

163269

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**DÖKÜM YOLUYLA ELDE EDİLEN TİTANYUMA
FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİ UYGULANDIKTAN SONRA
3 TİP TİTANYUM PORSELENİ İLE BAĞLANTISININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Aslı ACAR

Danışman

Doç. Dr. Özgür İNAN

KONYA-2005

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ (DİŞHEK) ANABİLİM DALI
SABE PROJE NO: 2002/134

**DÖKÜM YOLUYLA ELDE EDİLEN TİTANYUMA
FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİ UYGULANDIKTAN SONRA
3 TİP TİTANYUM PORSELENİ İLE BAĞLANTISININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**


DOKTORA TEZİ

Aslı ACAR

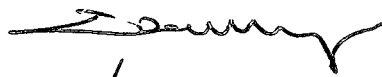
Bu tez aşağıda isimleri yazılı tez jürisi tarafından 07/07/2005 günü sözlü olarak yapılan tez savunma sınavında oybirliği ile kabul edilmiştir.

Tez Jürisi :

Jüri başkanı Prof. Dr. Hasan ALKUMRU



Danışman: Doç. Dr. Özgür İNAN



Üye Prof. Dr. Yasemin KESKİN



Üye Prof. Dr. Filiz AYKENT



Üye Prof. Dr. Gürcan ESKİTAŞÇIOĞLU



İÇİNDEKİLER

1. GİRİŞ	1-2
2. LİTERATÜR BİLGİ	3-41
2.1. Dental Alaşımların Sınıflandırılması	3
2.1.1. Soy metal alaşımları	4
2.1.1.1. Pd (Palladyum) içerenler	4
2.1.1.1.A. Pd-Ag (Palladyum-Gümüş) alaşımları	4
2.1.1.1.B. Pd-Cu (Palladyum-Bakır) alaşımları	5
2.1.1.1.C. Pd-Co (Palladyum-Kobalt) alaşımları	5
2.1.1.2. Au (Altın) içerenler	5
2.1.1.2.A. Au-Pt-Pd (Altın-Platin-Palladyum) alaşımları	5
2.1.1.2.B. Au-Pd (Altın-Palladyum) alaşımları	6
2.1.1.2.C. Au-Pd-Ag (Altın-Palladyum-Gümüş) alaşımları	6
2.1.2. Baz metal alaşımları	6
2.1.2.1. Nikel-Krom alaşımları	7
2.1.2.2. Kobalt-Krom alaşımları	7
2.1.2.3. Titanyum ve titanyum alaşımları	7
2.2. Titanyumun Özellikleri	8
2.2.1. Fiziksel özellikleri	8
2.2.2. Kimyasal özellikleri	10
2.2.3. Mekanik özellikleri	12

2.2.4. Biyolojik özellikleri	14
2.3. Titanyumun Kullanım Alanları	15
2.3.1. Endüstriyel kullanım alanları	15
2.3.2. Tıpta kullanım alanları	15
2.3.3. Dişhekimliğinde kullanım alanları	15
2.4. Titanyumun Şekillendirilmesi	16
2.5. Döküm	18
2.5.1. Revetmanlar	18
2.5.1.1. Revetmanın yapısı	18
2.5.1.2. Revetmanın çeşitleri	18
2.5.2. Eritme metotları	19
2.5.3. Döküm makineleri	20
2.5.3.1. Argon atmosferinde elektrik arkı ile eritme yapan basınç/vakum altında çalışan döküm sistemi	20
2.5.3.2. Argon atmosferinde elektrik arkı ile eritme, santrifüj ile döküm yapan sistem	21
2.5.3.3. İndüksiyon sistemi ile eritme, santrifüj ile döküm yapan sistem	21
2.5.4. Titanyum dökümünde yaşanan problemler	22
2.6. Dental Porselenler	22
2.6.1. Dental porselenin kimyasal yapısı ve özellikleri	22
2.6.2. Dental porselenlerin sınıflandırılması	24
2.6.2.1. Fırınlama derecelerine göre	24

2.6.2.2. Kullanım alanlarına göre	24
2.6.2.3. Kompozisyonlarına göre	24
2.6.3. Dental porselen uygulamalarında genel özellikler	25
2.6.4. Kondensasyon ve sinterizasyon	27
2.6.5. Düşük ısı porselenleri	27
2.7. Metal-Porselen Bağlantısı	28
2.7.1. Metal-porselen bağlantısında başarısızlık tiplerinin sınıflandırılması	31
2.7.2. Titanyum-porselen bağlantısı	32
2.7.2.1. Titanyum-porselen sistemine ara yüzey kimyasının etkisi	32
2.7.2.2. Titanyum-porselen sistemine rezidüel streslerin etkileri	32
2.7.2.3. Titanyum-porselen sistemine yüzey yapısının etkisi	33
2.8. Titanyum Yüzeyinin Hazırlanmasında Kullanılan Metotlar	33
2.8.1. Kumlama	34
2.8.2. Sodyum hidroksit anodizasyonu	35
2.8.3. Elektro erozyon ile işleme (EDM; Electrical discharge machining)	35
2.9. Metal-Porselen Bağlantısının Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntemler	38
2.9.1. Mekanik testler	38
2.9.1.1. 3-nokta eğme testi	39
2.9.2. Metal porselen ara yüzeyinin topoğrafik incelemesi	40
2.9.2.1. SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu)	40
2.10. Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi	40

3. MATERYAL ve METOT	42-66
3.1. Metal-Porselen Bağlantı Dayanıklılığının Belirlenmesi	42
3.1.1. Metal alt yapının hazırlanması	43
3.1.2. Metal yüzeyinin pürüzlendirilmesi	50
3.1.3. Porselenlerin uygulanması	54
3.1.3.1. Vita Titankeramik porselenin uygulanması	55
3.1.3.2. Noritake Super Porcelain TI-22 porselenin uygulanması	56
3.1.3.3. Triceram porselenin uygulanması	57
3.1.3.4. Vita Omega 900 porselenin uygulanması	59
3.1.4. 3-nokta eğme testi'nin uygulanması	61
3.2. Yüzey Pürüzlülüğünün İncelenmesi	64
3.3. SEM Değerlendirmesi	64
3.3.1. Metal yüzeyinin incelenmesi	64
3.3.2. Metal-porselen ara yüzeyinin incelenmesi	65
4. BULGULAR	67-81
4.1. 3-Nokta Eğme Testi Sonuçları	67
4.2. Yüzey Pürüzlülüğünün İncelenmesi	71
4.3. Mikroskobik Değerlendirme	73
4.3.1. Üç farklı yüzey işlemi ile pürüzlendirilen örneklerin taramalı elektron mikroskop (SEM) ile değerlendirilmesi	73
4.3.2. Metal-porselen ara yüzeyinde oluşan oksit tabakası ve metal-porselen bağlantısının taramalı elektron mikroskop (SEM) ile değerlendirilmesi	76

5. TARTIŞMA ve SONUÇ	82-90
6. ÖZET	91-92
7. YABANCI DİLDE ÖZET	93-94
8. KAYNAKLAR	95-108
9. ÖZGEÇMİŞ	109
10. TEŞEKKÜR	110



GRAFİK LİSTESİ

Grafik 3.1. ISO 9693:1999'a göre metalin k sabitini bulmak için kullanılan diagram63



ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1a. Yakın alanlı hegzagonal kristal yapı	9
Şekil 2.1b. Gövde merkezli kübik kristal yapı	9
Şekil 2.2. Stres-strain grafiği	13
Şekil 2.3. Elektrik ark ve basınç/vakum ile döküm yapılan sistem	20
Şekil 2.4. Elektrik ark ve santrifüj ile döküm yapılan sistem	21
Şekil 2.5. Porselenlerin ısı ile viskozite değişimleri	26
Şekil 2.6. Porselenlerde ısısızal genleşme katsayısının sıcaklık ile değişimi	26
Şekil 2.7. Metal-porselen başarısızlık tipleri	31
Şekil 2.8. Elektro erozyon ile işleme yönteminin şematik gösterimi	36
Şekil 2.9. 3-nokta eğme testi	39

RESİM LİSTESİ

Resim 3.1. Paslanmaz çelik levhalardan hazırlanan kalıp	43
Resim 3.2. Otopolimerizan akril örnekler	44
Resim 3.3. Rematitan döküm cihazı	45
Resim 3.4. Tritan Grade 1 saf titanyum metali	46
Resim 3.5. Remanium CS metali	47
Resim 3.6. Örneklerin periapikal radyografik görüntüsü	48
Resim 3.7. Döküm sonrası oluşturulan gruplara bir örnek	49
Resim 3.8. Anodizasyon işlemi için hazırlanmış solüsyonlar	51
Resim 3.9. Anodizasyon işlemi için kullanılan düzenek	51
Resim 3.10. Çalışmada kullanılan elektro erozyon tezgahı	52
Resim 3.11. Kuşlama uygulanmış örnek	53
Resim 3.12. Anodizasyon uygulanmış örnek	53
Resim 3.13. EDM uygulanmış örnek	54
Resim 3.14. Porselen kısmın hazırlanmasında kullanılan metal kalıp	55
Resim 3.15. Noritake Super Porcelain TI-22	58
Resim 3.16. Vita Titankeramik	59
Resim 3.17. Triceram	59
Resim 3.18. Vita Omega 900	60
Resim 3.19. Porselen uygulanmış örnekler	61
Resim 3.20. Universal test cihazı	61

Resim 3.21. 3-nokta eğme testinin uygulanması	62
Resim 3.22. Universal test cihazından alınan çıktı	63
Resim 3.23. Yüzey pürüzlülük ölçüm cihazı	64
Resim 3.24. SEM cihazı	65
Resim 4.1. 125 µm alüminyum oksit ile pürüzlendirilmiş NiCrMo yüzeyin SEM görüntüsü (×200)	73
Resim 4.2. 125 µm alüminyum oksit ile pürüzlendirilmiş titanyum yüzeyin SEM görüntüsü (×200)	74
Resim 4.3. 125 µm alüminyum oksit ile pürüzlendirilmiş ve anodizasyon uygulanmış titanyum yüzeyin SEM görüntüsü (×200)	74
Resim 4.4. 50 µm alüminyum oksit ile pürüzlendirilmiş titanyum yüzeyin SEM görüntüsü (×200)	75
Resim 4.5. 50 µm alüminyum oksit ile pürüzlendirilmiş ve anodizasyon uygulanmış titanyum yüzeyin SEM görüntüsü (×200)	75
Resim 4.6. EDM ile pürüzlendirilmiş titanyum yüzeyin SEM görüntüsü (×200)	76
Resim 4.7. NiCrMo-Vita Omega 900 ara yüzeyinin SEM görüntüsü	77
Resim 4.8. Titanyum-Vita Titankeramik ara yüzeyinin SEM görüntüsü (125 µm alüminyum oksit ile pürüzlendirilmiş)	77
Resim 4.9. Titanyum-Vita Titankeramik ara yüzeyinin SEM görüntüsü (125 µm alüminyum oksit ile pürüzlendirilmiş ve anodizasyon uygulanmış)	78

Resim 4.10. Titanyum-Vita Titankeramik ara yüzeyinin SEM görüntüsü (EDM ile pürüzlendirilmiş)	78
Resim 4.11. Titanyum-Noritake Super Porcelain TI-22 ara yüzeyinin SEM görüntüsü (50 µm alüminyum oksit ile pürüzlendirilmiş)	79
Resim 4.12. Titanyum-Noritake Super Porcelain TI-22 ara yüzeyinin SEM görüntüsü (50 µm alüminyum oksit ile pürüzlendirilmiş ve anodizasyon uygulanmış)	79
Resim 4.13. Titanyum-Noritake Super Porcelain TI-22 ara yüzeyinin SEM görüntüsü (EDM ile pürüzlendirilmiş)	80
Resim 4.14. Titanyum-Triceram ara yüzeyinin SEM görüntüsü (125 µm alüminyum oksit ile pürüzlendirilmiş)	80
Resim 4.15. Titanyum-Triceram ara yüzeyinin SEM görüntüsü (125 µm alüminyum oksit ile pürüzlendirilmiş ve anodizasyon uygulanmış)	81
Resim 4.16. Titanyum-Triceram ara yüzeyinin SEM görüntüsü (EDM ile pürüzlendirilmiş)	81

TABLO LİSTESİ

Tablo 2.1. ISO 5832-2:1999'a göre saf titanyumun kimyasal kompozisyonu (%).....	10
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan saf titanyumun özellikleri	47
Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan baz metalin özellikleri	48
Tablo 3.3. Çalışmada kullanılan düşük ısı porselenlerinin ısıl genişleme katsayıları	54
Tablo 3.4. Vita Titankeramik fırınlama cetveli	56
Tablo 3.5. Noritake Super Porcelain TI-22 fırınlama cetveli	57
Tablo 3.6. Triceram fırınlama cetveli	58
Tablo 3.7. Vita Omega 900 fırınlama cetveli	60
Tablo 4.1. NiCrMo-Vita Omega 900 grubuna ait 3-nokta eğme testi sonuçları	67
Tablo 4.2. Titanyum-Vita Titankeramik grubuna ait 3-nokta eğme testi sonuçları	67
Tablo 4.3. Titanyum-Noritake Super Porcelain TI-22 grubuna ait 3-nokta eğme testi sonuçları	68
Tablo 4.4. Titanyum-Triceram grubuna ait 3-nokta eğme testi sonuçları	68
Tablo 4.5. İki yönlü varyans analizi sonuçları	69
Tablo 4.6. Metallerin bağlantı dayanıklılık değerleri	69
Tablo 4.7. Porselenlerin bağlantı dayanıklılık değerleri için bulunan sonuçların özeti	69
Tablo 4.8. Yüzey işleme göre bağlantı dayanıklılık değerleri için bulunan sonuçların özeti	70
Tablo 4.9. Vita Titankeramik porselen gruplarına ait Kruskal-Wallis test sonuçları	70
Tablo 4.10. Noritake Super Porcelain TI-22 porselen gruplarına ait sonuçlar	71

Tablo 4.11. Triceram porselen gruplarına ait Kruskal-Wallis test sonuçları	71
Tablo 4.12. Yüzey pürüzlülük ölçümü sonuçları	71
Tablo 4.13. Kruskal-Wallis test sonuçları	72
Tablo 4.14. Mann-Whitney U test sonuçları	72



1. GİRİŞ

Estetik açıdan mükemmel özellikleri olan ancak kırılabilir yapıdaki porselen ve üstün fiziksel özelliklere sahip metalin birleştirilmesi ile hem estetik hem de fonksiyonel gereksinimler karşılanabilmektedir.

Metal-porselen restorasyonlarda kullanılan kıymetli metal alaşımları, daha çok ekonomik nedenlerle giderek yerini kıymetsiz metal alaşımlarına bırakmaya başlamıştır. Ancak biyolojik uyumlarının yetersiz olması, düşük korozyon direnci sertlikleri ve laboratuvar çalışmalarının güç olmasından dolayı, kıymetsiz metaller arasında ideal metal arayışları devam etmektedir.

Titanyum ve alaşımlarının biyolojik uyumlulukları implant uygulamaları ile ispatlanmıştır. Titanyum, mükemmel biyolojik uyum, üstün fiziksel ve mekanik özellikleri ve düşük ağırlığı ile restoratif bir materyal olarak araştırmacıların ilgi odağı haline gelmiştir.

Ucuz bir metal olan titanyumun dökümü yüksek erime sıcaklığı ve yüksek sıcaklıklardaki kimyasal reaktivitesi nedeniyle özel revetmanlar ve özel döküm tekniklerini gerektirmektedir. Ayrıca yüzeyde aşırı oksit formasyonu nedeniyle titanyum-porselen bağlantısı konvansiyonel sistemler kadar iyi değildir. Bu problemin üstesinden gelebilmek için titanyuma özel düşük ısı porselenlerinin kullanımı gerekmektedir.

Literatürlerde, titanyuma bağlantının artırılması ve metal yüzeyinin artıklardan arındırılabilmesi için farklı yüzey işlemleri önerilmektedir. Yüzey işlemleri yüzey geriliminin azalması, yüzey pürüzlülüğünün artması ve/veya yüzey kimyasının değişmesi ile metal yüzeyini değiştirerek bağlantı dayanıklılığını arttırmaktadır.

Metal yüzeylerinin ve metal-porselen ara yüzeyinin topoğrafik incelemesi yüzey işlemlerinin etkisi ve metal-porselen bağlantısı hakkında mikro düzeyde bilgi sağlamaktadır. Böylelikle, metal-porselen bağlantısında karşılaşılan problemler daha iyi anlaşılabilir ve çözümü kolaylaşmaktadır.

Bu çalışmada;

- 3-nokta eğme testi kullanılarak, döküm yoluyla elde edilen titanyum örneklerin üç farklı düşük ısı porselen sistemi ile bağlantısı,

- Yüzeyin kumlanmasına ilave olarak sodyum hidroksit anodizasyonu ve elektro erozyon ile işleme metodunun titanyum-porselen bağlantısına etkisi,

- Yüzey işlemleri sonrası yüzey pürüzlülüğü ölçümü ve taramalı elektron mikroskobu (SEM) incelemeleri ile yüzey özelliklerinin bağlantı dayanıklılığına etkisi,

- SEM ile metal-porselen ara yüzeyinin karakterizasyonu araştırılmıştır.



2. LİTERATÜR BİLGİ

Metaller doğada en çok bulunan elementlerdir. Periodik tablodaki elementlerin çoğunluğu metal olarak sınıflandırılmaktadır. Metaller saf halde tek bir elementten ibarettir. Özelliklerini geliştirmek için metale başka elementler ilave edilir. Bu şekilde iki ya da daha fazla metalin birleşimi ile oluşan metal karışımına alaşım adı verilir (Craig 1997).

Dişhekimliğinde saf metal kullanımı sınırlıdır. İlk kullanılan metal saf altındır. Ancak sonraları fiziksel özellikleri daha iyi olan, korozyona dirençli ve daha ekonomik olan dental alaşımlar tercih edilmeye başlamıştır (Craig 1997).

Dişhekimliğinde alaşımlar genellikle en az 4, sıklıkla 6 veya daha fazla metal içerir. Dental alaşımlar metalürjik olarak daha komplekstir. Altın, palladyum, gümüş, nikel, kobalt veya titanyum esaslı olabilirler (Craig 1997).

Dental alaşımlar genellikle kompozisyonlarına göre tarif edilirler. Kompozisyon iki yolla belirtilebilir:

1. Elementlerin ağırlık yüzdesi (wt %): Genellikle alaşımların kompozisyonunu tarif etmek için, alaşım üreticileri ve standartların organizasyonları tarafından kullanılır.

2. Elementlerin atomik yüzdesi (at %): Her bir elementin atom numaralarının yüzdesidir. Biyolojik özelliklerin daha iyi anlaşılması için kullanılır (Craig 1997).

Alaşımı tarif etmenin diğer bir yolu da faz yapısıdır. Fazlar; alaşım içindeki aynı kompozisyon ve kristal yapısına sahip olan alanlardır. Tek fazlı alaşımlar yapılarının her yerinde benzer kompozisyona sahiptir. Çok fazlı alaşımlar içindeki elementler bazı alanlarda diğer alanlardan farklı kompozisyonlarda birleşirler. Alaşımın faz yapısı, korozyon özellikleri ve biyouyumluluğu için kritik bir özelliktir (Wataha ve ark 1991).

2.1. Dental Alaşımların Sınıflandırılması

Kron-köprü protez uygulamalarında geniş bir kullanım alanına sahip metal-porselen alaşımları için O'Brien (1997) tarafından önerilen sınıflama aşağıdaki gibidir:

Soy metal alaşımları

1. Pd (Palladyum) içerenler

- Pd-Ag (Palladyum-Gümüş) alaşımları
- Pd-Cu (Palladyum-Bakır) alaşımları
- Pd-Co (Palladyum-Kobalt) alaşımları

2. Au (Altın) içerenler

- Au-Pt-Pd (Altın-Platin-Palladyum) alaşımları
- Au-Pd (Altın-Palladyum) alaşımları
- Au-Pd-Ag (Altın-Palladyum-Gümüş) alaşımları

Baz metal alaşımları

1. Nikel-Krom alaşımları

- Berilyum içeren
- Berilyum içermeyen

2. Kobalt-Krom alaşımları

Titanyum ve titanyum alaşımları

2.1.1. Soy metal alaşımları

2.1.1.1. Pd (Palladyum) içerenler

2.1.1.1.A. Pd-Ag (Palladyum-Gümüş) alaşımları

Palladyum-gümüş alaşımları çoğunlukla % 50-60 palladyum içerirler. Fiziksel ve kimyasal özellikleri metal-porselen restorasyonlar için uygundur ve diğer soylu metal alaşımları ile karşılaştırılabilir. % 50-60 soyluluk yeterli derecede lekelenme ve korozyon direnci, iyi klinik çalışma özellikleri sağlar (O'Brien 1997).

Bu grubun elastisite modülü tüm değerli alaşımlar içinde en elverişli olanıdır. Palladyum-gümüş alaşımları iyi dökülebilirdir ve değerli metal alaşımları içinde düşük deformasyon eğilimine sahiptir. Porselene bağlanma direnci de mükemmeldir. Bu grubun asıl dezavantajı, altın-palladyum-gümüş alaşımları gibi düşük gümüş içerikli alaşımlardan daha fazla porselen renginin yeşile dönüşmesidir (O'Brien 1997).

2.1.1.1.B. Pd-Cu (Palladyum-Bakır) alaşımları

Palladyum-bakır alaşımları genellikle % 70-80 palladyum içerir, az ya da hiç altın içermez, % 15'den fazla bakır ve yaklaşık % 9 galyum içerir. Bazı palladyum-bakır alaşımları, opak porselenin uygulanmasında zorluğa neden olan oldukça ağır oksite sahiptir. Bazı alaşımlardaki yüksek sertlik değeri, nispeten düşük elastisite modülü ile dengelenir ve daha iyi bir çalışma karakteristiği ile sonuçlanır. Dayanıklılığı iyidir ve bazı alaşımlarda yüksek germe/akma dayanıklılığı bulunmuştur. Palladyum-bakır alaşımları, palladyum-gümüş alaşımları gibi kolay erimez ya da dökülmez, fakat bu açıdan kabul edilebilirdir. Birçoğunun bükülme direnci palladyum-gümüş alaşımlarındaki gibi yüksek değildir ve çok üyeli sabit protezlerde tekrar kullanımları kontrendikedir (O'Brien 1997).

2.1.1.1.C. Pd-Co (Palladyum-Kobalt) alaşımları

Palladyum-kobalt alaşımları % 88 palladyum, % 4-5 kobalt içerirler ve sınırlı bir kullanıma sahiptirler. Bu alaşımların başlıca avantajları, bazı porselenler için yararlı olan yüksek ısıl genleşme katsayısına sahip olmalarıdır. Fakat en önemli dezavantajları ince marjinlerde maskeleyen güç olan siyah oksit tabakası oluşturmalarıdır (O'Brien 1997).

2.1.1.2. Au (Altın) içerenler

2.1.1.2.A. Au-Pt-Pd (Altın-Platin-Palladyum) alaşımları

Yüksek altın alaşımları olarak da isimlendirilen bu alaşımlar, yüksek oranda Au, Pt, Pd gibi değerli metal gruplarından oluşur. Metal-porselen bağlantısı için, az miktarda kalay, demir ve indium gibi metaller içeriğinde yer alır. Kolay işlenebilirlikleri, biyolojik uyumlulukları, korozyona dirençleri ve porselende renklenme yapmamaları en önemli avantajları arasında yer alırken, düşük elastisite modülüsleri ve porselen fırınlanması esnasındaki zayıf eğilme direnci en önemli dezavantajlarıdır (O'Brien 1997).

2.1.1.2.B. Au-Pd (Altın-Palladyum) alaşımları

Gümüş içermeyen altın-palladyum alaşımları gümüşün neden olduğu renk problemlerini azaltmak için 1970'lerin ortalarında geliştirilmiştir. Germe/akma dayanıklılığı ve sertlikleri uygundur, elastisite modülü yüksek altın alaşımlarına oranla yükseltilmiştir.

Altın-palladyum alaşımlarının bilinen tek dezavantajı bazı yüksek genleşme katsayısına sahip porselenler ile olan ısısasal genleşme uyumsuzluğudur. Gümüş içermeyen alaşımlar, gümüş içeren gruba göre daha düşük genleşme değerlerine sahiptir. Korozyon direnci yüksek soyluluk nedeniyle çok iyidir. Deformasyon eğilimi neredeyse altın-palladyum-gümüş alaşımlarıyla aynıdır ve yüksek altın alaşımlarından çok daha iyidir (O'Brien 1997).

2.1.1.2.C. Au-Pd-Ag (Altın-Palladyum-Gümüş) alaşımları

Bu alaşımların elastisite modülü daha iyidir ve porselen pişirme süresinde olan boyutsal değişikliklere daha az hassastır. Korozyona karşı direnci, klinik çalışma karakteristiği genellikle iyidir. Bu alaşımların en önemli dezavantajları içindeki gümüş içeriğine bağlı olarak porselen rengine değişime sebep olmalarıdır. Gümüş, porselenin cinsine bağlı olarak sarı-yeşil renk değişikliğine neden olur (O'Brien 1997).

2.1.2. Baz metal alaşımları

Altın alaşımlarının pahalı olması nedeniyle 1970'lerde Cr ve Ni kullanımı yaygın hale gelmiştir (O'Brien 1997). Krom içerikli baz metal döküm alaşımları yaklaşık 70 yıldır dişhekimliğinde kullanılmaktadır (O'Brien 1997).

NiCr ve CoCr alaşımları soy metal alaşımlarından daha yüksek elastisite modülüne sahiptirler. Böylece uzun köprülerde daha az esneme ve yeterli dirence sahip ve ince bir metal alt yapıya izin verirler. Diğer önemli özellikleri ise, fırınlama esnasında yüksek eğilme direnci göstermeleridir. Metal-porselen restorasyonlarda metal-porselen bağlantısı için gerekli olan oksit tabakasını (krom oksit) oluştururlar. Korozyona dirençleri kabul edilebilir düzeydedir. Ekonomik olmaları ve sertlikleri, aşınmanın ön plana çıktığı durumlarda olumlu bir özellik olarak değerlendirilen avantajlar arasında yer alır (O'Brien 1997).

2.1.2.1. Nikel-Krom alaşımları

Nikel-krom alaşımları, % 62-82 nikel ve % 11-22 krom içerir. Temel minör içerikleri, molibden, alüminyum, manganez, silikon, kobalt, galyum, demir, niobyum, titanyum ve zirkonyumdur. Berilyum, wt % 0.5-2 miktarda çeşitli alaşımlarında bulunur (O'Brien 1997).

Yüksek ekme dayanıklılığı (830 MPa'a kadar) soylu metallere daha ince metal tabakalarının kullanılmasına izin verir. NiCr alaşımları tüm dental alaşımlar içinde fleksibilitiyi önemli derecede düşüren en yüksek elastisite modülüne (yaklaşık 200.000 MPa) sahiptir. NiCr sabit parsiyel protezin alt yapısının esnekliği, aynı boyutlarda yüksek altın alaşımından yapılan alt yapının esnekliğinin yarısından azdır (O'Brien 1997).

Aşırı sertliklerinden dolayı oklüzal uyumlama ve parlatma gibi çalışma zorlukları, döküm büzülmesinin fazla olması, kalın oksit tabakası oluşumu ile metal-porselen bağlantısında zayıflama, içeriklerinde berilyum ihtiva eden alaşımların toksik etkiler göstermesi ve nikelden kaynaklanabilen potansiyel biyolojik riskler bu alaşımların dezavantajlarıdır (O'Brien 1997).

2.1.2.2. Kobalt-Krom alaşımları

Tipik olarak bu alaşımlar, % 53-65 kobalt ve % 27-32 krom içerir. Kobalt-krom ailesinin bazı üyeleri % 2-6 molibden içerir. Diğer minör komponentleri, tungsten, demir, bakır, silikon, kalay, manganez ve platin grubundan ruthenyumu içerir (O'Brien 1997).

2.1.2.3. Titanyum ve titanyum alaşımları

Titanyumun ilk kaydedilmiş keşfi, 1791'de, rahip ve amatör bir metalürjist olan, siyah manyetik kum araştıran William McGregor tarafından yapılmıştır. McGregor, bulduğu bu yapıya Menachin adını vermiştir. 3 yıl sonra Klaproth çok geniş bir şekilde dağılmış rutil (TiO₂)'i bulmuş, onun yeni bir elementin oksiti olduğuna karar vermiştir. Bu metale mitolojik Titanlar'dan esinlenerek, gökyüzünün ve yeryüzünün oğulları anlamına gelen Titan adını vermiştir (Williams 1981).

Titanyumun imali % 98'lik konsantrasyonla başlar. Bundan karbon ilavesi ve klorlama ile ekzotermal reaksiyon sonucu $TiCl_4$ elde edilir. Bunu takip eden damıtma işlemi ile demir, vanadyum, silisyum gibi yan ürünler elde edilir. Asal gaz atmosferi altında çelik bir reaktörde $TiCl_4$ magnezyum ya da sodyum ile indirgenir. Bu sırada meydana gelen ekzotermal reaksiyon sonucu Titan Süngeri denilen metalik titanyum açığa çıkar. Titan süngeri küçük parçalara ayrılır, temizlenir, elektrotlara bağlanır. Vakumlu fırında eritilir. Kalitesinin yüksek olması için eritme işlemi en az iki kez tekrarlanır. Elde edilen titanyum blokları sıcak soğuk değişim işlemleri ile levha, çubuk, tel, blok gibi formlara dönüştürülür (Parr ve ark 1985, Päßler 1991, Lautenschlager ve Monaghan 1993, Özmumcu ve ark 1995, Wang ve Fenton 1996, Päßler 1997).

1950'lerin başlarında titanyum alaşım sistemleri hakkındaki araştırmalar en önemlisi $Ti6Al4V$ olan birçok alaşım ile sonuçlanmıştır (Williams 1981).

2.2. Titanyumun Özellikleri

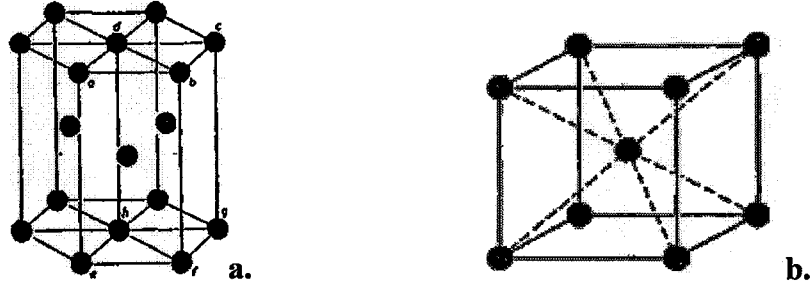
2.2.1. Fiziksel özellikleri

Atomik özelliği: Titanyum bir geçiş elementidir, atom numarası 22'dir ve atomik ağırlığı 47.9'dur. Periodik tablonun IV A grubundadır ve ilk uzun periyoda aittir (Williams 1981).

Çok hafif bir metaldir, 25 °C'de 4.505 g/cm^3 yoğunluğa sahiptir. Nispeten az X ışını absorpsiyonu düşük yoğunluğunun bir sonucudur (Williams 1981).

2-4 arasında değişen farklı değerlikte olduğundan dolayı metalik elementler arasında oldukça özel bir yere sahiptir. Titanyumun yüksek dayanıklılığı ve düşük yoğunluğu titanyumun özel elektron yapısı ile ilgilidir, bu titanyum atomlarının arasında nispeten güçlü ve uzun bağlantıların oluşumuna izin verir (Könönen ve Kivilahti 2001).

Kristal yapısı: Titanyumun 2 allotropik formu mevcuttur; oda sıcaklığında yakın alanlı hegzagonal kristal yapısına sahip olan α -titanyum olarak bilinen düşük sıcaklık formu, 882.5 °C'nin üzerinde stabil bir form olan gövde merkezli kübik yapıya sahip olan β -titanyum formu (Şekil 2.1a, b) (Williams 1981).



Şekil 2.1a. Yakın alanlı hegzagonal kristal yapı, **b.** Gövde merkezli kübik kristal yapı

Ticari saf titanyum, oda sıcaklığında α -titanyum içinde çözülebilir wt % ~14 oksijen oranı ile çok dilue edilmiş titanyum-oksijen alaşımıdır. En azından 3 oksit fazı; TiO, Ti₂O₃, TiO₂ oluşturulabilir ve α - β geçiş sıcaklığı oksijen konsantrasyonu at % ~12 (wt % 5) artırılarak yükseltilebilir (Williams 1981).

Hegzagonal kristal yapıdaki metaller kırılğan olsa da saf titanyum iyi şekillendirilebilir özelliktedir. Titanyumun şekillendirilebilirliği oksijen, nitrojen ve hidrojen gibi çözünebilir gaz türlerinden kolayca etkilenir. Bu elementlerden çözülmüş olan oksijen ve nitrojen yakın alanlı hegzagonal yapıyı (α) stabilize ederken, hidrojen de gövde merkezli kübik yapıyı (β) stabilize eder (Könönen ve Kivilahti 2001).

Titanyum alaşımları üç formda bulunur: α , β ve (α + β). Bu alaşımlar fiziksel özelliklerini değiştirmek amacıyla titanyuma farklı elementlerin ilavesi sonucu meydana gelir. Titanyumun fiziksel özelliklerinin değişimi faz değişimi ile bağlantılıdır. Dental implantlar bu alaşımların en popüler olanı Ti6Al4V'dan üretilmektedir (Jaffee ve Promisel 1970, Lautenschlager ve Monaghan 1993, Zaimoğlu ve ark 1993, Päßler 1997).

Erime noktası: 1668 °C'dir (Phillips 1991).

Kaynama noktası: 3260 °C'dir (Phillips 1991).

Isı iletkenliği: Titanyum ısı iletkenliği düşük metallerden birisidir. Çelikle kıyaslandığında ısı iletkenlikleri birbirine yakın olmakla birlikte alüminyumdan çok düşüktür. 20-25 °C'de 21.4 (w/m.K) veya birim zamandaki ısı artış derecesi başına 105 Btu'dur (Jaffee ve Promisel 1970, Metals Handbook 1985).

Isısal genleşme katsayısı: Isınma ve soğuma sırasında boyutsal değişimin ölçüsüdür, her sıcaklık değişimi derecesinde uzunluktaki değişim olarak ifade edilir (O'Brien 1997). Bir materyalin 1 °C ısı değişimi neticesinde birim uzunlukta gösterdiği boyutsal değişikliğine doğrusal ısısal genleşme katsayısı adı verilir (Philips 1991).

Titanyumun ısısal genleşme katsayısı 15 °C'de $8.35 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ 'dir (Williams 1981).

Elektrik iletkenliği: Elektrik iletkenliği %3.1'dir. Bakırın iletkenliğinin %100 olduğu düşünüldüğünde, kötü bir iletkendir (Jaffee ve Promisel 1970, Metals Handbook 1985).

Elektrik özdirenci: Oda ısısında 42.0×10^{-6} ohm cm'dir. Bu değerler saflığa bağlıdır (Williams 1981).

Magnetik özellikleri: Genelde birçok diğer metaller ile titanyum 3.2×10^{-6} /g manyetik yatkınlığı ile paramanyetiktir (Williams 1981).

2.2.2. Kimyasal özellikleri

Kimyasal yapısı: Değişen oksijen ve demir içeriklerine göre, ticari saf titanyum dört farklı sınıfta bulunabilir (O'Brien 1997).

ISO 5832-2:1999'a göre saf titanyumun kimyasal kompozisyonu (%) Tablo 2.1'de gösterilmektedir (Pohler 2000).

Tablo 2.1. ISO 5832-2:1999'a göre saf titanyumun kimyasal kompozisyonu (%)

Saflık derecesi	ISO 5832-2:1999'a göre saf titanyumun kimyasal kompozisyonu (%)					
	O	N	C	H	Fe	Ti
Derece 1	0.18	0.03	0.10	0.125	0.2	Kalanı
Derece 2	0.25	0.03	0.10	0.125	0.3	Kalanı
Derece 3	0.35	0.05	0.10	0.125	0.3	Kalanı
Derece 4	0.40	0.05	0.10	0.125	0.5	Kalanı

Gazlarla etkileşimi: Titanyumun biyolojik özellikleri, özellikle biyoyumluluğu, titanyum oksit tabakalarının varlığına dayanır ki bunlar oksijen içeren çevrede doğal olarak oluşur veya çeşitli yöntemlerle (örn. elektrolitik yöntem) üretilebilir. Titanyumun hegzagonal yapısında her atom oksijen atomları tarafından tutulmuş bir oktohedral alana sahiptir (Könönen ve Kivilahti 2001).

Titanyum çeşitli formlarda oksit oluşturabilir, örneğin TiO , Ti_2O_3 , Ti_3O_5 TiO_2 . Oksitlerin tabaka yapıları oldukça komplikedir. En dıştaki oksit tabaka daima oksijenden zengin titanyum dioksittir (Könönen ve Kivilahti 2001).

Titanyum birçok stabil oksite sahip olmasına rağmen büyük miktarlarda nitrojen ve oksijeni çözme potansiyeline sahip olmasından dolayı alüminyum ve magnezyum gibi diğer güçlü oksit oluşturan metallere farklıdır (Könönen ve Kivilahti 2001). Titanyum, oksijenin yanı sıra, nitrojen ve hidrojenle de reaksiyona girer. Yüksek sıcaklıkta karbondioksit absorbe edebilir. Oda sıcaklığının üzerinde 1 gr titanyum 400 cc gaz absorbe edebilir (Jaffee ve Promisel 1970).

Titanyumun oksijene olan afinitesi metal yüzeyinde bir pasifizasyon tabakası oluşturmakla kalmaz, aynı zamanda 800 °C'nin üzerinde oksijenin titanyum içine difüzyonu ile pasifizasyon tabakasına göre daha kalın, sert ve kırılabilir olan kontaminasyon tabakası oluşur (Ulusoy ve Aydın 2003). Yüksek ısıda β titanyumlar içindeki oksijenin çok aşırı çözünmesi, α titanyumu stabilize eder. Bu hegzagonal kristal yapıya sahip olan ikinci faz β titanyumun en üst tabakasında oluşur. Bu nedenle, α/β ara yüzeyi arasında oksijen içeriklerinde nispeten büyük fark vardır. Oksijenle kontamine olmuş titanyum yüzeyinin soğuması esnasında, β titanyum α titanyum içine geçiş yapar, alttaki α -titanyumdan düşük oksijen içeriğini ayırarak “ α -case” denilen yapıyı oluşturur (Könönen ve Kivilahti 2001). α -case'in kompleks olan kompozisyonunda, döküm atmosferinden kaynaklanan karbon, oksijen, hidrojen, azot gibi elementler ve revetmandan kaynaklanan silisyum ve fosfat bulunabilir. α -case tabakası materyalin gerilme direnci ve şekil verilebilirliğini azalttığından oluşması istenmeyen bir tabakadır (Ulusoy ve Aydın 2003).

Asitlerle etkileşimi: Titanyum ve titanyum alaşımlarının kimyasal analizinde metali çözümede, metalurjik çalışmalarda metal yüzeyinde makro ve mikro düzeyde çukurcuk oluşturmada titanyumla en hızlı reaksiyona giren flor kullanılır. Titanyumun flor içeren ajanlarla uzun süre muamele edilmesinin oksit tabakası açısından sakıncalı olduğu belirtilmiştir (Jaffee ve Promisel 1970, Schiff ve ark 2002).

Hidroklorik asit, sülfirik asit titanyumla oda sıcaklığında hızla reaksiyona girmektedir. Fosforik ve nitrik asitle etkileşimi daha azdır. Metalin elektroetching ile pürüzlendirilmesinde kısıtlı olarak kullanılabilirler (Jaffee ve Promisel 1970).

Çoğu metal ve alaşıma atak yapan klorid iyonu içeren nötrale yakın çözeltilerde titanyum neredeyse hiç korozyona uğramaz (Williams 1981).

2.2.3. Mekanik özellikleri

Dayanıklılık: Dayanıklılık bir yapıyı bozmak veya kırmak için gerekli olan maksimum stres olarak tarif edilir ve baskın olan stres cinsine göre çekme, sıkıştırma veya makaslama dayanıklılığı gibi isimler alır (McCabe 1992).

Saf titanyumun çekme dayanıklılığı ~ 250 MPa'dır. Çeşitli titanyum alaşımlarının kopma dayanıklılığı 700-985 MPa arasındadır (O'Brien 1997).

Şekillendirilebilirlik/Çekilebilirlik: Materyalin kırılma veya kopma olmadan tensile yük altında daimi deformasyona dayanabilme miktarıdır (Phillips 1991).

Saf titanyumun uzaması ~ % 50'dir (O'Brien 1997).

Sertlik: Bir maddenin çentiklenmeye veya penetrasyona karşı koymasına sertlik denir. Çentiklemek için uygulanan kuvvetin, çentiklenen alana oranına göre sertlik numarası verilir. Çentiklenen alan; köşegenlerin toplamının ortalamasına eşittir. Sert materyaller yüksek sertlik numarasına sahiptir. Dental materyallerin karşılaştırılmasında kullanılan ana parametredir (O'Brien 1997).

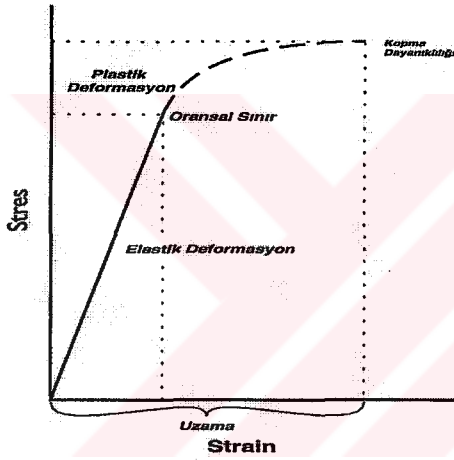
Vickers sertlik değeri ölçme testi dental alaşımların sertliğini ölçmek için kullanılır. Vickers sertlik testi için çentik açıcı kare-piramit şeklindeki elmadır. Sertlik, karenin köşegenlerinin ölçülmesi ve iki ölçümün ortalamasının alınmasıyla bulunur. Döküm saf titanyumun Vickers sertlik derecesi 210'dur (O'Brien 1997).

Elastisite modülü: Stresin straine sabit bir oranının olması özelliği elastikiyet olarak ve stresin straine oranının sabitliği elastisite modülü olarak bilinir. Elastisite modülü stres-strain eğrisinin doğrusal kısmındaki stresin straine oranındaki doğrusal ilişkinin sabitidir ve bir materyalin sertliğinin bir ölçüsüdür (Şekil 2.2). Yüksek modülüslü bir materyal aynı yüklere maruz bırakıldığında düşük modülüslü materyalden daha az deforme olur (O'Brien 1997).

Elastisite modülü şu şekilde hesaplanır:

$$\text{Elastisite modülü (E)} = \text{Stres } (\sigma) / \text{Strain } (\epsilon) \text{ (O'Brien 1997)}$$

Çeşitli titanyum alaşımlarının elastisite modülü 110-117 GPa'dır (O'Brien 1997). Tip III ve Tip IV altından (~100 GPa) yüksektir fakat krom alaşımlarının çoğundan (171-218 GPa) düşüktür (Williams 1981).



Şekil 2.2. Stres-strain grafiği

Germe/akma dayanıklılığı: Farklı materyallerin karşılaştırılmasını sağlamak için tanımlanmıştır ve belirli bir daimi deformasyon miktarına karşılık gelen stres olarak belirtilmiştir. Yüksek germe/akma dayanıklılığına sahip bir materyalin daimi olarak deformasyona uğraması düşük bir germe/akma dayanıklılığına sahip materyalden daha zordur. Bir materyalin germe/akma dayanıklılığı her zaman oransal sınırından (elastik sınır) çok az daha yüksektir (O'Brien 1997).

Saf titanyumun germe/akma dayanıklılığı 170-480 MPa, kopma dayanıklılığı 240-550 MPa arasında, saflığına bağlı olarak değişmektedir (Craig 1997). Çeşitli titanyum alaşımlarının germe/akma dayanıklılığı 560-860 MPa arasındadır (O'Brien 1997).

Çarpma direnci: Çarpma kuvveti altında bir materyali kırmak için gereken enerji olarak tanımlanabilir (Phillips 1991). Yüksek dirence sahip fakat kırılğan olan materyallerin çarpma direnci 1-2 foot pound'a yakınken, saf titanyumun çarpma direnci 30 food pound'dur (Jaffee ve Promisel 1970, Zaimoğlu ve ark 1993).

Yorulma direnci: Materyaller devamlı olarak kuvvet uygulanması ve kuvvetin kaldırılması işlemlerine tabi tutulursa, kopma dayanıklılığının altındaki bir streste, yıpranmasından dolayı kopacaktır. Genelde yüzeyde veya içerde oluşan küçük çatlaklar, bu döngü devam ettikçe büyüyecektir ve sonunda materyal tümüyle kırılacaktır. Stres büyüdükçe materyalin kırılmasına neden olacak döngü sayısı azalır (O'Brien 1997).

Küçük α -gren büyüklüğü ($<20 \mu\text{m}$), iyi dağıtılmış bir ikinci faz (β) ve küçük bir α/β ara yüzey alanlı mikroyapılar, eşit eksenli mikroyapılar gibi, yorulmayla çatlak başlamasına en iyi şekilde direnirler ve en iyi yüksek-sikluslu yorulma dayanıklılığına ($\sim 500-700 \text{ MPa}$) sahiptirler. Daha büyük bir α/β ara yüzey alanına ve daha düzenli faz kolonilerine sahip lameller mikroyapılar daha düşük yorulma direncine ($\sim 300-500 \text{ MPa}$) sahiptir (O'Brien 1997).

2.2.4. Biyolojik özellikleri

Titanyum mükemmel biyoyumluluğu ile tanınır. Bu özelliği titanyum yüzeylere doku cevabının çok uygun oluşu ve titanyuma alerjik reaksiyonların olmayışı gözlemlerine dayandırılır. Klinik tecrübelerle ilave olarak birçok merhem ve kozmetik ürününün yapımında esas malzeme olarak titanyum oksit kullanılması ile de gösterilmiştir (Pohler 2000)

Titanyumun dayanıklılığı yakın alanlı hegzagonal kristal kafes şekline ve kristalografik oryantasyonuna, biyoyumluluğu ise stabil pasif oksit tabakasına bağlıdır (O'Brien 1997).

Titanyumun oda, ağız ve vücut sıcaklığında korozyon direnci ve biyoyumluluğu, 1 nm (10^{-9} m)'den daha az kalınlıkta stabil oksit film tabakasının oluşmasıyla önem kazanır. Eğer film kazınırsa veya aşındırılırsa birkaç nanosaniye (10^{-9} sn) içinde tekrar oluşur. Oksit film tabakası yüksek sıcaklıkta kalınlığından ve yapışmamış hal almasından dolayı koruyucu değildir (O'Brien 1997).

Titanyum veya alaşımlarıyla (Ti6Al4V ve Ti13Nb13Zr) kontakta olan dokuların reaksiyonu oldukça ılımlıdır ve kemik ile osseointegrasyon oluşturur (O'Brien 1997).

Korozyon direnci

Korozyon, bir metal yapının gaz ya da sıvı barındıran çevre koşulları içerisinde elektron aktarımı nedeniyle çözünme olayıdır (Yavuzyılmaz ve ark 2003).

Bir metalin pasif olması korozyona uğramayacağı anlamına gelmez. Fakat korozyon oranı, koruyucu oksit tabakanın varlığı ile önemli derecede azaltılabilir. Stres, metal üzerinde mekanik ve çevresel etkilerin bir kombinasyonudur ve yüzeydeki oksit tabakasının özelliklerini değiştirebilir (Parr ve ark 1985).

Hem saf titanyum hem de Ti6Al4V oksit dereceleri ve pH seviyelerinin tüm genişliğince mükemmel korozyon direncine sahiptir. Bununla birlikte titanyum pasif halde bile inert değildir. Titanyum iyon salınımı titanyum oksidin kimyasal çözünmesinden kaynaklanır. Buna rağmen düşük çözünme oranı ve titanyum çözünme ürünlerinin kimyasal inertliği kemiğin iyileşmesine ve titanyumla osseointegre olmasına olanak sağlar (O'Brien 1997).

2.3. Titanyumun Kullanım Alanları

2.3.1. Endüstriyel kullanım alanları

Titanyum mükemmel mekanik ve fiziksel özellikleri, hafif olması ve biyolojik uyumluluğu nedeniyle jet motorlarında, uzay endüstrisinde, denizaltı çalışmalarında, optik alanda gözlük çerçevelerinde, saatlerde kullanılmaktadır (Parr ve ark 1985, Lautenschlager ve Monaghan 1993, Özmumcu ve ark 1995, Wang ve Fenton 1996, Päßler 1997).

2.3.2. Tıpta kullanım alanları

Kalp kapakçığı, ortopedik eklemler gibi birçok biomedikal cihazın üretimi için kullanılmaktadır (Lautenschlager ve Monaghan 1993, Simões ve Marques 2005).

2.3.3. Dişhekimliğinde kullanım alanları

Oral implantolojide implant materyali olarak (Pohler 2000), maksillofasial cerrahide mandibuler rekonstrüksiyon amaçlı plakalar, vidalar formunda (Islamoglu ve ark 2002), ortodontik amaçlı tel ve ark yapımında (Walker ve ark 2005), endodontide kök kanal postları (Akışlı ve ark 2002, Goto ve ark 2005) ve kanal aleti (Rangel ve ark 2005) olarak, konservatif tedavide titanyum pin olarak (Šegović ve ark 2002), periodontolojide güçlendirilmiş membran olarak kullanılmaktadır (Cortellini ve Tonetti 2005).

Restoratif alanda titanyumun kullanım amaçları;

1. Kor materyali olarak kullanılan kompozitlerin yapısında (Cohen ve ark 1999)
2. Titanyumla güçlendirilmiş kompozit simanların yapısında (Cohen ve ark 1992, Nissan ve ark 2001)
3. Sabit protezlerde kron ve köprü materyali olarak (Bergman ve ark 1999a,b, Walter ve ark 1994, Walter ve ark 1999)
4. İskelet bölümlü protezlerde metal alt yapı olarak (Thomas ve ark 1997, Au ve ark 2000)
5. İmplant destekli total protezlerde metal kaide olarak (Longoni ve ark 2004)
6. Tam protez kaidesi olarak (Mori ve ark 1997)
7. Obtüratör protez yapımında metal kaide olarak (Rilo ve ark 2002)
8. Overdenture protezler için tutucu ataçman (Flexi-Overdenture system) ve metal kaide olarak (Stevenson ve Connelly 1992)

2.4. Titanyumun Şekillendirilmesi

Barlar, bantlar, plakalar ve çekirdekler halinde üretilen titanyumun şekillendirilmesinde kullanılan yöntemler şöyle sıralanabilir:

1. Makine ile aşındırma; freze ya da CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing)
2. Soğuk şekillendirme; dövme, presleme
3. Isı ile şekillendirme; ısıtarak form verme, bükme
4. Kaynak
5. Lehim
6. Toz metalurjisi
7. Döküm
8. Kıvılcımla aşındırma (Ulusoy ve Aydın 2003).

CAD/CAM rutin olarak titanyum kapakçık ve titanyum kalça protezleri için kullanılmaktadır (O'Brien 1997).

Metal-porselenlerin üretiminde döküm titanyuma bir alternatif, Procera sistemi için kullanılan titanyumun spark erozyonu ve CAD/CAM ile oluşturulmasıdır. Döküm titanyum üzerine bu tekniğin asıl avantajı titanyum dökümler ile oluşan sertleşmiş yüzey tabakasının üstünden gelinmesi ve bu nedenle yeterli bağlantı sağlamasıdır (Dérand ve Herø 1992, Lautenschlager ve Monaghan 1993, Gilbert ve ark 1994).

Procera CAD/CAM: Nobelpharma tarafından 1986 yılında geliştirilmiştir. Sistem kron ve sabit parsiyel protez üretmek için bir modem iletişim hattı ile birbirine bağlanmış geleneksel bilgisayar kontrollü tasarım ve frezeleme komponentlerini içerir. İlk aşamada, ölçü alınıp die'li model oluşturulduktan sonra diş preparasyonunun 3-boyutlu konturları Procera Scanner veya dijital okuyucu ile taranır. Bilgisayar operatörü, sistemin CAD kısmı (Procera Cadd; computer assisted dental designs) software programı ile bilgileri uygulayabilir. Preparasyonun marjinlerini belirlemek, kron koping kalınlığını tasarlamak, restorasyonla kullanılacak bandın tipini belirlemek, yapıştırıcı ajan için koping ve preparasyon arasındaki aralığı tasarlamak Cadd için çeşitli rutinlerdir. Procera sisteminde ticari Grade 2 titanyum bardan koping üretmek için hem frezeleme hem de spark erozyon kullanılır. Sabit parsiyel protez yapılırken, titanyum abutmentler pontiklerle lazer lehimli ile birleştirilir. Metal alt yapı-düşük ısı porselen sistemin uyum ve estetik kalitesi döküm metal-porselen restorasyonlara eşittir (Bergman ve ark 1990, Russell ve ark 1995). Bu restorasyonun avantajları; titanyumun yumuşak doku uyumluluğu, soy metal döküm alaşımlarına oranla titanyumun düşük maliyeti ve kopingleri üretmek için standardize edilmiş prosedürler olarak bildirilmiştir (Bergman ve ark 1990, Van Roekel, 1992a).

Procera All Titan: Nobel Biocare (Göteborg, Sweden) tarafından üretilmektedir. Abutmentlerin dış konturları aşındırılır ve grafit elektrotların kullanıldığı spark erozyon prosedürü ile iç yüzey oluşturulur. Özel porselenleri uygulanmadan önce köprünün komponentleri lazer lehim ile birleştirilir. Bu yöntemde CAD/CAM teknolojisi ve geleneksel spark erozyon bir arada kullanılır (Qualtrough ve Piddock 1999).

2.5. Döküm

Hassas titanyum dökümü, döküm sistemi ve revetman materyallerine bağlıdır (Blackman ve ark 1991, Hung ve ark 2004).

2.5.1. Revetmanlar

2.5.1.1. Revetmanın yapısı

-Doldurucu materyal: Bu materyal genellikle silikondioksitin bir formudur; quartz, tridimit veya kristabolit veya bunların bir karışımından ibarettir, tüm revetmanlarda mevcuttur.

-Bağlayıcı materyal: Doldurucu materyal tek başına katı bir kitle oluşturamadığından, bazı bağlayıcılar gereklidir. Dental altın alaşımları için en sık kullanılan bağlayıcı α -kalsiyumsülfathemihidrattır. Fosfat, etilsilikat gibi materyaller ise yüksek derecede yapılan dökümler için kullanılırlar.

-Diğer kimyasal materyaller: Fiziksel özellikleri geliştirmek için sodyum klorür ve borik asit gibi kimyasallar eklenir (Phillips 1991, Zaimoğlu ve ark 1993).

2.5.1.2. Revetmanın çeşitleri

-Alçı bağlı revetmanlar: % 60-65 oranında kuvars veya kristabolit veya ikisinin karışımından oluşur. % 30-35 oranında α -kalsiyum sülfat hemihidrat ve % 5 oranında da kimyasal maddeler içerirler. Toz şekindedirler ve su ile karıştırılarak kullanılırlar (McCabe 1999).

-Fosfat bağlı revetmanlar: Silika, magnezyum oksit ve amonyum fosfat ihtiva eden tozlardır (McCabe 1999). Fosfat bağlı revetmanlar yanmayan bir doldurucu (%80 konsantrasyonda quartz, kristabolit ve silika) içerirler. Yüksek erime derecesine sahip metal-porselen alaşımlarının ortaya çıkması ile fosfat bağlı revetmanların kullanımı yaygınlaşmıştır. Kıymetli ve kıymetsiz metal alaşımları fosfat bağlı revetmanlar kullanılarak çalışılabilir (Zaimoğlu ve ark 1993).

-Silika bağı revetmanlar: Toz halindeki kuvars veya kristabolitin silika jeli ile bağlanmasından meydana gelir. Isıtma sonucu silika jeli silikaya dönüşür. Bağlayıcı solüsyon genellikle etil silikat veya onun oligomerlerinin seyreltik hidroklorik asit ve ispiroto ile karıştırılmasından elde edilir (McCabe 1999).

Silika bağı revetmanlar ısıya fosfat bağı revetmanlardan daha dayanıklı olup, yüksek ısıtma ve döküm sıcaklığına dayanabilir (Zaimoğlu ve ark 1993).

Titanyumun dökümü için geliştirilmiş revetmanlar fosfat bağı, etil silikat-bağı ve güçlendirilmiş olarak sınıflandırılabilir. Revetmanın yapısına silika (SiO_2), alümina (Al_2O_3), magnesia (MgO) ve zirconia (ZrO_2) gibi yüksek ısıya ve aşınmaya dirençli oksitler katılmıştır (O'Brien 1997).

Magnesia esaslı revetman titanyumun ara yüzey reaktivitesini önemli oranda azaltmıştır (Ida ve ark 1982, Hung ve ark 2004). α -case kalınlığı magnezyum esaslı revetman kullanıldığında 100 μm 'den çok daha azdır (Ida ve ark 1982, Syverud ve ark 1995, Zinelis ve ark 2003).

2.5.2. Eritme metotları

Alaşımın eritilmesi için mevcut yöntemler iki kategoride gruplandırılabilir:

1. Tork yardımıyla

-Gaz/hava

-Gaz/oksijen

-Hava/asetilen

-Oksijen/asetilen

2. Elektrik yardımıyla

-Direnç

-İndüksiyon

-Elektrik ark (O'Brien 1997)

Titanyum alaşımları asla tork yardımıyla eritilemez, bu amaçla indüksiyon ve elektrik ark yöntemleri kullanılır. Eritme çok hızlı bir şekilde sağlandığından, indüksiyon ve elektrik ark yöntemleri direnç yönteminden daha az kontrol edilebilirdir (O'Brien 1997).

2.5.3. Döküm makineleri

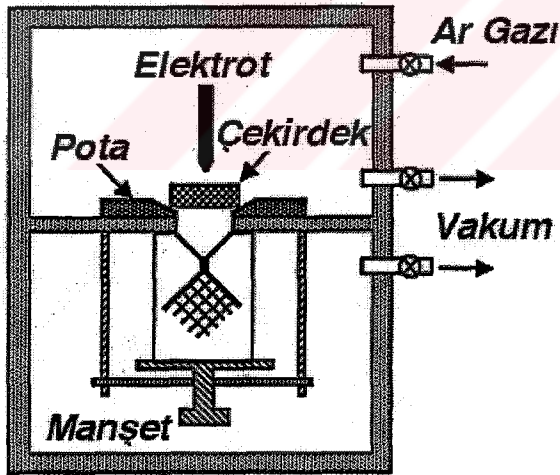
Yüksek erime noktası ve oksidize olmaya yüksek eğiliminden dolayı, titanyum özel olarak tasarlanmış döküm makinelerinde dökülür (Zinelis 2000).

Mevcut döküm makineleri 3 tipte sınıflandırılır (Zinelis 2000):

2.5.3.1. Argon atmosferinde elektrik arkı ile eritme yapan basınç/vakum altında çalışan döküm sistemi

Titanyum dökümlerde yaygın olarak kullanılan sistemlerden birisidir. Bu sistem birinde eritme (erime odası), diğerinde döküm yapılan iki odacıktan ibarettir (Şekil 2.3). Her iki odacığın erime başlamadan önce havası boşaltılır ve dökülecek olan metal üstteki odacıkta bakır pota üstüne konur. Üst odacıkta basıncın yükselmesinin ardından içeriye saf argon akını olur. Titanyum saf argon altında erir. Alttaki odacıkta hava emilimi devam eder. Üst odacıkta fazla basınçla pota devrilerek erimiş titanyum alt odacıktaki manşete akar. Titanyumun dökümü 30-50 sn sürer.

Rematitan (Dentaurum) bu esasa dayalı olarak çalışan bir sistemdir.

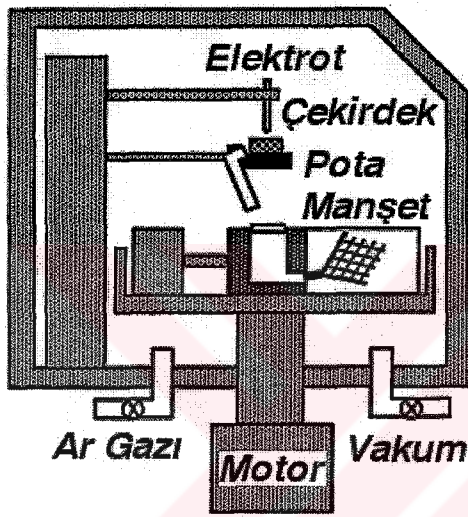


Şekil 2.3. Elektrik ark ve basınç/vakum ile döküm yapılan sistem

2.5.3.2. Argon atmosferinde elektrik arkı ile eritme, santrifüj ile döküm yapan sistem

Bu sistem piyasada Ohara Sistemi olarak bilinmektedir, soğuk döküm olarak da adlandırılmaktadır. Sistemdeki santrifüj dikey yönde hareketlidir. Manşetteki mum uzaklaştırıldıktan sonra manşet 1180 °C ye kadar ön ısıya tabi tutulur ve ardından 40 °C ye kadar soğutulur. Bu sırada erimiş metal, bu soğuk manşet içine basınçla gönderilerek döküm yapılır.

Ticast Super R (Selec) bu esasa dayalı olarak çalışan bir sistemdir (Şekil 2.4).



Şekil 2.4. Elektrik ark ve santrifüj ile döküm yapılan sistem

2.5.3.3. İndüksiyon sistemi ile eritme, santrifüj ile döküm yapan sistem

Bu şekilde döküm yapan cihazların bazıları vertikal, bazıları da horizontal yönde hareketli bir santrifüje sahiptirler. Döküm yine argon koruması altında ve vakumlu ortamda gerçekleştirilmektedir.

Vacutherm-3 (Linn) bu esasa dayalı olarak çalışan bir sistemdir (Blackman ve ark 1991, Lautenschlager ve Monaghan 1993, Özmumcu ve ark 1995, Rematitan®-Gießanlage Informationen zur 1995, Watanabe ve ark 2000).

2.5.4. Titanyum dökümünde yaşanan problemler

Titanyumun dökümü ile ilgili birçok sorun vardır (Sadeq ve ark 2003). Titanyum döküm makinelerindeki yeni gelişmelere rağmen, pörözite ve eksik döküm sıklıkla gözlenen döküm defektleridir (Syverud ve Herø 1995, Wang ve Fenton 1996, Watanabe ve ark 1997, Zinelis ve ark 2000).

Revetman materyalinin geçirgenliği, eritme ve mufla odaları arasındaki inert gaz basıncı farkı, titanyum ve revetman materyalleri arasındaki reaksiyonlar, tij dizaynı ve havalandırma kanalı kullanımı titanyum döküm makinelerinde pörözite ve eksik dökümü etkileyen faktörlerdir (Herø ve ark 1993, Syverud ve Herø 1995, Watanabe ve ark 1997, Zinelis ve ark 2000).

Titanyum, NiCr alaşımlarının ağırlığının yaklaşık olarak yarısı kadardır ve bu merkezkaç kuvvetine dayanan döküm makinelerinde titanyum dökümünü zorlaştırır. Titanyum aynı zamanda yüksek sıcaklıklarda çok reaktiftir, kolay bir şekilde oksitlenebilir, pota ve revetman komponentleri ile reaksiyona girer (Al-Mesmar ve ark 1999). Titanyum dökümü esnasında, revetman içindeki oksitler yüksek sıcaklıklarda titanyum tarafından indirgenir. Serbest kalan oksijen atomları titanyum içine difüze olarak α -case olarak bilinen sertleşmiş bir yüzey tabakası oluşturur (Sadeq ve ark 2003).

2.6. Dental Porselenler

2.6.1. Dental porselenin kimyasal yapısı ve özellikleri

Porselenler silika yapısında olan topraksı materyallerdir. Bu sebeple ismini “Keramikos” yani topraktan yapıma anlamına gelen kelimedenden almaktadır.

Geleneksel dental porselenin içeriğini Feldspar, Kaolin, Quartz oluşturur.

1. Feldspar ($K_2OAl_2O_36SiO_2$)

Dental porselene birleştiricilik ve saydamlık verir. Doğal feldspar, saf olmayıp potas (K_2O) ve soda (Na_2O) ile değişik oranlarda karışım halinde bulunur. Bunlar diş şeklinin ve yüzey detaylarının kaybolmasını önleyerek, krona doğal görünüş sağlamaya yardım ederler.

2.Kaolin ($2\text{H}_2\text{OAl}_2\text{O}_3\cdot 2\text{SiO}_2$)

Çin kili olarak isimlendirilen kaolin bir alüminyum hidrat silikatıdır. Dental porselende çok az kullanılır ya da hiç kullanılmaz, yapıştırıcı ve şekillendirici özelliği vardır.

3.Quartz (SiO_2)

Silika yapısında olan quartz dental porselenlerde desteklik görevi yapar ve büzülme ayarlar. Kütleyle stabilite sağlayarak dayanıklılığını artırır. Aynı zamanda materyale şeffaf bir görünüm verir (McLean 1979, Phillips 1991, Zaimoğlu ve ark 1993, O'Brien 1997).

Dental porselen feldspar, quartz, kaolin ve alümina gibi çeşitli kristalin materyallerin karışımından oluşmaktadır. Metal alt yapı ile kullanılan geleneksel feldspatik porselenin içeriği % 69 silika (SiO_2), % 8 alümina (Al_2O_3) ile beraber genleşmeyi kontrol eden % 8-10 arasında potas (K_2O) ve soda (Na_2O), % 1 borik asit (B_2O_3) ve % 0.8 kalsiyum oksit (CaO)'ten oluşmaktadır (Zaimoğlu ve Can 2004).

Metal alaşımlarla kullanılan düşük ısı, yüksek genleşme katsayısına sahip feldspatik porselenin bileşimindeki potasyum, sodyum, kalsiyum gibi alkaliler cam modifiye edici olup, SiO_4 ağında oksijen çapraz bağlarını engelleyerek ısısal genleşme katsayısını artırmaktadırlar. Dental porselenlerde oksijen atomları matrix olarak görev yaparken silikon atomları da boşlukları doldurur. Sonuçta her silikon atomunun dört oksijen atomu ile çevrelediği (SiO_4) tetrahedral yapı oluşur (Zaimoğlu ve Can 2004).

Metal-porselen sisteminin temelini oluşturan çalışmalar 1962 yılında Weinstein ve Weinstein tarafından yapılmıştır. Araştırmacılar metal alaşım formülleri ile ısısal olarak uyumlu yüksek genleşmeye sahip kendi buluşları olan porseleni lösit porseleni olarak tanımlamıştır. Bu porselenler düşük ısıda eriyen bir cam faz ile yüksek miktarda genleşebilen bir kristal fazından oluşur. Kristal faz olan lösit kristalleri cam ile çevrelenmiştir. Lösit, metal-porselen çalışmaları için düzenlenen porselen materyalinin en büyük kristal bileşimidir. Gri veya beyaza yakın bir mineraldir. Dental porselende lösitin ana maddesi ortoklastır ($\text{K}_2\text{O}-\text{Al}_2\text{O}_3-6\text{SiO}_2$ veya $\text{K}-\text{Al}-\text{SiO}_3\text{O}_8$). Metal-porselen restorasyonlarda kullanılan porselen tozlarının cam matrisler içine kristalin faz olarak % 30-40 oranında lösit ilavesi ile ısısal genleşme katsayıları metal ile uyumlu hale getirilmektedir. Bu bileşim ile metali kaplarken porselenin metalin erime derecesinin altında pişmesi ve metal ile uyumlu ısısal genleşmenin sağlanması iyi bir bağlanma temin eder (Zaimoğlu ve Can 2004).

2.6.2. Dental porselenlerin sınıflandırılması

2.6.2.1. Fırınlama derecelerine göre

1. Düşük ısı (low fusing) dental porselenler (871-1066 °C): Jaket kron, metal-porselen restorasyonlar, alüminöz porselenler (kor hariç), boya ve glaze tozlarında kullanılırlar.

2. Orta ısı (medium fusing) dental porselenler (1093-1260 °C): Gövde porseleninde kullanılırlar.

3. Yüksek ısı (high fusing) dental porselenler (1288-1371 °C): Suni dişlerin ve nadiren yüksek ısı ile pişirilen jaket kronların yapımında kullanılırlar (O'Brien 1997).

2.6.2.2. Kullanım alanlarına göre

1. Hareketli protezlerde kullanılan yapay dişlerin üretiminde

2. Tek parça jaket kronlar ve inleyler

3. Kron ve sabit bölümlü protez yapımında (Craig 1997)

2.6.2.3. Kompozisyonlarına göre

1. Metal destekli dental porselenler

-Döküm metal üzerine bitirilenler

-Metal yaprak üzerine bitirilenler (Memikoğlu 1997)

2. Metal desteksiz dental porselenler

- Kor yapısındaki egemen materyale göre

a. Alüminyum oksit içeren (In-Ceram)

b. Tetra silisik flourmika içeren (Dicor, Dicor Plus)

c. Lössit ile kuvvetlendirilmiş feldspat içeren (IPS Empress)

d. Lityum disilikat içeren (IPS Empress 2)

e. Zirkonyum içeren (DC-Zirkon)

- Hazırlama tekniklerine göre

a. Refraktör day tekniği ile hazırlananlar

İnfiltrate cam seramik (In-Ceram)

b. Mum modelajı takiben hazırlananlar

Dökülebilir cam seramik (Dicor, Dicor Plus)

Isı ve basınç altında şekillendirilen cam seramik (IPS Empress, IPS Empress 2)

-Bilgisayar yardımı ile hazırlananlar, CAD/CAM Sistemi

Cerec Sistemi

- Makine milledme tekniği ile hazırlananlar

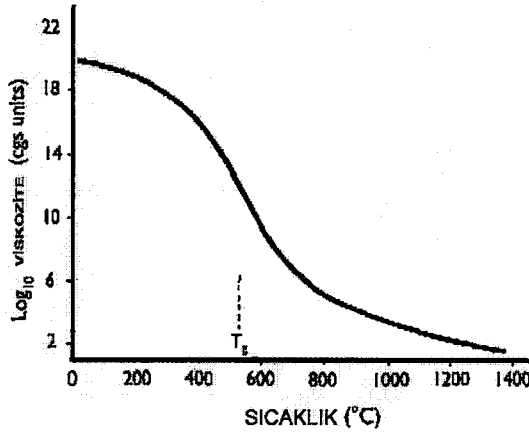
Celay sistemi (Üçtaşlı ve ark 2001, Guazzato ve ark 2004).

2.6.3. Dental porselen uygulamalarında genel özellikler

Porselen mineler sodyum, potasyum ve lityum gibi geniş alkali metal iyonlarının varlığıyla üretilen silikanın irregüler bir ağından oluşan camsı bir yapıya sahiptir. Bu amorf yapı, cama ait fiziksel özelliklerden kırılma ve keskin erime ısısının olmaması özelliklerini getirir. Camlar irregüler yapılarına ve gerçek bir kristalin yapıda bulunan kaygan düzlemlerin bulunmamasına bağlı olarak kırılırlar. Camların ve kırılma materyallerin dayanıklılığın genellikle küçük yarıklar ya da çatlakların varlığından etkilenir. Camsı dental porselenlerin çekme dayanıklılıkları, 517 MPa olan sıkıştırma dayanıklılıklarıyla karşılaştırıldığında 35 MPa civarındadır. Camsı bir kitlenin ya da mine porseleninin kırılma modülü yaklaşık 90 MPa civarındadır. Vakumla fırınlanan porselenlerin dayanıklılıkları yarıkların daha az bulunmasına bağlı olarak daha yüksektir (O'Brien 1997).

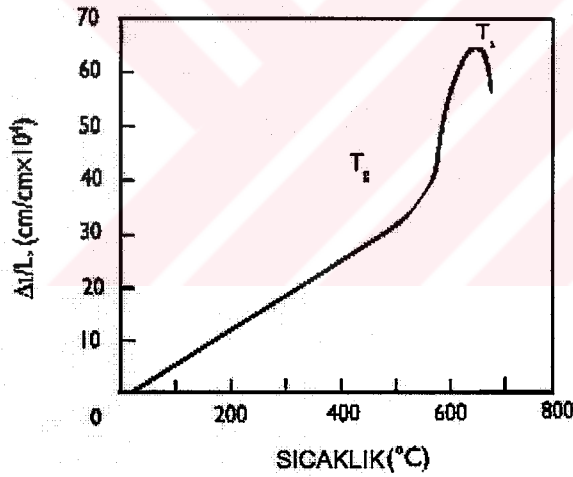
Dental porselenler keskin bir erime ısısına sahip değildirler ancak ısıtıldıklarında viskozitelerinde aşamalı bir azalma meydana gelir (Resim 2.5) (O'Brien 1997).

Cam geçiş ısısı (T_g) civarında, viskozitede keskin bir azalma ortaya çıkar. T_g'nin altında cam bir katının özelliklerine sahiptir. T_g'nin üzerinde ise daha kolay akar ve camsı sinterizasyon oluşur (O'Brien 1997).



Şekil 2.5. Porselenlerin ısı ile viskozite değişimleri

Bir porselen çubuğun tipik bir ısıl genişleme eğrisi Resim 2.6'da gösterilmiştir. Isıl genişleme Tg civarına kadar doğrusal olarak artmaktadır. Tg'nin üzerinde cam daha akışkan bir yapıya sahipken genişleme oranında hızlı bir artış bulunmaktadır. Eğer ısıtılmaya devam edilirse, bar yumuşama ısısına ulaşacak ve çökecektir (O'Brien 1997).



Şekil 2.6. Porselenlerde ısıl genişleme katsayısının sıcaklık ile değişimi

Metallere bağlanma için metal ve porselenin ısıl genişleme katsayıları uyumlu olmalıdır. Eğer metal ve porselenin ısıl genişleme eğrileri birbirinden çok farklıysa istenmeyen ısıl stresler daha zayıf materyal olan porselenin kırılmasına neden olacaktır (O'Brien 1997).

2.6.4. Kondensasyon ve sinterizasyon

Porselen kronun anatomisi porselen tozu hamuru küçük bir fırça ile metal alt yapı ya da platinyum folyo matrikse uygulanarak oluşturulur. Genellikle hamuru oluşturmak için cam bir kap içindeki porselen tozu ile distile su ya da özel likitler kullanılır. Hamurun her bir katmanı eklendikçe su vibratör ile uzaklaştırılır ve absorban bir doku kağıdı ile temas ettirilir. Bu işlem krona daha fazla dayanıklılık verir ve bileşimin yoğunluğunu artırır (O'Brien 1997).

Oluşturulan her tabakadan sonra, kron artık suyu uzaklaştırmak için önce fırının ön kısmında kurutulur daha sonra vakum altında pişirilir. Porselen ısıtıldıkça bitişik partiküller birbirlerine sinterleme ile bağlanır. Porselen partikülleri yüzey enerjisinin bir sonucu olarak temas sırasındaki akımla yapışırlar (O'Brien 1997).

Vakum altında pişirmek pöröziteyi oldukça azaltır. Porselenin ilk fırınlanması ön fırınlama ya da bisküvi fırınlanması olarak adlandırılır. İnsizal tabaka eklendikten sonra glaze fırınlaması aşamasına gelinmiştir. Porselenin glaze ısısına ulaşmasıyla yüzeyde bir cam tabakası oluşur. Alternatif bir yaklaşım yüzeye ince bir tabaka düşük ısı camı ya da glaze uygulamak ve düşük glaze ısısında fırınlamaktır (O'Brien 1997).

2.6.5. Düşük ısı porselenleri

Metal-porselen restorasyonlar için kullanılan çoğu dental alaşımın aksine, titanyum iki sebepten konvansiyonel feldspatik dental porselenlerle kaplanamaz. Konvansiyonel dental porselenleri fırınlamak için gereken sıcaklıklarda, titanyum yüzeyinde yetersiz metal-porselen bağlantı dayanıklılığı ile sonuçlanan oldukça zayıf bağlı kalın bir oksidasyon tabakası oluşur (Adachi ve ark 1990, Kimura ve ark 1990, Zinelis ve ark 2003).

Kabul edilebilir titanyum-porselen bağlantısını sağlamadaki diğer bir engel konvansiyonel değerli metal alaşımlarına kıyasla titanyumun daha düşük doğrusal genişleme katsayısıdır (Togaya ve ark 1983, Lautenschlager ve Monaghan 1993, Sadeq ve ark 2003).

Dental alaşımlar için mevcut olan düşük ısı porselenlerinin (≤ 800 °C) titanyum ile kullanımı, saf titanyum konvansiyonel porselenlerinkinden çok daha küçük ısıl genleşme katsayısına sahip olduğundan dolayı sınırlıdır. Bu nedenle titanyum alt yapılar için uygun kaynaşma noktası ve ısıl genleşme katsayısı olan düşük ısı porselenleri üretilmiştir. Bu özel porselenler konvansiyonel sistemler ile kıyaslandığında düşük bir bağlantı dayanıklılığı göstermiştir (Pang ve ark 1995, Pröbster ve ark 1996, Atsü ve Berksun 2000, Sadeq ve ark 2003, Zinelis ve ark 2003).

Porselenin fiziksel ve mekanik özellikleri kristal fazı ile ilgilidir (Schuh 2005). Düşük ısı porselenlerinde, lösit kristallerinin partikül büyüklükleri ve miktarının, yüksek ısı porselenlerine göre az olmasına karşın, kimyasal kompozisyon ve fiziksel özellikleri yüksek ısı porselenleriyle aynıdır (Özden ve Akaltan 2000).

Yüksek ısı porselenleri düşük ısı porselenleri ile karşılaştırıldığında daha iyi bağlantı dayanıklılığına sahiptir, ancak bu porselenlerin karşıt dişi daha fazla aşındırdığı rapor edilmiştir (Kvam ve ark 1995, Esquivel ve ark 1996, Kaus ve ark 1996). Hacker ve ark (1996) düşük ısı porselenlerinin mineyi konvansiyonel feldspatik porselenden daha az aşındırdığını bildirmişlerdir.

Düşük ısı porseleninin mekanik polisajı ile glaze uygulanmış yüzeyden daha düzgün yüzeye sahip olduğu gösterilmiştir (Wright ve ark 2004) ancak glaze uygulanmış yüzey ve mine yüzeyinin sürtünme katsayıları benzer bulunmuşken, polisajlı yüzeylerin sürtünme katsayısı glaze uygulanmış yüzeylerden daha yüksektir (Schuh 2005).

Titanyum için kullanılan düşük ısı porselenlerin klinik olarak renk ve yüzey bozulmasına daha yatkın olduğu gözlenmiştir (Nilson ve ark 1994, Bergman ve ark 1999a,b, Zinelis ve ark 2003).

2.7. Metal-Porselen Bağlantısı

Porselenin metale bağlantısını etkileyen 4 mekanizma tanımlanmıştır:

1. Fiziksel tutunma kuvvetleri (Moleküler çekime bağı bağlantı, Van der Wall's kuvvetleri): Kimyasal bağlantı olmaksızın, bir alan içinde birbirlerine yaklaşan iki atom arasındaki elektrostatik olarak karşılıklı reaksiyon nedeni ile olan bağlanmadır (Zaimoğlu ve Can 2004).

Metalin pürüzlü yüzeyine uygulanan porselenin fırınlanması esnasında eriyip akıcı duruma gelerek pürüzlü yüzeyi ıslatması ile tutunma meydana gelir. Bu ıslanmanın etkinliği ise yüzey geriliminin etkisine bağlıdır. Metal yüzeyi ile eriyen porselen arasında bir temas açısı oluşur, bu temas açısı küçük ise erimiş porselen, metal yüzeyindeki tüm ayrıntılara girerek iyi bir bağlanmaya zemin oluşturur. Metal yüzeyi, porselen ile ne kadar iyi ıslanabilirse oluşan adezyon kuvveti Van der Wall's bağlantısını o kadar geçerli yapar. Pürüzlü kontamine metal yüzeyleri ıslanmayı inhibe eder ve Van der Wall's bağlantı direnci düşer. Buna karşın kontamine olmayan 50 µm'lik alüminyum oksit (Al_2O_3) ile pürüzlendirilmiş metal yüzeyinde porselenin ıslatma etkinliği artar. Soy metal alaşımlarının ıslanabilirliği, soy olmayan metal alaşımlarından çok daha iyidir. Soy metal alaşımları porselen ile 45-55°'lik düşük temas açıları gösterirken, soy olmayan metal alaşımları 80-100°'lik çok daha yüksek temas açıları göstermektedir. Katı ve sıvı arasındaki yüzey gerilimine bağlı olarak oluşan temas açısı küçülürse ıslanabilirlik artar. Bütün bu etkenlere karşın Van der Wall's kuvvetleri, tüm bu bağlantı kuvvetleri içerisinde sadece minör yardımcı kuvvetlerdir (Zaimoğlu ve Can 2004).

2. Mekanik Bağlantı: Mekanik bağlantı metal veya metal oksit yüzeyinin porselen tarafında iyi bir şekilde ıslanmasına bağlı olarak metal döküm yüzeyindeki pek çok mikroskobik düzensiz pürüzlülükler içerisinde porselenin akması ile sağlanır. Alüminyum oksit ile kumlanarak metal yüzeyinin pürüzlülüğündeki düzensizlikler giderilir ve yeni bir pürüzlülük ile yüzey alanı da artırılarak tutunmanın daha iyi olmasına çalışılır (O'Brien 1997, Zaimoğlu ve Can 2004). Konvansiyonel porselenlerde opak porselen metal yüzeyindeki pürüzleri doldurarak, metal-porselen bağlantısını başlatması ve renk gelişimine yardımcı olmasından dolayı dentin porselenine astar görevi yapmaktadır (Zaimoğlu ve Can 2004).

Dental porselen metale bağlanmak için pürüzlü bir yüzeye ihtiyaç göstermez, gerçekte porselen iyi polisajlı yüzeye de tutunabilir ama yüzey pürüzlülüğü tutunma kuvvetini artırır. Bu nedenle mekanik retansiyon da tek başına tutuculuğu sağlamaz (Zaimoğlu ve Can 2004).

3. Sıkıştırma Bağlantısı: Dental porselenin metale sıkıştırma kuvvetleri ile tutunması metal yüzeyinin geometrisine, metal ve porselenin ısıl genişleme katsayıları arasındaki uyuma bağlıdır. O nedenle metalin ısıl genişleme katsayısının porseleninkinden büyük olması, soğuma esnasında genişmesi fazla olan metalin daha hızlı büzülerek üzerindeki porselene sıkıştırıcı kuvvet uygulanmasına neden olur. Soğuma esnasında metal orijinal boyutuna dönme çabasında iken metalin genişmesi porseleninkinden biraz daha fazla

seçildiğinden metal daha çabuk büzülür ve sonuçta metal gerilim, porselen ise baskı altında kalır (Zaimoğlu ve Can 2004).

4. Kimyasal Bağlantı: Metal-porselen bağlantısında tek önemli mekanizmanın metal yüzeyindeki oksit tabakası ile porselen arasındaki kimyasal bağlantı olduğunu düşünen araştırmacılar kimyasal bağlantı teorisinde iki mekanizmanın etkin olduğuna inanırlar. Bu hipotezlerden birine göre oksit tabakası daimi olarak metal yüzeyine yapışık iken öbür yüzü ile de porselene yapışmaktadır. Oksit tabakası metal-porselen arasında adeta bir sandwic sistemi şeklinde yer almaktadır. Bu teoriye göre kalın oksit tabakası, metal porselen arasında zayıf bir bağlantıya neden olacağından arzu edilmez. Oksit tabakası, metal ile porseleni atomik temasa getirecek yeterlikte ince bir tabaka halinde olmalıdır (Zaimoğlu ve Can 2004). Altın alaşımlarında indium, galyum, demir gibi elemanlar oksijen varlığında fırınlanırsa yüzeye geçer ve bunlar porselenin opak tabakası içindeki benzer oksitler ile bağlanır. Temel metal alaşımlarında ise, bu elementler ilave edilmeksizin ortaya çıkan oksit tabakası bağlantıyı sağlar (O'Brien 1997).

Oksit tabakasının kalınlığı, uzun süreli fırınlamalarda artarak daha kırılğan olur. Nikel oksit ve krom oksitin kalın oluşması ile soy olmayan metal alaşımlarında bağlanma dayanıklılığının azaldığı belirtilmiştir. Berilyum, oksidasyonu kontrol eden en etkili maddedir. % 1-2 oranında olması, aşırı krom oksit formasyonunu önleyen koruyucu berilyum oksit tabakasını oluşturmak için gereklidir. Diğer elementler berilyum kadar toksik olmasa da, oksidasyonun kontrolünde daha az etkilidirler (Zaimoğlu ve Can 2004).

Daha çok desteklenen diğer hipotez ise oksit yüzeyinin opak tabakası içinde erimesidir. Porselen ve metal arasındaki atomik kontaklar sonucunda, metal ve porselenin elektronları paylaşması ile direkt kimyasal bağlantı olur. Kimyasal bağlanmaya göre hem iyonik hem de kovalent bağlanmanın gerektiği düşünülse de kimyasal bağlantının gerçekleşmesi için sadece oksitin monomoleküler tabakası gereklidir. (Zaimoğlu ve Can 2004).

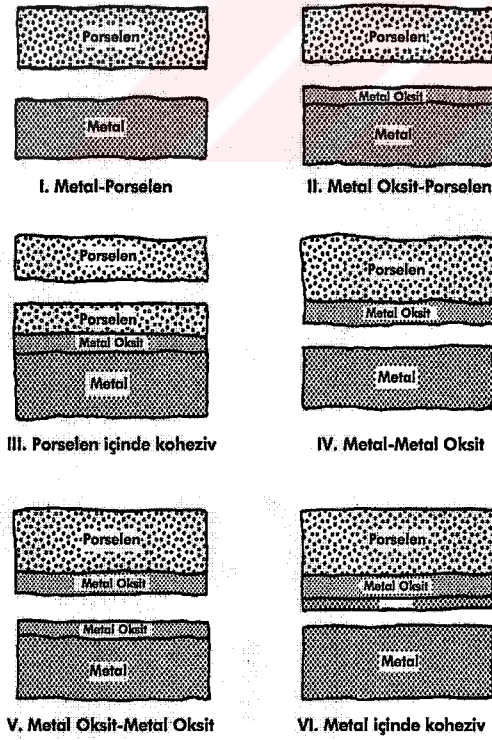
Metal yüzeyi-oksit tabakası-porselen arasındaki ilişki hala çok iyi bilinmemektedir, ancak metal-porselen bağlantısındaki primer mekanizma metal oksitlerin porselen içine difüzyonları şeklinde olan kimyasal bağlantıdır (Zaimoğlu ve Can 2004).

2.7.1. Metal-porselen bağlantısında başarısızlık tiplerinin sınıflandırılması

Porselen-metal bağlantısı için muhtemel başarısızlık tipleri O'Brien (1997) tarafından sınıflandırılmıştır.

1. Metal-porselen başarısızlığı
2. Metal oksit-porselen başarısızlığı
3. Porselen içinde kohesiv başarısızlık
4. Metal-metal oksit başarısızlığı
5. Metal oksit-metal oksit başarısızlığı
6. Metal içinde kohesiv başarısızlık (Şekil 2.7).

Uygun bir bağlantıda porselenin kırılması kohezivdir. Başarısızlık altın alaşımlarında porselenin koheziv başarısızlığı, soy olmayan alaşımlarda ise adeziv başarısızlık şeklindedir (Zaimoğlu ve Can 2004).



Şekil 2.7. Metal-porselen başarısızlık tipleri

2.7.2. Titanyum-porselen bağlantısı

Protetik dişhekimliğinde uygulamalar için titanyum teknolojisini geliştirme çabaları metalik yapının preoksidasyonunun metal ve porselen arasında güçlü bağlantı için gerekli olduğunu göstermiştir. Bununla birlikte titanyum-porselen sistemi için yüksek bağlantı dayanımı, yüksek vakum altında porselenin fırınlanması ile elde edilebilir. Ayrıca, konvansiyonel metal-porselen bağlantısı gerekli reaksiyonları sağlamak için yüksek ısı gerektirirken, titanyum-porselen bağlantısının başarısı, düşük ısılar kullanılarak reaksiyonun geciktirilmesi ile sağlanır. Günümüzde uygun titanyum-porselen sistemleri mevcut olmasına rağmen, titanyum-porselen bağlantısı ile ilgili problemler halen tam olarak çözülmüş değildir (Könönen ve Kivilahti 2001).

Metal-porselen bağlantı dayanıklılığını 3 temel faktör belirler: Ara yüzeylerin kimyasal yapısı, ara yüzeylerin morfolojileri, mekanik stresler (Könönen ve Kivilahti 2001).

2.7.2.1. Titanyum-porselen sistemine ara yüzey kimyasının etkisi

Dental porselen-metal bağlantısı genellikle, farklı materyaller arasında kimyasal reaksiyon oluşması muhtemel sıcaklıklarda olur. Bu sebeple porselen ve metalin uyumlu ısıl genişleme katsayılarına ek olarak, mikro yapılarının ve reaksiyon alanlarının kompozisyonlarının bilinmesi metal-porselen sistemlerinin en iyi şekilde kullanımı ve bunların üretimi için büyük önem taşır (Könönen ve Kivilahti 2001).

SiO₂-esaslı dental porselenler ve ticari saf titanyum, 720-750 °C'lik pişirme sıcaklığında belirli sürede temastadır. Titanyumdan oksit tabakaları ayrılır ve takibinde titanyum içinde elementlerin çözünmesi meydana gelir. Oluşan kimyasal reaksiyonlar sistemin termodinamik sıcaklık-kompozisyon grafikleri ile yakından ilişkilidir. α-titanyum içinde oksijenin maksimum çözünebilirliği 700 °C' nin üstünde yaklaşık % 33'tür, fakat Si'un çözünebilirliği %1'den daha azdır (Könönen ve Kivilahti 1994, Könönen ve Kivilahti 2001).

2.7.2.2. Titanyum-porselen sistemine rezidüel streslerin etkileri

Porselenlerin cam geçiş ısısından (T_g), oda ısısına soğuması esnasında oluşan rezidüel stresler metal ve porselen arasındaki ısıl büzülme farklılıklarına, porselenlerin cam geçiş sıcaklığına, örneklerin geometrisine ve kullanılan materyallerin elastik modülüslerine bağlıdır. Soğuma oranı ve fırınlama sayısı gibi değişkenler de etkilidir (Dorsch 1981,

Dehoff ve ark 1983, Anusavice ve Gray 1989, Könönen ve Kivilahti 2001). Ancak, bazı konvansiyonel metal-porselen çalışmalarında, tekrarlayan fırınlamaların makaslama bağlantı dayanıklılığına anlamlı bir etkisinin olmadığı bildirilmiştir (Hammad ve Stein 1990, Stannard ve ark 1990, Könönen ve Kivilahti 2001). Isısal streslerin büyüklüğünü belirtmek ve seviyelerini değerlendirmek için, bu streslerin oluştuğu sıcaklık derecelerini bilmemiz gerekir. Üst sıcaklık için makul bir alternatif opak veya dentinin Tg değeridir. Bu sıcaklıkların üstünde porselendeki stres neredeyse sıfırdır (Asaoka ve Tesk 1989, Könönen ve Kivilahti 2001).

2.7.2.3. Titanyum-porselen sistemine yüzey yapısının etkisi

Titanyum yüzeyinin morfolojisi bağlantıların mekanik bütünlüğünü etkiler. Porselenler yapısal olarak kumlanmış yüzeye elektroliz edilmiş yüzeyden daha iyi bağlanır. Kumlanmış örneklerle ilgili olarak, hem metalin mikroskopik kilitlemesi hem de stres vektörlerinin ara yüzeyde dağılımı, bağlantıların mekanik dayanıklılığını artırır. Ek olarak, kumlanmış örneklerin yüzey yapısı, bağlantıların dayanıklılığını arttıran devamlı ve düzgün reaksiyon tabakalarının oluşumunu önleyebilir. Yüksek palladyum içeren alaşımlarda, kumlamanın ardından oksidasyonun, metalografik parlatmanın ardından yapılan oksidasyondan daha farklı bir oksit yapısı oluşturduğu rapor edilmiştir. Bu, metal-porselen bağlantılarının dayanıklılığını etkileyebilir. Konvansiyonel metal alaşımları için metal oksitlerinin alaşıma yapışmasının; en çok pürüzlü alaşım yüzeyleri olmak üzere, metalin yüzey özelliklerine bağlı olduğu bulunmuştur (Könönen ve Kivilahti 2001).

2.8. Titanyum Yüzeyinin Hazırlanmasında Kullanılan Metotlar

Literatürde metal-porselen bağlantısını güçlendirdiği bildirilen metotlar şunlardır:

1. Kumlama (Dérاند ve Herø 1992, Yılmaz ve Dinçer 1999, Atsü ve Berksun 2000, Cai ve ark 2001, Yamada ve ark 2004)
2. Bonding ajanları (Gilbert ve ark 1994, Atsü ve Berksun 2000, Suansuwan ve Swain 2003, Yamada ve ark 2004)
3. Asit işleme (Gilbert ve ark 1994, Cai ve ark 2001)
4. Silikon nitrit kaplama (Wang ve ark 1999)
5. Silica kaplama (Kern ve Thompson 1994)

6. Titanyum yüzeyinin nitridasyonu (Oshida ve Hashem 1993)
7. İnce Cr kaplama (Wang ve Fung 1997, Wang ve ark 1998)
8. Paladyum kaplama (Wang ve ark 1998)
7. Argon atmosferi (Atsü ve Berksun 2000, Sadeq ve ark 2003)
8. Altın kaplama (Sadeq ve ark 2003, Lee ve ark 2004)

2.8.1. Kumlama

Kumlama işlemi yüzey enerjisini ve ıslanabilirliği etkileyen fizikokimyasal değişiklikler olarak tanımlanabilir. Titanyum alaşımlarının kumlanması sadece titanyum yüzeyindeki düzensizlikleri değil aynı zamanda titanyum yüzeyinde oluşan oksit filmleri de kaldırdığından bağlantı dayanıklılığını etkileyebilir. Alümina partikülleri ile dental alaşımların kumlanması genellikle alaşım yüzeylerini temizlemek için ve mikroretansiyonu ve yüzey alanını arttırmak için kullanılır. Kumlama metal oksit veya debrisin kaldırılması ve bağlanmayı geliştirmek için kullanılan bir teknik olmasına rağmen, kumlamadan sonra oluşan kontaminasyon (Darvell ve ark 1995) ve distorsiyon (Peutzfeldt ve Asmussen 1996) dezavantaj olabilir (Kern ve Thompson 1994, Lim ve ark 2003).

Kumlamadan sonra titanyum yüzeyi SEM/EDXA ile analiz edildiğinde yüzeyde kalan alümina miktarı wt % 27.5-39.3 olarak tespit edilmiştir (Kern ve Thompson 1994).

Alümina partiküllerinin mevcudiyeti lokal çatlamaya neden olarak veya olası stres konsantrasyon noktaları gibi davranarak porselenin metale mekanik bağlanmasını zayıflatabilir (Papadopoulos ve ark 1999).

Kumlama prosedürleri titanyum yüzeyinde alüminanın artışına neden olmanın yanı sıra titanyumun hacim kaybına da yol açar (Kern ve Thompson 1994, Darvell ve ark 1995, Papadopoulos ve ark 1999).

Restorasyonların distorsiyonunu azaltmak için küçük alümina partikülleri, düşük hava basıncı ve kısa kumlama periyodu ile kumlama önerilmiştir (Peutzfeldt ve Asmussen 1996). Alümina partikül boyutu arttıkça titanyum yüzeyinin kontaminasyonunun azaldığı, yüzey pürüzlülüğünün arttığı bildirilmiştir (Papadopoulos ve ark 1999).

2.8.2. Sodyum hidroksit anodizasyonu

Anodizasyon, titanyum implant yüzeyini modifiye etmek için kullanılan tekniklerden birisidir (Zhu ve ark 2001). Pürüzlü, kalın ve pöröz oksit filmler üreten elektrokimyasal bir metottur (Suh ve ark 2003, Son ve ark 2003).

Anodize edilmiş titanyum yüzeylerinde oluşan oksit tabakalarının, erken implantasyon döneminde implant-kemik ara yüzey bağlantı dayanıklılığını arttırdığı rapor edilmiştir (Son ve ark 2003).

Mühendislik alanında sodyum hidroksit anodizasyonu titanyum yüzey işleme metodunun farklı çevresel şartlar altında adesiv bağlantı dayanıklılığını ve sürekliliğini artırdığı rapor edilmiştir (Molitor ve ark 2001).

Kumlanmış yüzeylere sodyum hidroksit anodizasyonu uygulandığında sadece kumlama yapılan örneklerden daha sürekli bağlantı sağlandığı bildirilmiştir (Ingram ve Ramani 1997).

Ingram ve Ramani (1997), ince bir tabaka termoplastik bonding malzeme ile bağlanan titanyum-titanyum eklemlerde sodyum hidroksit anodizasyonunun bağlantıya ve bağlantının sürekliliğine etkisini incelemişler, bu işlem sayesinde yüzeyin temizlendiğini ve taze bir oksit tabakası sağlandığını bildirmişlerdir.

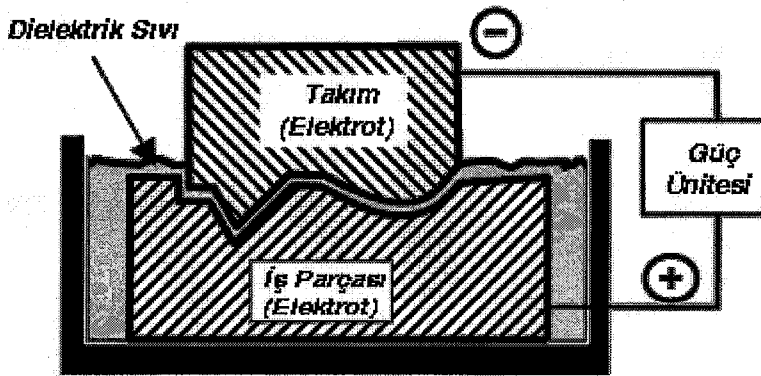
2.8.3. Elektro erozyon ile işleme (EDM; Electrical discharge machining)

Elektro-erozyon ile işleme sert malzemeleri ve karmaşık şekilleri, doğru boyutlarda işlemenin mümkün olduğu bir imalat yöntemidir (Halkacı ve Erden 2001). EDM, çok geniş bir şekilde kullanılan konvansiyonel olmayan materyal kaldırma işlemlerinden birisidir. Sertliğine bakmaksızın elektriksel olarak iletken parçaları işlemek için termal enerjinin kullanıldığı doğası, kalıp, otomotiv, uzay ve cerrahi komponentlerin üretiminde avantajlıdır. Ayrıca; EDM, elektrot ve iş parçası arasında direk temas olmadığından işleme esnasında karşılaşılan mekanik gerilmeler, çatlaklar ve titreşim problemlerini elimine etmektedir (Ho ve Newman 2003).

EDM yöntemi genellikle (-) kutba bağlanmış elektrot ile (+) kutba bağlanmış iş parçası arasında oluşturulan kıvılcım atlaması yardımıyla iş parçası yüzeyinden talaş kaldırılması yöntemidir. Yaklaşık saniyenin binde biri ile 1/250 000 gibi zamanda bu işlem tekrarlanır ve film teknolojisinde saniyenin 1/20'de biri gibi süreyle değişen resimleri sürekli akıyor gibi gören göz burada da sürekli bir kıvılcım akıyor gibi görür (Keskin 2003).

EDM, kontrollü şartlar altında, sıvı bir ortam içindeki iş parçasını aşındırmak için kıvılcımlar serisinin kullanıldığı metal kaldırma işlemi olarak tanımlanabilir. Sıvı ortam dielektrik sıvı olarak isimlendirilir. Sıvı ortam yalıtkan, soğutucu olarak fonksiyon görür ve aynı zamanda kıvılcımların oluşturduğu metal parçacıklarını uzaklaştırmak ve kıvılcım oluşturmak için kullanılır. Bu amaçla hafif yağlar, trietilen yağı ilave edilmiş gliserin su karışımı, parafin veya distile su dielektrik sıvı olarak kullanılabilir (Jameson ve King 1983, Van Roekel 1992a).

Spark erozyon olayında kıvılcım olarak görünen olay aslında bir elektron-iyon akımıdır. Çok hızlı bir şekilde hareket eden bu elektronlar çarptıkları yerde enerji açığa çıkararak ısı meydana getirirler. Bu ısı iş parçasının yüzeyinde çok küçük bir noktada erimeye neden olur ve bir miktar metal buharlaşarak kırıntılar halinde dielektrik sıvı yardımıyla yüzeyden uzaklaşır. Bu işlem saniyede 250 000-500 000 kerelik bir hızla meydana gelirken, sonucunda metal yüzeyinde küçük kraterler oluşur (Jameson ve King 1983). Kıvılcımlar 3 000-5 000 °C arasında ısıtarak alaşımı eritir. Bu kıvılcımlar mikrosaniyeler içinde küçük bir miktar metali kaldırır. Bütün işlem alaşımın yanmasını önleyen dielektrik sıvı banyosu içinde yer alır (Şekil 2.8) (Weber ve Frank 1993).



Şekil 2.8. Elektro erozyon ile işleme yönteminin şematik gösterimi

İşleme yöntemi olarak EDM'in avantajları;

1. Termal bir işlem olduğundan metalin sertliğinden etkilenmez.
2. Temassız bir materyal kaldırma yöntemi olduğundan, iş parçasının adeziv özelliklerinden etkilenmez.
3. Pürüzsüz, frez izi olmayan bir yüzey sağlar.
4. Neredeyse hiç mekanik kuvvet oluşmadığından ince objeleri deformasyon olmadan işlemek için kullanılabilir.
5. Elektrot üstünde kırıklara neden olacak hafif bir tork bile oluşmadığından dolayı, EDM uzun-küçük çaplı kesimler yapmak için kullanılabilir.
6. EDM ile 2.5 µm hassasiyette yüzeyler oluşturulabilir (Van Roekel 1992a).
7. Geleneksel yöntemlerle üretilmesi çok zor olan karmaşık şekiller kolaylıkla elde edilebilir.
8. Elektrik iletkenliği olan her türlü malzeme işlenebilir (Keskin 2003).

EDM prosesinin bu avantajlarına rağmen diğer proseslere göre, düşük talaş kaldırma oranı, elektriksel iletkenliğe sahip olmayan malzemelerin işlenememesi ve elektrot aşınmasının hızlı olması gibi dezavantajları vardır (Keskin 2003).

Dişhekimliğinde EDM'in kullanımı 1980'lerden bu yana rapor edilmiştir. Yöntem teleskopik kronların üretiminde (Evans 1997), sabitlenmiş alt yapılı barlar ve hareketli üst yapıları ile implant destekli protezler için (Van Roekel 1992a,b, Evans 1997), sabit parsiyel protezler ile kombine edilen hareketli parsiyel protezlerdeki hassas tutucular için (Rubeling 1982, Miyazaki ve ark 1993), titanyum-porselen kronlar yapmak için CAD/CAM teknolojisinde (Böning ve ark 1992, Leong ve ark 1994, Berg 1997, Evans 1997), hibrit-implant protezlerde döküm hatalarını düzeltmek için (Evans 1997), UCLA-tipi implant abutmentlerinde döküm düzensizliklerini elimine etmek için (Evans 1997, Schmitt ve Chance 1995), implant barların uyumunu düzeltmek için (Romero ve ark 2001) döküm kronların marjinal uyumunu geliştirmek için (Contreras ve ark 2002) kullanılmıştır.

2.9. Metal-Porselen Bağlantısının Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntemler

2.9.1. Mekanik testler

Sayısız test yöntemi mevcut olmasına rağmen metal-porselen sisteminin bağlanma dayanıklılığını doğru ölçmek için universal olarak kabul edilmiş bir dizayn yoktur (Hammad ve Talic 1996, Sadeq ve ark 2003). Bağlantı dayanıklılık testleri, uygulanan strese direnci ve rezidüel stresi ölçer (Bagby ve ark 1990, Yılmaz ve Dinçer 1999). Bir metal-porselen bağlantı testi nicel, tekrarlanabilir ve uygulaması kolay olmalıdır (Lenz ve ark 1995, Pröbster ve ark 1996).

Güvenilir test dizaynları, minimal deneysel değişkenler ve metal-porselen ara yüzeyinde çok az rezidüel stres olanlardır. Ancak, metal ve porselenin ısıl genleşme katsayıları arasındaki fark nedeniyle ara yüzeyde rezidüel stresler kaçınılmazdır (Hammad ve Talic 1996, Sadeq ve ark 2003).

Metal alt yapı ve porselenlerin elastisite modülüsündeki farklılıklar da test sonuçlarının yorumlanmasını zorlaştırır. Bu problemler farklı metal porselen sistemlerinin doğrudan karşılaştırılmasını imkansızlaştırır (Chung ve ark 1997).

Metal-porselen bağlantısının değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılan test yöntemleri şunlardır:

1. 3-nokta eğme testi (Gilbert ve ark 1994, Pang ve ark 1995, Pröbster ve ark 1996, White ve ark 1996, Yılmaz ve Dinçer 1999, Atsü ve Berksun 2000, Yoda ve ark 2001, Garbelini ve ark 2003, Tróia Jr ve ark 2003)

2. 4-nokta eğme testi (Dérاند ve Herø 1992, Dérاند 1995, Wang ve ark 1998, Wang ve ark 1999)

3. Makaslama testi (Stannard ve ark 1990, Bondioli ve Bottino 2004).

4. SEM/EDS Si $K\alpha$ x-ray (scanning electron microscopy/enerji dispersive x-ray spectroscopy analysis of the characteristic x-ray of silicon) ile kombine edilmiş biaxial flexural, sabit strain testi (Cai ve ark 2001, Sadeq ve ark 2003, Lee ve ark 2004).

5. Alternatif kırılma mekanikleri yaklaşımı (Chung ve ark 1997, Suansuwan ve Swain 1999, Suansuwan ve Swain 2003, Yamada ve ark 2004).

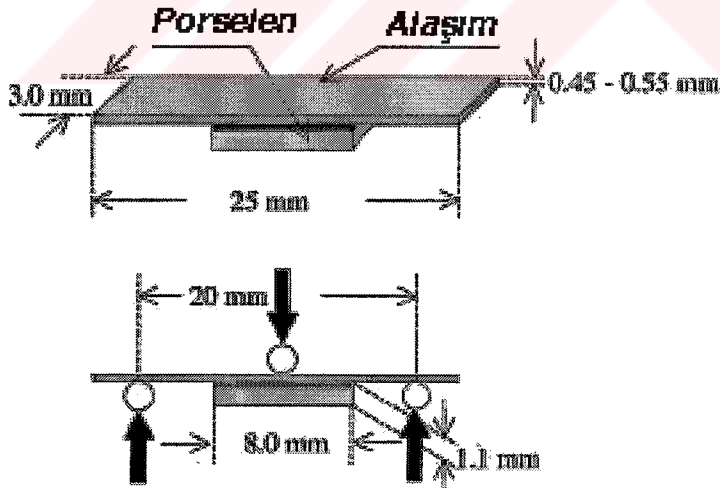
2.9.1.1. 3-nokta eğme testi: Dişhekimliği materyalleri için sıklıkla kullanılan bir test metodudur (McCabe 1999).

3-nokta eğme testi örneklerinde stres dağılımı sonlu eleman metodları ile analiz edilmiştir (Lenz ve ark 1995) ve metodun iyi olduğu bildirilmiştir. Bu metod alaşım ve seramiğin elastisite modülüsünün bir fonksiyonu olarak metal-porselen ara yüzeyindeki ortalama makaslama bağlantı dayanıklılığını hesaplar. Metot, metal alt yapı ve seramiğin boyutlarını da hesaba katar (Pröbster ve ark 1996).

Dayanak noktaları arası mesafe 20 mm olarak ayarlandıktan sonra örneklerin tam ortasından olacak şekilde kuvvet uygulanır (Şekil 2.9). Porselenin metalden ayrıldığı andaki kırılma kuvveti değeri hesaplanır (ISO 9693:1999).

Metal-porselen bağlantı kuvveti değeri (τ_b), her örnekten tespit edilen porselenin maksimum kırılma kuvveti (F) ile kullanılan metal örneğin kalınlığı (d_M) ve elastisite modülüne (E_M) göre hesaplanan k sabitinin (k) çarpımı ile saptanır ve metal-porselen kopma dayanıklılığının 25 MPa'dan fazla olmalıdır (ISO 9693:1999).

$$\tau_b = k \times F \text{ (N/ mm}^2\text{)}$$



Şekil 2.9. 3-nokta eğme testi

2.9.2. Metal porselen ara yüzeyinin topoğrafik incelemesi

2.9.2.1. SEM (Taramalı Elektron Mikrosobu)

SEM'de görüntü elektronların enerjisi ile elde edilmektedir. Bu nedenle elektronların enerjilerine bağlı olarak moleküllerin şekillerine kadar ayrıntıyı gözleyebilme imkanı verir. Elektron demetinin çarptığı bölgenin yerel topoğrafisi, bileşimi, kristal yapısı gibi özellikleri belirlenebilir (Jeol News 1980).

Oksidasyon tabakasının morfolojik gözlemleri SEM ve X-ray mikroanaliz ile araştırılabilir. Elemental haritalamaya izin veren ikincil elektron görüntüleme tekniği kullanılarak oksidize alaşım yüzeyine dik oksidasyon tabakasının tabaka yapısının gelişimi gösterilmiştir (Chung ve ark 1997, Suansuwan ve Swain 2003).

İki boyutlu bilgi sağlmasına rağmen, SEM ile yüzeyin iyi görüntüsü, örneğin rölyefi kolayca gösterilemez (Derrien ve Le Menn 1995, Verran ve ark 2003).

2.10. Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi

R_a değeri örnekleme uzunluğu boyunca orta çizginin altı ve üstündeki grafiklerin tüm sapma değerlerinin aritmetik ortalamasını tarif eder. R_z ve R_{max} hesaplamaları R_a değeri tarafından sağlanamayan pürüzlülük tipine ait ilave bilgi sağlayabilir (Wen ve ark 1996, Taylor ve ark 1998, Verran ve Boyd 2001, Verran ve ark 2003).

Konvansiyonel yüzey pürüzlülüğü ölçüm teknikleri sıklıkla ölçülen obje ile yüzey teması gerektirir; bu potansiyel olarak yüzeye zararlıdır. Yüzey teması ile pürüzlülüğün değerlendirilmesi yüzey düzensizliklerindeki değişimleri tespit etmek ve kaydetmek için örnek üzerinde sürüklenen bir uç ile sağlanır. Kontak profilometre tekniğinin primer limitasyonu ucun yüzeye dik hareket ettirilmesinin gereksinimidir (Nergiz ve ark 2004).

Bu tekniğe ait görüntüler 2 boyutlu bir kopya ve büyük uç boyutu ile sınırlıdır (Taylor ve ark 1998, Verran ve Boyd 2001, Verran ve ark 2003).

Lazer profilometre daha küçük çaplı fokal nokta lazer proba sahip olduğundan, kontakt profilometresininkinden daha iyi derecede çözünürlük sağlar. Yüzey teması olmadığından yüzeyin tam bir kopyası sağlanabilir (Verran ve ark 2000).

Atomik kuvvet mikroskopi (AFM) alt tabakaya minimal kuvvet ileten bir temas profilometre metodur. Distorsiyonu önlemek için keskin nanometre boyutlu bir uç kullanılarak yüzey taranır, ince özelliklerin daha iyi çözümü sağlanabilir. Bu yöntemde özel ölçümlerin yapılması ve pürüzlülük değerlerinin elde edilmesi ile sağlanan veriler kullanılarak topoğrafik bilgi 3 boyutlu resimsel görüntüler şeklinde sağlanabilir (Verran ve ark 2000).

Dental literatürde yüzey pürüzlülüğünün incelenmesinde (Jang ve ark 2001, Ardlin 2002, Wright ve ark 2004, Guilherme ve ark 2005) genellikle yüzey pürüzlülüğünün uluslararası parametresi olarak kabul edilmiş ortalama pürüzlülük (R_a) (Fleming ve ark 2005) parametresi kullanılmıştır.



3. MATERYAL ve METOT

Çalışma, Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda, Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Selçuk Üniversitesi Mimarlık-Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği EDM, Selçuk Üniversitesi Kimya Mühendisliği Analitik Kimya Araştırma, Lar't Symbiotique Dental Manufacturing Ltd., KOSGEB ve Kırıkkale Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi SEM Laboratuvarlarında gerçekleştirildi.

Çalışmamızda kumlama, anodizasyon ve EDM (Elektro Erozyon ile İşleme; Electrical Discharge Machining) yöntemleri ile pürüzlendirilmiş titanyum örnekler üzerine uygulanan 3 farklı düşük ısı porselenin bağlantı dayanıklılığı, kontrol grubu olarak seçilen NiCrMo alaşımı-konvansiyonel porselenin bağlantı dayanıklılığı ile karşılaştırılmıştır. Bu amaçla 3-nokta eğme testi kullanılmıştır.

Yüzey işlemleri yapıldıktan sonra metal yüzeyinin pürüzlülüğü ölçülerek, yüzey işlemlerinin pürüzlülük farkı ve metal-porselen bağlantısına etkisinin araştırılması amaçlanmıştır.

Kumlama, anodizasyon ve EDM yöntemleri ile pürüzlendirilmiş örnek yüzeylerinin topoğrafik incelemesi taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile yapılmıştır.

Metal-porselen ara yüzeyinin incelenmesi ile metal-porselen bağlantısı hakkında daha mikro düzeyde bilgi edinilmektedir. Metal-porselen ara yüzeyinde oluşan oksit tabakasının hakkında fikir sahibi olmak ve metal-porselen bağlantısını değerlendirebilmek amacıyla, örneklerin metal-porselen ara yüzeylerinden SEM fotoğrafları elde edilmiştir.

Çalışmamızda aşağıdaki sıra izlenmiştir:

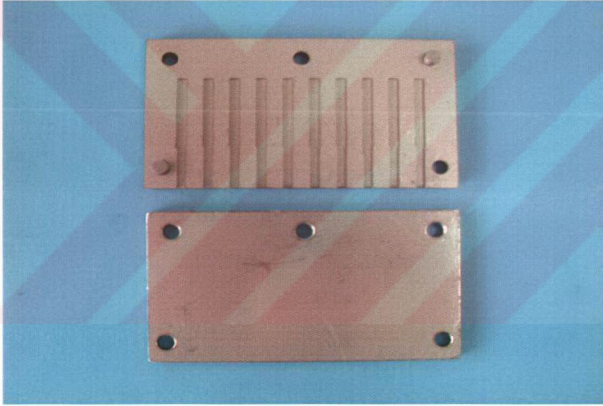
3.1. Metal-Porselen Bağlantı Dayanıklılığının Belirlenmesi

Metal-porselen bağlantı dayanıklılığının belirlenebilmesi için döküm yolu ile hazırlanmış titanyum örneklerin yüzeyleri üç farklı yüzey işleme yöntemi kullanılarak işlenmiştir. Toplam 90 adet titanyum örnek üzerine üç farklı tip düşük ısı porseleni uygulanmıştır. Kontrol grubu olarak ise 10 adet örnek, NiCrMo alaşımından dökülerek elde edilmiş, üzerine tek tip konvansiyonel porselen uygulanmıştır.

3.1.1. Metal alt yapının hazırlanması

ISO 9693:1999 standartlarına göre 3-nokta eğme testi için $25 \pm 1 \times 3 \pm 0.1 \times 0.5 \pm 0.05$ mm boyutlarında olması gereken titanyum örnekler, döküm sonrası α -case tabakasının kaldırılması planlandığından $25 \times 3 \times 0.8$ mm boyutlarında, kontrol grubu örnekleri ise $25 \times 3 \times 0.5$ mm olacak şekilde hazırlandı.

Çalışmada; mumdan hazırlanacak örneklerin deformasyona uğrayabileceği düşüncesi ile döküm metal örnekler Meliodent® otopolimerizan akrilik rezin kullanılarak hazırlandı. Bu çalışma için; Bybase çizim programı⁹ kullanılarak örneklerin hazırlanacağı kalıpların çizimi yapıldı. Kontrol grubu örnekleri için 0.5 mm kalınlığında, titanyum örnekler için 0.8 mm kalınlığında paslanmaz çelik levhalar CNC Kontrollü Modüler Laser Kesme Sistemi¹⁰ kullanılarak, yapılan çizime göre kesildi (Resim 3.1).



Resim 3.1. Paslanmaz çelik levhalardan hazırlanan kalıp

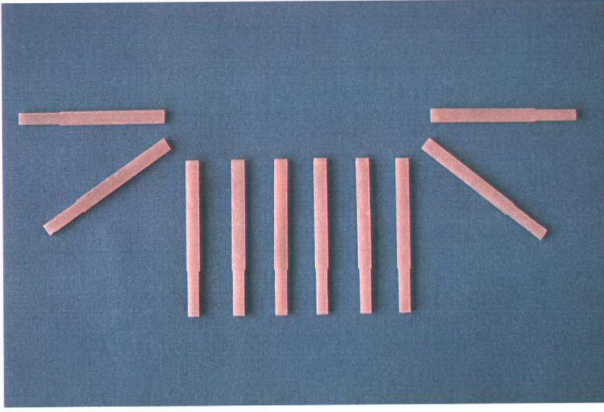
Otopolimerizan akrilik 5 gr toz/ 3.5 gr likit oranında olacak şekilde 30 sn karıştırıldı, kalıp içine enjekte edildi. Kalıp hidrolik prese¹¹ yerleştirildi, 100 bar basınç altında 15 dk polimerizasyon tamamlanıncaya kadar bekletildi. Taşan akrilik rezin zımpara ile uzaklaştırıldıktan sonra, örnekler kalıptan çıkarıldı, revetmana alınacağı zamana kadar su içinde bekletildi (Resim 3.2).

⁸ Heraeus Kulzer Dentist Products Divisions, Germany.

⁹ Bystronic, Switzerland.

¹⁰ Bysprint 2512, Bystronic, Switzerland.

¹¹ Hydrofix, Bego, Germany.



Resim 3.2. Otopolimerizan akril örnekler

Titanyum metali ile dökümü yapılacak örnekler tijlendi. Örnekler fosfat bağlı döküm revetmanı olan Rematitan Plus^a ile revetmana alındı. Revetmana alınırken örneklerin 6 mm revetman ile kaplanmasına dikkat edildi.

Rematitan Plus karıştırma likidinin dökümü yapılacak restorasyona bağlı olarak değişen oranda distile su ile dilue edilmesi gerekmektedir, revetmanın genleşmesi bu şekilde kontrol edilmektedir. Standart kron ve köprüler için bu oran % 60 konsantre likit, % 40 distile su şeklindedir. Çalışmada, karıştırma likidi her kullanımdan önce çalkalandı ve uygun oranda distile su ilave edildi. Üretici talimatlarına uygun olarak 250 gr toz/ 40 ml likit, revetman karıştırma cihazında^δ 8 bar vakum altında 60 sn karıştırıldı. Uniform karıştırma için üretici firma önerisine uyularak, revetman karıştırma cihazına yerleştirilmeden önce kısa bir süre el ile karıştırıldı. Döküm halkası tamamen revetmanla dolduruldu ve hemen vibratörden^β kaldırıldı. Rematitan Plus için çalışma zamanı 21 °C'de 3 dk 40 sn, sertleşme zamanı 40 dk olarak bildirilmiştir.

Revetman yüzeyi yaklaşık 5 mm revetman bırakılarak yavaş bir şekilde trimlendi, manşetler tij yolu aşağıya gelecek şekilde oda sıcaklığındaki ön ısıtma fırınına^ε yerleştirildi.

^a Dentaurum, Germany.

^δ Vacuum Mixer, Type:VM 120, Siladent Technik GmbH, München, Germany.

^β Vibrobroy S, Bego Bremer Goldschlägerei Wihl, Herbst GmbH&Co., Bremen, Germany.

^ε Nabertherm, Bremen, Germany.

Manşet, dakikada 5 °C olacak şekilde 150 °C'ye kadar ısıtılarak 90 dk, tekrar dakikada 5 °C olacak şekilde 250 °C'a kadar ısıtılarak 90 dk ve dakikada 5 °C olacak şekilde 1000 °C'ye kadar ısıtılarak 60 dk ön ısıtma fırınında tutuldu.

Manşet 1000 °C'den döküm sıcaklığı olan 430 °C'ye kadar yavaş soğutuldu. Fırın sıcaklığı 430 °C olduğunda döküm işlemine geçildi. Manşetlerin fırın içinde 430 °C'de 120 dk'dan daha fazla tutulmamasına dikkat edildi.

Döküm işlemi için, inert bir ortam oluşturan argon atmosferinde, metalin elektrik arkla eritildiği ve vakum/basınçla revetmanın içine itildiği Rematitan döküm cihazı^z (Resim 3.3) kullanıldı.



Resim 3.3. Rematitan döküm cihazı

^z Rematitan®-Gießanlage, Dentaurnum, Germany.

Rematitan döküm cihazında, üst odacıktaki eritme potasına saf titanyum ingot[°] (Resim 3.4) (Tablo 3.1), alt odacığa manşet yerleştirildi. Manşet ve eritme hücresi arasında yerleştirilen porselen contası ile döküm prosedürü süresince manşet ve dökme hunisi arasındaki sızdırmazlık sağlandı. Metali eritecek olan elektrot, metalden yaklaşık 5 mm uzağa konumlandırıldıktan sonra, üst odacıktaki bakır pota içinde bulunan metal, elektrik arkı ile 1668 °C'de 40 sn sürede eritildi. Döküm sırasında üst odacıktaki basınç 0.95 ± 0.05 bar, alt odacıktaki basınç ise -0.95 ± 0.05 bar olarak ayarlandı. Bu basınç farkı ile eriyen metal alt odacıktaki manşete döküldü. Bu sırada döküm odasında, vakum yerini argon gazına bırakmakta, her iki odada da inert bir ortam oluşturan argon gazı atmosferi oluşmaktadır. Her yeni döküm için en az 1 dk 42 sn beklendi. Her 4-5 dökümde bir titanyumun oksidasyonu ve kirlenme ihtimaline karşı bakır pota değiştirildi.



Resim 3.4. Tritan Grade 1 saf titanyum metali

[°] Tritan, Pure Titanium Grade 1, Dentaurem, Germany.

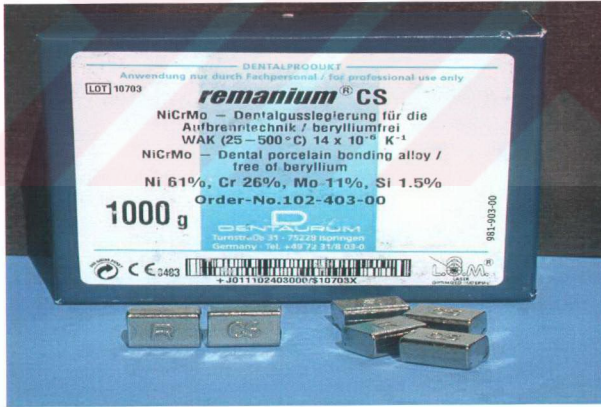
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan saf titanyumun özellikleri

	İsim	Kompozisyon	Isısal Genleşme Katsayısı
Titanyum	Tritan	minimum % 99.5 Ti, Fe, O, H, N, C	$9.6 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ (Oda sıcaklığı-500°C)

Kontrol grubunu oluşturacak örnekler tijlendi. Fosfat bağlı Castorit-super C revetman¹⁾ 150 gr toz/ 34 ml likit olacak şekilde, revetman karıştırıcı²⁾ ile vakum altında 60 sn karıştırıldı. Manşet örnek kenarlarında yaklaşık 5 mm mesafe kalacak boyutta tamamen revetmanla dolduruldu ve hemen vibratörden kaldırıldı.

Revetman sertleştikten sonra, manşet soğuk ön ısıtma fırınına yerleştirildi, dakikada 5 °C olacak şekilde 250 °C'ye kadar ısıtılarak 60 dk, tekrar dakikada 5 °C olacak şekilde 950 °C'ye kadar ısıtıldı, 30 dk bu sıcaklıkta tutuldu. Manşet 200 °C'ye kadar yavaş yavaş soğutuldu, bu sıcaklıkta en azından 30 dk tutulmasına dikkat edildi.

Mum atımı işlemi tamamlandıktan sonra sonra, örnekler Remanium CS^o (Resim3.5) (Tablo 3.2) metal kullanılarak 1410 °C'de indüksiyon döküm cihazında^π döküldü.



Resim 3.5. Remanium CS metali

¹⁾ Dentaurem, Pforzheim, Germany.

²⁾ Motova SL, Bego, Germany.

^{o)} Dentaurem, Ispringen, Germany.

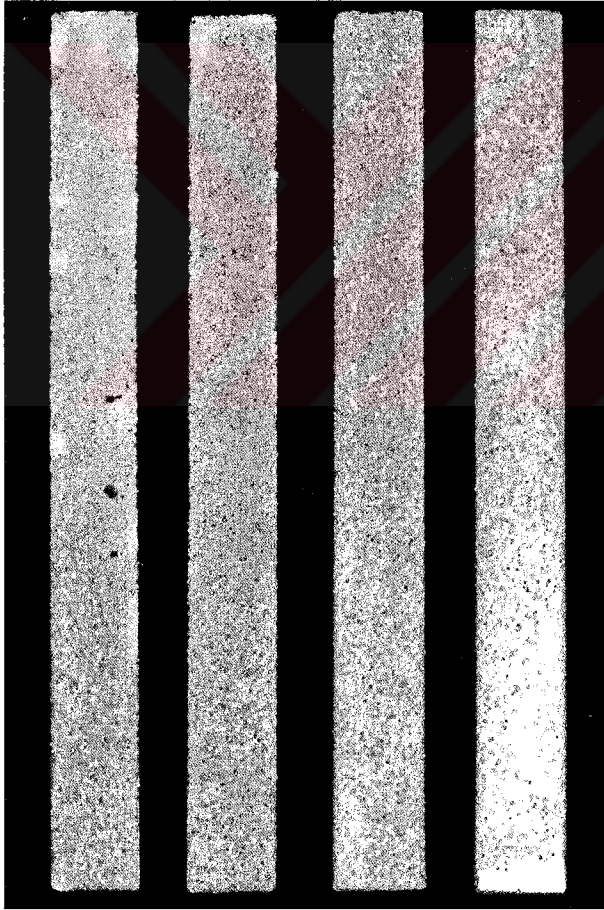
^π Fornax 35 EM, Bego Bremer Goldschlägerei Wihl. Herbst GmbH&Co., Bremen, Germany.

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan baz metalin özellikleri

	İsim	Kompozisyon	Isısal Genleşme Katsayısı
Baz metal	Remanium CS	% 61 Ni, % 26 Cr, % 11 Mo, % 1.5 Si, % 1 S, Fe, Se, Al	$14.0 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ (25-500°C)

Döküm sonrası soğuma fazı esnasında tüm manşetler termal şoktan korundu. Manşetten çıkarılan örnekler, 250 µm alüminyum oksit* ile kumlandı. Karbon separeler kullanılarak tijleri kesildi.

Hazırlanan örneklerden periapikal radyografik görüntü* alınarak iç pörözite varlığı kontrol edildi, iç ve dış pöröziteli tüm örnekler ayrıldı (Al-Mesmar ve ark 1999, Cecconi ve ark 2002) (Resim 3.6).



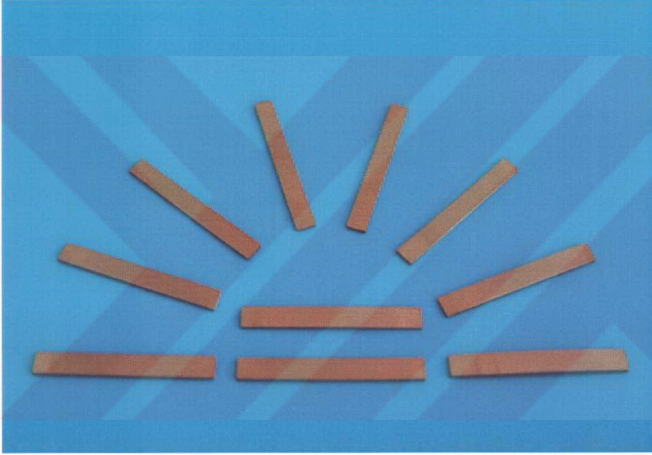
Resim 3.6. Örneklerin periapikal radyografik görüntüsü

* Korox®, Bego Bremer Goldschlägerei Wihl. Herbst GmbH&Co., Bremen, Germany.

♦ CCX Digital Computer Controlled X-ray Timer, Tropy Radiologie, France.

Düşük ısı porselen üreticileri; titanyum alt yapının tesviyesinde yalnız titanyum kesici aletler kullanılmasını önermektedirler. Seramik taşların yanı sıra elmas frezlerin titanyumun yüzeyinde büyük lekelerle neden olduğunu ve yeterli bağlantıyı önlediğini söylemektedirler. Ayrıca titanyum alt yapı işlenirken daima aynı yönde aşındırılması gerektiği bildirilmiştir (Vita Titankeramik Working Instructions ve Triceram Titanium Ceramics Product Information and Instructions for Use).

Bu öneriler dikkate alınarak; metal yüzeyinde düşük hızda (10 000 rpm) çalışıldı[▲], düşük basınç uygulandı, buhar temizleyici^f kullanılarak kesici aletler düzenli olarak temizlendi, örnek tek yönde aşındırılarak overlapın önlenmesine dikkat edildi (Resim 3.7).



Resim 3.7. Döküm sonrası oluşturulan gruplara bir örnek

Titanyum örneklerin bir yüzeyleri α -case tabakasının kaldırılması için, universal freze makinesinde[°] özel frezler ile 0.3 mm aşındırıldı. Metal örneklerin 3-nokta eğme testindeki 25x3x0.5 mm'lik boyutlara uygun olması için 0.00 duyarlılıkta dijital mikrometre^v ile ölçümleri yapılırken, örneklerin paralellikleri cam üzerinde kontrol edildi.

▲ Voluere GX, NE 22, NSK, Nakanishi Inc., Japan.

° Tak-San, Türkiye.

v Mitutoyo Absolute Digimatic, Mitutoyo (U.K.) Ltd., England.

f Silfradent EV 1 SJ, Silfradent s.r.l., Sofia, Italy.

NiCrMo örneklerin tesviyesi alüminyum oksit taşlar kullanılarak yapıldıktan sonra titanyum ve NiCrMo örneklerin pürüzlendirilmesi aşamasına geçildi.

3.1.2. Metal yüzeyinin pürüzlendirilmesi

Araştırmada metal alt yapı hazırlanırken 3 farklı yüzey işlemi uygulandı:

Kumlama: Örnek yüzeylerinin kumlanmasında düşük ısı porselenlerinin üretici firma önerileri dikkate alındı. Noritake Super Porcelain TI-22 için kullanılacak örnekler 45° açıda 50 µm büyüklüğünde alüminyum oksit[∨] kullanılarak, Vita Titankeramik, Triceram ve Vita Omega 900 için kullanılacak örnekler ise kumlama cihazı[∗] ile 45° açıda 125 µm büyüklüğünde alüminyum oksit[•] kullanılarak 2 bar basınç altında, 1 cm uzaklıktan kumlandı. Buhar temizleyici kullanılarak yüzey temizlendi. Ultrasonik temizleyicide[∩], solüsyon^ξ içinde 5 dk bekletildi, daha sonra ultrasonik temizleyicide aseton içinde 5 dk bekletildikten sonra distile su ile yıkanarak hava ile kurutuldu.

Sodyum hidroksit anodizasyonu: Yukarıda anlatıldığı şekilde kumlama işlemi tamamlandıktan sonra bu grup için hazırlanan örneklere anodizasyon işlemi uygulanmıştır. İşlem Ingram ve Ramani (1997) tarafından tarif edilmiştir. Oda ısısında % 70'lik HNO₃^ψ'ün % 15'lik seyreltik çözeltisinde 10 dk % 49'luk HF^Ω, nin % 3'lük seyreltik çözeltisinde 30 sn bekletildi. Örnekler 5 dk için deiyonize su banyosunda çalkalandıktan sonra durulandı. 5 M NaOH^φ elektrolit içinde, voltajmetre[&] ile 2 dk süreyle 10 V akım uygulanarak anodizasyon gerçekleştirildi (Resim 3.8-3.9). Solüsyondan çıkarılan örnekler 5 dk akan su altında deiyonize su ile yıkandı.

[∨] Korox 50, Bego, Wilhelm-Herbst-Straße 1, Bremen, Germany.

[∗] Danville Engineering Ing., Danville, California.

[•] Korox[®], Bego, Bremen, Germany.

[∩] Whaledent Biosonic Jr., Whaledent International Newyork, USA.

^ξ Sultan Chemists, Inc., USA.

^ψ Merck, Merck KGaA, Darmstadt, Germany.

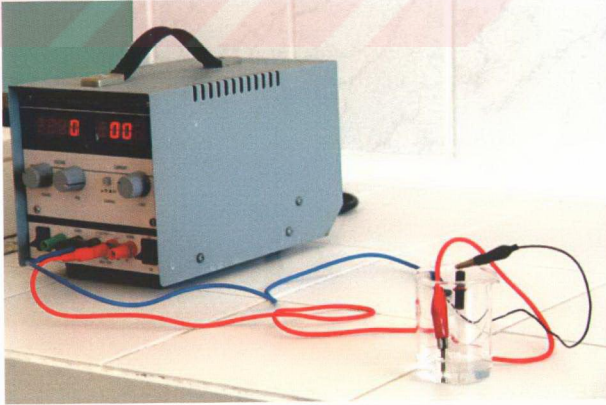
^Ω Merck, Merck KGaA, Darmstadt, Germany.

^φ Merck, Merck KGaA, Darmstadt, Germany.

[&] Thurlby Thandar PL 320, Thurlby Thandar Instruments Ltd., Huntingdon, Cambs, England.



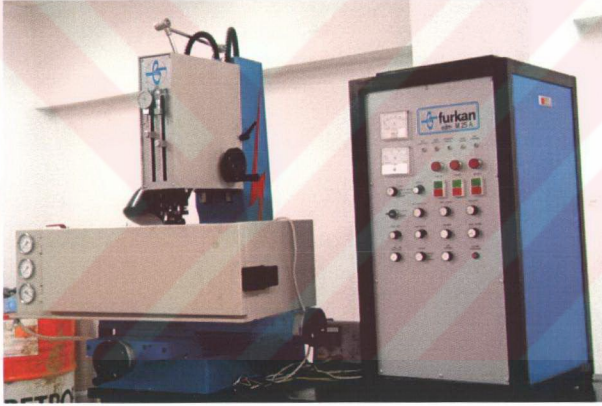
Resim 3.8. Anodizasyon işlemi için hazırlanmış solüsyonlar



Resim 3.9. Anodizasyon işlemi için kullanılan düzenek

EDM: Çalışmada, elektro erozyon tezgahı³ (Resim 3.10), takım elektrotu olarak 8x3 mm boyutlarında bakır elektrot, iş parçası elektrotu olarak ise 25x3x0.5 mm boyutlarında saf titanyum örnekler kullanıldı.

Bu çalışmada titanyumun işlenmesinde % 98 saflıkta elektrolize bakır elektrotlar pozitif kutba bağlanarak kullanıldı. Örnek tezgah üzerindeki yerine sabitlendikten sonra, elektrot-örnek arasındaki mesafe -0.5 mm olarak ayarlandı. Dielektrik sıvı olarak deiyonize su kullanılan işleme sırasında güç=65 Watt, ark süresi=8 µs ve bekleme süresi=10 µs işleme parametreleri seçildi. Talaş kaldırma işlemi tamamlandıktan sonra örnekler ultrasonik temizleyicide aseton içinde 5 dk bekletildikten sonra distile su ile yıkanarak hava ile kurutuldu.



Resim 3.10. Çalışmada kullanılan elektro erozyon tezgahı

Resim 3.11-3.13'de farklı yüzey işlemleri uygulanmış titanyum gruplara ait birer örnek görülmektedir.

³ EDM M25A, Furkan, Türkiye.



Resim 3.11. Kumlama uygulanmış örnek



Resim 3.12. Anodizasyon uygulanmış örnek



Resim 3.13. EDM uygulanmış örnek

3.1.3. Porselenlerin uygulanması

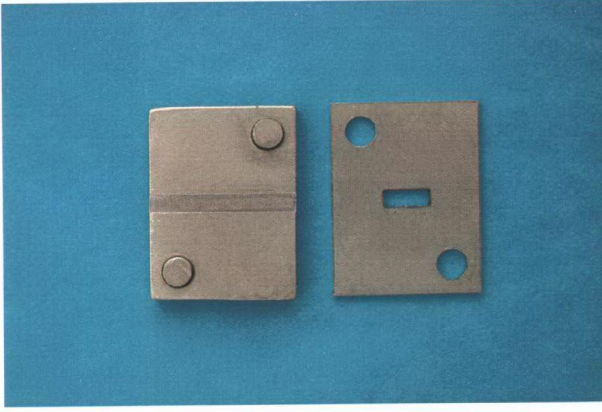
Çalışmada titanyum örnekler için Vita Titankeramik, Noritake Super Porcelain TI-22 ve Triceram porselen sistemleri, kontrol grubu örnekleri için ise Vita Omega 900 porselen kullanıldı (Tablo 3.3).

Tablo 3.3. Çalışmada kullanılan düşük ısı porselenlerinin ısıl genişleme katsayıları

Materyal	Materyal tipi	Isıl Genişleme Katsayısı	Fırınlama sıcaklığı
Vita Titankeramik	Düşük ısı porseleni	$8.4-8.9 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$	$<800^\circ\text{C}$
Noritake Super Porcelain TI-22	Düşük ısı porseleni	$8.0 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ (50-500°C)	$<800^\circ\text{C}$
Triceram	Düşük ısı porseleni	$8.4-8.9 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$ (25-400°C)	$<800^\circ\text{C}$
Vita Omega 900	Düşük ısı porseleni	$13.4-13.9 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ (25-500°C)	$<900^\circ\text{C}$

ISO 9693:1999'a göre $8 \pm 0.1 \times 3 \pm 0.1 \times 1.1 \pm 0.1$ mm boyutlarında hazırlanması gereken porselen kısım, metaller yüzey işlemlerine tabi tutulduktan sonra metal kalıp yardımıyla hazırlandı (Resim 3.14). Programat P 90[≡] porselen fırını porselenlerin pişirilmesinde kullanıldı.

[≡] Ivoclar AG, Liechtenstein.



Resim 3.14. Porselen kısmın hazırlanmasında kullanılan metal kalıp

3.1.3.1. Vita Titankeramik porselenin uygulanması

Vita Titankeramik porselen[†] uygulanacak örneklerden kumlama ve anodizasyon grubuna ait örnekler üretici firma önerisine uyularak 125 µm alüminyum oksit ile kumlandı. Yüzeysel işlemlerinden sonra 5 dk beklendi, oksidasyon fırınlaması yapılmadı. Uygun fırça kullanılarak, düzenli darbeler ile temizlenmiş yüzeye toz bonder opak likit ile karıştırılarak uygulandı, firma önerilerine uygun olarak fırınlandı. Bonder fırınlamadan sonra parlak ve homojen bir yüzey görünümüne sahipti. Opak uygulaması 2 fırınlamada yapıldı. 1. opak fırınlaması % 70 örtüm, 2. opak fırınlaması % 100 örtüm sağladı. Fırınlanmış opak yüzeyi parlak bir görünüme sahipti.

Vita Titankeramik porselenin konvansiyonel dental porselenlerden biraz daha fazla fırınlama büzülmesine sahip olduğu bildirilmiştir (Vita Titankeramik Working Instructions). Dentin porselen uygulanması sırasında bu özellik göz önünde bulunduruldu. Porselen tozlarının homojen olarak nemli tutulabilmesi için gerektiğinde distile su ile yeniden ıslatıldı. Tüm fırınlamalar vakum altında ve düşük soğutma altında yapıldı (Tablo 3.4).

[†] VITA Zahnfabrik H.Rauter GmbH & Co.KG, Bad Säckingen, Germany.

Tablo 3.4. Vita Titankeramik fırınlama cetveli

	Düşük sıcaklık (°C)	Yüksek sıcaklık (°C)	Isı artış oranı (°C/dk)	Başlangıç vakum (°C)	Azalmış vakum (°C)	Vakum zamanı (dk)
Toz Bonder	400	800	60	400	800	İşlem süresince
1. Opak	400	790	110	400	790	İşlem süresince
2. Opak	400	790	110	400	790	İşlem süresince
1. Dentin	400	770	50	400	770	İşlem süresince
2. Dentin	400	770	50	400	770	İşlem süresince

3.1.3.2. Noritake Super Porcelain TI-22 porselenin uygulanması

Noritake Super Porcelain TI-22 porselen[§] uygulanacak örneklerden kumlama ve anodizasyon grubuna ait örnekler üretici firma önerisine uyularak 50 µm alüminyum oksit ile kumlandı. Tüm örnekler oksidasyon için 50 °C/dk olacak şekilde 3 dk 500-800 °C’de fırınlandı.

Bonding porselenin tozu ve likidi karıştırılarak metal alt yapının üzerine 0.2 mm kalınlıkta kondanse edildi. Bonding porselen, titanyum ile bağlantıyı artırırken metal rengi maskeleymektedir. Fırınlamadan sonra bonding yüzeyinin parlak olmasına dikkat edildi.

Opak porselenin kolayca uygulanabilmesi için bonding yüzeyi 50 µm alüminyum oksit ile hafifçe kumlandı, 5 dk aseton solüsyonunda ultrasonik olarak temizlendi, distile su ile yıkayıp hava ile kurutuldu. Opak porselenin tozu ve likidi karıştırıldıktan sonra, yaklaşık 0.15 mm kalınlıkta tabakalandı, fırın girişinde 5 dk kurutulduktan sonra fırınlandı.

Dentin porseleni tozu ve forming likidi ile karıştırılarak uygulandı. Fırınlamanın neden olduğu büzülmeyle tolare etmek için gerçek boyutundan % 10-12 daha büyük tabakalandı. Yüzey yapısının fırınlamadan sonra hafifçe parlak görünmesine dikkat edildi (Tablo 3.5).

[§] Noritake Co.,Inc. Nagoya, Japan.

Tablo 3.5. Noritake Super Porcelain TI-22 fırınlama cetveli

	Kurutma zamanı (dk)	Düşük sıcaklık (°C)	Yüksek sıcaklık (°C)	Isı artış oranı (°C/dk)	Vakum seviyesi (cm/Hg)	Başlangıç vakum (°C)	Azalmış vakum (°C)	Vakum zamanı (dk)
Oksidasyon	3	500	800	50	74	500	790	3
Bonding	5	500	800	50	74	500	790	İşlem süresince
Opak	5	500	780	50	74	500	770	İşlem süresince
1. Dentin	7	500	760	40	74	500	750	İşlem süresince
2. Dentin	7	500	760	40	74	500	750	İşlem süresince

3.1.3.3. Triceram porselenin uygulanması

Triceram porselen^r uygulanacak örneklerden kumlama ve anodizasyon grubuna ait örnekler firma önerisine uyularak 125 µm alüminyum oksit ile kumlandı.

Yüzey işleminden sonra 10 dk beklendi, ancak oksidasyon fırınlaması uygulanmadı. Cam spatula kullanılarak bonder tozu opak likit ile krema kıvamında karıştırıldıktan sonra, alt yapı üzerine ince bir şekilde uygulandı.

Opak tozu opak likit ile cam spatula kullanarak krema kıvamında karıştırıldı. Birinci opak fırınlaması için bonder yüzeyi yine cam spatula kullanılarak ince ve düz bir şekilde opak ile örtüldü, fırınlamadan sonra opağın parlak görünümde olmasına dikkat edildi. İkinci opak fırınlaması için, opak tüm yüzeyi örtecek yoğunlukta, ince düz bir tabaka olarak uygulandı, sonuçta yoğun ve parlak görümlü opak elde edildi.

Dentin tozu, modelling likit LV kullanılarak karıştırıldı, 2 dentin fırınlaması ile istenen kalınlıkta porselen elde edildi (Tablo 3.6).

^r Esprident, Dentaaurum-Gruppe, Germany.

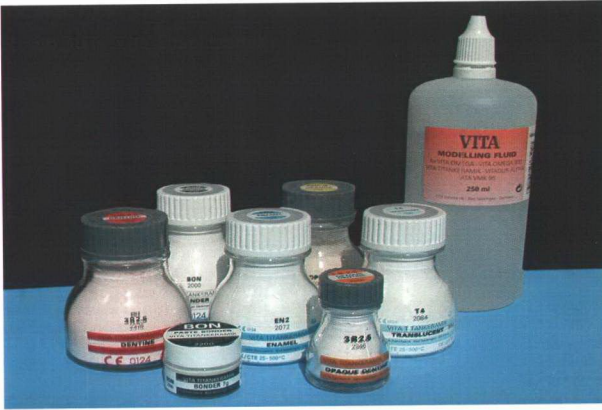
Tablo 3.6. Triceram fırınlama cetveli

	Kurutma zamanı (dk)	Düşük sıcaklık (°C)	Yüksek sıcaklık (°C)	Isı artış oranı (°C/dk)	Başlangıç vakum (°C)	Azalmış vakum (°C)	Vakum zamanı (dk)
Bonder	4	500	795	65	500	795	Vakum altında 1 dk
1. Opak	4	500	795	65	500	795	Vakum altında 1 dk
2. Opak	4	500	795	65	500	795	Vakum altında 1 dk
1. Dentin	6	500	755	55	500	755	Vakum altında 1 dk
2. Dentin	4	500	755	55	500	755	Vakum altında 1 dk

Resim 3.15-3.17'de titanyuma özel düşük ısı porcelen sistemleri görülmektedir.



Resim 3.15. Noritake Super Porcelain TI-22



Resim 3.16. Vita Titankeramik



Resim 3.17. Triceram

3.1.3.4. Vita Omega 900 porselenin uygulanması

Vita Omega 900[■] uygulanacak kontrol grubu örnekleri üretici firma önerisine uyularak 125 μ m alüminyum oksit ile kumlandı ve metal alt yapıya oksidasyon fırınlaması uygulanmadı. 1. opak fırınlaması için opak tozu opak likit ile karıştırılarak bir fırça yardımıyla örnek yüzeyine uygulandı. 2. opak fırınlaması ile metal renginin tamamen maskelenmiş olmasına dikkat edildi.

[■] VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG, Bad Säckingen, Germany.

Dentin tozu modelling likit ile karıştırılarak örnek yüzeyine uygulandı. İkinci dentin ilavesi ile istenilen kalınlıkta porselen elde edildi (Tablo 3.7) (Resim 3.18).

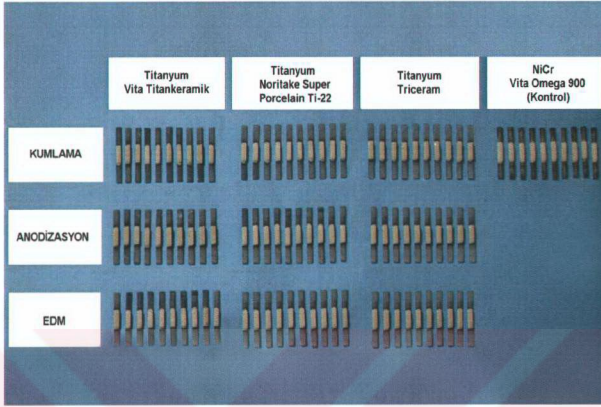
Tablo 3.7.Vita Omega 900 fırınlama cetveli

	Düşük sıcaklık (dk)	Kurutma zamanı (dk)	Isı artış zamanı (dk)	Isı artış oranı (°C/dk)	Yüksek sıcaklık (°C)	Maksimum ısıda kalma zamanı (dk)	Vakum zamanı (dk)
1.Opak	600	2	4	75	900	2	4
2. Opak	600	2	4	75	900	1	4
1. Dentin	600	6	6	50	900	1	6
2. Dentin	600	6	6	48	890	1	6



Resim 3.18. Vita Omega 900

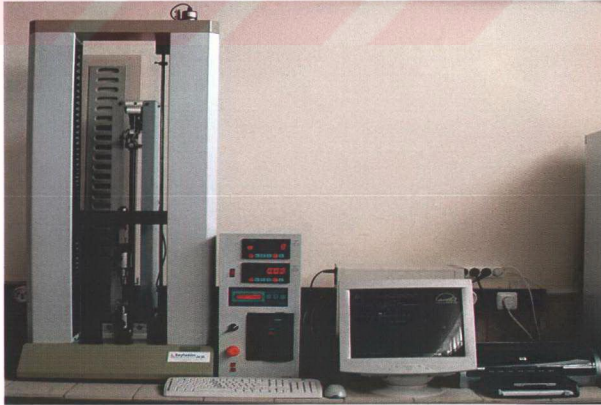
Tüm örneklerin dentin fırınlamaları tamamlandıktan sonra elmas freze hafif düzeltmeler yapıldı, 5dk aseton içinde ultrasonik temizleyicide temizlendi. Resim 3.19'da 3-nokta eğme testi için hazırlanmış örnekler görülmektedir.



Resim 3.19. Porselen uygulanmış örnekler

3.1.4. 3-nokta eğme testi'nin uygulanması

Porselen fırınlama işlemleri tamamlanan örnekler metal-porselen bağlantı dayanıklılığının tespiti için 3-nokta eğme testi uygulandı. 3-nokta eğme testi hızı 0.5 mm/dk olan universal test cihazında/basma-koparma-çekme test cihazı² özel olarak hazırlanan yükleme düzeneği kullanılarak gerçekleştirildi (Resim 3.20).



Resim 3.20. Universal test cihazı

² TSTM 02500, Elista Ltd. Şti., İstanbul, Türkiye.

ISO 9693:1999’da belirtildiği gibi dayanak noktaları arası mesafe 20 mm olarak ayarlandıktan sonra örneklerin tam ortasından olacak şekilde 0.5 mm/dk itme hızı ile kuvvet uygulandı (Resim 3.21). Porselenin metalden ayrıldığı andaki kırılma kuvveti değeri 0.01 hassasiyetle Newton cinsinden hesaplandı (Resim 3.22).

ISO 9693:1999’a göre metal-porselen bağlantı kuvveti değeri (τ_b), her örnekten tespit edilen porselenin maksimum kırılma kuvveti (F) ile kullanılan metal örneğin kalınlığı (d_M) ve elastisite modülüne (E_M) göre hesaplanan k sabitinin (k) çarpımı ile saptandı.

d_M : Metal örneğin kalınlığı (mm)

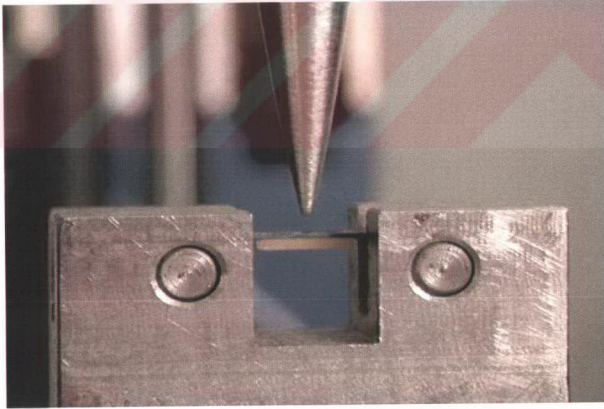
E_M : Metalin elastisite modülü/ Young’s modülü (MPa)

k: Elastisite modülüne göre hesaplanan sabit (mm^{-2})

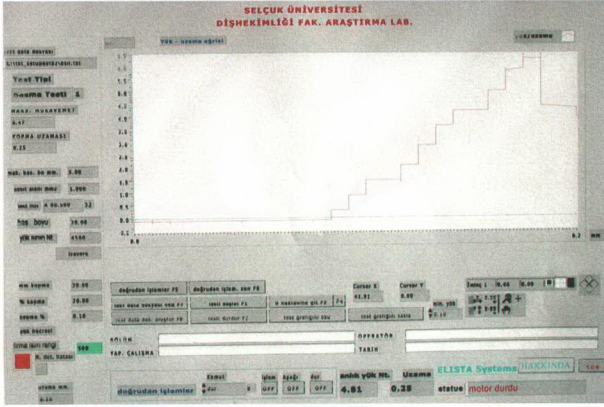
F: Maksimum kırılma kuvveti (N)

τ_b : Bağlantı kuvvet değeri (N/mm^2)

$\tau_b = k \times F$ (N/mm^2)

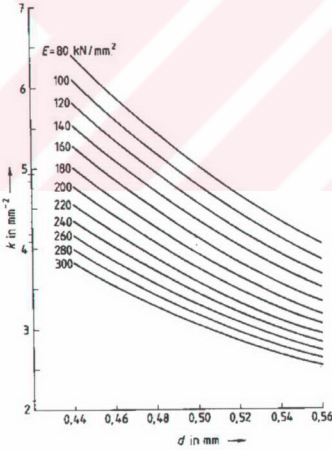


Resim 3.21. 3-nokta eğme testinin uygulanması



Resim 3.22. Universal test cihazından alınan çıktı

Grafik 3.1'de görülen diagram ISO 9693:1999'a göre metalin kalınlık ve elastisite modülüyle hesaplanan k sabit değerini bulmak için kullanılmıştır.

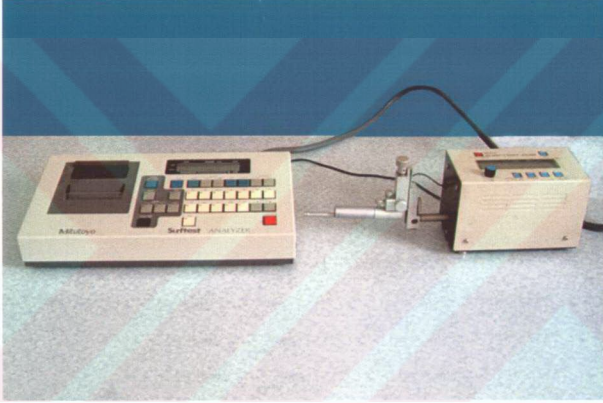


Grafik 3.1. ISO 9693:1999'a göre metalin k sabitini bulmak için kullanılan diagram

3.2. Yüzey Pürüzlülüğünün İncelenmesi

Kumlama, anodizasyon ve EDM yöntemleri ile pürüzlendirilmiş titanyum ve kumlanmış baz metalden hazırlanmış her gruptan rastgele seçilen 5 örneğin yüzey pürüzlülüğü ölçülerek, yüzey işlemlerinin pürüzlülük farkı ve metal-porselen bağlantısına etkisinin araştırılması amaçlandı.

Yüzey pürüzlülüğü ölçümü için Mitutoyo SurfTest-B ve SurfTest 402 Analyzer¹ (Resim 3.23) cihazı kullanılmıştır. Yüzey pürüzlülüğü ölçümü için seçilen parametreler: $n\lambda_c$: $\times 5$; λ_c/L : 0.8; range: 20 \times 5. Her örnekten 2 ölçüm yapılarak, ortalama R_a değeri saptanmıştır.



Resim 3.23. Yüzey pürüzlülük ölçüm cihazı

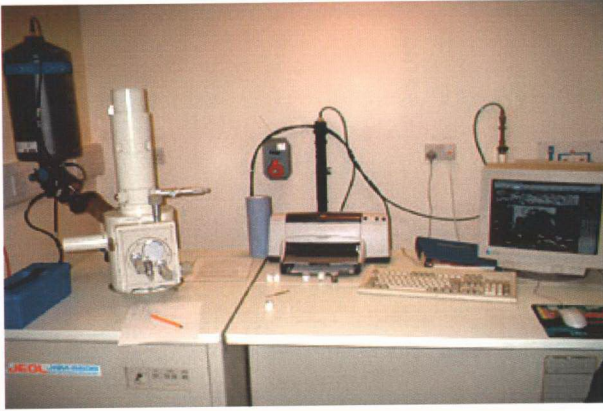
3.3. SEM Değerlendirmesi

3.3.1. Metal yüzeyinin incelenmesi

Kumlama, anodizasyon ve EDM olmak üzere 3 farklı metot ile pürüzlendirilmiş metal yüzeylerini karşılaştırmak amacıyla, örneklerden SEM^a (Resim 3.24) ile görüntüler alındı. Titanyum gruplar için toplam 5, kontrol grubu olan NiCrMo alaşımı için 1 örnek hazırlandı. SEM kullanılarak her örnek yüzeyinden 20 Kv, 200 büyütmede yüzey görüntüleri alındı.

¹ Mitutoyo Corporation, Tokyo, Japan.

^a Jeol JSM-5600; Jeol Ltd., Tokyo, Japan.



Resim 3.24. SEM cihazı

3.3.2. Metal-porselen ara yüzeyinin incelenmesi

Metal-porselen ara yüzeyinde oluşan oksit tabakasının kalınlığı hakkında fikir sahibi olmak ve metal-porselen bağlantısını değerlendirebilmek amacıyla örneklerin metal-porselen ara yüzeylerinden SEM fotoğrafları elde edildi.

Metal-porselen ara yüzeyini değerlendirmek amacıyla, kumlama, anodizasyon ve EDM yöntemleri ile pürüzlendirilmiş örneklerle 3 farklı düşük ısı porseleni, kontrol grubu olarak seçilen NiCrMo alaşımına ise konvansiyonel porselen uygulandı. Örnekler 3-nokta eğme testi örnek prosedürüne uygun olarak hazırlandı.

Örnekler metal-porselen ara yüzeyi yer düzlemine paralel olacak şekilde epoksi rezine⁵ gömüldü. Rezin sertleştikten sonra, yüzey 400, 600, 800, 1000, 1200 ve 2000 grenlik su zımparaları ile örnekler zımparalandı.

Örnek yüzeyleri, sırasıyla, 3 micron DP-süspansiyon P / DP-Dur polisaj keçesi, 1 micron DP-süspansiyon P / DP-Dur polisaj keçesi, 1/4micron DP-süspansiyon P / DP-Nap polisaj keçesi kullanılarak parlatıldı, işlem için mavi lubricant kullanıldı⁶. Her parlatma işleminden sonra örnekler ultrasonik temizleyicide 5 dk temizlendi.

⁵ Epoxy, Cole-Parmer Instrument Company, Vernon Hills, Illinois, USA.

⁶ Struers A/S, Ballerup, Denmark

Parlatma işlemi tamamlanan örneklerin yüzeyleri altınla kaplandı^{*}. SEM ile her örneğin metal-porselen ara yüzeyinden görüntüler alındı, metal-porselen bağlantısı SEM görüntülerinde karşılaştırıldı.



^{*} Polaron SC500 Sputter Coater, VG Microtech, England.

4.BULGULAR

4.1. 3-Nokta Eğme Testi Sonuçları

Kontrol grubunu oluşturan NiCrMo-Vita Omega 900 grubuna ait 3-nokta eğme testi sonuçları Tablo 4.1’de verilmiştir. 3 farklı yüzey işlemi (kumlama, anodizasyon ve EDM) ile pürüzlendirilmiş titanyum-porselen (Vita Titankeramik, Noritake Super Porcelain TI-22 ve Triceram) gruplarından elde edilen metal-porselen bağlantı dayanıklılık değerleri Tablo 4.2- 4.4 de görülmektedir.

Tablo 4.1. NiCrMo-Vita Omega 900 grubuna ait 3-nokta eğme testi sonuçları

Örnek numarası	Kumlama*
1	50.53
2	48.10
3	44.10
4	41.70
5	43.64
6	43.00
7	41.90
8	41.70
9	45.85
10	50.74

* Değerler N/mm² cinsinden verilmiştir.

Tablo 4.2. Titanyum-Vita Titankeramik grubuna ait 3-nokta eğme testi sonuçları

Örnek Numarası	Kumlama*	Anodizasyon*	EDM*
1	26.45	29.03	25.62
2	31.84	28.21	32.58
3	34.38	30.76	22.15
4	33.63	25.34	28.02
5	34.18	27.07	17.45
6	26.46	27.29	25.87
7	22.60	29.39	27.50
8	22.47	26.31	21.96
9	21.44	26.90	26.40
10	34.38	23.94	25.17

* Değerler N/mm² cinsinden verilmiştir.

Tablo 4.3. Titanyum-Noritake Super Porcelain TI-22 grubuna ait 3-nokta eğme testi sonuçları

Örnek Numarası	Kumlama*	Anodizasyon*	EDM*
1	40.41	23.41	30.76
2	37.34	40.99	35.81
3	37.87	42.52	20.91
4	34.46	31.56	18.05
5	39.47	36.22	24.26
6	37.09	29.12	17.47
7	37.19	42.88	13.50
8	37.37	24.20	21.79
9	37.22	33.52	25.90
10	45.12	34.95	31.63

* Değerler N/mm² cinsinden verilmiştir.

Tablo 4.4. Titanyum-Triceram grubuna ait 3-nokta eğme testi sonuçları

Örnek Numarası	Kumlama*	Anodizasyon*	EDM*
1	17.93	29.04	22.51
2	28.47	34.07	23.32
3	36.19	23.41	12.41
4	31.37	18.35	30.60
5	21.58	40.15	28.67
6	26.31	25.18	24.91
7	31.70	32.23	12.54
8	32.17	25.28	28.12
9	27.73	26.97	22.21
10	23.86	22.52	23.54

* Değerler N/mm² cinsinden verilmiştir.

Porselen ve yüzey işlemlerinin etkileşimini olup olmadığının belirlenmesi için iki yönlü varyans analizi uygulanmıştır ($p<0.05$) (Tablo 4.5).

Tablo 4.5. İki yönlü varyans analizi sonuçları

Varyasyon Kaynağı	SD	F	P
Porselen	3	23.96	0.00
Yöntem	2	16.66	0.00
Porselen * Yöntem	4	3.33	0.01

İki yönlü varyans analizi sonucunda gruplar arasındaki fark önemli bulunduğundan, metallere, porselenlere ve yüzey işlemlerine göre grupların bağlantı dayanıklılıkları arasındaki farkları tespit etmek için Kruskal-Wallis ve Mann-Whitney U testleri uygulanmıştır.

Kruskal-Wallis testi sonucunda titanyum ve NiCrMo metallerin bağlantı dayanıklılıkları arasındaki fark istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p<0.05$) (Tablo 4.6).

Tablo 4.6. Metallerin bağlantı dayanıklılık değerleri

Metal	N	Ortalama	Standart sapma	Ortanca
Titanyum	90	28.46	6.96	27.61 ^a
NiCrMo	10	45.23	3.47	44.05 ^b
p			0.00	

* a,b: Farklı harf taşıyan ortancalar arasındaki fark anlamlıdır ($p<0.05$)

Kruskal-Wallis ve Mann-Whitney U testleri sonucunda Vita Titankeramik ve Triceram porselen grupların bağlantı dayanıklılıkları arasındaki farkın istatistiksel olarak önemli olmadığı bulunmuştur ($p>0.05$). Noritake Super Porcelain TI-22 ve Vita Omega 900 porselen grupların bağlantı dayanıklılıkları arasında ve bu iki grubun bağlantı dayanıklılıkları ile diğer iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p<0.05$) (Tablo 4.7).

Tablo 4.7. Porselenlerin bağlantı dayanıklılık değerleri için bulunan sonuçların özeti

Porselen	N	Ortalama	Standart sapma	Ortanca
Vita Titankeramik	30	27.16	4.22	26.68 ^a
Noritake Super Porcelain TI-22	30	32.10	8.40	34.70 ^b
Triceram	30	26.11	6.25	25.80 ^a
Vita Omega 900	10	45.23	3.47	44.05 ^c
p			0.00	

* a,b,c: Farklı harf taşıyan ortancalar arasındaki fark anlamlıdır ($p<0.05$)

Kruskal-Wallis testi ve Mann-Whitney U testleri sonucunda kumlama ve anodizasyon gruplarının bağlantı dayanıklılıkları arasındaki farkın istatistiksel olarak önemli olmadığı bulunmuştur ($p>0.05$). EDM ve kontrol grubunun bağlantı dayanıklılıkları arasında ve bu iki grubun bağlantı dayanıklılıkları ile diğer iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p<0.05$) (Tablo 4.8).

Tablo 4.8. Yüzey işlemine göre bağlantı dayanıklılık değerleri için bulunan sonuçların özeti

Yüzey işlemi	N	Ortalama	Standart sapma	Ortanca
Kumlama	30	31.62	6.69	32.90 ^a
Anodizasyon	30	29.69	6.20	28.62 ^a
EDM	30	24.06	5.79	24.58 ^b
Kontrol	10	45.23	3.47	44.50 ^c
p		0.00		

* a,b,c: Farklı harf taşıyan ortancalar arasındaki fark anlamlıdır ($p<0.05$)

Kruskal-Wallis ve Mann-Whitney U testleri kullanılarak her porselende yüzey işlemleri ayrı olarak kendi içinde karşılaştırılmıştır.

Vita Titankeramik için; Kruskal-Wallis testi ile yapılan analizde yüzey işlemleri arasında farkın istatistiksel olarak önemli olmadığı bulunmuştur ($p>0.05$) (Tablo 4.9).

Tablo 4.9. Vita Titankeramik porselen gruplarına ait Kruskal-Wallis test sonuçları

Yüzey işlemi	N	Ortalama	Standart sapma	Ortanca
Kumlama	10	28.78	5.45	29.15
Anodizasyon	10	27.42	2.01	27.18
EDM	10	25.28	4.08	25.76
p		0.20		

Kruskal-Wallis testi ile Noritake Super Porcelain TI-22 porselen için yüzey işlemleri arasında farkın istatistiksel olarak önemli olduğu görülmüştür ($p<0.05$) (Tablo 4.10).

Mann-Whitney U testi ile, kumlama ve anodizasyon uygulanan gruplar arasında ve EDM ve kumlama uygulanan gruplar arasında istatistiksel olarak önemli fark olmadığı bulunmuştur ($p>0.05$). EDM ile anodizasyon uygulanan gruplar arasındaki fark ise istatistiksel olarak önemlidir ($p<0.05$) (Tablo 4.10).

Tablo 4.10. Noritake Super Porcelain TI-22 porselen gruplarına ait sonuçlar

Yüzey işlemi	N	Ortalama	Standart sapma	Ortanca
Kumlama	10	38.35	2.85	37.35 ^{ab}
Anodizasyon	10	33.94	7.03	34.24 ^a
EDM	10	24.01	7.07	23.02 ^b
p		0.00		

* a,b: Farklı harf taşıyan ortancalar arasındaki fark anlamlıdır ($p < 0.05$)

Triceram porselen için; Kruskal-Wallis testi ile yapılan analizde yüzey işlemleri arasında farkın istatistiksel olarak önemli olmadığı bulunmuştur ($p > 0.05$) (Tablo 4.11).

Tablo 4.11. Triceram porselen gruplarına ait Kruskal-Wallis test sonuçları

Yüzey işlemi	N	Ortalama	Standart sapma	Ortanca
Kumlama	10	27.73	5.49	28.10
Anodizasyon	10	27.72	6.35	26.13
EDM	10	22.88	6.17	23.43
p		0.17		

4.2. Yüzey Pürüzlülüğünün İncelenmesi

3 farklı yüzey işlemi ile pürüzlendirilmiş titanyum ve kumlanmış NiCrMo metalden hazırlanmış her gruptan 5 örneğin yüzey pürüzlülüğü (R_a) ölçümü sonuçları karşılaştırılmıştır. Her örnekten 2 ölçüm yapılarak ortalamaları alınmıştır. R_a değerlerinin ortalamaları Tablo 4.12’de verilmiştir.

Tablo 4.12. Yüzey pürüzlülük ölçümü sonuçları

Yüzey işlemi	1. örnek	2. örnek	3. örnek	4. örnek	5. örnek
NiCrMo 125 μ m kumlama	0.97	0.75	0.97	0.87	0.72
Titanyum 125 μ m kumlama	1.42	1.52	1.57	1.62	1.53
Titanyum 125 μ m anodizasyon	1.75	1.80	1.85	1.80	1.97
Titanyum 50 μ m kumlama	1.52	1.25	1.32	1.20	1.30
Titanyum 50 μ m anodizasyon	1.37	1.52	1.52	1.47	1.40
Titanyum EDM	2.35	2.10	2.27	2.25	2.12

Pürüzlülük değerleri, Kruskal-Wallis ve Mann-Whitney U testi ile karşılaştırılmıştır. Yüzey işlemleri arasındaki fark istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p<0.05$) (Tablo 4.13).

Tablo 4.13. Kruskal-Wallis test sonuçları

Varyasyon Kaynağı	SD	X ²	P
Yüzey işlemi	5	27.03	0.00

50 µm alüminyum oksit kullanılan kumlama ve anodizasyon grubu arasında, titanyum 125 µm kumlama ve titanyum 50 µm anodizasyon grubu arasında istatistiksel olarak önemli fark olmadığı görülmüştür ($p>0.05$) (Tablo 4.14).

NiCrMo, titanyum 125 µm anodizasyon, titanyum EDM grupların yüzey pürüzlülüğü arasında ve bu gruplar ile diğer grupların yüzey pürüzlülüğü arasında istatistiksel olarak önemli fark olduğu görülmüştür ($p<0.05$) (Tablo 4.14).

Tablo 4.14. Mann-Whitney U test sonuçları

Yüzey işlemi	N	Ortalama	Standart sapma	Ortanca
NiCrMo 125 µm kumlama	5	0.86	0.12	0.87 ^a
Titanyum 125 µm kumlama	5	1.53	0.07	1.53 ^b
Titanyum 125 µm anodizasyon	5	1.83	0.08	1.80 ^c
Titanyum 50 µm kumlama	5	1.32	0.12	1.30 ^d
Titanyum 50 µm anodizasyon	5	1.46	0.07	1.47 ^{bd}
Titanyum EDM	5	2.22	0.11	2.25 ^e

* a,b,c,d,e: Farklı harf taşıyan ortalamalar arasındaki fark anlamlıdır ($p<0.05$)

4.3. Mikroskopik Değerlendirme

4.3.1. Üç farklı yüzey işlemi ile pürüzlendirilen örneklerin taramalı elektron mikroskop (SEM) ile değerlendirilmesi

SEM görüntüleri incelendiğinde, NiCrMo örneğin uniform bir şekilde pürüzlendirilmiş tipik yüzey görüntüsüne sahip olduğu görülmüştür (Resim 4.1).

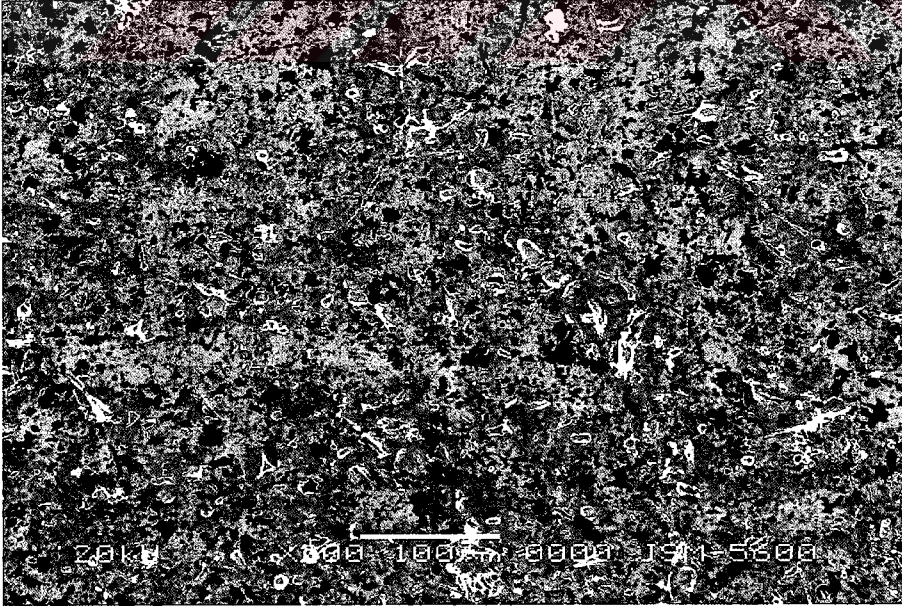
NiCrMo örnek ile benzer olmakla birlikte, 125 µm alüminyum oksit ile kumlanmış titanyum örnek yüzeylerinde daha büyük skarlar dikkat çekmektedir (Resim 4.1- 4.3).

Hem 50 µm hem de 125 µm alüminyum oksit ile kumlanmış titanyum gruplarda, anodizasyon uygulanan gruplar kumlama uygulananlar ile karşılaştırıldığında daha az sayıda krater ve daha geniş düz alanlar ile karakterizedir (Resim 4.2-4.5).

50 µm ile kumlanmış olan titanyum grupları 125 µm ile kumlanmış örneklere kıyasla çok daha pürüzlü bir yüzeye sahiptir (Resim 4.1-4.5).

50 µm ile kumlanmış titanyum ve anodizasyon uygulanan grup arasındaki farkın, 125 µm alüminyum oksit ile kumlanmış gruplara kıyasla daha az olduğu görülmektedir (Resim 4.2-4.5).

EDM uygulanan yüzeyde erimiş metal yüzeyini andıran düzgün alanlar içinde derin kraterler ve globule'ler dikkati çekmektedir (Resim 4.6).



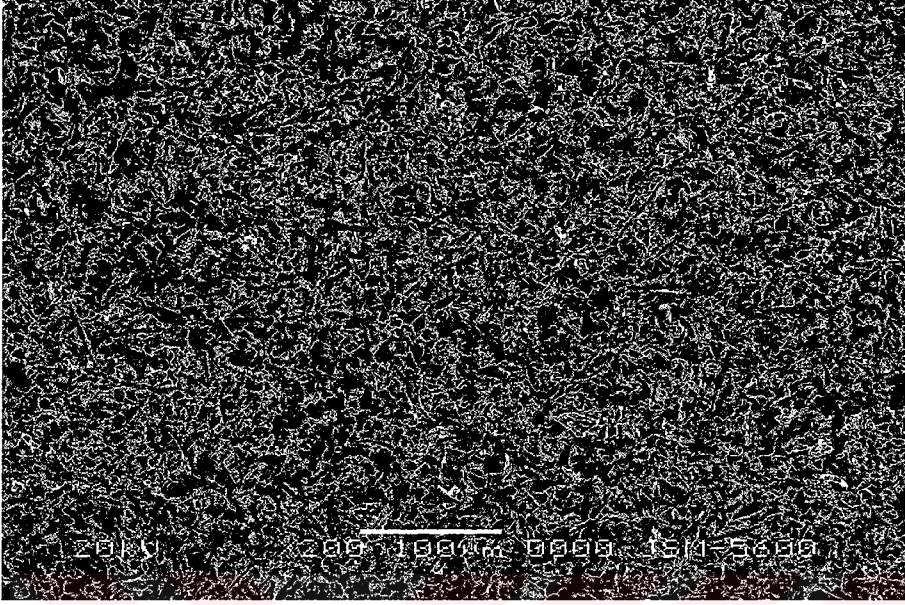
Resim 4.1. 125 µm alüminyum oksit ile pürüzlendirilmiş NiCrMo yüzeyin SEM görüntüsü (×200)



Resim 4.2. 125 µm alüminyum oksit ile pürüzlendirilmiş titanyum yüzeyin SEM görüntüsü (×200)



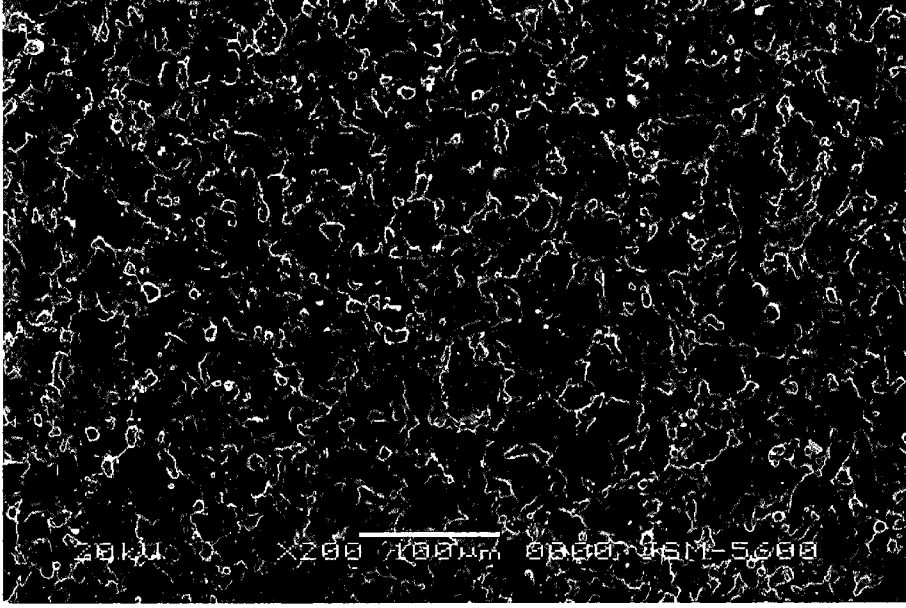
Resim 4.3. 125 µm alüminyum oksit ile pürüzlendirilmiş ve anodizasyon uygulanmış titanyum yüzeyin SEM görüntüsü (×200)



Resim 4.4. 50 µm alüminyum oksit ile pürüzlendirilmiş titanyum yüzeyin SEM görüntüsü (×200)



Resim 4.5. 50 µm alüminyum oksit ile pürüzlendirilmiş ve anodizasyon uygulanmış titanyum yüzeyin SEM görüntüsü (×200)



Resim 4.6. EDM ile pürüzlendirilmiş titanyum yüzeyin SEM görüntüsü (×200)

4.3.2. Metal-porselen ara yüzeyinde oluşan oksit tabakası ve metal-porselen bağlantısının taramalı elektron mikroskop (SEM) ile değerlendirilmesi

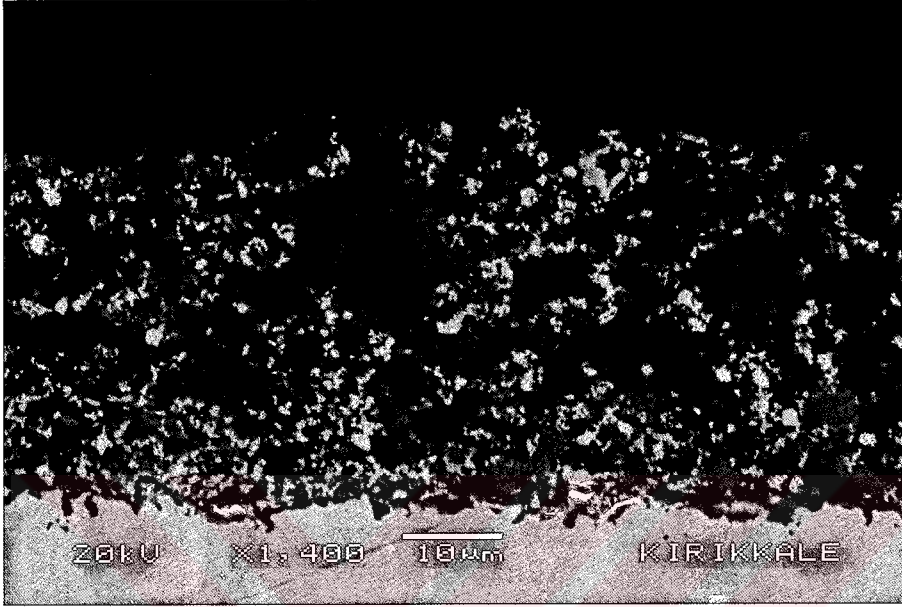
NiCrMo-Vita Omega 900 grubunun SEM görüntüsü incelendiğinde metal-opak porselen ara yüzeyinde bağlantının tam olarak gerçekleştiği tespit edilmiştir (Resim 4.7).

Tüm titanyum gruplarında metal-bonding porselen bağlantısının tam olarak gerçekleştiği görülmüştür (Resim 4.8-4.16).

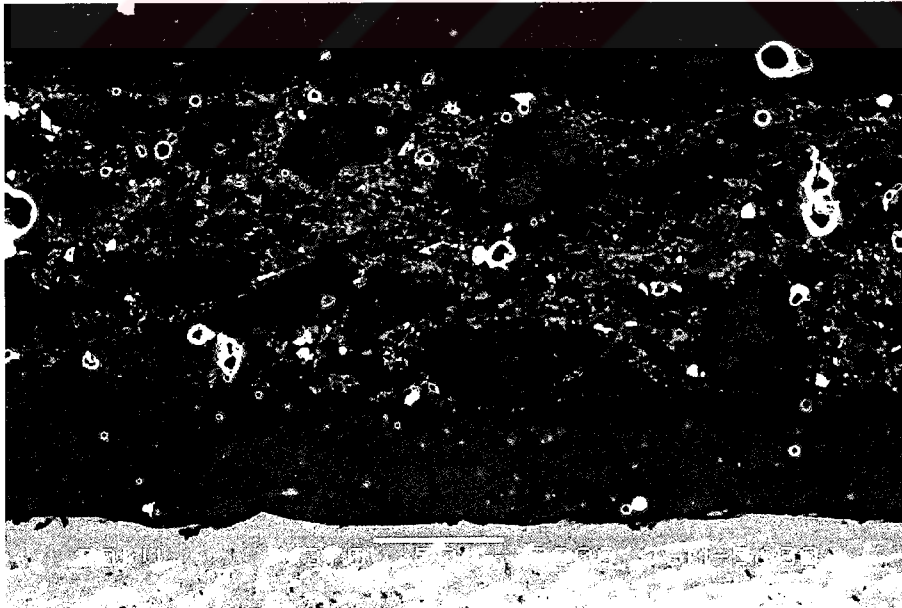
Kumlama uygulanan titanyum gruplarına ait örneklerin ara yüzey görüntüleri ile karşılaştırıldığında NiCrMo örneğin ara yüzeyinde oldukça pürüzlü bir yüzey dikkati çekmektedir (Resim 4.7, Resim 4.8, Resim 4.11, Resim 4.14).

Titanyum kumlama ve anodizasyon grupları arasında belirgin bir fark gözlenmezken (Resim 4.8-4.9, Resim 4.11-4.12, Resim 4.14- 4.15), titanyum kumlama ve anodizasyon gruplarından farklı olarak EDM uygulanan gruplarda ara yüzeyde büyük kraterler görülmektedir (Resim 4.10, Resim 4.13, Resim 4.16).

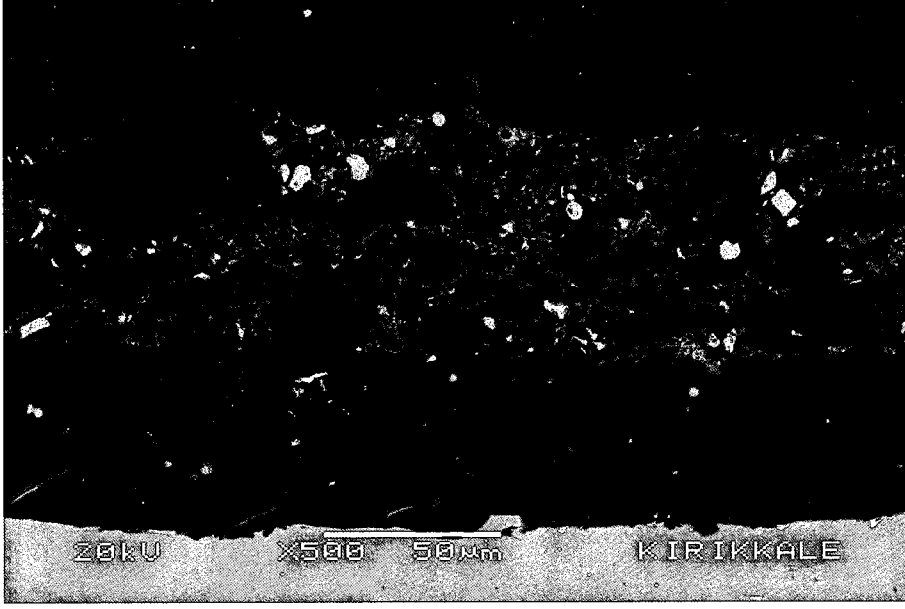
Titanyum-Noritake Super Porcelain TI-22 EDM grubunun ara yüzeyinde, titanyum-Vita Titankeramik ve titanyum-Triceram gruplarından farklı olarak, daha kalın bir oksit tabakasının oluştuğu görülmektedir (Resim 4.10, Resim 4.13, Resim 4.16). Kumlama ve anodizasyon gruplarında bu tabaka çift katmandan oluştuğu izlenimi verirken, EDM ile pürüzlendirilen grupta daha homojen bir görüntüye sahiptir (Resim 4.11- 4.13).



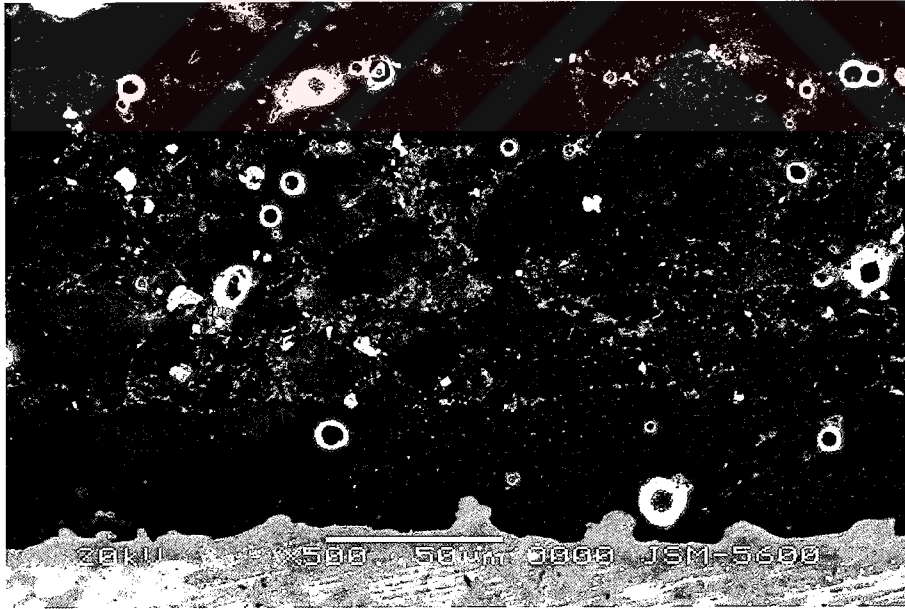
Resim 4.7. NiCrMo-Vita Omega 900 ara yüzeyinin SEM görüntüsü



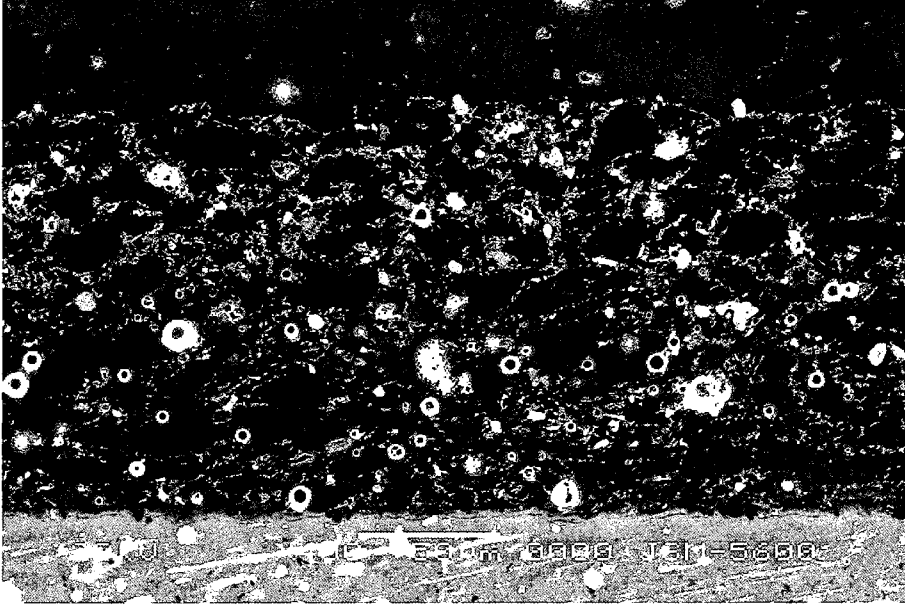
Resim 4.8. Titanyum-Vita Titankeramik ara yüzeyinin SEM görüntüsü (125 µm alüminyum oksit ile pürüzlendirilmiş)



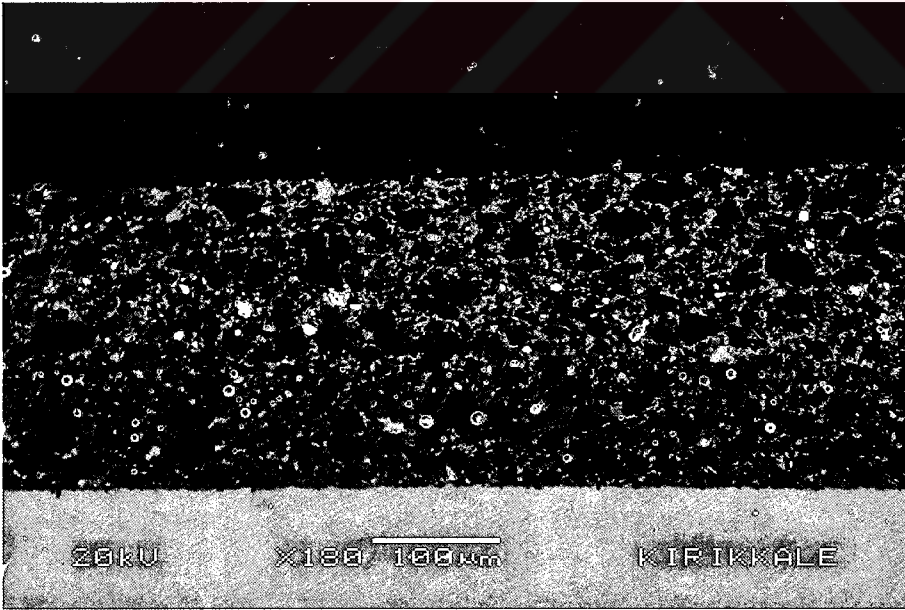
Resim 4.9. Titanium-Vita Titankeramik ara yüzeyinin SEM görüntüsü (125 μm alüminyum oksit ile pürüzlendirilmiş ve anodizasyon uygulanmış)



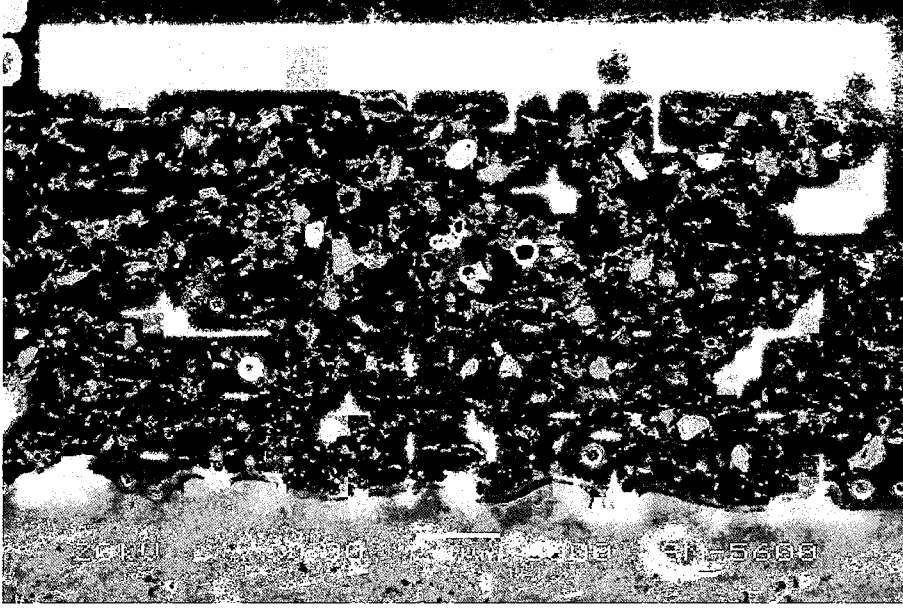
Resim 4.10. Titanium-Vita Titankeramik ara yüzeyinin SEM görüntüsü (EDM ile pürüzlendirilmiş)



Resim 4.11. Titanyum-Noritake Super Porcelain TI-22 ara yüzeyinin SEM görüntüsü (50 µm alüminyum oksit ile pürüzlendirilmiş)



Resim 4.12. Titanyum-Noritake Super Porcelain TI-22 ara yüzeyinin SEM görüntüsü (50 µm alüminyum oksit ile pürüzlendirilmiş ve anodizasyon uygulanmış)



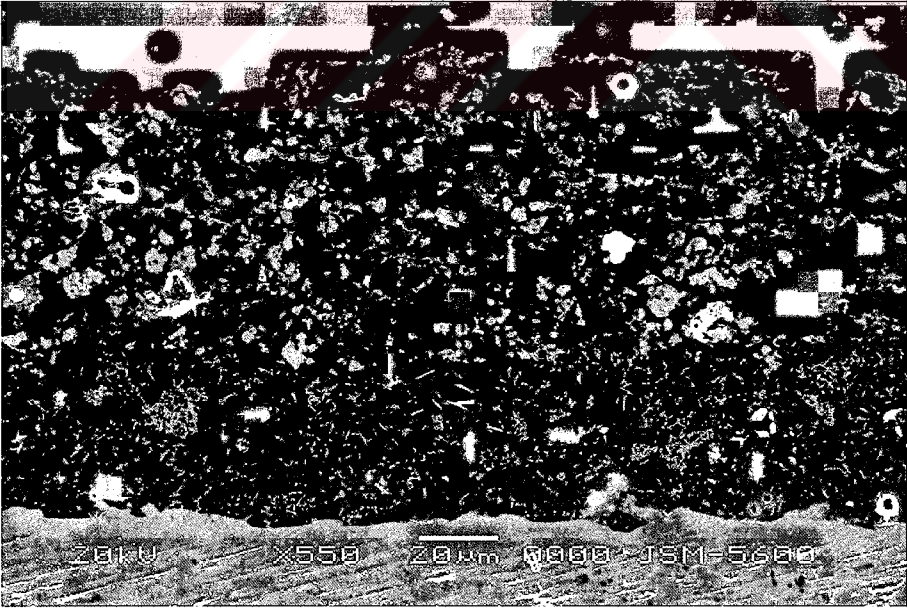
Resim 4.13. Titanium-Noritake Super Porcelain TI-22 ara yüzeyinin SEM görüntüsü (EDM ile pürüzlendirilmiş)



Resim 4.14. Titanium-Triceram ara yüzeyinin SEM görüntüsü (125 μ m alüminyum oksit ile pürüzlendirilmiş)



Resim 4.15. Titanyum-Triceram ara yüzeyinin SEM görüntüsü (125 μm alüminyum oksit ile pürüzlendirilmiş ve anodizasyon uygulanmış)



Resim 4.16. Titanyum-Triceram ara yüzeyinin SEM görüntüsü (EDM ile pürüzlendirilmiş)

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Materyallerin doğasında varolan özellikler, dişhekimliğinde kullanım alanlarında seçimlerini etkileyecektir. İstenen tüm özelliklere sahip ideal bir restoratif materyal olmadığından bunların kombine olarak kullanılması daha fazla tercih edilmektedir (Phillips 1984).

İmplant dişhekimliğinde temel materyal olduğu düşünülen titanyumun kullanımı hızla artmaktadır (Wang ve Fenton 1996). Düşük maliyet, düşük yoğunluk, sert ve extra sert altın alaşımlara benzeyen mekanik özellikler, yüksek korozyon direnci ve olağanüstü biyouyumluluğu gibi özellikleri ile saf titanyum sabit ve hareketli protez yapımında kullanılan baz metal alaşımlarına karşı cazip bir alternatiftir (O'brien 1997). Ancak, prostodontik uygulamalarda titanyum ve alaşımlarının rutin olarak kullanılabilmesi için çözülmesi gereken birçok problem vardır (Tróia Jr ve ark 2003).

Dişhekimliğinde titanyum kullanımına engel olan etken, dökümünü zorlaştıran ve potansiyel olarak tehlikeli yapan yüksek erime sıcaklığı ve oksijene yüksek reaktivitesidir (Mueller ve ark 1990, King ve ark 1994). Titanyumun dökümü yapılabilir, fakat döküm özel makineler ve metalin oksidasyonunu önlemek için gaz koruması gerektirir, bu yüzden spark erozyon ve CAD/CAM gibi alternatif metotlar kullanılmaktadır (Jaffee ve Promisel 1970, Kimura ve ark 1990, King ve ark 1994, Wang ve Fenton 1996, Atsü ve Berksun 2000).

Titanyum-porselen bağlantısını etkileyeceği düşünülen iki önemli faktör porselenin fırınlama sıcaklığı ve titanyum-porselen ısıl genleşme katsayılarındaki uyumsuzluktur. 800 °C'nin üzerindeki sıcaklıklarda titanyumun yüzeyinde, oldukça zayıf bağlanan ve kalınlaşan bir oksidasyon tabakası oluşur (O'brien 1997, Könönen ve Kivilahti 2001). Genleşme katsayıları arasındaki fark $1 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ 'den düşük olduğunda metal-porselen sisteminin uyumluluğundan bahsedilebilir (Nielsen ve Tuccilo 1972, Fairhurst ve ark 1980, Yılmaz ve Dinçer 1999). Çalışmamızda kullanılan porselen sistemlerinin üçüde kalın titanyum oksit tabakalarının oluşumunu önlemede yeterli olan 800°C ve altındaki fırınlama sıcaklıklarına sahiptir, aynı zamanda metal-düşük ısı porselen sistemlerinin ısıl genleşme katsayıları uyumludur.

Böning ve Walter (1991) titanyum ve porselenler arasında optimum bağlantı sağlamak için α -case tabakasının kaldırılmasının önemine işaret etmişlerdir. Böning ve Walter (1991), Dérand ve Herø (1992), Pang ve ark (1995), Atsü ve Berksun (2000) α -case kaldırıldığında döküm ve döküm olmayan titanyum örneklerin bağlantı dayanıklılığında istatistiksel olarak bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir. Yoda ve ark (2001) da örneklerini hazırlarken α -case tabakasını kaldırmışlardır. Bizim çalışmamız için örnekler hazırlanırken bu sonuçlar dikkate alınmış ve yüzey işlemleri uygulanmadan önce titanyum örneklerin yüzeyinden α -case tabakası kaldırılmıştır. Çalışmamızda final metal kalınlığının standardizasyonunu sağlamak için, Tróia Jr ve ark (2003) ve Garbelini ve ark (2003)'ün kullandığına benzer şekilde universal freze makinesi kullanılmıştır.

Adachi ve ark (1990) titanyumun oksitlenme mekanizmalarını ve titanyum-titanyum oksit bağlantısını araştırmışlardır. Titanyum porseleninin fırınlanma prosedürü sırasında oksit tabakanın bağlantısının bozulduğunu, zayıf metal-metal oksit bağlantısının ortamdaki oksijen ve porselendeki oksitlerin redüksiyonundan kaynaklandığını bildirmişlerdir.

Literatürde, ara tabakaların oksit tabakası formasyonunu kontrol ederek titanyum porselen bağlantısını iyileştirdiğini bildiren birçok çalışma vardır (Gilbert ve ark 1994, Wang ve Fung 1997, Wang ve ark 1998, Wang ve ark 1999, Atsü ve Berksun 2000, Sadeq ve ark 2003, Suansuwan ve Swain 2003, Lee ve ark 2004, Yamada ve ark 2004). Bonding ajan oksit tabakası formasyonunu kontrol ederek bağlantı dayanıklılığının geliştirilmesini sağlayabilir. Döküm yüzeyine difüze olur, porselenin kimyasal bağlantısını arttırdığına inanılan yüzey oksitini oluşturur ve titanyum-porselen ısıl genleşme uyumsuzluğunu azaltabilir (Gilbert ve ark 1994). Bizim çalışmamızda kullanılan titanyum düşük ısı porselen sistemlerinin kendilerine ait bonding porseleni bulunmaktadır ve üretici firma talimatlarına uyularak fırınlanmıştır. Kontrol grubu için kullanılan Vita Omega 900 ise bonding içermemektedir ancak bu metal-porselen bağlantı dayanıklılığını olumsuz etkilememiştir, çalışmamızda kontrol grubu en yüksek bağlantı dayanıklılığına sahip olan gruptur.

Craig (2002), porselen uygulamadan önce metal yüzey işleminin 2 materyal arasında iyi bir adezyon için en önemli faktör olduğuna işaret etmiştir. Biz çalışmamızda kumlama, anodizasyon ve EDM olmak üzere üç farklı yüzey işlemi kullandık.

Kumlama yıllardır rutin olarak kullanıldığı, test edilen örneklerin tamamında uniform yüzey pürüzlülüğü sağladığı ve bu çalışmada kullanılan porselenlerin üretici firmaları tarafından önerildiği için uygulanan yüzey işlemlerden birisidir. Çalışmamızda üretici firma talimatlarına uyularak Vita Omega 900, Vita Titankeramik ve Triceram gruplarına ait örnekler 125 µm ve Noritake Super Porcelain TI-22 örnekleri 50 µm alüminyum oksit ile kumlanmıştır. Deránd (1995), Cai ve ark (2001), Yamada ve ark (2004) yüzey pürüzlülüğünün titanyuma oksit tabakasının daha iyi kilitlenmesinde önemli rol oynadığını, bağlantıyı arttırdığını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da kumlama uygulanan gruplar rakamsal olarak en yüksek bağlantı dayanıklılık sonuçlarına sahiptir.

Çalışmamızda kullanılan ikinci yüzey işlemi sodyum hidroksit anodizasyonudur. Literatürde kumlanmış yüzeylere sodyum hidroksit anodizasyonu uygulandığında sadece kumlama yapılan örneklerden daha sürekli bağlantı sağlandığı bildirilmiştir (Ingram ve Ramani 1997). Bu çalışmada anodizasyon işlemi, yüzeyde taze bir oksit tabakası sağlamak, kumlama sonucu yüzeyde kalan alüminyum oksit partiküllerini uzaklaştırmak ve bu durumun bağlantıya etkisini incelemek amacıyla uygulanmıştır.

Gilbert ve ark (1994) titanyum ve porselen yüzeylerde büyük miktarda alümina bulmuş, olası kaynağın metal ve porseleni kumlamakta kullanılan alüminyum oksit olduğunu bildirmişlerdir. Hidroflorik asit ve nitrik asit uygulaması yüzeydeki alüminyum oksit miktarını arttırmıştır. Titanyum yüzeyine gömülmüş olan alümina partiküllerinin yüzey alanını sınırlandırarak bağlantı dayanıklılığında bir azalmaya yol açabileceği bildirilmiştir. Titanyuma zayıf mekanik bağlantı ile bağlanan partiküllerin porselen ve metal arasında stres noktaları olarak görev yapabileceği, ayrıca lokal kırığa neden olabileceği bildirilmiştir. Cai ve ark (2001) çalışmalarında farklı yüzey işlemlerine tabi tutulan titanyum yüzeylerini 110 µm alüminyum oksit ile kumlamışlardır. Bu yüzey işlemleri şunlardır: (1) oda ısısında 1 dk % 35 HNO₃-% 5 HF, (2) 105 °C'de 10 dk % 50 NaOH-% 10 CuSO₄.5H₂O, (3) 105 °C'de 10 dk % 50 NaOH-% 10 CuSO₄.5H₂O uygulamasını takiben oda ısısında 1 dk % 35 HNO₃-% 5 HF, (4) 105 °C'de 10 dk % 50 NaOH-% 10 NaSO₄, (5) 105 °C'de 10 dk %50 NaOH-% 10NaSO₄ uygulamasını takiben oda ısısında 1dk % 35 HNO₃-%5 HF, (6) 105 °C'de 10 dk % 50 NaOH. Polisajlanmış grupta yüzeyden 0.5 mm zımparalanarak kaldırıldıktan sonra 110 µm alüminyum oksit ile yüzey kumlanırken, kontrol grubundaki örnekler 50 µm alüminyum oksit ile kumlanmıştır. Çalışmanın sonuçları HNO₃-HF ile yüzey modifikasyonunun örnek yüzeylerinde rezidual stresi önemli ölçüde azaltabileceği ve yüzeyde

kalan alüminyum oksiti elimine edebileceğini göstermiştir. NaOH-NaSO₄ ve NaOH solüsyonları ile muamele edildiğinde ise daha az değişiklik görüldüğü bildirilmiştir.

Çalışmamızda örnekler HNO₃ ve HF çözeltilerinde bekletilmiş ardından NaOH elektrolit içinde akım uygulanmıştır. Cai ve ark (2001)'nın sonuçlarının aksine bizim çalışmamızda yüzeylerin kimyasal ajanlar ile muamelesi titanyum-porselen bağlantı dayanıklılığını düşürmüştür. Anodizasyon uygulanan gruplar ve kumlama uygulanan gruplar arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmamıştır ancak bağlantı dayanıklılık değerleri kumlama uygulanan gruplardan rakamsal olarak daha düşük değerdedir. Bu durum, uygulanan seyreltik çözeltiler tarafından korozyona uğratılan titanyumun oksit yapısının bozulması ile açıklanabilir.

EDM, dişhekimliğinde kullanılan geleneksel olmayan endüstriyel tekniklerden birisidir (Schmitt ve Chance 1995). Bu çalışmada, EDM pürüzlü bir yüzey oluşturmak ve bağlantı dayanıklılığını geliştirmek için alternatif bir teknik olarak kullanılmıştır.

EDM esnasında oluşan kıvılcım, elektrot yüzeyinde küçük bir alanı eritir ve buharlaştırır. Erimiş materyalin küçük bir kısmı yüzeyden uzaklaşır, bir kısmı yeniden katılaşır (Tomlinson ve Akdin 1992, Ramasawmy ve ark 2005). Distile su ile EDM esnasında, yeniden katılma yüksek sıcaklıklarda çok hızlı olur ve işlenen yüzey tabakasının mikroyapısı değişir (Lee ve Tai 2003). EDM uygulanmış bir yüzey kolaylıkla ayırt edilebilen 3 tabakadan oluşur: Beyaz tabaka/yeniden katılan tabaka, ısıdan etkilenmiş zon, ısıdan etkilenmemiş ana metal (Ho ve Newman 2003). Yeniden katılan tabaka beyaz tabaka olarak isimlendirilir, asitten etkilenmez ve optik mikroskop altında beyaz görünür. Tipik olarak çok ince grenli ve serttir (Tomlinson ve Akdin 1992, Ramasawmy ve ark 2005), yapısı malzemenin kendisinden oldukça farklıdır (Lee ve Tai 2003). Yüzey pürüzlülüğünü arttıran beyaz tabaka globule (yüzeyden ayrılan erimiş metalin tekrar yüzeye yapışması ile oluşan damlacık), çukur (Lee ve Tai 2003), çatlak ve mikroçatlaklar içerir ki bunların yoğunluğu işleme parametrelerine bağlı olarak değişir (Ramasawmy ve ark 2005).

Bizim çalışmamızda EDM uygulanan gruplar tüm porselen gruplarında sayısal olarak en düşük değerlere sahiptir ve genel olarak yüzey işlemleri karşılaştırıldığında EDM ile diğer yüzey işlemleri arasında önemli fark bulunmuştur. Bu durumun beyaz tabakanın malzemenin fonksiyonel davranışlarını etkileyen çekme rezidüel streslere sahip olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir (Ramasawmy ve ark 2005). Tabaka içindeki çukurlar, çatlaklar komponentin

mekanik özelliklerinde bozulmaya neden olabilen streslere yol açar (Lee ve Tai 2003). Yüzey defektleri arasında, çatlama, bilhassa çekme gerilimi uygulandığında, yorulma ve korozyona karşı materyalin direncinin azalmasına yol açtığından en önemlisidir (Lee ve Tai 2003). EDM grupları için başarısızlığa sebep olabileceği düşünülen diğer bir faktör EDM uygulanan yüzeylere bağlantısı iyi olmadığı düşünülen globule'lerin etkisi olabilir.

Vita Titankeramik ve Triceram porselenlerinde yüzey işlemlerinin bağlantı dayanıklılığında ve Noritake Super Porcelain TI-22 porselen sisteminde kumlama ve EDM grupları arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmazken, anodizasyon ve EDM grupları arasında fark önemli bulunmuştur. Bu durumun kumlama ve anodizasyon gruplarının standart sapmalarının farklı oluşundan kaynaklandığını düşünmekteyiz. 3-nokta eğme testi sonucunda metal-porselen bağlantı dayanıklılıklarındaki farklılık önceden de literatürde bildirilmiştir (Pröbster ve ark 1996, Tróia Jr ve ark 2003).

Klinik olarak güvenli bir şekilde kullanılacak restorasyonlar için, materyaller ve teknikler ayrıntılı bir şekilde laboratuvar testleri ile değerlendirilmelidir (Sadeq ve ark 2003). Metal-porselen bağlantı direncinin tespiti için çalışmamızda 3-nokta eğme testi kullanılmıştır. Farklı elastisite modülüne sahip materyallerin bağlantı değerlerinin kıyaslanabilmesi, test örneklerindeki stres dağılımının sonlu elemanlar kuvvet analiz yöntemi ile incelenerek metodun iyi bir şekilde anlaşılması ve eğilmenin sabit restorasyonlarda bağlantıda görülen gerilim tiplerinden biri olması bu test metoduna avantajlarıdır (Lenz ve ark 1995, Lenz ve Kessel 1998, Pröbster ve ark 1996, O'brien 1997, ISO 9693:1999, Lang ve ark 2001). Aynı test metodu kullanılarak yapılan diğer araştırmalarla (Gilbert ve ark 1994, Pang ve ark 1995, Pröbster ve ark 1996, White ve ark 1996, Yılmaz ve Dinçer 1999, Atsü ve Berksun 2000, Lang ve ark 2001, Yoda ve ark 2001, Garbelini ve ark 2003, Tróia Jr ve ark 2003) karşılaştırma imkanı vermesi, Alman standardı tarafından kabul edilmiş olması (ISO 9693:1999) da çalışmamızda metal-porselen bağlantı dayanıklılığının tespiti için 3-nokta eğme testini tercih etmemizin nedeni olmuştur.

3-nokta eğme testi, metallerin elastisite modülleri ve metal-porselen ara yüzeyinde oluşan makaslama kuvvetleri göz önüne alınarak metal-porselen bağlantı dayanıklılığının tespit edildiği Alman standardına uygun olarak yapılmıştır (ISO 9693:1999).

Çalışmamızda, 3-nokta eğme testi sonuçları, kontrol grubunun bağlantı dayanıklılığının, tüm titanyum-porselen sistemlerinininkinden daha yüksek olduğunu göstermiştir. Çalışmamızın sonuçları Pang ve ark (1995), Pröbster ve ark (1996), Yılmaz ve Dinçer (1999), Atsü ve Berksun (2000), Sadeq ve ark (2003), Garbelini ve ark (2003) ve Tróia Jr ve ark (2003)'nın sonuçlarına benzerlik göstermektedir.

Gilbert ve ark (1994) çalışmalarında bonding uygulanmış ve uygulanmamış machining titanyuma düşük ısı porselenin bağlantı dayanıklılığını yüksek paladyum-konvansiyonel porselen ile karşılaştırmışlardır. Literatürden farklı olarak, bağlantı dayanıklılıkları sırasıyla 300, 275 ve 257 MPa olarak bulunmuştur.

Pröbster ve ark (1996)'nın çalışmasında titanyum-porselen örneklerin bağlantı dayanıklılığının NiCr-porselen örneklerinin dayanıklılığının % 38'inden % 52'sine değiştiği bildirilmiştir.

Atsü ve Berksun (2000) titanyum-porselen örneklerin bağlantı dayanıklılığının NiCr-porselen örneklerin dayanıklılığının % 33'ünden % 60'ına değiştiğini bildirmişlerdir.

Tróia Jr ve ark (2003)'nin çalışmasında saf titanyum ve Ti6Al4V'a bağlanan Vita Titankeramik porseleninin bağlantı dayanıklılığı PdAg-konvansiyonel porselen grubunun bağlantı dayanıklılığının % 52'si- % 55'i arasında değişmektedir.

Bizim çalışmamızda, titanyum-porselen örneklerin bağlantı dayanıklılığı kontrol grubu örneklerinin dayanıklılığının % 52'sinden % 84'üne değişmiştir.

Metal yüzeyleri için R_a pürüzlülük değerleri karşılaştırıldığında fark istatistiksel olarak önemli bulunmuştur. R_a pürüzlülük değerleri aşağıdaki gibi sıralanabilir: Uniform bir şekilde pürüzlendirilmiş tipik yüzey görüntüsüne sahip kontrol grubu, tüm gruplar arasında en düşük yüzey pürüzlülüğüne ancak en yüksek bağlantı dayanıklılığına sahip olan gruptur. NiCrMo 125 μ m kumlama grubunu, titanyum 125 μ m anodizasyon, titanyum 125 μ m kumlama, titanyum 50 μ m anodizasyon ve titanyum 50 μ m kumlama grubu takip etmektedir. EDM ile pürüzlendirilen yüzeyler en yüksek R_a değerine sahipken, 3 titanyum porseleni için de en düşük bağlantı dayanıklılığı değerini EDM grupları göstermiştir. Noritake Super Porcelain TI-22 ve Triceram gruplarında bağlantı dayanıklılığı 25 MPa'ın altında kalmıştır. Titanyum grupları arasında en düşük yüzey pürüzlülüğüne sahip olan titanyum 50 μ m kumlama ve titanyum 50 μ m anodizasyon grupları (Noritake Super Porcelain TI-22 gruplarında), yüzey

pürüzlülüğü açısından 125 µm kumlama ve 125 µm anodizasyon gruplarından daha düşük değere sahipken, tüm gruplar içinde en yüksek bağlantı dayanıklılığı gösteren iki gruptur. Literatürde de 50 µm ile kumlama yapıldığında bağlantı dayanıklılığının arttığı bildirilmiştir (Zaimoğlu ve Can 2004).

Yüzey pürüzlülüğü ve bağlantı dayanıklılığı arasındaki ters orantı kumlama ve anodizasyon uygulanan yüzeylerde oluşan, konkav ve metal içine doğru konveks yüzeylerin, R_a değerlerinin aksine, yüzey alanını arttırması, dolayısıyla kimyasal bağlantıya ek olarak mekanik bağlantı sağlaması ile açıklanabilir. Yüzey görüntüleri değerlendirildiğinde, hem 50 µm hem de 125 µm alüminyum oksit ile kumlanmış titanyum gruplarda, anodizasyon grupları kumlama grupları ile karşılaştırıldığında daha az sayıda krater ve daha geniş düz alanlar ile karakterizedir. Kumlama ve anodizasyon işlemlerinin aksine, EDM ile işlenen yüzeylerde, düz yüzeylerin arttığı, dolayısıyla yüzey alanının azaldığını düşünmekteyiz.

SEM görüntülerinde 50 µm ile kumlanmış olan titanyum grupları 125 µm ile kumlanmış örneklere kıyasla çok daha pürüzlü bir yüzeye sahip görünürken, 50 µm alüminyum oksit ile kumlanmış olan titanyum grupları 125 µm alüminyum oksit ile kumlanmış titanyum örneklerden daha düşük R_a değerlerine sahiptir. EDM uygulanan örneğe ait R_a değeri, örneğin yüzey görüntüsü ile paralel olarak, yüksektir.

Ara yüzey görüntülerinde tüm gruplarda bonding porselen ve metal arasında iyi bir bağlantının oluştuğu, bonding tabakalarının pürüzlü metal yüzeyini doldurduğu (Suansuwan ve Swain 2003) ve bağlantının tam olarak gerçekleştiği tespit edilmiştir. Porselen tabaka içindeki hava kabarcıklarının bağlantı dayanıklılığını önemli oranda etkilemediği düşünülmektedir (Suansuwan ve Swain 2003). Kumlama uygulanan titanyum gruplarına ait örneklerin ara yüzey görüntüleri ile karşılaştırıldığında NiCrMo örneğin ara yüzeyinde oldukça pürüzlü bir yüzey dikkati çekmektedir. Kumlama ve anodizasyon grupları arasında belirgin bir fark gözlenmiyorken, kumlama ve anodizasyon gruplarından farklı olarak EDM gruplarında ara yüzeyde büyük kraterler görülmektedir.

Noritake Super Porcelain TI-22 gruplarında bağlantı ara yüzeyinde diğer porselenlerden farklı olarak degassing işleminin bir sonucu olduğu düşünülen kalın oksit tabakası dikkat çekmektedir.

İki boyutlu bilgi sağlamasına rağmen, SEM ile örneğin rölyefinin kolayca gösterilemediği literatürde bildirilmiştir (Derrien ve Le Menn 1995, Verran ve ark 2003). R_a değeri profil şekline hassas olmadığından (Whitehead ve ark 1999) yüzey topoğrafisi hakkında yeterli bilgi sağlamadığı düşünülmektedir (Taylor ve ark 1996, Verran ve Boyd 2001, Verran ve ark 2003). R_a değerleri ve SEM görüntüleri ile bağlantı dayanıklılığı arasındaki farklılığın iki sistemin yukarıda açıklanan özelliklerinden kaynaklandığını ve yüzeylerin 3 boyutlu topoğrafik analizi ile yüzey pürüzlülüğü-yüzey alanı ilişkisinin daha doğru bir şekilde tanımlanabileceğini düşünmekteyiz.

Laboratuarlarda rutin olarak metal yüzeyinin hazırlanması için kullanılan kumlama prosedürünün kolaylığı ve düşük maliyeti ile karşılaştırıldığında sodyum hidroksit anodizasyonu ve EDM ile yüzey modifikasyonu zor ve pahalı gibi görünmektedir. Ancak asitler ile yüzeyin modifikasyonunun titanyum-porselen bağlantısını geliştirebileceği bildirilmiştir (Cai ve ark 2001). Seçilen işleme parametreleri, dielektrik sıvı ve elektrotun özellikleri gibi bir çok değişkene bağlı olarak EDM uygulanan yüzeyin özellikleri de değişkenlik göstermektedir (Keskin 2003, Ramasawmy ve ark 2005). Ekipman maliyetinin yüksek olmasına rağmen, sahip olduğu avantajlar nedeniyle metali işlemek için hızlı ve doğru bir teknik olduğu bildirilmiştir (Van Roekel 1992a). Literatürde destekleyecek bir çalışma olmamakla birlikte, uygun parametrelerin tespiti ile EDM işleminin titanyum-porselen bağlantısını geliştirebileceğini düşünmekteyiz.

Yapmış olduğumuz çalışmanın sonucunda;

1. Anodizasyon uygulanan gruplarda R_a kumlama uygulanan gruplara kıyasla artmıştır. EDM tüm gruplar arasında en yüksek R_a değerini vermiştir.

2. 3-nokta eğme sonuçları karşılaştırıldığında, tüm titanyum gruplar kontrol grubundan daha düşük bağlantı dayanıklılığına sahiptir. EDM uygulanmış Noritake Super Porcelain TI-22 ve Triceram grupları hariç, tüm gruplar ISO 9693:1999'da sınır olarak bildirilen 25 MPa'dan yüksektir.

3. Kumlama ve anodizasyon uygulanan titanyum grupların bağlantı dayanıklılığı arasında istatistiksel olarak önemli bir farklılık bulunmamıştır. Kumlama uygulanan gruplar en yüksek değerlere sahipken, bunu sırasıyla anodizasyon ve EDM uygulanan gruplar takip etmektedir.

4. En düşük R_a değerine sahip olan kontrol grubu en yüksek bağlantı dayanıklılığı değerine sahipken, en düşük bağlantı dayanıklılık değerlerine sahip olan EDM uygulanmış yüzey en yüksek R_a değerine sahiptir.

5. R_a ve bağlantı dayanıklılığı arasındaki ters orantı, R_a 'nın yüzey alanındaki artış/azalma hakkında yeterli bilgi sağlamadığını göstermiştir.

6. Diğer porselen sistemlerinden farklı olarak 50 μm büyüklükte alüminyum oksit ile pürüzlendirilen ve degassing uygulanan Noritake Super Porcelain TI-22, diğer titanyum porselenleri ile karşılaştırıldığında, EDM grubu hariç, en yüksek değerlere sahiptir.

7. 50 μm kumlama yapılan ve degassing uygulanan yüzeyin yüksek bağlantı dayanıklılığı (Noritake Super Porcelain TI-22) yüzey alanındaki artışın önemini ve degassing işleminin titanyum-porselen bağlantısını geliştirebileceğini ortaya koymaktadır.



6. ÖZET

S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ / KONYA-2005

Aslı ACAR

Döküm Yoluyla Elde Edilen Titanyuma Farklı Yüzey İşlemleri Uygulandıktan Sonra

3 Tip Titanyum Porseleni ile Bağlantısının Değerlendirilmesi

Bu çalışmanın amacı döküm titanyum yüzeyler ve titanyum-porselen bağlantısına kumlama, sodyum hidroksit anodizasyonu ve elektro erozyon ile işleme (EDM) yönteminin etkisini belirlemektir.

Titanyum örnekler için, özel paslanmaz çelik muflalar kullanılarak otopolimerizan akrilik rezin ile 90 adet örnek hazırlandı. 25×3×0.8 mm boyutlarındaki örnekler ticari saf titanyum ile döküldü (Tritan). Dökümler revetmandan çıkarıldıktan sonra, α -case tabakası universal freze makinesi ile kaldırıldı (FV-315-V/2). Titanyum örnekler farklı düşük ısı porselenleri ile kullanılmak üzere rastgele 3 gruba ayrıldı. Her bir gruba ait 10 örnek düşük ısı porselen üreticilerinin önerilerine göre alüminyum oksit partikülleri ile kumlandı. İkinci alt gruplara sodyum hidroksit anodizasyonu, kalan örneklere EDM (EDM M25A) uygulandı.

Kontrol grubu için, 10 otopolimerizan akrilik rezin örnek (25×3×0.5 mm) NiCrMo alaşımı (Remanium CS) kullanılarak döküldü ve üretici firma önerileri doğrultusunda alüminyum oksit partikülleri ile kumlandı.

Her bir yüzey işleminden sonra rastgele seçilmiş 5 örneğin yüzey pürüzlülüğü yüzey profilometresi (Mitutoyo SurfTest-B and SurfTest 402 Analyzer) kullanılarak ölçüldü ve taramalı elektron mikroskop (SEM; Jeol JSM-5600) ile yüzey incelemeleri yapıldı. NiCrMo örnekler konvansiyonel düşük ısı porselen (Vita Omega 900) ile örtülürken titanyum yüzeylere 3 titanyum porseleni (Vita Titankeramik, Noritake Super Porcelain TI-22 ve Triceram) fırımlandı.

Metal-porselen bağlantısı 3-nokta eğme testi ile değerlendirildi. Metal-porselen ara yüzeyi SEM ile incelendi. Bağlantı dayanıklılıkları ve R_a değerlerini karşılaştırmak için Kruskal-Wallis ve Mann-Whitney U testleri kullanıldı.

3-nokta eğme testi sonuçları karşılaştırıldığında, NiCrMo-konvansiyonel düşük ısı porselenin bağlantı dayanıklılığı, tüm titanyum-porselen sistemlerinininkinden daha yüksekti. EDM uygulanmış Noritake Super Porcelain TI-22 ve Triceram grupları hariç, tüm gruplar ISO 9693:1999 için bağlantı dayanıklılığının alt sınırı olan 25 MPa'ı aşmıştır.

Kumlama ve sodyum hidroksit anodizasyonu uygulanan titanyum gruplarının bağlantı dayanıklılığı arasında istatistiksel olarak önemli bir farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$). Bağlantı dayanıklılık değerleri yüksekten düşüğe doğru kumlama-sodyum hidroksit anodizasyonu-EDM şeklinde sıralanmıştır. Kumlama uygulanan gruplar karşılaştırıldığında, sodyum hidroksit anodizasyonu uygulanan gruplarda daha düşük R_a değeri bulunmuştur. EDM istatistiksel olarak en yüksek R_a değerini göstermiştir ($p<0.05$). R_a değerleri ve bağlantı dayanıklılıkları arasındaki ters orantı, R_a 'nın yüzey alanındaki artış/azalma hakkında yeterli bilgi sağlamadığını göstermiştir. Diğer gruplarla karşılaştırıldığında, 50 μm büyüklükte alüminyum oksit ile kumlanan ve degassing uygulanan Noritake Super Porcelain TI-22, EDM uygulanan grup hariç, en yüksek bağlantı dayanıklılık değerlerine sahipti. Çalışmamızda EDM uygulanmış yüzey, diğer yüzey işlemlerinden daha farklı bir yüzey görüntüsüne sahipti. Tüm gruplarda ara yüzey görüntüleri metal-porselen arasında iyi bir bağlanma olduğunu göstermiştir.

7. SUMMARY

Appreciate of Bonding of 3 Titanium Porcelain with Casting Titanium

Applying Different Surface Treatments

The aim of this study was to determine the effect of sandblasting, sodium hydroxide anodization and electrical discharge machining (EDM) to cast titanium surfaces and titanium-porcelain adhesion.

For titanium specimens, ninety specimens were prepared with autopolymerizing acrylic resin by using special stainless steel molds. Specimens with 25×3×0.8 mm dimensions were cast with commercially pure titanium (Tritan). Castings were divested and removed α -case layer by a universal grinding machine (FV-315-V/2). Titanium specimens were randomly divided into 3 groups to use with different low-fusing porcelains. Ten specimens from each of groups were sandblasted with alumina particles according to the low-fusing porcelain manufacturers' instructions. The sodium hydroxide anodization were applied to the second subgroups, specimens that which remains were subjected to the EDM (EDM M25A).

For control group, 10 autopolymerizing acrylic resin specimens (25×3×0.5 mm) were cast by using NiCrMo alloy (Remanium CS) and sandblasted with alumina particles according to the manufacturer' instructions.

The surface roughness of randomly selected five specimens (R_a) were measured with a surface profilometer (Mitutoyo SurfTest-B and SurfTest 402 Analyzer) after each surface treatment and surface examinations were made by using a scanning electronic microscope (SEM; Jeol JSM-5600). Three titanium porcelains (Vita Titankeramik, Noritake Super Porcelain TI-22 and Vita Titankeramik, Noritake Super Porcelain TI-22 and Triceram) was fused on the titanium surfaces whereas NiCrMo specimens were covered a conventional low-fusing porcelain (Vita Omega 900).

The metal-porcelain bonding was characterized by a 3-point bending test. The metal-porcelain interfaces were characterized by SEM. Kruskal-Wallis and Mann-Whitney U tests were used to compare of the bond strengths and the R_a values.

Comparison to the 3-point bending test results, the bond strength of NiCrMo-conventional low-fusing porcelain was higher than that of the titanium-porcelain systems. All groups exceeded 25 MPa that the lower limit of the bond strength value for ISO 9693:1999, except Noritake Super Porcelain TI-22 and Triceram groups on which EDM was applied.

It was found that there were no significant differences between the bond strengths of the titanium groups on which sandblasting and sodium hydroxide anodization was applied ($p>0.05$). The bond strength values ranged in decreasing order as: Sandblasting-sodium hydroxide anodization-EDM. Compared to the groups on which sandblasting was applied, the lower R_a values were found for groups on which sodium hydroxide anodization was applied. EDM showed statistically maximum the R_a value ($p<0.05$). The inverse proportion between R_a values and bond strengths was showed that the R_a value can not provide a enough data about to the increased surface area/decreased surface area. Compared to the other groups, Noritake Super Porcelain TI-22 groups on which sandblasting with 50 μm alumina and degassing was applied was a maximum bond strength values, except the group on which EDM was applied. In our study, the surface on which EDM was applied had a different image of the surface that of the other surface treatments. The interfaces images in all groups was seen a good adhesion between the metal and porcelain.

8. KAYNAKLAR

- Adachi M, Mackert Jr JR, Parry EE, Fairhurst CW (1990)** *Oxide adherence and porcelain bonding to titanium and Ti-6Al-4V alloy*, J Dent Res, 69, 1230-1235.
- Akışlı İ, Özcan M, Nergiz İ (2002)** *Resistance of core materials against torsional forces on differently conditioned titanium posts*, J Prosthet Dent, 88, 367-374.
- Al-Mesmar HS, Morgano SM, Mark LE (1999)** *Investigation of the effect of three sprue designs on the porosity and the completeness of titanium cast removable partial denture frameworks*, J Prosthet Dent, 82,15-21.
- Anusavice KJ, Gray AE (1989)** *Influence of framework design, contraction mismatch, and thermal history on porcelain checking in fixed partial dentures*, Dent Mater 5, 58-63.
- Ardlin BI (2002)** *Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure*, Dent Mater 18, 590-595.
- Asaoka K, Tesk JA (1989)** *Transient and residual stresses in dental porcelains as affected by cooling rates*, Dent Mater J, 8, 9-25.
- Atsü S, Berksun S (2000)** *Bond strength of three porcelains to two forms of titanium using two firing atmospheres*, J Prosthet Dent, 84, 567-574.
- Au AR, Lechner SK, Thomas CJ, Mori T, Chung P (2000)** *Titanium for removable partial dentures (III): 2-year clinical follow-up in an undergraduate programme*, J Oral Rehabil, 27, 978-984.
- Bagby M, Marshall SJ, Marshall Jr GW (1990)** *Metal ceramic compatibility: A review of the literature*, J Prosthet Dent, 63, 21-25.
- Berg E (1997)** *Dentists' opinions on aspects of cast titanium restorations*, J Dent, 25,113-117.
- Bergman B, Bessing C, Ericson G, Lundquist P, Nilson H, Andersson M (1990)** *A two-year follow-up study of titanium crowns*, Acta Odontol Scand, 48, 113-117.
- Bergman B, Marklund S, Nilson H, Hedlund SO (1999a)** *An intraindividual clinical comparison of metal-ceramic systems*, Int J Prosthodont, 12, 444-447.

- Bergman B, Nilson H, Andersson M (1999b)** *A longitudinal clinical study of Procera ceramic-veneered titanium copings*, Int J Prosthodont, 12, 135-139.
- Blackman R, Barghi B, Tran C (1991)** *Dimensional changes in casting titanium removable partial denture frameworks*, J Prosthet Dent, 65, 309-315.
- Bondioli IR, Bottino MA (2004)** *Evaluation of shear bond strength at the interface of two porcelains and pure titanium injected into the casting mold at three different temperatures*, J Prosthet Dent, 91, 541-547.
- Böning K, Walter M (1991)** *Ceramo-metallic bond of cast titanium*, Dtsch Zahnärztl Z, 46, 750-753.
- Böning KW, Walter MH, Reppel PD (1992)** *Non-cast titanium restorations in fixed prosthodontics*, J Oral Rehabil, 19, 281-287.
- Cai Z, Bunce N, Nunn ME, Okabe T (2001)** *Porcelain adherence to dental cast CP titanium: effects of surface modifications*, Biomaterials, 22, 979-986.
- Cecconi BT, Koeppen RG, Phoenix RD, Cecconi ML (2002)** *Casting titanium partial denture frameworks: A radiographic evaluation*, J Prosthet Dent, 87, 277-280.
- Chung HGP, Swain MW, Mori T (1997)** *Evaluation of the strain energy release rate for the fracture of titanium-porcelain interfacial bonding*, Biomaterials, 18, 1553-1557.
- Cohen BI, Condos S, Musikant BL, Deutsch AS (1992)** *Retentive properties of threaded split-shaft posts with titanium-reinforced composite cement*, J Prosthet Dent, 68, 910-912.
- Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch AS (1999)** *Effects of three bonding systems on the torsional resistance of titanium-reinforced composite cores supported by two post designs*, J Prosthet Dent, 81, 678-683.
- Contreras EFR, Henriques GEP, Giolo SR, Nobilo MAA (2002)** *Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining*, J Prosthet Dent, 88, 467-472.

- Cortellini P, Tonetti MS (2005)** *Clinical performance of a regenerative strategy for intrabony defects: scientific evidence and clinical experience*, J Periodontol, 76(3),341-350.
- Craig RG (1997)** *Restorative dental materials*, 10th ed, Ed by RG Craig, Mosby Yearbook St Louis.
- Craig RG (2002)** *Ceramic-metal system* In “Restorative dental materials”, Ed. by RG Craig, JM Powers, 576-592, Elsevier St Louis.
- Darvell BW, Samman N, Luk WK, Clark RK, Tideman H (1995)** *Contamination of titanium castings by aluminium oxide blasting*, J Dent, 23(5), 319-322.
- Dehoff PH, Anusavice KJ, Boyce RJ (1983)** *Analysis of thermally induced stresses in porcelain-metal systems*, J Dent Res, 62, 593-597.
- Dérاند T, Herø H (1992)** *Bond strength of porcelain on cast vs wrought titanium*, Scand J Dent Res, 100, 184-188.
- Dérاند T (1995)** *Porcelain bond to laser-welded titanium surfaces*, Dent Mater, 11, 93-95.
- Derrien G, Le Menn G (1995)** *Evaluation of detail reproduction for three die materials by using scanning electron microscopy and two-dimensional profilometry*, J Prost Dent, 74, 1-7.
- Dorsch P (1981)** *Measurements and calculations of stresses in metal-ceramic systems*, J Thermal Anal, 21, 89-109.
- Esquivel JF, Chai J, Wozniak WT (1996)** *The physical properties of low-fusing porcelains for titanium*, Int J Prosthodont, 9, 563-571.
- Evans DB (1997)** *Correcting the fit of implant-retained restorations by electric discharge machining*, J Prosthet Dent, 77, 212-215.
- Fairhurst CW, Anusavice KJ, Hashinger DT, Ringle RD, Twigg SW (1980)** *Thermal expansion of dental alloys and porcelain*, J Biomed Mater Res, 14, 435-436.

- Fleming GJP, Nolan L, Harris JJ (2005)** *The in-vitro clinical failure of all-ceramic crowns and the connector area of fixed partial dentures: the influence of interfacial surface roughness*, J Dent, 33, 405-412.
- Flexi-Overdenture system** Essential Dental Systems, Inc., Hackensack, NJ.
- Garbelini WJ, Henriques GEP, Troia Jr. M, Mesquita MF, Dezan CC (2003)** *Evaluation of low-fusing ceramic systems combined with titanium grades II and V by bending test and scanning electron microscopy*, J Appl Oral Sci, 11, 354-360.
- Gilbert JL, Covey DA, Lautenschlager EP (1994)** *Bond characteristics of porcelain fused to milled titanium*, Dent Mater, 10, 134-140.
- Goto Y, Nicholls JI, Phillips KM, Junge T (2005)** *Fatigue resistance of endodontically treated teeth restored with three dowel-and-core systems*, J Prosthet Dent, 93(1),45-50.
- Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV (2004)** *Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics*, Dent Mater, 20, 449-456.
- Guilherme AS, Henriques GEP, Zavanelli RA, Mesquita MF (2005)** *Surface roughness and fatigue performance of commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy after different polishing protocols*, J Prosthet Dent, 93, 378-385.
- Hacker CH, Wagner WC, Razzoog ME (1996)** *An in vitro investigation of the wear of enamel on porcelain and gold in saliva*, J Prosthet Dent, 75, 14-17.
- Halkacı HS, Erden A (2001)** *Selçuk Üniversitesi'nde Elektro-Erozyon (EDM) Konusundaki Deneysel Çalışmalar*, TMMOB Makine Mühendisleri Odası Konya Şubesi Makina Tasarım ve İmalat Teknolojileri Kongresi, Konya, Türkiye.
- Hammad IA, Stein RS (1990)** *A qualitative study for the bond and color of ceramometals. Part:1*, J Prosthet Dent, 63, 643-653.
- Hammad IA, Talic YF (1996)** *Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: review of the literature*, J Prosthet Dent, Jun75(6), 602-608.

- Herø H, Syverud M, Waarli M (1993)** *Mold filling and porosity in casting titanium*, Dent Mater, 9, 15-18.
- Ho KH, Newman ST (2003)** *State of the art electrical discharge machining (EDM)*, Int J Machine Tools & Manufacture, 43, 1287-1300.
- Hung CC, Hou GL, Tsai CC, Huang CC (2004)** *Pure titanium casting into zirconia-modified magnesia-based investment molds*, 20, 846-851.
- Ida K, Togaya T, Tsutsumi S, Takeuchi M (1982)** *Effect of magnesia investments in the dental casting of pure titanium or titanium alloys*, Dent Mater J, 1, 8-21.
- Ingram C, Ramani K (1997)** *The effect of sodium hydroxide anodization on the durability of poly(etherketoneetherketoneketone) adhesive bonding of titanium*, Int J Adhesion and Adhesives, 17, 39-45.
- Islamoglu K, Coskunfirat OK, Tetik G, Ozgentas HE (2002)** *Complications and removal rates of miniplates and screws used for maxillofacial fractures*, Ann Plast Surg, 48(3), 265-268.
- ISO 9693:1999 (Dentale restaurative Metallkeramiksysteme)**, Deutsche Fassung EN ISO 9693:2000.
- Jaffee RI, Promisel NE (1970)** *The science technology and application of titanium*, 1st ed, Pergamonn Press Oxford.
- Jameson EC, King RE (1983)** *Electrical discharge machining. Tooling, methods and applications*, 1st ed, Society of Manufacturing Engineers, Dearborn, Michigan.
- Jang KS, Youn SJ, Kim YS (2001)** *Comparison of castability and surface roughness of commercially pure titanium and cobalt-chromium denture frameworks*, J Prosthet Dent, 86, 93-98.
- Jeol News (1980)** *Electron Optics Instruments/Application*, Tokyo, Japan.
- Kaus T, Pröbster L, Weber H (1996)** *Clinical follow-up study of ceramic veneered titanium restoration three-year results*, Int J Prosthodont, 9, 9-15.

- Kern M, Thompson VP (1994)** *Effects of sandblasting and silica-coating procedures on pure titanium*, J Dent, 22, 300-306.
- Keskin Y (2003)** *Elektro erozyon ile işlemede (EDM) bazı işleme parametrelerinin kimi performans kriterleri üzerindeki etkisinin belirlenmesi*, Yüksek Lisans Tezi Endüstri Mühendisliği Anabilim Dalı, Konya.
- Kimura H, Horng CJ, Okazaki M, Takahashi J (1990)** *Oxidation effects on porcelain titanium interface reactions and bond strength*, Dent Mater J, 9, 91-99.
- King AW, Chai J, Lautenschlager E, Gilbert J (1994)** *The mechanical properties of milled and cast titanium for ceramic veneering*, Int J Prosthodont, 7, 532-537.
- Könönen M, Kivilahti J (1994)** *Bonding of low fusing dental porcelain to commercially pure titanium*, J Biomed Mater Res, 28, 1027-1035.
- Könönen M, Kivilahti J (2001)** *Fusing of dental ceramics to titanium*, J Dent Res, 80, 848-854.
- Kvam K, Derand T, Austrheim EK (1995)** *Fracture toughness and flexural strength of dental ceramics for titanium*, Biomaterials, 16, 73-76.
- Lang LA, Wang RF, Kang B, White SN (2001)** *Validation of finite element analysis in dental ceramics research*, J Prosthet Dent, 86:650-654.
- Lautenschlager EP, Monaghan P (1993)** *Titanium and titanium alloys as dental materials*, Int Dent J, 43, 245-253.
- Lee HT, Tai TY (2003)** *Relationship between EDM parameters and surface crack formation*, J Mater Process Technol, 142, 676-683.
- Lee KM, Cai Z, Griggs JA, Guiatas L, Lee DJ, Okabe T (2004)** *SEM/EDS evaluation of porcelain adherence to gold-coated cast titanium*, J Biomed Mater Res B Appl Biomater, Feb 15, 68(2), 165-173.
- Lenz J, Schwarz S, Schwichkerath H, Sperner F, Schafer A (1995)** *Bond strength of metal-ceramic systems in the three-point flexure test*, J Applied Biomater, 6, 55-64.

- Lenz J, Kessel S (1998)** *Thermal stresses in metal-ceramic specimens for the ISO crack initiation test (three-point flexure bond test)*, Dent Mater, 14, 277-280.
- Leong D, Chai J, Lautenschlager E, Gilbert J (1994)** *Marginal fit of machine milled titanium and cast titanium single crowns*, Int J Prosthodont, 7, 440-447.
- Lim BS, Heo SM, Lee YK, Kim CW (2003)** *Shear bond strength between titanium alloys and composite resin: sandblasting versus fluoride-gel treatment*, J Biomed Mater Res B Appl Biomater, Jan 15, 64(1), 38-43.
- Longoni S, Sartori M, Davide R (2004)** *A simplified method to reduce prosthetic misfit for a screw-retained, implant-supported complete denture using a luting technique and laser welding*, J Prosthet Dent, Jun, 91(6), 595-598.
- McCabe JF (1992)** *Applied dental materials*, 3rd ed, Blackwell Scientific Publications Co Inc, London,
- McCabe JF (1999)** *Dişhekimliği maddeler bilgisi*, İ.Ü. Basımevi ve Film Merkezi İstanbul.
- McLean JW (1979)** *The science and art of dental ceramics, Vol I*, 1st ed, Quintessence Pub Co Inc, Chicago.
- Metals Handbook (1985)** *American Society for Metals*, 8th ed, Gall Metals Park, Ohio.
- Memikoğlu M (1997)** *Tam seramik posterior sabit parsiyel restorasyonların in-vitro ve in-vivo uygulanabilirliği ve sınırlamaları yönünde incelenmesi*, Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- Miyazaki T, Kitamura M, Hotta Y, Lee G (1993)** *Development of fabrication system of prostheses using electric discharge machining*, Asian J Aesthet Dent, 1, 71-79.
- Molitor P, Baron V, Young T (2001)** *Surface treatment of titanium for adhesive bonding to polymer composites: a review*, Int J Adhesion and Adhesives, 21, 129-136.
- Mori T, Togaya T, Jean-Louis M, Yabugami M (1997)** *Titanium for removable dentures. I. Laboratory procedures*, J Oral Rehabil, 24, 338-341.
- Mueller HJ, Giuseppetti AA, Waterstratt RM (1990)** *Phosphate-bonded investment materials for titanium castings*, J Dent Res, 69, 367.

- Nergiz I, Schmage P, Herrmann W, Mutlu Ö (2004)** *Effect of alloy type and surface conditioning on roughness and bond strength of metal brackets*, Am J Orthod Dentofacial Orthop, 125, 42-50.
- Nielsen JP, Tuccillo JT (1972)** *Calculation of interfacial stress in dental porcelain bonded to gold alloy substrate*, J Dent Res, 51, 1043-1047.
- Nilson H, Bergman B, Bessing C, Lundqvist P, Andersson M (1994)** *Titanium copings veneered with Procera ceramics: a longitudinal clinical study*, Int J Prosthodont, 7, 115-119.
- Nissan J, Dmitry Y, Assif D (2001)** *The use of reinforced composite resin cement as compensation for reduced post length*, J Prosthet Dent, Sep 86(3), 304-308.
- O'Brien WJ (1997)** *Dental Materials and Their Selection*, 2nd ed, Ed by WJ O'Brien Quintessence Pub Co Inc, Carol Stream, Illinois.
- Oshida Y, Hashem A (1993)** *Titanium-porcelain system. Part I: Oxidation kinetics of nitrated pure titanium, simulated to porcelain firing process*, Biomed Mater Eng, 3, 185-198.
- Özden N, Akaltan F (2000)** *Düşük ısı porseleninin yüzey sertliğinin değerlendirilmesi*, AÜ Diş Hek Fak Derg, 27(1), 63-67.
- Özmumcu A, Kulak Y, Arıkan A (1995)** *Dişhekimliğinde alternatif bir materyal: Titanyum*, EÜ Dişhek Fak Derg, 16, 46-52.
- Päbler K (1991)** *Der Dentale Titanguß-Grundlagen, Technologie und Werkstoffkundliche Bewertung*, Quintessenz Zahntech, 17(6), 717-726.
- Päbler K (1997)** *Titan in der Zahnmedizin* In "Titan in der Zahnmedizin", Ed by J Wirz, H Bischoff, Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, 1, 41-62.
- Pang IC, Gilbert JL, Chai J, Lautenschlager EP (1995)** *Bonding characteristics of low-fusing porcelain bonded to pure titanium and palladium-copper alloy*, J Prosth Dent, 73, 17-25.

- Papadopoulos T, Tsetsekou A, Eliades G (1999)** *Effect of aluminium oxide sandblasting on cast commercially pure titanium surfaces*, Eur J Prosthodont Restor Dent, Mar, 7(1), 15-21.
- Parr GR, Gardner LK, Toth RW (1985)** *Titanium: The Mystery Metal of Implant Dentistry, Dental Material Aspects*, J Prosthet Dent, 54(3), 410-414
- Peutzfeldt A, Asmussen E (1996)** *Distortion of alloy by sandblasting*, Am J Dent, Apr, 9(2), 65-66.
- Philips R W (1984)** *Elements of dental materials*, WB Saunders Company, 4th Ed, Philadelphia.
- Phillips R W (1991)** *Skinner's science of dental materials*, WB Saunders Company, 9th Ed, Philadelphia.
- Pohler EM (2000)** *Unalloyed titanium for implants in bone surgery*, Injury Int J Care Injured, 31, 7-13.
- Pröbster L, Maiwald U, Weber H (1996)** *Three-point bending strength of ceramics fused to cast titanium*, Eur J Oral Sci, 104, 313-319.
- Qualtrough AJE, Piddock V (1999)** *Recent advances in ceramic materials and systems for dental restorations*, Dent Update, 26, 65-72.
- Ramasawmy H, Blunt L, Rajurkar KP (2005)** *Investigation of the relationship between the white layer thickness and 3D surface texture parameters in the die sinking EDM process*, Precision Engineering, Baskida.
- Rangel S, Cremonese R, Bryant S, Dummer P (2005)** *Shaping ability of race rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals*, J Endod Jun, 31(6), 460-463.
- Rematitan®-Gießanlage Informationen zur (1995)** Dentaurum, Germany.
- Rilo B, da Silva JL, Martinez-Insua A, Santana U (2002)** *A titanium and visible light-polymerized resin obturator*, J Prosthet Dent, Apr, 87(4), 407-409.
- Romero GG, Engelmeier R, Powers JM, Canterbury AA (2001)** *Accuracy of the three corrective techniques for implant bar fabrication*, J Prosthet Dent, 84, 602-607.

- Rubeling G (1982)** *Electroerosion in dental technology. Possibilities and limits*, Dent Labor, 30, 1697-1702.
- Russell MM, Andersson M, Dahlmo K, Razzoog ME, Lang BR (1995)** *A new computer-assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures*, Quintessence Int, 26, 757-763.
- Sadeq A, Cai Z, Woody RD, Miller AW (2003)** *Effects of interfacial variables on ceramic adherence to cast and machined commercially pure titanium*, J Prosthet Dent, 90, 10-17.
- Schiff N, Grosogeat B, Lissac M, Dalard F (2002)** *Influence of fluoride content and pH on the corrosion resistance of titanium and its alloy*, Biomaterials, 23, 1995-2002.
- Schmitt SM, Chance DA (1995)** *Fabrication of titanium implant-retained restorations with nontraditional machining techniques*, Int J Prosthodont, 8, 332-336.
- Schuh C, Kinast EJ, Mezzomo E, Kapczinski MP (2005)** *Effect of glazed and polished surface finishes on the friction coefficient of two low-fusing ceramics*, J Prosthet Dent, Mar 93(3), 245-252.
- Šegović S, Ferik S, Anic I, Jukic S, Galic N, Sistig S (2002)** *Changes in dentin after insertion of self-threading titanium pins with 3 methods: a scanning electron microscope pilot study*, J Prosthet Dent, Feb 87(2), 182-188.
- Simões JA, Marques AT (2005)** *Design of a composite hip femoral prosthesis*, Materials and Design, 26, 391-401.
- Son W, Zhu X, Shin H, Ong JL, Kim K (2003)** *In Vivo Histological Response to Anodized and Anodized/Hydrothermally Treated Titanium Implants*, J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater, 66B, 520-525.
- Stannard JG, Marks L, Kanchanatawewat K (1990)** *Effect of multiple firing on the bond strength of selected matched porcelain-fused-to-metal combinations*, J Prosthet Dent, 63, 627-629.
- Stevenson GC, Connelly ME (1992)** *Titanium palate maxillary overdenture: a clinical report*, J Prosthodont, 1, 57-60.

- Suansuwan N, Swain MV (1999)** *New approach for evaluating metal-porcelain interfacial bonding*, Int J Prosthodont, 12, 547-552.
- Suansuwan N, Swain MV (2003)** *Adhesion of porcelain to titanium and a titanium alloy*, J Dent, 31, 509-518.
- Suh JY, Jang BC, Zhu X, Ong JL, Kim KH (2003)** *Effect of hydrothermally treated anodic oxide films on osteoblast attach and proliferation*, Biomaterials, 24, 347-355.
- Syverud M, Okabe T, Hero H (1995)** *Casting of Ti-6Al-4V alloy compared with pure Ti in an Ar-arc casting machine*, Eur J Oral Sci, 103, 327-330.
- Taylor RL, Verran J, Lees GC, Ward AJP (1998)** *The influence of substratum topography on bacterial adhesion to polymethylmethacrylate (PMMA)*, J Mater Sci Mater Med, 9, 17-22.
- Thomas CJ, Lechner S, Mori T (1997)** *Titanium for removable dentures. II. Two-year clinical observations*, J Oral Rehabil, 24, 414-418.
- Togaya T, Suzuki M, Tsutsumi S, Ida K (1983)** *An application of pure titanium to the metal porcelain system*, Dent Mater, 2, 210-219.
- Tomlinson WJ, Adkin JR (1992)** *Microstructure and properties of electro discharge machined surfaces*, J Surf Eng, 8, 283-288.
- Triceram Titanium Ceramics Product Information and Instructions for Use**, Esprident, Dentaaurum-Gruppe, Germany.
- Tróia Jr. MG, Henriques GEP, Nóbilo MAA, Mesquita MF (2003)** *The effect of thermal cycling on the bond strength of low-fusing porcelain to commercially pure titanium and titanium aluminium-vanadium alloy*, Dent Mater, 19, 790-796.
- Ulusoy M, Aydın K (2003)** *Dişhekimliğinde hareketli bölümlü protezler*, AÜ Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara.
- Üçtaşlı S, Bek B, Ergun G (2001)** *Farklı kor yapıya sahip, ısı ve basınçla şekillendirilen seramik inley sistemlerinin mikrosızıntı yönünden değerlendirilmesi*, AÜ Diş Hek Fak Derg, 28(1), 65-71.

- Van Roekel NB (1992a)** *Electrical discharge machining in dentistry*, Int J Prosthodont, 5, 114-121.
- Van Roekel NB (1992b)** *Prosthesis fabrication using electrical discharge machining*, Int J Oral Maxillofac Implants, 7, 56-61.
- Verran J, Boyd RD (2001)** *The relationship between substratum surface roughness and microbiological and organic soiling: a review*, Biofouling, 17, 59-71.
- Verran J, Rowe DL, Cole D, Boyd RD (2000)** *The use of the atomic force microscope to visualise and measure wear of food contact surfaces*, Int Biodeterioration & Biodegradation, 46, 99-105.
- Verran J, Rowe DL, Boyd RD (2003)** *Visualization and measurement of nanometer dimension surface features using dental impression materials and atomic force microscopy*, Int Biodeterioration & Biodegradation, 51, 221-228.
- Vita Titankeramik Working Instructions.** Vita Zahnfabrik, H. Rauter GmbH & Co. KG, P.O. Box 1338, D-79704 Bad Säckingen.
- Walker MP, White RJ, Kula KS (2005)** *Effect of fluoride prophylactic agents on the mechanical properties of nickel-titanium-based orthodontic wires*, Am J Orthod Dentofacial Orthop, 127,6,662-669.
- Walter M, Böning K, Reppel PD (1994)** *Clinical performance of machined titanium restorations*, J Dent, 22, 346-348.
- Walter M, Böning K, Reppel PD, Freesmeyer WB (1999)** *Six-year follow-up of titanium and high-gold porcelain-fused-to-metal fixed partial dentures*, J Oral Rehabil, 26, 91-96.
- Wang RR, Fenton A (1996)** *Titanium for prosthodontics applications: A review of the literature*, Quintessence Int, 27, 401-408.
- Wang RR, Fung KK (1997)** *Oxidation behavior of surface-modified titanium for titanium-ceramic restorations*, J Prosthet Dent, 77, 423-434.
- Wang RR, Meyers E, Katz JL (1998)** *Scanning acoustic microscopy study of titanium-ceramic interface of dental restorations*, J Biomed Mater Res, Dec 15, 42(4), 508-516.

- Wang RR, Welsch GE, Monteiro O (1999)** *Silicon nitride coating on titanium to enable titanium-ceramic bonding*, J Biomed Mater Res, 46, 262-270.
- Wataha JC, Craig RG, Hanks CT (1991)** *The release of elements of dental casting alloys into cell-culture medium* J Dent Res 70:1014-1018.
- Watanabe I, Watkins JH, Nakajima H, Atsuta M, Okabe T (1997)** *Effect of pressure difference on the quality of titanium casting*, J Dent Res, 76, 773-779.
- Watanabe I, Woldu M, Watanabe K, Okabe T (2000)** *Effect of casting method on castability of titanium and dental alloys*, J Mater Sci Mater Med, 11, 547-553.
- Weber H, Frank G (1993)** *Spark erosion procedure: a method for extensive combined fixed and removable prosthodontic care*, J Prosthet Dent, 69, 222-227.
- Wen X, Wang X, Zhang N (1996)** *Microrough surface of metallic biomaterials: a literature review*, Biomed Mater Eng, 6, 173-189.
- White SN, Ho L, Caputo AA, Goo E (1996)** *Strength of porcelain fused to titanium beams*, J Prosthet Dent, 75, 640-648.
- Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NHF (1999)** *Comparison of two stylus methods for measuring surface texture*, Dent Mater, 15, 79-86.
- Williams DF (1981)** *Titanium and titanium alloys* In "Biocompatibility of clinical implant materials", Ed by DF Williams, 9-44, CRC Pres, FL.
- Wright MD, Masri R, Driscoll CF, Romberg E, Thompson GA, Runyan DA (2004)** *Comparison of three systems for the polishing of an ultra-low fusing dental porcelain*, J Prosthet Dent, Nov, 92(5), 486-490.
- Yamada K, Onizuka T, Sumii T, Swain MV (2004)** *The effect of Goldbonder on the adhesion between porcelain and pure titanium*, J Oral Rehabil, Aug, 31(8), 775-784.
- Yavuzylmaz H, Ulusoy MM, Kedici PS, Kansu G (2003)** *Protetik diş tedavisi terimleri sözlüğü*, Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği, Ankara.
- Yılmaz H, Dinçer C (1999)** *Comparison of the bond compatibility of titanium and an NiCr alloy to dental porcelain*, J Dent, 27, 215-222.

- Yoda M, Konno T, Takada Y, Iijima K, Griggs J, Okuno O, Kimura K, Okabe T (2001)** *Bond strength of binary titanium alloys to porcelain*, Biomaterials, 22, 1675-1681.
- Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L (1993)** *Dişhekimliğinde maddeler bilgisi*, 1.baskı, A.Ü.Basımevi, Ankara.
- Zaimoğlu A, Can G (2004)** *Sabit protezler*, 1. baskı, AÜ Basımevi, Ankara.
- Zhu X, Kim KH, Jeong YS (2001)** *Anodic oxide films containing Ca and P of titanium biomaterial*, Biomaterials, 22, 2199-2206.
- Zinelis S (2000)** *Effect of pressure of helium, argon, krypton, and xenon on the porosity, microstructure, and mechanical properties of commercially pure titanium castings*, J Prosthet Dent, 84, 575-582.
- Zinelis S, Tsetsekou A, Papadopoulos T (2003)** *Thermal expansion and microstructural analysis of experimental metal-ceramic titanium alloys*, J Prosthet Dent, 90, 332-338.

9. ÖZGEÇMİŞ

28.01.1978 tarihinde Konya/Akşehir’de doğdu. İlköğrenimini 24 Ağustos İlkokulu ve Mehmet Akif Ersoy İlkokulu’nda, orta öğrenimini Akşehir Ticaret Lisesi ortaokul kısmında, lise öğrenimini Akşehir Selçuklu Lisesi’nde tamamladı.

1994/1995 öğretim yılında Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi’nde başladığı öğrenimini 1999 yılında tamamladı. Aynı yıl Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda doktora programına başladı. 2001 yılında açılan sınavı kazanarak Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda araştırma görevlisi kadrosuna atandı.

TPİD ve IADR üyesidir. Yabancı dili İngilizce’dir.



10. TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince emeği ve katkısı bulunan, bu konuyu araştırmamı öneren tez danışmanım Sayın Doç. Dr. Özgür İNAN'a,

EDM gruplarının hazırlanmasında emeği geçen Sayın Doç. Dr. Selçuk HALKACI'ya, sodyum hidroksit anodizasyon gruplarının hazırlanmasında yardımcı olan Sayın Prof. Dr. Mustafa ERSÖZ'e, SEM görüntülerinin alınması aşamasında sabrından dolayı Sayın Yrd. Doç. Dr. Selçuk AKTÜRK'e, istatistik konusunda yardımlarından dolayı Sayın Doç. Dr. Ali Murat SÜNBÜL'e,

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora programına başvurmamı öneren Sayın Dr. Mustafa KALKAN'a, doktora eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan anabilim dalımız değerli öğretim üyelerine,

Her zaman olduğu gibi doktora eğitimim süresince de beni destekleyen aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.