha sonra aynı şekilde karıştırılan dentin seramiği opak tabakası pişirilmiş örnekler üzerine iki tabaka halinde uygulandı (Resim 20) ve her uygulamadan sonra 750° C de pişirildi. Gerekli düzeltmeler yapıldıktan sonra glazür uygulandı ve vakumsuz ortamda 740° C'de pişirildi.

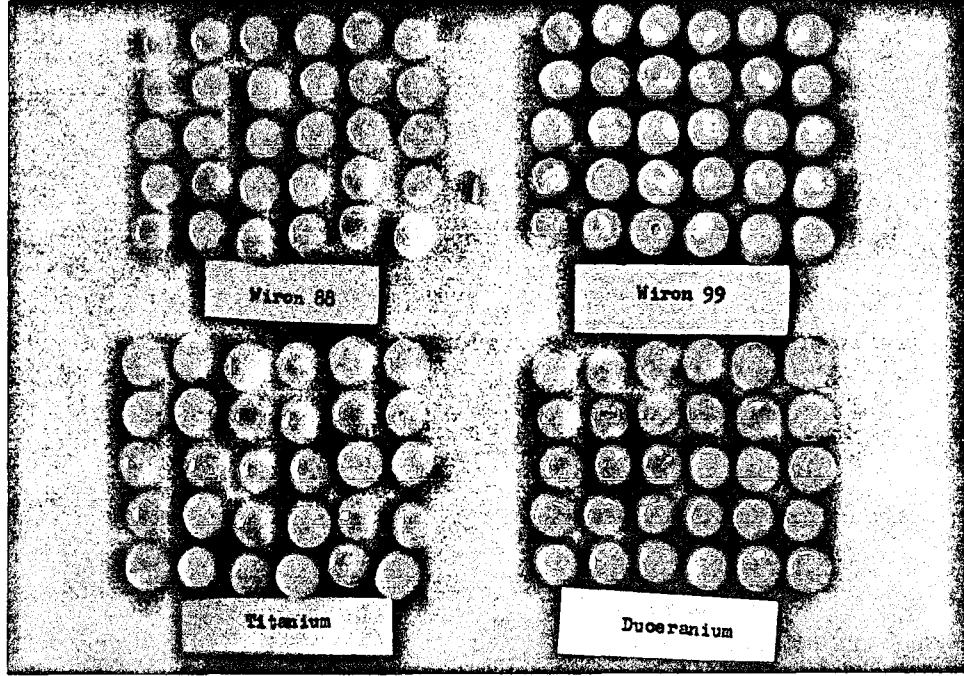


Resim 19: Opak seramiği pişirilmiş titanyum örnek



Resim 20: Dentin seramiği uygulanmış titanyum örnek

Baz metal alaşımlarından ve titanyum metalinden dökülen örnekler üzerine seramik pişirildikten sonra; bandlı örneklerde, bu kısımların polisajı özel lastiklerle yapıldı. Tam bir parlaklık sağlandıktan sonra titanyum alt yapılar; çeşitli araştırmacılarca önerildiği gibi, 10 dakika süreyle su veya başka bir maddeyle temas ettirilmedi. Böylece, yüzeyde titanyum için pasifize bir oksit tabakasının oluşması sağlandı (8, 54, 63) (Resim 21).



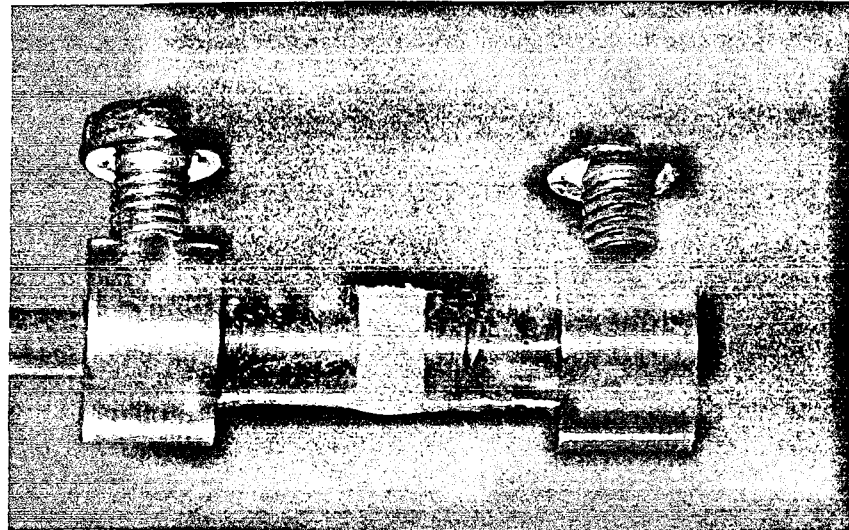
Resim 21: Kırılma testi için hazırlanan örnekler toplu halde

VII. Çekerek Makaslama Testi İçin Örnekler Seramik Uygulanması:

Bu işlem için, Yurtseven (138)'in geliştirdiği özel pirinç kalıplar kullanıldı.

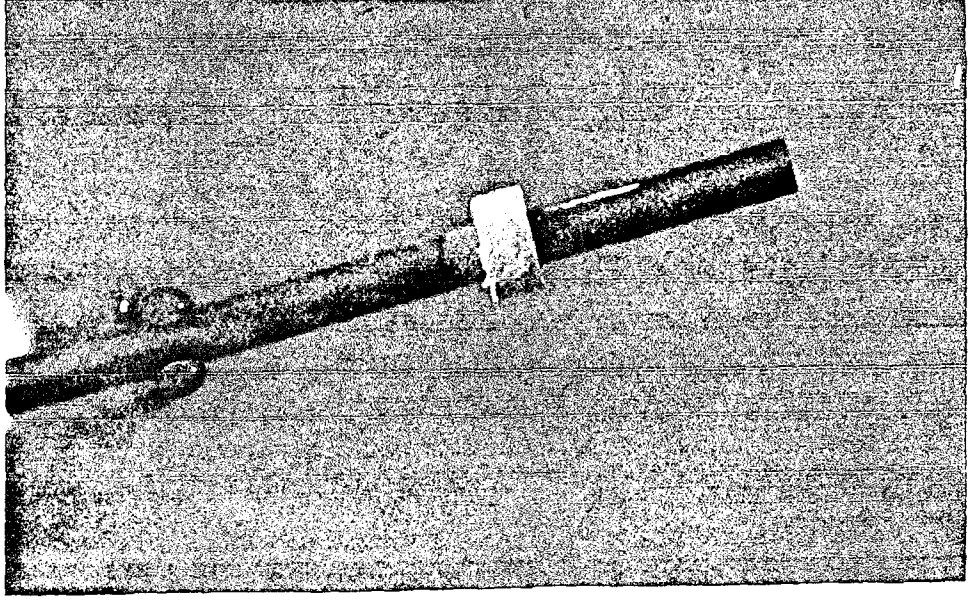
Opak seramiği uygulanması için hazırlanan iki kalıp, metal çubuk üzerinde birbirleriyle karşılıklı gelecek ve aralarında 2 - 2.5 mm'lik bir aralık kalacak şekilde vidalarla sabitlendi.

Opak seramiği özel likidi ile koyu krema kıvamında iki tabaka halinde uygulandı. Opak seramiğinin; özel kalıplar sayesinde 1 mm. kalınlıkta bir halka oluşturması sağlandı (Resim 22) .



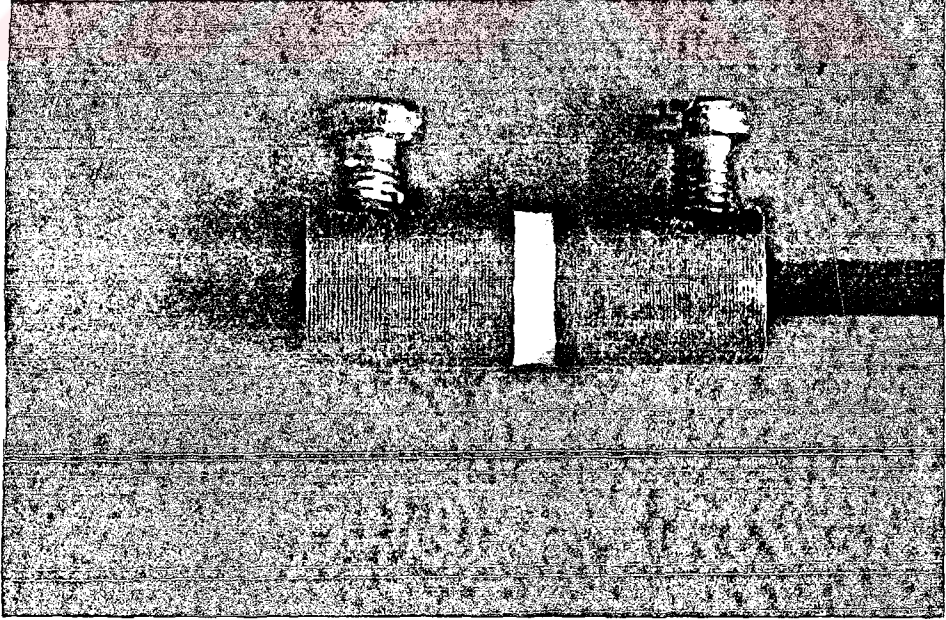
Resim 22: Özel kalıplar sayesinde opak seramiği uygulanmış örnek

Her pişirmeden önce, piriç kalıplar dikkatlice çubuklardan çıkarıldı (Resim 23)



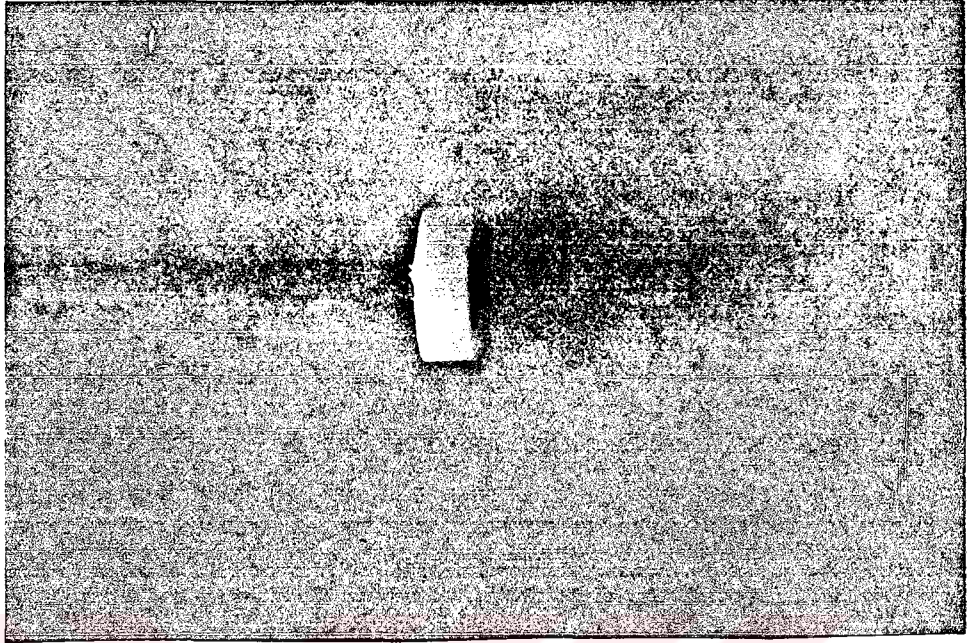
Resim 23: Opak seramiği uygulanıp kalıpları çıkarılmış örnek.

Opak seramiği pişirildikten sonra, dentin seramiğinin uygulanması için hazırlanan iki kalıp, çubuklar üzerine yerleştirildi ve vidalarla sabitlendi. Dentin seramiği fırça ile uygulanıp titreştirilerek, suyunun fazlası emici bir kağıt ile alındı (Resim 24).



Resim 24: Özel kalıplar sayesinde dentin seramiği uygulanmış örnek

Dentin seramiği için 1.5 mm.lik bir kalınlık ayarlandıktan sonra, kalıplar çubuklardan özenle çıkarıldı ve örnekler pişirildi (Resim 25) .



Resim 25: Dentin seramiği pişirilmiş örnek

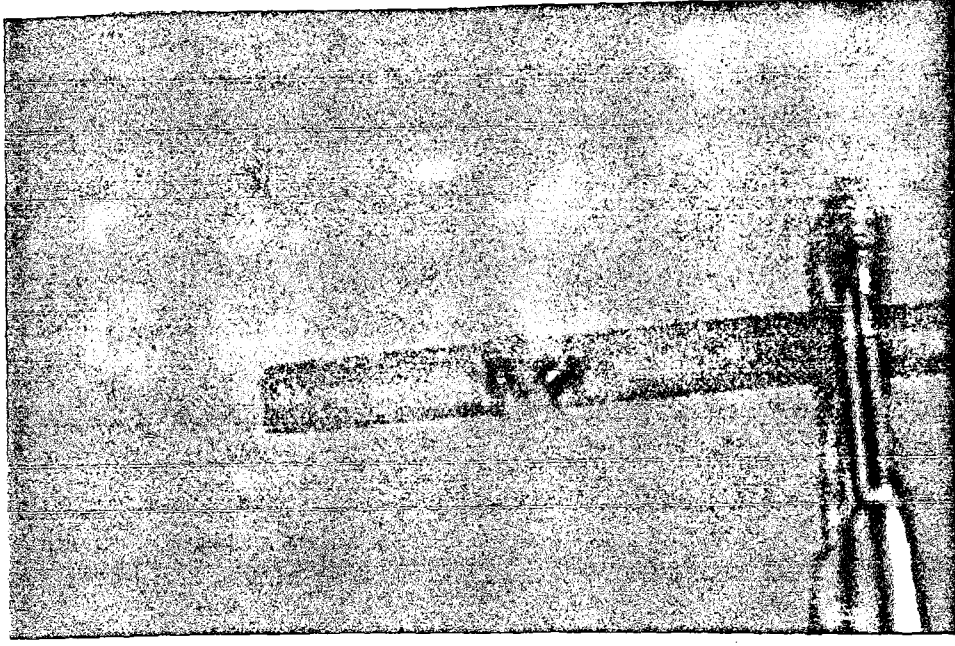
Yukarıda açıklanan tüm işlemler sırasında yeni seramik tabakası uygulanacak her örnek, akan su altında yıkandı.İnce olan yerlere gerekli eklemeler yapıldıktan sonra ikinci pişirme işlemi yapıldı. Düzensiz seramik yüzeyleri elmas möl ve möletlerle düzeltildi.

A) Baz Metal Alaşım Örnekler Üzerine Seramik Pişirilmesi:

Bu işlem için de Vacumat 100 fırını kullanıldı ve daha önce tablo V'te belirtilen değerlere uygun olarak pişirildi. Her çubuk; oksidasyon işleminden sonra 250 µm'lik alüminyum oksit ile kumlandı. Örnekler üzerine VMK 68 seramik setinden C4 opak (No:519), dentin seramiği (No:550) ve glazür özel likidleri ile uygulandı

B) Titanyum Örnekler Üzerine Seramik Pişirilmesi:

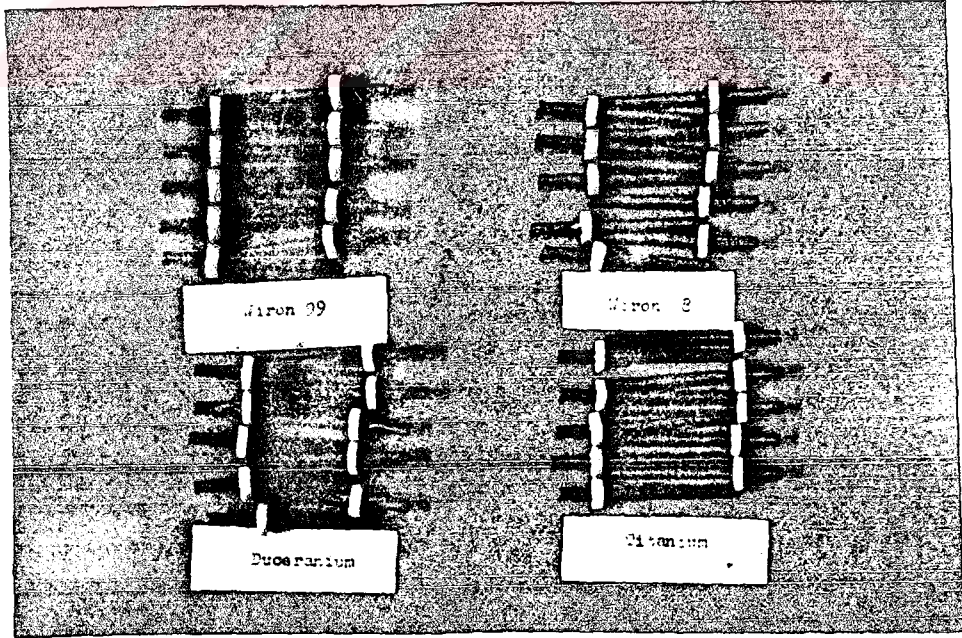
Bu işlem için de Multimat MC II fırını kullanıldı. Örnekler önce TiBond'un bağlama ajanı uygulandı (Resim 26). Daha sonra aynı setin C3 opak, dentin seramiği ve glazürü, daha önce tablo VI 'da belirtilen değerlere uygun olarak pişirildi



Resim 26: Bağlama ajanı pişirilmiş titanyum örnek

Daha sonra aynı setin C3 opak, dentin seramiği ve glazürü, daha önce tablo VI 'da belirtilen değerlere uygun olarak pişirildi

Çekerek makaslama testi için baz metal alaşımlarından ve titanyumdan hazırlanan bütün örnekler Resim 27'de görülmektedir .



Resim 27: Çekerek makaslama testi için hazırlanan örnekler toplu halde

VIII. Kırılma Testi İçin Örneklerin Instron'a Hazırlanması ve Test

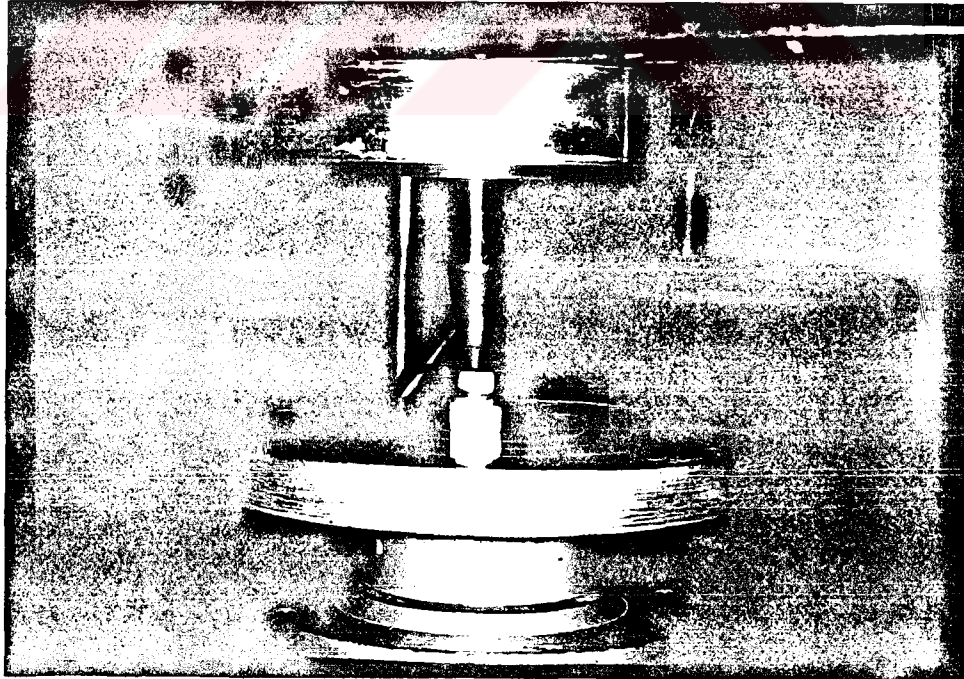
Yöntemi:

Örneklere, kırma kuvveti uygulanabilmesi için, Barghi (6) ve User (127) tarafından önerildiği gibi, kuronların içine Meliodent (Bayer - Germany) otopolimerizan akrili koyuldu. Dikey konumda, otopolimerizan akrilden taşıyıcı destekler üzerinde sabitlenen kuronlar basınçlı tencerede (Ivoclar - Liechtenstein) 6 atmosfer basınç altında 15 dakika süreyle bekletildiler.

Kırılma testleri, Dokuz Eylül Üniversitesi Makina Mühendisliği Fakültesi Uygulamalı Mekanik laboratuvarında gerçekleştirildi. Yükleme hızı, Instron 1114 Universal test aletinde 0.5 mm/ dakika olarak ayarlandı.

Yükleme sırasında, kırılmanın gerçekleştiği kuvvet değerleri Kg kuvvet (kgk) cinsinden aletin göstergesinde izlendi ve kaydedildi. Bu değerler aynı zamanda grafik kağıdına da aktarıldı. Daha sonra kırılma kuvveti değerleri, Newton (N) birimine çevrildi.

Kırılma testi sırasında örneklerin çiğneme yüzeylerinin üzerine 65 µ'luk artikülasyon kağıdı (Svedia - Sweden) yerleştirilerek, yükleme sırasında seramiğin boyanması sağlandı. Artikülasyon kağıdı ile boyanan dairenin çapı, 1/20 mm duyarlılıktaki sürgülü kumpasla ölçüldü ve kaydedildi. Böylece yükün uygulandığı alanın hesaplanması sağlandı (Resim 28).



Resim 28: Kırılma testi için hazırlanan örnek Instron test aletinde

Her örneğin kırılma basıncı değeri aşağıdaki formülden hesaplandı:

$$T = \frac{P}{A} = \frac{P}{\pi \left(\frac{R}{2}\right)^2} = \frac{P}{\frac{\pi R^2}{4}}$$

T = Kırılma basıncı (N/mm²)

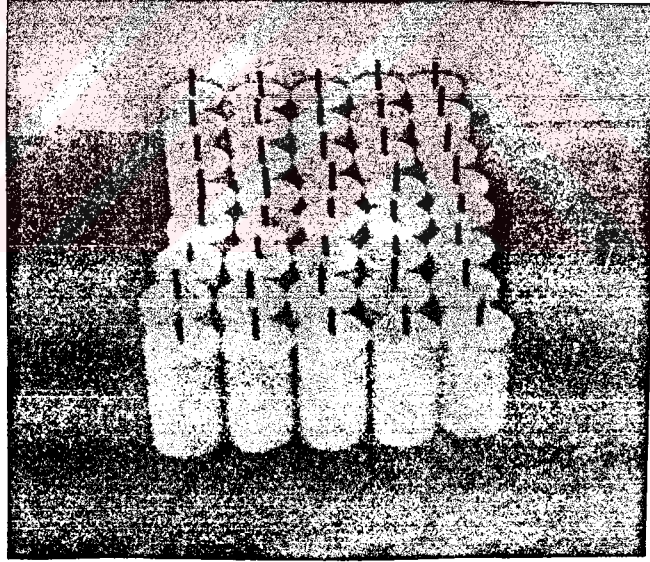
P = Kırılmanın gerçekleştiği yük değeri (N)

A = Yüklemenin yapıldığı alan (mm²)

R = Artikülasyon kağıdı ile boyanan alanın çapı (mm)

IX. Çekerek Makaslama Testi İçin Örneklerin Instron'a Hazırlanması ve Test Yöntemi:

Çekerek makaslama testi için 40 adet örnek, çeşitli araştırmacılar tarafından da önerildiği gibi, sert alçıdan hazırlanan silindirik bloklar içerisine gömüldüler (2,76). Alçı blokların hazırlanabilmesi için plastik kalıplardan yararlanıldı (Resim 29).



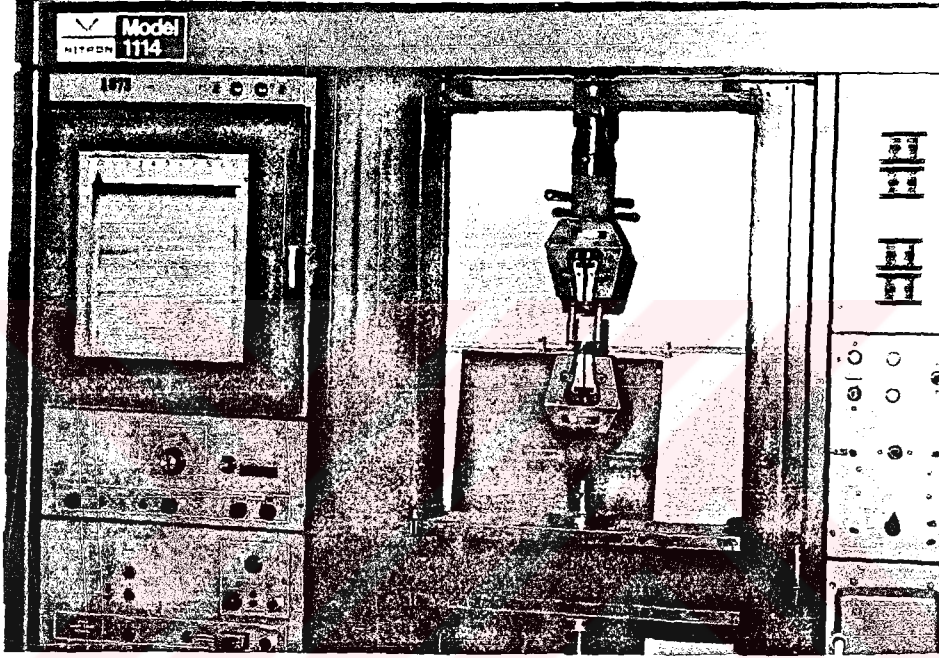
Resim 29: Çekerek makaslama testi için alçı silindirik bloklara gömülmüş örnekler

Test sırasında, alçı bloklar ile çubukların metal yüzeyleri arasındaki sürtünmenin en aza indirilebilmesi ve sadece seramik halkanın alçı içinde kalması için, seramik halka açıkta kalacak şekilde çubuklar mum ile kaplandılar. Daldırma yöntemi kullanılarak, mum kalınlığının 1 mm olması sağlandı.

Daha sonra plastik kalıp, bir paralelometrenin hareketli tablası üzerinde sabitlendi ve

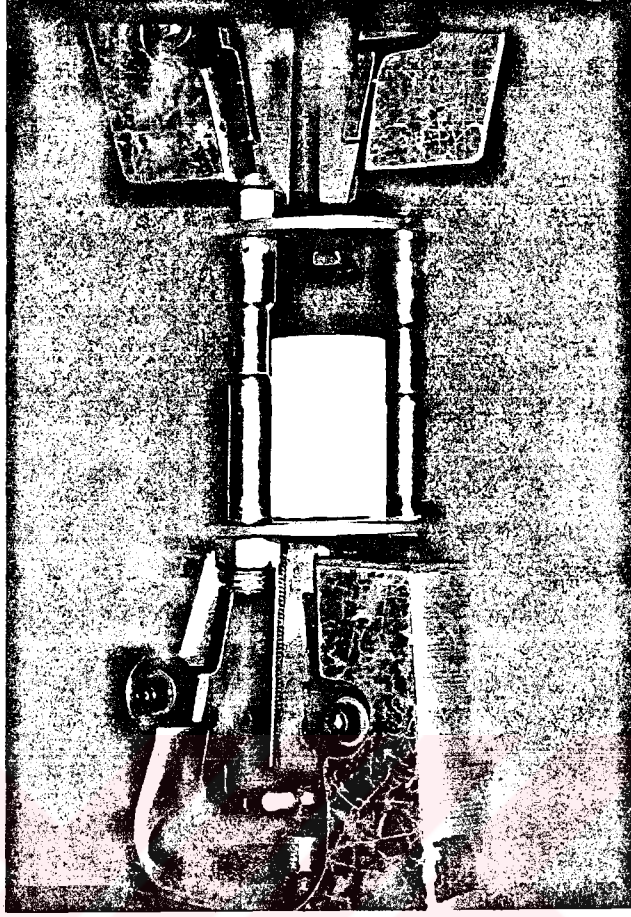
vibratör yardımıyla içerisine sert alçı (Duralit S, Degussa - Germany) döküldü. Paralelometrenin hareketli koluna sabitlenmiş olan mumlu çubuk; önceden işaretlenmiş yere kadar alçı blok içerisine gömülme üzere vidasının indirildi. Bu şekilde metal çubuğun uzun aksının, plastik kalıbın merkez aksına paralel olması sağlandı. Alçı donduktan sonra, örnek, paralelometreden çıkarıldı ve plastik kalıp bistüri ile kesildi. Bu işlemler, her örnek için tekrarlandı.

Örneklere çekerek makaslama testi uygulanması, Instron test aletinde gerçekleştirildi (Resim 30).



Resim 30: Instron test aleti.

Instron'un üst parçasına monte edilen ve özel olarak hazırlanan salıncağın içine yerleştirilen test örneklerine 0.5 mm/dakika'lık bir hızla çekme gerilimi uygulandı. Metal çubuğun seramik halkayı içeride bırakarak alçı bloktan ayrıldığı kuvvet değerleri kgk cinsinden aletin göstergesinde izlendi ve kaydedildi. Aynı zamanda grafik kağıdına da aktarılan bu değerler, daha sonra N birimine çevrildi (Resim 31).



Resim 31: Çekerek makaslama testi için hazırlanan örnek Instron test aletinde
Her örneğin bağlanma direnci değeri aşağıdaki formülden hesaplandı:

$$\partial b = \frac{P}{A} = \frac{P}{\pi \cdot d \cdot t}$$

∂b : bağlanma direnci (N/mm^2)

P : kopmanın gerçekleştiği yük değeri (N)

A : seramiğin metal çubuğa bağlandığı alan (mm^2)

d : metal çubuğun çapı

t : seramik halkanın genişliği

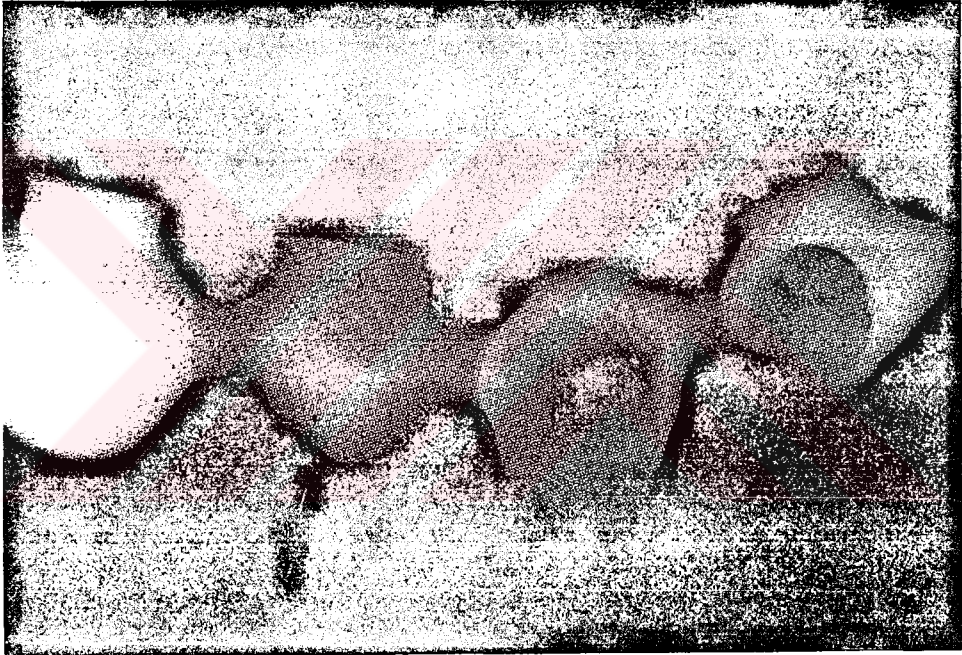
Klinik Uygulamalar:

Ege Üni. Diş Hek. Fak. Protetik Diş Tedavisi A.B.D. 'daki öğrenci kliniğimize başvuran, yaşları 28 - 42 arasında değişen iki kadın ve üç erkek bireyin, alt ve üst çenelerinin değişik bölgelerine, titanyum alt yapıli seramik kuron - köprü protezleri uygulandı.

Titanyum alt yapılı seramik kuron - köprü protezleri için yapılan diş preparasyonlarında, konvansiyonel yöntemlere göre herhangi bir değişiklik yapılmasına gerek yoktur. Hastaların hemen hepsi, uygun olmayan hijyenik koşullara sahip kuron - köprü protezlerinden şikayetçi idi. Bu restorasyonlar çıkarılarak, ağız ortalama bir hafta süreyle dinlendirildikten sonra titanyum alt yapılı seramik kuron - köprü protezleri uygulandı. Dişler daha önce prepare edilmiş olduğundan, dişlerin kole bölgesinde basamak hazırlanamadı.

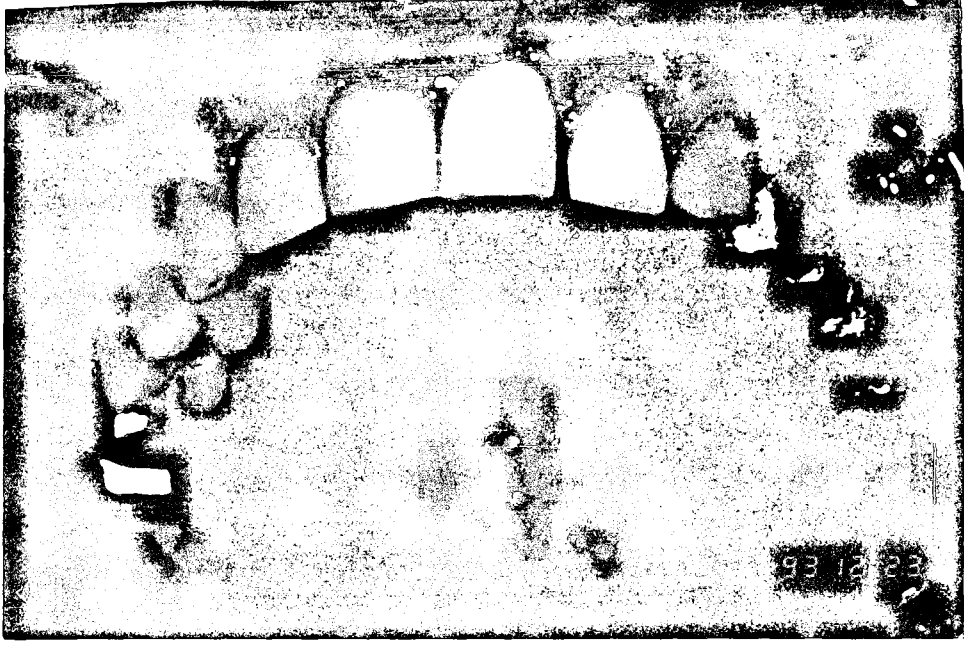
Diş preparasyonundan sonra, silikon esaslı ölçü maddeleriyle çift karıştırma yöntemi kullanılarak ölçü alındı ve restorasyonun metal alt yapısının dökümü için laboratuvara gönderildi .

Metal alt yapının ağızda uyumlandırılması aşamasında, radyografik görüntüde dökümün kalitesi değerlendirildi (Resim 32) .

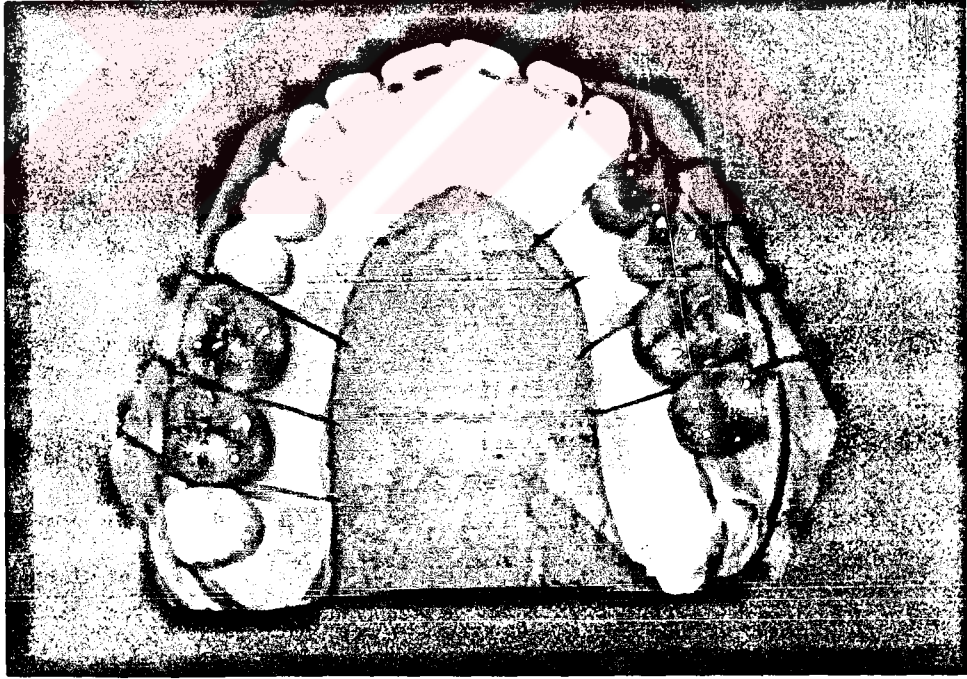


Resim 32: Titanyum metal alt yapının radyografik görüntüsü

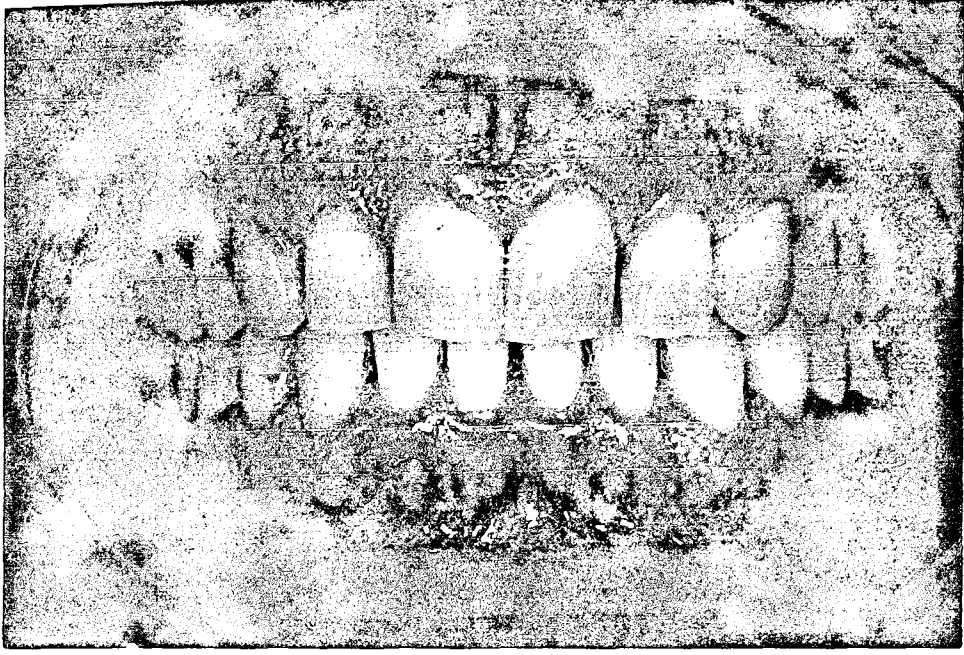
Metalin tam bir uyumu sağlandıktan sonra (Resim 33), seramik (TiBond) uygulaması için tekrar laboratuvara gönderildi (Resim 34). Seramik provası ve bitiş için gerekli tüm aşamalar tamamlandıktan sonra restorasyon simantasyona hazırlandı. Kuron - köprü protezlerinin simantasyonundan hemen sonra yapılan radyografik incelemede, restorasyonun çapa dişleri ile olan kole ve kron uyumu incelendi (Resim 35 ve 36).



Resim 33: Ağızda uyumu sağlanan metal alt yapılar.



Resim 34: Model üzerinde seramik uygulanmış restorasyonlar



Resim 35: Hastanın alt ve üst çenelerinin değişik bölgelerine uygulanmış titanyum alt yapılı seramik restorasyonlar



Resim 36: Restorasyonun simantasyondan sonra radyografik görüntüsü

BULGULAR

Titanyum ile üç değişik baz metal alaşımın seramik ile bağlantı dirençlerini karşılaştırmak için üç farklı metal alt yapı tasarımında hazırlanan 120 adet örneğe Instron test aletinde kırılma testi, ve 40 adet örneğe de çekerek makaslama testi uygulandı.

Kırılma testinde, her biri farklı alt yapı tasarımına sahip 10'ar örnekten oluşan, her bir metal için hazırlanan 30 adet örnek, üç grup halinde incelendi. Kırılma testinde, her metal grubu için örneklerin Instron test aletinde kırıdığı yük miktarı ve kırılma basıncı (yük / alan) tablo VII, VIII, IX ve X'da gösterilmiştir.

Çekerek makaslama testi için ise, her metal için 10'ar adet olmak üzere toplam 40 adet örnek hazırlandı. İncelenen her bir test örneğinin bağlantı makaslama direnci tablo XI'de gösterilmiştir.

Tablo VII, VIII, XI, X ve XI'den elde edilen sonuçlar tablo XII' de birleştirilerek, her örneğin kırma ve çekerek makaslama kuvvetleri sonucu bağlantı direnci değerlerini karşılaştırma olanağı sağlanmıştır.

Elde edilen sonuçlar E.Ü. Bilgisayar Mühendisliği Fakültesi Araştırma ve Uygulama Merkezinde istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Bu değerlendirmede "varyans analizi", "t testi" ve "LSD (Least Significant Difference) testi" uygulanmıştır.

Tablo XII'deki kırılma testi ile ilgili verilerden elde edilen genel istatistiksel değerlendirmeler, tablo XIII'te gösterilmiştir.

BASAMAKLI GÜDÜK ÜZERİNE BANDSIZ TASARIM						
	Yük Kgk	Yük N	Çap mm	Alan $\Pi R^2 / 4$	KIRILMA BASINCI	
					Kgk/mm ²	N / mm ²
1	90	882.90	2.8	6.15440	14.62	143.42
2	100	981.00	3.3	8.54865	11.69	114.67
3	115	1128.15	2.7	5.72265	20.09	197.08
4	80	784.80	2.5	4.90625	16.30	159.90
5	100	981.00	2.7	5.72265	17.47	171.38
6	105	1030.05	2.8	6.15440	17.06	167.35
7	90	882.90	2.7	5.72265	15.72	154.21
8	100	981.00	2.5	4.90625	20.38	199.92
9	110	1079.10	2.7	5.72265	19.22	188.54
10	100	981.00	2.5	4.90625	20.38	199.92
BASAMAKLI GÜDÜK ÜZERİNE BANDLI TASARIM						
	Yük Kgk	Yük N	Çap mm	Alan $\Pi R^2 / 4$	KIRILMA BASINCI	
					Kgk/mm ²	N / mm ²
1	100	981.00	3.2	8.03840	12.44	122.03
2	150	1471.5	4.1	13.19585	11.36	111.44
3	140	1373.40	3.8	11.33540	12.35	121.15
4	140	1373.40	3.8	11.33540	12.35	121.15
5	160	1569.60	3.6	10.17360	15.72	154.21
6	150	1471.50	3.0	7.06500	21.23	208.26
7	180	1765.80	4.1	13.19585	13.64	133.80
8	130	1275.30	2.9	6.60185	19.69	193.15
9	135	1324.35	3.3	8.54865	15.79	154.89
10	140	1373.40	3.9	11.93985	11.72	114.97
BASAMAKSIZ GÜDÜK ÜZERİNE BANDSIZ TASARIM						
	Yük Kgk	Yük N	Çap mm	Alan $\Pi R^2 / 4$	KIRILMA BASINCI	
					Kgk/mm ²	N / mm ²
1	120	1177.20	3.4	9.07460	13.22	129.68
2	105	1030.05	3.3	8.54865	12.28	120.46
3	104	1020.24	3.1	7.54385	13.78	135.18
4	135	1324.35	2.4	4.52160	29.85	292.82
5	150	1471.50	3.4	9.07460	16.52	162.06
6	130	1275.30	3.4	9.07460	14.32	140.47
7	110	1079.10	3.2	8.03840	13.68	134.20
8	200	1962.00	2.7	5.72265	34.94	342.76
9	120	1177.20	2.7	5.72265	20.96	205.61
10	120	1177.20	3.2	8.03840	14.92	146.36

TABLO VII: Kırılma testinde WIRON 88 metal alaşımı ve VITA VMK 68 seramiğinin kırılma değerleri

BASAMAKLI GÜDÜK ÜZERİNE BANDSIZ TASARIM						
	Yük Kgk	Yük N	Çap mm	Alan $\Pi R^2 / 4$	KIRILMA BASINCI	
					Kgk/mm ²	N / mm ²
1	110	1079.10	2.8	6.15440	17.87	175.30
2	84	824.04	3.0	7.06500	11.88	116.54
3	110	1079.10	2.9	6.60185	16.66	163.43
4	80	784.80	2.8	6.15440	12.99	127.43
5	95	931.95	2.7	5.72265	16.60	162.84
6	100	981.00	2.7	5.72265	17.47	171.38
7	120	1177.20	3.1	7.54385	15.90	155.97
8	100	981.00	2.9	6.60185	15.14	148.52
9	90	882.90	2.5	4.90625	18.34	179.91
10	105	1030.05	2.6	5.30660	19.78	194.04
BASAMAKLI GÜDÜK ÜZERİNE BANDLI TASARIM						
	Yük Kgk	Yük N	Çap mm	Alan $\Pi R^2 / 4$	KIRILMA BASINCI	
					Kgk/mm ²	N / mm ²
1	110	1079.10	3.1	7.54385	14.58	143.02
2	100	981.00	2.6	5.30660	18.84	184.82
3	120	1177.20	3.1	7.54385	15.90	155.97
4	158	1549.98	3.3	8.54865	18.48	181.28
5	126	1236.06	2.9	6.60185	19.08	187.17
6	140	1373.40	3.4	9.07460	15.42	151.27
7	130	1275.30	3.4	9.07460	14.32	140.47
8	140	1373.40	3.5	9.61625	14.55	142.73
9	180	1765.80	3.3	8.54865	21.05	206.50
10	90	882.90	3.0	7.06500	12.73	124.88
BASAMAKSIZ GÜDÜK ÜZERİNE BANDSIZ TASARIM						
	Yük Kgk	Yük N	Çap mm	Alan $\Pi R^2 / 4$	KIRILMA BASINCI	
					Kgk/mm ²	N / mm ²
1	110	1079.10	2.4	4.52160	24.32	238.57
2	135	1324.35	2.8	6.15440	21.93	215.13
3	140	1373.40	3.0	7.06500	19.81	194.33
4	160	1569.60	3.5	9.61625	16.63	163.14
5	174	1706.94	2.9	6.60185	26.35	258.49
6	168	1648.08	2.4	4.52160	37.15	364.44
7	120	1177.20	2.9	6.60185	18.17	178.24
8	162	1589.22	3.5	9.61625	16.84	165.20
9	160	1569.60	3.2	8.03840	19.90	195.21
10	184	1805.04	3.4	9.07460	20.27	198.84

TABLO VIII: Kırılma testinde WIRON 99 metal alaşımı ve VİTA VMK 68 seramiğinin kırılma değerleri

BASAMAKLI GÜDÜK ÜZERİNE BANDSIZ TASARIM						
	Yük Kgk	Yük N	Çap mm	Alan $\Pi R^2 / 4$	KIRILMA BASINCI	
					Kgk/mm ²	N / mm ²
1	148	1451.88	3.2	8.03840	18.41	180.60
2	215	2109.15	3.6	10.1736	21.13	207.28
3	128	1255.68	3.5	9.61625	13.31	130.57
4	110	1079.10	3.2	8.03840	13.68	134.20
5	92	902.52	3.0	7.06500	13.02	127.72
6	170	1667.70	3.4	9.07460	18.73	183.74
7	142	1393.02	4.1	13.19585	10.76	105.55
8	100	981.00	3.1	7.54385	13.25	129.98
9	210	2060.10	3.2	8.03840	26.12	256.23
10	120	1177.20	3.6	10.17360	11.79	115.65
BASAMAKLI GÜDÜK ÜZERİNE BANDLI TASARIM						
	Yük Kgk	Yük N	Çap mm	Alan $\Pi R^2 / 4$	KIRILMA BASINCI	
					Kgk/mm ²	N / mm ²
1	140	1373.40	3.6	10.17360	13.76	134.98
2	110	1079.10	3.2	8.03840	13.68	134.20
3	126	1236.06	2.8	6.15440	20.47	200.81
4	160	1569.60	4.0	12.56000	12.73	124.88
5	120	1177.20	3.1	7.54385	15.90	155.97
6	90	882.90	3.3	8.54865	10.52	103.20
7	110	1079.10	2.5	4.90625	22.42	219.94
8	118	1157.58	2.8	6.15440	19.17	188.05
9	140	1373.40	3.6	10.17360	13.76	134.98
10	100	981.00	3.3	8.54865	11.69	114.67
BASAMAKSIZ GÜDÜK ÜZERİNE BANDSIZ TASARIM						
	Yük Kgk	Yük N	Çap mm	Alan $\Pi R^2 / 4$	KIRILMA BASINCI	
					Kgk/mm ²	N / mm ²
1	112	1098.72	2.8	6.15440	18.19	178.44
2	240	2354.40	3.4	9.07460	26.44	259.37
3	230	2256.30	3.2	8.03840	28.61	280.66
4	118	1157.58	2.9	6.60185	17.87	175.30
5	215	2109.15	3.3	8.54865	25.15	246.72
6	120	1177.20	2.4	4.52160	26.53	260.25
7	210	2060.10	2.9	6.60185	31.80	311.95
8	200	1962.00	3.0	7.06500	28.30	277.62
9	270	2648.70	3.1	7.54385	35.79	351.09
10	245	2403.45	2.9	6.60185	37.11	364.04

TABLO IX: Kırılma testinde DUCERANIUM - U metal alaşımı ve VİTA VMK 68 seramiğinin kırılma değerleri

BASAMAKLI GÜDÜK ÜZERİNE BANDSIZ TASARIM						
	Yük Kgk	Yük N	Çap mm	Alan $\Pi R^2 / 4$	KIRILMA BASINCI	
					Kgk/mm ²	N / mm ²
1	107	1049.67	3.4	9.07460	11.79	115.67
2	103	1010.43	3.3	8.54865	12.05	118.20
3	102	1000.62	2.7	5.72265	17.82	174.85
4	95	931.950	3.3	8.54865	11.11	109.01
5	85	833.85	3.2	8.03840	10.57	103.73
6	80	784.80	2.4	4.52160	17.69	173.50
7	82	804.42	3.5	9.61625	8.53	83.63
8	88	863.28	2.7	5.72265	15.37	150.85
9	85	833.85	3.4	9.07460	9.37	91.88
10	80	784.80	2.4	4.52160	17.69	173.50
BASAMAKLI GÜDÜK ÜZERİNE BANDLI TASARIM						
	Yük Kgk	Yük N	Çap mm	Alan $\Pi R^2 / 4$	KIRILMA BASINCI	
					Kgk/mm ²	N / mm ²
1	92	902.52	2.7	5.72265	16.07	157.71
2	90	882.90	3.0	7.06500	12.73	124.97
3	98	961.38	3.1	7.54385	12.99	127.43
4	98	961.38	2.7	5.72265	17.12	167.99
5	95	931.95	3.1	7.54385	12.59	123.54
6	100	981.00	3.0	7.06500	14.15	138.85
7	85	833.85	2.7	5.72265	14.85	145.71
8	105	1030.05	3.0	7.06500	14.86	145.79
9	80	784.80	2.7	5.72265	13.97	137.14
10	90	882.90	2.4	4.52160	19.90	195.26
BASAMAKSIZ GÜDÜK ÜZERİNE BANDSIZ TASARIM						
	Yük Kgk	Yük N	Çap mm	Alan $\Pi R^2 / 4$	KIRILMA BASINCI	
					Kgk/mm ²	N / mm ²
1	105	1030.05	3.0	7.06500	14.86	145.80
2	90	882.90	2.7	5.72265	15.72	154.28
3	95	931.95	2.7	5.72265	16.60	162.85
4	95	931.95	3.0	7.06500	13.44	131.91
5	85	833.85	2.4	4.52160	18.79	184.41
6	105	1030.05	3.2	8.03840	13.06	128.14
7	98	961.38	3.0	7.06500	13.87	136.08
8	98	961.38	3.1	7.54385	12.99	127.44
9	90	882.90	2.4	4.52160	19.90	195.26
10	92	902.52	2.4	4.52160	20.34	199.60

TABLO X: Kırılma testinde TİTANYUM metali ve Tİ BOND seramiğinin kırılma değerleri

WIRON 88	Yük Kgk	Metal Çapı mm	Seramik Genişliği mm	Bağlanma Alanı mm ²	BAĞLANTI MAKASLAMA DİRENĐİ		
					Kgk/mm ²	N / mm ²	
1		170	2.20	2.10	14.50	11.72	114.97
2		155	2.25	2.50	17.66	8.77	86.03
3		160	2.25	2.50	17.66	9.06	88.87
4		245	2.25	2.50	17.66	13.87	136.06
5		250	2.15	2.50	16.87	14.81	145.28
6		175	2.30	2.50	18.05	9.89	95.05
7		225	2.15	2.50	16.87	13.33	130.76
8		145	2.20	2.25	15.54	9.33	91.52
9		145	2.15	2.40	16.20	8.95	87.79
10		150	2.20	2.40	16.57	9.05	88.78
WIRON 99	Kgk	mm	mm	mm ²	Kgk/mm ²	N/mm ²	
1		120	2.20	2.00	13.81	8.68	85.15
2		120	2.15	2.00	13.50	8.88	87.11
3		180	2.20	2.00	13.81	13.03	127.82
4		170	2.15	2.25	15.18	11.19	109.77
5		125	2.20	2.00	13.81	9.05	88.78
6		98	2.15	2.00	13.50	7.25	71.12
7		170	2.15	2.10	14.17	11.99	117.62
8		155	2.20	2.15	14.85	10.43	102.31
9		160	2.15	2.00	13.50	11.85	116.24
10		200	2.20	2.50	17.27	11.58	113.59
DUCERANIUM-U	Kgk	mm	mm	mm ²	Kgk/mm ²	N/mm ²	
1		124	2.25	2.00	14.13	8.77	86.03
2		150	2.25	2.35	16.60	9.03	88.58
3		108	2.25	2.00	14.13	7.64	74.94
4		120	2.30	2.05	14.80	8.10	79.46
5		160	2.30	2.15	15.52	10.30	101.04
6		176	2.30	2.00	14.44	12.18	119.48
7		182	2.35	2.05	15.12	12.03	118.01
8		205	2.30	2.30	16.61	12.34	121.05
9		155	2.35	2.00	14.75	10.50	103.00
10		155	2.40	2.00	15.07	10.28	100.84
TİTANYUM	Kgk	mm	mm	mm ²	Kgk/mm ²	N/mm ²	
1		120	2.35	2.20	16.23	7.39	72.49
2		145	2.30	2.05	14.80	9.79	96.03
3		122	2.20	2.30	15.88	7.68	75.34
4		120	2.20	2.15	14.85	8.08	79.26
5		140	2.15	2.35	15.86	8.82	86.52
6		100	2.30	2.00	14.44	6.92	67.88
7		140	2.15	2.45	16.53	8.46	82.99
8		120	2.15	2.05	13.83	8.67	85.05
9		164	2.30	2.50	18.05	9.08	89.07
10		142	2.20	2.50	17.27	8.22	80.63

TABLO XI: Çekerek makaslama testinde dört değişik metalin seramikle bağlantı direnci değerleri

WIRON 88								WIRON 99							
KIRILMA TESTİ							Çekerek Makaslama Testi	KIRILMA TESTİ							Çekerek Makaslama Testi
TASARIM 1		TASARIM 2		TASARIM 3				TASARIM 1		TASARIM 2		TASARIM 3			
	Basınç (N / mm ²)	Yük (N)	Basınç (N / mm ²)	Yük (N)	Basınç (N / mm ²)	Yük (N)	Bağlantı Direnci (N / mm ²)		Basınç (N / mm ²)	Yük (N)	Basınç (N / mm ²)	Yük (N)	Basınç (N / mm ²)	Yük (N)	Bağlantı Direnci (N / mm ²)
1	143.42	882.90	122.03	981.00	129.68	1172.20	114.97	1	175.30	1079.10	143.20	1079.10	238.57	1079.10	85.15
2	114.67	981.00	111.44	1471.50	120.46	1030.05	86.03	2	116.54	824.40	184.82	981.00	215.13	1324.35	87.11
3	197.08	1128.15	121.15	1373.40	135.18	1020.24	88.87	3	163.43	1079.10	155.97	1177.20	194.33	1373.40	127.82
4	159.90	784.80	121.15	1373.40	292.82	1324.35	136.06	4	127.43	784.80	181.28	1549.98	163.14	1569.60	109.77
5	171.38	981.00	154.21	1569.60	162.06	1471.50	145.28	5	162.84	931.95	187.17	1236.06	258.49	1706.94	88.78
6	167.35	1030.05	208.26	1471.50	140.47	1275.30	95.05	6	171.38	98.100	151.27	1373.40	364.44	1648.08	71.12
7	154.21	882.90	138.80	1765.80	134.20	1079.10	130.76	7	155.97	1177.20	140.47	1275.30	178.24	1177.20	117.62
8	199.92	981.00	193.15	1275.30	342.76	1962.00	91.52	8	148.52	981.00	142.73	1373.40	165.20	1589.22	102.31
9	188.54	1079.10	154.89	1324.35	205.61	1177.20	87.79	9	179.91	882.90	206.50	1765.80	195.21	1569.60	116.24
10	199.92	981.00	114.97	1373.40	146.36	1177.20	88.78	10	194.04	1030.05	124.88	882.90	198.84	1805.04	113.59
DUCERANIUM - U								TİTANYUM							
KIRILMA TESTİ							Çekerek Makaslama Testi	KIRILMA TESTİ							Çekerek Makaslama Testi
TASARIM 1		TASARIM 2		TASARIM 3				TASARIM 1		TASARIM 2		TASARIM 3			
	Basınç (N / mm ²)	Yük (N)	Basınç (N / mm ²)	Yük (N)	Basınç (N / mm ²)	Yük (N)	Bağlantı Direnci (N / mm ²)		Basınç (N / mm ²)	Yük (N)	Basınç (N / mm ²)	Yük (N)	Basınç (N / mm ²)	Yük (N)	Bağlantı Direnci (N / mm ²)
1	180.60	1451.88	134.98	1373.40	178.44	1098.72	86.03	1	115.67	1049.67	157.71	902.52	145.80	1030.05	72.49
2	207.28	2109.15	134.20	1079.10	259.37	2354.40	88.58	2	118.20	1010.43	124.97	882.90	154.28	882.90	96.03
3	130.57	1255.68	200.81	1236.06	280.66	2256.30	74.94	3	174.85	1000.62	127.43	961.38	162.85	931.95	75.34
4	134.20	1079.10	124.88	1569.60	175.30	1157.58	79.46	4	109.01	931.95	167.99	961.38	131.91	931.95	79.26
5	127.72	902.52	155.97	1177.20	246.72	2109.15	101.04	5	103.73	833.85	123.54	931.95	184.41	833.85	86.52
6	183.74	1667.70	103.20	882.90	260.25	1177.20	119.48	6	173.50	784.80	138.85	981.00	128.14	1030.05	67.88
7	105.55	1393.02	219.94	1079.10	311.95	2060.10	118.01	7	83.65	804.42	145.71	833.85	136.08	961.38	82.99
8	129.98	981.00	188.05	1157.58	277.62	1962.00	121.05	8	150.85	863.28	145.79	130.05	127.44	961.38	85.05
9	256.23	2060.10	134.98	1373.40	351.09	2648.70	103.00	9	91.88	833.85	137.14	784.80	195.26	882.9	89.07
10	115.65	1177.20	114.67	981.00	364.04	2403.45	100.84	10	173.50	784.80	195.26	882.90	199.60	902.52	80.63

TABLO XII: Kırılma ve çekerek makaslama testlerinde Wiron 88, Wiron 99, Duceranium-U ve Titanyum metallerinin seramikle bağlantı direnci değerleri.
Tasarım 1: Basamaklı güdük üzerine bandsız metal alt yapı tasarımı.
Tasarım 2: Basamaklı güdük üzerine bandlı metal alt yapı tasarımı.
Tasarım 3: Basamaksız güdük üzerine bandsız metal alt yapı tasarımı.

	TASARIM 1		TASARIM 2		TASARIM 3	
	Kırılma Basıncının Ortalama Değeri (N/mm ²)	Kırılma Kuvvetinin Ortalama Değeri (N)	Kırılma Basıncının Ortalama Değeri (N/mm ²)	Kırılma Kuvvetinin Ortalama Değeri (N)	Kırılma Basıncının Ortalama Değeri (N/mm ²)	Kırılma Kuvvetinin Ortalama Değeri (N)
WIRON 88	169.6	971.2	144.0	1400.6	181.0	1268.9
WIRON 99	159.5	975.1	161.8	1269.4	217.2	1484.3
DUCERANIUM-U	157.2	1408.0	151.2	1190.9	270.5	1923.0
TİTANYUM	129.4	889.7	146.1	915.2	156.5	934.8

TABLO XIII: Kırılma testinde, Wiron 88, Wiron 99, Duceranium-U ve Titanyum metallerinin, üç farklı metal alt yapı tasarımına göre kırılma basıncı ve kırılma kuvveti ortalama değerleri.
Tasarım 1: Basamaklı güdük üzerine bandsız metal alt yapı tasarımı.
Tasarım 2: Basamaklı güdük üzerine bandlı metal alt yapı tasarımı.
Tasarım 3: Basamaksız güdük üzerine bandsız metal alt yapı tasarımı.

bakılmadan, her metal için toplam 40 örnekte hesap edilen kırılma kuvveti ve basıncı ortalama değerleri tablo XIV'de gösterilmiştir.

	Kırılma Basıncı Ortalama Değeri (N/mm ²)	Kırılma Kuvveti Ortalama Değeri (N)
WIRON 88	164.9	1214
WIRON 99	179.5	1243
DUCERANIUM-U	192.0	1507
TİTANYUM	144.0	913

TABLO XIV: Kırılma testinde tasarım farkına bakılmadan her metal-seramik sistemi için hesap edilen kırılma kuvveti ve basıncının ortalama değerleri.

Tablo XIV' teki veriler değerlendirilerek yapılan istatistiksel analiz sonucunda Wiron 88, Wiron 99, Duceranium - U ve titanyum metallerinin kırılma kuvveti grup ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < 0.05$). Yapılan LSD testlerinin sonuçları tablo XV'tedir.

Metal grupları için verilen kod isimleri tablo IV'de daha önce belirtilmiştir.

Karşılaştırma	Kırılma Kuvveti Farklılıkları (N)	Belirginlik
W 99 - W 88	1243 - 1214	Fark yoktur
DUC - W 88	1507 - 1214	Fark vardır ($p < 0.05$)
W 88 - Tİ	1214 - 913	Fark vardır ($p < 0.05$)
W 99 - Tİ	1243 - 913	Fark vardır ($p < 0.05$)
DUC - Tİ	1507 - 913	Fark vardır ($p < 0.05$)

TABLO XV : Metallerin seramikle kırılma kuvveti ortalama değerlerinin LSD testi ile karşılaştırılması.

Tasarım farkına bakılmaksızın, dört farklı metalden yapılan metal destekli seramik kuronların kırılma kuvveti ortalama değerleri değerlendirildiğinde, Duceranium - U metal alaşımından hazırlanan seramometal restorasyonların en yüksek değerlere sahip olduğu görülmektedir. Bu grubu, kırılma kuvveti ortalama değerleri birbirine yakın olan Wiron 88 ve Wiron 99 metal alaşımlarından hazırlanan örnekler izlemektedir. Bu grubun, Duceranium - U grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0.05$). Titan-seramik restorasyonlar daha düşük değerlere sahiptir ve baz metal alaşımlarından hazırlanan örneklerle aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0.05$).

Kullanılan metal farkına bakılmaksızın, üç değişik metal alt yapı tasarımındaki kırılma kuvveti ortalama değerleri tablo XVI'da gösterilmiştir. Tablo XVII'de, kullanılan LSD testi sonucunda, tasarım grup ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu gözlenmektedir ($p < 0.05$).

	Kırılma Kuvveti Ortalama Değeri (N)
TASARIM 1	1061
TASARIM 2	1194
TASARIM 3	1402

TABLO XVI: Kırılma testinde metal farkına bakılmadan, üç farklı metal alt yapı tasarımında

hazırlanan metal destekli seramik kuronların kırılma kuvveti ortalama değerleri .

Tasarım 1: Basamaklı güdük üzerine bandsız metal alt yapı tasarımı.

Tasarım 2: Basamaklı güdük üzerine bandlı metal alt yapı tasarımı.

Tasarım 3: Basamaksız güdük üzerine bandsız metal alt yapı tasarımı.

Karşılaştırma	Kırılma Kuvveti Farklılıkları (N)	Belirginlik
Tasarım 1-Tasarım 2	1061-1194	Fark vardır (p<0.05)
Tasarım 1-Tasarım 3	1061-1402	Fark vardır (p<0.05)
Tasarım 2-Tasarım 3	1194-1402	Fark vardır (p<0.05)

TABLO XVII: Kırılma testinde metal farkına bakılmadan , üç farklı metal alt yapı tasarımında hazırlanan metal destekli seramik kuronların kırılma kuvveti ortalama değerlerinin LSD testi ile karşılaştırılması.

Tasarım 1: Basamaklı güdük üzerine bandsız metal alt yapı tasarımı.

Tasarım 2: Basamaklı güdük üzerine bandlı metal alt yapı tasarımı.

Tasarım 3: Basamaksız güdük üzerine bandsız metal alt yapı tasarımı.

Tablo XVI ve XVII'de izlendiği gibi, basamaksız güdük üzerine bandsız olarak hazırlanan tasarımlarda, kırılma kuvveti ortalama değerlerinin, diğer tasarımlardakine göre daha yüksek olduğu; bunu sırasıyla basamaklı güdük üzerine bandlı metal alt yapı tasarımı değerlerinin ve en son da basamaklı güdük üzerine bandsız metal alt yapı tasarımı değerlerinin izlediği görülmektedir.

Tablo XII'deki çekerek makaslama testi ile ilgili verilerden elde edilen genel istatistiksel analiz sonuçları tablo XVIII'de gösterilmiştir.

	Bağlantı Direnci Ortalama Değeri (N/mm ²)
WIRON 88	106.5
WIRON 99	101.9
DUCERANIUM-U	99.2
TİTANYUM	81.5

TABLO XVIII: Çekerek makaslama testinde, metal - seramik bağlantı direnci ortalama değerleri.

Tablo XIX, tablo XVIII'deki verilerin değerlendirilmesi sonucunda, dört değişik metalin oluşturduğu gruplar arası değerlerin birbirleriyle olan farklılıklarının varyans analizi ile karşılaştırılmasıyla elde edilmiştir.

Karşılaştırma	Bağlantı Direnci Farklılıkları (N/mm ²)	Belirginlik
W 99-Tİ -DUC	101.9-81.5-99.2	Fark yoktur
W 99-DUC-W 88	101.9-99.2-106.5	Fark yoktur
Tİ - W 88	81.5 - 106.5	Fark vardır (p<0.05)

TABLO XIX: Çekerek makaslama testinde, dört metalin seramikle olan bağlantı direnci ortalama değerlerinin varyans analizi ile karşılaştırılması.

Tablo XX'de, çekerek makaslama testinde örneklerin bağlantı direnci ortalama değerleri LSD testi kullanılarak ikili olarak karşılaştırılmıştır.

Karşılaştırma	Bağlantı Direnci Farklılıkları (N/mm ²)	Belirginlik
W 99-Tİ	101.9-81.5	Fark vardır (p<0.05)
W 99-DUC	101.9-99.2	Fark yoktur
W 88 - W 99	106.5 - 101.9	Fark yoktur
DUC - Tİ	99.2 - 81.5	Fark vardır (p<0.05)
W 88 - Tİ	106.5 - 81.5	Fark vardır (p<0.05)

TABLO XX: Çekerek makaslama testinde, bağlantı direnci ortalama değerlerinin LSD testi ile karşılaştırılması.

Her metal - seramik sisteminin kırma ve çekerek makaslama kuvvetleri karşısındaki bağlantı direnci ortalama değerleri t testi kullanılarak tablo XXI'de karşılaştırılmıştır.

	Karşılaştırma		Belirginlik
	Kırılma Testi	Çekerek Makaslama Testi	
	Bağlantı Direnci (N/mm ²)	Bağlantı Direnci (N/mm ²)	
WIRON 88	164.9	106.5	Fark vardır (p<0.01)
WIRON 99	179.5	101.9	Fark vardır (p<0.01)
DUCERANİUM-U	244.3	99.2	Fark vardır (p<0.01)
TİTANYUM	144	81.5	Fark vardır (p<0.01)

TABLO XXI: Her metal - seramik sisteminin kırma ve çekerek makaslama kuvvetleri karşısındaki bağlantı direnci ortalama değerlerinin t testi ile karşılaştırılması.

Tablo XXI'de görüldüğü gibi, her metal - seramik sisteminin kırma ve çekerek makaslama kuvvetleri karşısındaki bağlantı direnci ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak çok anlamlı bir fark vardır (p< 0.01). Dental seramik basma gerilimlerine çok daha dirençlidir.

Klinik Bulgular:

Titanyum alt yapı seramik kuron - köprü protezleri uyguladığımız beş adet hastanın hemen hepsinin, üç aylık ve bir yıllık kontrollerinde; uygulanan restorasyonlardan memnun oldukları öğrenildi. Bizim klinik incelememizde de, restorasyonların uygulandığı bölgelerde plak birikimi ve periodontal yıkım olmadığı; ve ayrıca restorasyonlara ait metal - seramik materyallerde; çatlama, ayrılma ve kopma olmadığı gözlemlendi. Kontroller sırasında yapılan radyografik incelemelerde; çapa dişlerin canlı dokularının ve preparasyon sınırında olabilecek çürüklerin değerlendirilebilir olması, olumlu bir gözlem olarak kaydedildi.

TARTIŞMA

Estetik oluşu; çözünmeye, aşınmaya ve renk değiştirmeye karşı gösterdiği direnç bakımından, üstünlüğü tartışılmaz bir materyal olan dental seramik, yıllardan beri değişik metal alaşımları ile beraber kullanılmaktadır. Son yıllarda, soy metal alaşımlarının çok pahalı olmaları, metal - seramik restorasyonlarda alt yapı olarak kullanılmalarını sınırlandırmıştır.

Baz metal alaşımlarının nikel, kobalt, krom ve molibden gibi bazı elementler içermesi, mekanik özelliklerinin soy metal alaşımlarına göre daha üstün olmasını sağlamıştır (66). Ekonomik oluşları nedeniyle, geniş bir kullanım alanına sahip olan bu alaşımların en önemli dezavantajları, kimyasal yapılarında yer alan bazı elementlerin alerjik reaksiyonlara neden olabilmeleridir. Nikel ve kobalt gibi metallerle karşı oluşan aşırı duyarlılık, stomatitis gibi klinik olarak önemli sayılabilecek ağız hastalıklarına yol açabilmektedir(59,66,67). Nikel esaslı baz metal alaşımlarının, alerjik ve karsinojenik özelliklere sahip oldukları bildirilmiştir (33,132). Son yıllarda klinik ve laboratuvar araştırmaları, baz metal alaşımlarına benzer mekanik özellikler taşıyan, ancak yan etkilere yol açmayan saf bir metalin aranması üzerine yoğunlaşmış ve bu konuda titanyum güncellik kazanmıştır (66). Uygun fiziksel ve kimyasal özelliklerinin yanı sıra, biyoyumlu oluşu ve korozyon direncinin yüksek oluşu nedeniyle, tıpta ve dişhekimliğinde yıllardır kullanılan titanyumun, seramometal restorasyonlarda baz metal alaşımlarının yerini alabilmesi için, seramikle olan bağlantı direnci değerlerinin araştırılması ve bu değerlerin, baz metal alaşımlarının sahip olduğu bağlantı direnci değerleri ile karşılaştırılması gerekir.

Warphea ve Goodkind(133), metal-seramik bağlantı direncinin belirlenebilmesi için dişin klinik formuna benzeyen mekanik modellerin hazırlanması gerektiğini bildirmişlerdir.

Pröbster (101), metal - seramik kuron sistemlerinin basma direncinin ölçülmesi için yapılan kırılma testlerinin, klinik çalışma şartlarında en uygun olduğunu ve restorasyonun yük taşıma kapasitesi hakkında fikir verdiklerini, eğme testleri gibi statik testlerin ise aynı işlevi yerine getiremediklerini belirtmiştir.

Josephson ve arkadaşları (53), bir soy metal alaşımdan hazırladıkları seramometal restorasyonların ortalama kırılma direncinin 4448 N olduğunu bildirmişlerdir.

Warpha ve Goodkind (133), soy metal alaşımdan, üç farklı alt yapı tasarımında hazırladıkları seramometal örneklerin ortalama 623 - 2046 N'luk yüke dayandıklarını hesaplamışlardır.

Friedlander ve arkadaşları (32), Au Pd içeren soy metal alaşımdan hazırladıkları örneklerin ortalama 2427 N'luk yüke dayandıklarını bildirmişlerdir.

Castellani ve arkadaşları (19), Au Pd içeren soy metal alaşımdan hazırladıkları örneklerin ortalama kırılma direncinin 167 N olduğunu belirtmişlerdir.

Campbell ve Sozio(20), soy metal alaşımdan hazırladıkları seramometal restorasyonların ortalama kırılma direncini 3074 N olarak bildirmişlerdir.

Brukl ve Ocampo(16) ise soy metal alaşımdan hazırladıkları örneklerin ortalama 1895 N'luk yüke dayandıklarını hesaplamışlardır.

Daftary ve Donovan (25), üç farklı baz metal alaşımından, blok şeklinde hazırladıkları metal alt yapılara seramik uyguladıkları örneklerin, ortalama kırılma direncinin 1532-2983 N olduğunu bulmuşlardır.

User (127), baz metal alaşımından dört farklı alt yapı tasarımında hazırladığı metal destekli seramik kuronların ortalama kırılma direncini 1477 - 2228 N olarak bildirmiştir.

Pröbster(101),Wiron 88 baz metal alaşımından hazırladığı metal - seramik kuronların ortalama 1494 N 'luk yüke dayandıklarını belirtmiştir.

Pröbster, Franke ve Weber (102), 0.5 mm kalınlığındaki titanyum alt yapılar üzerine üç firmanın titanyum için ürettikleri farklı seramikleri 0.5 mm kalınlığında uygulamışlar ve örneklerin ortalama kırılma direncini 1494 - 2207 N olarak bildirmişlerdir. Aynı yöntemle Wiron 88baz metal alaşımından hazırladıkları test örneklerinin kırılma değerini de 3131 N olarak bulmuşlardır.

Marx ve arkadaşları (82), Voss testini kullanarak yaptıkları araştırmada; titanyum destekli seramik kuronların ortalama kırılma değerinin 250 - 600 N olduğunu gözlemişlerdir.

Moorman (90), titanyum örneklere, bu metal ile kullanılmak üzere çeşitli firmalar tarafından üretilen üç değişik seramik maddesini uygulamış ve Voss testi ile TiBond seramiği kullanılan örneklerin ortalama 664 N yüke dayandıklarını bildirmiştir.

Sommer ve arkadaşları (116), Voss testini kullanarak, titanyum - seramik sistemlerinin ortalama kırılma değerini 300 - 400 N; konvansiyonel metal - seramik sistemlerininini ise 500 N olarak bulmuşlardır.

Pang ve arkadaşları (93), üç nokta bükme testi sonucunda; titanyum seramik sistemlerinin ortalama kırılma değerini 7N olarak bildirmişlerdir. Altın içermeyen bir soy metal alaşımı için bu değer 13N olarak belirtilmiştir.

Araştırmacıların tümü, titanyum restorasyonları döküm yoluyla hazırlamışlardır.

Basma direncinin ölçülmesi için yapılan bir testte, geometrik olarak iyi tanımlanmış bir barın eğme testi gibi standart bir yöntem yoktur. Preparasyonun tasarımı, kurunun kalınlığı, yükün yönü ve lokalizasyonu gibi birçok faktör sonucu etkilemektedir (101).

Friedlander ve arkadaşları (32) ve Castellani ve arkadaşları (19), araştırmalarında aynı çeşit soy metal alaşımını kullandıkları halde, bulgular arasındaki farklılığın nedeni; yükün yönünün her iki çalışmada farklı olmasıdır. Friedlander ve arkadaşları (32)'nin araştırmalarında yük, örneklerin çiğneme yüzeyinden; Castellani ve arkadaşları (19)'nin araştırmalarında ise örneklerin yan yüzeylerinden uygulanmaktadır. Yükün yönü sonuçları büyük ölçüde etkilemektedir.

Araştırmamızın ilk aşamasında W88, W99, DUC ve Tİ metallere hazırlanan seramometal restorasyonların kırılma direnci değerleri karşılaştırılmıştır. Yapılan varyans analizi sonucunda, grup ortalamaları arasındaki farklılıklar, istatistiksel olarak anlamlı düzeyde bulunmuştur ($p < 0.05$). Karşılaşılan bu farkın açıklanabilmesi için yapılan "LSD (least significant difference) testi"nde, yüklenebilirlikleri açısından metaller üç ana grup altında toplanmıştır: W88 ve W99 metalleri arasında anlamlı bir fark olmadığı için ($p > 0.05$) aynı grupta yer almışlardır. DUC örneklerin yüklenebilirliklerinin bu gruptan daha yüksek, Tİ örneklerin yüklenebilirliklerinin ise bu gruptan daha düşük olduğu bulunmuştur.

Araştırmada baz metal alaşım kullandığımız örneklerin ortalama 1214-1507 N yüke, titanyum metali kullandığımız örneklerin ise ortalama 913 N yüke dayandıkları saptanmıştır.

Araştırmamızda titanyum-seramik sistemleri için bildirdiğimiz kırılma değerlerinin Marx ve arkadaşlarının (82), Moorman (90)'ın ve Sommer ve arkadaşlarının (116) bulduğu değerlerden daha yüksek olmasının nedeni, bizce araştırmacılarla farklı test yöntemleri kullanmış olmamız sonucudur. Araştırmacıların kullandıkları yöntem Voss testi olup, yük 45° açıyla insizal kenardan uygulanmaktadır. Modifiye Warpha ve Goodkind testini kullanarak yaptığımız araştırmada ise, örneklere yük çiğneme yüzeyinin ortasından uygulanmıştır. Bu yöntem, kırılma direnci değerlerinin daha yüksek bulunmasına neden olmuştur.

İnsanlarda; ortalama çiğneme kuvvetinin yaklaşık 40 N olması ve iki antagonist diş arasında oluşan azami kuvvetin ortalama 245 N ile 500 N arasında değişmesi (101), 913 N'luk bir yükleme dayandığını gösterdiğimiz titanyum destekli seramik restorasyonların, klinik kullanım için yeterli dirence sahip olduklarının bir göstergesidir.

Araştırmada Wiron 88 alaşımı için elde ettiğimiz sonuçlar, Pröbster (101)'in aynı alaşım için elde ettiği değerler ile uyumludur.

Pröbster, Franke ve Weber (102), titanyum alt yapıli seramik kuronların ve konvansiyonel seramometal kuronların kırılma değerlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, bizim bulgularımıza göre daha yüksek değerler elde etmişlerdir. Metal alt yapı kalınlığı, bu araştırmacılar tarafından 0.5 mm olarak ayarlanmış, araştırmamızda ise 0.3 mm 'lik alt yapılar kullanılmıştır. Metal alt yapı kalınlığını 0.3 mm olarak belirlememizin nedeni, Barghi (6)'nin de belirttiği gibi klinik koşulları sağlayabilmek içindir. Metal alt yapılar arasındaki bu farklılık, sonuçlarımızın; Pröbster, Franke ve Weber (102)'in sonuçlarından daha düşük olmasına neden olmuş olabilir düşüncesindeyiz. Bu kalınlık farkı dikkate alındığında, sonuçlarımızın bu araştırmacıların sonuçları ile paralellik gösterdiği gözlenmektedir.

Daftary ve Danovan (25) baz metal alaşımları ile yaptıkları çalışmada, bizim kırılma değerlerimizden daha yüksek değerler elde etmişlerdir. Kullandıkları metal alt yapının solid olması, yükün geniş bir yüzeyden her iki tüberküle birden uygulanmış olması; elde ettikleri kırılma değerlerinin sonuçlarımıza göre daha yüksek olmasına neden olmuş olabilir.

Gerek test örneğinin hazırlanmasında, gerekse test yönteminin uygulanmasında benzer yöntemler kullandığımız User (127)'in örneklerinin kırılma değerlerinin, değerlerimizden daha yüksek olmasının nedeni ise, User (127)'in araştırmasında daha kalın metal alt yapılar kullanmış olması sonucu olabilir. User (127), araştırmasında metal alt yapıları dört farklı tasarımda hazırlamıştır. Bunlar; basamaklı güdük üzerinde çevresel 1 mm bandlı ve ön yüzde 1mm, oral yüzde 2 mm bandlı metal alt yapı tasarımları ve basamaksız güdük üzerinde tüm yüzleri bandsız ve ön yüzde bandsız, yan ve oral yüzlerde 2 mm bandlı metal alt yapı tasarımlarıdır. Araştırmacı, en yüksek kırılma değerinin, basamaksız güdük üzerine bandsız olarak hazırladığı alt yapı tasarımlarında olduğunu bildirmiştir. Araştırmamızda da bu tasarıma göre hazırlanan örneklerin kırılma değerinin, diğer alt yapı tasarımlarından biraz daha yüksek olduğunu gözledik ($p < 0,05$). Johnson, Mumford ve Dykema (51), metal alt yapıda hazırlanan bandın, restorasyonu

kuvvetlendirdiğini ve seramiğin pişirilmesi sırasında olabilecek deformasyona karşı koyduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar, soy metal alaşımları ile çalışmışlardır. User (127)'in ve elde ettiğimiz sonuçlara dayanarak; baz metal alaşımlarının mekanik özelliklerinin daha iyi olması nedeniyle, ön ve arka yüzdeki bandın inceltilmesinin, restorasyonun direncini etkilemeyeceği düşüncesindeyiz. İstenilen kalınlığa kadar inceltilen, cilalanmış bir bandın diş eti cebinde bitirilmesinin avantajlarına katılmakla beraber; estetiğin çok önemli olduğu bölgelerde ön yüzdeki bandın kaldırılabilmesi konusunda User (127) ile aynı görüşteyiz.

User (127)'in çalışmasında olduğu gibi, araştırmamızda metal alt yapı tasarımları, kole bölgeleri basamaklı veya basamaksız olarak tasarlanmış güdükler üzerinde hazırlanmıştır. Diş preparasyonu sırasında dişin kole bölgesinde hazırlanan bir basamağın, bu bölgede en az düzeyde stres oluşumuna izin vermesi, metal ve seramik için yeterli yeri sağlaması en önemli avantajlarıdır (45,84).Schweikert (111)'in de önerdiği gibi, dişeti altındaki çürüklerde, koledeki erozyon ve abrazyonlarda, dişeti altına uzanan diş kırıklarında veya dişin basamaklı olarak preparasyonunun dişin tutuculuğunu olumsuz olarak etkileyeceği, küçük hacimli dişlerde preparasyonun basamaksız olarak yapılması zorunludur. Aynı araştırmacının, basamaksız preparasyonun, arka azı dişlerinde hazırlanmasının daha kolay olması, çok sayıda dişin prepare edildiği durumlarda ölçü alma işlemini kolaylaştırması ve restorasyonun daha rahat uyumlandırılabilmesi nedeniyle tercih sebebi olduğu doğrultusundaki önerisine katılıyoruz.

Shell ve Nielsen (113)'in çekerek makaslama testi, alaşım bir çubuğun seramik bir bloktan çekilmesi ile geliştirilen bir makaslama testidir. Araştırmacılar bu testle, soy metal alaşım çubukların bağlantı direnci değerlerini 60 - 90 N/mm² arasında elde etmişlerdir. Bu çalışmada aynı araştırmacılar, çubukların cilalandığı örneklerdeki bağlantı kuvvetini ise 24 -28 N/mm² arasında bulmuşlar ve buldukları bu düşük bağlantı değerlerinin Van der Waals kuvvetleri olduğunu bildirmişlerdir.

Anthony ve Burnett (2) , Shell ve Nielsen'in çekerek makaslama testinden modifiye ettikleri, seramiğin blok yerine halka şeklinde işlendiği bir testle araştırma yapmışlar ve soy metal alaşımları için yaklaşık 83 - 110 N/ mm² 'lik bağlantı kuvveti elde etmişlerdir.

Asgar ve Giday (5) da, çubukları mumla kaplayarak modifiye ettikleri Shell - Nielsen testini kullanarak yaptıkları çalışmalarında soy metal alaşımlar ile 55 - 62 N/ mm² 'lik bağlantı değerleri bulmuşlardır.

Gavelis ve arkadaşları (36), iki değişik soy metal alaşımı ile yaptıkları çalışmada,

bağlama ajanı kullandıkları örneklerde 86 - 121 N/mm²'lik, kullanmadıkları örneklerde ise 35 - 92 N/mm²'lik değerler elde etmişlerdir .

Lubovich ve Goodkind (75) ise, baz metal alaşımları için seramik - metal bağlantı kuvvetinin ortalama 53 -120 N/mm² olduğunu göstermişlerdir.

Moffa, Jenkins, Ellison ve Hamilton (88), baz ve soy metal alaşımları için ortalama olarak 74 - 98 N/mm²'lik metal - seramik bağlantı değeri bildirmişlerdir .

Moffa ve arkadaşları (89), başka bir çalışmalarında ise soy metal alaşımları için 73N/mm²'lik, baz metal alaşımları için ise 96 N/mm²'lik bağlantı kuvveti elde etmişlerdir.

Yurtseven (138), yedi değişik baz metal alaşımının seramikle bağlanma dirençlerini karşılaştırdığı çalışmasında 81 - 98 N/mm²'lik değerler bildirmiştir.

Malhotra ve Maickel (76,77), soy metal alaşımları ile yaptıkları bir çalışmalarında 67 N/mm²'lik bir değer, diğer bir çalışmalarında ise 60 - 95 N/mm²'lik değerler bildirmişlerdir .

Küpper ve Marx (65), baz metal alaşımlarının seramikle bağlantı değerini 18 N/m, farklı firmalara ait seramiklerin uygulandığı titanyum örneklerin bağlantı değerini ise 3 - 9 N/m arasında bulmuşlardır. Araştırmacılar, Vita ve De Trey firmalarının titanyum için geliştirdikleri seramiklerin, titanyum ile olan bağlantı değerlerinin, konvansiyonel metal - seramik sistemleri ile karşılaştırılabilecek düzeyde olduğu sonucuna varmışlardır.

Passler ve arkadaşları (96), Schmitz ve Schulmeyer'in makaslama testini kullanarak, titanyum - seramik örneklerin bağlantı direncini 24.7 N/mm² olarak bildirmişlerdir. Baz ve soy metal alaşımlarının bu test yöntemiyle bağlantı değerleri 20 - 30 N/mm² arasında olduğundan titanyum - seramik örneklerin bağlantı direncinin yeterli düzeyde olduğu sonucuna varılmıştır.

Tesch ve arkadaşları (122), aynı test yöntemini kullanarak, dökümden sonra ∞ case tabakası uygun şekilde uzaklaştırılmış titanyum - seramik örneklerin bağlantı direncini 21 - 24 N/mm² olarak bulmuşlardır. Aynı araştırmada dökümden sonra ∞ case tabakası uzaklaştırılmamış örneklerin bağlantı direnci ise 8 - 10 N/mm² olarak bulunmuştur.

Böning ve Walter (13) ise, dökümden sonra ∞ case tabakası uzaklaştırılmış titanyum - seramik örneklerin bağlantı direncini 35.4 N/mm², ∞ case tabakası uzaklaştırılmamış örneklerin bağlantı direncini ise 24.3 N/mm² olarak bildirmişlerdir. Bu değer, soy metal alaşımları için 45 N/mm²'dir. Test yöntemi olarak ise bükme - makas-

lama testi kullanılmıştır.

Sommer ve arkadaşları (116), değişik firmaların titanyum için geliştirdikleri seramiklerin bükülme direncini 60 - 84 N/mm² olarak bildirmişlerdir. Konvansiyonel seramiklerin bükülme direnci 79 N/mm² olduğundan; titanyum için geliştirilen seramikler başarılı olarak bulunmuştur. Test yöntemi olarak üç nokta bükme testi kullanılmıştır.

Araştırmamızın ikinci bölümünde W88, W99, DUC ve Tİ metallerinin çekerek makaslama kuvveti altında, seramikle olan bağlantı değerlerini karşılaştırmak için modifiye Shell - Nielsen testi kullanılmıştır. Grupların bağlantı değerleri ortalamaları arasındaki farklılıklar, istatistiksel olarak anlamlı düzeyde bulunduğu için, farkın açıklanabilmesi amacıyla "LSD (least significant difference) testi" uygulanmıştır. LSD testi sonucunda W99 ile DUC metalleri arasında ve W99 ile W88 metalleri arasında seramikle bağlantı açısından anlamlı bir fark olmadığı (p>0.05); Wiron 99, DUC, W88 ve Tİ arasında yapılan değerlendirmelerde ise aralarında anlamlı bir fark olduğu bulunmuştur (p<0.05). Varyans analizi ile yapılan grup içi değerlendirmelerde ise W99, Tİ ve DUC arasında ve W99, DUC ve W88 arasında anlamlı bir fark olmadığı bulunmuştur (p>0.05).

Araştırmamızda, baz metal alaşımlar kullandığımız örneklerin metal - seramik bağlantı kuvveti ortalama değerleri 99.2 - 106.5 N/mm² olarak, titanyum metali kullandığımız örneklerin ortalama değerleri ise 81.5 N/mm² olarak elde edilmiştir.

Araştırmamızda Küpper ve Marx (65)'in Passler ve arkadaşları (96)'nın, Tesch ve arkadaşları (122)'nin, Böning ve Walter (13)'in ve Sommer ve arkadaşları (116)'nin kullandıkları test yöntemlerinden farklı bir yöntem olan Shell - Nielsen'in modifiye çekerek makaslama testini kullanmış olmamız; titanyum - seramik bağlantı direnci değerlerini, bu araştırmacıların değerleri ile karşılaştıramamızın başlıca nedeni olmuştur.

Baz metal alaşımları ile elde ettiğimiz sonuçlar, Yurtseven (138)'in baz metal alaşımları ile yaptığı çalışmanın sonuçları ile ve Moffa ve arkadaşları (88,89)'nın aynı alaşımlarla yaptıkları her iki çalışmanın sonuçları ile de uyumludur. Bu sonuçlar, Lubovich ve Goodkind(75)'in baz metal alaşımları ile elde ettikleri sonuçlara da yakındır.

Modifiye Shell - Nielsen makaslama testi uygulaması sırasında, merkezden kaymış veya eğri olan metal çubukların, alçı silindire sürtünme oluşturması sonucu deney sonuçları etkilenebilmektedir. Malhotra ve Maickel (76), çubukların bir tabaka mumla kaplanmaması durumunda, sonuçlarda; çubuk ile alçı silindir arasındaki sürtünmeden dolayı 31 - 41 N/mm² 'lik hata payının söz konusu olabileceğini bildirmişlerdir. Moffa ve arkadaşları (89) ise, bu hata kaynağının önlenmesi için metal çubukları silikon yağı ile

yağlamayı tercih etmişlerdir. Daha güvenli bir yöntem olduğu düşünülerek; çalışmamızda seramik yüzük hariç olmak üzere, örnekler 1 mm kalınlığında mum ile kaplanmışlardır.

Çubukların üzerine uygulanan seramik yüzüğün 2.5 mm kalınlıkta hazırlanması, test sırasında alçı silindir içinde kalan yüzüğün çubuktan ayrılmasını sağlamaktadır. 2.5 mm'lik seramik kalınlığı soğuma sırasında değişken, istenmeyen gerilimlere neden olabilmektedir. Metal ile seramik arasındaki gerilimleri en az düzeye indirebilmek için, örnekler fırından çıkarıldıktan sonra cam bir fanus altında oda sıcaklığına kadar bekletilerek, kontrollü bir soğuma sağlanmıştır.

Araştırmamızda, kırılma testi sonucunda her metal - seramik sistemi için hesaplanan kırılma basıncı ortalama değerleri ile çekerek makaslama testi sonucunda elde edilen bağlantı direnci ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak çok anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < 0.01$).

Metal - seramik sistemlerinde kullanılan seramiğin ortalama basma direnci 1236 N/mm^2 , çekme direnci ise 27 N/mm^2 'dir. Seramiğin basma direnci çok yüksekken, çekme direnci ise basma direncinin sadece 1/50'si kadardır (136). Seramiğin, çekme gerilimlerine karşı makaslama gerilimlerinden daha dirençsiz oldukları bilinmektedir (70). Pratikte, seramikte çekme gerilimlerinin en az düzeyde oluşması için, fırından çıkarılan seramiğin yavaş ve eşit soğumasının sağlanması önerilmektedir. Seramiğin ısıl genişleme katsayısının metalin ısıl genişleme katsayısından büyük olması, seramiğin çekme gerilimi nedeniyle çatlamasına yol açmaktadır. Bu nedenle, seramometal restorasyonlarda, metalin ısıl genişleme katsayısının seramiğinkinden biraz daha yüksek olduğu metal ve seramik kombinasyonları kullanılarak, metalde çekme gerilimlerinin, seramikte ise basma gerilimlerinin oluşması sağlanmaktadır. Her iki malzemenin ısıl genişleme katsayıları arasındaki fark $1 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ veya daha az olmalıdır (136).

Araştırmamızda da, incelediğimiz bütün metal - seramik sistemlerinin basma dirençlerinin çok daha yüksek olduğu gözlenmiştir.

Bağlantı direnci; kullanılan alaşımın içeriğine, seramik uygulamasından önce metale uygulanan işlemlere, seramiğin soğuma şekline ve bağlantı direncinin ölçülmesi için kullanılan test yöntemlerine bağlıdır (104).

Araştırmada, kırılma ve çekerek makaslama testi için hazırlanan tüm test örneklerinin tesviyesi, sert metal frezleri ile tek yönde yapılmıştır. Bu işlem sırasında özellikle titanyum metalinden hazırlanan örneklerde, döküm sonrasında görülen yüzeysel reaksiyon tabakasının uzaklaştırılması amaçlanmıştır. Birçok araştırmacı seramik uygula-

madan önce, "∞ case" denilen bu tabakanın titanyum yüzeyinden uzaklaştırılmasının bağlantı direncini önemli ölçüde arttırdığını göstermiştir (13,22,131).

Kumlamanın, mekanik tutuculuğu arttırdığı ve göreceli olarak alanın genişlemesini sağladığı birçok araştırmacı tarafından belirtilmiştir (44,83,136). Caesar (18), en iyi seramik - metal bağlantısının, metalin yüzeyinde makroskobik retansiyonlar oluşturulmadan, metalin kumlanması ile sağlandığını belirtmiş ve bu amaç için genellikle 250 µm'lik alüminyum oksit kumunun kullanıldığını bildirmiştir.

Araştırmamızda, bu araştırmacılar(44,83,136)'ın önerisi doğrultusunda, baz metal alaşımlarından ve titanyumdan dökülen örnekler, tesviye işleminden sonra 250 µm'lik alüminyum oksitle kumlanmıştır.

Baz metal alaşımlardan dökülen örnekler, kumlama işleminden önce oksidasyon işlemi uygulanmıştır. Bazı araştırmacılar seramiğin pişirilmesi sırasında yeterli oksidasyonun oluştuğunu savunmalarına rağmen, Yamamoto(136); seramik uygulanmadan önce yapılan oksidasyon işleminin, seramiğin metali ıslatabilirliğini arttırdığını ve bu durumun hem mekanik hem de kimyasal bağlanmaya yardımcı olduğunu bildirmiştir.

Ancak titanyum metalinin aşırı oksidasyonundan sakınılmalıdır. Bu nedenle, titanyumdan dökülen örnekler oksidasyon işlemi uygulanmamıştır. Oksit tabakası, uzun sürede bağı zayıflatmakta ve kırılma bu ara tabakadan oluşmaktadır. Titanyumun, seramiğin pişirilmesi sırasında daha fazla oksit oluşturmaması amacıyla çeşitli firmalar tarafından üretilen özel bağlama ajanları veya opak seramik maddeleri kullanılmaktadır. Bağlama ajanı, titanyum ile seramik arasındaki bağdan direkt sorumludur (103,125).

Araştırmamızda, titanyum metalinden hazırlanan örnekler De Trey firmasına ait bağlama ajanı uygulanmıştır. Gerek kırılma, gerekse çekerek makaslama testleri sonucunda; titanyum ile seramik arasındaki bağlantı değerleri; baz metal alaşımlarının seramikle olan bağlantı değerlerinden düşük, ancak karşılaştırılabilir düzeyde bulunmuştur. Buradan hareketle; üretilen bağlama ajanlarının görevlerini başarıyla yerine getirdikleri sonucuna varılabilir. Bağlama ajanlarının direnci, ağız içine benzer ortamlarda da araştırılmalı ve korozyona uğrama eğilimleri değerlendirilmelidir. Bu konuda çalışmalar yapan Küpper ve Marx (65), tükürük benzeri koroziv çözeltilere yatırdıkları bağlama ajanı veya özel opak seramiği uygulanmış titanyum örneklerin metal - seramik bağlantı direncinin, konvansiyonel baz metal alaşımlarının seramikle bağlantı dirençleriyle karşılaştırılabilir düzeyde olduğunu bildirmişlerdir.

Küpper (61,62,65), titanyum ile seramik arasındaki bağlantı direncinin artırılması

için mekanik retansiyona önem verilmesi gerektiğini; böylece metalle seramiğin sadece kimyasal değil, mekanik olarak da bağlanacağını savunmuştur. Bu amaç için uzun gövdeli köprülerde, retansiyon boncuklarının kullanılmasını önermiş, küçük köprülerde ise bu tip retansiyon yardımcıları olmadan da kuvvetli bir bağlantının sağlanabileceğini bildirmiştir. Seramometal restorasyonlarda, metal yüzeyinde oluşturulan makrodüzensizlikler, bu bölgelerde gerilim yoğunlaşmasına neden olup, seramikte mikroçatlaklar oluşturabileceğinden, bu konuda tedbirli davranılması gerektiği düşüncesindeyiz.

Araştırmamızda; elde ettiğimiz değerlere dayanarak, titanyum - seramik sistemlerinin klinik olarak kabul edilebilir bağlantı direnci değerleri gösterdikleri görüşündeyiz.

Birçok araştırmacı da, bu görüşü doğrulamaktadır (13,81,82,93,96,116). Böning ve Walter (13), ışık mikroskobu ve SEM de titanyum yüzeyinin seramik materyali tarafından ıslandığını; X ışını analizlerinde de kırılmadan sonra titanyum parçalarının seramik materyalin içinde tutunduğunu göstermişlerdir.

Klinik uygulamamızda, titanyum alt yapılı seramik kuron ve köprü protezlerinin en önemli avantajlarının, metalin 1.6mm kalınlığa kadar inceltildiğinde röntgen ışınlarını geçirebilmiş olması ve ağızda metalin uyumlandırılması sırasında alınan radyografi ile dökümdeki boşluk ve poroziteleri değerlendirebilmemize olanak sağlamaları olduğunu gözledik. Klinik kontrollerde, titanyumun bu özelliğinden yararlanılarak restorasyon altında gelişebilecek sekonder çürüklerin ve prepare edilen dişin canlı dokularının değerlendirilebilmesi mümkün olmuştur. Çeşitli araştırmacılar tarafından titanyum seramiklerin organik pigment içermediklerinden dolayı, gelişmiş laboratuvar teknikleri gerektirdikleri ve bu nedenle de ancak sınırlı düzeyde estetik sağlayabildikleri görüşü ileri sürülmüştür (62,66). Buna karşın, klinik uygulamamızda iyi sayılabilecek düzeyde bir estetik sağladığımızı gözledik.

Laboratuvar koşullarında yapılan testler, materyallerin değişik kuvvetler karşısında uzun sürede gösterecekleri davranışlar hakkında bilgi verememektedirler.

Yeni sayılabilecek bu sistemle, laboratuvar testlerinde başarılı sonuçlar alınmasına karşın, klinik olarak da ağız içindeki uzun süreli dinamik ve mekanik etkenler karşısında nasıl etkileneceğinin daha detaylı olarak araştırılmasının gerekliliği vardır.

Tüm bu bilgilerin ışığı altında, titanyumu hazırlama ve seramikle kaplama tekniklerinin daha da geliştirilmesi ile ağız içerisinde implanttan, sabit ve hareketli protezlere kadar tüm protezlerin tek bir metalden yapılabilmesi söz konusu olacaktır.

SONUÇ

Dişhekimliğinde ucuz oldukları için kullanılan baz metal alaşımlarının, zaman içerisinde bazı yan etkilere yol açtıkları gözlenmiştir. Biyouyumluluğun iyi olması, uygun fiziksel, kimyasal ve biyolojik özelliklere sahip olması, titanyumun dental kullanımda tercih edilen bir metal olmasını sağlamıştır. Titanyumun bu iyi özelliklere sahip oluşu, seramometal restorasyonlarda da metal alt yapı olarak kullanılabilmesi fikrini doğurmuş ve bu amaçla düşük sıcaklıklarda pişirilen özel seramiklerin geliştirilmesini sağlamıştır.

Titanyumun önemli avantajları; sırasıyla özgül ağırlığının düşük olması, kendine özgü bir tat içermemesi, baz metal alaşımlarla yapılan restorasyonlarda sıklıkla karşılaşılan korozyon olayının gözlenmemesi ve galvanik akım oluşturmamasıdır. Röntgen ışınlarını kolaylıkla geçirdiğinden yapılan sabit protez restorasyonlarının radyografik gözlenmelerinde, restorasyon altındaki dişin incelenmesine olanak sağlaması diğer bir olumlu özelliğidir.

Altın içeren dental alaşımlar yüksek ısı iletkenliğe sahip olduklarından, bu alaşımlarla yapılan restorasyonlarda, ısı uyarımları dişin canlı dokularına zarar verebilmektedir. Oysa titanyum, bu alaşımlara göre ondört kez daha az sıcaklığı iletir ve dişi ısı uyarımlardan korur.

Ağız ortamında; nikel - krom veya kobalt - krom alaşımları gibi baz alaşımlar kullanıldığında, alerjiye yatkın olan hastalarda duyarlılık reaksiyonları gözlenmesine karşın; titanyumda böyle bir reaksiyon söz konusu değildir.

Tüm bu sayılan olumlu özellikleri dikkate alındığında, titanyum, fizyolojik olarak uygun bir metal olarak kabul edilebilir. Her ne kadar bağlantı direnci baz metal alaşımlara göre biraz düşük de olsa, biyolojik ve fizyolojik özellikleri dental kullanım için çok uygun olduğundan, titanyumun gelecekte baz metal alaşımlarının yerini alabileceğine inanmaktayız.

ÖZET

Estetik bir materyal olan dental seramiğin, metal bir yapı üzerine uygulanmış olması direncinin artmasını ve geniş bir kullanım alanı bulmasını sağlamıştır.

Seramometal restorasyonlarda baz metal alaşımları, metal alt yapı olarak uzun süreden beri kullanılmaktadırlar. Baz metal alaşımlarının pek çok yan etkilere neden olması, metal alt yapı olarak; dental kullanım için oldukça uygun özelliklere sahip olan titanyumun kullanılabilmesini düşündürmüştü; araştırmacıların ve üreticilerin bu konuya yönelmelerine neden olmuştur.

Pek çok iyi özellikleri bilinmesine karşın, henüz yeni olan titanyum - seramik sistemlerinin bağlantı dirençleri araştırılarak, baz metal alaşımlarının yerini alınamayacakları konusunda çalışmalara gereksinim vardır.

Bu amaçla; araştırmada W88, W99, DUC ve Tİ metallerinden, kırılma testi için 30'ar adet ve çekerek makaslama testi için 10'ar adet olmak üzere toplam 160 adet örnek hazırlanmıştır.

Kırılma testi sonucunda kırılma kuvveti ortalama değeri; W88 için 1214 N, W99 için 1243 N, DUC için 1507 N ve Tİ için 913 N olarak bulunmuştur. Baz metal alaşımları için ortalama olarak 1214 - 1507 N kırılma kuvveti değerleri gözlenmiştir.

Çekerek makaslama testi sonucunda ise bağlantı direnci ortalama değeri; W88 için 106.5 N/mm^2 , W99 için 101.9 N/mm^2 , DUC için 99.2 N/mm^2 ve Tİ için 81.5 N/mm^2 olarak bulunmuştur. Baz metal alaşımları için ortalama olarak $99.2 - 106.5 \text{ N/mm}^2$ lik bağlantı direnci değerleri gözlenmiştir.

Kırılma testi sonucunda her metal - seramik sistemi için hesaplanan kırılma basıncı ortalama değerlerinin, çekerek makaslama testi sonucunda elde edilen bağlantı direnci ortalama değerlerinden çok daha yüksek olduğu saptanmıştır ($p < 0.01$).

Kırılma ve çekerek makaslama testi uygulanan titanyum - seramik örneklerin bağlantı direnci değerlerine dayanarak, dişhekimlerinin ve teknisyenlerinin metale has özelliklere gereken özeni göstermeleri halinde, klinik uygulamalarda başarılı olunabileceğine inanıyoruz. Titan - seramik restorasyonların kullanımlarının yaygınlaşması gerektiği görüşünü de benimsiyoruz.

SUMMARY

The application of dental ceramic over a metal framework, improves its strength and provides its widespread use.

Base metal alloys have been used in ceramometal restorations for many years. Because of the proved side effects of these alloys, titanium, a metal with excellent properties for dental use, has been introduced for ceramometal restorations by many researchers and producers.

Although its available properties are well known, further research is needed about the bond strength of the titanium - ceramic systems to determine if this metal can replace the base metal alloy systems.

The purpose of this study was to evaluate the bond strength of titanium - ceramic systems and to compare these values with those of base metal - ceramic systems. A total of 160 specimens were casted in W88, W99 and Ti; 120 of them were fabricated in three various framework designs for the compressive strength test and 40 of them were fabricated for the cylindrical pull through test.

The mean fracture load values were 1214 N for W88, 1243 N for W99, 1507 N for DUC and 913 N for Ti. The fracture strength values of the base metal - ceramic systems ranged from 1214 N to 1507 N for the compressive strength test.

The mean shear bond strength values were 106.5 N/mm² for W88, 101.9 N/mm² for W99, 99.2 N/mm² for DUC and 81.5 N/mm² for Ti. The shear bond strength values of the base metal - ceramic systems ranged from 99.2 N/mm² to 106.5 N/mm² for the cylindrical pull through test.

The mean bond strength values for the compressive strength test were significantly higher for all metal - ceramic systems, compared with the cylindrical pull through test ones ($p < 0.01$).

Regarding the bond strength values of titanium - ceramic specimens in both tests, it is concluded that they have sufficient strength to allow clinical use. Pure titanium can be used successfully in operative dentistry if special precautions are taken into consideration.

KAYNAKLAR

1. Akın E: Dişhekimliğinde Porselen, İstanbul Üni. Dişhekimliği Fakültesi, Yayın No:43, İkinci Baskı, İstanbul, 1983.
2. Anthony DH, Burnett AP, Smith DL, Brooks MS: Shear Test for Measuring Bonding in Cast Gold Alloy - Porcelain Composites. J.Dent.Res, 49:1, 27 - 33, 1970.
3. Antoni W: Die Keramische Verblendung von Titan-Eine Arbeit wie jede andere?; Quintessenz Zahntech. 16: 1443 - 1456, 1990.
4. Anusavice KJ: Screening Tests for Metal-Ceramic Systems. In: Mc Lean JW: Dental Ceramics, Proceedings of the First International Symposium on Ceramics; Quintessence Publishing Co. Inc., Chicago, Berlin, London, Rio de Janeiro, Tokyo, 1983.
5. Asgar K, Giday Z: Refinements on testing of porcelain to metal bond, J. Dent Res. 57 (Special Issue A): 292, 1978 (Abstr. No: 870).
6. Barghi N, Mc Keehan - Whitmer M, Aranda R: Comparison of fracture strength of porcelain - veneered - to - high noble and base metal alloys, J.Prosthet.Dent, 57:1, 23 - 29, 1987.
7. Barghi N, Lorenzana RE: Optimum thickness of opaque and body porcelain, J.Prosthet.Dent., 48:4, 429 - 431, 1982.
8. Baumann W: Bruchmechanische Haftfestigkeitsbestimmung von Verblendmetall - Keramik auf Titan, Medizinische Dissertation, Aachen, 1992.
9. Belles DM, Cronin RJ, Duke ES: Effect of metal design and technique on the marginal characteristics of the collarless metal ceramic restoration, J.Prosthet.Dent., 65:5, 611 - 619, 1991.
10. Belser UC, Mac Entee MI, Richter WA: Fit of three porcelain - fused - to metal marginal designs invivo: A scanning electron microscope study, J.Prosthet. Dent., 53:1, 24 - 29, 1985.

11. Bernauer I: Titan als Gerüstmetall, Biologische Eigenschaften und Verblendung, Medizinische Dissertation, Köln, 1990.
12. Borgstedt Th: Eine neue Technologie zur Herstellung von Kronen und Brücken aus Titan, Dental Labor, 39:9, 1205 - 1210, 1991.
13. Böning K, Walter M: Metall - Keramik Verbund von gegossenem Titan, Dtsch.Zahnärztl.Z., 46:11, 750 - 753, 1991.
14. Brauner H: Zur Randschichtaufhärtung an Titanwerkstoffen durch unterschiedliche Formstoffe und Einbettmassen, Dtsch. Zahnärztl.Z., 47:8, 511 - 515, 1992.
15. Brauner H: Titan als Dentalwerkstoff - Eine Standortbestimmung, Quintessenz Zahntech., 18: 221 - 239, 1992.
16. Brukl CE, Ocampo RR: Compressive strength of a new foil and porcelain - fused - to - metal crowns, J.Prosthet.Dent., 57:4, 404 - 410, 1987.
17. Butel EM, Campbell JC, Di Fiore PM: Crown margin design: A dental school survey, J. Prosthet. Dent, 65:2, 303 - 305, 1991.
18. Caesar H, Ernst S: Die Nichtmetalle in der Zahntechnik, Verlag Neuer Merkur, München, 1987.
19. Castellani D, Baccetti T, Giovannoni A, Benardini UD: Resistance to Fracture of Metal Ceramic and All - Ceramic Crowns, Int. J.Prosth., 7:2, 149 - 154, 1994.
20. Campbell SD, Sozio RB: Evaluation of the fit and strength of an all - ceramic fixed partial denture, J.Prosthet. Dent., 59:3, 301 - 306, 1988.
21. Claus H: Entwicklung der Metallkeramik, ZWR, 3: 36 - 39, 1980.
22. Cooney JP, Richter WA, Mac Entee MI: Evaluation of ceramic margins for metal - ceramic restorations, J. Prosthet.Dent., 54:1, 1 - 5, 1985.

- 23.Craig RG, O'Brien WJ, Powers JM: Dental Materials. Properties and Manipulation, The C.V. Mosby Company, St. Louis, London, 1983.
- 24.Çuhadaroğlu İ M: Kuron - Köprü Protezi, Marmara Üni. Dişhekimliği Fakültesi, Üçüncü Baskı, 1983.
- 25.Daftary F, Donovan T: Effect of four pretreatment techniques on porcelain - to - metal bond strength, J.Prosthet. Dent., 56:5, 535 - 538, 1986.
- 26.Daftary F, Donovan T: Effect of electrodeposition of gold an porcelain - to - metal bond strength, J.Prosthet.Dent., 57:1, 41 - 46, 1987.
- 27.Dinçer C: Metal Destekli Porselenlerde Değişik Yöntemlerle Oluşturulan Metal - Porselen Bağlantısı ile Arayüzeyin Mekanik ve Mikroskopik İncelenmesi, Doktora Tezi, Gazi Üni. Sağlık Bil. Enst., Ankara, 1985.
- 28.Donovan T, Prince J: An analysis of margin configurations for metal - ceramic crowns, J.Prosthet.Dent., 53:2, 153 - 157, 1985.
- 29.Farah JW, Craig RG: Stress analysis of three dimensional photoelasticity, J.Dent.Res., 53:1219, 1974.
- 30.Faucher RR, Nicholls JJ: Distortion related to margin design in porcelain - fused - to - metal restorations, J.Prosthet.Dent., 43:2, 149 - 155, 1980.
- 31.Freesmeyer WB, Körber E: Deutsche Gesellschaft für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde e.v., Dental Labor, 40:12, 2115 - 2120, 1992.
- 32.Friedlander LD, Munoz CA, Goodacre CJ, Doyle MG, Moore BK: The effect of Tooth Preparation Design on the Breaking Strength of Dicor Crowns:Part I, Int. J. Prosth., 3:2, 159 - 167, 1990.
- 33.Gall H: Allergische Reaktionen auf Zahnärztliche Werkstoffe, Dtsch. Zahnärztl. Z, 38:735 - 741, 1983.

34. Gardner M: Margins of complete crowns - literature review, *J.Prosthet.Dent.*, 48:4, 396 - 400, 1982.
35. Gavelis JR, Morency JD, Riley ED, Sozio RB: The effect of various finishline preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations, *J.Prosthet.Dent.*, 45:2, 138 - 145, 1981.
36. Gavelis JR, Lim SB, Guckes AD, Morency JD, Sozio RB: A comparison of the bond strength of two ceramometal systems, *J.Prosthet.Dent.*, 48:4, 424 - 428, 1982.
37. Geis - Gerstorfer J, Eckhardt M, Lin W, Weber H: Zur Oberflächenbearbeitung von gegossenem Titan für Kronen und Brücken, *Dtsch.Zahnärztl.Z.*, 44:11, 882 - 884, 1989.
38. Geis - Gerstorfer J, Weber H, Simonis A, Eckhardt M, Hasselberger D: Der Titanguss mit dem Titaniumer, Die Gusstechnik ist noch nicht voll ausgereift, *Dental Labor*, 37:12, 1789 - 1792, 1989.
39. Geurtsen W, Marx R: Die Verwendung von Titan in der konservierenden Zahnheilkunde, *ZWR*, 12: 977 - 980, 1990.
40. Goodacre CJ, Van Roekel NB, Dykema RW, Ullman B: The collarless metal - ceramic crown, *J.Prosthet.Dent.*, 38:6, 615 - 622, 1977.
41. Gould TRL, Brunette DM, Westbury L: The attachment mechanism of epithelial cells to titanium in vitro, *J. of Periodontal Research*, 16: 611, 1981.
42. Hammad IA, Goodkind RJ, Gerberich W: A shear test for the bond strength of ceramometals, *J.Prosthet.Dent.*, 58:4, 431 - 437, 1987.
43. Hegenbarth EA: Titan und Keramik - Fortschritt oder Kompromiss (I), *Quintessenz Zahntech.*, 17:39 - 46, 1991.
44. Henning G: Die Metall/Keramik - Bindung, *Dental Labor*, 24:8, 1065 - 1071, 1976.
45. Hobo S, Shillingburg HT: Porcelain fused to metal: Tooth preparation and coping design, *J.Prosthet.Dent.*, 30:1, 28 - 36, 1973.

- 46.Hruska AR, Borelli P: Quality criteria of pure titanium casting, laboratory soldering, intraoral welding, and a device to aid in making uncontaminated castings, *J.Prosthet.Dent.*, 66:4, 561 - 565, 1991.
- 47.Informationen aus Industrie und Handel Neuheiten - Gerate - Materialien, Zusammengestellt nach den Angaben der Hersteller, *Dental Labor*, 40:7, 1232, 1992.
- 48.Jager H: Titanverarbeitung im Dentallabor (I), *Quintessenz Zahntech*, 15: 633 - 645, 1989.
- 49.Jager H: Titanverarbeitung im Dentallabor (II), *Quintessenz Zahntech*, 15: 765 - 776, 1989.
- 50.Janda R: Kunststoff und Keramik Produkte für die Zahnärztliche Prothetik, *ZM*, 7: 68 - 78, 1992 .
- 51.Johnston JF, Mumford G, Dykema RW: The porcelain veneered gold crown, *Dent. Clin. North.Am.*, 853 - 864, November 1963.
- 52.Johnston JF, Phillips RW, Dykema RW: *Modern Practice in Crown and Bridge Prosthodontics*, Second Edition, W.B. Saunders Company, Philadelphia, London, 1965.
- 53.Josephson BA, Schulman A, Dunn ZA, Hurwitz W : A compressive strength study of an all - ceramic crown, *J. Prosthet.Dent.*, 53:3, 301 - 303, 1985.
- 54.Kalbfleisch H: Der Titanguss im Labor, *ZWR*, 10: 828 - 831, 1990.
- 55.Kelly M, Asgar K: Tensile strength determination of the interface between porcelain fused to gold, *J.Biomed.Mater.Res.*, 3: 403 - 406, 1969.
- 56.Kirk - Othmer: Titanium and Titanium Alloys, in: *Encyclopedia of Chemical Technology*, Vol:23: 98 -130, Third Edition, A Wiley - Interscience Publication, New York, Chichester, Brisbane, Toronto, Singapore.
- 57.Klinger E, Böning K, Walter M: Titanguss - Formfüllungsvermögen und Passgenauigkeit, *Dtsch.Zahnärztl.Z.*, 46:11, 743 - 745, 1991.

- 58.Klinger E, Walter M, Böning K: Titanguss nach dem Cyclarc - Verfahren, EineWerkstoffkundliche Untersuchung, Dental Labor. 39:12, 1797 - 1799, 1991.
- 59.Könönen M, Rintanen J, Waltimo A, Kempainen P: Titanium framework removable partial denture used for patient allergic to other metals: A clinical report and literature review, J. Prosthet.Dent., 73:1, 4 - 7, 1995.
- 60.Kuwata M: Theory and Practice of Ceramometal Restorations, Quintessence Publ. Co. Inc. , Chicago, Berlin, Rio de Janerio and Tokyo, 1980.
- 61.Küpper H: Reintitan als Alternativmetall in der restaurativen Zahnheilkunde, I Der Werkstoff und seine Verarbeitung, Quintessenz Zahntech., 15: 963 - 972, 1989.
- 62.Küpper H: Reintitan als Alternativmetall in der restaurativen Zahnheilkunde, II Titankeramik, Quintessenz Zahntech., 15: 1091 - 1098, 1989.
- 63.Küpper H: Reintitan: Materialeigenschaften und Verarbeitungstechnologien eines Dentalmetalles, Die Quintessenz, 9: 1625 - 1636, 1989.
- 64.Küpper H: Titanprothetik: Beispiele für die Klinische Anwendung von Reintitan, Die Quintessenz, 10: 1823 - 1837, 1989.
- 65.Küpper H, Marx R: Untersuchungen zur Haftfestigkeit verschiedener titankeramischer Grundmassen, Dtsch. Zahnarztl.Z., 46:4, 300 - 302, 1991.
- 66.Küpper H, Spiekermann H: Titan: Ein Neuer Dentalwerkstoff für Prothetische Restaurationen?, ZM, 7: 56 - 65, 1992.
- 67.Latta GH, Mc Dougal S, Bowles WF: Response of known nickel - sensitive patient to a removable partial denture with a titanium alloy framework : A clinical report, J. Prosthet.Dent., 70:2, 109 - 110, 1993.

- 68.Lavine MH, Custer F: Variables affecting the Strength of Bond between Porcelain and Gold.
J.Dent.Res., 45:1, 32 - 36, 1966.
- 69.Lenz E: Qualitätsgerechter Einsatz von Dentalwerkstoffen durch den Zahnarzt, Dental Labor, 41:1 ,
75 - 78, 1993.
- 70.Lenz J, Schwarz S: Zur Bestimmung der Biegefestigkeit von Keramik im Dreipunkt - Biegeversuch,
Dtsch. Zahnärztl.Z., 43: 1032 - 1035, 1988.
- 71.Lorenzana RE, Chambless LA, Marker UA, Staffanou RS: Bond strengths of high - palladium content
alloys.J. Prosthet.Dent., 64:6, 677 - 680, 1990.
- 72.Lubberich A: Das Morita - Cyclarc - System, Vakuum - Druckguss mit Schutzgasspülung, Dental
Labor, 40:6, 1063 - 1068, 1992.
- 73.Lubberich A: Das Ohara - Titan - Dentalguss - System. Schleuderguss unter Argon - Atmosphäre,
Dental Labor, 40:7, 1203 - 1207, 1992.
- 74.Lubberich A: Die Rematitan - Giessanlage - Vakuum - Schmelzen im Zweikammer - System, Dental
Labor, 40:9, 1485 - 1488, 1992.
- 75.Lubovich RP, Goodkind RJ: Bond strength studies of precious, semiprecious, and nonprecious
ceramic - metal alloys with two porcelains.J. Prosthet.Dent., 37:3, 288 - 299, 1977.
- 76.Malhotra ML, Maickel LB: Shear bond strength in porcelain - metal restorations, J.Prosthet. Dent.,
43:4, 397 - 400, 1980.
- 77.Malhotra ML, Maickel LB: Shear bond strength of porcelain - fused - to - alloys of varying noble
metal contents,J.Prosthet. Dent., 44:4, 405 - 412, 1980.
- 78.Marker JC, Goodkind RJ, Gerberich WW: The compressive strength of nonprecious versus precious
ceramometal restorations with various frame designs, J.Prosthet. Dent., 55:5, 560 - 567, 1986.

79. Martignoni M, Schönenberger A: Precision Fixed Prosthodontics: Clinical and Laboratory Aspects, Quintessence Publishing Co. Inc., Chicago, Berlin, London, Sao Paulo, Tokyo, and Hong Kong, 1990.
80. Marx H: Die metall - keramische Verbundfestigkeitprüfung - Ein besonderes werkstoffkundliches Problem, ZWR, 5: 524 - 527, 1986.
81. Marx R, Baumann W: Adhasive Haftung von Kunststoff und Keramik auf Titan für die Verblendung und für Adhasivrestaurationen. Quintessenz Zahntech., 18: 1475 - 1497, 1992.
82. Marx R, Maass M, Vogelsang P: Bruchzahigkeit und Hydrolysebeständigkeit keramischer Massen für die Titanverblendung, Dtsch. Zahnarztl.Z., 47:8, 516 - 521, 1992.
83. Mc Lean JW: The Science and Art of Dental Ceramics, Vol: I, Quintessence Publishing Co. Inc., Chicago, Berlin, Rio de Janeiro, Tokyo, 1979.
84. Mc Lean JW: The Science and Art of Dental Ceramics, Vol: II, Quintessence Publishing Co. Inc., Chicago, Berlin, Rio de Janeiro, Tokyo, 1980.
85. Mc Lean JW, Sced IR: Bonding of Dental Porcelain to Metal, II: The Base - Metal Alloy / Porcelain Bond, Trans. Brit.Ceram. Soc.: 235 - 238, 1973.
86. Meyer G, Schüfers F: Eine neue Möglichkeit für die Inlay - und Teilkronentechnik? Dtsch. Zahnarztl., 45: 10, 651 - 662, 1990.
87. Miller IF, Belsky NW: The full shoulder preparation for periodontal health, Dent. Clin.North. Am., 9: 83, 1965.
88. Moffa JP, Jenkins WA, Ellison JA, Hamilton JC: A clinical evaluation of two base metal alloys and a gold alloy for used in fixed prosthodontics: A five year study, J.Prosthet. Dent., 52:4, 491 - 500, 1984.

- 89.Moffa PJ, Lugassy AA, Guckes DA, Gettleman L: An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers, Part I: Physical Properties, *J.Prosthet. Dent.*, 30:4, 424 - 431, 1973.
- 90.Moorman A: Vergleichende Untersuchungen zum Titan - Keramik - Verbund, *ZWR*, 2: 86 - 89, 1994.
- 91.Nally JN: Chemico - Physical Analysis and Mechanical Test of The Ceramo - Metallic Complex, *Inter.Dent.J.*, 18:2, 309 - 325, 1971.
- 92.Ott D: Giessen von Titan im Dentallabor, *ZWR*, 2: 106 - 109, 1991.
- 93.Pang IC, Gilbert JL, Chai J, Lautenschlager EP: Bonding characteristics of low - fusing porcelain bonded to pure titanium and palladium - copper alloy, *J.Prosthet. Dent.*, 73:1, 17 - 25, 1995.
- 94.Parr GR, Gardner LK, Toth RW: Titanium: The mystery metal of implant dentistry, Dental materials aspects, *J.Prosthet. Dent.*, 54:3, 410 - 413, 1985.
- 95.Passler K: Titan in der Zahnärztlichen Prothetik, *Die Zahntechnik*, 3:1 - 7, 1993.
- 96.Passler K, Bestelmeyer F, Ohmacht P, Sernetz F: Einflüsse auf die Qualität und Eigenschaften von dentalen Titangüssen, *Dental Labor, Sonderdruck*, 39: 6, 1991.
- 97.Passler K, Mann E: Der dentalle Titanguss - Grundlagen, Technologie und werkstoffkundliche Bewertung, *Quintessenz Zahntech.*, 17: 717 - 726, 1991.
- 98.Patyk A, Rinke S: Einfluss der Oberflächenbearbeitung auf die Harte von Titangussobjekten, *ZWR*, 4: 258 - 260, 1993.
- 99.Prince J, Donovan T: The esthetic metal - ceramic margin: A comparision of techniques, *J.Prosthet. Dent.*, 50:2, 185 - 192, 1983.
- 100.Pröbster L: Titan, *Quintessenz Zahntech.*, 16: 699 - 704, 1990.
- 101.Pröbster L: Compressive Strength of Two Modern All - Ceramic Crowns, *Int.J. Prosth.*, 5:5, 409 - 413, 1992.

- 102.Pröbster L, Franke P, Weber H: Compressive Strength of Titanium Ceramic Crowns, European Prosthodontic Association, 17 th Annual Conference, Milan, Italy.
- 103.Pröbster L, Geis - Gersorfer J, Simonis A, Setz J, Weber H: Titan: Zum gegenwertigen stand eines neuen Dentalwerkstoffs, Dental Labor, 38:8, 1073 - 1078, 1991.
- 104.Quinones EE, Vermilyea SG, Griswold HW: Apparent bond strength of nonnoble alloy - porcelain combinations, J. Prosthet.Dent., 54:3, 359 - 361, 1985.
- 105.Quint A: Titan - Röntgen - Qualität - drei nicht mehr zu trennende Begriffe, Dental Labor, 42:1, 77 - 78, 1994.
- 106.Richter - Snapp K, Aquilino SA, Svare CW, Turner KA: Change in marginal fit as related to margin design, alloy type, and porcelain proximity in porcelain - fused - to - metal restorations, J.Prosthet. Dent., 60:4, 435 - 439, 1988.
- 107.Sced IR, Mc Lean JW: The Strength of Metal/Ceramic Bonds With Base Metals Containing Chromium (A preliminary report), Brit.Dent. J., 132: 232 - 234, Mar., 1972.
108. Schilli W, Niederdellmann H, Krekeler G: Genormter apikaler Wurzelstift aus Titan bei Wurzelspitzenresektionen, Dtsch.Zahnarztl.Z., 33: 290 - 292, 1978.
- 109.Schmitz H: Das Cyclarc - System, Titanguss für den Dentalbereich, Dental Labor, 37:9, 1299 - 1300, 1990.
- 110.Schmitz Kh, Schulmeyer H: Bestimmung der Haftfestigkeit dentaler metallkeramischer Verbundsysteme, Dental Labor, 23: 12, 1416 - 1420, 1975.
- 111.Schweikert EO: Feather - edged or knife - edged preparation and impression technique, J.Prosthet. Dent., 52:2, 243 - 246, 1984.
- 112.Schwickerath H: Prüfung der Verbundfestigkeit Metall - Keramik, Dtsch.Zahnarztl.Z., 38: 21 - 25, 1983.

- 113.Shell JS, Nielsen JP: Study of the Bond between Gold Alloys and Porcelain, J.Dent.Res., 41:6, 1425 - 1437, 1962.
- 114.Shillingburg HT, Hobo S, Fisher DW: Preparations for Cast Gold Restorations, "Die Quintessenz" Verlag, Berlin and Chicago, 1974.
- 115.Silver M, Klein G, Howard MG: An evaluation and comparison of porcelain fused to cast metal, J.Prosthet. Dent., 10:1055 - 1064, 1960.
- 116.Sommer M Ch, Schwickerath H, Marx R, Witt G: Mechanische Festigkeit von Keramiken für die Verblendung von Titanrestorationen, Dtsch. Zahnarztl.Z., 46:11, 746 - 749, 1991.
- 117.Stoll R, Okuno O, Ai M, Stachniss V: Titangusstechnologie Möglichkeiten, Probleme und Hoffnungen, ZWR, 1: 38 - 42, 1991.
- 118.Strating H, Pameijer CH, Gildenhuis RR: Evaluation of the marginal integrity of ceramometal restorations, Part I, J.Prosthet. Dent., 46:1, 59 - 65, 1981.
- 119.Strietzel R: Einfluss von fluoridhaltigen Zahnpasten auf Titanoberflächen, ZWR, 2; 82 - 84, 1994.
- 120.Swartz ML, Phillips RW: A method of measuring the adhesive characteristics of dental cement, J. Amer.Dent.Assoc., 50: 172, 1955.
- 121.Taria M, Moser JB, Greener EH: Studies of Ti alloys for dental castings, Dent.Mater. 5, 45 - 50, 1989.
- 122.Tesch U, Passler K, Mann E: Untersuchungen zum Titan - Keramik Verbund, Dental Labor, 41:1, 71 - 74, 1993.
- 123.Tesch U, Sandig H - Chr, Mann E: Metallische Werkstoffe in der Zahnärztlichen Prothetik - Ein Symposium in Erfurt, Quintessenz, 44: 373 - 380, 1993.
- 124.Thull R: Titan in der Zahnheilkunde - Grundlagen, ZM, 7: 40 - 45, 1992.

125. Ti Bond Gebrauchsinformation, De Trey, Dentsply, Dreieich, Weybridge Surrey, Bois Colombes.
126. Tuccillo JJ, Nielsen JP: Shear Stress Measurements at a Dental Porcelain - Gold Bond Interface, J.Dent.Res., 51:2, 626 - 633, 1972.
127. User A: Değişik Metal Alt Yapılı Porselen Kuronlarda Kırılma Deneyleri, E.D.F.D., 10:3, 79 -103, 1989.
128. Ün R: Periyodik sistemin IVB grubu elementleri: Metal Kimyası Derseleri, Metaller, Alaşımları ve Bileşikleri, Bölüm X: 429 - 442, İstanbul Üni. Yayınları Sayı 1335, Fen Fakültesi No: 86, İstanbul, 1968.
129. The Vita VMK Technique, Working Instructions: Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany.
130. Vita Titanium Porcelain, Working Instructions: Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany.
131. Walter M, Böning K: Ist Titan eine Alternative Zu Nichtedelmetall - Legierungen? Dtsch. Stomatol., 41: 315 - 319, 1991.
132. Wang RR, Boyle AM: A simple method for inspection of porosity in titanium castings, J.Prosthet. Dent., 70:3, 275 - 276, 1993.
133. Warpha SW, Goodkind JR: Design and technique variables affecting fracture resistance of metal - ceramic restorations, J.Prosthet. Dent., 35:3, 291 - 298, 1976.
134. Weber H, Pröbster L, Geis - Gerstorfer J: Titan als Prothetischer Werkstoff, Dtsch. Zahnarztl.Z., 47:8, 473 - 481, 1992.
135. Witt G: Untersuchungen über das Festigkeitsverhalten von Titankeramischen Massen in Abhängigkeit von der Brenntemperatur, Medizinische Dissertation, Köln, 1993.
136. Yamamoto M: Metal - Ceramics, Principles and Methods of Makoto Yamamoto, Quintessence Publishing Co., Inc. Chicago, London, Berlin, Rio de Janeiro and Tokyo, 1985.

- 137.Yavuzylmaz H: Metal Destekli Estetik (Veneer - Kaplama) Kronlar, Gazi Üniversitesi Yayın No:69, Dişhekimliği Fak. Yayın No:4, Ankara, 1985.
- 138.Yurtseven M: Türkiye'de Kullanılan Değişik Metal Alaşım Cinsleri Üzerine Pişirilen Porselen Materyalinin Bağlanma Mukavemetinin Araştırılması, Doktora Tezi, Ege Üni. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir, 1993.
- 139.Zahntechnik: Katalogausgabe 1993, Kat - Nr.11/1, Dentaaurum, Pforzheim.
- 140.Zaimoğlu A: Dişhekimliğinde Titanyum, I.Uluslararası Dental Teknoloji ve Materyaller Sempozyumu, Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fak., 21 - 23 Ekim 1993.



ÖZGEÇMİŞ

1967 yılında Almanya'nın Bremen şehrinde doğdum.Almanya'da başladığım ilk öğrenimimi Alsancak Gazi İlkokulu'nda , orta ve lise öğrenimimi Bornova Anadolu Lisesi'nde tamamladım.1985 yılında Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne girdim 1990'da Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Doktora Programı'na kaydoldum.İngilizce ve Almanca bilmekteyim.

Hülya ÖZER

İzmir 1995