

**T.C.  
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
( DOKTORA TEZİ )**

**METAL - PRES SERAMİK UYUMUNUN ARAŞTIRILMASI**

**ARŞ. GÖR. DT. ÖZGÜR BULTAN**

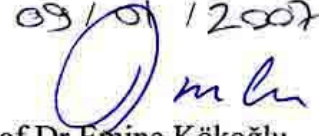
**DANIŞMAN  
PROF. DR. SABİRE DEĞER**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI/  
KURON-KÖPRÜ PROTEZ BİLİM DALI**

**İSTANBUL-2006**

## TEZ ONAYI


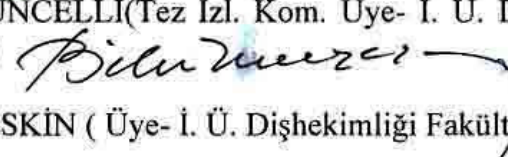


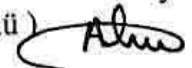
Aşağıda tanıtımı yapılan tez, jüri tarafından başarılı bulunarak Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

09/10/2007  
  
Prof. Dr. Emine Kökoğlu  
Enstitü Müdürü

Kurum : İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü  
Program Adı : Kuron Köprü Protezi Doktora Programı  
Programın seviyesi : Yüksek Lisans  Doktora   
Anabilim Dalı : Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı  
Tez Sahibi : Özgür BULTAN  
Tez Başlığı : " Metal-Pres Seramik Uyumunun Araştırılması"  
Sınav Yeri : İ. Ü. Dişhekimliği Fakültesi /Kuron Köprü Protezi Bilim Dalı Seminer Salonu  
Sınav Tarihi : 25 / 12 / 2006

### Tez Sınav Jürisi

Ünvanı Adı Soyadı (Danışman / Tez İzl. Kom. Üyesi / Üye) Üniversitesi, Fakültesi, ABD

1. Prof. Dr. Sabire DEĞER (Danışman- İ. Ü. Dişhekimliği Fakültesi /Protetik Diş Tedavisi A.B.D.) 
2. Prof. Dr. Betül TUNCELLİ (Tez İzl. Kom. Üye- İ. Ü. Dişhekimliği Fakültesi /Protetik Diş Tedavisi A.B.D.) 
3. Prof. Dr. Haluk KESKİN ( Üye- İ. Ü. Dişhekimliği Fakültesi /Protetik Diş Tedavisi A.B.D.) 
4. Prof. Dr. Bülent ŞERMET ( Üye- İ. Ü. Dişhekimliği Fakültesi /Protetik Diş Tedavisi A.B.D.) 
5. Prof. Dr. Ahmet TOPUZ ( Tez İzl. Kom. Üye- Y. T. Ü. Kimya Metalurji Fak/ Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü ) 

**BEYAN**

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

Özgür BULTAN

## İTHAF

Aileme ithaf ediyorum

## TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince ve tezimin hazırlanması sırasında bilgi, deneyimi ve sonsuz sabrıyla bana her zaman yardımcı olup destek veren Sayın Hocam ve tez danışmanım **Prof. Dr. Sabire Değer**'e,

Doktora eğitimim sırasında her zaman bana destek olan, bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan başta **Prof. Dr. Haluk Keskin, Prof. Dr. Murat Aydın, Prof. Dr. Betül Tuncelli** ve **Prof. Dr. Bülent Şermet** olmak üzere kürsümüzün tüm değerli öğretim üyelerine,

Deney çalışmalarımnda bana her konuda yardımcı olup kolaylık sağlayan Y.T.Ü Kimya-Metalürji Fakültesi, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı öğretim üyelerinden **Prof. Dr. Ahmet Topuz, Arş. Gör. Zekeriya Cömert** ve **Uzman Polat Topuz**'a,

Deney çalışmalarımnda bana yardımcı olan İ.T.Ü Kimya-Metalurji Fakültesi, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı öğretim üyesi **Prof. Dr. Erdem Demirkesen**'e ve İ.T.Ü Maden Fakültesi, Jeoloji Mühendisliği öğretim üyesi **Prof. Dr. Işık Ece**'ye

Deney örneklerimin hazırlanması sırasında bana yardımcı olan başta **Cemil Kavrayış** olmak üzere tüm **Kavrayış Diş Laboratuvarı** çalışanlarına,

Tez çalışmalarım boyunca bana birçok aşamada destek olan başta **Dr. İpek Karamustafa** olmak üzere tüm doktora öğrencisi arkadaşlarıma,

Fakülte hayatım boyunca bana sonsuz sevgi ve anlayış gösterip ve hiçbir zaman desteğini esirgemeyen sevgili eşim **Ayçe Bultan**'a ve aileme çok teşekkür ederim.

## İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI .....	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER .....	VI
TABLolar LİSTESİ.....	İX
ŞEKİLLER LİSTESİ .....	Xİ
ÖZET .....	XVİ
ABSTRACT.....	XVİİ
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	5
2.1.Seramik İle İlgili Genel Bilgiler .....	5
2.1.1.Seramiğin tarihçesi ve gelişimi .....	5
2.1.2.Diş hekimliği seramiğinin yapısı .....	7
2.1.2.1.Diş hekimliği seramiğinin kimyasal bileşenleri .....	8
2.1.3.Diş hekimliği seramiğinin sınıflandırması .....	11
2.1.4.Düşük ısı seramiğinin yapısal bileşenleri.....	13
2.1.4.1.Opak seramiği .....	13
2.1.4.2.Gövde seramikleri .....	14
2.1.4.3.Gövde modifiye ediciler.....	15
2.2.Metal Alaşımları İle İlgili Genel Bilgiler.....	16
2.2.1.Metal alaşımlarının yapısı .....	16
2.2.2.Seramiklerle birlikte kullanılan metal alaşımlarının sınıflandırılması:.....	18
2.3.Metal - Seramik Sistemleri .....	27
2.3.1.Metal - seramik sistemlerinin bileşenleri .....	27
2.3.1.1.Metal altyapı.....	27
2.3.1.2.Oksit tabakası .....	28
2.3.1.3.Opak seramik tabakası .....	29
2.3.1.4.Dentin seramik tabakası .....	29
2.3.1.5.Mine seramiği tabakası .....	29

2.3.1.6.Glazür tabakası.....	30
2.3.2.Metal - seramik bağlantısı.....	30
2.3.2.1.Mekanik bağlantı.....	31
2.3.2.2.Kimyasal bağlantı.....	31
2.3.2.3.Baskı kuvvetleri .....	34
2.3.2.3.Van der Waals kuvvetleri.....	39
2.3.3.Metal seramik sistemlerinin başarısını etkileyen faktörler .....	39
2.3.3.1.Seramik üstyapıya bağlı faktörler .....	42
2.3.3.1.Metal altyapıya bağlı faktörler .....	44
2.3.4.Seramik uygulama yöntemleri .....	47
2.3.4.1.Tabakalama tekniği .....	47
2.3.4.1.Presleme tekniği .....	54
2.3.5.Metal seramik bağlantı direncinin değerlendirilmesi ve test yöntemleri.....	55
2.3.5.1.Makaslama testleri .....	56
2.3.5.2.İtme - Çekme testleri.....	57
2.3.5.3.Kırılma testleri .....	57
2.3.5.4.Eğme testleri.....	58
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	60
3.1.Metal-Seramik Bağlantı Dayanıklılığının Belirlenmesi .....	60
3.1.1.Metal altyapıların hazırlanması.....	60
3.1.1.1.Mum maketlerin hazırlanması.....	60
3.1.1.2.Revetman kalıbın hazırlanması .....	62
3.1.1.3.Döküm işlemi .....	65
3.1.1.4.Tesviye işlemleri .....	68
3.1.1.5.Oksidasyon işlemi .....	69
3.1.2.Çalışma gruplarının oluşturulması .....	71
3.1.3.Seramik üst yapıların hazırlanması .....	72
3.1.3.1.Opak seramiği uygulanması.....	72
3.1.3.2.Seramiğin geleneksel tabakalama yöntemi ile şekillendirilmesi .....	76
3.1.3.3.Seramiğin modifiye tabakalama ve presleme yöntemi ile şekillendirilmesi.80	
3.1.3.3.1.Preslenecek dentin seramiklerinin tabakalama yöntemiyle hazırlanması..80	
3.1.3.3.2.Metal altyapılar üzerinde mum modelaj işlemi.....	84
3.1.3.3.3.Revetman kalıbın hazırlanması .....	86

3.1.3.3.4.Seramiklerin preslenme işlemi .....	87
3.1.3.3.5.Seramiklerin tesviye işlemleri .....	90
3.1.3.4.Tüm gruptaki seramik yüzeylere glazür işlemi uygulanması .....	92
3.1.4.Metal örneklerin elastiklik katsayısının ölçülmesi .....	98
3.1.4.1.Metal örneklerin hazırlanması .....	98
3.1.4.2.Elastiklik katsayısı ölçüm deneyinin uygulanması .....	99
3.1.5.Üç nokta eğme testinin uygulanması .....	101
3.2.Metal-Seramik Örneklerin Arayüz Görüntülerinin Alınması .....	103
3.2.1.SEM görüntülerinin alınması .....	103
3.2.1.Stereomikroskop görüntülerinin alınması .....	104
3.3.Metal ve Seramik Örneklerin Isı Genleşme Katsayısının Ölçülmesi .....	105
3.3.1.Metal örneklerin hazırlanması .....	105
3.3.2.Seramik örneklerin hazırlanması .....	106
3.3.2.1.Seramik örneklerinin tabakalama tekniğiyle hazırlanması .....	106
3.3.2.2.Seramik örneklerinin modifiye tabakalama ve presleme yöntemiyle hazırlanması .....	107
3.3.3.Isı genleşme katsayısı ölçüm deneyi .....	108
3.4.Seramik Örneklerin Kristal Analizlerinin Yapılması.....	109
4. BULGULAR.....	110
4.1.Elastiklik Katsayısı Bulguları .....	110
4.2.Üç Nokta Bükülme Testi Bulguları .....	110
4.3.SEM Bulguları .....	120
4.4.Stereomikroskop Bulguları .....	124
4.5.Isı Genleşme Katsayısı Bulguları.....	128
4.6.X-Işınları Difraksiyon Analizi Bulguları .....	129
5. TARTIŞMA .....	136
KAYNAKLAR .....	148
ÖZGEÇMİŞ .....	165



## TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 1: Metal oksitlerin seramiğin rengi üzerine etkisi .....	10
Tablo 2: Seramiğin pişim ısılarına göre sınıflandırılması .....	11
Tablo 3: McCabe'nin döküm altın alaşımlarını sınıflandırması.....	20
Tablo 4: Kondansasyonun pişim büzülmesi üzerindeki etkisi.....	51
Tablo 5: Unitech Phase B metal alaşımının fiziksel özellikleri.....	66
Tablo 6: Metal oksidasyonu pişim ısıları ve süreleri .....	69
Tablo 7: Çalışmada kullanılan seramik markaları ve şekillendirme yöntemleri .....	71
Tablo 8: 1.opak seramiği tozları ve pişim ısıları .....	74
Tablo 9: 2. opak seramiği tozları ve pişim ısıları .....	75
Tablo 10: Feldspatik dentin seramiklerinin pişim ısıları .....	78
Tablo 11: İngotların pres dereceleri.....	89
Tablo 12: Glazür pişim ısıları .....	93
Tablo 13: Oksidasyon, 1. opak, 2. opak, dentin ve glazür seramiği pişim ısıları .....	99
Tablo 14: Ni-Cr metal alaşımı elastiklik katsayısı değerleri .....	110
Tablo 15: Vita Omega - Tabakalama tekniği (Grup 1).....	111
Tablo 16: Vita VMK 95 - Tabakalama tekniği (Grup 2).....	111
Tablo 17: IPS Classic - Tabakalama tekniği (Grup 3).....	112
Tablo 18: Ceramco 3 - Tabakalama tekniği (Grup 4).....	112
Tablo 19: Matchmaker MC - Tabakalama tekniği (Grup 5).....	113
Tablo 20: Vita Omega - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 6) .....	113
Tablo 21: Vita VMK 95 - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 7) .....	114
Tablo 22: IPS Classic - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 8).....	114
Tablo 23: Ceramco 3 - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 9).....	115
Tablo 24: Matchmaker MC - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 10).....	115
Tablo 25: IPS Empress - Presleme tekniği (Grup 11) .....	116
Tablo 26: Finesse - Presleme tekniği (Grup 12) .....	116
Tablo 27: Matchpress - Presleme tekniği (Grup 13).....	117
Tablo 28: Tüm gruplara ait bağlantı dayanıklılığı değerlerinin aritmetik ortalama ve standart sapma değerleri .....	118

Tablo 29: Gruplararası ikili bağlantı dayanıklılığı değerlerinin karşılaştırması ( $p \geq =$ .001).....	119
Tablo 30: Bağlantı dayanıklılığının şekillendirme yöntemlerine göre karşılaştırılması .....	120
Tablo 31: Örneklerin ısı genleşme katsayısı ortalamaları .....	128
Tablo 32: Tüm gruptaki lösit kristali değerleri.....	134

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1: SiO <sub>4</sub> tetrahedra yapısı.....	8
Şekil 2: Düşük ısı seramiğinin içeriği.....	12
Şekil 3: Seramiğin ısı genleşme katsayısı fazla olursa .....	36
Şekil 4: Metal ile seramiğin ısı genleşme katsayısı aynı olursa .....	36
Şekil 5: Metalin ısı genleşme katsayısı fazla olursa .....	37
Şekil 6: O'Brein'in metal-seramik restorasyonlardaki başarısızlık sınıflandırması.....	42
Şekil 7: Metal-seramik örnek.....	59
Şekil 8: Yeti Dental plaka mumu	Şekil 9: Mum plakaların kesilmesi.....
60	60
Şekil 10: Hazırlanan mum maketler .....	61
Şekil 11: Bego kanal mumu	Şekil 12: Waxelectric II elektrikli spatül ....
61	61
Şekil 13: Döküm kanalının bağlanması .....	61
Şekil 14: Manşete bağlama işlemi	Şekil 15: Mum maketlerin manşete .....
62	62
Şekil 16: Bego Bellovest revetman	Şekil 17: Revetman tozunun tartılması ..
63	63
Şekil 18: Revetman likidinin ölçülmesi	Şekil 19: Karıştırma haznesi .....
63	63
Şekil 20: Revetmanın elle karıştırılması	Şekil 21: Vakumlu karıştırıcı .....
63	63
Şekil 22: Revetmanın dökülmesi	Şekil 23: Vibratör üzerinde .....
64	64
Şekil 24: Manşetin açılması	Şekil 25: Zımpara ile tesviye işlemi.....
64	64
Şekil 26: Döküme hazır revetman kalıp .....	64
Şekil 27: Ön ısıtma fırını	Şekil 28: Manşetin ve seramik potanın fırın.....
65	65
Şekil 29: Manşet ve seramik potanın	Şekil 30: Revetman kalıp ve potanın döküm
.....	.....
65	65
Şekil 31: Unitech Phase B metal alaşımının yapısal içeriği .....	66
Şekil 32: Unitech Ni-Cr metal alaşımı	Şekil 33: Döküm potasındaki tabletler..
67	67
Şekil 34: Fırın içinde eriyik halindeki	Şekil 35: Döküm işleminin ardından ...
67	67
Şekil 36: Soğuma işlemi tamamlanmış revetman kalıp.....	67
Şekil 37: Revetman kalıbın açılması	Şekil 38: Kumlama işlemi.....
68	68
Şekil 39: Döküm kanallarının kesilmesi	Şekil 40: Tesviye işlemleri.....
68	68
Şekil 41: Mikrometre ile gerekli boyutların	Şekil 42: Tesviye işlemi tamamlanmış
69	69
Şekil 43: Oksidasyon işlemi	Şekil 44: Oksidasyon işlemi tamamlanmış.....
69	69
Şekil 45: Kumlama işlemi	Şekil 46: BioSonic ultrasonik ünite .....
70	70
Şekil 47: Seramik pişimi için hazırlığı tamamlanmış metal örnek.....	70

Şekil 48: Vita Omega opak seramik	Şekil 49: Vita Omega opak seramik .....	72
Şekil 50: IPS Classic opak seramik	Şekil 51: Ceramco 3 opak seramik .....	72
Şekil 52: Matchmaker MC opak seramik .....		73
Şekil 53: Opak toz ve likidinin	Şekil 54: Opak seramiğin metal.....	73
Şekil 55: Örnekler 1. opak pişimi için	Şekil 56: 1. opak pişimi sonrası örnekler	74
.....		
Şekil 57; 2. opak seramiği uygulaması	Şekil 58: 2. opak pişimi tamamlanmış örnek	75
.....		
Şekil 59: Hazırlanan metal kalıp.....		76
Şekil 60: Vita Omega dentin seramik	Şekil 61: Vita VMK 95 dentin seramik....	76
Şekil 62: IPS Classic dentin seramik	Şekil 63: Ceramco 3 dentin seramik.....	76
Şekil 64: Matchmaker MC dentin seramik .....		77
Şekil 65: Seramik hamurunun karıştırılması	Şekil 66: Seramik hamurunun uygulanması	77
.....		
<b>Şekil 67: Gerekli ilavelerin yapılması</b>	<b>Şekil 68: Fazla nemin alınması .....</b>	<b>77</b>
Şekil 69: Kalıp içinde seramik modelaj	Şekil 70: Tamamlanmış seramik modelajı.	78
Şekil 71: Seramik üstyapının tesviyesi	Şekil 72: Mikrometre ile kalınlığın kontrolü	79
.....		
Şekil 73: Geleneksel tabakalama tekniğinin uygulandığı örnek.....		79
Şekil 74: Seramik hamurunun hazırlanması	Şekil 75: Hamurun kalıba yerleştirilmesi	80
.....		
Şekil 76: Seramiğin kalıptan çıkarılması	Şekil 77: Fazla nemin alınması .....	81
Şekil 78: Seramik hamurunun düzeltilmesi	Şekil 79: Pişim öncesi hazırlanmış seramik.....	81
.....		
Şekil 80: Fırına yerleştirilmiş seramik ingot.....		81
Şekil 81: Alt ve üst yüzeylerin tesviyesi.....		82
Şekil 82: Vita Omega dentin seramik ingot	Şekil 83: Vita VMK 95 dentin seramik ingot .....	82
.....		
Şekil 84: IPS Classic dentin seramik ingot	Şekil 85: Ceramco 3 dentin seramik ingot	82
.....		
Şekil 86: Matchmaker MC dentin seramik ingot.....		83
Şekil 87: IPS Empress ingot	Şekil 88: Finesse ingot.....	83
Şekil 89: Matchpress ingot .....		83

Şekil 90: Opak üzerine mum modelajı	Şekil 91: Formun oluşturulması.....	84
Şekil 92: Şekil: Gerekli boyutun sağlanması	Şekil 93: Mikrometre ile ölçüm yapılması.....	84
Şekil 94: Mum modelajı tamamlanmış örnek.....		85
Şekil 95: Döküm kanalının bağlanması	Şekil 96: Döküm kanalı bağlanmış örnek	85
Şekil 97: Örneklerin manşet tabanına	Şekil 98: Örneklerin bağlanmış hali.....	85
Şekil 99: Manşet kalıbına yerleştirilmiş örnekler.....		86
Şekil 100: Manşet kalıbına revetman doldurulması .....		86
Şekil 101: Hazırlığı tamamlanmış revetman kalıp .....		87
Şekil 102: Ön ısıtma fırını	Şekil 103: Revetman kalıbın çıkarılması .....	87
Şekil 104: İngotun yerleştirilmesi	Şekil 105: İtici pistonun yerleştirilmesi ..	88
Şekil 106: Ivoclar EP 500 pres fırını	Şekil 107: Revetmanın fırına yerleştirilmesi .....	88
Şekil 108: Pres işlemi sonrası	Şekil 109: Soğumaya bırakılan kalıp.....	89
Şekil 110: Piston sınırının belirlenmesi	Şekil 111: Separe ile çentik açılması....	90
Şekil 112: Alçı bıçağı ile kalıbın açılması .....		90
Şekil 113: 4 bar basınç ile kumlama	Şekil 114: 2 bar basınç ile kumlama .....	90
Şekil 115: Kumlama işlemi tamamlanmış	Şekil 116: Elmas separe ile döküm ..	91
Şekil 117: Elmas frez ile tesviye	Şekil 118: Gerekli kalınlığın kontrolü .....	91
Şekil 119: Glazür seramiğinin karıştırılması	Şekil 120: Glazür seramiğin uygulanması .....	92
Şekil 121: Glazür pişimi öncesi seramik	Şekil 122: Fırına yerleştirilen örnekler	92
Şekil 123: Hazırlığı tamamlanmış örnek	Şekil 124: Hazırlığı tamamlanmış örnek	93
Şekil 125: Vita Omega - Tabakalama tekniği (Grup 1).....		94
Şekil 126: Vita VMK 95 - Tabakalama tekniği (Grup 2).....		94
Şekil 127: IPS Classic - Tabakalama tekniği (Grup 3).....		94
Şekil 128: Ceramco 3 - Tabakalama tekniği (Grup 4).....		95
Şekil 129: Matchmaker MC - Tabakalama tekniği (Grup 5).....		95
Şekil 130: Vita Omega - Tabakalama+Presleme tekniği (Grup 6).....		95
Şekil 131: Vita VMK 95 - Tabakalama+Presleme tekniği (Grup 7) .....		96
Şekil 132: IPS Classic - Tabakalama+Presleme tekniği (Grup 8).....		96
Şekil 133: Ceramco 3 - Tabakalama+Presleme tekniği (Grup 9).....		96
Şekil 134: Matchmaker MC - Tabakalama+Presleme tekniği (Grup 10).....		97

Şekil 135: IPS Empress - Presleme tekniği (Grup 11).....	97
Şekil 136: Finesse - Presleme tekniği (Grup 12) .....	97
Şekil 137: Matchpress - Presleme tekniği (Grup 13).....	98
Şekil 138: katsayısı ölçümü için hazırlanmış metal örnek .....	99
Şekil 139: Elastiklik katsayısı ölçümü.....	100
Şekil 140: Düzeneğe yerleştirilmiş örnekler	Şekil 141: Kopmanın gerçekleştiği an
101	101
Şekil 142: Metal altyapı kalınlık-elastiklik katsayısı ilişkisi .....	102
Şekil 143:Çalışmamızda kullanılan tarayıcı elektron mikroskobu .....	103
Şekil 144: Çalışmamızda kullanılan stereomikroskop.....	104
Şekil 145: Manşete bağlanmış mum maketler .....	105
Şekil 146: Hazırlanan metal çubuk.....	105
Şekil 147: Mum kalıp üzerinde ölçü	Şekil 148: Silikon kalıp.....
106	106
Şekil 149: Seramik kondansasyonu	Şekil 150: Seramiğin kalıp içinden çıkarılması
106	106
Şekil 151: Pişim öncesi seramik çubuk	Şekil 152: 2 pişim sonrası seramik çubuk
107	107
Şekil 153: Manşete bağlanmış mum maketler	Şekil 154: Presleme tekniği ile
107	107
Şekil 155: Cihaza yerleştirilmiş örnek	Şekil 156: Isıl işlem uygulaması .....
109	109
Şekil 157: X ışınları difraktometre cihazı.....	109
Şekil 158: Tüm gruplara ait bağlantı dayanıklılığı değerlerinin aritmetik ortalama grafiği.....	117
Şekil 159: 1-10 arasındaki grupların bağlantı dayanıklılığı karşılaştırılması .....	119
Şekil 160: Vita Omega - Tabakalama tekniği (Grup 1).....	120
Şekil 161: Vita VMK 95 - Tabakalama tekniği (Grup 2).....	120
Şekil 162: IPS Classic - Tabakalama tekniği (Grup 3).....	121
Şekil 163: Ceramco 3 - Tabakalama tekniği (Grup 4).....	121
Şekil 164: Matchmaker MC - Tabakalama tekniği (Grup 5).....	121
Şekil 165: Vita Omega - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 6) .....	122
Şekil 166: Vita VMK 95 - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 7) .....	122
Şekil 167: IPS Classic - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 8) .....	122
Şekil 168: Ceramco 3 - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 9) .....	123
Şekil 169: Matchmaker MC - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 10).....	123
Şekil 170: IPS Empress - Presleme tekniği (Grup 11).....	123

Şekil 171: Finesse - Presleme tekniği (Grup 12) .....	124
Şekil 172: Şekil 173: Matchpress - Presleme tekniği (Grup 13) .....	124
Şekil 174: Vita Omega - Tabakalama tekniği (Grup 1).....	124
Şekil 175: Vita VMK 95 - Tabakalama tekniği (Grup 2).....	125
Şekil 176: IPS Classic - Tabakalama tekniği (Grup 3).....	125
Şekil 177: Ceramco 3 - Tabakalama tekniği (Grup 4).....	125
Şekil 178: Matchmaker MC - Tabakalama tekniği (Grup 5).....	125
Şekil 179: Vita Omega - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 6).....	126
Şekil 180: Vita VMK 95 - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 7) .....	126
Şekil 181: IPS Classic - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 8) .....	126
Şekil 182: Ceramco 3 - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 9).....	126
Şekil 183: Matchmaker MC - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 10).....	127
Şekil 184: IPS Empress - Presleme tekniği (Grup 11).....	127
Şekil 185: Finesse - Presleme tekniği (Grup 12) .....	127
Şekil 186: Matchpress - Presleme tekniği (Grup 13).....	127
Şekil 187: Grupların ısı genleşme katsayıları karşılaştırması.....	129
Şekil 188: Vita Omega tabakalama tekniği (Grup 1) .....	129
Şekil 189: Vita VMK 95 - Tabakalama tekniği (Grup 2).....	130
Şekil 190: IPS Classic - Tabakalama tekniği (Grup 3).....	130
Şekil 191: Ceramco 3 - Tabakalama tekniği (Grup 4).....	130
Şekil 192: Matchmaker MC - Tabakalama tekniği (Grup 5).....	131
Şekil 193: Vita Omega - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 6).....	131
Şekil 194: Vita VMK 95 - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 7) .....	131
Şekil 195: IPS Classic - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 8) .....	132
Şekil 196: Ceramco 3 - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 9).....	132
Şekil 197: Matchmaker MC - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 10).....	132
Şekil 198: IPS Empress - Presleme tekniği (Grup 11).....	133
Şekil 199: Finesse - Presleme tekniği (Grup 12) .....	133
Şekil 200: Matchpress - Presleme tekniği (Grup 13).....	133
Şekil 201: Tüm grupların lösit kristal değerleri karşılaştırılması .....	135

## ÖZET

Bultan, Ö. (2006). Metal-Pres Seramik Uyumunun Araştırılması  
İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD.

Doktora Tezi. İstanbul.

Anahtar Kelimeler: Metal alaşımı, diş hekimliği seramiği, metal seramik bağlantısı, tabakalama, presleme

### Amaç:

Günümüzde ise protetik restorasyonlarının büyük bir çoğunluğunu metal-seramik sistemleri oluşturmaktadır. Bu restorasyonların amacı metalin kuvvetler karşısındaki mekanik direnciyle birlikte seramiğin estetik özelliklerini birleştirmektir. Gerçekleştirilen çalışmada geleneksel yöntem modifiye edilerek geliştirilen tabakalama-presleme tekniğinin, metal-seramik uyumu üzerindeki etkisinin araştırılması amaçlanmıştır.

### Gereç-Yöntem:

Çalışmada bir Ni-Cr (Phase NB, Unitech, Fransa) metal alaşımı ile 5 farklı marka metal-seramik seramiği (Omega, Vita, Almanya; VMK 95, Vita, Almanya; IPS Classic, Ivoclar, Liechtenstein; Ceramco 3, Dentsply, Amerika Birleşik Devletleri; Matchmaker MC, Schottlander, İngiltere) ve 3 farklı marka presleme ile şekillendirmek üzere geliştirilen seramik materyali (IPS Empress, Ivoclar, Liechtenstein; Finesse, Dentsply, Amerika Birleşik Devletleri; Matchpress, Schottlander, İngiltere) seçilmiştir. Çalışmada üç ana grup oluşturulmuştur: Birinci grupta; beş adet seramik materyalin metal alaşımı üzerinde klasik yöntemle, ikinci grupta; aynı beş feldspatik seramiğin tabakalama+presleme yöntemiyle, üçüncü grupta ise; 3 marka cam seramik, presleme yöntemi ile şekillendirilmiştir.

ISO 9693 standardına uygun olarak hazırlanan deney örneklerinde üç nokta eğme testi uygulanmış, SEM ve stereomikroskop görüntüleri alınmış, x-ışınları difraksiyonu ile kristal yapıları değerlendirilmiş, dilatometre cihazında ısı genleşme katsayıları hesaplanmış ve çalışmada kullanılan metal alaşımın elastiklik katsayısı belirlenmiştir.

### Bulgular:

Metal seramik bağlantı dayanıklılığı için gerçekleştirilen 3 nokta eğme testi sonucunda; presleme tekniğinin uygulandığı gruplarda elde edilen değerler tabakalama tekniğiyle elde edilen değerlerden yüksek bulunmuştur. Matchmaker MC seramiğinin kullanıldığı grupta elde edilen artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Isı genleşme katsayısı değerleri presleme tekniğinin uygulandığı gruplarda daha yüksek bulunmuştur, x ışınları analizinde lösit kristali değerlerinin presleme gruplarında daha yüksek çıkması bu bulguyu desteklemektedir. SEM ve stereomikroskop görüntüleri kopmaların adeziv olarak gerçekleştiğini göstermektedir.



## ABSTRACT

Bultan, Ö. (2006). Investigation of Metal-Press Ceramic Compatibility.

Istanbul University, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics.

PhD Project. Istanbul.

Key Words: Metal alloy, dental ceramic, metal-ceramic compatibility, layering, heat-pressing

### Purpose:

The porcelain fused to metal restorations are used for most of the crown and bridge restorations made today. The aim of these restorations is to combine the fracture resistance of the metal substructure with the aesthetic properties of the porcelain. New pressing technique was developed by modifying the traditional method of layering and also its' effect on metal-ceramic compatibility was investigated.

### Materials and Methods:

In the study, one Ni-Cr (Phase NB, Unitech, Fransa) alloy, five different feldspathic ceramics (Omega, Vita, Almanya; VMK 95, Vita, Almanya; IPS Classic, Ivoclar, Liechtenstein; Ceramco 3, Dentsply, Amerika Birleşik Devletleri; Matchmaker MC, Schottlander, İngiltere) and three pressable ceramics (IPS Empress, Ivoclar, Liechtenstein; Finesse, Dentsply, Amerika Birleşik Devletleri; Matchpress, Schottlander, İngiltere) were chosen. Three experimental groups were prepared: In the first group; five different feldspathic ceramics were fused to metal with traditional layering technique, in the second group; same five feldspathic ceramics were pressed to metal, in the third group; three different pressable ceramics were pressed to metal.

Specimens were prepared according to ISO 9693 standard. Three point bending test was applied to investigate debonding/crack initiation strength (D/CIS), SEM and stereomicroscope pictures were taken, crystal analysis was made with x-ray diffraction (XRD) method, dilatometrik measurement were made and elastic modulus of metal alloy was calculated.

### Results:

Three point bending results showed that, mean D/CISs of pressing technique were higher than the ones that of layering technique. Only Matchmaker group showed statistically significant values within two techniques. Mean thermal expansion coefficients were higher in the pressing groups. XRD analysis showed that leucite concentration were higher in the pressing groups. According to SEM and stereomicroscope pictures failures between metal-ceramic bond were assumed as adhesive.

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Metal seramik restorasyonlar, diş hekimliği alanında ilk olarak 1950’li yılların sonlarına doğru yer almaya başlamıştır. Gelişen teknoloji ve artan estetik taleplerle birlikte kullanımı gittikçe artarak günümüzde, en yaygın uygulanan restorasyonlar haline gelmiştir. Seramik materyal kullanımının öncelikli amacı, üstün estetik özellikleri ve biyolojik uyumdur. Metal alaşımının kullanım amacı ise esnemeye karşı direnci olmayan kırılğan özelliğe sahip olan seramik materyale, esnemesini ve dolayısıyla kırılmasını önleyecek sağlam, rijit bir altyapı desteği sağlamaktır.

Her iki materyalin birarada kullanılabilmesi için gereken özellikler bu restorasyonların kullanımının gündeme geldiği tarihlerde gerçekleştirilen yoğun çalışmalar ile belirlenmiştir. Devam eden çalışma sonuçlarının pratiğe uyarlanması ile birlikte uygulamada daha başarılı sonuçlar alınmaya başlanmıştır. Metal alaşımı ile seramik materyal arasındaki bağlantı tamamen açıklığa kavuşturulamamasına rağmen bugün; ağızda uygulanabilmelerini ve başarılı olarak kullanımlarını sağlayacak yeterlilikte bilgiye ulaşılmıştır. Metal seramik restorasyonların uygulanmasında diş kesiminden, laboratuvar ve klinik aşamalarına kadar ‘ne yapılırsa doğrudur ve ne yapılırsa yanlıştır’ bilinmektedir. Cevap bekleyen önemli sorular veya meraklar hemen hemen kalmadığı için konuyla ilgili araştırma sayısı da azalmıştır.

Diş hekimliği seramik materyali, metal alaşımı yüzeyinde geleneksel olarak hamur kıvamına getirilerek tabakalama yöntemi ile şekillendirilir. Laboratuvar yapım aşamasında manipülasyonları; bilgi, eğitim ve tecrübeyi gerektirir. Ülkemizde genel olarak usta-çırak ilişkisi ile ilerlemekle birlikte global anlamda eğitimi ve sürekliliği için yüksek bedeller ödenmektedir. Laboratuvar aşamasında özellikle materyalde sinterleme sonrası ortaya çıkan büzülme; doğru arayüzey teması, uyumlu oklüzal yüzey ve diş kavsi ile uyumlu boyut ve konturların oluşturulmasını zorlaştırmakta, tekrarlanan fırınlama işlemlerini gerektirmektedir. Günümüzde implant uygulamalarının yaygınlaşması ile birlikte doğru arayüzey teması ve oklüzyon uyumu daha da önem kazanmıştır.

Gerçekleştirilen çalışmanın çıkış noktası; özellikle metal-seramik kuron protezlerinin dentin provasında doğru arayüzey ve oklüzal yüzey temaslarının sağlanabilmesi sırasında harcanan emek ve süre olmuştur. Buradan şöyle bir öngörü

oluşturulmuştur: Eğer metal alt yapı üzerinde anatomik konturlar, mum gibi kolay şekillendirilebilir bir materyal ile modele edilip, son şekillendirmeler ağızda direk olarak tamamlanıp, mum modelaj değişime uğramadan seramik materyale dönüştürülebilirse; zaman ve emekten tasarruf edilerek bireysel oklüzyon ile en yakın uyumu sağlayan restorasyonlar elde edilebilir. Bu öngörü temelinde bir ön çalışma yapılmıştır:

Artikülâtörler, alt-üst çene ilişkisini ve alt çene hareketlerini taklit etmek amacı ile geliştirilen yapılardır. Protetik restorasyonlar artikülâtörler üzerinde şekillendirilerek; ağız, çevre dokular ve eklem ile en uyumlu restorasyonlar yapılmaya çalışılır. Oklüzal uyumun sağlanabilmesi amacıyla yapılan oklüzal aşındırmalar ise hem zaman almakta hem de yüzeyin sertliği nedeni ile hastanın hatalı kayıt vermesine neden olabilmektedir. Oysa yüzeyler daha şekillendirilebilir bir materyalle hazırlansa, mutlaka hasta sentrik ve eksentrik hareketlerde yüzeyi daha doğru ve kolay şekillendirecektir. Devamında ise, şekillendirilen yüzeyler seramiğe dönüştürülebilirse restorasyonun uyumu hem en üst seviyede olacak hem de harcanan süre ve emek en aza inecektir.

Kuron protezlerinin yapımında; metal prova sonrası yüzeye geleneksel yöntemin gerektirdiği gibi opak seramiği uygulanmıştır. Opak yüzeyinin üzeri ise dentin seramiği yerine mum ile modele edilmiş ve hasta ağızında prova bu şekliyle gerçekleştirilmiştir. Yüzeyler mum olduğu için kuron protezi diş üzerine yerleştirilirken ara yüzeylerdeki olası uyumsuz konturlar kendiliğinden şekillenmiştir. Oklüzal yüzeyler ise sentrik ve eksentrik hareketlerde hastayı yanıltmadan ve zaman kaybına neden olmadan şekillendirilebilmiştir. Önceden düşünilemeyen ilave avantaj ise ağız spatülü ile dişeti çıkış profilinin doğal ve destek dişle uyumlu şeklinin kolaylıkla verilebilmesi olmuştur. Daha sonraki basamak ise bu şekillendirilen yüzeylerin seramiğe dönüştürülmesidir. Geleneksel yöntemle böyle bir dönüşüm mümkün değildir.

Gelişen teknoloji ile birlikte seramik materyalin ısı ve basınç altında preslenerek şekillendirilmesi gündeme gelmiş ve bu yöntem tam seramik restorasyonların şekillendirilmesinde kullanıma geçmiştir. Dolayısıyla bu amaçla üretilen seramik materyaller metal altyapısız kullanılmak üzere formüle edilmişlerdir. Metal ile birlikte kullanılabilmeleri için öncelikli şartlardan biri de ısı genleşme katsayılarının uyumlu olmasıdır. Teorik olarak seramik materyale ısı genleşme özelliğini kazandıran ve miktarını belirleyen faktörün kristal yapı içeriği olduğu, diğer taraftan tam seramik

restorasyonlarda seramiğin direncinin, kristal içeriğinin artırılması ile sağlandığı bilinmektedir. Dolayısı ile bu teorik olarak, bu amaçla geliştirilen seramik materyallerin metal alaşımları ile uyum sağlama ihtimalleri düşüktür.

Kullanımda birbiri ile uyumu kesin olan materyaller vardır. ‘Acaba uyumlu olan seramik materyal presleme ile şekillendirilemez mi?’ sorusunun cevabı aranmıştır. Bu amaçla laboratuvar çalışmasında; geleneksel yöntemle kullanılan seramik hamura silindirik form verilerek sinterlenmiş ve daha sonra da bu bloğun ısı ve basınç altında preslenebildiğinin belirlenmesi üzerine ağızda provası tamamlanan mum modelaj anlatılan yöntemle seramiğe dönüştürülmüştür. Kuron protezlerinin simantasyonlarında ise oklüzyon veya arayüzey teması ile ilgili sorun veya zaman kaybı yaşanmamıştır. Üç ve altı yıllık vaka takiplerinde; restorasyonlar, hasta memnuniyeti ile birlikte başarılı olarak fonksiyon görmektedir.

Modifiye edilerek uygulanan ve pek çok avantaj sağlayan yöntemin bilimsel açıdan deneysel olarak da desteklenmesi kaçınılmazdır. Gerçekleştirilen çalışmada; geleneksel yöntemin modifiye edilmesiyle geliştirilen tabakalama-presleme tekniğinin, metal-seramik uyumu üzerindeki etkisinin araştırılması amaçlanmıştır.

Metal-seramik sistemin fonksiyonel açıdan kullanılabilmesi için kimyasal, termal ve mekanik açıdan uyumlu olması gerekmektedir. Kimyasal uyum; metal ile seramik arasında sinterleme ile oluşan kuvvetli bağlantıyı, termal ve mekanik uyum ise döküm ve sinterlenme dereceleri ile ısı genleşme katsayısı uyumunu ifade etmektedir.

Bu amaçla çalışmada; bir Ni-Cr metal alaşımı ile beş farklı marka metal-seramik seramiği ve üç farklı marka presleme ile şekillendirmek üzere geliştirilen seramik materyalinin kullanımı düşünülmüştür. Araştırmada üç ana grup oluşturulması planlanmıştır: Birinci grupta; beş adet seramik materyalin metal alaşımı üzerinde klasik yöntemle, ikinci grupta; aynı beş feldspatik seramiğin tabakalama+presleme yöntemiyle, üçüncü grupta ise; üç marka cam seramiğin, presleme yöntemi ile şekillendirilmesi tasarlanmıştır.

Tasarıya uygun olarak hazırlanan deney örneklerinde ISO 9693 standardına uygun olarak üç nokta eğme testinin uygulanması, SEM ve stereomikroskop görüntülerinin alınması, x-ışınları difraksiyonu ile kristal yapıların değerlendirilmesi, ısı genleşme katsayılarının belirlenmesi ve çalışmada kullanılan metal alaşımın elastiklik

katsayısının belirlenmesi planlanarak; geliştirilen yöntemin, metal-seramik uyumu üzerindeki etkisinin belirlenmesi hedeflenmiştir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1.Seramik İle İlgili Genel Bilgiler

#### 2.1.1.Seramiğin tarihçesi ve gelişimi

'Seramiko' sözcüğü Yunanca topraktan yapıma anlamına gelen 'keramos' kelimesinden üretilmiştir (1).

Seramik, insanoğlu tarafından yapısal olarak modifiye edilmiş en eski inorganik materyaldir. İlk seramik eşyaların kullanılması M.Ö. 23. yüzyıla kadar uzanmaktadır. Seramiğin geliştirilmesi ise M.Ö. 50'li yıllarda Çinliler tarafından gerçekleştirilmiştir. M.S 1000 yıllarında Çin porseleni olarak da adlandırılan dayanıklı beyaz ve yarı şeffaf özellikte porselen geliştirilmiştir. Porselenin Avrupa'ya gelişi ise 16. yüzyılda Portekizliler tarafından sağlanmıştır (120).

Seramiğin diş hekimliğinde restoratif malzeme olarak kullanım fikri ise ilk kez 1774'te Fransız eczacı Alexis Duchateau tarafından ortaya atılmıştır. Yapılan ilk seramik protez kontrolsüz büzülmesinden dolayı kullanılamamıştır. Duchateau ilerleyen yıllarda Parisli bir diş hekimi olan Dubois de Chemant ile birlikte, malzeme üzerinde yaptığı çalışmalarla birlikte kullanılabilir bir protez imal etmeyi başarmıştır (2, 33, 120, 137, 149, 166).

İlk kişisel seramik dişler ise 1808 yılında Paris'te yaşayan İtalyan kökenli bir diş hekimi olan Guisseppangelo Fonzi tarafından gerçekleştirilmiştir. Bu ilk metal protezler, seramiğin diş hekimliğinde kullanımı açısından önemli bir dönüm noktası olmakla birlikte o yıllarda yapılan bu seramik protezler kırılabilirlikleri ve estetik özelliklerinin yetersiz olmasından dolayı pek yaygınlaşamamıştır. Daha sonra De Chemant 1816 yılında seramiği köprü protezlerinde kullanmayı denemiştir (2, 45, 120, 137, 149).

1838'te Elias Widman doğal diş rengine yakın yarı ışık geçirgen özellikte seramik üretmeyi başarmıştır (45, 120).

1884'te Parmerly-Brown firması tarafından platin-iridyum alt yapılar üzerine seramik köprü protezleri yapılmıştır (2, 45, 149).

Charles H. Land 1887'de platin folyo üzerinde seramik pişirmeyi başarak günümüzde kullanılan jaket kuronların ilk uygulamalarını gerçekleştirmiştir. Bu uygulamalar daha sonra 1903'te Spauldino tarafından geliştirilmiştir (2, 45, 137, 149).

Fiches 1910 ve 1918'de diş hekimliği seramiğın mekanik özelliklerini araştırarak yayınlamıştır (120).

Brewster 20. yüzyılın başlarında orta ısıda pişirilen seramik materyalini geliştirirken; Jenkins aynı yıllarda düşük ısı seramiğini tanıtmıştır (120).

Bu dönemlerde karşılaşılan en büyük sorun seramiğın tek başına kullanıldığında ağız içindeki kuvvetler karşısında kırılma direncini düşük olmasıdır. Bu yüzden seramik içinde stresler karşısında çatlak oluşumunu engelleyici kuvvetli bir altyapı kullanılması gerekliliği ortaya atılmıştır. Bu amaçla yirminci yüzyılın başlarında seramiğın çeşitli metal alaşımları ile desteklenmesi üzerine pek çok çalışma yapılmıştır. Bu amaçla platin folyo çeşitli formlarda kullanılmıştır.

Wain 1923'te seramiğın döküm yoluyla elde edilmesiyle ilgili çalışmalar yaparken; Gatzka 1949'ta seramiğın vakum altında pişirilmesini gerçekleştirmiştir (120).

Birinci Dünya Savaşı'ndan önce seramik restorasyonlar yaygın şekilde kullanılırken, İkinci Dünya Savaşı ile birlikte polimerizan maddelerin yaygınlaşması nedeniyle yerini kısa bir süre için de olsa yerini akriliğe bırakmıştır. Fakat ilerleyen senelerde polimerizan maddelerin dezavantajlarının ortaya çıkması ve seramik malzeme ile ilgili yapılan yeni çalışmalar sonucunda diş hekimliği seramiğine olan ilgi tekrar artmıştır (2, 23, 137).

1956 yılında başlayan altın altyapılı seramik restorasyonlarının ardından, 1960'larda Silver metal destekli çalışmaları yaygınlaştırmıştır (150, 199, 200).

1962'de Abraham Weinstein ticari olarak ilk başarılı metal-seramik restorasyonu geliştirmiştir, bu çerçevede ilk olarak altın alaşım kullanmaya başlamıştır. Fakat seramiğın pişim sıcaklığının altına göre çok yüksek olması ve pişim sırasında altında meydana gelen deformasyonlar nedeniyle altına uygun düşük ısıda pişen seramik geliştirilmiştir. Abraham 1970 yılında ise kıymetsiz metal alaşımları ile birlikte kullanabilen seramik geliştirmiştir (120, 150, 210).

Kıymetsiz metal alaşımlarının bazı dezavantajları görüldükçe 1974'lerde paladyum-gümüş alaşımları ortaya çıkmış bununla birlikte altın maliyetlerinin de artması nedeniyle 1980'lerde bu yarı kıymetli alaşımlar daha da yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır.

Metal altyapılar seramiğe mekanik anlamda üstün özellikler kazandırırken bununla birlikte metal alaşımlarının doğasından kaynaklanan estetik özelliklerinin yeterli olmaması ve alerji oluşturma potansiyelleri gibi çeşitli dezavantajları da vardır. Bu dezavantajları ortadan kaldırmak için son senelerde seramik malzemeyi kuvvetlendirmek amacıyla kullanılan altyapılarda metal alaşımlarının yerine çeşitli yöntemlerle kuvvetlendirilmiş seramik altyapılar da kullanılmaya başlanmıştır.

Aslında metal içermeyen seramik sistemi ilk kez 1903 yılında Charles Land tarafından ortaya atılmışken, ortaya çıkan yapının mekanik özellikleri yeterli olmadığı için pek kullanım alanı bulamamıştır. Ardından 1965 yılına kadar bununla ilgili önemli bir çalışma yapılmamıştır. Bu tarihte ilk kez McLean ve Hughes seramik malzemenin dayanıklı bir kristal ilavesi ile güçlendirilmesi fikrini ortaya atmıştır. Bu amaçla seramik cam matrisinin içine %40-50 oranında  $Al_2O_3$  ilave etmiştir. Burada kullanılan  $Al_2O_3$  kuvvetler karşısında seramiğin içinde oluşabilecek çatlakların ilerlemesini engelleyici bir rol oynayarak malzemenin mekanik özelliklerini arttırmıştır. Fakat burada elde edilen seramik estetik özellikleri yeterli olmadığı için ancak metal yerine alt yapı malzemesi olarak kullanılabilmiştir.

### **2.1.2. Diş hekimliği seramiğinin yapısı**

Seramiklerin ışık geçişine izin vermeleri, doğal diş yapısını taklit edebilmeleri, ağız içi sıvılarından etkilenmemeleri, yumuşak dokularla uyumlu olmaları, aşınmaya karşı dirençleri, renk değiştirmemeleri ve doğal dişe benzer ısıl genleşme katsayısına sahip olmak gibi avantajları vardır. Seramikler bu özelliklerinden dolayı da günümüz diş hekimliğinde en yaygın olarak kullanılan restoratif malzemedir (2, 105, 157).

Aslında en mükemmel seramikten en doğal olarak bulunan seramiğe kadar bütün seramikler benzer yapıya sahiptirler. Çeşitli seramikler arasında farkı yaratan, temel içeriklerinin oranındaki ve pişim işlemlerindeki değişikliklerdir (2, 49, 161, 224).

Genelde silikat yapısında olan seramikler, bir veya birden fazla metalin, metal olmayan bir elementle, genellikle de oksijenle yaptığı bir bileşim olarak tanımlanabilir (2, 149).

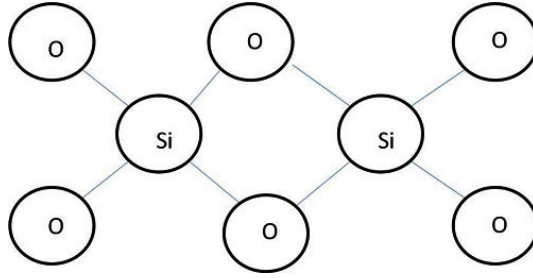


Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerin kısmen camsı materyaller olduğu ve camların 'supercooled likitler' olarak kabul edilmektedir. Bunun sebebi ise seramiğin içinde kuvvetli bağların ve kompleks yapıların bulunması ve buna bağlı olarak da pişim işlemi esnasında reaksiyonların yavaş olması ve de sonuçta erimiş haldeki bileşimin kristalizasyon zamanının, donma zamanından daha uzun olması; yani materyal kristalize olamadan, cam halinde sertleşmesidir (39, 149, 178, 197, 224).

Bu şekilde oluşan yapılara ise camsı (vitröz), bu tip reaksiyon şekline de camlaşma (vitrifikasyon) adı verilir (96, 149, 175, 176, 178).

### 2.1.2.1. Diş hekimliği seramiğinin kimyasal bileşenleri

Seramikte bulunan başlıca anyon  $O^{2-}$  iyonudur. 4 adet  $O^{2-}$  iyonu silikon ile birlikte çok kuvvetli bağlar oluşturarak ( $SiO_4$ ) tetrahedra yapıyı meydana getirir (Şekil 1).



Şekil 1:  $SiO_4$  tetrahedra yapı

Seramiğin devamlılığı bu silikon-oksit yapıya bağlıdır ve bu yapı seramiğin viskozite, erime ısısı, kimyasal dayanıklılık ve ısıl genleşme gibi özelliklerini etkiler (96, 149, 175, 176, 197, 224).

Seramik yapısal olarak cam matris içinde feldspat, kuartz, kaolin ve diğer oksitlerden meydana gelir (2, 3, 33, 47, 49, 50, 96, 149, 150, 161, 166, 175, 176, 178).

**Feldspat:** Yer kabuğunun %60'ını oluşturan feldspat, silikat mineralleri grubundadır. Feldspat seramik içinde %60-70 oranında bulunur ve ana yapısını teşkil eder. Erime derecesi  $1100-1300^{\circ}C$  aralığındadır ve bu sayede diğer bileşenlerin erimesini kolaylaştırır. Pişim işlemleri esnasında yüksek viskoziteli camsı bir yapı kazanarak seramiğe yarı şeffaflık özelliği kazandırırken diğer bileşenleri de bir arada tutar (2, 50, 79, 148, 149, 161, 224).

**Kuartz:** Bileşimi  $\text{SiO}_2$ 'ten meydana gelen bir mineral olan kuartz, yeryüzünde oldukça yaygın olarak bulunur ve çok fazla sayıda formu vardır.

Seramikte %25-30 oranında bulunur. Erime derecesi çok yüksektir ( $1685^\circ\text{C}$ ) ve buna bağlı olarak omurga vazifesi görerek pişim işlemleri esnasında seramik restorasyonun işlenmiş formunu korumasını sağlarken diğer yandan da seramiğin kırılgenliğini da azaltır.

Eğer yapı içine fazla oranda konursa seramiğin ışık geçirgenliğini azaltır (2, 50, 79, 148, 149, 161, 224).

**Kaolin:** Kaolin yumuşak ve beyaz renkte bir kil türüdür ve granit kayalarından elde edilir. Kimyasal formülü  $\text{Al}_2\text{O}_3 \times 2\text{SiO}_2 \times 2\text{H}_2\text{O}$  (Alüminyum hidrat silikat) tır.

Diş hekimliği seramiğinde %3-5 oranında bulunur. Diş hekimliği seramiği ile diğer seramikler arasındaki temel fark da bu orandır. Seramiğe opak özelliği verdiği için oranı belli bir miktarı aşmaz. Suyla karıştırıldığı zaman yapışkan bir hal aldığı için seramik hamurunun şekillendirilmesine yardımcı olur. Pişim esnasında yüksek ısıya maruz kaldığında seramik içindeki feldspat ile kuartz için bağlayıcı rol oynayıp materyale kolay şekillendirilebilme özelliği kazandırır (2, 50, 79, 148, 149, 161, 224).

**Cam modifiye edici-eritici oksitler:** Seramiğin ana yapısını oluşturan cam matrisin bazı özelliklerini geliştirmek için yapıya katılırlar.

Yapı içine katılan kalsiyum oksit ( $\text{CaO}$ ), sodyum oksit ( $\text{Na}_2\text{O}$ ) ve potasyum oksit ( $\text{K}_2\text{O}$ ) gibi cam modifiye edici ajanlar seramiğin ısıl genleşme katsayısının artmasını ve erime ısısını düşmesini sağlar. Fakat bu oksitlerin ilavesi ile aynı zamanda yapının viskozitesi de düşer ve şekillendirilmesi daha zor bir akışkan yapı elde edilir. Bu nedenle seramiğin viskozitesini, basınç-çekme-bükülme dayanıklılığını ve elastiklik katsayısını arttırmak için yapıya ara oksit adı verilen  $\text{Al}_2\text{O}_3$  ilave edilir.  $\text{Al}_2\text{O}_3$ 'ün ara oksit olarak tanımlanmasının sebebi alüminyumun +3 yüklü olması nedeni ile +4 yüklü silikon iyonu ile silikon tetrahedra yapı oluşturamamasıdır.

Diş hekimliği seramiğinde camlaşma reaksiyonunun kolaylaşması için yapıya ayrıca *glass former* olarak adlandırılan borik oksit ( $\text{B}_2\text{O}_3$ ) ilave edilir.

Tüm bu yapıların seramiğe belli oranlarda ilave edilmesi ile ideal bir karışım elde edilmeye çalışılır. Fakat seramik yapıya ilave edilen bu cam modifiye edici ajanların uygun oranlarda kullanılmaması sonucunda camsı yapının bozulmasını ifade

eden rekristalizasyon (devitrifikasyon) olayı gerçekleşir. Yapıya fazla oranda katılan sodyum ve potasyum iyonları silikon atomlarının oksijen atomları ile yaptığı bağların bozulmasına buna bağlı olarak da camsı yapıyı oluşturan silikon tetrahedra gövdenin tam olarak oluşamamasına sebep olur. Devitrifikasyon dış hekimliği seramiğinde istenmeyen ve geri dönüşü olmayan bir durumdur. Seramikte glazürlenemeyen opak bir görüntü veren yüzey elde edilirken ve yapının kırılmasını da artırır. Bu olay en çok metal seramiklerde görülür çünkü cam modifiye edici oksitler, seramiğin ısıl genişleme katsayısını metale yaklaştırmak için, en fazla oranda metallerle birlikte kullanılacak seramiklere ilave edilir ( 2, 50, 79, 148, 149, 161, 224).

**Renklendirici metal oksitleri:** Seramikte doğal dişlere yakın renk tonlarının elde edilebilmesi için yapı içine katılırlar (Tablo 1). Bu metalik pigmentler yüksek ısıya dayanıklıdır (2, 19, 50, 79, 148, 149, 161, 197, 224).

**Tablo 1: Metal oksitlerin seramiğin rengi üzerine etkisi**

Renklendirici Metal Oksit	Renk
Alüminyum + Silika	Beyaz
Titanyum oksit	Sarı-kahverengi
Uranyum oksit	Portakal sarısı
Manganez	Eflatun
Kobalt tuzları	Mavi
Demir oksit	Kahverengi
Bakır + Krom oksit	Yeşil
Nikel oksit	Kahverengi
İndiyum	Sarı
Demir oksit	Gri

### 2.1.3. Diş hekimliği seramiğinin sınıflandırması

Diş hekimliği seramiği ile ilgili pek çok sınıflama şekli mevcuttur.

Seramiğin McLean tarafından yapılan sınıflandırmasında:

- Atmosferik ortamda pişirilen normal feldspat seramik
- Vakum altında fırınlanan normal feldspat kuron
- Metal destek seramik restorasyonlar
- Alüminus seramik restorasyonlar

En çok kullanılan ise; seramiğin fırın pişim sıcaklığına göre olan sınıflandırmadır (2, 50, 149, 161, 166, 197, 224).

Belirtilen ısı derecelerinde küçük sapmalar gözlenmekle birlikte uluslararası standartlarda kabul edilmektedir (Tablo 2).

**Tablo 2: Seramiğin pişim sıcaklıklarına göre sınıflandırılması**

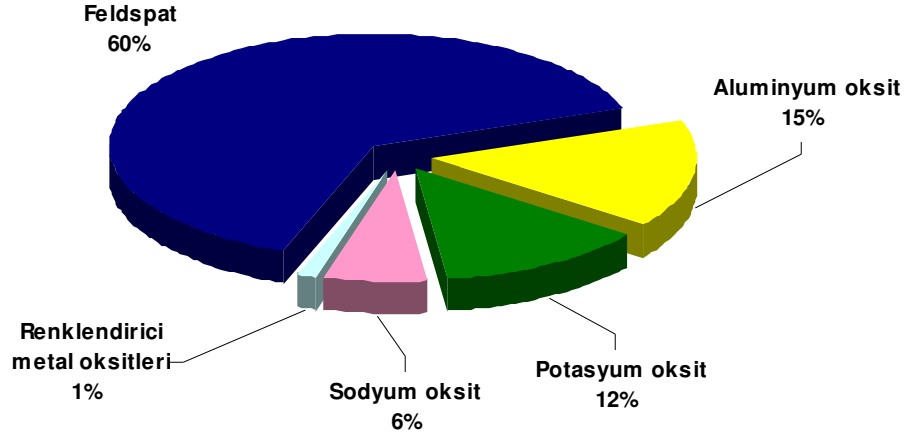
Tip	Pişim Sıcaklığı °C
Yüksek ısı seramiği	$\geq 1200^{\circ}\text{C}$
Orta ısı seramiği	1050-1200°C
Düşük ısı seramiği	$\leq 1050^{\circ}\text{C}$

Bu üç tip seramiğin yapısal bileşenleri farklıdır. Pişim sıcaklığını yapının içindeki eriticiler belirler. Yapıya ilave edilen eritici oranının artmasıyla pişim sıcaklığı düşer (148, 149, 161, 224).

*Yüksek ısı seramikleri* çok homojen bir yapıya sahiptirler ve pişim esnasında %15 oranında büzülme gösterirler. Çoğunlukla suni dişlerin yapımında kullanılırken, geçmiş senelerde jaket kuron yapımında da kullanılmıştır.

*Orta ısı seramikleri* homojen bir yapıya sahiptirler ve %15'ten fazla büzülme gösterirler. Hazır gövde dişlerin yapımında kullanılırlar.

*Düşük ısı seramikleri* , metal-seramik ve tam seramik restorasyonlarda, makyaj ve glazür tozlarında olmak üzere günümüzde en çok kullanılan diş hekimliği seramiğidir. Diş hekimliği seramik fırınlarında kolaylıkla pişirilebilirler. Pişim esnasında %30-35 oranında büzülme gösterirler (148, 149, 161, 224).



**Şekil 2: Düşük ısı seramiğinin içeriği**

Düşük ısı seramiklerinde feldspatın yapısında silika ve oksijene ek olarak sodyum veya potasyum bulunabilir (Şekil 2). Sodyum içeren formuna *albit* adı verilirken potasyum içeren formu ise *ortoz* adını alır. Diş hekimliği seramiğinin içinde ise daha yüksek oranda ortoz ( $\text{SiO}_2 \times \text{K}_2\text{CO}_3$ ) formu bulunur. Ortoz, seramiğin cam matrisini meydana getirirken aynı zamanda yapı içindeki dayanıklılık sağlayan ve ısı genleşme katsayısını etkileyen lösit kristallerinin oluşumundan sorumludur. Ortoz, erime derecesine kadar ısıtıldığında tamamen sıvı bir hal almaz. Soğutulduğunda ise nispeten akışkan olan cam matris içinde %15-25 oranında homojen olarak dağılmış lösit kristalleri ( $\text{K}_2\text{O} \times \text{Al}_2\text{O}_3 \times 4\text{SiO}_2$ ) oluşur. Lösit kristalinin ısı genleşme katsayısı ( $22-25 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$ ) içinde bulunduğu cam matristen ( $8 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$ ) daha fazladır ve tüm seramik yapının ısı genleşme katsayısını yükselmesini sağlar. Bu sayede düşük ısı seramiğinin ısı genleşme katsayısı kullanılacak metal alaşımının katsayısına yaklaşmış olur (33, 50, 116, 149, 161, 178, 185, 224).

Aslında üç grup seramiğin de ana bileşenleri aynıdır, farkı yaratan bileşenlerin oranları ve seramiğin içindeki mikroyapılardır. Yüksek ve orta ısı seramikleri feldspat, kuartz, kaolin ve eritici oksitlerin karıştırılması ve fritaj işlemi olarak da adlandırılan erime derecesine kadar ısıtılmasıyla elde edilir. Feldspat ve metal oksitlerin erime

dereceleri daha düşük olduğu için belli ısıda diğer bileşenlerle reaksiyona girer ve pişim işlemine son verilir. Devamında öğütme işlemi ile seramik tozu elde edilir

Düşük ısı seramikleri de yüksek ve orta ısı seramikleriyle benzer yöntemle elde edilir. Fakat düşük ısı seramiklerinde; kaolin ya çok düşük oranda bulunur ya da hiç bulunmaz. Yapı içinde yüksek ısıda eriyen kaolinin oranının az olması, düşük ısıda eriyen ve oldukça aktif olan eritici oksitlerinin oranının fazla olması sonucunda pişim sırasında içinde metal oksitlerin bulunduğu cam matris daha yüksek ısılarda eriyen kuartz ve alümina kristalleri ile reaksiyona girer. Isının yükselmesiyle tüm bileşenler eritilir ve soğumaya bırakılır. Sonuç olarak daha az kristal içeren daha çok cama benzeyen homojen bir yapı elde edilir.

#### **2.1.4.Düşük ısı seramiğinin yapısal bileşenleri**

Düşük ısı seramiğinin ana bileşenleri; opak seramiği, dentin ve mine gövde seramikleri, modifiye ediciler ve glazür seramiğidir. Bu bileşenlerin kesin kimyasal içeriklerine üretici firmadan firmaya göre değişkenlik gösterir.

##### **2.1.4.1.Opak seramiği**

Adından da anlaşılacağı gibi bu seramiklerin opak görünümü yapı içine katılan  $\text{SnO}_2$ ,  $\text{TiO}_2$ ,  $\text{ZrO}_2$  ve  $\text{CeO}_2$  gibi erimeyen oksitlerin ilavesi sağlanmıştır. Bunlara ek olarak  $\text{RuO}_2$ ,  $\text{BaO}_2$  ve  $\text{ZnO}_2$  gibi oksitler de ilave edilebilir. Yapı içindeki oksitlerin partikül boyutları  $5\mu\text{m}$  iken konsantrasyonları %8-15 oranında değişkenlik gösterir (33, 149, 178, 224).

Opak seramiğin üç ana görevi vardır:

- Metal-seramik bağlantısında rol almak
- Metal altyapının rengini maskelemek
- Seramiğin renginin oluşturulmasında ilk basamak olarak görev almak

Partikül boyutundaki ufak farklılıklar bile metal altyapıyı maskeleme miktarını etkilemektedir. Bununla birlikte opak seramiğinin metali maskeleme kapasitesi sadece seramiğe bağlı bir faktör değildir. Metal altyapının yüzeyinde oluşan oksit tabakasının cinsi ve rengi de opak seramiğinin maskeleme miktarını etkileyecektir. Bir başka deyişle açık renkte bir oksit tabakası oluşturmuş metal altyapının renginin maskelenmesi için ince bir opak seramiği yeterli olurken, kalın ve koyu renkte bir oksit

tabakası oluşturan bir başka alaşımdan yapılmış altyapının renginin maskelenmesi daha kalın bir opak tabakası gerektirecektir (161, 224).

Opak tabakasının kalınlığı kullanılacak seramiğin markasına ve rengine göre değişkenlik gösterir. Yapılan çalışmalara göre ideal opak seramiği kalınlığı seramik markası ve rengi de göz önünde bulundurularak asgari 0,2 mm iken azami 0,5 mm olmalıdır (20, 166, 224).

Pratikte ise çoğu opak seramiği ortalama 0,2-0,3 mm kalınlığında uygulandığında metal üzerinde yeterli bir maskeleyici etki gösterir. Bununla birlikte metal üzerinde tüm bölgelerde eşit kalınlıkta opak seramiği uygulanması hassas bir çalışma gerektirir (20).

Günümüzde çoğu üretici firma, opak seramiklerine ek olarak daha yoğun renklerde hazırlanmış opak seramikleri de üretmektedir. Bu konsantre tozların geleneksel opak tozu ile karıştırılarak ideal renk ve efektlerin oluşturulması kolaylaştırılmıştır.

#### **2.1.4.2.Gövde seramikleri**

Gövde seramiği terimi restorasyon ‘gövde’ olarak kabul edilen ana formunu vermek için gerekli 4 tip seramik tozunu belirtir. Bunlar; dentin, mine, translusent ve modifiye edici seramiktir (130).

Bu tozlar ya distile su ya da özel likitleri ile karıştırılırlar böylece çalışma esnasında hamurun çabuk kuruması engellenmiş olur. Gövde seramiği direkt olarak opak seramiğinin üzerine uygulanarak doğal dişin mine ve dentinine ait form, renkte ve ışık geçirgenliğinde bir restorasyon yapılması sağlanır. Bu 4 tip seramiğin de kimyasal ve fiziksel özellikleri aynı olduğu için istenirse birlikte şekillendirilip tek seferde pişim işlemi gerçekleştirilebilir. Pişim işleminden sonra ise bu 4 tip seramiğin herbirinin içerdikleri metal oksit pigmentleri birbirinden farklı olduğu için görüntüleri de farklı olur (161, 224).

#### **Dentin seramiği:**

Dentin seramiği doğal dişteki rengi veren dentin tabakasını taklit eder. Restorasyonun formunun en büyük kısmını dentin seramiği oluşturur. Bu yüzden rengin oluşturulmasında da birincil etkindir. Her seramik setinde her renk için farklı dentin ve

mine seramiği bulunurken, bazı setlerde tek veya belli renkler için mine seramiği bulunabilir.

Bazı setlerde dentin seramiği gövde, gingival ve servikal gibi isimlerle de anılabilir. Bunun sebebi çoğu seramik üreticisi bu bölgeler için farklı özelliklerde seramik tozları üretmektedir (149, 161, 224).

### **Mine seramiği:**

Mine seramikleri pişirildikleri zaman dentin seramiğe oranla daha şeffaf bir yapı gösterirler. Ayrıca daha kısıtlı sayıda renkleri vardır. Çoğu seramik setinde 4 ya da 5 adet mine tozu skaladaki tüm renkleri kapsar. Mine seramiği renkleri çoğunlukla menekşe renginden griye olan renk aralığında olur. Bu sayede doğal dişlerdeki şeffaflığı taklit edecek şekilde grimsi ve bazen de maviye yakın tonlarda görüntü oluştururlar (149, 161, 224).

### **Transludent seramiği:**

Pratik olarak tüm seramik tozları bir miktar yarı şeffaf özellik gösterir. Fakat doğal dişlerdeki daha doğal ve derin şeffaflığa yaklaşmak için seramik üreticileri bu özelliğe sahip seramik tozu üretme yoluna gitmiştir.

Transludent seramiği aslında tamamen şeffaf değildir. Tüm ışığın geçişine izin vermezler. Restorasyonun hemen hemen tüm yüzeylerini örtecek şekilde uygulanırlar. Bu sayede restorasyon doğal dişe benzer şeffaflıkta ve alt yüzeylerden rengi yansıtacak görüntüde elde edilmiş olur (149, 161, 224).

### **2.1.4.3.Gövde modifiye ediciler**

Bu seramik tozları dişlerde oluşabilecek iç renklemeleri taklit etmek için üretilmiştir ve yapılarında renklendirici metal oksitleri yoğun bir şekilde içerirler. Modifiye ediciler spesifik ve keskin renklemeleri taklit etmek için tek başlarına kullanılabildikleri gibi dentin veya mine seramiği ile de karıştırılarak daha zayıf etkilerin yaratılmasını sağlayabilirler. Modifiye ediciler en yoğun ve keskin renge sahipken, dentin seramikleri modifiye edicilere oranla daha az yoğun renk tonuna sahiptir. Mine ve transludent seramikler de ise renklendirme oldukça azaltılmıştır (149, 161, 224).

### **2.1.4.3.Glazür seramiği**

Glazür seramiği, opak ve gövde seramiğinin aksine daha az silika ve alümina içerirken daha fazla oranda soyum ve potasyum oksit içerir (130).



Glazür seramiğiyle karıştırılarak kullanılan renklendiriciler ise, metal oksitleri ile düşük erime ısısına sahip cam ile karıştırılarak elde edilir. Bu sayede glazür tozunun akışkanlığı artar ayrıca pişim sıcaklığı dentin ve mine seramiğine göre daha düşük olur ve bu da glazür pişimi esnasında dentin ve mine seramiğinin eriyip formunu kaybetmesini engeller. Bu renklendiriciler sayesinde doğal dişin yüzey tabakasındaki renklemeler taklit edilebilir (149, 161, 224).

Glazür seramiği genelde renksiz ve yüksek ısıda oldukça akışkan olan düşük ısı seramiğinden elde edilir. Seramik yüzeyine uygulandığı zaman ufak poroziteleri ve düzensizlikleri kapatır. Pişirildiği zaman ise doğal dişe benzer şekilde parlak ve camsı yüzey görüntüsünün oluşmasını sağlar.

## **2.2.Metal Alaşımları İle İlgili Genel Bilgiler**

### **2.2.1.Metal alaşımlarının yapısı**

Metal ve alaşımlarının diş hekimliğinde kullanımı oldukça yaygındır. Çelik alaşımları, çeşitli el aletlerinin ve ortodontik tellerin elde edilmesinde, altın alaşımları, krom içeren alaşımlar kuron-köprü restorasyonlarında ve protez kaide maddesi yapımında kullanılırken, civa içeren alaşımlar dolgu maddesi olarak kullanılır.

Civa haricindeki tüm metaller, oda ısısında sert ve parlaktır. Kristal bir yapıya sahiptirler. Kristal yapı içinde atomlar birbirleri ile sıkı bir ilişki içindedir. Metaller opaktır, ısı ve elektriği iyi iletirler (148).

Metaller, katı halde iken kristal yapıya sahiptirler. Erimiş metal veya alaşım soğutulunca kristalizasyon tipi katılma belli kristal odaklarından başlar. Genellikle erimiş kitle içindeki yabancı maddeler kristal odaklarını oluştururlar.

Kristaller dendritler halinde büyürler ve merkezi odaktan başlayıp üç boyutlu dallı bir yapı olarak tanımlanırlar. Kristal büyümesi tüm materyal katılma sürecine ve tüm dendritik kristaller birbirleri ile temas edinceye kadar devam eder. Her kristale *gren* adı verilir ve birbirleri ile temas eden iki gren arasındaki alan gren sınırı olarak adlandırılır.

Kristalizasyondan sonra, grenler merkezi odaktan, her yönde aynı uzaklıkta durur. Tam kübik veya küresel değildirler, herhangi bir geometrik şekle uymazlar. Eşit akslı gren yapısına sahip oldukları belirtilir. Eşit akslı bu yapıdan daha uzun, fibröz yapıya geçiş mekanik özelliklerde büyük değişimlere yol açabilir (148).

Her gren içindeki atomların yerleşimi üç boyutlu kübik kafes şeklindedir. Herhangi bir kristalin yerleşimi atomik çap ve atomlar üzerindeki değerlerin dağılımına dayanır. Düzgün bir kristal yapı eğilimi varsa yapısal bozukluklara sıklıkla rastlanır. Bu bozukluklara *dislokasyon* adı verilir ve bunların mevcudiyeti metal ve alaşımların çekilebilirliğini etkiler. Metal ve alaşım yüksek bir gerilim altında tutulursa, dislokasyonun kafes boyunca ilerleyerek geren sınırına ulaşması mümkündür. Dislokasyonun hareket ettiği düzleme kayma düzlemi ve bu hareketi başlatmak için gerekli gerilime de elastik limit denir (148, 149, 161, 224).

Pratik açıdan, elastik limitin üzerinde kuvvetlerin uygulanması dislokasyonların hareketi sonucu, materyalin daimi deformasyona uğramasına yol açar. Kullanım alanına göre bu avantaj veya dezavantaj olabilir.

Gren sınırları dislokasyonların hareketlerine doğal bir engel oluşturur. Gren boyutu küçüldükçe, gren sınırlarının yoğunluğu da artar. İnce geren yapısına sahip metaller genellikle daha serttir ve kaba gren yapısına sahip metallere daha yüksek elastik limitine sahiptirler. Bunun için materyalin mekanik özelliklerinin gren boyutu kontrol edilerek belli oranlarda değiştirilmesi mümkündür (148).

Metaller eriyik halde iken birbirleri içinde karşılıklı eriyebilme özelliğine sahiptir. İki veya daha fazla metalin karışımına *alaşım* adı verilir. İki metalin birleştirilmesine *binary*, üç metalin birleştirilmesine ise *tersiyer alaşım* adı verilir.

Alaşım sistemi, alaşımın mümkün olan tüm birleşme olasılıklarını belirtir. Örneğin gümüş-bakır sisteminde alaşımın %100 gümüş ile %100 bakır arasındaki tüm oranlarda bileşimi vardır.

Eriyik halde, metaller birbirleri içinde karşılıklı eriyebilme özelliğine sahiptirler. Erime derecesinin altına soğutulduklarında 4 tip olay meydana gelir:

1. Bileşimi meydana getiren metaller birbiri içinde erimiş halde kalır. Buna *solid solüsyon* adı verilir. Solid solüsyonlar üç şekilde olabilir. *Düzensiz solid solüsyonlarda*, alaşımı oluşturan metaller kristal kafesinde düzensiz yerleşim gösterirler. İkinci olasılık olan *düzenli solid solüsyonlarda* metallerin kafes içinde belirli bir yerleşimi vardır. Üçüncü tip *interstitial solid solüsyondur*. Burada metallere biri esas kafes içinde, diğeri ise kafesler arasında yer alır. Böyle bir durum, alaşımı oluşturan metallere birinin çapının diğereinden çok küçük olması halinde meydana gelir. Solid solüsyonlar genellikle sert, dayanıklı ve bileşimindeki saf metallere göre elastik limiti daha

yüksek metallerdir. İşte bu nedenle metaller tek başlarına çok seyrek kullanılır. Bu sertleşme etkisine *solüsyon sertleşmesi* adı verilir. Değişik atomik çapa sahip metaller aynı kafes içinde yer alınca, dislokasyon hareketlerine karşı kayma düzlemleri boyunca mekanik bir direnç oluşturdukları düşünülmektedir.

2. Alaşımı meydana getiren metaller birbiri içinde hiçbir şekilde erimezler. A ve B metalinden oluşan bu ikili alaşım incelendiğinde bazı bölgelerde A metali bazı bölgelerde B metali görülür. Bu tip alaşımlar, özellikle bileşimdeki metallerin elektrokimyasal potansiyelleri çok farklı ise elektrolitik korozyona karşı çok dirençsizdirler.

3. İki metal birbiri içinde kısmen erirler. A ve B metalleri için iki belirgin faz oluşur. Bunlardan biri A metali içinde erimiş B solüsyonu, diğeri de B metali içinde erimiş A solid solüsyonudur.

4. Eğer iki metal birbirlerine karşı belli bir afinite duyuyorsa, belirgin bir kimyasal bir formülü olan intermetalik bileşikler oluştururlar. İntermetalik bileşiklerin belirgin elektron gereksinimi olduğundan kristal bozuklukları çok azdır. Buna bağlı olarak kayma düzlemleri boyunca hareketleri de çok azdır. Bu nedenle, bu materyaller oldukça sert, kırılğan ve çekilebilmeleri çok zordur.

Metaller için söz konusu olan tüm prensipler alaşımlar için de geçerlidir. Alaşımların da gren boyutu, soğuma hızına bağlı olarak kontrol edilebilir. Ayrıca alaşımlar soğuk çalışma ile de elde edilebilir ve uygun şartlar altında rekristalizasyon ve gren büyümesi sağlanabilir (148, 149, 161, 224).

### **2.2.2.Seramiklerle birlikte kullanılan metal alaşımlarının sınıflandırılması:**

Metal alaşımlarının sınıflandırılmasından önce bu konuda çeşitli kaynaklarda alaşımlarla ilgili kullanılan terimlerin açıklanması gerekmektedir:

**Soy:** Korozyon ve oksidasyona dirençli metaller için kullanılan bir terimdir Craig 1989. Diş hekimliğinde kullanılan 7 asil metal vardır; altın ve platin grubunda olan platin (Pt), paladyum (Pd), rutenyum (Ru), iridyum (Ir), osmiyum (Os), rodyum (Rh) ve rutenyum (Ru). Bazı araştırmacılar gümüşü (Ag) de asil metaller grubuna sokarken ağız içinde uygulandığında okside olabildiği için diş hekimliğinde asil grubunda yer almaz (178).

Görünüşte asillikle ilgili değişkenlikler olduğu bu terimi tam anlamıyla açıklamak zordur.

**Soy olmayan:** Asil olmayan metaller okside olabilirler. Asil olmayan metal terimi çoğunlukla ‘kıymetsiz’ veya ‘baz’ metal terimleriyle eş anlamlı kullanılır.

**Kıymetli:** Az bulunan ve ticari olarak elde edilmeleri maddi açıdan pahalı olan metaller için kullanılan bir terimdir. Diş hekimliğinde altın, gümüş, platin grubundaki altı metal, berilyum, galyum ve indiyum kıymetli metal grubundadır. Görüldüğü gibi tüm asil metaller kıymetliken tüm kıymetli metaller asil değildir.

**Yarı kıymetli:** Çok yaygın olarak kullanılmasına rağmen en hatalı terimdir. Kelime anlamı olarak yarı kıymetli metal; yarısı kıymetli yarısı kıymetsiz metal içeren anlamına gelmektedir. Fakat hiçbir alışım bu özellikte değildir. Bu yüzden bu terim kullanılmamalıdır (161).

**Kıymetsiz:** Kolay bulunan ve ticari olarak elde edilmeleri maddi açıdan ucuz olan metaller için kullanılan bir terimdir. Teknik olarak çok doğru bir terim olmasa da diş hekimliği literatüründe çok yaygın olarak kullanılmaktadır.

**Baz metal:** Asil olmayan ve kıymetsiz metallerin bir başka tanımıdır. Diş hekimliği literatüründe de aynı anlamda kullanılır. Diş hekimliğinde nikel, krom, kobalt ve alüminyum bunlardan bir kaçıdır (161, 224).

Metal alışımlarının pek çok sınıflandırma şekli mevcut olmakla birlikte evrensel olarak kabul edilmiş bir sınıflama yoktur. Diş hekimliği literatürüne ve ticari firmalara göre de metal-seramik restorasyonlarda kullanılan metallere ait birçok sınıflama mevcuttur.

Sınıflandırmaların bazıları metalleri maliyetine, bazıları kullanım şekline bazıları ise de yapısına göre yapılmaktadır (43, 50, 149).

McCabe altın alışımlarını 4 tipe ayırmıştır (Tablo 4). Buna göre altın alışımlarının asilliği Tip I’den Tip IV’e doğru azalmaktadır. Altın alışımlarının asilliği ayarları veya değerlerine göre belirtilir. Ayar, 24 kısım alışımdaki altın miktarına göre yapılan bir değerlendirmedir. Buna göre %75 altın içeren Tip II altın alışımının değeri 18’dir. Değer, 1000 kısım içindeki altın miktarını belirtir. Tip II alışımı 750 değerindedir.

Asilliğin azalması yani altın oranının azalması ile sertlik ve dayanıklılık artarken çekilebilirlik ve korozyona direnç azalır (148).

**Tablo 3: McCabe'nin döküm altın alaşımlarını sınıflandırması**

Tip	Au (%)	Ag (%)	Cu (%)	Pt / Pd (%)	Zn (%)
I (Yumuşak)	85	11	3	-	1
II (Orta)	75	12	10	2	1
III (Sert)	70	14	10	5	1
IV (Çok sert)	65	13	15	6	1

Alaşım özelliklerindeki değişimler kullanım alanlarını direkt olarak etkiler;

**Tip I:** Oldukça yumuşak olan Tip I alaşımları yeterli miktarda diş dokusu desteklenen inleyler ve fazla çigneme kuvvetine maruz kalmayan vakalarda kullanılır. Bu alaşımların çekilebilir olması kavite kenarlarında inleynin ağız içinde şekillendirilerek daha iyi bir kenar uyumunun elde edilmesini sağlar.

**Tip II:** İnleyler için en yaygın olarak kullanılan altın alaşımlarıdır. Tip I alaşımları ile karşılaştırıldığında daha üstün mekanik özelliklere sahiptirler ancak çekilebilirlik özelliklerinde azalma söz konusudur.

**Tip III:** Diş dokusu desteğinin az olduğu çigneme kuvvetlerinin fazla olduğu durumlarda inleylerde ayrıca kuron ve köprü protezlerinde kullanılabilirler. Alaşımda bulunan yüksek miktardaki platin ve paladyum, alaşımın erime derecesini yükselterek özellikle lehim işlemlerinde büyük kolaylık sağlar.

**Tip IV:** İskelet protezlerinin dökümünde kullanılırlar. Elastiklik katsayıları oldukça düşük olduğundan küçük ve büyük bağlayıcıların kalın işlenmesi gerekir. Orantılı limitleri distorsiyona sebep olmayacak kadar yüksek olduğu için kroşelerin undercutlu alanlardan geçerken yeterli esnekliğe sahip olmasını sağlar.

McLean ise, metal-seramik restorasyonlarında kullanılan metal alaşımlarını aşağıdaki gibi sınıflandırmıştır (149, 150).

A - Soy Metal Alaşımları:

I - Yüksek oranda altın içerenler

a – Altın - Platin - Paladyum alaşımları

b – Altın – Platin - Tantalyum alaşımları

( %84 Au - %7-9 Pt - % 4-6 Ta, %1-3 Ag )

II - Düşük oranda altın içeren alaşımlar

Altın – Paladyum – Gümüş alaşımları

( %50 Au - %30 Pa - %12 Ag - %8 In+Sn )

III - Altın içermeyen alaşımlar

Paladyum - Gümüş alaşımları

( %60 Pa - %38 Ag - %2 In+Sn )

B - Soy Olmayan Metal Alaşımları

I - Nikel - Krom alaşımları (Ni - Cr)

II - Kobalt - Krom alaşımları (Co - Cr)

**Altın - Platin - Paladyum alaşımları:**

Diş hekimliğinde kullanılan en eski metal alaşımıdır. İçeriğinde %84 Au, %7-9 Pt, %4-6 Pa ve %1-3 oranında Ag vardır. Erime derecesi içindeki metallerin oranına bağlı olarak da değişmekle birlikte yaklaşık 1325°C'dir. Yüksek maliyetleri ve alternatif soy metal alaşımlarının uygun özellikleri nedeniyle günümüzde kullanım alanları azalmıştır (9).

Avantajları:

- Piyasada bulunan seramik tiplerinin pek çoğu ile ısıl genleşme özelliği açısından uyumlu olduğu için seramikle kuvvetli bir bağ oluşturur.
- Dökümü kolay ve kusursuzdur.

- Kenar uyumu iyidir.
- Dökümden sonra düzgün yüzey oluşturur ve tesviyesi kolaydır.
- Toksik değildir ve korozyona dirençlidir.
- Sertlik ve elastik özelliği kuron köprü çalışmaları için uygundur.

**Dezavantajları:**

- Bükülme direnci düşük oluşu için özellikle uzun gövdeli köprülerde kullanıldığında, seramik pişimi esnasında kenar bölgelerde deformasyon ve distorsiyonlar görülebilir.
- Yüksek yoğunluk
- Düşük sertlik
- Fiyatı yüksektir.

**Altın - Paladyum - Gümüş alaşımları:**

Altın - Platin - Paladyum alaşımlarında görülen olumsuzlukları ortadan kaldırmak için piyasaya sürülmüştür. Erime derecesi içindeki metallerin oranına bağlı olarak da değişmekle birlikte 920-1260°C arasındadır. En çok kullanılan tipi 950°C'de erir ve içeriğinde %50 Au, %30 Ag, %12Ag ve %8 oranında In-Sn vardır. Elastiklik katsayısı altın-platin alaşımlarından yüksektir (9, 30, 149).

**Avantajları:**

- Paladyum içeriğinin yüksek olmasına bağlı olarak döküm ısısı yüksektir ve daha az bükülme özelliği gösterir.
- Deformasyona karşı direnci altın-platin alaşımlarından yüksektir.
- Dökümü kolaydır.
- Kenar uyumu iyidir.
- Toksik değildir ve korozyona dirençlidir.
- Seramik bağlantısı ve lehimlenebilme özelliği iyidir.
- Daha ucuzdur.

#### Dezavantajları:

- Bileşiminde yüksek oranda bulunda paladyum döküm esnasında gaz çıkışı ve buna bağlı olarak da seramik yapıda bozulmaya sebep olabilir.
- Yüksek ısı genleşme katsayısı
- Gümüş içeriğine bağlı olarak seramikte yeşil renkleşmeye sebep olur. Aslında genel kanıların aksine alaşımın içinde gümüş bulunması seramiğin renginin her zaman yeşile kaymasına sebep olmaz. Piyasada gümüş renkleşmesine dirençli birçok seramik markası mevcuttur (141, 161).

#### **Paladyum - Gümüş alaşımları:**

İçeriğinde altın bulunmayan ilk metal-seramik alaşımıdır ve 1974 yılında Amerika'da piyasaya sürülmüştür. Altın alaşımlarına daha ucuz bir alternatif oluşturmuştur. Yapısında %60 Pa, %38 Ag, ve %2 oranında In-Sn vardır. Kalay ve indiyum ilavesi ile alaşım sertliği artırılıp seramik bağlantısı için gerekli oksit tabakasının oluşması sağlanmıştır. Altın yerine paladyumun kullanılması alaşımın erime derecesini yükseltip 1045-1080°C'ye getirirken ısısal genleşme katsayısını düşürür. Gümüş oranının artırılması ise erime derecesini düşürürken ısısal genleşme katsayısını ise artırır.

#### Avantajları:

- Direnci yüksektir.
- Uygun elastiklik katsayısı sayesinde uzun gövdeli köprülerde kullanılabilir.
- Ucuzdur

#### Dezavantajları:

- Kusursuz bir döküm elde etmek zordur.
- Gümüşe bağlı olarak seramikte yeşil renkleşmelere sebep olur.
- Paladyum oranının fazlalığı gaz problemini artırır.



### **Nikel - Krom alaşımları:**

Bileşiminde çoğunlukla %70-80 Ni, %15 Cr bulunur. Metal destekli restorasyonlarda kullanılan soy olmayan metal alaşımlarının büyük bir çoğunluğunu oluşturur ve en yaygın olarak kullanılan metal-seramik alaşımıdır. 1400°C'de erir ve krom oranı arttıkça erime derecesi de artar.

#### Avantajları:

- Yüksek elastiklik katsayısı ve *creep* direncine sahip olduğu için eğilmeye ve bükülmeye çok dirençlidir ve buna bağlı olarak da uzun gövdeli köprülerde rahatlıkla kullanılabilir.
- Seramik ile kuvvetli bağlantı kurabilir.
- Soy alaşımlar göre daha ince hazırlanabilir.
- Ucuzdur.

#### Dezavantajları:

- Hassas döküm elde etmek zordur.
- Kuron kenarları pürüzlü olabilir.
- Kalın oksit tabakası seramik bağlantısında olumsuzluğa ve seramikte renkleşmeye sebep olabilir.
- Sertliği nedeniyle tesviyesi zordur.
- İeriğindeki nikel alerjisi olan hastalarda toksik etki yapabilir. Toplumda nikel alerjisi görölme sıklığı kadınlarda %9-10 iken erkeklerde 0,9-1'dir (36, 37).
- Berilyum kapsayan alaşımlar berilyumun sitotoksik özelliğinden dolayı sakıncalıdır.

### **Kobalt-Krom alaşımları:**

Bileşiminde %65 Co, %26 Cr, %9 Ni bulunur. Bunlardan başka molibden, silikon, berilyum, boron, karbon gibi elementler de az miktarda bileşimlerinde bulunur. Kobalt ve nikel sert ve dayanıklı metallerdir. Kromun işlevi, alaşımı solüsyon sertleşmesi ile daha da sertleştirmek ve pasivasyon etkisi ile korozyona karşı dirençli

hale getirmektedir. Yüzeyde açığa çıkan krom hızla okside olarak pasif ince bir oksit tabakası oluşturur. Bu oksit tabakası iç tabakaları korozyona karlı korur. Çoğunlukla iskelet protezlerinde kullanılır. Ekstra sert (Tip IV) grubuna girer. Erime derecesi 1300°C'dir.

Nikel-krom alaşımlarının sahip olduğu avantaj ve dezavantajlar kobalt-krom alaşımları için de geçerlidir (161, 224).

Bahsedilen sınıflandırmalarda kullanılan metallerin alaşımlara kattıkları özellikler birbirlerinden farklıdır:

**Alüminyum (Al):** Nikel alaşımlarının erime derecesini düşürmek için kullanılır. Aynı zamanda sertleştirici etki gösterirken oksit oluşumunu etkiler. Kobalt-krom alaşımlarıyla birlikte kullanıldığında asitlenebilme özelliği sayesinde mikromekanik tutuculuk sağlanmasına yardımcı olur.

**Altın (Au):** Korozyona direnç sağlar, karamayı engeller ve az da olsa alaşımın erime derecesini attırır. Alaşımın manipülasyonunu arttırırken yoğunluğu da arttırdığı için bu bağlı olarak maliyeti de yükseltir. Metale tercih edilen sarı rengi verir fakat alaşıma paladyum veya gümüş de ilave edilmişse bu renk elde edilemez.

**Berilyum (Be):** Erime derecesini düşürür, dökülebilirliği arttırır, cilalanabilirliği kolaylaştırır, sertliği arttırır ve oksit oluşumunu kontrol edici etki gösterir. Nikel-krom alaşımlarıyla birlikte kullanıldığında asitlenebildiği için mikro mekanik tutuculuk sağlanmasına yardımcı olur. Bu olumlu rağmen teknisyen ve hasta için oluşturduğu potansiyel sağlık riskleri yüzünden kullanımı oldukça azalmıştır.

**Bakır (Cu):** Alaşımın sertliğini ve dayanıklılığını arttırırken erime derecesini düşürür. Soy alaşımların içine ilave edilerek seramik bağlantısı için gerekli olan yüzeydeki oksit tabakasının oluşmasını sağlar.

**Boron (B):** Deokside edici ve sertliği arttırıcı etki gösterir. Yüzey gerilimini azaltarak dökülebilirliği arttırır.

**Çinko (Zn):** Alaşımın erime derecesini düşürür ve deokside edici etkisi vardır, ayrıca dökülebilirliğini arttırır.

**Demir (Fe):** Bazı altın içerikli alaşımlara ilave edilerek sertliği arttırıcı ve oksit oluşturucu etki gösterir.

**Galyum (Ga):** Gümüş içermeyen alaşımlara gümüş eksikliğine bağlı olarak düşen ısı genleşme katsayısını arttırmak için ilave edilir.

**Gümüş (Ag):** Alaşımın erime derecesini düşürür, akıcılığını artırır, altın ve paladyum alaşımlarının ısı genleşme katsayısının kontrolünü sağlar. Bazı seramiklerle birlikte kullanıldığında seramikte sarı, kahverengi veya yeşil renkleşmeye sebep olabilir. Oksijen absorpsiyonu eğilimi vardır bu da döküm sırasında porozite oluşmasına sebep olabilir. Bunu engellemek için alaşımın içine çinko ve indiyum ilave edilir. Sülfür varlığında korozyona ve kararmaya uğrar. Kıymetli bir metal olmasına rağmen diş hekimliğinde soy metal olarak kabul edilmez (178).

**İndiyum (In):** Altın içerikli alaşımlara ilave edilir. Alaşımın erime derecesini ve yoğunluğunu azaltırken akışkanlığı ve direnci artırır. Yüzeyde seramikle bağlantıyı sağlayan oksit tabakası oluşturur. Gümüş içeren alaşımlara ilave edildiğinde kararmayı önleyici etki gösterir.

**İridyum (Ir):** Altın ve paladyum içerikli alaşımların içine ilave edilerek grenleri düzgünleştirerek mekanik özellikleri artırır. Ayrıca kararmayı önleyici etkisi vardır.

**Kalay (Sn):** Alaşımın erime derecesini düşürürken sertliğini artırır. Altın ve paladyum alaşımlarında seramik adezyonu için gerekli oksit tabakasının oluşumunda en önemli rolü oynar.

**Kobalt (Co):** Nikel bazlı alaşımlara alternatif oluşturur fakat işlenmesi daha zordur. Paladyum içeren alaşımların içine ısı genleşme katsayısını arttırması için ilave edilir.

**Krom (Cr):** Sertliği arttırıcı ve korozyon önleyici etki gösterir.

**Mangan (Mn):** Nikel ve kobalt içerikli alaşımlara ilave edilerek sertliği artırır.

**Molibden (Mo):** Korozyona direnci artırır, oksit oluşumunu sağlar ve nikel bazlı alaşımlarda ısı genleşme katsayısını ayarlamak için kullanılır.

**Nikel (Ni):** Metal-seramik sistemlerde yaygın bir şekilde kullanılmasının sebebi ısı genleşme katsayısının altına yakın olması ve korozyona karşı olan direncidir. Dezavantajı ise nikel alerjisi olan bireylerde toksik etki göstermesidir.

**Paladyum (Pd):** Altın alaşımlarına ilave edilerek dayanıklılığı, sertliği, bükülme direncini, korozyona ve kararmaya karşı direnci artırır. Ayrıca erime

derecesini yükseltir. Çok güçlü bir beyazlatıcı etkisi vardır. %10 oranında ilavesi bile alaşımı paladyumun rengine çevirir. Altın alaşımlarında yoğunluğu azaltarak maliyeti düşürür.

**Platin (Pt):** Altın alaşımlarının dayanıklılığı, erime derecesi, sertliği ile korozyon, kararma ve bükülme direncini artırır. Alaşımın rengini beyaza çevirir ve soy olmayan alaşımlara ilave edildiğinde yoğunluğu artırır.

**Rutenyum (Ru):** İridyuma benzer şekilde altın ve paladyum içerikli alaşımların içine ilave edildiğinde grenleri düzgülendirerek mekanik özellikleri artırır. Ayrıca kararmayı önleyici etkisi vardır.

**Silisyum (Si):** Alaşım içindeki diğer metallerin oksidasyonunu engeller ayrıca sertliği artırıcı etkisi vardır.

**Titanyum (Ti):** Alüminyum ve berilyum gibi erime derecesini düşürmek dökülebilirliği arttırmak için kullanılır. Sertliği artırıcı ve yüksek ısılarda oksidasyonu önleyici etkisi de vardır.

## **2.3.Metal - Seramik Sistemleri**

### **2.3.1.Metal - seramik sistemlerinin bileşenleri**

En basit haliyle metal-seramik kuron ya da ya da köprü protezinin iki ana bileşeni vardır; metal altyapı ve seramik üstyapı. Metal altyapı ile seramik üstyapı arasındaki oksit tabakası ayrı bir bileşen olsa da metal altyapının bir parçası olarak kabul edilmektedir. Seramik üstyapının da ayrı ayrı tabakaları olsa da tek bir yapı gibi fonksiyon görür. Sonuç olarak metal seramik yapıları en iyi tanımlayan; metal bir altyapı, opak seramik tabakası, dentin ve mine seramiğinin üzerinde de en son katman olarak glazür tabakasından oluşan yapıdır.

#### **2.3.1.1.Metal altyapı**

Geleneksel düşük ısı seramiği tek başına kullanıldığında mekanik özellikleri yeterli olmaz bu yüzden bir metal altyapı ile desteklenmesi gerekir. En yaygın olarak kullanılan tipi ise Ni-Cr alaşımlarıdır. Altyapı için kullanılacak metalin kalınlığı alaşımının tipine göre değişkenlik göstermekle birlikte ideal kalınlık miktarı 0,5 mm olarak bildirilmiştir (117, 149, 196, 197, 199, 224).

Straussberg ve ark. metalin 0,5'nin altında bir kalınlığa sahip olması durumunda çığneme basınçları altında deforme olacağını belirtmişlerdir (202).

Silver ve ark. metalin 0,5 mm'den daha ince olması halinde; seramik büzülmesine bağlı olarak, özellikle marjinal kısımda, metalin deforme olabileceği ve altyapı uyumunun bozulacağını belirtmişlerdir (199).

Isaacson ve Isaacson optimum metal altyapı kalınlığının 0,4-0,5 mm olduğunu kabul etmekle birlikte, alt yapının 0,3 mm'den az olmaması gerektiğini savunurlar (108).

Metal kalınlığı restorasyonun tipine 'kuron ya da köprü protezi' ve hekimin diş hazırlığı esnasında kaldırdığı diş dokusu miktarına göre değişkenlik gösterir.

### **2.3.1.2.Oksit tabakası**

Çoğu metal-seramik alaşımları hazırlanıp temizlendikten sonra seramik uygulaması öncesi oksidasyon işlemine tabi tutulur. Bu ısıl işlem sırasında metal üzerinde oluşan metal oksit tabakası seramiğin metal üzerine bağlanmasında anahtar rol oynar. Soy metaller okside olmadığı için alaşıma ilave edilen minör metaller oksit tabakasının oluşumunda rol oynar. Alaşım tiplerine göre de oksidasyon işlemi değişkenlik gösterir.

Oksit tabakası ideal olarak metal altyapının üzerinde alaşımın tipine bağımsız olarak monomoleküler bir film tabakası şeklinde olmalıdır. Film tabakasının kimyasal yapısı ise alaşımın tipine göre değişkenlik gösterebilir (224).

Oksit kalınlığı açısından soy ve soy olmayan alaşımlar arasında bir karşılaştırma yapıldığında soy olmayan metal alaşımlarındaki oksit tabakanın daha kalın olduğu bulunmuştur. Bu olayın nedeni olarak da soy metal alaşımlarda oksit yapımının, genellikle alaşımın içeriğine optimal miktarda eser oranda elementlerin eklenmesiyle kontrol edilebilirken, soy olmayan metal alaşımlarında ise içerdikleri bütün elementlerin okside olabilecek yapıda olmaları sonucunda bunun sağlanamamasına bağlanmaktadır (34, 51, 99, 149).

### **2.3.1.3.Opak seramik tabakası**

Dentin ve mine seramikleri doğal diş dokusuna benzer görüntüyü taklit etmek için formüle edildikleri için metal altyapının koyu rengini maskeleyemezler. Bu sorunu çözmek için üretilen opak seramikleri ile oluşturulan opak tabakası metal renginin maskelenmesi işlemini gerçekleştirir.

Vakum altında pişim işlemi tamamlanmış opak tabakasının kalınlığı uygulanan seramik markasına ve metal altyapının rengine göre değişkenli gösterir. 0,2-0,3 mm uniform kalınlık genel olarak ideal kabul edilir (20, 161).

### **2.3.1.4.Dentin seramik tabakası**

Seramiğin renginin oluşturulması opak tabakası ile başlarken rengi belirleyen asıl bileşen içinde pigmentasyona uğramış metal oksitlerin bulunduğu dentin tabakasıdır.

Daha doğru bir seramik renginin oluşturulması ve asgari dayanıklılık için asgari 0,5-1,0 mm azami 1,5-2,0 mm dentin ve mine seramiği kalınlığına ihtiyaç vardır (20, 197).

Bazı araştırmacılara göre restorasyonun 1/3 orta bölgesinde asgari 1,2-1,3 mm; 1/3 kesici kenar/oklüzal yüzey bölgesinde asgari 1,5-1,6 mm seramik kalınlığı idealdir (224).

2 mm'den daha kalın işlenip pişirilen seramik tabakası metal altyapı tarafından yeterli miktarda desteklenemeyeceği için ağız içinde kuvvetler karşısında kırılma riskiyle karşı karşıya kalacaktır. Ayrıca bu normalden daha kalın seramik yapı içinde stresler oluşarak çatlak meydana getirebilecektir.

### **2.3.1.5.Mine seramiği tabakası**

Mine seramiği doğal diş minesini taklit etmek üzere geliştirilmiş ve dentin seramiğine oranla daha fazla ışık geçirgenliğine sahiptir.

Mine seramiği ışık geçirgenliğini sağlaması için genelde kesici kenar/oklüzal yüzey ve arayüz bölgelerine uygulanmakla birlikte dentin seramiği işlenen tüm yüzeye de uygulanabilir.

İdeal olarak mine seramiğinin pişiminin dentin seramiği ile beraber tek seferde yapılması tercih edilir. Böylece dentin ile mine seramiği arasındaki renk geçişleri daha doğala yakın elde edilmiş olur.

### 2.3.1.6.Glazür tabakası

Metal-seramik restorasyonlarının yapımının son aşaması şekillendirmesi tamamlanmış yapının üretici firma talimatlarına göre belli bir ısıya kadar ısıtılıp yüzeyde kısmen erimiş ve parlak bir hal almış bir seramik tabakası oluşturmaktır. Bu işleme *doğal glazür* adı verilir.

Diğer ve daha yaygın olarak kullanılan yöntem ise yüzeye sadece cam faz içeren glazür seramiği uygulayıp pişim işlemi yaparak gerekli parlaklığın sağlanmasıdır.

Glazür tabakası aynı zamanda yüzeydeki muhtemel çatlakları doldurarak mekanik özelliklerini artırır (86, 97).

### 2.3.2.Metal - seramik bağlantısı

Metal ile seramik arasındaki kuvvetli bağlantı sistemin başarısı için en önemli etkenlerden biridir. Metal seramik restorasyonların en önemli başarısızlık sebeplerinden biri metal altyapının deformasyonuna bağlı olarak seramik üstyapının kırılmasıdır. Bununla birlikte metal altyapı tasarımı, deformasyonu engelleyecek şekilde hazırlanırsa bu tip seramik kırıklarının engellenmesi de mümkün olacaktır. Bunun haricinde seramik üzerine gelebilecek aşırı streslerle birlikte seramik üstyapının tasarımında yapılacak hatalarla birlikte altyapıdan bağımsız olarak da başarısızlıklar gerçekleşebilir. Eğer metal altyapı ve seramik üstyapının doğru tasarımına rağmen bir başarısızlık söz konusuysa burada metal ile seramik arasındaki bağlantıda bir sorun olması muhtemeldir.

Eğer seramik metale kuvvetli bir şekilde bağlanırsa normal şartlarda metalden ayrılması pek mümkün değildir. Seramiğin metalden ayrılması ile kırılmasının sebepleri farklı olabilese de ikisinin de kaynağı çoğunlukla metal ile seramik arasındaki zayıf bağlantıdır.

Metal ile seramiğin arasındaki bağlantıyı etkileyen pek çok mekanizma vardır. Bunlar;

- Mekanik bağlantı
- Kimyasal bağlantı
- Baskı kuvvetleri
- Van der Waals kuvvetleri

Vickery ve Badinelli 1968 yılında yaptıkları araştırmada soy metaller ile seramik arasındaki bağlantıda bu bahsedilen mekanizmaların ne oranda etkilediklerini incelemişlerdir ve aşağıdaki oranları bulmuşlardır (224).

Kimyasal bağlantı : %52

Baskı kuvvetleri : %26

Mekanik bağlantı : %22

Tüm bu bağlantı mekanizmalarında birinci şart metal yüzeyinin seramik tarafından ıslatılabilmesidir.

### **2.3.2.1.Mekanik bağlantı**

Mekanik bağlantı basit olarak metal ile seramik yapının birbirlerinin içine geçerek kenetlenmesi ile gerçekleşir (2, 79, 80, 96, 149, 150, 201).

Metal üzerinde frezle aşındırma ve kumlama ile makroskobik; oksidasyon tabakası oluşturulması, erimiş cam ile elektromekanik korozyon, tanecik sınırlarının seçici oksidasyonu ve asit uygulanması gibi işlemler ile de mikroskobik düzeyde pürüzlü bir yüzey oluşturmaya çalışılır. Bu yüzey seramik ile oluşturulan mekanik bağlantının ilk adımlarını oluşturur. Seramik, metal yüzeyinde oluşturulan girinti çıkıntılara girer, soğuma esnasında ise iki materyal birbirlerine kenetlenir ve mikromekanik bağlantı oluşur. Metalin seramik ile bağlantıyı kuracak yüzeyindeki artışla birlikte mekanik bağlantı da artar (2, 29, 149, 150, 175, 224).

Bu yöntemler içinde en yaygın olarak kullanılanı 125 µm çapında Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri 2 bar basınç altında yapılan kumlama işlemdir (29, 131, 149, 150).

### **2.3.2.2.Kimyasal bağlantı**

Metal seramik restorasyonlarda kuvvetli bir bağlantının en önemli ve stabil faktörü kimyasal bağlantıdır. Kimyasal bağlantı, seramiğin cam fazı ile metal yüzeyindeki oksit tabakası arasındaki elektron paylaşımı ve transferiyle oluşur (45, 70, 100, 128, 129, 136, 149, 150, 161, 224, 167, 173, 190, 204, 212, 224).

En eski kimyasal bağ teorisi Kautz'un 1936 yılında ortaya attığı oksit tabaka teorisidir. Burada metal oksidin, hem metal hem de seramikle reaksiyona girip arabağ görevi üstlendiği kabul edilmiştir (173, 178, 190).



King ve arkadaşları 1959 yılında ortaya attıkları arayüz *satürasyon* teorisinde substrat metal ve oksidinin bu metali içeren camsı bir faz arasında direkt olarak oluştuğunu kabul etmişlerdir. Satürasyon oluşumunda ilk olarak cam metali ıslatabilmeli ikinci olarak cam metaloksidi metalin en düşük valanslı oksidiyle doyuncaya kadar eritilmelidir (139).

Pask ve Fulrath 1960 yılında bu teoride bazı değişiklikler yaptılar. Buna göre oksitle birleşen camsı faz ve metal arasında bir monomoleküler bir tabakanın olduğunu ve eğer arayüzde ayrı bir oksit tabakası varsa, bunun metale bağlı olması gerektiğini belirttiler (34, 52, 139, 181, 197).

Seramik yüksek ısıda, altındaki metal yapının yüzeyine yapışır. Bu kaynaşma esnasında metal iyonları, seramik içine difüze olur. Basit bir metaloksit olayında doyma, eğer cam içindeki oksidin difüzyon hızı, cam içindeki oksidin erime hızından daha az ise korunur. Pask ve arkadaşları eğer erime işlemi, oksit tabakasının tamamen erimesine kadar gitmezse, geride kalan farklı oksit tabakasının özelliklerinin, birleşmenin fiziksel özelliklerini baştanbaşa etkileyeceğini ve eğer ısıtma bu noktanın altına inerse, metal seramik arayüzündeki doymanın kaybedebileceğini belirtmiştir (173).

Metal seramik restorasyonlarındaki kimyasal bağlantı arayüzdeki oksit tabakasını da içerir. Arayüzdeki seramik kısmen erir ve metal oksitleri ile birleşir. Bunun sonucunda seramik ve metal, metal oksitleri ile termodinamik bir denge içine girerek kimyasal bağlantıyı oluştururlar (15).

Silver, Klein ve Howard'a göre kimyasal bağlantı, seramiği oluşturan maddeler ile metal oksitleri arasındaki reaksiyon sonucu oluşur (2).

McLean ve Sced, metalin yüzeyinde ısı işlem uygulaması ile oluşturulan oksit tabakasının hem metali hem de seramiği ayrı ayrı birleştirdiğini belirtmektedir. Bu arada oluşan oksitlerin, seramiğin cam fazı ile atomik bir bağlantı sağladığını ifade etmiştir (149).

Yamamoto'ya göre camın ana bileşeni olan  $\text{SiO}_2$ , merkezde bir silikon atomu ve çevresinde ona bağlı 4 adet oksijen atomundan oluşan bir tetrahedral yapı göstermektedir. Bu tetrahedral yapılar kendi aralarında uzayda birbirlerinin üzerine geçerek oksijen atomlarını da ortak kullanarak  $\text{SnO}_2$ ,  $\text{In}_2\text{O}_3$  ve  $\text{Fe}_2\text{O}_3$  gibi seçerek ilave edilmiş metal oksitleri pişim işlemleri sırasında silika ve diğer metal oksitleri ile

çözünerek bağlantı kurarlar. Burada oksijen atomunun 4 taneden fazla olması durumunda birbirleriyle bağlantı kuramayan açıkta kalan oksijen atomları oluşur. Bu bir nevi zincir reaksiyonunu bozar ve camın iç enerjisini düşürür (224).

McLean metal yüzeyindeki kimyasal bağlantıdan sorumlu olan oksit tabakasının 3 şekilde oluşturulabileceğini bildirmektedir (149).

- Isıl işlem ile oksit tabakası oluşturabilen soy olmayan metal oksitlerinin, kıymetli metal alaşımlarının içine katılması oksit tabakası oluşturulması
- Direkt olarak alaşımın bileşenleri ile yüzeyde kendiliğinden oksit tabakası oluşturulması
- In ve Sn gibi okside olabilen metal oksitlerinin metal yüzeyine kaplanması

Soy metal alaşımları kendi kendilerine okside olamadıkları için yapılarına Fe, In, Sn ve Zn gibi okside olabilen metaller ilave edilir. Gazdan arındırma işlemleri sonrasında da bu metaller yüzeye çıkarak  $\text{SnO}_2$ ,  $\text{In}_2\text{O}_3$  ve  $\text{Fe}_2\text{O}_3$  gibi metal oksitleri ihtiva eden ince bir oksit tabakası oluşturur. Bu oksitler oksijen atomları ile bağlantı yapmak üzere seramiğin içine yaklaşık 20  $\mu\text{m}$  derinliğe kadar difüze olurlar (2, 29, 34, 45, 108, 149, 150, 224).

Nikel-krom ve kobalt-krom gibi soy olmayan alaşımları içerdikleri birçok elementten dolayı pişim işlemleri sırasında kendiliğinden oksit tabakası oluştururlar. Bu yüzden metal oksitlerin ilavesine gerek yoktur. Bununla birlikte soy olmayan alaşımlarda metallerin yanında, mikroyapısal farkların da bulunması benzer kompozisyon ve mekanik özelliklerine karşın döküm işlemlerinde ve seramik ile olan bağlantılarında oldukça farklı davranışlarda bulunmalarına sebep olabilir (2, 3, 17, 29, 42, 45, 49, 123, 149, 150, 201).

Ayrıca soy olamayan metallerde oluşan oksit tabakasının kalınlığını kontrol etmek de bazen sorun olabilmektedir (161, 210, 224).

McLean aşırı oksit oluşumunun önlenmesi ile bazı önerilerde bulunmuştur:

- Seramik frit ile alüminyum tozunun karıştırılmasıyla elde edilen bir kaplama ajanı kullanılması
- Soy olmayan alaşım yüzeyinin elektrodepozisyon ile altın veya radyum gibi soy metalle kaplanması
- Ni ve Cr iyonları ile indirgenmeyen opak seramiklerinin kullanılması

Burada oluşan oksit tabakasının kalınlığı alaşımın tipine, hazırlanmasına ve pişim işlemleri prosedürüne göre değişkenlik gösterir. Pişim süresinin uzaması oksit tabakasının kalınlığını arttırır (149).

Kalın oksit tabakası seramik ve metal arasında sandviç görevi yapar ve kendi içinde kırılabilirken, asgariden daha ince oluşan oksit tabakası da zayıf bir kimyasal bağlantıya sebep olur (1, 15, 38, 149).

### **2.3.2.3.Baskı kuvvetleri**

Seramikte baskı kuvvetleri metal ile seramiğin ısısal özelliklerine bağlı olarak oluşur. Diş hekimliği seramiği baskı kuvvetlerine karşı dayanıklıyken germe kuvvetlerine karşı dayanıksızdır. Buna bağlı olarak, seramikle birlikte kullanılacak metal alaşımının ısı genleşme katsayısının seramiğe oranla fazla olması istenir ki bu sayede soğuma esnasında seramik yapı içinde baskı kuvvetleri oluşur (2, 29, 96, 149, 175, 201).

Bu olay metal ile seramiğin ısısal özelliklerini kapsayan bir ısısal uyumluluk kavramını geliştirmiş ve araştırmacıları metal ve seramik arasında bu farklı ısısal özelliklerden oluşan stresleri incelemeye ve hesaplamaya yöneltmiştir (26, 27, 62, 73, 83, 84, 162).

#### **Isısal genleşme katsayısı:**

Birkaç istisna hariç tüm maddeler ısıtıldıklarında boy ve hacim artışına uğrarken, soğutulduklarında büzülürler (83, 84). Buna *ısısal genleşme* adı verilir. Materyalin 1°C ısı değişimi karşısında birim uzunlukta boy değişikliğine *lineer genleşme katsayısı*, hacmindeki artışa ise *hacimsel genleşme katsayısı* denir. Bu iki

terime ortak olarak ise *ısısal genleşme katsayısı* adı verilir ve aşağıdaki Denklem 1’de verilen formül ile hesaplanır (76, 82, 83, 84, 186).

**Denklem 1: Isı genleşme katsayısının belirlenmesinde kullanılan formül**

$$\alpha : \frac{l_2 - l_1}{l_1 \times ^\circ C_2 - ^\circ C_1}$$

$l_1$ : Başlangıç uzunluğu                       $^\circ C_1$ : Başlangıç ısısı

$l_2$ : Sonuçtaki uzunluk                       $^\circ C_2$ : En yüksek ısı

McLean, metal destekli restorasyonlarda kullanılan seramiklerin daha fazla alkali içerdikleri için daha yüksek ısısal genleşme katsayısına sahip olduklarını bildirmiştir (149).

Isısal uyumluluk ile ilgili çalışmalar yapmak için önce metal ile seramik materyallerinin ısısal davranışlarının bilinmesi gerekir. Seramik materyali metalden farklı olarak doğrusal olmayan bir genleşme ve büzülme gösterir.

Metal ile seramik materyallerinin ısısal genleşme katsayıları genellikle dilatometre cihazı ile cam transisyon ısısının altındaki derecelerde ölçülür (7, 26, 27, 28, 63, 64, 74, 76, 77, 82, 184, 217, 219, 220).

Fukui ve arkadaşları metal ve seramiğin ısısal genleşme katsayısı farklarını 25-500°C arasında dilatometrik ölçümlerle yapmışlardır ve ısıya bağlı olarak farkın değiştiğini bildirmişlerdir (90, 110).

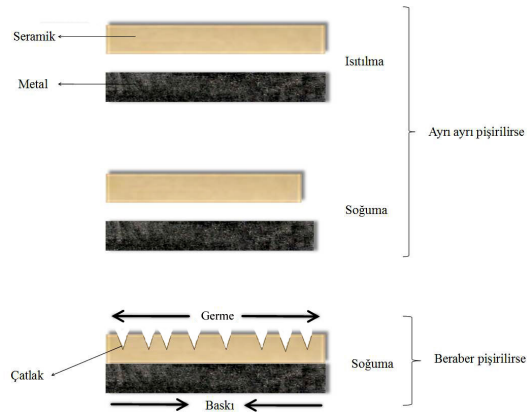
Ringle ve arkadaşları yaptıkları çalışmada seramiğin ısısal özelliklerini araştırmışlardır. Bunun için bir, beş ve on kere fırınlama işlemi yaptıkları seramiğin ısısal genleşme katsayılarını sırasıyla  $11,38 \times 10^{-6}/^\circ C$ ,  $11,62 \times 10^{-6}/^\circ C$  ve  $11,38 \times 10^{-6}/^\circ C$  olarak bulmuşlardır. Ölçümler sırasında tekrarlanan pişim işlemlerinin ısısal genleşme katsayısını arttırdığını ayrıca seramiğin cam transisyon ısısının üstündeki yüksek ısılarla ısıtılmasının genleşme eğrisini anlamsızlaştırdığını belirtmişlerdir (184).

Dorsch, yaptığı çalışmalarda, değişik metal alaşımları ve seramik materyallerinin ısısal genleşme katsayılarını dilatometrik ölçümlerle belirlemiştir ve tekrarlanan pişim işlemlerinin ne yönde etki yaptığını araştırmıştır. Sonuç olarak, metallerin ısısal genleşme katsayısının tekrarlanan ısıtma işlemlerinden etkilenmeyip ve  $14-16 \times 10^{-6}/^\circ C$  aralığında değerler gösterdiği; seramiğin ise bu tekrarlanan fırınlama

işlemlerinden etkilenip ısısal genişleme katsayısının da buna bağlı olarak arttığı bulunmuştur (75).

Seramik metal üzerine pişirildiğinde ısısal genişleme katsayısı bakımından üç farklı ilişki olabilir:

1. Seramiğin ısısal genişleme katsayısı metalden yüksek olabilir. Bu durumda seramiğin termoplastik akıcılığı da azalır. Buna bağlı olarak seramik pişim ıslısından oda ıslısına soğutulurken metale oranla hacim olarak daha fazla ufalır. Bu durumda seramik ile metali birbirinden ayırıp, boyları ölçüldüğünde seramiğin daha kısa olduğu bulunacaktır. Fakat metal seramik sistemleri birbirleriyle bağlı olarak kullanıldıkları için bu boy farkı yerine metal altyapıda baskı, seramik üstyapıda ise seramiğin en dayanıksız olduğu ve yapı içinde kırıklara yol açan germe kuvvetleri oluşur (Şekil 3) (224).



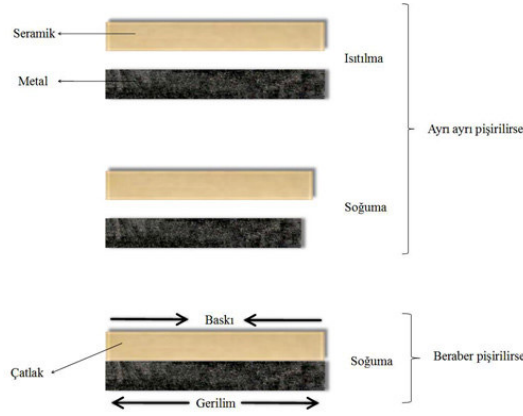
**Şekil 3: Seramiğin ısısal genişleme katsayısı fazla olursa**

2. Seramik ile metalin ısısal genişleme katsayısı eşit olabilir. Bu durumda ısıtılıp soğutulurken iki malzeme de aynı miktarda genişler büzülür. Sonuçta hiçbir stres oluşmayacağı için kırık da izlenmez. Fakat yapıda hiçbir iç basınç oluşmadığı için bu sefer dış kuvvetlere karşı dayanıksız olur (Şekil 4) (224).



**Şekil 4: Metal ile seramiğin ısısal genişleme katsayısı aynı olursa**

3. Seramiğin ısısal genleşme katsayısı metalden düşük olabilir. Bu diş hekimliği metal seramik restorasyonlarında tercih edilen durumdur. Bu ilişkinin amacı pişim sonrası en stabil yapıyı ortaya çıkarmaktır. Soğuma esnasında metal alaşım seramik malzemeye oranla daha fazla büzüleceği için metalde gerilme seramikte baskı kuvvetleri oluşur ki bu da seramiğe direnç kazandırırken çatlakların ilerlemesini önleyici etki gösterir (Şekil 5) (6, 7, 8, 10, 25, 26, 27, 28, 62, 63, 64, 65, 73, 74, 76, 82, 184, 189, 207, 208, 210, 211, 219, 220).



**Şekil 5: Metalin ısı genleşme katsayısı fazla olursa**

Eğer metalin ısı genleşme katsayısı seramiğe oranla çok fazla yüksek olursa bu sefer de seramik yapı içinde makaslama kuvvetleri oluşur ki bu da seramikte çatlak ya da kırıklara sebep olur (26, 27, 28, 125, 178, 185, 192, 217, 224)

Sonuç olarak metalin ısısal genleşme katsayısının seramiğe oranla fazla olması tercih edilmekle birlikte, güvenli fark oranının kaç olması gerektiğiyle ilgili değişik fikirler vardır (26, 27).

Hobo ve Shillingburg, seramik lehine  $1 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ 'lik bir ısı genleşme katsayısı farkı olması gerektiğini belirtmiştir. Bu farkın  $1,7 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ 'yi bulması durumunda ise başarısızlık yaşanacağını bildirmiştir (104).

Nielson ve Tuccilo,  $1,2 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ 'luk bir genleşme katsayısı farkının ideal bir sınır olduğunu belirtmiş ve  $1,6 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ 'luk bir farkın ise bağlantıyı olumsuz etkileyeceğini bildirmiştir (162).

Isgro ve ark. ise metal ile seramik arasındaki ısı genleşme katsayısı farkının  $0,5 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$  civarında olmasının seramikteki olumsuz stresleri azaltacağını bildirmiştir (110).

Metal ve seramik farklı ısısal özelliklere sahip olmalarından dolayı pişim işlemleri sırasında soğuma süreci içinde seramiğin katı yapıya dönüştüğü cam geçiş ısısından itibaren metal-seramik arayüz bölgesinde bazı stresler oluşur (24, 26, 27, 29, 63, 64, 65, 75, 82, 83, 84, 209, 212).

**Geçici ısısal stresler:** Fırında ısıtma işlemleri sırasında metal ile seramiğin ısısal genleşme katsayısı farkından dolayı oluşur. Aşırıya kaçmayıp seramikte çatlğa sebep olmadığı sürece zararsızdır.

**Artık ısısal stresler:** Fırında ısıtma ve soğuma işlemleri sırasında materyaller arasındaki ısısal genleşme katsayısı farkından dolayı oluşur (15, 157, 158).

**İlave artık ısısal stresler:** Düzensiz metal seramik kalınlık oranları ve değişken soğuma hızları sonucunda seramiğin ısısal özelliklerinin bölgesel olarak değişkenlik göstermesiyle ortaya çıkar (157, 158).

Metal-seramik sistemlerde oluşan bu stresler seramikte oluşan çatlak ve kırıkların en baş faktörlerinden biridir (82, 193).

Buna bağlı olarak bu streslerin etkenlerinin belirlenip mümkün olduğunca azaltılmasıyla ilgili birçok çalışma yapılmıştır (26, 27, 71, 74, 75, 162, 200, 208).

Metal ile seramiğin ısısal uyumuyla ilgili yapılan çalışmalar çoğunlukla malzemelerin ısı genleşme katsayılarını, seramiğin cam geçiş ısısını, ara tabaka stresleri ve bu stresleri etkileyen faktörleri belirlemeye yöneliktir (6, 8, 10, 25, 26, 27, 28, 62, 63, 64, 65, 73, 74, 76, 82, 184, 189, 207, 208, 210, 211, 219, 220).

Metal seramik yapıların ısısal uyumluluğu yalnızca genleşme katsayısına bağlı değildir. Materyallerin kimyasal yapısı, tasarımı, kalınlıkları ve pişim süreçleri gibi etkenler bu uyumluluğu etkiler (3, 26, 27, 83, 84, 220).

Bu çeşitli etkenlerden dolayı literatürdeki metal-seramik ısısal uyumuyla ilgili çalışmalar tek başına yeterli değildir (8, 26, 27, 29, 63, 64).

### 2.3.2.3. Van der Waals kuvvetleri

Bu bağ, arada kimyasal bağlantı olmayan iki atom arasındaki karşılıklı elektrostatik reaksiyon sonucu oluşur. Van der Waals kuvvetleri genelde zayıftır bu yüzden metal seramik bağlantısındaki etkisi çok fazla değildir (16, 224).

Ayrıca gerçek adezyon metalin seramik tarafından ıslatılması sayesinde gerçekleşir ki bu ıslatma açısını da Van der Waals kuvvetleri belirler (130).

Katı ve sıvı yüzeyler arasında oluşan bu kontak açısının büyüklüğü ıslanabilirlik ile ters orantılıdır. Islanmanın derecesi yüzey gerilim etkinliğine bağlıdır. Kontak açısı küçüldükçe ıslanabilirlik artar ve seramik metal yüzeye daha iyi yayılarak metali ıslatır. Eğer ıslanma yeterli derecede olursa, seramik metal yüzeyindeki tüm ince ayrıntılara girerek mekanik bir bağlantının yanında, metal ile seramik elektron alışverişinin başlamasına bağlı olarak kuvvetli bir kimyasal bağlantı da başlar.

Buna bağlı olarak metal ile seramiğin adezyonunun metal yüzey özelliklerine göre değişebileceği söylenebilir. Metal yüzeyi ne kadar kontamine olmuş ve düzensiz metal yüzeyi Van der Waals kuvvetlerini zayıflatırken, kumlama ile belli oranda pürüzlendirilmiş metal yüzeyine bağlı olarak ıslatma açısı ve adezyon kuvveti de artar.

### 2.3.3. Metal seramik sistemlerinin başarısını etkileyen faktörler

Metal altyapı ile seramik arasındaki bağlantıyı güçlendirmeye yönelik çalışmalar hızla devam etmekte olmasına rağmen metal-seramik sistemlerinde ağız içinde travma ya da tekrarlayan stresler sonucunda başarısızlıklar hala görülebilmektedir (169).

Warpeha ve Goodkind beklenmeyen klinik başarısızlıkların en çok metal-seramik arayüzünde kırılma ve restorasyon yüzeyinde oluşan çatlak ve kırıklar şeklinde olduğunu ifade etmişlerdir (218).

Coornaert ve ark. 1984 yılında yayınladıkları 10 yıllık klinik takip sonuçlarına göre metal seramik restorasyonlarında %7 oranında çoğu seramikten kaynaklanan başarısızlıklar görmüşlerdir (48).

Strub ve ark. 1998 yılında yayınladıkları 5 yıllık takip sonuçlarında metal seramik restorasyonlarında %1-3 oranında başarısızlık bulduklarını belirtmişlerdir (203).



Metal seramik restorasyonlarında Karlsson'ın (1986) 10 yıllık takip sonuçlarına göre %93 başarı sağlanırken, Palmqvist ve Swartz'ın (1993) 20 yıllık takip sonuçlarına göre %79 başarı sağlanmıştır (121, 171).

Glantz ve ark. göre metal seramik restorasyonlarında başarısızlıklar 15 yılın sonunda gerçekleşmeye başlamıştır (92).

Hankinson ve Cappetta. ile Kelsey ve ark. yayınladıkları takip sonuçlarına göre ilk 2 yılda başarısızlık oranı %2-4 iken oklüzal uyumlandırması iyi olmayan restorasyonlarda bu oran 5 sene sonunda %20'lere kadar çıkmaktadır (102, 124).

Metal ve seramik gibi iki farklı materyalin birlikte kullanılması teknik yönden bazı özellikler gerektirir. Metal-seramik restorasyonların klinikte başarısı ise metal alaşımının ve diş hekimliği seramiğinin bu özelliklerine bağlıdır (2, 3, 47, 49, 149, 175, 175, 176, 201).

Literatürde metal seramik restorasyonların başarısını etkileyen faktörlerle ilgili birçok çalışmaların sonuçlarına göre aşağıdaki faktörlerin metal-seramik restorasyonların başarısında etkili olduğu söylenebilir:

- Metal yüzey özellikleri ve hazırlığı
- Oksidasyon işlemi
- Metal yüzeyinin kontaminasyonu
- Opak seramiğinin uygulama ve pişim prosedürü
- Seramiğin pişim teknikleri
- Restorasyonun soğuma koşulları ve hızı
- Metal-seramik malzeme kalınlık oranları

Craig, metal-seramik restorasyonların başarısını etkileyen metal ve seramik malzeme ile ilgili faktörleri şu şekilde sıralamaktadır (50):

- 1150°C'nin üstünde eriyen metal alaşımı kullanılmalıdır.
- Metal alaşımının 100-150°C altında eriyebilen seramik materyali kullanılmalıdır.
- Metal ile seramik materyalinin ısıl genişleme katsayısının uyumlu olmalıdır.

- Metal ile seramik arasında kuvvetli bir oluşmalıdır.
- Restorasyon, seramik için yeterli desteği sağlayıp seramikte gerilmeye bağlı stresleri asgariye indirecek şekilde dizayn edilmelidir.
- Estetik için seramik malzemeye yeterli yer bırakılmalıdır.
- Restorasyonun uyumunu sağlayacak döküm teknikleri uygulanmalıdır.
- Doğal dişin rengine uygun opak, dentin ve mine seramiği seçilmelidir.

O'Brein, metal ile seramik arasındaki kopma tiplerini sınıflamış (Şekil 6) ve uyumlu bir metal-seramik bağlantısında kopmanın koheziv olarak gerçekleştiğini bildirmiştir. Genellikle altın alaşımlarında seramiğin koheziv başarısızlığı, soy olmayan alaşımlarda ise adeziv başarısızlık şeklinde, yani ara yüzdeki kopma şeklinde olduğunu belirtmiştir (165, 166).

**1. Seramik - Metal:** Temiz bir metal yüzeyi bırakarak oluşan kırıklardır. Bu tip kırıklar, oksit tabakasının mevcut olmadığı veya seramiğin pişimi esnasında oksidin tamamen ortadan kalktığı durumlarda görülür. Metal yüzeyinin çok porözlü ya da kontamine olması bu tip kırıklara sebep olabilir.

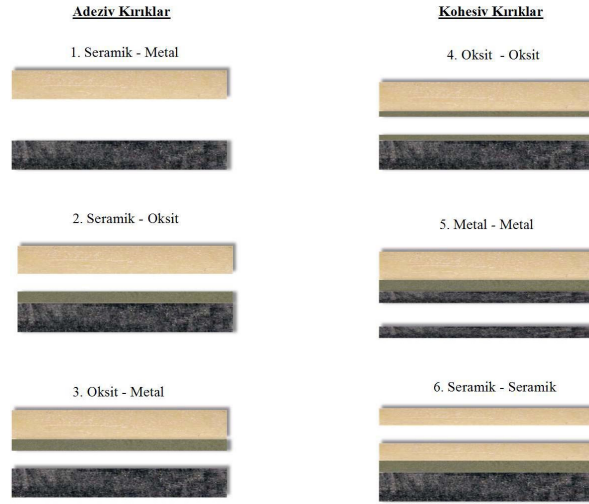
**2. Seramik - Oksit:** Seramiğin oksit tabakasını metal üzerinde bırakarak ayrılması ile gerçekleşir. Soy olmayan metal alaşımlarında en çok görülen kırık tipidir.

**3. Oksit - Metal:** Oksit tabakasının metal yüzeyinden seramikle beraber koptuğu ara yüzey kırığıdır. Özellikle soy olmayan metal alaşımlarında, ara yüzeyde fazla miktarda krom veya nikel oksit oluştuğu durumlarda görülür.

**4. Oksit - Oksit:** Kopma ara yüzeyde oksit tabakasının kendi içinde oluşur. Aşırı oksit tabakası oluşumu bu tip kırıklara sebep olur.

**5. Metal - Metal:** Bu tip kırık çoğunlukla köprü protezlerinde gövde-dayanak birleşim bölgelerinde görülür. En az sıklıkla karşılaşılan kırık tipidir.

**6. Seramik - Seramik:** Seramik içinde oluşan germe kuvvetlerine bağlı olarak oluşur. Metal-seramik bağlantı kuvvetinin germe kuvvetlerinden daha fazla olduğu durumlarda görülür.



**Şekil 6: O'Brein'in metal-seramik restorasyonlardaki başarısızlık sınıflandırması**

O'Brein yaptığı bir başka çalışmada, seramiğin koheziv direncini gerilim içinde incelemiş ve seramiğin koheziv direnci ile bağlantı direnci arasında fark olmadığını belirtmiştir. Seramiğin metali ıslatabilme miktarının da bağlantı direncini etkileyen bir faktör olduğunu ifade etmiştir. Buna göre ıslatma açısının, altın alaşımlarında 45-50°, nikel-krom alaşımlarında ise 80-100° olduğunu bildirmiştir.

### 2.3.3.1. Seramik üstyapıya bağlı faktörler

Bazı araştırmacılara göre metal-seramik restorasyonları klinikte ihtiyaç duyulandan daha fazla dayanıklılığa sahiptir. Bununla birlikte ağza uygulanan metal-seramik restorasyonlarda; seramik kırıkları veya çatlakları, seramiğin metalden ayrılması gibi sebeplerden dolayı % 7 oranında başarısızlık görülmektedir (224). Bu başarısızlıklar maalesef oldukça yaygın olarak görülmektedir ve çoğunlukla düzeltme yapılmasını gerektirirler. Bu yüzden metal-seramik faktörlerin dayanıklılığını etkileyen faktörlerin iyi bilinmesi gerekir.

Metal-seramik sistemlerinde yetersiz dayanıklılığın seramikte kırık veya metalden ayrılmaya sebep olacağı kaçınılmazdır. Bu yüzden dayanıklılıktan bahsederken seramiğin hangi sebeplerden nasıl kırılacağını bilmek oldukça önemlidir.

Diş hekimliği seramiği bilindiği gibi çoğunluk olarak feldspat daha az oranda ise seramiğin önemli parçalarından biri olan lösit kristali içerir. Bu özelliğinden dolayı aslında diş hekimliği seramiği, geleneksel seramikten daha çok cama benzemektir. Buna bağlı olarak camın özelliklerinin iyi bilinmesi gerekir.

Feldspatik seramik pişim esnasında soğurken, yapı içindeki lösit kristalleri cam fazdan daha fazla miktarda büzülürler. Bu da yapı içinde baskı kuvvetleri oluşmasını sağlarken kırılma azalır. Fakat özellikle tekrarlanan fırınlamalar lösit kristallerinin konsantrasyonunun kontrolsüz bir şekilde artmasına sebep olur. Bu da kristallerin etrafında stres odakları ve mikroçatlakların oluşmasına sebep olur (12, 103, 69).

Camın mekanik özellikleriyle ilgili birçok çalışma yapılmıştır. Bunun yanında camın dayanıklılığı ile ilgili pratik olarak değerler teorikte kabul edilen değerlerden daha düşüktür. Doğada camın alt yüzeylerinde gözle görünmeyen *Griffith çatlakları* olarak adlandırılan, boyutları 3-6 µm aralığında değişen ve cm<sup>2</sup>'de yaklaşık 1000 adet bulunan mikroçatlaklar vardır (224).

Plaka halindeki bir camın yüzeyine kuvvet uygulandığında, kuvvetin uygulandığında yüzeyde baskı gerilmeleri oluşurken, Griffith çatlaklarının bulunduğu alt yüzeyde germe gerilmeleri oluşur. Buna bağlı olarak da kırılma işlemi ilk olarak bu alt yüzeydeki mikroçatlakların keskin kenarlarından başlar.

Bu mikroçatlaklar camın içindeki iç stresleri arttırmaktadır. Bu mikroçatlakların yönü ve boyuna bağlı olarak, çatlakların uç kısımlarındaki stresler uygulanan kuvvetten daha yoğun bir şekilde birikebilir. Buna bağlı olarak gelişen çatlak ilerlemesiyle birlikte de kırılma dayanıklılığında belirgin düşüşler görülebilir. Tekrarlanan kuvvetler ise bu mikroçatlakları büyütüp ilerlemesine sebep olur. En sonunda en ufak bir kuvvet bile seramikte kırılmaya sebep olur.

Bazı çalışmalar nemin metal-seramik bağlantısını %10-15 oranında düşürebileceğini göstermiştir. Cam fazın içindeki silika bağları nem ve mekanik kuvvetler karşısında hidrolize olabileceği belirtilmiştir. Ağız içinde nemli bir ortamda bulunan metal-seramik restorasyonları da aradaki silika-oksijen bağlarındaki bahsedilen zayıflamadan etkilenerek uzun dönemde başarısızlık gösterebilmektedir (155, 195).

Isısal germe işleminin cam fazı kuvvetlendirme yöntemlerinden biridir. Eğer bir cam erime derecesine yakın bir dereceye kadar ısıtıldıktan sonra, alt ve üst yüzeyler aynı anda hızlı ve doğru bir şekilde soğutulursa dış yüzeyler daha erken katlaşıp iç tabakalar daha büzülmeden büzülmeyi tamamlar. Bunun sonucunda iç tabakalarda zayıf fakat yaygın germe gerilmeleri oluşurken dış tabalarda baskı gerilmeleri oluşur. Bu tip camlara da *temperlenmiş cam* adı verilir. Dışarıdan bir kuvvet uygulandığında ise dış

tabakalardaki baskı gerilimleri hem yüzeydeki mikroçatlakların ilerlemesini hem de kuvvetin iç tabakalara iletilmesini engeller (6).

Camın içinde  $SO_2$  ve  $O_2$  bulunan atmosferik ortamda erime derecesine kadar ısıtılıp daha sonra yüzeyinin su ile yıkanması da mekanik özelliklerini artırır. Bu işlem ile yüzeyde oluşan  $Na_2SO_4$  yapısı içindeki alkali bileşenleri elimine ederek kendine has özellikleri olan düşük alkali camı ortaya çıkarır. Burada erime ısısından oda ısısına soğutulurken yine benzer şekilde iç ve dış tabakalardaki büzülme farklılıklarından dolayı iki tabaka arasında baskı gerilimleri oluşarak mekanik özellikler artırılır (11).

Seramik malzemenin yeterli dayanıklılığa ve estetiklere sahip olması için belli bir kalınlık değerinin altında kullanılması sakıncalıdır. Literatürde, metal-seramik restorasyonlarda kullanılması gereken seramik kalınlığı için verilen değerler çeşitlilik göstermektedir.

Hobo ve Shillingburg (104), Johnston ve ark. (116) asgari seramik kalınlığı için 0,7 mm'yi uygun görmelerine rağmen; Isaacson ve Isaacson (108) asgari seramik kalınlığının 1 mm'den az ve 3 mm'den fazla olmaması gerektiğini savunmaktadır. McLean, Silver ve ark., Yamamoto ise seramiğin ortalama kalınlığının 1,5-2 mm aralığında olması gerektiğini belirtmiştir (149, 200, 224).

Seramiğin, metal altyapıyı tam olarak çevrelemesi ve uniform kalınlıkta olması, renk, dayanıklılık ve soğuma büzülmesinin kontrolü açısından önemlidir. Ancak, dişlerin morfolojik yapılarının özellikleri, çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıklılık gereksinimi ve estetik nedenlerle, bazı bölgelerde uniform kalınlıkta bir seramik tabakasının oluşturulması mümkün olamamaktadır (149, 224).

Sonuç olarak seramiğin tüm sistemin dayanıklılığı üzerinde belirgin bir katkısı olduğu kabul edilse de ağız içindeki kuvvetleri karşılayabilecek bir metal altyapının hazırlanması da sistemin başarısı için kaçınılmazdır.

### **2.3.3.1. Metal altyapıya bağlı faktörler**

Seramiğin kırılma dayanıklılığını arttıran griffith çatlaklarının genişleyip ilerlemesini engelleyecek her türlü işlem seramiğin dayanıklılığını artırır. Metal seramik restorasyonlarda da metal yüzeyindeki oksit tabakası ile seramik pişim esnasında kimyasal bağlantı oluşturur. Bu sayede seramiğin metale bağlanan alt yüzeyindeki mikroçatlakların ilerlemesi engellenmiş olur.

Metal-seramik restorasyonlarda metal altyapının; restorasyona direnç sağlamak ve seramiğe destek olmakla beraber estetik ve ideal bir oklüzyonun sağlanması gibi görevleri vardır (79).

Metal-seramik restorasyonlarda kullanılacak metal alaşımlarının klinikte başarı ile uygulanabilmeleri için sahip olması gereken özellikler (149).

- Seramikle bağlantıyı oluşturacak ideal oksit tabakası oluşturabilmeli
- Isısal genleşme katsayısı seramiğe uyumlu olmalı
- Elastiklik katsayısı yüksek olmalı
- Bükülme ve yorulma direnci yüksek olmalı
- Korozyona dirençli olmalı
- Sertliği yeterli olmalı
- Döküm hassasiyeti iyi olmalı
- Kolay lehimlenebilir olmalı
- Tesviye ve cila işlemleri kolay olmalı
- Seramikte renkleşmeye sebep olmamalı

Dayanıklılık metal seramik restorasyonlarda çok önemli bir öğedir. Sıradan bir metal seramik restorasyonun kalınlığı 1,5-2,0 mm'dir. Bunun 1,2-1,5 mm'si seramik iken 0,3-0,5 mm'si metal altyapıdır. Seramik sert fakat kırılabilir bir yapıya sahip olduğu için altyapıda oluşabilecek en ufak bir deformasyon dahi seramikte çatlak veya kırık oluşmasına sebep olacaktır. Bu yüzden restorasyonun üzerine gelen kuvvetler metal tarafından tolare edilebilmelidir (149, 150, 166).

Metal altyapının yeterli dayanıklılık ve rijiditeye sahip olabilmesi için yeterli kalınlıkta olması önemlidir. Metal altyapı için ideal kalınlık 0,5 mm olarak bildirilmiştir (104, 117, 149, 197).

Silver ve ark. metalin 0,5 mm'den daha ince olması halinde; seramiğin büzülmesine bağlı olarak, metalin özellikle marjinal bölgelerde 'creep' göstereceği ve buna bağlı olarak da altyapı uyumunun bozulacağını belirtmiştir (199).

Straussberg ve ark. metal altyapının 0,5 mm'nin altında bir kalınlığa sahip olması durumunda çığneme kuvvetleri karşısında deforme olacağını belirtmiştir (202).

Isaacson ve Isaacson ideal metal altyapı kalınlığının 0,4-0,5 mm olması gerektiğini savunmakla birlikte, altyapının 0,3 mm'den az olmaması gerektiğini savunurlar (108).

Metal seramik sistemlerinde seramik kırılğan bir malzeme olduğu için uygulanan kuvvetin çoğunun metal tarafından karşılandığı kabul edilmektedir. Fakat bununla birlikte seramiğin de dayanıklılık üzerinde hatırı sayılır bir etkisinin olduğu unutulmamalıdır. Bu yüzden metal altyapıların gereğinden daha kalın hazırlanması da gereksizdir. Buna karşın gereğinden ince hazırlanan altyapılar da deformasyona veya büzölmeye uğrayacakları için restorasyonda kenar uyumsuzluklarına ve seramikte çatlaklara sebep olabilecektir. Bu yüzden metal altyapılar en azından bu sorunu ortadan kaldıracak şekilde hazırlanmalıdır.

Yamamoto yaptığı çalışmada 6 mm genişlik 15 mm uzunluk 0,3 mm kalınlığındaki metal altyapıların bir grubunda örnekler direkt üç nokta eğme testi tabi tutulurken diğer gruptaki örnekler yüzeyleri seramik ile kaplandıktan sonra üç nokta eğme testi tabi tutulmuştur. Sonuç olarak bir yüzeyleri seramikle kaplanmış gruptaki örneklerin bükölme dirençleri seramik uygulanmamış gruba oranla anlamlı bir şekilde yüksek çıkmıştır. Burada uygulanan seramikte mikroçatlakların gelişimi metal altyapı tarafından engellediği için hem seramiğin hem de buna bağılı olarak tüm sistemin dayanıklılığında bir artış gerçekleşmiştir. Bu yüzden metal seramik sistemlerinde dayanıklılık arttırmak isteniyorsa metal ile seramiğin arasında güvenilir bir bağlantının sağlanması gerekir (224).

Nikel-krom ve kobalt-krom gibi soy olmayan alaşımlarda herhangi bir ilave ısı işleme gerek olmaksızın yüzeyde kendiliğinden bir oksit tabaka oluşur. Metal yüzeyindeki bu oksit tabakanın belirli bir kalınlıkta olması gerekir. Gereğinden kalın oksit tabaka metal-seramik bağlantısı olumsuz yönde etkileyecektir (45, 50, 149, 177).

Kuron-köprü çalışmalarında özellikle uzun gövdeli köprülerde alt yapı olarak kullanılacak metal alaşımının yeterli ve uygun rijiditeye sahip olması gerekir. Bu sayede kuvvetler karşısında seramiğe streslerin iletilmesini engeller. Bununla aşırı rijit materyaller seramik pişimi sonrasında soğuma esnasında seramikte meydana gelecek stresleri karşılayamayacağı için seramik yapı içinde çatlak oluşmasına sebep olacaktır.

Yeterli elastiklik katsayısına sahip olmayan materyaller ise pişim işlemleri esnasında deformasyona uğrayacağı için başarısızlığa sebep olacaktır (149, 150, 153).

Bir restorasyonun klinik başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biri de restorasyon ile diş marjinal uyumdur. Restorasyonun metal marjinal kenarlarındaki uyumsuzluk, bakteri plağı birikimine bağlı olarak çürük ve dişeti hastalıklarına sebep olacaktır (35, 87, 88).

#### **2.3.4.Seramik şekillendirme yöntemleri**

Seramiğin metal altyapının üzerine uygulanması işlemi metal-seramik restorasyonların yapımında en çok dikkat gösterilmesi gereken aşamadır. Bu işlemle ilgili sayısız teknik ve malzeme mevcuttur.

##### **2.3.4.1.Tabakalama tekniği**

Tabakalama tekniğinde, estetik açıdan üstün ama dayanıklılık açısından tek başına yetersiz seramik materyali kuvvetli bir metal altyapı üzerine tabakalar halinde ilave edilerek pişim işlemine tabi tutulur (106).

Seramiğin şekillendirilmesi işleminin ilk basamağı pişim öncesi seramiğin içinde oluşabilecek boşlukları minimuma indirmek ve partikülleri bir arada tutarak şekillendirmeyi kolaylaştırmak için seramik tozunun su veya özel sıvılar ile spatül ya da fırça yardımıyla ile karıştırılmasıdır. Bu işlemin ardından seramik hamurunun metal üzerine uygulanması esnasında hamur içinde boşluk veya hava kabarcığı kalmaması ve suyun ortamdan uzaklaştırılması için *kondansasyon* işlemi gerçekleştirilir. Kondansasyon işlemi vibrasyon, spatülleme veya fırçalama teknikleriyle gerçekleştirilebilir. Bu sayede seramik partiküllerin arasındaki hava boşlukları ve nem yüzeye çıkarılmış olur (149, 150, 224).

Seramik tozunun, hamur kıvamına getirilmesi sırasında çeşitli sıvılar kullanılır;

- Distile su: Günümüzde en yaygın kullanılan sıvıdır.
- Propilen glikol: Alümina ile güçlendirilmiş altyapılarda kullanılır.
- Alkol veya formaldehit bazlı sıvılar: Opak seramiklerinde kullanılır.
- Model likitleri: Çoğunlukla her seramik markasında üretici firma tarafından sistem içinde beraber olarak verilir.



Sınmazışık ve Öveçoğlu 2004 yılında yaptıkları çalışmada diş hekimliği seramiğini distile su ve model likidiyle karıştırıp bu farklı iki sıvının seramiğin fiziksel ve mikroyapısal özellikleri üzerindeki etkisine bakmışlardır. Sonuç olarak özel model likidiyle hazırlanan seramiklerin mikroyapısında değişiklik olmamakla birlikte fiziksel özelliklerini geliştirdiğini bildirmişlerdir (198).

Seramik tozu genelde bir cam üzerinde sıvı ile karıştırılır. Hamur uygulanacağı bölgeye el aletleri ya da fırça ile taşınırken ucundan düşmeyecek şekilde krema kıvamında olmalıdır. Kitle çok fazla karıştırılmamalıdır aksi takdirde hava kabarcığı oluşma riski fazlalaşır.

Çalışma ortamının ise fazla sıcak ya da kuru olması hamurun pişim işlemi öncesi fazla kurummasına sebep olur ve bu da hamurun alt tabakalarında yetersiz kondansasyona ve hava kabarcıklarının oluşmasına sebep olur.

Seramik hamurunun şekillendirilmesi sırasında en uygun el aletleri bıçak şeklinde spatüller ve de samur fırçadır.

Hangi aletlerin kullanılacağı teknisyenin alışkanlıklarına bağlı olmakla birlikte samur fırçaların bazı avantajları vardır:

- Islak fırça seramikteki nemin kontrolü sağlar. Metal spatüller seramiğin kurummasına sebep olabilir.
- Fırça ile iç renklendirmeler daha kolay yapılabilir.
- Fırça ile ufak parçaların uygulanması daha kolaydır.
- Yüzey karakteristiği fırça ile daha gerçekçi verilebilir.
- Mine seramiğin homojen bir şekilde dağıtılması fırça ile daha etkili bir şekilde gerçekleştirilebilir.

#### **Dentin ve mine seramiğinin kondansasyonu:**

- Seramik tozu ve sıvısı fırça ile karıştırılıp hamur elde edildikten sonra seramik, metal yüzeyine fırça ile yardımıyla nazikçe bastırıp çekme tekniğiyle uygulanmaya başlanır.
- Bu sırada aşırı vibrasyon kaçınılmalıdır aksi takdirde oluşturmak istenilen formun daha yuvarlaklaşıp formunu kaybetme riski artacaktır.

- Kitle içindeki fazla nem emici bir kağıt mendil ile kolaylıkla alınabilir. Bu sayede partiküller birbirine yaklaştırılmış olur.
- Seramik hamuru parça parça büyük kitleler kullanmadan uygulanmalıdır.
- Seramik hamurunun hava kabarcıkları oluşmasına sebep olacak kurumasına asla izin verilmemelidir.
- Fırça, uygulamalar arasında su haznesi içinde düzenli bir şekilde yıkanmalıdır.

### **Opak seramiğinin kondansasyonu:**

Opak seramiği uygulanırken de yukarıda bahsedilen benzer teknikler uygulanmalıdır.

- Hamur mümkün olduğunca ıslak olmalı ve metal yüzeyine akıtılabilmelidir.
- Opak seramiği iki aşamalı olarak uygulanıp pişirilmelidir.
- İlk pişimde uygulanacak hamur biraz daha kalın hazırlanıp uygulanmalıdır.
- İkinci tabaka sadece düzensizlikleri ve de ince kalan bölgeleri kapatmak amacıyla uygulandığı için daha ince sürülmelidir.

### **Kondansasyon işleminin amaçları:**

- Metal ile seramik arasındaki teması arttırmak ve arayüzde oluşabilecek muhtemel hava kabarcıklarını ortadan kaldırarak bağlantı direncini arttırmak.
- Seramik hamuru içindeki hava kabarcıklarını azaltarak seramiğin ışık geçirgenliğini, estetiğini ve dayanıklılığını arttırmak.
- Seramik tozu partikülleri arasındaki mesafeyi azaltıp birbirleriyle olan temas yüzeylerini arttırarak poroziteyi azaltmak. Bu sayede yoğunluk artışıyla birlikte büzülme de azalacağı için soğuma esnasında oluşabilecek çatlaklar da önlenmiş olur.

Sonuç olarak dayanıklı, estetik özellikleri iyi ve asgari büzülmeye uğrayacak bir metal-seramik restorasyonun hazırlanması için seramiğin şekillendirilmesi esnasında ideal bir kondansasyonun yapılmalıdır.

**Dayanıklılık:** Genel olarak bir metal seramik restorasyonun dayanıklılığı seramiğin yapısına, partikülleri arasındaki mesafeye ve muhtemel hava kabarcıklarına bağlıdır. Bu aynı zamanda seramiğin dayanıklılığının kondansasyon metodu, pişim tekniği ve ısıları ile soğuma prosedüründen etkilendiğini göstermektedir.

Skinner ve Phillips'in 1967 yılında yaptıkları çalışmaya göre kondansasyon işleminin metal desteksiz seramiklerde kırılma dayanıklılığı üzerinde belirgin bir etkisi vardır (201).

Metal-seramik sistemlerde ise kondansasyonun dayanıklılık üzerindeki etkisi bu kadar değildir çünkü metal seramiklerde esas dayanıklılığı sağlayan faktör metal ile seramik arasındaki bağlantıdır. Bu bağlantı da seramiğin kendi iç kuvvetlerinden daha fazladır.

Yamamoto da yaptığı çalışmada metal seramik restorasyonlarda kondansasyonun kırılma direnci üzerine etkisini araştırmıştır. Çalışmaya göre geleneksel kondansasyon direnci attırmazken, ultrasonik kondansasyon anlamlı olmamakla birlikte kırılma direncini arttırmıştır (224).

**Büzülme:** Günümüzde tüm diş hekimliği seramikleri üretim aşamaları sırasında fritaj işleminden geçirilmektedir. Laboratuarda ise fritaj işlemi sonrası oluşan partiküllerin yüzeylerinin ısıl işlem ile eritilip birbirine bağlanması sağlanır. Pişim esnasında da seramik hamuru kitlesinin içinde bulunan hava kabarcıkları ve su buharlaşarak uzaklaşır bu da yapı içinde yaklaşık %30-38'lik hacimsel, %11-15'lik de doğrusal büzülmeye sebep olur (149).

Pişim esnasında oluşan büzülmenin miktarı büyük oranda şekillendirme işlemleri sırasında seramik hamuru içerisinde oluşan hava kabarcıklarının hacmine bağlıdır. Kondansasyon işlemi de bu hava kabarcıklarını azaltıp seramiğin yoğunluğunu arttırmaya yardımcı olur.

Skinner'ın bu konuyla ilgili yaptığı çalışmanın sonuçları Tablo 4'te verilmiştir.

**Tablo 4: Kondansasyonun pişim büzülmesi üzerindeki etkisi**

Kondansasyon tekniği	Hacimsel büzülme (%)	Doğrusal büzülme (%)
Vibrasyon	38,1	14,8
Spatül	38,4	15
Kondansasyon yok	41,5	16,4

Seramik tozu şekillendirilirken çoğunlukla distile su yada özel likitlerle karıştırılır. Suyun bağlayıcı etkisinden dolayı da seramik tozları hamur kıvamını alır. Bu açıdan bakıldığında suyun poroziteyi azaltıcı etkisi olduğu söylenebilir. Kondansasyon işlemi sırasında seramik yüzeyindeki nemin bir emici kağıt ile alınması ise suyu yüzeye çıkarır ve iç tabakalardaki partiküller arasındaki basınç azalarak daha yoğun bir kitle elde edilir. Bu yüzden seramik hamurunun hazırlanması sırasında hamurun kendi kendine kurummasına izin verilmeden fazla nemin bir emici kağıt ile alınması gerekir.

**Renk:** Seramik hamurunun içinde kalan hava kabarcıkları pişim esnasında seramiğin daha sütbeyazı görünmesine sebep olur. Bunun sebebi ışığın hava kabarcığı olan bölgelerden daha yoğun bir şekilde geçmesidir. Hatta cam matris içinde kalabilecek hava kabarcıkları opak altyapıdan daha fazla ışığı kırıcı etki gösterir.

#### **Seramik pişimi:**

Seramiğe istenilen form verildikten sonra pişim işlemine tabi tutulur. Bundan sonra restorasyon fırın tablasına konup fırının ağzına konur. Fırın ısınırken tabla yavaş yavaş yükselir. Ön kurutma olarak da adlandırılan bu işlemde seramik hamurunun bünyesindeki sıvı buharlaşmaya başlar ve tebeşirimsi-gevrek bir hal alır.

Devamında tabla, asansör vasıtasıyla sıcak bölgeye gelir ve pişim işlemi başlar. Pişim esnasında cam faz kısmen yumuşar ve seramik partiküllerinin dış yüzeyleri erir. Partiküller eriyen çeperlerinden birbirlerine yapışarak sinterleme işlemi gerçekleşir. Bu sayede poröz yapı daha dayanıklı ve yoğun bir hal alır (126).

Fırının ısısı gerekli dereceye yükseldikçe sistem içinde uygulanan vakum sayesinde sistem içindeki hava uzaklaştırılarak partiküllerin arasındaki porozite yüzeye çıkmaya başlar daha yoğun bir kitle oluşur. Fakat bu esnada yapı içinde % 25-35 oranında bir büzülme meydana gelir. Klinik olarak bu büzülme yüzünden istenilen formun oluşturulması için ise birkaç kez ilave ve pişim işlemlerinin yapılması gerekir. Bu ise seramik çalışmalarında tabakalama tekniği uygulandığında karşılaşılan belki de en istenmeyen problemdir (46, 154).

Seramik hamuru pişim işlemine tabi tutulduğunda ilk olarak partiküller arasındaki su moleküllerinin yerini hava alır. Ardında vakum altında pişim işlemine devam edildiğinde ise partiküller temas noktalarından başlayarak birbirlerine yapışmaya başlarlar ve aradaki hava kabarcıkları ufalmaya başlar.

Bir çalışmada sinterlemenin vakum altında gerçekleşmesinin seramik içindeki poroziteyi %5,6'dan %0,5'e düşürdüğü bildirilmiştir (118).

Pişim esnasında dikkat edilmesi gereken noktaları sıralandığında:

- Hazırlanan hamur pişim öncesi yavaş yavaş kurutularak fırın içerisindeki esas sıcak bölgeye çıkarılmalıdır.
- Çok hızlı ısı artışları ayarlanmamalıdır. Aksi takdirde kitle içinde hava kabarcıkları hapis kalabilecektir.
- Vakum işlemi üretici firmanın belirttiğinden daha uzun süreyle uygulanmamalıdır. Aksi takdirde seramik yüzeyinde hava kabarcıkları oluşabilecektir.
- Pişim dereceleri üretici firmanın verdiği değerlerin üzerinde olmamalıdır. Yüksek sıcaklıklar seramik yüzeyinin şişip kabarmasına sebep olabilecektir.
- Vakum işlemi her zaman tabla en sıcak bölgedeyken sona erdirilmelidir. Bu sayede yoğun dış tabaka içerdeki kalan muhtemel hava kabarcıklarına baskı yaparak daha sıkı bir yapı oluşmasını sağlar. Bununla birlikte vakum işleminin hatalı kondansasyondan kaynaklanan hava kabarcıklarını ortadan kaldıramayacağı unutulmamalıdır.

Doğru pişim işlemi gerçekleştirilmiş seramikte birbirlerine çeperlerinden kaynaşmış yoğun cam faz korunmuş olur. Fazla pişirilmiş seramikte ise cam fazdaki bu çeperler yok olur ve daha yeşilimsi bir görüntü oluşur. Yüksek pişim sıcaklığı aynı zamanda seramikte çökmeye sebep olarak detayların kaybolduğu daha yuvarlak hatların oluşmasına neden olur. Doğru ısıda pişmiş bir seramik yüzeyinde sadece 25µm kalınlığında bir erimiş yüzey bulunur. Bu ancak üretici firmanın verdiği pişim sıcaklığına uyulduğunda gerçekleşir. Hatta çoğu vakada firmanın verdiği dereceden çok az düşük ısıda pişim yapılması daha ışık geçirgen ve de doğal görüntü oluşmasını sağlar.

Restorasyonun ideal formunun oluşturulması sırasında çoğunlukla 4 ile 5 kere seramik ilavesi ve fırınlama işlemleri gerçekleştirilmesi gerekir. Ağızda yapılan provalarla birlikte bu pişim sayısında artış da görülebilir (85).

Her pişim işleminde seramik ısıtılma ve soğuma prosedürlerine maruz kalır. Tüm bu tekrarlanan ısıl işlemler ise yapı içinde mekanik özellikleri olumsuz etkileyen streslerin oluşmasına sebep olur (110).

Tekrarlayan pişim işlemlerinin bir başka sonucu da seramikteki cam fazın kristal faza dönüşmesiyle gerçekleşen ‘bulutlu’ görüntüye sebep olan devitrifikasyon olayıdır. Devitrifikasyon, çoğunlukla metal seramik sistemlerinde kullanılacak seramiklerde ısı genişleme katsayısını metalinkiyle uyumla hale getirmek için yapıya katılan lösit kristali ve Na<sub>2</sub>O ve K<sub>2</sub>O gibi alkalilerin yapı içindeki oranının artması sonucu gerçekleşir. Yapı içinde K<sub>2</sub>O oranının artması kristal faza geçişi hızlandırır (85).

Yapı içinde özellikle lösit kristalinin kontrolsüz bir biçimde artması iki sorun ortaya çıkarır. Birincisi lösit kristalinin ısıl genişleme katsayısı yüksek olduğu için tüm seramiğin genişleme katsayısını artırır. Bu metal ile seramik arasında belli sınırlarda olması gereken katsayı farkını değiştirerek bağlantıda başarısızlık oluşturma riskini artırır. İkincisi bilindiği gibi lösit kristali içinde bulunduğu cam matrise oranla daha yüksek ısı genişleme katsayısına sahiptir. Kristalinin kontrolsüz bir biçimde artması da lösit kristalleri etrafında cam matris içinde çatlak odaklarının oluşmasına sebep olabilir (141).

Pişim işlemi tamamlandıktan sonra seramiğin fırın içinde soğutulma işleminin seramik yapı üzerinde etkileri vardır. Seramiğin pişim işlemi bittikten sonra uzun sürede soğutulması yapının ısı genişleme katsayısında artışa sebep olur. Bu; ısı genişleme

katsayısı  $15 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ 'dan yüksek olan bir metal altyapı kullanıldığında seramiğin ısı genleşme katsayısını metale yaklaştırmak için uygulanan bir yöntemdir. Metalin ısı genleşme katsayısı  $13,7 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  ile  $14,5 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  aralığında olduğu durumlarda ise normal soğutma işlemi gerçekleştirilebilir. Bahsedilen prosedürler tüm seramik tipleri için geçerli olmasa da ortalama değerler olarak kabul edilebilir. Pişim sonrası fırından hızlı soğutma ile hemen çıkarılan seramiklerde ise ilk 30 sn içinde ısıl gerilimler oluşmakta; bu da seramik yapı içinde kırılmalara sebep olabilecek stres odakları oluşturabilmektedir (134).

#### **2.3.4.1.Presleme tekniği**

Diş hekimliği seramiği rutin olarak tabakalama tekniğiyle hazırlanmakla birlikte son yıllarda daha ileri teknoloji ürünü seramiklerle birlikte şekillendirme tekniklerinde de gelişmeler kaydedilmiştir. Özellikle geleneksel tabakalama tekniğinde karşılaşılan büzülme problemleri aşılmaya çalışılmıştır.

Isı altında preslenerek şekillendirilen seramikler de tabakalama tekniğinde karşılaşılan problemleri ortadan kaldırmak amacıyla geliştirilmiştir. Teknik temel olarak restorasyonun mum maket olarak hazırlanıp kalıba alındıktan sonra ısı altında mum eliminasyonu işlemi gerçekleştirilmesi ve devamında önceden sinterlenmiş hazır seramik ingotların ısı altında preslenmesi olarak gerçekleşir.

Presleme tekniği sanayide uzun yıllar kullanılmasına rağmen diş hekimliğinde rutin olarak ilk Ivoclar firmasının IPS Empress metal desteksiz sistemlerinde lösit içerikli cam seramiklerde kullanılmıştır (94, 95). Presleme tekniği için üretilen seramiklerin metal destekli sistemlerde ise rutin olarak kullanımı yoktur.

Isı altında presleme tekniğinde restorasyonun formu ilk olarak mum maket halinde hazırlanır. Mum modelajının manipülasyonun seramik modelaj işlemlerine göre daha rahat olması diş teknisyeni açısından da bir kolaylık sağlamaktadır. Hazırlanan mum maketin ağız içinde prova edilebilmesi ise hekim açısından bir kolaylık sağlamaktadır (68).

Gerekli düzeltme işlemleri yapılan mum maketlerin seramiğe çevrilmesi döküm tekniklerinde gerçekleştirilen prosedürlere benzer işlemler gerçekleştirilir. Bunun için mum maket ilk olarak revetman kalıba alınır. Revetman kalıp, devamında fırın içerisine konularak literatürde 'kayıp mum tekniği' olarak da adlandırılan ısı altında mum eliminasyonu işlemi gerçekleştirilir.

Bu işlemlerden sonra mum maketin erimesi sonucu oluşan boşluğa hazır seramik bloklar özel fırın içinde belli ısı altında yumuşatılıp basınç altında preslenir.

Presleme tekniğinde %30-45 lösit kristalleri içeren cam seramikler kullanılmaktadır. Seramikler toz halinde değil firma tarafından önceden sinterlenerek ingot blok formuna getirilerek kullanılırlar. Seramiğin firma tarafından ön sinterleme işlemine tabi tutulması, tabakalama tekniğinde kondansasyon ve sinterleme sırasında oluşan büzülme olaylarının ilk aşamada gerçekleşmesi sonucunu ortaya çıkarır. Bu sayede seramikler laboratuarda ısı altında preslenerek şekillendirilirken tekrar bir büzülmeye uğramazlar (93, 94, 95).

Presleme tekniğinin belki de en önemli avantajı hazırlanan mum maketin ağız ortamında prova edilebilmesidir. Mumun seramiğe göre daha kolay işlenebilmesi hekim açısından gerekli düzenlemeler ve gerekirse ilavelerin kolaylıkla yapılmasını sağlar. Bu da ağız içinde prova esnasında harcanan zamanı ve muhtemel tekrarlanan prova randevularını azaltır (93).

İdeal formun oluşturulması laboratuvar ortamında tek bir pişimde gerçekleştirilmesi, tekrarlayan fırınlama işlemlerinin seramik üzerindeki bilinen dezavantajlarını ortadan kaldırırken teknisyen açısından zaman kazandıran bir teknik olarak kabul edilebilir

Ayrıca seramik basınç altında şekillendirildiği için ortaya çıkan yapı çok daha homojen, yoğun ve küçük partiküllü olur. Bu özellikleri açısından ısı altında presleme teknik açıdan, ortaya çıkan seramik ise ideal bir yapı olarak kabul edilebilir.

### **2.3.5.Metal seramik bağlantı direncinin değerlendirilmesi ve test yöntemleri**

Metal-seramik restorasyonlarının başarısında metal-seramik uyumluluğu, alaşımın dökülebilirliği, materyallerin fiziksel özellikleri, metal-seramik bağlantı direnci gibi birçok faktör önemli olmaktadır (8, 119).

Bağlantı direncinin değerlendirilmesi ile ilgili ise çeşitli test yöntemleri geliştirilmesine karşın tek bir deney yöntemi konusunda ortak bir görüşe varılamamıştır. Bunlar genelde makaslama, çekme, eğme ve kırılma testleridir (8).



### 2.3.5.1.Makaslama testleri

Metal seramik bağlantı direncini incelemeye yönelik yöntemlerden biri olan makaslama testleri Shell ve Nielsen 1962 yılında tarafından geliştirilmiştir (194). Bu yöntemde 8cm uzunluğundaki altın çubuk üzerine blok şeklinde seramik işlenmiş, bu deney örneklerine iterek ve çekerek makaslama testi uygulanarak metal alaşım çubuğun seramik bloktan ayrılması sağlanmıştır. Bu silindirik makaslama testi ile metalin veya seramiğin koheziv kırılmasına izin vermeden ara yüzeyde kopma sağlanmıştır. Araştırmacılar bağlantı direncini 13000 psi olarak bulmuşlardır.

Anthony ve Burnett, Shell ve Nielsen'in bu testini modifiye ederek blok seramik yerine, halka seramik kullanmışlardır (4). Halka seramik birleşmesinin de serbest yüzeyindeki çentik etkisini azalttığını belirtmişlerdir. Bu yöntemde bağlantı direnci azami 20000 psi olarak bulunmuştur.

Moffa ve ark. benzer test yönteminde soy olmayan metal alaşım çubuklarını ve üzerindeki seramik halkayı sert alçı silindire gömmeden önce silikon yağı ile kaplayarak bir 'modifiye makaslama testi' uygulamışlardır (157, 158, 159).

Malhotra ve Maickel (143, 144) ile Asgar ve Giday (13) örneklerin izolasyonunda silikon yağı yerine mum kullanmışlardır.

Lubovich ve Goodkind da bu modifiye test yöntemini kullanarak soy ve soy olmayan metal alaşımlarının bağlantı direnci değerlerini karşılaştırmışlardır (136).

Değer ve Caniklioğlu (54), Değer ve ark. (57) makaslama testlerinde uygulanan kuvvetin eşit dağılımını sağlamak amacıyla arayüze elastik özelliğe bir malzemenin yerleştirilmesini önermişlerdir.

Leone ve Fairhurst (135) ile Gavelis ve ark. (91) soy alaşım-seramik çiftlerinde bağlama ajanlarının bağlantı direncine etkisinin çok az olduğunu, fırınlama ortamında oksijen varlığının en yüksek bağlantı değerlerini verdiğini göstermişlerdir.

Makaslama testlerinin diğer tipi de düzlemsel makaslama testleridir. İtme ve çekme makaslama deneylerindeki dairesel arayüz alanına karşın, bu tip deneylerde dairesel kesit alanlı düzlemsel makaslama kuvvetleri söz konusudur (5).

Chong ve ark. (42) ile Bowers ve ark. (34) bu tür düzlemsel makaslama deneyleri kullanarak kıymetsiz metal alaşım–seramik sistemlerinde bağlama ajanlarının bağ direncine etkilerini araştırmışlardır.

Anusavice ve arkadaşları tüm kullanılan makaslama testleri arasında, çekerek ve iterek makaslama testlerinin en uygun verileri sağladığını belirtmişlerdir (73).

Sced ve McLean, 90°C'lik koni şeklindeki bir uca sahip metal üzerine uygulanan yarım daire şeklinde seramikten oluşan bir test örneği geliştirmişlerdir. Koni arayüz makaslama testi ile soy ve soy olmayan metal alaşımlarının bağlantı dirençlerini karşılaştırmışlardır (187).

Hammad ve ark. makaslama testlerinin direkt metal ile seramik arayüzüne yönlendirilebildiği düzlemsel bir makaslama test yöntemi tanımlamışlardır. Yaptıkları çalışmalarda pişirme ısısının arttırılmasının bağlanma direncini yükselttiğini; fırınlama sayısının arttırılmasının ise bunu azalttığını bildirmişlerdir (99).

### **2.3.5.2.İtme - Çekme testleri**

Tipik gerilim deney testi örnekleri, düz bir metal yüzey üzerine veya iki metal çubuğun düz yüzeyleri arasına uygulanan bir seramik tabakasından oluşmaktadır. Gerilim kuvveti çubuk veya çubukların uzun eksenleri doğrultusunda uygulanır (7).

Swartz ve Philips'in tanımladıkları çekme testinde iki altın çubuk dik olarak konumlandırılıp, sabitlenmiş ve ince bir seramik tabakası ile birleştirilmiştir. Bu iki çubuğu birbirinden ayıran çekme kuvvetleri ölçülmüşlerdir (205).

Kelly ve Asgart'ın (122) geliştirdikleri çekme testinde ise silindir bir metal çubuğun ucuna top şeklinde seramik pişirilmektedir. Bu test yönteminde streslerin azaltıldığı ve daha dengeli bir stres dağılımının sağlandığı ileri sürülmüştür. Çekme kuvveti altında seramik ile metalin birbirinden ayrıldığı değer, bağlantı direnci değerini vermektedir. Ancak bu testte kırılma her zaman arayüzde olmamaktadır.

### **2.3.5.3.Kırılma testleri**

Kırılma testleri ile metal-seramik arasındaki bağ, kırılma direnci ile ölçülmeye çalışılmaktadır. En basiti çekiç testidir. Değerlendirme; üzerine vurulan seramiğin sübjektif gözlenmesine dayanmaktadır. Darbe testlerinin kantitatif olarak değerlendirilebilmesi için kalibre edilmiş bir borudan düşen bir çelik bilye kullanılmıştır. Bu 1966 yılında teknik Silver ver ark. tarafından tanımlanmıştır. Model

üzerine simante edilen kuronda, bilyenin seramiği kırıldığında düştüğü yüksekliğin ölçülmesi bağlantı direnci hakkında yargıya varılmasını sağlamaktadır (160).

Warphea ve Goodkind klinik kuron şekline benzer mekanik modeller hazırlayarak, bunları oklüzal kuvvetlere benzer yükler altında bırakarak, farklı tasarımların ve tekniklerin kırılma direncine etkisini göstermişlerdir. Sonuçta metal altyapı tasarımının kırılma direnci ile ilişkisi olduğunu belirtmişlerdir (218).

Daftary ve Donovan (52), altın elektrodpozisyonunun soy ve soy olmayan alaşımlarda seramik bağlantısına etkisini, Shell ve Nielsen'in (194) makaslama ile Warphea ve Goodkind'ın (218) baskı deneyini birleştirip incelemişlerdir.

Barghi ve ark. soy ve soy olmayan metal alaşımlarıyla üretilen metal seramik restorasyonlarında tekrarlanan fırınlamaların bağlantı direncine etkisini kırılma oluşuncaya kadar baskı kuvveti uygulayarak ölçmüşlerdir (21).

Silver ve ark. modifiye bir düşen top testi geliştirerek, metal üzerine pişirilmiş seramiğin çarpma direncini değişik yüksekliklerden bırakılan çelik bir bilye yardımıyla değerlendirmiştir (199).

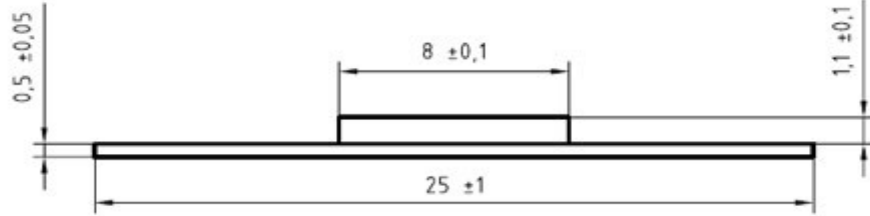
#### **2.3.5.4.Eğme testleri**

Metal seramik restorasyonlarının bağlantı direncini ölçmeye yönelik testlerin sonucusu olan eğme testleri 3 nokta veya 4 nokta eğme testlerinden oluşur. Dikdörtgen plaka şeklinde hazırlanan metal altyapının orta 1/3'lük kısmına opak ve dentin seramiği pişirilir. Hazırlanan örnekler daha sonra universal test cihazında seramik üstyapı aşağıda kalacak şekilde 3 nokta testlerinde 2; 4 nokta testlerinde ise 3 dayanak üzerine yerleştirilir. Metal altyapının orta bölgesinden kuvvet uygulayan uç metal-seramik bağlantı arayüzünde kopma oluncaya kadar hareketine devam eder.

3 nokta eğme testleri 1991 yılında ISO tarafından metal seramik bağlantısı testlerinde kullanılması en uygun yöntem olarak belirlenmiş ve standart bir hale getirilmiştir. 1999 yılında ile revize edilerek ISO 9693 adı altında tekrar yayımlanmıştır (111).

ISO 9693 standardı, metal ve seramik örneklerin hazırlanması ve bağlantı direnci ölçme testlerinin uygulanış yöntemleriyle ilgili bilgileri vermektedir. Buna göre bağlantı direnci testi için her grupta 7 adet metal örneğin  $25 \pm 1$  mm(uzunluk)  $\times$   $3 \pm 0,1$  mm(genişlik)  $\times$   $0,5 \pm 0,05$  mm(kalınlık) boyutlarında hazırlanması gerekmektedir. Opak

seramiği hazırlanan metalin 8mm genişliğindeki 1/3 orta kısmına 2 aşamalı olarak uygulanıp pişim işlemi gerçekleştirilir. Dentin seramiği ise opak seramiğinin üzerine 1,1 mm kalınlığında olacak şekilde hazırlanıp pişim işlemine tabi tutulur (Şekil 7).



**Şekil 7: Metal-seramik örnek**

Bağlantı direncini ölçmek için ise örnekler üniversal test cihazı üzerinde seramik yüzey aşağıda kalacak şekilde birbirleri arasında 20 mm bulunan iki dayanak üzerine yerleştirilir. Kuvvet uygulayan uç  $1,5 \pm 0,5$  mm/dk hızla metal seramik arayüzünde bir kenarında kopma oluncaya kadar hareketine devam eder. Kopmanın gerçekleştiği andaki değer kaydedilip ilgili formülde yerine konur. Grup içinde 7 adet metal-seramik örnekten içinden asgari 4 tanesinde elde edilen değerin 25 MPa'dan fazla olması durumunda metal seramik bağlantısının başarılı olduğu kabul edilir.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda tek tür Ni-Cr metal alaşımının (Tablo 5; Şekil 31) tabakalama (geleneksel) ve tabakalama-presleme (modifiye geleneksel) yöntemleri kullanılarak şekillendirilen 5 farklı dentin ve 3 farklı cam seramiğiyle uyumu araştırıldı. Bu amaçla ilk olarak metal seramik örneklerin bağlantı dayanıklılığı 3 nokta eğme testiyle, metal alaşımının elastiklik katsayısı plastik basma germe makinesi kullanılarak, metal ve seramik örneklerin ısı genleşme katsayıları dilatometre cihazı ile ölçüldü. Seramik örneklerin kristal yapı analizleri x-ışınları difraktometre cihazı ile gerçekleştirildi. Kopma yüzeyleri ise taramalı elektron mikroskobu ve stereomikroskopta incelendi.

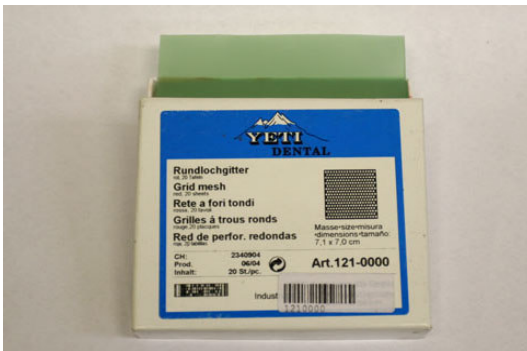
#### 3.1.Metal-Seramik Bağlantı Dayanıklılığının Belirlenmesi

Metal-seramik bağlantı dayanıklılığını belirleyebilmek için ISO 9693 standardı gereği; üç nokta eğme testini uygulayabilmek amacı ile yine aynı standartta belirtilen özelliklere uygun olarak deney örnekleri hazırlandı.

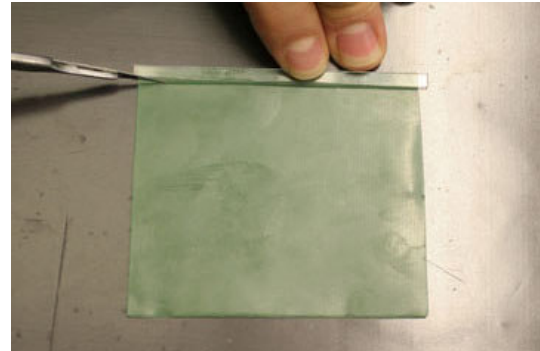
#### 3.1.1.Metal altyapıların hazırlanması

##### 3.1.1.1.Mum maketlerin hazırlanması

Kontrol ve deney gruplarına ait 25 mm × 3 mm × 0,55 mm boyutlarında metal alaşımlarının dökümünde kullanılacak standart mum maketlerin hazırlanabilmesi için hazır mika plakadan mikrometre<sup>1</sup> yardımıyla ölçüm yaparak 3 mm genişliğinde 25 mm uzunluğunda şablon hazırlandı. Hazırlanan şablon kullanılarak 0,55 mm kalınlığında mum plakalardan<sup>2</sup> bir bisturi<sup>3</sup> kullanılarak 91 adet mum parça kesildi (Şekil 8, 9, 10).



Şekil 8: Yeti Dental plaka mumu

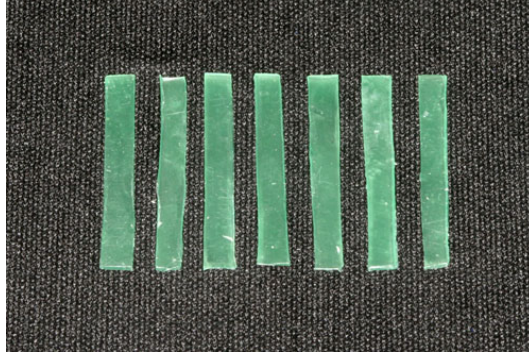


Şekil 9: Mum plakaların kesilmesi

<sup>1</sup>LV, İngiltere

<sup>2</sup>Yeti Dental, Almanya

<sup>3</sup>Hu-Friedy, Almanya



**Şekil 10: Hazırlanan mum maketler**

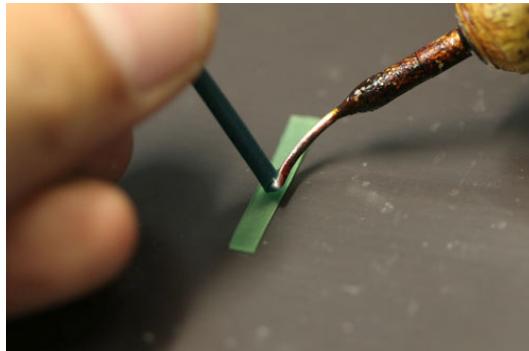
Kesilen mum maketlerin metal alaşımı dökümü için hazırlanma işleminde; öncelikle 2,5 mm çapındaki döküm kanal mumlarının<sup>4</sup> (Şekil 11) ucu, elektrikli spatül<sup>5</sup> (Şekil 12) ile ısıtılarak hazırlanan mum maketlerin 3 mm genişliğindeki uzun kenarlarının orta kısımlarına bağlandı (Şekil 13).



**Şekil 11: Bego kanal mumu**



**Şekil 12: Waxelectric II elektrikli spatül**



**Şekil 13: Döküm kanalının bağlanması**

<sup>4</sup>Waxwire, Bego, Almanya

<sup>5</sup>Waxelectric II, Renfert, Almanya

Döküm için gerekli metal alaşımının ağırlığını tespit etmek için Denklem 2 kullanıldı.

**Denklem 2: Gerekli metal ağırlığının hesaplanması**

$$\alpha = A \times B$$

$\alpha$ : Gerekli metal alaşımının ağırlığı (g)

A: Mum maketin ağırlığı (g)

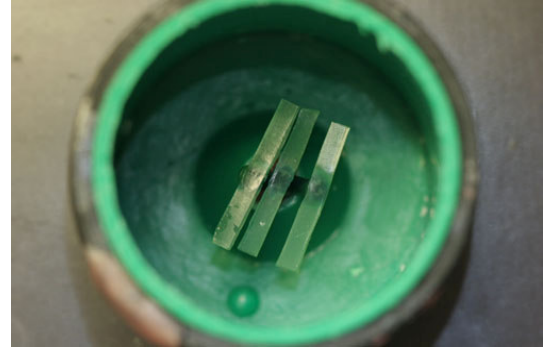
B: Metal alaşımın özgül ağırlığı (g/cm<sup>3</sup>)

Her manşete bağlanacak mum maketler hassas elektronik tartı<sup>6</sup> kullanılarak tartıldı. Elde edilen g cinsinden değer, kullanılacak metal alaşımının üretici firma tarafından bildirilen (Tablo 5) özgül ağırlığı olan 8,2 ile çarpıldı. Her manşette, kullanılacak mumlardan elde edilen ağırlık değeri kadar metal alaşımı kullanıldı.

Daha sonra mum maketler döküm kanallarının uç kısmından manşet kalıbına bağlantı mumu<sup>7</sup> ile elektrikli spatül kullanılarak sabitlendi (Şekil 14, 15).



**Şekil 14: Manşete bağlama işlemi**



**Şekil 15: Mum maketlerin manşete bağlanmış hali**

**3.1.1.2.Revetman kalıbın hazırlanması**

Fosfat bağlayıcı revetman tozu<sup>8</sup> (Şekil 16) üretici firma talimatlarına uygun şekilde hassas elektronik tartı kullanılarak 280 g ağırlığında tartıldı (Şekil 17). Revetman likidi<sup>9</sup> ise ölçek kabı kullanılarak 71 ml hacminde hazırlandı (Şekil 18). Daha sonra toz ve likit vakumlu karıştırma cihazının haznesine<sup>10</sup> konuldu (Şekil 19).

<sup>6</sup>Densi, Türkiye

<sup>7</sup>Aldente, Almanya

<sup>8</sup>Bellovest SH, Bego, Almanya

<sup>9</sup>BegoSol HE, Bego, Almanya

<sup>10</sup>SmartMix, Aman, Almanya



**Şekil 16: Bego Bellovest revetman**



**Şekil 17: Revetman tozunun tartılması**



**Şekil 18: Revetman likidinin ölçülmesi**



**Şekil 19: Karıştırma haznesi**

Revetman toz ve likidi elle karıştırıldıktan (Şekil 20) sonra hazne makinenin ilgili bölmesine yerleştirilerek 45 sn süreyle vakum altında karıştırma işlemine devam edildi (Şekil 21).



**Şekil 20: Revetmanın elle karıştırılması**



**Şekil 21: Vakumlu karıştırıcı**



Hazırlanan akıcı kıvamdaki revetman, içinde mum maketlerin bulunduğu manşet kalıbının içerisine dolduruldu (Şekil 22). Daha sonra revetman kalıp, vibratör cihazının üzerinde 1 dk süreyle tutularak hava kabarcıklarının yüzeye çıkması sağlandı (Şekil 23).



**Şekil 22: Revetmanın dökülmesi**



**Şekil 23: Vibratör üzerinde  
hava kabarcıklarının eliminasyonu**

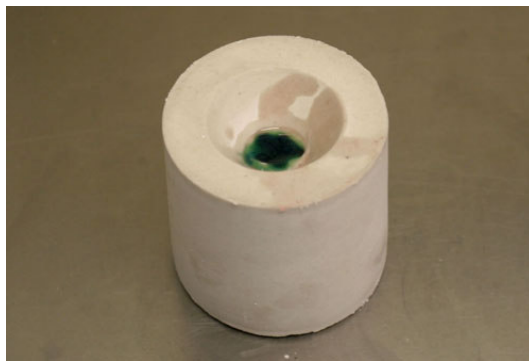
Revetmanın sertleşmesi ve soğuması için gereken 15 dk beklendikten sonra manşet kalıbı revetmanın üzerinden çıkarıldı (Şekil 24). Döküm sırasında yapı içerisinde açığa çıkan gazın daha etkin tahliye olmasını sağlayabilmek için revetmanın alt yüzeyi zımpara aracılığı ile aşındırıldı (Şekil 25, 26).



**Şekil 24: Manşetin açılması**



**Şekil 25: Zımpara ile tesviye işlemi**



**Şekil 26: Döküme hazır revetman kalıp**

### 3.1.1.3.Döküm işlemi

Hazırlanan revetman kalıplar, döküm kanalları aşağı doğru bakacak şekilde seramik döküm potaları ile birlikte mum eliminasyon işlemi için ön ısıtma fırına<sup>11</sup> (Şekil 27) yerleştirildi. Fırın, içindeki hazır program kullanılarak önce 25 dk'da 300°C'a kadar ısıtıldı. Bu sıcaklıkta 15 dk bekletildikten sonra, yine 25 dk'da 900°C'a kadar ısıtılarak bu sıcaklıkta da 15 dk bekletildikten sonra mum eliminasyonu ve ön ısıtma işlemleri tamamlandı (Şekil 28).

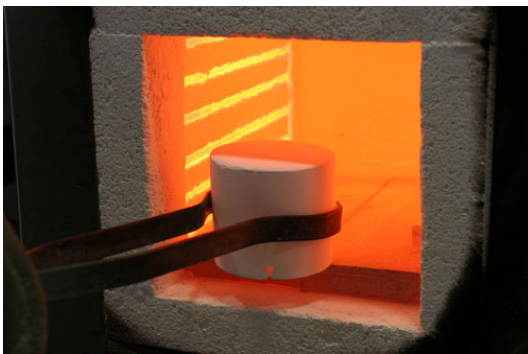


Şekil 27: Ön ısıtma fırını

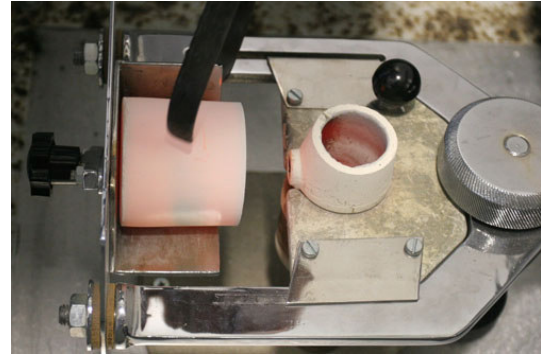


Şekil 28: Manşetin ve seramik potanın fırın içindeki görüntüsü

Fırından bir maşa yardımıyla çıkarılan manşet ve döküm potası (Şekil 29) bekletilmeden induksiyonlu ısıtma ve santrifüjlü döküm fırınının<sup>12</sup> ilgili bölümüne yerleştirildi (Şekil 30).



Şekil 29: Manşet ve seramik potanın ön ısıtma fırınından çıkarılması



Şekil 30: Revetman kalıp ve potanın döküm fırınına yerleştirilmesi

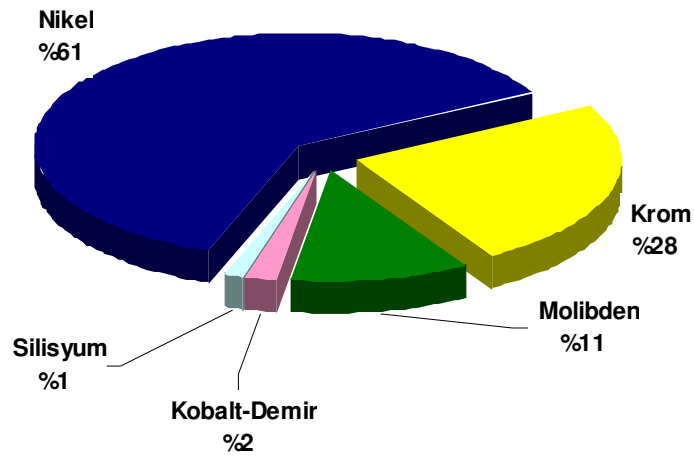
<sup>11</sup>Infratherm-II AT, GMG Elektronik, Türkiye

<sup>12</sup>Mikrotek, Türkiye

Döküm için gereken ağırlık miktarı daha önceden hesaplanmış olan Ni-Cr metal alaşımı tabletleri (Şekil 32) seramik döküm potasının içine yerleştirildi (Şekil 33). Metal alt yapılar için her dökümde %100 saf metal alaşımları kullanıldı.

**Tablo 5: Unitech Phase B metal alaşımının fiziksel özellikleri**

<b>Yoğunluk</b>	8,2 g/cm <sup>3</sup>
<b>Sertlik</b>	200 hv10
<b>Uzama</b>	%15
<b>Gerilme direnci</b>	570 MPa/mm <sup>2</sup>
<b>Bükülme direnci</b>	340 MPa/mm <sup>2</sup>
<b>Elastiklik katsayısı</b>	210 GPa
<b>Isı genleşme katsayısı</b>	14,1 × 10 <sup>-6</sup> °C
<b>Ergime derecesi</b>	1245 - 1350°C
<b>Döküm derecesi</b>	1400°C
<b>Renk</b>	Beyaz



**Şekil 31: Unitech Phase B metal alaşımının yapısal içeriği**

<sup>14</sup>Unitech Phase NB, Fransa

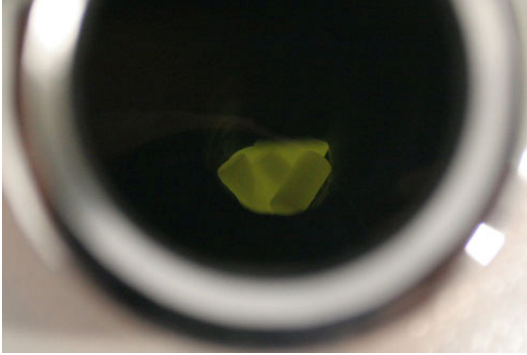


**Şekil 32: Unitech Ni-Cr metal alaşımı**

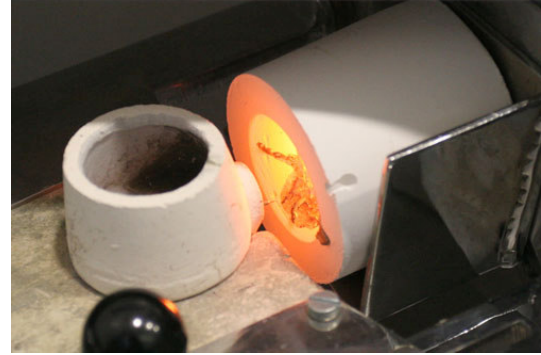


**Şekil 33: Döküm potasındaki tabletler**

İndüksiyonlu döküm fırınının kapağı kapatılarak ısıtma ve döküm işlemine geçildi. Fırın üretici firma talimatlarına uygun şekilde 1 dk içinde 1400°C'a kadar ısıtıldı. Fırının koruyucu camla kaplı ilgili bölmesinden metal alaşım tabletlerin eriyik haline geldiği gözle de tespit edildikten sonra (Şekil 34) 20 sn süreyle santrifüj altında döküm işlemi gerçekleştirildi (Şekil 35).

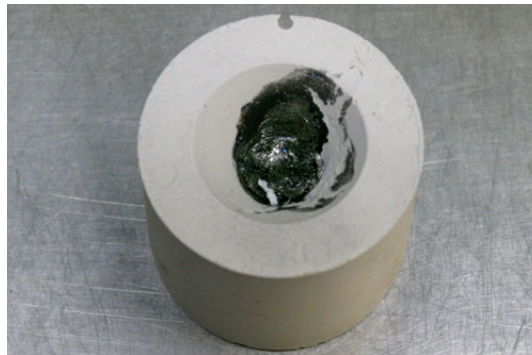


**Şekil 34: Fırın içinde eriyik halindeki tabletler**



**Şekil 35: Döküm işleminin ardından revetman kalıp**

Döküm sonrası fırının kapağı açılarak uygun bir maşa ile tutulup dışarıya çıkarılan revetman kalıp, 30 dk süre ile oda ısısında soğumaya bırakıldı (Şekil 36).



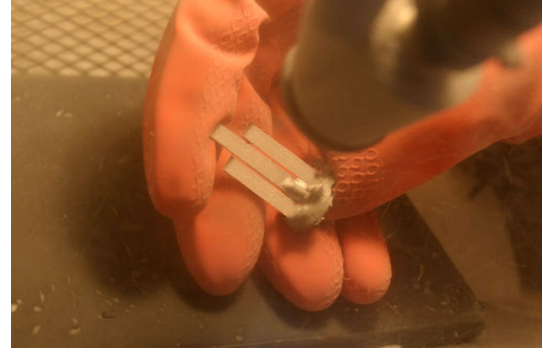
**Şekil 36: Soğuma işlemi tamamlanmış revetman kalıp**

### 3.1.1.4. Tesviye işlemleri

Soğuma işleminden sonra revetman manşet kırılıp açılarak kabaca revetman artıkları temizlendi (Şekil 37). Daha sonra metal yüzeylerinden revetman artıklarının tamamen uzaklaştırılması için 125 µm çapında Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri<sup>14</sup> ile 2 bar basınç altında kumlama işlemi gerçekleştirildi (Şekil 38).



Şekil 37: Revetman kalıbın açılması

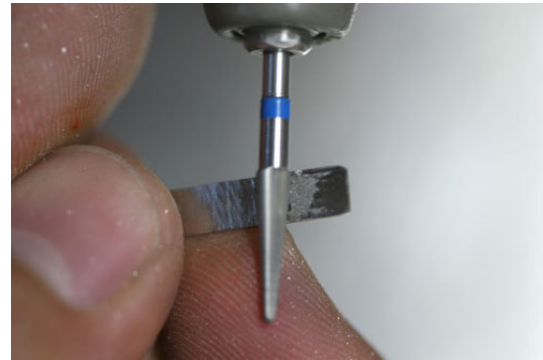


Şekil 38: Kumlama işlemi

Döküm kanalları mikromotor<sup>15</sup> ve karbon separe<sup>16</sup> kullanılarak kesildi (Şekil 39). Döküm çapaklarının giderilmesi ve pürüzsüz bir yüzey oluşturulması için ise tungsten carbid frezler<sup>17</sup> kullanıldı (Şekil 40).



Şekil 39: Döküm kanallarının kesilmesi



Şekil 40: Tesviye işlemleri

Her bir metal örnek mikrometre (Şekil 41) ile ölçülerek  $(25 \pm 1)$  mm x  $(3 \pm 0,1)$  mm x  $(0,5 \pm 0,05)$  mm boyutlarını sağlamak amacı ile aşındırmalar yapıldı (Şekil 42).

<sup>14</sup>Interlox, Almanya

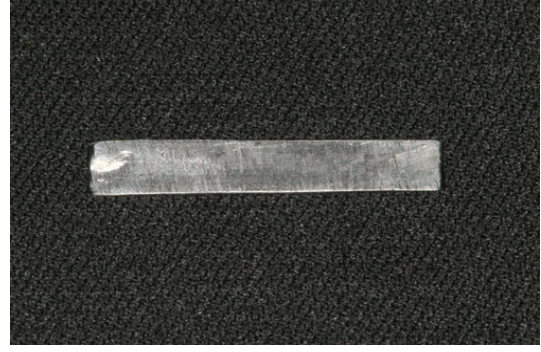
<sup>15</sup>Kavo, Almanya

<sup>16</sup>Dentarium, ABD

<sup>17</sup>Imperial, Acurata, Almanya



**Şekil 41: Mikrometre ile gerekli boyutların kontrol edilmesi**



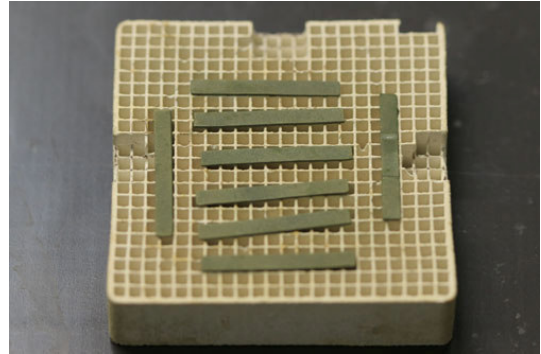
**Şekil 42: Tesviye işlemi tamamlanmış metal örnek**

### 3.1.1.5. Oksidasyon işlemi

Oksidasyon öncesi, kullanılacak seramik fırınının<sup>18</sup> ölçümlemesi yapıldı. Oksidasyon işlemi üretici firma önerisine (Tablo 6) uygun olarak gerçekleştirildi (Şekil 43). Program tamamlandıktan sonra örnekler oda ısısında soğumaya bırakıldı (Şekil 44).



**Şekil 43: Oksidasyon işlemi**



**Şekil 44: Oksidasyon işlemi tamamlanmış örnekler**

**Tablo 6: Metal oksidasyonu pişim sıcaklığı ve süreleri**

En yüksek sıcaklık (°C)	Başlangıç sıcaklığı (°C)	Dakikada sıcaklık artışı (°C/dk)	Vakum süresi (dk)	Vakum başlangıcı (°C)	Vakum bitişi (°C)
980	650	80	5	650	979

<sup>18</sup>MP1100, Tegra, Türkiye

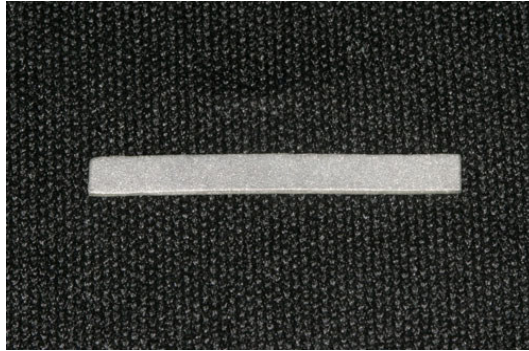
Oksidasyon işlemi tamamlanmış örnekler tekrar 125 µm çapında Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri ile 2 bar basınç altında kumlama işlemine tabi tutuldu (Şekil 45). Örnekler, yüzeydeki artıkların uzaklaştırılması amacı ile 10 dk süreyle ultrasonik banyoda<sup>19</sup> distile su içinde tutulduktan sonra 10 dk etil alkol içinde bekletildi (Şekil 46). Aynı sıralama ile opak uygulama öncesi yüzey hazırlığı tüm örneklerde tamamlandı (Şekil 47).



Şekil 45: Kumlama işlemi



Şekil 46: BioSonic ultrasonik ünite



Şekil 47: Seramik pişimi için hazırlığı tamamlanmış metal örnek

<sup>19</sup>BioSonic, Whaledent, Almanya

### 3.1.2.Çalışma gruplarının oluşturulması

Hazırlığı tamamlanmış 91 metal altyapı örnek içinden bir presel yardımıyla rastgele seçim yapılarak her grupta 7'şer adet olmak üzere toplam 13 grup oluşturuldu. 1-5 arası kontrol, 5-13 arası da deney gruplarını içermektedir (Tablo 7).

**Tablo 7: Çalışmada kullanılan seramik markaları ve şekillendirme yöntemleri**

Yöntem	Deney Grubu	Örnek Sayısı	Opak Seramiği	Dentin Seramiği	Şekillendirme yöntemi
Geleneksel	1	7	Vita Omega <sup>20</sup>	Vita Omega	Tabakalama
	2	7	Vita VMK 95 <sup>20</sup>	Vita VMK 95	
	3	7	IPS Classic <sup>21</sup>	IPS Classic	
	4	7	Ceramco 3 <sup>22</sup>	Ceramco 3	
	5	7	Matchmaker <sup>23</sup>	Matchmaker	
Modifiye Geleneksel	6	7	Vita Omega	Vita Omega	Tabakalama+Presleme
	7	7	Vita VMK 95	Vita VMK 95	
	8	7	IPS Classic	IPS Classic	
	9	7	Ceramco 3	Ceramco 3	
	10	7	Matchmaker MC	Matchmaker	
Presleme	11	7	IPS Classic	IPS Empress <sup>21</sup>	Presleme
	12	7	Ceramco 3	Finesse <sup>22</sup>	
	13	7	Matchmaker MC	Matchpress <sup>23</sup>	

<sup>20</sup>Vita, Almanya,

<sup>21</sup>Ivoclar Vivadent, Liechtenstein

<sup>22</sup>Dentsply, ABD

<sup>23</sup>Schottlander, İngiltere



### 3.1.3.Seramik üst yapıların hazırlanması

Çalışmada tabakalama yöntemiyle metal alaşımları ile birlikte kullanılmak üzere geliştirilmiş olan 5 farklı marka seramik tozu ile presleme yöntemiyle şekillendirmek üzere geliştirilmiş olan 3 farklı markaya ait hazır seramik ingotlar kullanıldı (Tablo 7).

Seramik materyaller metal alt yapı yüzeyinde; ilk 5 grupta klasik tabakalama yöntemi ile; 5 - 10 arasındaki gruplarda klasik yöntem modifiye edilerek tabakalama + presleme yöntemi ile; 10 -13 arasındaki gruplarda ise presleme yöntemi ile şekillendirilmiştir (Tablo 7).

Öncelikle tüm örnek yüzeylerine ilgili opak seramiği uygulandı (Tablo 8).

#### 3.1.3.1.Opak seramiği uygulanması

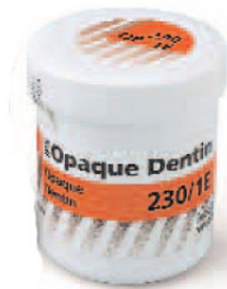
Opak tabakanın her örnekte aynı konum ve boyutlarda standart olarak uygulanmasını sağlamak amacı ile metal altyapıların seramik uygulanacak yüzeylerinin orta 8 mm'lik kısımları mikrometre ile ölçüldükten sonra sınırları kurşun kalem kullanılarak işaretlendi. Tüm gruplarda ilgili opak seramik tozları (Şekil 48 - 52) iki aşamalı olarak uygulandı.



Şekil 48: Vita Omega opak seramik  
(1. ve 6. grup)



Şekil 49: Vita Omega opak seramik  
(2. ve 7. grup)



Şekil 50: IPS Classic opak seramik  
(3. 8. ve 11. grup)



Şekil 51: Ceramco 3 opak seramik  
(4. 9. ve 12. grup)

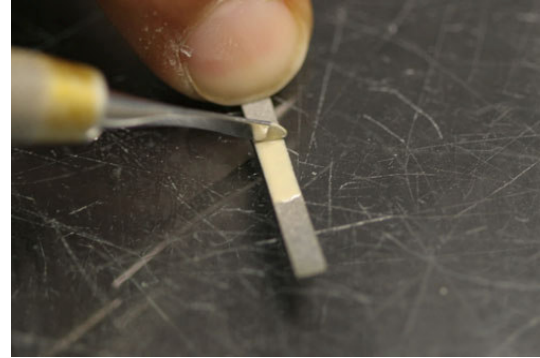


**Şekil 52: Matchmaker MC opak seramik  
(5. 10. ve 13. grup)**

Toz opak seramiği ile likidi cam plaka üzerinde spatül yardımıyla üretici firma talimatlarına uygun bir şekilde akıcı kıvamda karıştırıldı (Şekil 53). Opak seramiğinin metal üzerinde uygulanacağı orta 8 mm'lik bölge özel opak likidi ile nemlendirildi. Hazırlanan karışım ilgili bölgeye spatül yardımıyla sürüldü (Şekil 54). Her uygulamadan sonra vibrasyon işlemi ile kondansasyon yapıldıktan sonra fazla nem kağıt mendille alındı.



**Şekil 53: Opak toz ve likidinin  
karıştırılması**

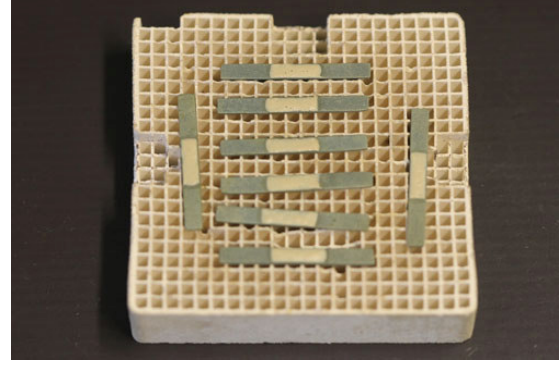


**Şekil 54: Opak seramiğin metal  
üzerine uygulanması**

1. opak seramiğinin ilgili bölgeye uygulanması işlemi tamamlandıktan sonra örnekler fırın tablasına konuldu (Şekil 55). Her grupta, ilgili seramik materyalin üretici firma pişim prosedürlerine (Tablo 8) uygun şekilde seramik fırınında pişim işlemi gerçekleştirildi. Pişim işlemi tamamlandıktan sonra örnekler oda ısısında soğumaya bırakıldı (Şekil 56).



Şekil 55: Örnekler 1. opak pişimi için fırına yerleştirilirken

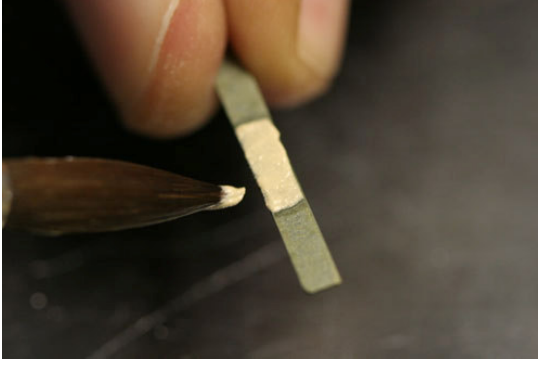


Şekil 56: 1. opak pişimi sonrası örnekler

Tablo 8: 1.opak seramiği tozları ve pişim sıcaklıkları

Deney grupları	Opak seramiği	En yüksek sıcaklık (°C)	Başlangıç sıcaklığı (°C)	Başlangıç sıcaklığında bekleme süresi (dk)	Dakikada sıcaklık artışı (°C/dk)	Vakum süresi (dk)	Vakum başlangıcı (°C)	Vakum bitişi (°C)
1 - 6	Vita Omega	900	600	2	75	1	600	899
2 - 7	Vita VMK 95	950	600	2	75	1	650	949
3 - 8 - 11	IPS Classic	980	430	6	80	1	550	979
4 - 9 - 12	Ceramco 3	960	650	3	70	0	650	959
5 - 10 - 13	Matchmaker MC	980	580	2	80	1	600	979

2. opak tozu ve likidi üretici firma talimatlarına uygun şekilde bu sefer daha koyu kıvamda karıştırıldı. Hazırlanan 2. opak seramiği, 1. opak seramiğinin üzerine samur fırça yardımıyla sürüldü (Şekil 57). Bu sırada pürüzsüz ve hava kabarcıksız bir yüzey oluşturmak için vibrasyon işlemleri uygulandı.



Şekil 57; 2. opak seramiği uygulaması

Şekil 58: 2. opak pişimi tamamlanmış örnek

Her grupta ikinci opak seramiğinin de pişimi üretici firma prosedürlerine (Tablo 9) uygun şekilde seramik fırınında yapıldı. Pişim tamamlandıktan sonra fırından çıkarılan örnekler oda ısısında soğumaya bırakıldı (Şekil 58). Tüm deney ve kontrol gruplarındaki örneklerde 1. ve 2. opak pişim işlemleri tamamlanana kadar belirtilen prosedürler tekrarlandı.

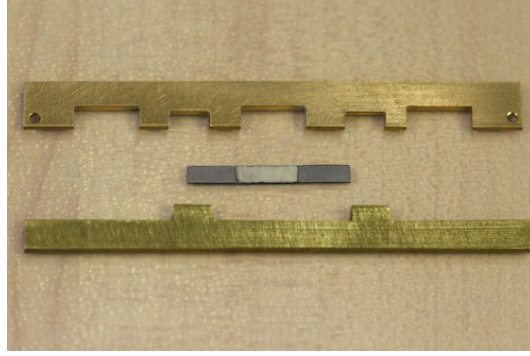
Tablo 9: 2. opak seramiği tozları ve pişim sıcaklıkları

Deney grupları	Opak seramiği	En yüksek sıcaklığı (°C)	Başlangıç sıcaklığı (°C)	Başlangıç sıcaklığında bekleme süresi (dk)	Dakikada sıcaklık artışı (°C/dk)	Vakum süresi (dk)	Vakum başlangıcı (°C)	Vakum bitişi (°C)
1 - 6	Vita Omega	900	600	2	75	1	600	899
2 - 7	Vita VMK 95	930	600	2	75	1	630	929
3 - 8 - 11	IPS Classic	970	430	6	80	1	550	969
4 - 9 - 12	Ceramco 3	970	650	3	70	0	650	969
5 - 10 - 13	Matchmaker MC	970	580	2	80	1	600	969

### 3.1.3.2.Seramiğin geleneksel tabakalama yöntemi ile şekillendirilmesi

1, 2, 3, 4 ve 5. deney gruplarında beş markaya ait feldspatik seramik (Şekil 60-64), metal alt yapı yüzeyinde geleneksel yonteme uygun olarak, tabakalama yöntemi ile şekillendirildi (Tablo 7).

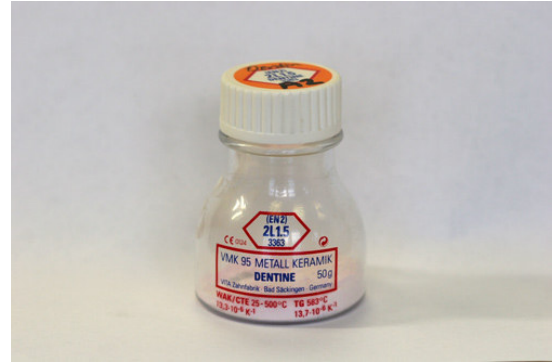
Seramik tabakanın tüm örnek yüzeylerinde aynı konum ve boyutlarda şekillendirilmesini sağlamak amacı ile pirinç bir kalıp geliştirildi (Şekil 59).



Şekil 59: Hazırlanan metal kalıp



Şekil 60: Vita Omega dentin seramik  
(Grup 1)



Şekil 61: Vita VMK 95 dentin seramik  
(Grup 2)



Şekil 62: IPS Classic dentin seramik  
(Grup 3)



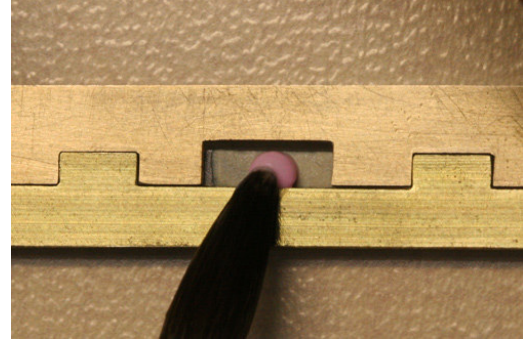
Şekil 63: Ceramco 3 dentin seramik  
(Grup 4)



**Şekil 64: Matchmaker MC dentin seramik**

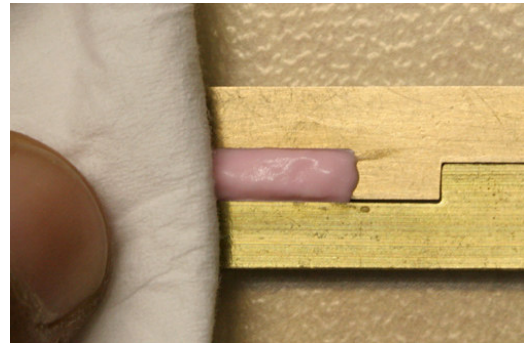
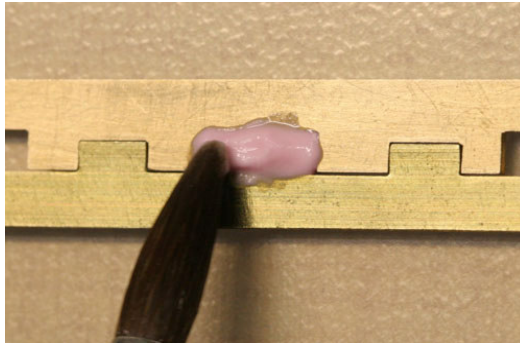
**(Grup 5)**

Her gruba ait dentin seramiğinin (Şekil 60 - 64) toz ve likit kısmı üretici firma talimatlarına uygun şekilde cam plaka üzerinde hamur kıvamında karıştırıldı (Şekil 65). Yığılacak olan seramik hamur içerisinde hava kabarcığı oluşumunu önlemek ve kondansasyonu sağlamak amacıyla pirinç kalıp vibratör üzerine yerleştirildi. Samur kıl fırça ile alınan küçük miktarlardaki dentin seramiği hamuru, kalıbın ilgili bölmesinden opak tabakanın üzerine yerleştirildi (Şekil 66).



**Şekil 65: Seramik hamurunun karıştırılması Şekil 66: Seramik hamurunun uygulanması**

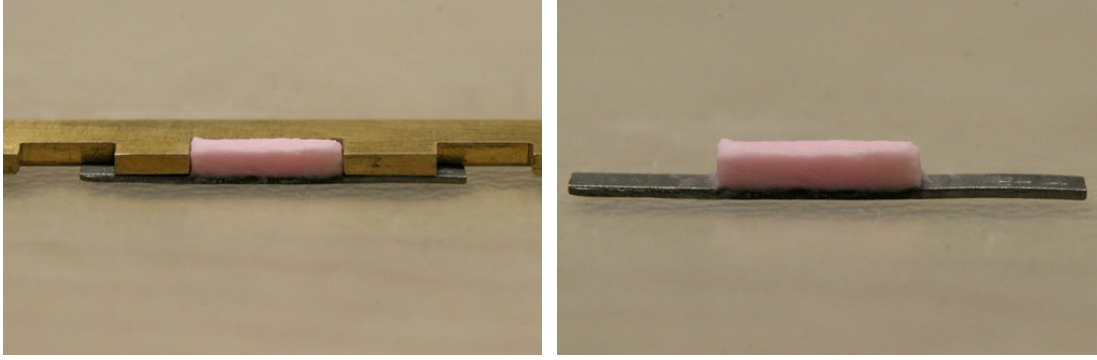
Hamurun üzerine ufak parçalarla ilaveler yapılarak kalıp içerisindeki ilgili boşluk doluncaya kadar tabakalamaya devam edildi (Şekil 67). Seramik hamur yüzeyindeki fazla nem, her seferinde bir kağıt mendil aracılığı ile alındı (Şekil 68).



**Şekil 67: Gerekli ilavelerin yapılması**

**Şekil 68: Fazla nemin alınması**

Seramik hamurun yığılma işlemi bitirdikten sonra pirinç kalıbın karşılıklı parçaları birbirinden ayrılarak, sinterlenmeye hazır hale gelen deney örnekleri açığa çıkarıldı (Şekil 69, 70).



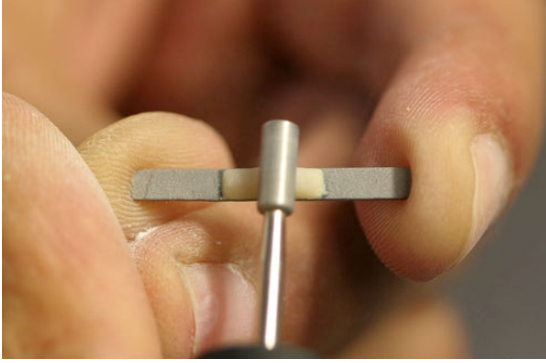
**Şekil 69: Kalıp içinde seramik modelaj**      **Şekil 70: Tamamlanmış seramik modelajı**

Deney örneklerinin, şekillendirme işlemi bittikten sonra her grup ayrı ayrı olmak üzere, Tablo 10’de görüldüğü gibi üretici firma pişim prosedürlerine uygun şekilde seramik fırınında sinterlendi.

**Tablo 10: Feldspatik dentin seramiklerinin pişim sıcaklıkları**

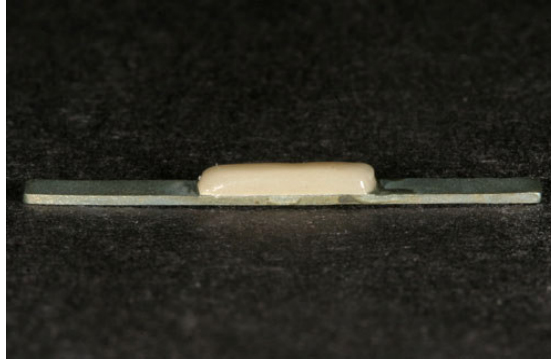
Dentin seramiği	En yüksek sıcaklık (°C)	Başlangıç sıcaklığı (°C)	Başlangıç sıcaklığında bekleme süresi (dk)	Dakikada sıcaklık artışı (°C/dk)	Vakum süresi (dk)	Vakum başlangıcı (°C)	Vakum bitişi (°C)
Vita Omega	900	600	6	50	1	600	899
Vita VMK 95	930	600	6	50	1	630	929
IPS Classic	920	430	4	60	1	580	919
Ceramco 3	960	650	5	55	1	650	959
Matchmaker	950	600	6	60	1	600	949

Pişim işlemi tamamlanan örnekler fırından çıkarılarak oda ısısında soğumaya bırakıldı. Mikrometre<sup>25</sup> ile seramik bloğun boyutları ölçülerek, gereken bölgelerden uygun boyutlar sağlanıncaya kadar mikromotor ve elmas frez aracılığı<sup>24</sup> ile aşındırmalar yapıldı (Şekil 71, 72).



**Şekil 71: Seramik üstyapının tesviyesi**      **Şekil 72: Mikrometre ile kalınlığın kontrolü**

Tabakalama tekniğinin kullanıldığı tüm gruplarda belirtilen prosedürler tekrarlandı (Şekil 73).



**Şekil 73: Geleneksel tabakalama tekniğinin uygulandığı örnek**

<sup>24</sup>Acurata Imperial, Almanya

<sup>25</sup>Renfert Calipretto-S, Almanya



### 3.1.3.3.Seramiğin modifiye tabakalama ve presleme yöntemi ile şekillendirilmesi

6, 7, 8, 9 ve 10. deney grubunda yer alan örneklerde seramik materyal; geleneksel yöntemin modifiye edilmesiyle geliştirilmiş olan, tabakalama ve presleme yöntemi bir arada kullanılarak şekillendirildi (Tablo 7). Bu amaçla öncelikle, feldspatik seramiğin mevcut sistemle preslenebilmesi için tabakalama yöntemi ile tablet (ingot) formu verilen seramik hamur sinterlendi. Daha sonra ise sinterlenen bu tabletler presleme işlemlerinde kullanıldı. 11, 12 ve 13. gruplarda ise hazır cam seramik ingotlar kullanıldı (Tablo 7).

#### 3.1.3.3.1.Preslenecek dentin seramiklerinin tabakalama yöntemiyle hazırlanması

Beş farklı markaya ait feldspatik seramik materyalden ayrı ayrı adet sinterlenmiş seramik tabletler hazırlandı. Bu amaçla seramiklerin toz ve likit kısmı üretici firma talimatlarına uygun şekilde cam plaka üzerinde karıştırıldı (Şekil 74).

Dentin seramiklerinin, hazır ingot boyutlarında hazırlanması sırasında standardın sağlanması için ucu kesilmiş diş hekimliği enjektörü<sup>26</sup> kalıp olarak kullanıldı. Hamur kıvamındaki seramik, spatül ile kalıbın içine parçalar halinde yerleştirildi. Bu sırada hava kabarcıklarını uzaklaştırmak ve homojen bir karışım elde etmek için vibrasyon işlemleri uygulandı (Şekil 75).



Şekil 74: Seramik hamurunun hazırlanması



Şekil 75: Hamurun kalıba yerleştirilmesi

<sup>26</sup>Hayat, Türkiye

Hamurun direnç kazanması için 2 dk beklendikten sonra enjektörün pistonu yavaşça itilerek içindeki seramik hamur cam üzerine çıkartıldı (Şekil 76). Bu arada kağıt mendil ile seramik üzerinde açığa çıkan fazla nem alındı (Şekil 77).



**Şekil 76: Seramiğin kalıptan çıkarılması**

**Şekil 77: Fazla nemin alınması**

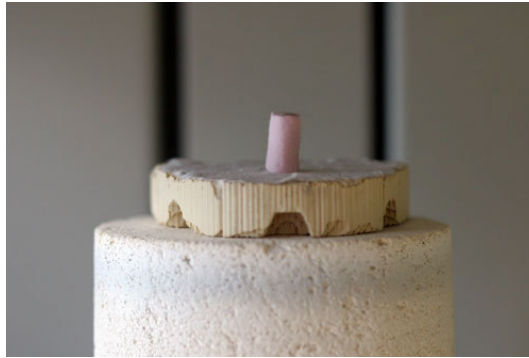
Seramik hamur üzerinde kalıptan çıkarılırken oluşan deformasyonlar tekrar fırça ve spatül ile düzeltildi (Şekil 78, 79).



**Şekil 78: Seramik hamurunun düzeltilmesi**

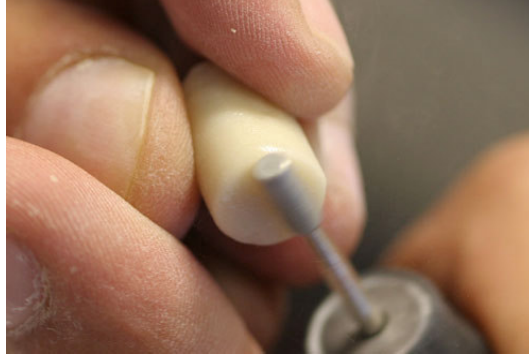
**Şekil 79: Pişim öncesi hazırlanmış seramik**

Hazırlanan seramik ingotlar, her grup ayrı ayrı olmak üzere üretici firmaların dentin pişimleriyle ilgili bildirdiği pişim prosedürlerine (Tablo 10) uygun şekilde sinterleme işlemine tabi tutuldu (Şekil 80).



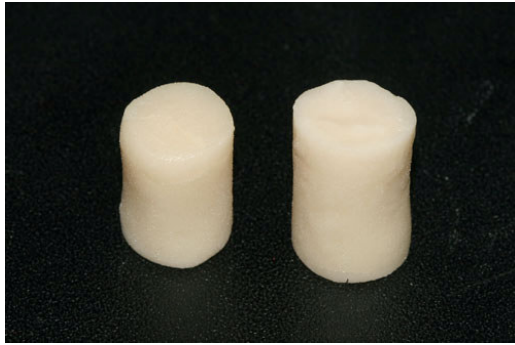
**Şekil 80: Fırına yerleştirilmiş seramik ingot**

Pişim işleminden sonra ingot formundaki seramik örneklerin alt ve st yüzeyleri mikromotor ve elmas frez kullanılarak birbirlerine paralel hale getirildi (Şekil 81).

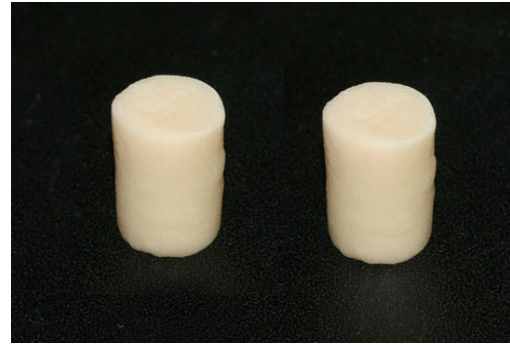


**Şekil 81: Alt ve st yüzeylerin tesviyesi**

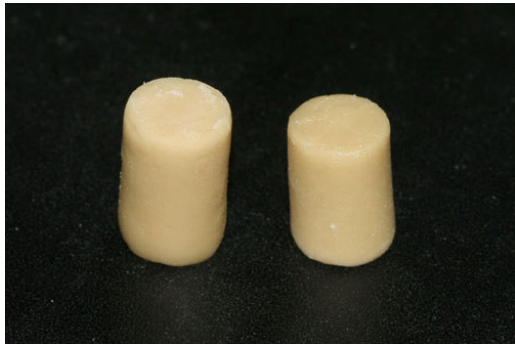
Belirtilen prosedürler tekrarlanarak 6, 7, 8, 9 ve 10. gruplarda 2'şer adet dentin seramik ingot hazırlandı (Şekil 82 - 86).



**Şekil 82: Vita Omega dentin seramik ingot  
(Grup 6)**



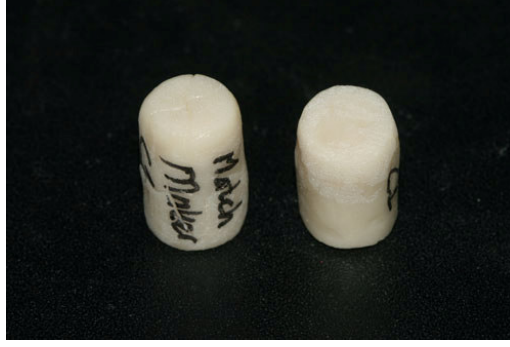
**Şekil 83: Vita VMK 95 dentin seramik ingot  
(Grup 7)**



**Şekil 84: IPS Classic dentin seramik ingot  
(Grup 8)**



**Şekil 85: Ceramco 3 dentin seramik ingot  
(Grup 9)**



**Şekil 86: Matchmaker MC dentin seramik ingot  
(Grup 10)**

11, 12 ve 13. gruplarda ise presleme tekniği için üretilmiş lösit kristali içeren hazır cam seramik ingotlar kullanıldı (Şekil 87, 88, 89).



**Şekil 87: IPS Empress ingot  
(Grup 11)**



**Şekil 88: Finesse ingot  
(Grup 12)**

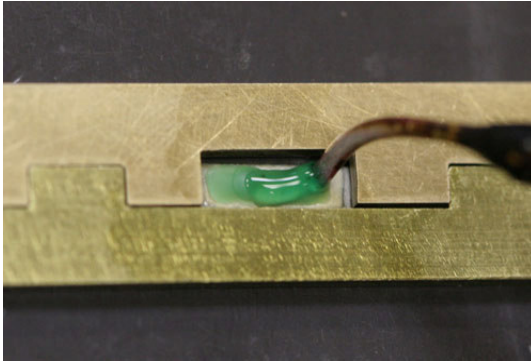


**Şekil 89: Matchpress ingot  
(Grup 13)**

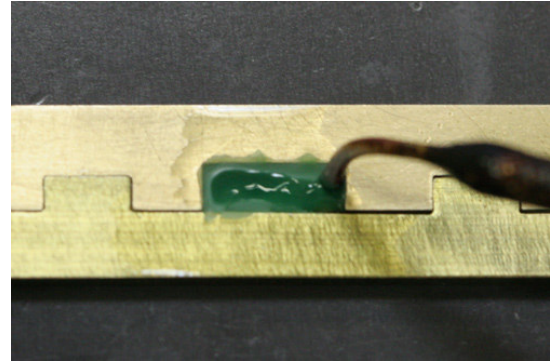
### 3.1.3.3.2.Metal altyapılar üzerinde mum modelaj işlemi

Seramiğin modifiye geleneksel (tabakalama + presleme) ve presleme yöntemiyle elde edileceği 6 - 13 arasındaki gruplarda daha önceden opak seramiği pişirilmiş metal alt yapıların üzerinde presleme işleme öncesi hazırlıklar yapıldı.

Bunun için mum küvetinde<sup>27</sup> belli ısıda eritilerek bekletilen modelaj mumu<sup>28</sup> 190°C'a kadar ısıtılmış elektrikli spatülü kullanılarak tüm deney gruplardaki metal altyapıların opak seramiği uygulanmış bölgelerinin üzerinde şekillendirildi. Mum modelajlarda boyut ve konum standardının sağlanması amacı ile daha önceden hazırlanan pirinç kalıp, lak ile izole edilerek kullanıldı (Şekil 90, 91).

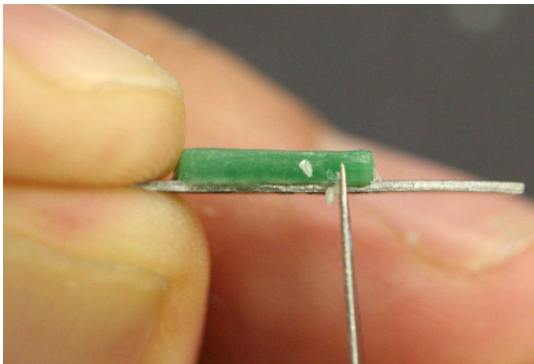


Şekil 90: Opak üzerine mum modelajı

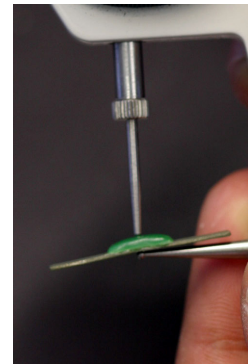


Şekil 91: Formun oluşturulması

Mum modelaj üzerinde belli bölgelerde mikrometre ile kontroller yaparak gerekli boyutların oluşturulması için ilgili bölgelerde ilave ve kazıma işlemleri yapıldı (Şekil 92). 0,5mm metal kalınlığıyla birlikte toplam 1.6mm kalınlığın sağlandığı görülünce mum modelaj işlemine son verildi (Şekil 93, 94).



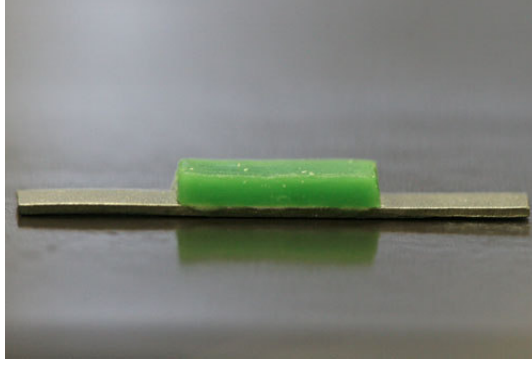
Şekil 92: Şekil: Gerekli boyutun sağlanması



Şekil 93: Mikrometre ile ölçüm yapılması

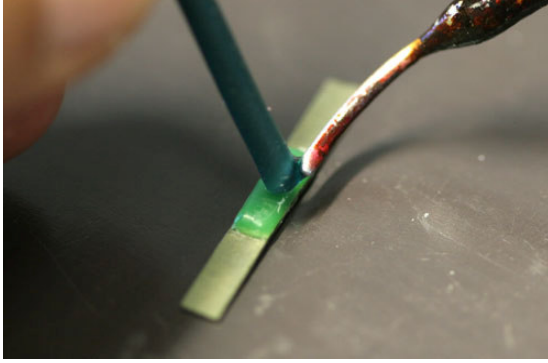
<sup>27</sup>Renfert Vario E, Almanya

<sup>28</sup>Morsa Kronenwachs, Almanya



**Şekil 94: Mum modelajı tamamlanmış örnek**

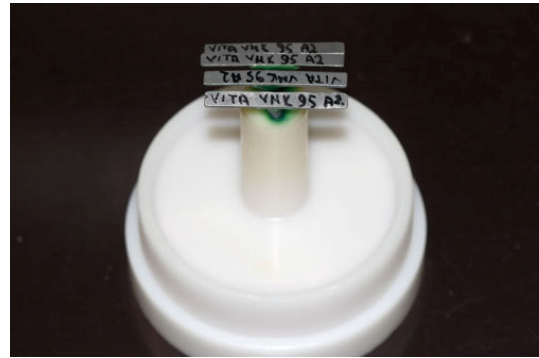
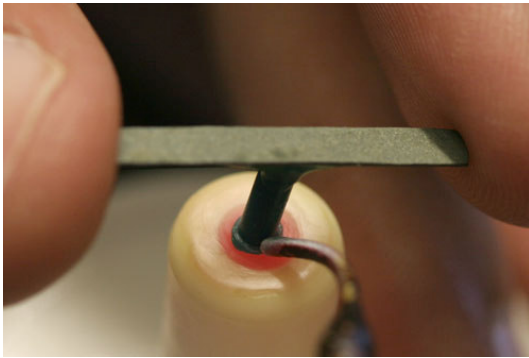
Metal alt yapı üzerindeki mum modelajların orta kısımlarına 2,5 mm çapındaki döküm kanal mumlarının ucu elektrikli spatül ile ısıtılarak bağlandı (Şekil 95, 96).



**Şekil 95: Döküm kanalının bağlanması**

**Şekil 96: Döküm kanalı bağlanmış örnek**

Daha sonra her deney grubu ayrı manşetlerde olacak şekilde, örnekler döküm kanallarının uç kısmından, uygun boydaki manşetin alt plakasına bağlantı mumu ile sabitlendi (Şekil 97, 98). Son olarak uygun çaptaki manşet kalıbı plakanın üzerine yerleştirildi (Şekil 99).



**Şekil 97: Örneklerin manşet tabanına bağlanması**

**Şekil 98: Örneklerin bağlanmış hali**



**Şekil 99: Manşet kalıbına yerleştirilmiş örnekler**

### **3.1.3.3.3.Revetman kalıbın hazırlanması**

Fosfat bağlayıcılı revetman üretici firma talimatlarına uygun şekilde hazırlandı. Bunun için hassas elektronik tartı kullanılarak hazırlanan 280 g revetman tozu ile ölçek kabı kullanılarak hazırlanan 71 ml revetman likidi vakumlu revetman karıştırıcı makinesinin haznesinin içinde önce elle daha sonra 45 sn süreyle vakum altında karıştırıldı. Daha sonra hazırlanan akıcı kıvamdaki revetman, içinde mum maketlerin bulunduğu manşet kalıbının içerisine vibratör yardımıyla hava kabarcığı bırakmadan döküldü (Şekil 100).



**Şekil 100: Manşet kalıbına revetman doldurulması**

Revetmanın sertleşmesi ve soğuması için gereken 15 dk beklendikten sonra manşet kalıbı revetmanın üzerinden çıkarıldı.

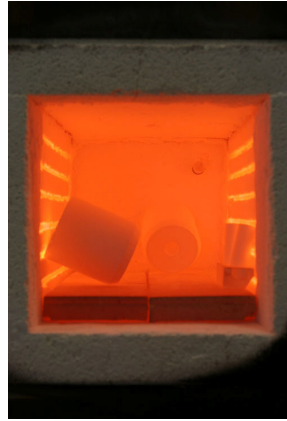
Presleme işlemi sırasında kuvvetin revetman kalıbın uzun eksenine paralel gelmesi için revetmanın alt ve üst yüzeylerinden alçı bıçağı yardımıyla aşındırma yapılarak ilgili yüzeyler yer düzlemine paralel hale getirildi (Şekil 101).



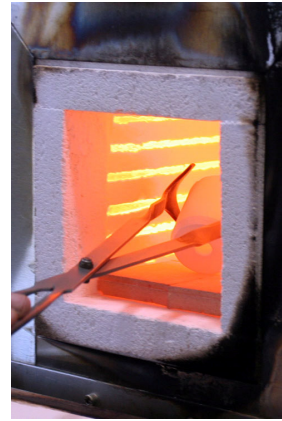
**Şekil 101: Hazırlığı tamamlanmış revetman kalıp**

#### **3.1.3.3.4.Seramiklerin preslenme işlemi**

Revetman kalıplar presleme öncesi ayrı ayrı mum eliminasyon ve ön ısıtma işlemine tabi tutuldu. Bunun için kalıplar, pres kanalları aşağı bakacak şekilde presleme sırasında kullanılacak pistonlarla birlikte fırına yerleştirildi. Fırın, hazır program kullanılarak önce 25 dk'da 300°C'a kadar ısıtıldı, bu sıcaklıkta 15 dk bekletildikten sonra, devamında yine 25 dk'da 900°C'a kadar ısıtıldı. Bu sıcaklıkta da 15 dk bekletilerek mum eliminasyonu ve ön ısıtma işlemleri tamamlandı (Şekil 102).



**Şekil 102: Ön ısıtma fırını**



**Şekil 103: Revetman kalıbın çıkarılması**



Ön ısıtma fırınından maşa yardımıyla çıkarılan revetmanların (Şekil 103) pres kanallarına 6, 7, 8, 9 ve 10. gruplarda ilgili seramik markaları kullanılarak bizim tarafımızdan hazırlanan ingotlar; 11, 12 ve 13. gruplarda ise firmadan temin edilen hazır seramik ingotlar ayrı ayrı yerleştirildi (Şekil 104). İngotların üzerine ise fırından çıkarılan itici piston yerleştirildi (Şekil 105).



**Şekil 104: İngotun yerleştirilmesi**

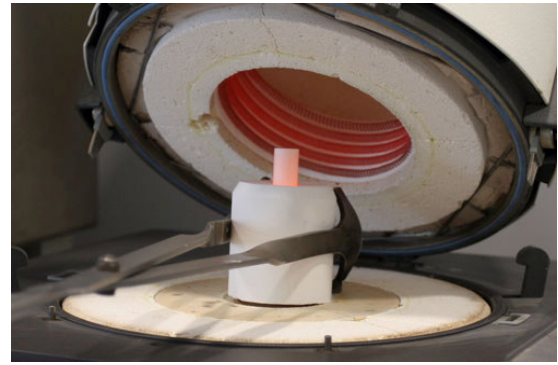


**Şekil 105: İtici pistonun yerleştirilmesi**

Presleme işlemi için revetman kalıplar sırayla ayrı ayrı olarak presleme fırınına<sup>29</sup> yerleştirildi (Şekil 106, 107).



**Şekil 106: Ivoclar EP 500 pres fırını**



**Şekil 107: Revetmanın fırına yerleştirilmesi**

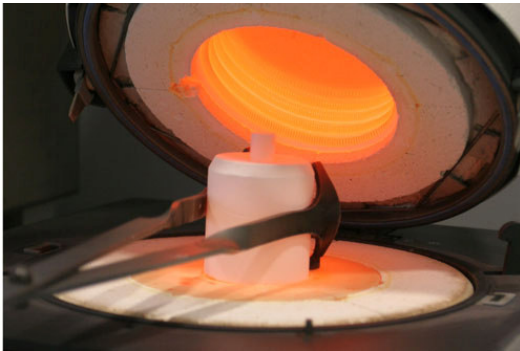
Presleme dereceleri; 5, 6, 7, 8, 9 ve 10. gruplarda üretici firmanın tabakalama yöntemi için verdiği dentin pişim değerlerine; 11, 12 ve 13. gruplarda ise seramik üreticisinin presleme tekniği için verdiği değerlere (Tablo 11) uygun şekilde fırınının hazır programları üzerinde ayarlandı.

<sup>29</sup>EP 500, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein

**Tablo 11: İngotların pres dereceleri**

	En yüksek sıcaklık (°C)	Başlangıç sıcaklığı (°C)	Dakikada sıcaklık artışı (°C/dk)	Vakum süresi (dk)	Vakum başlangıcı (°C)	Vakum bitişi (°C)	Pres süresi (dk)	Basınç (Bar)
<b>Vita Omega</b>	900	600	60	20	500	900	10	5
<b>Vita VMK 95</b>	930	600	60	20	500	930	10	5
<b>IPS Classic</b>	920	600	60	20	500	920	10	5
<b>Ceramco 3</b>	960	600	60	20	500	960	10	5
<b>Matchmaker MC</b>	950	600	60	20	500	950	10	5
<b>IPS Empress</b>	1075	700	60	20	500	1075	10	5
<b>Finesse</b>	930	700	70	20	500	930	10	5
<b>Matchpress</b>	950	700	60	20	500	950	10	5

Presleme işleminin bittiğini bildiren uyarı sinyali duyulunca fırının kapağı açılarak bir maşa yardımıyla tutulan kalıp dışarı çıkarıldıktan (Şekil 108) sonra oda ısısında 60 dk. süreyle soğutuldu (Şekil 109).

**Şekil 108: Pres işlemi sonrası****Şekil 109: Soğumaya bırakılan kalıp**

### 3.1.3.3.5.Seramiklerin tesviye işlemleri

Manşetin içinde kalan pistonun bitim sınırı kurşun kalem ile işaretlendi (Şekil 110). Bu çizginin hiza alınarak revetman kalıbın etrafında mikromotor ve karbon separe kullanılarak çepeçevre derin çentik açıldı (Şekil 111). Daha sonra revetman, çentik üzerinden alçı bıçağı ile ikiye ayrıldı (Şekil 112).



Şekil 110: Piston sınırının belirlenmesi

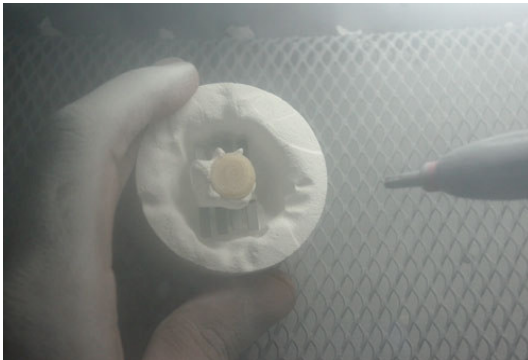


Şekil 111: Separe ile çentik açılması



Şekil 112: Alçı bıçağı ile kalıbın açılması

Örneklerin üzerinden revetmanın uzaklaştırılması için 4 bar basınç altında 50µm çapında Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri ile kuşlama işlemi yapıldı (Şekil 113). Seramiğe ulaşılmca örneklere zarar vermemek için basınç 2 bara düşürülerek kuşlama işlemine devam edildi (Şekil 114).

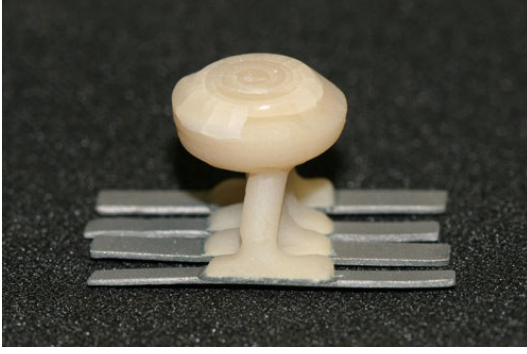


Şekil 113: 4 bar basınç ile kuşlama

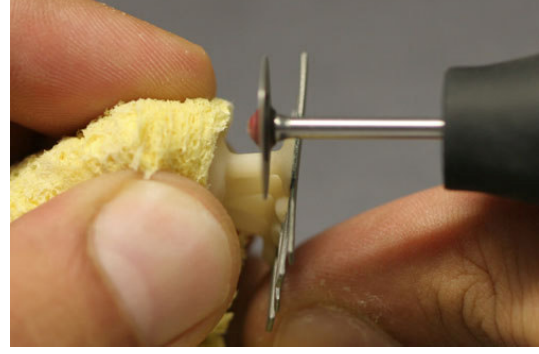


Şekil 114: 2 bar basınç ile kuşlama

Revetman artıkları tamamen temizlendikten sonra (Şekil 115) döküm kanalları elmas separe ile basınç uygulamadan kesilirken ısı oluşturup seramiğe zarar vermemek için ıslak sünger kullanıldı (Şekil 116).

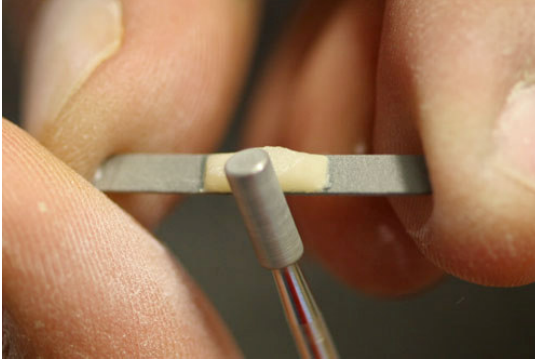


**Şekil 115: Kumlama işlemi tamamlanmış örnekler**

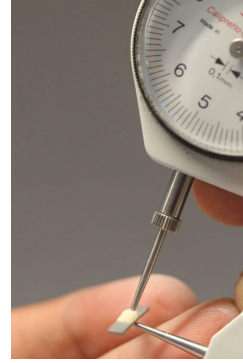


**Şekil 116: Elmas separe ile döküm kanallarının kesilmesi**

Daha sonra mikrometre ile belli bölgelerden ölçüm yapılarak  $0,5 \pm 0,05$  mm metal ve 1,1 mm seramik kalınlığıyla birlikte gerekli toplam 1,6 mm kalınlık sağlanana kadar tesviye işlemlerine devam edildi (Şekil 117, 118).



**Şekil 117: Elmas frez ile tesviye**

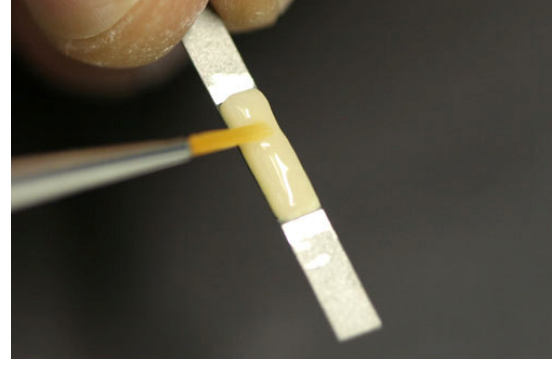


**Şekil 118: Gerekli kalınlığın kontrolü**

8 farklı deney grubuna ait toplam 56 adet örnekte, gerekli seramik kalınlıkları tesviye işlemleri ile sağlandıktan sonra presleme ile ilgili örnek hazırlıkları tamamlanmış oldu.

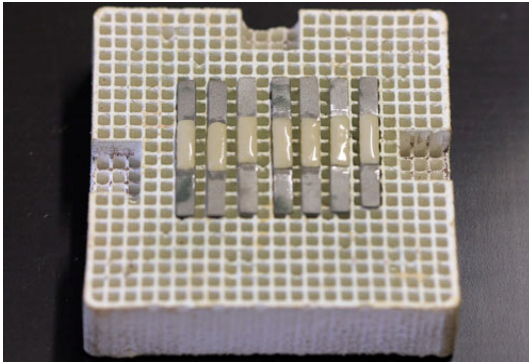
### 3.1.3.4. Tüm gruplardaki seramik yüzeylere glazür işlemi uygulanması

13 grupta, ilgili seramik markasına ait glazür tozu ile likidi üretici firma talimatlarına uygun şekilde spatül ile akıcı kıvamda karıştırıldı (Şekil 119). Hazırlanan glazür seramiği samur fırça yardımıyla seramik yüzeyinin tüm bölgelerine uygulandı (Şekil 120).



**Şekil 119: Glazür seramiğinin karıştırılması**    **Şekil 120: Glazür seramiğin uygulanması**

Glazür seramiğinin uygulanma işlemi bitirildikten sonra gruplar fırın tablalarına yerleştirdi (Şekil 121). Her grup ayrı ayrı olmak üzere üretici firmanın talimatlarına (Tablo 12) uygun şekilde seramik fırınında pişim işlemine tabi tutuldu (Şekil 122).



**Şekil 121: Glazür pişimi öncesi seramik örnekler**

**Şekil 122: Fırına yerleştirilen örnekler**

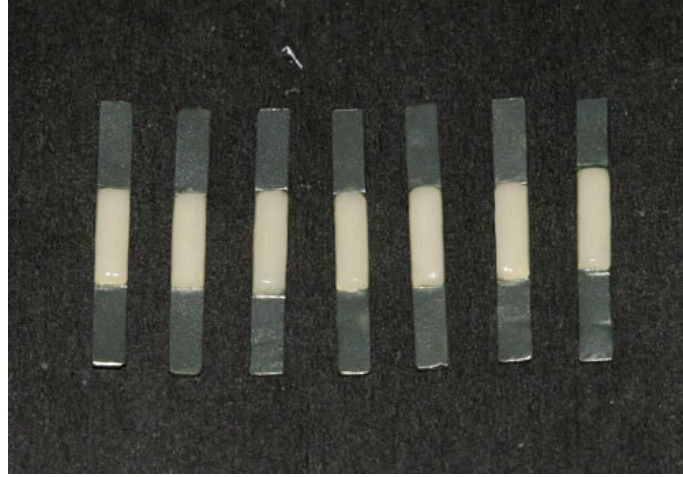
**Tablo 12: Glazür pişim sıcaklıkları**

Deney grupları	Glazür seramiği	En yüksek sıcaklık (°C)	Başlangıç sıcaklığı (°C)	Dakikada sıcaklık artışı (°C/dk)	Vakum süresi (dk)	Vakum başlangıcı (°C)	Vakum bitışı (°C)
1 - 6	Vita Omega	900	600	75	2	600	899
2 - 7	Vita VMK 95	900	600	75	1	600	899
3 - 8 - 11	IPS Classic	900	430	60	1	430	899
4 - 9 - 12	Ceramco 3	940	650	70	0,5	650	939
5 - 10 - 13	Matchmaker MC	940	600	60	1	600	939

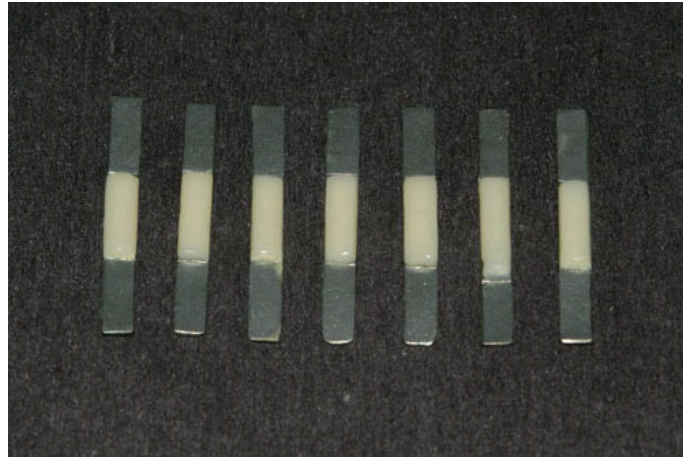
Pişim işlemi bittikten sonra fırından çıkarılan örnekler oda ısısında soğumaya bırakıldı (Şekil 123, 124).

**Şekil 123: Hazırlığı tamamlanmış örnek****Şekil 124: Hazırlığı tamamlanmış örnek**

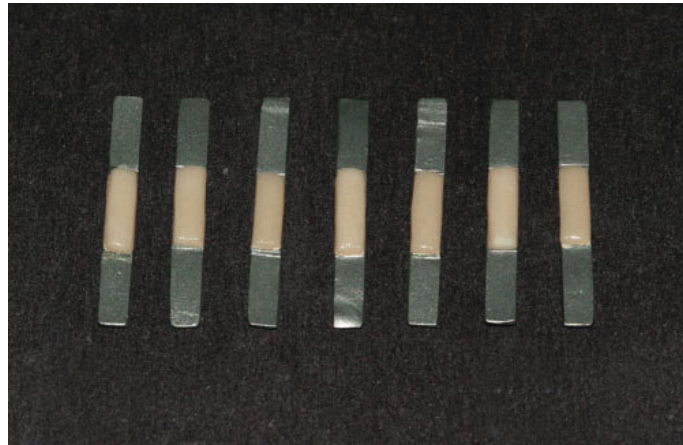
Bu işlemle birlikte üç nokta eğme testi için deney ve kontrol gruplarına ait örneklerin hazırlanması işlemi tamamlandı (Şekil 125 - 137).



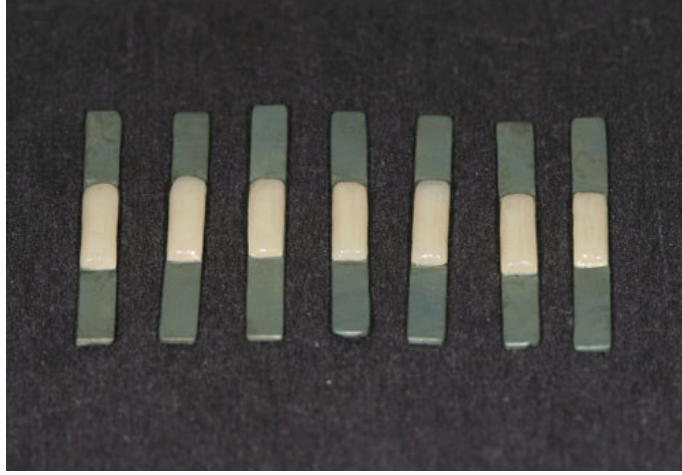
**Şekil 125: Vita Omega - Tabakalama tekniği (Grup 1)**



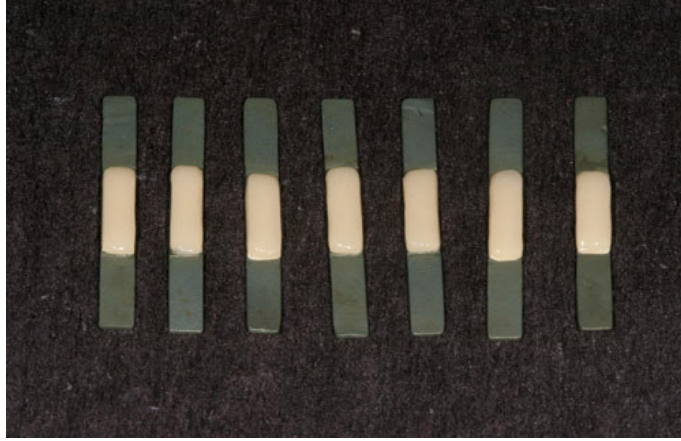
**Şekil 126: Vita VMK 95 - Tabakalama tekniği (Grup 2)**



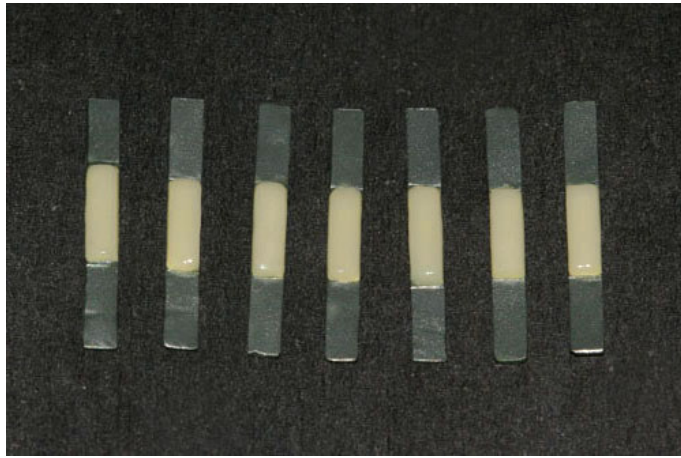
**Şekil 127: IPS Classic - Tabakalama tekniği (Grup 3)**



**Şekil 128: Ceramco 3 - Tabakalama tekniği (Grup 4)**

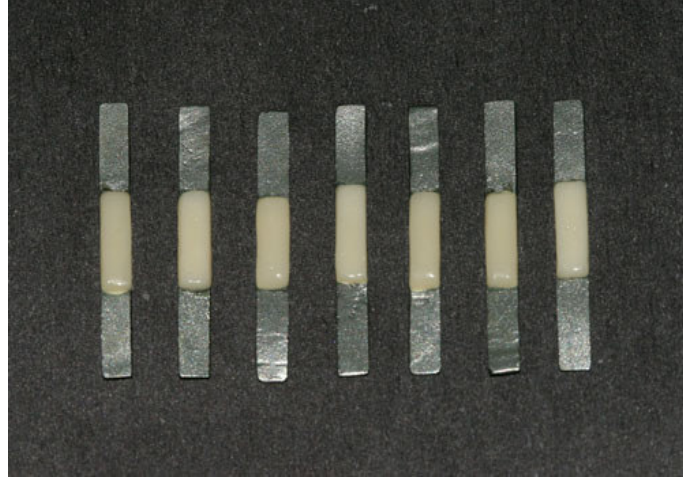


**Şekil 129: Matchmaker MC - Tabakalama tekniği (Grup 5)**

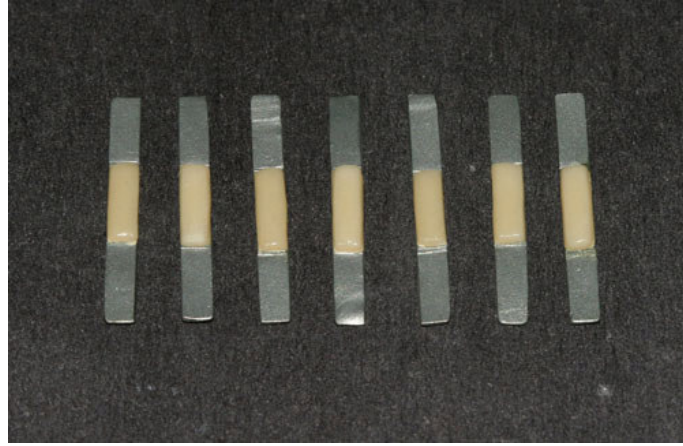


**Şekil 130: Vita Omega - Tabakalama+Presleme tekniği (Grup 6)**

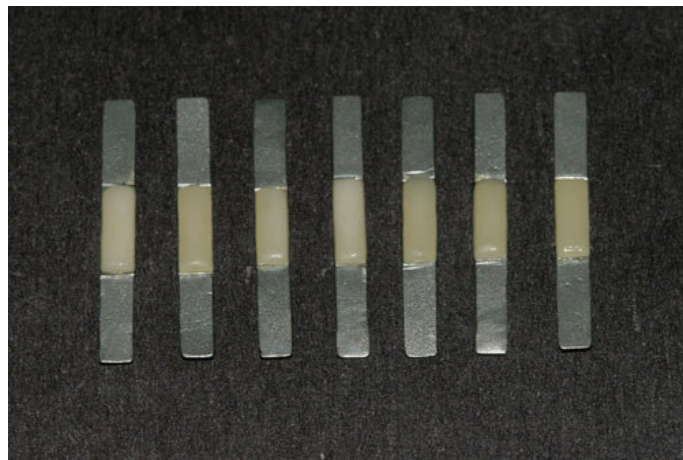




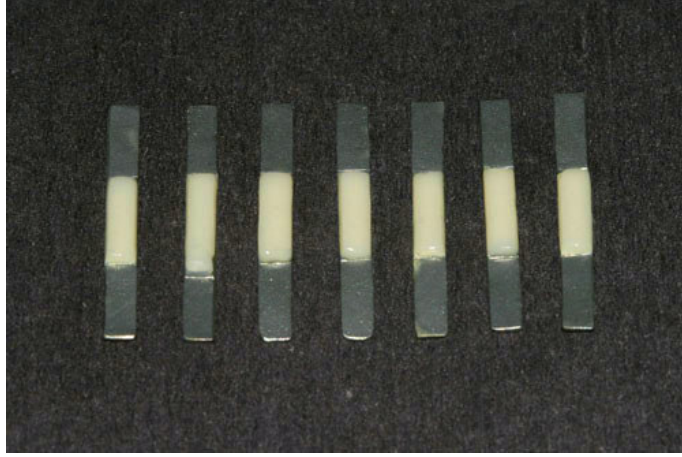
**Şekil 131: Vita VMK 95 - Tabakalama+Presleme tekniği (Grup 7)**



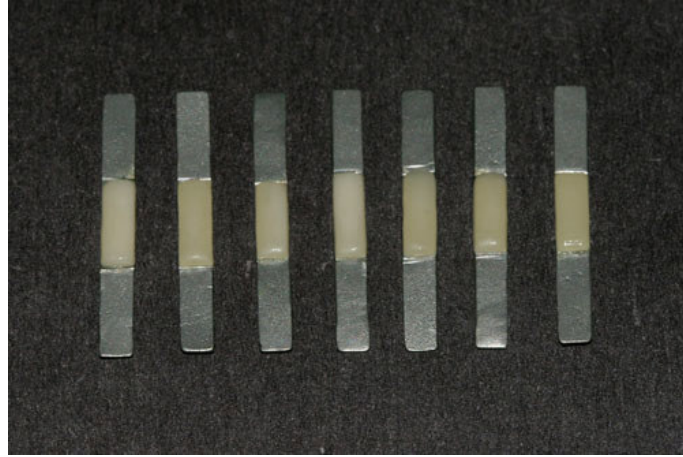
**Şekil 132: IPS Classic - Tabakalama+Presleme tekniği (Grup 8)**



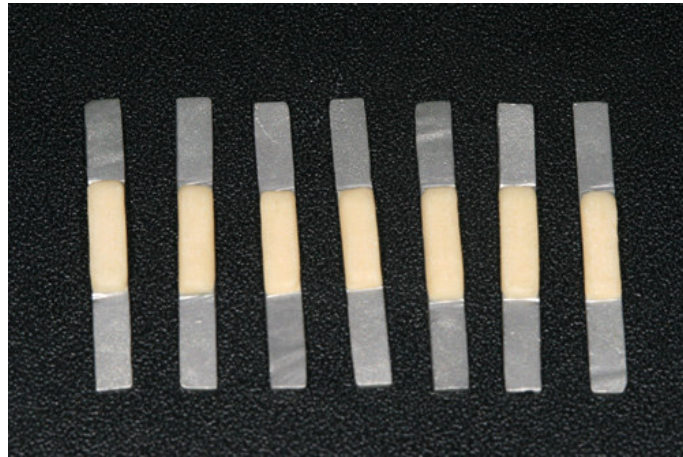
**Şekil 133: Ceramco 3 - Tabakalama+Presleme tekniği (Grup 9)**



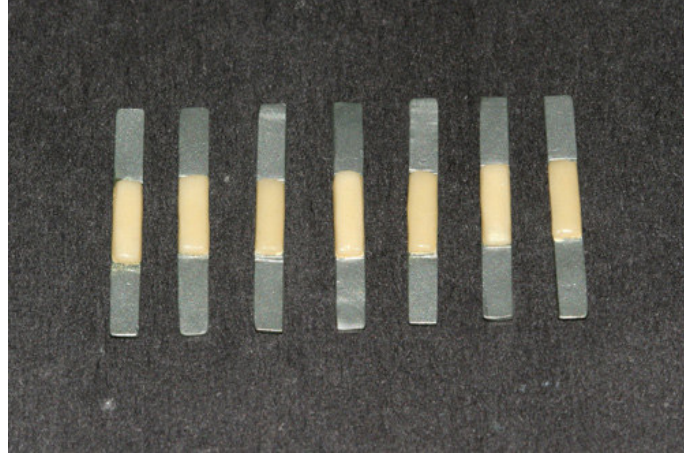
**Şekil 134: Matchmaker MC - Tabakalama+Presleme tekniği (Grup 10)**



**Şekil 135: IPS Empress - Presleme tekniği (Grup 11)**



**Şekil 136: Finesse - Presleme tekniği (Grup 12)**



**Şekil 137: Matchpress - Presleme tekniği (Grup 13)**

### **3.1.4. Metal örneklerin elastiklik katsayısının ölçülmesi**

Metal-seramik örneklerin bağlantı dirençlerinin ölçülmesi sırasında kullanılan formül (Denklem 4) için gerekli olan metal alaşımın elastiklik katsayısı değerinin tespiti yapıldı. Bunun için metal alaşımından 5 mm eninde, 5 mm yüksekliğinde ve 40 mm uzunluğunda 3 adet örnek hazırlanarak elastiklik katsayısı ölçüm deneyi gerçekleştirildi.

#### **3.1.4.1. Metal örneklerin hazırlanması**

Çalışmamızda kullanılan metal alaşımının elastiklik katsayısının ölçülmesi için ilk olarak ASTM D790 standardına uygun şekilde metal örneklerin hazırlanması işlemi gerçekleştirildi.

Metal örneklerin dökülmesinde kullanılacak kalıp, plaka mum kullanılarak 5 mm eninde, 5 mm yüksekliğinde ve 40 mm uzunluğunda olacak şekilde mikrometre yardımıyla ölçüm yapılarak hazırlandı.

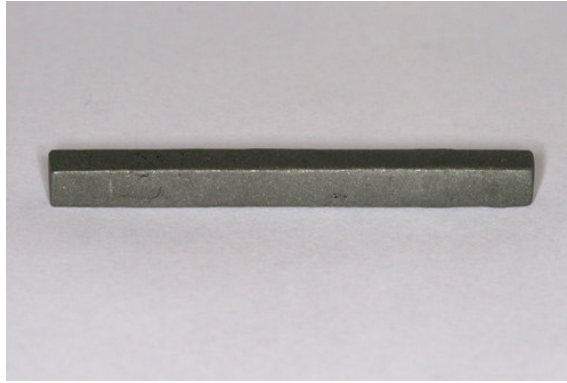
Hazırlanan mum maketlerden döküm yöntemiyle metal örneklerin oluşturulması işlemi ‘3.1.1. Metal altyapıların hazırlanması’ bölümünde belirtilen prosedürlere uygun şekilde gerçekleştirildi.

Hazırlanan metal örnekler 1. opak, 2. opak, dentin ve glazür seramiği pişim işlemleri sırasındaki maruz kaldıkları pişim prosedürlerini (Tablo 13) taklit edecek şekilde seramik fırınında ısıl işleme tabi tutuldu.

Tablo 13: Oksidasyon, 1. opak, 2. opak, dentin ve glazür seramiği pişim sıcaklıkları

	En yüksek sıcaklık (°C)	Başlangıç sıcaklığı (°C)	Başlangıç sıcaklığında bekleme süresi (dk)	Dakikada sıcaklık artışı (°C/dk)	Vakum süresi (dk)	Vakum başlangıcı (°C)	Vakum bitişi (°C)
Oksidasyon	980	650	2	80	5	650	979
1. opak pişimi	950	600	2	75	1	650	949
2. opak pişimi	930	600	2	75	1	630	929
Dentin pişimi	930	600	2	75	1	630	929
Glazür pişimi	900	600	2	75	1	600	899

Isıl işlemleri tamamlanmış örnekler 125 µm çapında Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri ile 2 bar basınç altında kumlama işlemine tabi tutuldu (Şekil 138).



Şekil 138: katsayısı ölçümü için hazırlanmış metal örnek

### 3.1.4.2. Elastiklik katsayısı ölçüm deneyinin uygulanması

Metal örneklerin elastiklik katsayısının ölçümü için Yıldız Teknik Üniversitesi, Kimya-Metalürji Fakültesi, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı, Mekanik Muayene Laboratuvarı'nda bulunan kalibrasyonu yapılmış plastik germe-basma makinesi<sup>30</sup> kullanıldı.

<sup>30</sup>AVK, Macaristan

Hazırlanan metal örnekler uçları düzener üzerinde aralarında 40 mm bulunan dayanaklar üzerine yerleştirildi. Uygulanacak kuvvet karşısında metal örnekte gerçekleşecek eğilme miktarını ölçmek için ise metallerin alt kısmına 0,01 mm hassasiyetindeki mikrometre yerleştirildi. Ardından metalin uzun kenarının orta kısmına dik gelecek şekilde, kuvvet uygulayıcı uç ile yukarıdan baskı uygulanmaya başlandı. Belli aralıklarla cihaz üzerinden uygulanan kuvvet değerleri karşılığında metallerdeki eğilme miktarı mikrometre ile hesaplanarak not edildi (Şekil 139).



**Şekil 139: Elastiklik katsayısı ölçümü**

Elde edilen sonuçlar ilgili formül kullanılarak değerlendirildi (Denklem 3). Üç metal örnekten elde edilen verilerin ortalaması alınarak elastiklik katsayısı hesaplandı.

**Denklem 3: Elastiklik katsayısının hesaplanmasında kullanılan formül**

$$E_m = \frac{F l^3}{4 \delta w t^3}$$

F: Uygulanan kuvvet  
 l: Dayanaklar arası mesafe  
 $\delta$ : Metal çubuktaki eğilme miktarı  
 w: Metal çubuğun genişliği  
 t: Metal çubuğun kalınlığı

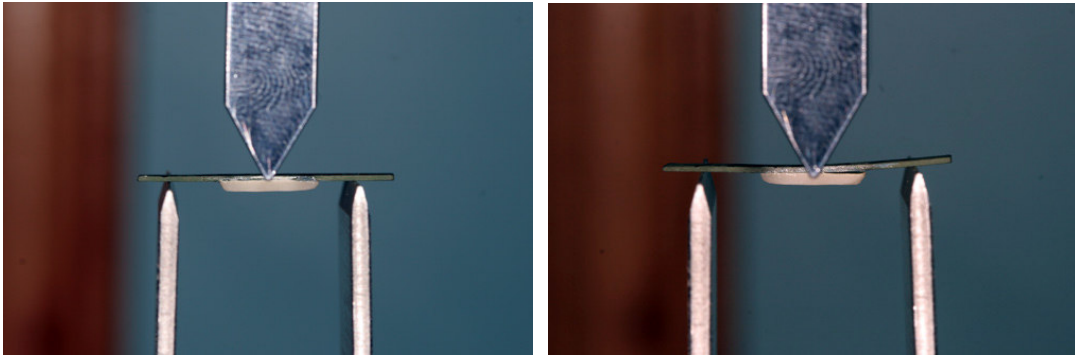
Denklemden elde edilen  $N/mm^2$  cinsinden değerler GPa'ya çevrilmek için 9,81 katsayısıyla çarpıldı.

### 3.1.5.Üç nokta eğme testinin uygulanması

13 gruptaki tüm örneklerin metal-seramik bağlantı dirençleri ISO 9693 standardına uygun olarak 3 nokta eğme testi kullanılarak ölçüldü.

Deneyle İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Kuron-Köprü Protezi Bilim Dalı Seramik Laboratuvarı'nda bulunan üniversal test cihazında<sup>31</sup> gerçekleştirildi.

Cihaz üzerinde örneklerin yerleşeceği iki dayanak arasındaki mesafe 20 mm olarak ayarlandı. Hazırlanan örnekler, seramik üstyapıları aşağı doğru bakacak şekilde ve iki dayanağı ortalayacak şekilde yerleştirildi (Şekil 140).



**Şekil 140: Düzeneğe yerleştirilmiş örnekler**      **Şekil 141: Kopmanın gerçekleştiği an**

Cihazın kuvvet uygulayan ucu, sisteme bağlı bilgisayar yazılımındaki program<sup>31</sup> üzerinden, metal-seramik arayüzündeki bağlantıda kopma olduğunu tespit ettiği anda kuvveti kesip geri çıkacak şekilde ayarlandı. Kuvvet uygulayıcı uç örneklerin metal kısımlarının tam ortasına dik gelecek şekilde 1,0 mm/dk hızla ilerletilmeye başlandı.

Uygulanan yük karşısında metal-seramik arayüzündeki kopma anı (Şekil 141), üniversal test cihazına bağlı bilgisayardaki program tarafından ani düşüş olarak belirlendi ve o noktadaki değerler kaydedildi.

<sup>30</sup>AG-IS (5KN), Shimadzu, Japonya

<sup>31</sup>Trapezium 2, Shimadzu, Japonya

Programdan elde edilen değerler Denklem 4'te verilen formülde yerine konularak her gruptaki metal seramik bağlantı dayanıklılığı değeri elde edildi.

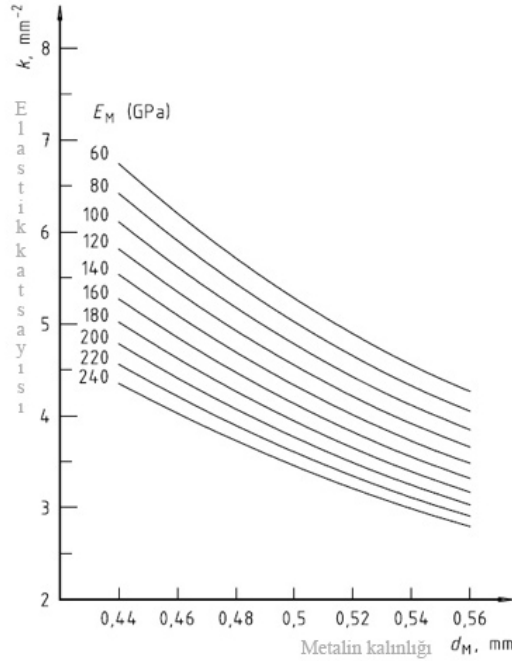
**Denklem 4: Metal-seramik bağlantı dayanıklılığın hesaplanmasında kullanılan formül**

$$\tau_b = k \times F$$

$\tau_b$ : Bağlantı direncini gösterir. Birimi MPa'dır.

F: Kopmanın gerçekteştiği andaki azami kuvvet değerini gösterir. Program tarafından hesaplanır. Birimi Newton'dur.

k: Metalin kalınlığı ile hesaplanan elastiklik katsayısının ters orantılı fonksiyonudur (Şekil 142).



**Şekil 142: Metal altyapı kalınlık-elastiklik katsayısı ilişkisi**

Belirlenen değerler kaydedilerek; Verilerin değerlendirilmesinde SPSS for Windows 10.0 istatistik paket programı kullanıldı. Her yöntemin kendi içindeki gruplarının ortalama bağlantı değerleri One-way ANOVA ( $p \geq 0,01$ ); grupların yöntem gözardı edilerek ortalama bağlantı değerleri One-way ANOVA ( $p \geq 0,01$ ); farklı yöntemlere ait grupların bağlantı değerleri ise Student's T ( $p \geq 0,001$ ) testleri kullanılarak analiz edildi.

### 3.2.Metal-Seramik Örneklerin Arayüz Görüntülerinin Alınması

Örneklerin 3 nokta eğme testi ile bağlantı dayanıklılıkları ölçüldükten sonra metal-seramik arayüzlerinden taramalı elektron mikroskobu ve stereomikroskop kullanılarak görüntü alındı.

#### 3.2.1.SEM görüntülerinin alınması

Tüm gruplardan birer adet metal-seramik örneğin; metal-opak-seramik arayüzlerini incelemek amacıyla Yıldız Teknik Üniversitesi, Kimya-Metalürji Fakültesi, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı, Elektron Mikroskobu Laboratuvarı'nda bulunan tarayıcı elektron mikroskobu<sup>32</sup> kullanıldı (Şekil 143).

Tarayıcı elektron mikroskobunda (SEM) analizi yapılacak örnekler, deproteinizasyon işlemi için 120 saniye süre ile %2.5lik NaOCl solüsyonunda bekletildikten sonra distile su ile yıkandı.

Örnekler elektron mikroskobuna yerleştirildikten sonra görüntülerin alınması sırasında  $\times 500$ ,  $\times 750$  ve  $\times 1500$  büyütme kullanıldı.



Şekil 143:Çalışmamızda kullanılan tarayıcı elektron mikroskobu

<sup>32</sup>JSM-5410LV, Jeol, Japonya



### 3.2.1.Stereomikroskop görüntülerinin alınması

Örneklerin stereomikroskop<sup>33</sup> ile incelenme işlemi İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Histoloji ve Embriyoloji Bilim Dalı Laboratuvarı'nda yapıldı. Örneklerden görüntü alınması işlemi ise dijital SLR fotoğraf makinesi<sup>34</sup> kullanılarak gerçekleştirildi.

Örneklerin ilk olarak metal-seramik kopma arayüzleri incelendi. Daha sonra her gruptan birer örnekte metal ile seramiğin tamamen birbirinden ayrılması sağlandıktan sonra kopma olan bölgeler stereomikroskop ile incelendi (Şekil 144).



Şekil 144: Çalışmamızda kullanılan stereomikroskop

<sup>33</sup>MZ75, Leica, Slovakia

<sup>34</sup>20D, Canon, Japonya

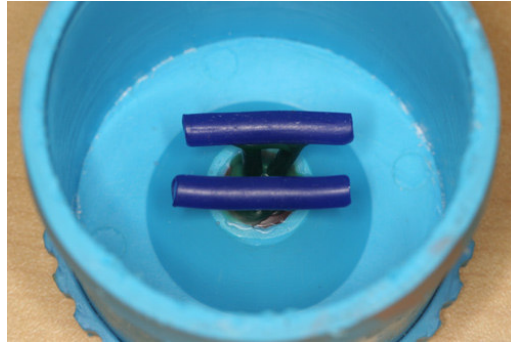
### 3.3.Metal ve Seramik Örneklerin Isı Genleşme Katsayısının Ölçülmesi

Çalışmamızda kullanılan 1 tip metal alaşımı ve 13 deney grubunu temsil eden seramiklerin ısı genleşme katsayısı ölçme işlemleri ISO 9693 standardında belirtilen prosedürlere uygun şekilde gerçekleştirildi.

#### 3.3.1.Metal örneklerin hazırlanması

Çalışmamızda kullanılan Ni-Cr metal alaşımının ısı genleşme katsayısının ölçümü için aynı metal alaşımı kullanılarak 2 adet 5 mm çapında 25 mm uzunluğunda çubuk hazırlandı.

Çubukların hazırlanması sırasında kalıp olarak kullanılmak üzere 5 mm çapında döküm kanal mumu<sup>35</sup> 25 mm boyunda kesildi (Şekil 145).



**Şekil 145: Manşete bağlanmış mum maketler**

Hazırlanan mum maketlerden döküm yöntemiyle metal örneklerin oluşturulması işlemi ‘3.1.1.Metal altyapıların hazırlanması’ bölümünde belirtilen prosedürlere uygun şekilde gerçekleştirildi.

Döküm sonrası metal çubuk örneğin özellikle uç kısımlarının birbirine paralel uzun eksene ise dik olması için gerekli tesviye işlemleri gerçekleştirildikten sonra kumlama işlemiyle birlikte örneğin hazırlanma işlemine son verildi (Şekil 146).



**Şekil 146: Hazırlanan metal çubuk**

<sup>35</sup>Waxwire, Bego, Almanya

### 3.3.2.Seramik örneklerin hazırlanması

Çalışmamızda kullanılan 13 farklı gruptaki seramiklerin ısı genleşme katsayısının ölçümü için her gruba ait seramik ve pişim tekniği kullanılarak 5 mm çapında 25 mm uzunluğunda 2'şer adet seramik çubuk hazırlandı.

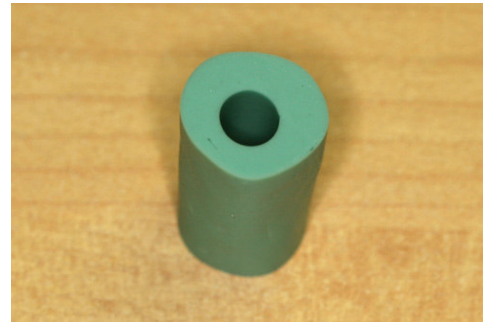
#### 3.3.2.1.Seramik örneklerinin tabakalama tekniğiyle hazırlanması

Tabakalama tekniğinin kullanıldığı 1.,2.,3.,4. ve 5. gruplara ait örneklerin hazırlanması sırasında rehber olarak kullanılacak olan 5 mm çapındaki döküm mumunun üzerinden kondansasyon tipi silikon ölçü<sup>36</sup> malzemesi ile ölçü alındı (Şekil 147). Ölçü maddesinin sertleşmesi için gerekli 3 dk beklendikten sonra mum, ölçünün içinden itilerek çıkarıldı. Silikon kalıp bisturi yardımıyla 25 mm uzunluğunda kesilerek hazır hale getirildi (Şekil 148).

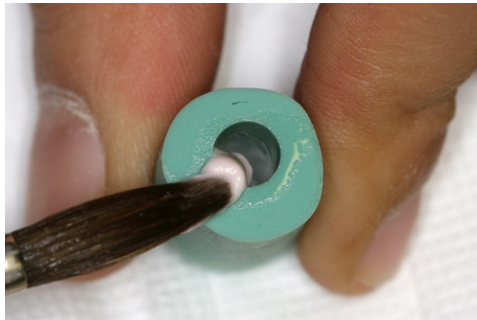
Her gruba ait seramik tozu ve likidi üretici firma talimatlarına uygun şekilde karıştırıldı. Hamur kıvamındaki seramik, silikon ölçü içindeki boşluğa kondansasyon tekniği kullanılarak tabakalar halinde yerleştirildi (Şekil 149). Bu sırada seramik üzerinde açığa çıkan fazla nem, emici kağıt mendil ile alındı. Seramik hamurunun sertleşmesi için 5 dk beklendikten sonra silikon kalıp bir bistüri yardımıyla kesilerek seramik kalıbın içinden dikkatlice çıkarıldı (Şekil 150).



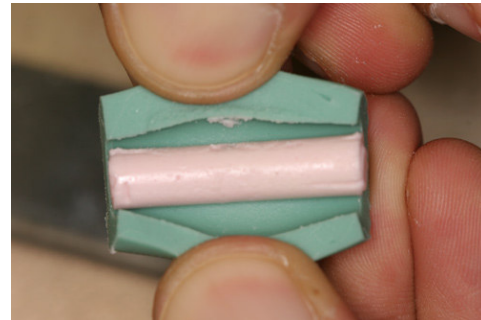
Şekil 147: Mum kalıp üzerinde ölçü



Şekil 148: Silikon kalıp



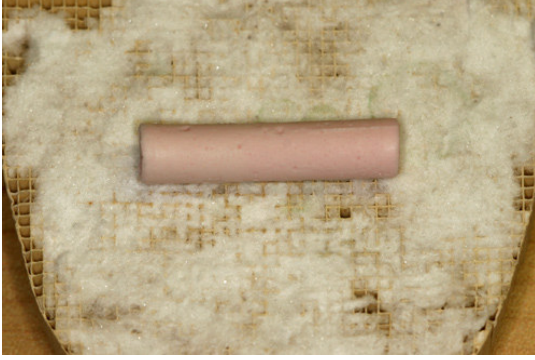
Şekil 149: Seramik kondansasyonu



Şekil 150: Seramiğin kalıp içinden çıkarılması

<sup>36</sup>Zetaplus, Zhermack, Almanya

Düzeltilme gereken örneklerde fırça yardımıyla ilaveler yapıldıktan sonra (Şekil 151) seramik hamurları, üretici firma talimatlarına (Tablo10) uygun şekilde pişim işlemine tabi tutuldu.



**Şekil 151: Pişim öncesi seramik çubuk**

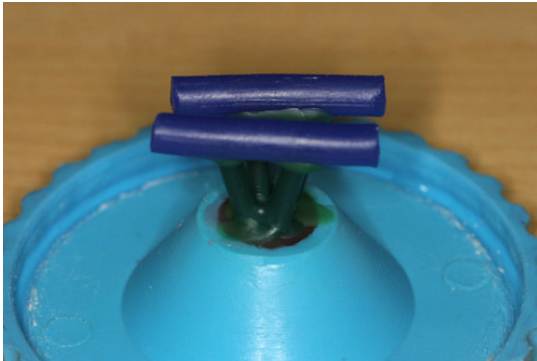


**Şekil 152: 2 pişim sonrası seramik çubuk**

Pişim sonrası soğuma işleminden sonra seramik örnekler ISO 9693 standardında belirtildiği gibi ikinci kez tekrar seramik fırınında pişim işlemine tabi tutuldu. İkinci pişim işleminden sonra seramik çubukların iki ucu tesviye işlemleri ile birbirine paralel hale getirildi (Şekil 152).

### **3.3.2.2.Seramik örneklerinin modifiye tabakalama ve presleme yöntemiyle hazırlanması**

Modifiye tabakalama ve presleme tekniğinin kullanıldığı 6 ve 13 arasındaki gruplarda seramik örneklerin hazırlanması için kalıp olarak 5 mm çapındaki döküm kanal mumu kullanıldı. Kanal mumu 25 mm boyunda kesildikten her grup için ikişer adet mum manşet kalıbına bağlandı (Şekil 153).



**Şekil 153: Manşete bağlanmış mum maketler**



**Şekil 154: Presleme tekniği ile hazırlanmış örnek**

Hazırlanan manşet kalıplarının içi fosfat bağlayıcılı revetman kullanılarak dolduruldu ve mum eliminasyon işlemi gerçekleştirildi.

6, 7, 8, 9, ve 10. gruplarda preslenecek seramikler '3.1.3.3.1.Preslenecek dentin seramiklerinin tabakalama yöntemiyle hazırlanması' bölümünde anlatılan prosedürlere uygun şekilde hazırlandı. Ayrıca ISO 9693'de belirtildiği gibi ısı genişleme katsayısı ölçülecek örnekler ikinci kez tekrar aynı derecelerde ve sürelerde pişim işlemine tabi tutuldu.

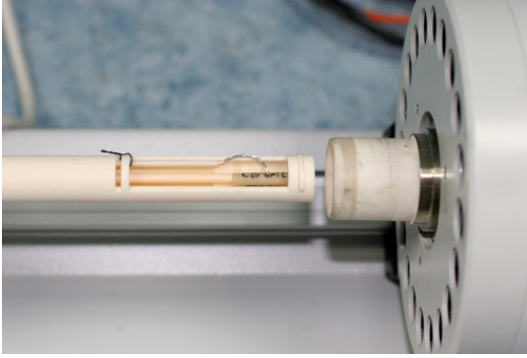
Mum eliminasyon işlemi sonrasında revetman kalıp içinde oluşan boşluğa 6 ve 10 arasındaki gruplarda tarafımızdan 2 kere pişirilerek hazırlanan feldspatik seramik ingotlar; 11 ve 13 arasındaki gruplarda ise firmadan temin edilen hazır cam seramik ingotlar her grupta 2'şer adet örnek olacak şekilde ısı altında preslendi (Tablo 13). Tüm gruplarda gerekli tesviye işlemlerinden sonra ısı genişleme katsayısı için örneklerin hazırlanması işlemine son verildi (Şekil 154).

### **3.3.3.İsı genişleme katsayısı ölçüm deneyi**

Çalışmamızda kullanılan seramik ve metal örneklerin ısı genişleme katsayıları ölçme işlemi İ.T.Ü. Kimya Metalurji Fakültesi, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı, Isıl İşlem Laboratuvarı'nda dilatometre cihazı<sup>37</sup> kullanılarak gerçekleştirildi. Dilatometre cihazının deneyler öncesinde ölçümleme işlemi Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> çubuk kullanılarak gerçekleştirildi.

2 adet metal ve her gruba ait 2'şer adet seramik örnek ölçüm için sırayla cihazın ilgili bölmesine yerleştirildi (Şekil 155). ISO 9693 belgesinde belirtilen prosedürlere uygun şekilde dk'da 5°C'lik ısı artışıyla metal örneklerde 25°C ile 600°C, seramik örneklerde ise 25°C ile 500°C aralığında doğrusal ısı genişleme katsayısını saptayan yatay uç vasıtasıyla dilatometrik ölçümler yapıldı (Şekil 156).

<sup>37</sup>402 C, Netzsch, Almanya



Şekil 155: Cihaza yerleştirilmiş örnek



Şekil 156: Isıl işlem uygulaması

Elde edilen sonuçlar, cihaza ait Netzsch analiz programı vasıtasıyla  $10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  cinsinden değerlendirildi. Gruplara ait 2'şer örneğin ortalama değerleri hesaplanarak her grubun ısı genleşme katsayısı belirlendi.

### 3.4.Seramik Örneklerin Kristal Analizlerinin Yapılması

Çalışmamızda kullandığımız seramik materyallerin lösit kristallerinin dağılımının incelenmesi için Yıldız Teknik Üniversitesi, Kimya-Metalürji Fakültesi, Metalürji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı, Yapısal Çözümleme ve Kristalografi Laboratuvarı'nda bulunan x-ışınları difraktometre cihazı<sup>38</sup> kullanıldı.

Üç nokta eğme testi sonrası metal alaşımlarının yüzeylerinden ayrılan ve tüm gruplardan rastgele seçilen birer adet seramik örnek x-ışınları difraktometre cihazına yerleştirildi. Cu  $K\alpha$  radyasyonu kullanılarak  $5-90^{\circ}$  aralığında kristal yapı analizleri gerçekleştirilerek kristal içerikleri belirlendi.



Şekil 157: X ışınları difraktometre cihazı

<sup>38</sup>X'Pert Pro, PANalytical B.V., Hollanda

## 4. BULGULAR

### 4.1.Elastiklik Katsayısı Bulguları

Çalışmamızda kullanılan Ni-Cr metal alaşımının elastiklik katsayısının ölçümü için hazırlanan örneklerin değerleri Tablo 14'te verilmiştir. Hazırlanan 3 adet örneğin ortalaması alınarak elastiklik katsayısı 'GPa' biriminde belirlendi.

**Tablo 14: Ni-Cr metal alaşımı elastiklik katsayısı değerleri**

Örnekler	Elastiklik katsayısı (GPa)
1	216
2	203
3	214
Ortalama	211

### 4.2.Üç Nokta Eğme Testi Bulguları

Verilerin değerlendirilmesinde SPSS for Windows 10.0 istatistik paket programı kullanıldı. Karşılaştırmalarda One-way ANOVA ( $p \geq 0,01$ ) ve Student's T ( $p \geq 0,001$ ) testleri kullanıldı.

Tüm gruplarda metal ile seramik örneklerin bağlantı dayanıklılığının belirlendiği 3 nokta eğme testinden elde edilen sonuçlar, ortalamalar ve p değerleri Tablo 15-27'de; tüm gruplara ait bağlantı dayanıklılığı değerlerinin aritmetik ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 28'de; 1-10 arasındaki grupların bağlantı dayanıklılığı karşılaştırılması Şekil 159'da; gruplararası ikili bağlantı dayanıklılığı değerlerinin karşılaştırılması Tablo 29'da; bağlantı dayanıklılığının şekillendirme yöntemlerine göre karşılaştırılması Tablo 30'da verilmiştir.

**Tablo 15: Vita Omega - Tabakalama tekniği (Grup 1)**

Örnekler	Bağlantı dayanıklılığı (MPa)
1	44,13
2	49,17
3	33,22
4	35,95
5	36,50
6	40,82
7	40,95

**Tablo 16: Vita VMK 95 - Tabakalama tekniği (Grup 2)**

Örnekler	Bağlantı dayanıklılığı (MPa)
1	51,00
2	42,32
3	45,67
4	36,07
5	47,03
6	55,75
7	42,42



**Tablo 17: IPS Classic - Tabakalama tekniği (Grup 3)**

Örnekler	Bağlantı dayanıklılığı (MPa)
1	49,57
2	40,97
3	39,87
4	43,37
5	38,80
6	43,15
7	37,32

**Tablo 18: Ceramco 3 - Tabakalama tekniği (Grup 4)**

Örnekler	Bağlantı dayanıklılığı (MPa)
1	40,02
2	37,05
3	34,22
4	36,90
5	46,92
6	32,97
7	34,50

**Tablo 19: Matchmaker MC - Tabakalama tekniği (Grup 5)**

<b>Örnekler</b>	<b>Bağlantı dayanıklılığı (MPa)</b>
1	40,95
2	43,90
3	38,00
4	42,37
5	45,22
6	42,30
7	37,52

**Tablo 20: Vita Omega - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 6)**

<b>Örnekler</b>	<b>Bağlantı dayanıklılığı (MPa)</b>
1	41,30
2	50,30
3	41,42
4	46,52
5	45,30
6	40,42
7	43,47

**Tablo 21: Vita VMK 95 - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 7)**

<b>Örnekler</b>	<b>Bağlantı dayanıklılığı (MPa)</b>
1	47,80
2	34,37
3	57,25
4	47,82
5	46,40
6	43,55
7	56,17

**Tablo 22: IPS Classic - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 8)**

<b>Örnekler</b>	<b>Bağlantı dayanıklılığı (MPa)</b>
1	42,50
2	58,25
3	41,20
4	44,25
5	39,22
6	48,10
7	42,87

**Tablo 23: Ceramco 3 - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 9)**

Örnekler	Bağlantı dayanıklılığı (MPa)
1	34,50
2	39,80
3	36,47
4	37,45
5	35,62
6	37,37
7	45,07

**Tablo 24: Matchmaker MC - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 10)**

Örnekler	Bağlantı dayanıklılığı (MPa)
1	45,57
2	52,15
3	46,45
4	51,17
5	53,75
6	44,97
7	48,20

**Tablo 25: IPS Empress - Presleme tekniği (Grup 11)**

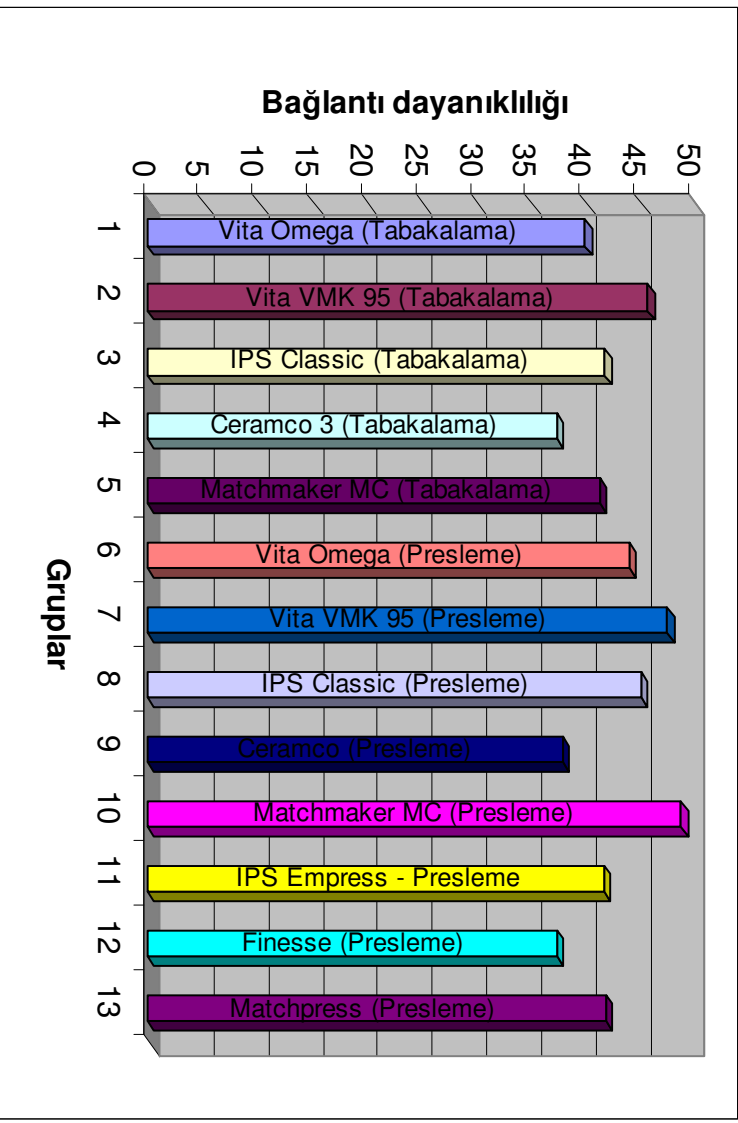
Örnekler	Bağlantı dayanıklılığı (MPa)
1	38,11
2	39,22
3	42,62
4	40,56
5	47,34
6	45,15
7	39,51

**Tablo 26: Finesse - Presleme tekniği (Grup 12)**

Örnekler	Bağlantı dayanıklılığı (MPa)
1	35,75
2	39,00
3	36,50
4	39,55
5	32,80
6	43,15
7	35,51

Tablo 27: Matchpress - Presleme tekniği (Grup 13)

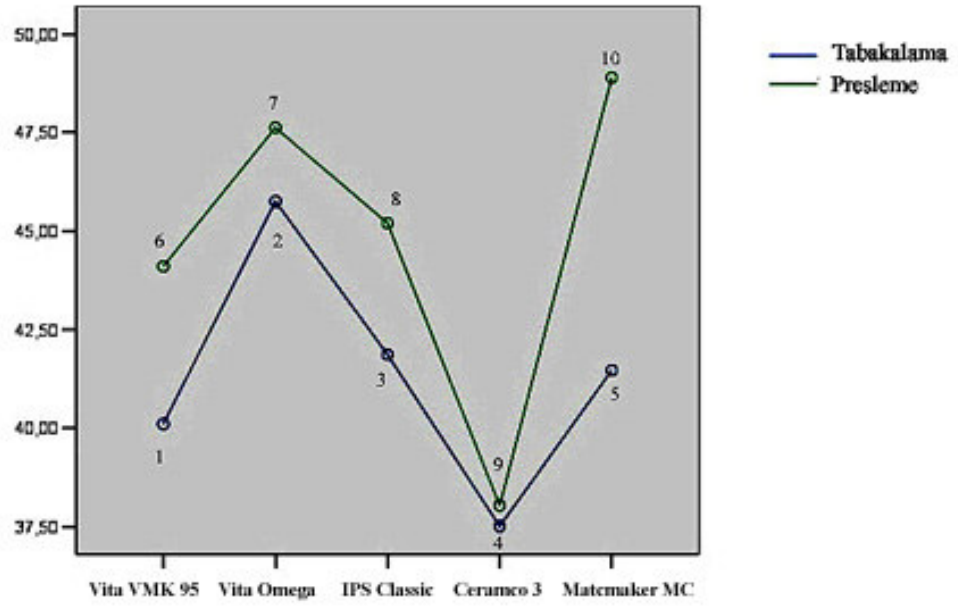
Örnekler	Bağlantı dayanıklılığı (MPa)
1	39,68
2	35,12
3	43,40
4	50,71
5	46,14
6	40,45
7	38,54



Şekil 158: Tüm gruplara ait bağlantı dayanıklılığı değerlerinin aritmetik ortalama grafiği

**Tablo 28: Tüm gruplara ait bağlantı dayanıklılığı değerlerinin aritmetik ortalama ve standart sapma değerleri**

Gruplar	Aritmetik ortalama (MPa)	Standard sapma
Grup 1 - Vita Omega (Tabakalama)	40,10	5,43
Grup 2 - Vita VMK 95 (Tabakalama)	45,80	6,40
Grup 3 - IPS Classic (Tabakalama)	41,86	4,04
Grup 4 - Ceramco 3 (Tabakalama)	37,51	4,76
Grup 5 - Matchmaker MC (Tabakalama)	41,47	2,87
Grup 6 - Vita Omega (Tabakalama+Presleme)	44,10	3,53
Grup 7 - Vita VMK 95 (Presleme+Presleme)	47,62	7,74
Grup 8 - IPS Classic (Presleme+Presleme)	45,20	6,37
Grup 9 - Ceramco 3 (Presleme+Presleme)	38,05	3,52
Grup 10 - Matchmaker MC (Presleme+Presleme)	48,90	3,47
Grup 11 - IPS Empress (Presleme+Presleme)	41,78	3,40
Grup 12 - Finesse (Presleme)	37,46	5,80
Grup 13 - Matchpress (Presleme)	42,00	5,19



Şekil 159: 1-10 arasındaki grupların bağlantı dayanıklılığı karşılaştırılması

Tablo 29: Gruplararası ikili bağlantı dayanıklılığı değerlerinin karşılaştırması ( $p \geq .001$ )

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
2	5,65											
3	1,76	3,89										
4	2,59	8,24	4,35									
5	1,36	4,29	0,40	3,95								
6	3,99	1,65	2,24	6,59	2,64							
7	7,52	1,87	5,76	10,11	6,16	3,52						
8	5,09	0,55	3,33	7,69	3,73	1,09	2,42					
9	2,07	7,71	3,82	0,53	3,42	6,06	9,58	7,16				
10	8,79	3,14	7,03	11,38	7,43	4,79	1,27	3,70	10,85			
11	1,68	3,96	0,07	4,28	0,32	2,31	5,84	3,41	3,75	7,11		
12	2,64	8,34	4,40	0,05	4,01	6,64	10,16	7,74	7,74	11,44	4,32	
13	1,9	3,75	0,14	4,49	0,54	2,09	5,62	3,19	3,97	6,89	0,22	4,54

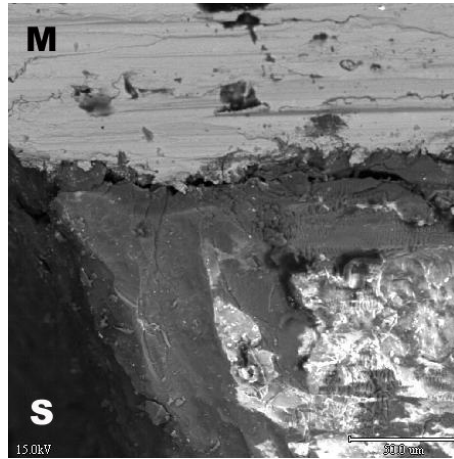


**Tablo 30: Bağlantı dayanıklılığının şekillendirme yöntemlerine göre karşılaştırılması**

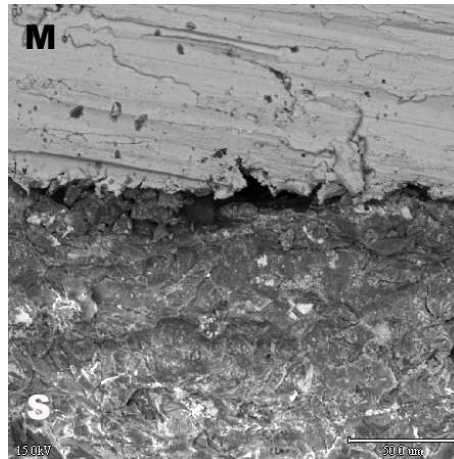
Şekillendirme yöntemi	Örnek sayısı	Aritmetik ortalama (MPa)	Standard sapma
Tabakalama	35	41,34	5,39
Tabakalama+Presleme	35	44,77	5,86
Presleme	21	40,41	5,67

### 4.3.SEM Bulguları

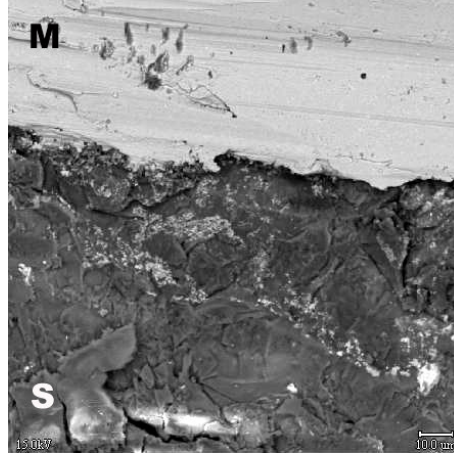
Çalışmamızda, 3 nokta eğme testi sonrası metal-seramik örneklerin kopma arayüzlerinden alınan  $\times 500$  büyütme SEM görüntüleri Şekil 160 - 172’de verilmiştir.



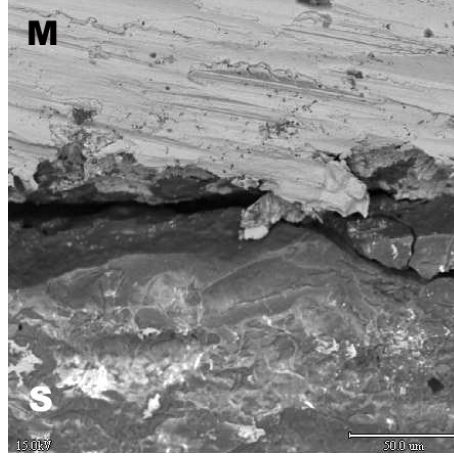
**Şekil 160: Vita Omega - Tabakalama tekniği (Grup 1)**



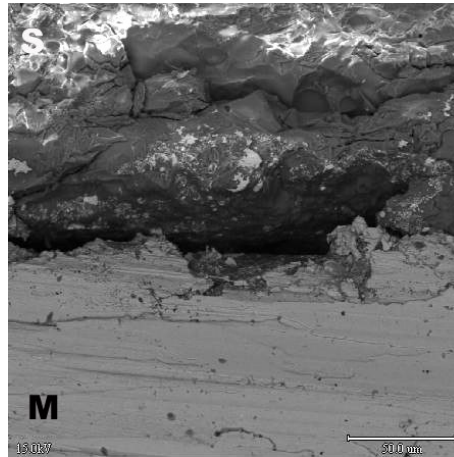
**Şekil 161: Vita VMK 95 - Tabakalama tekniği (Grup 2)**



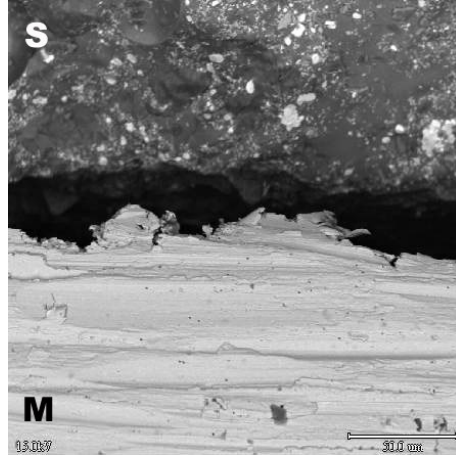
Şekil 162: IPS Classic - Tabakalama tekniği (Grup 3)



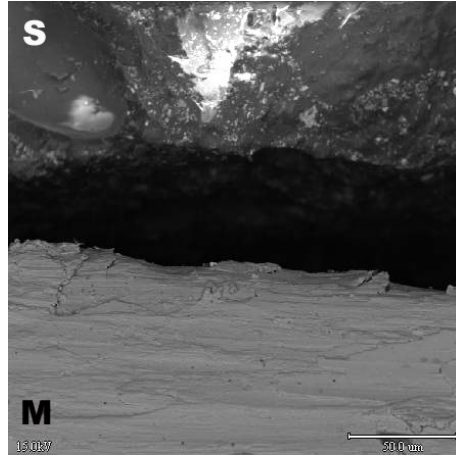
Şekil 163: Ceramco 3 - Tabakalama tekniği (Grup 4)



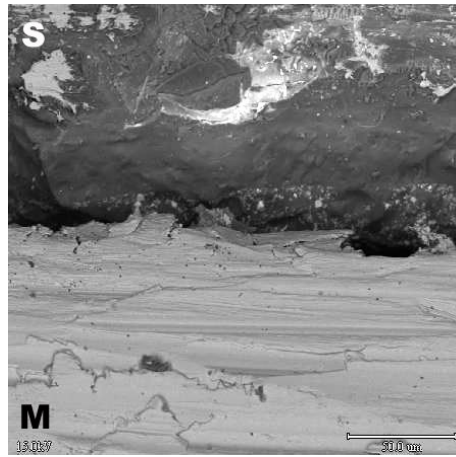
Şekil 164: Matchmaker MC - Tabakalama tekniği (Grup 5)



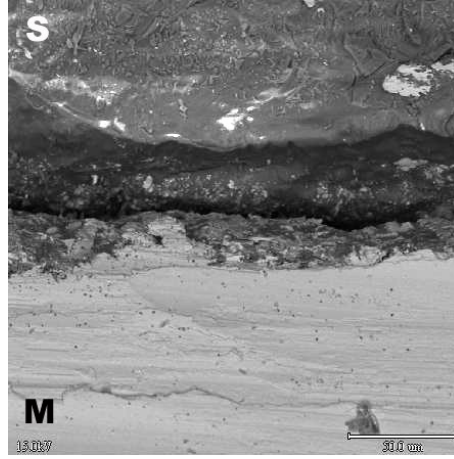
Şekil 165: Vita Omega - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 6)



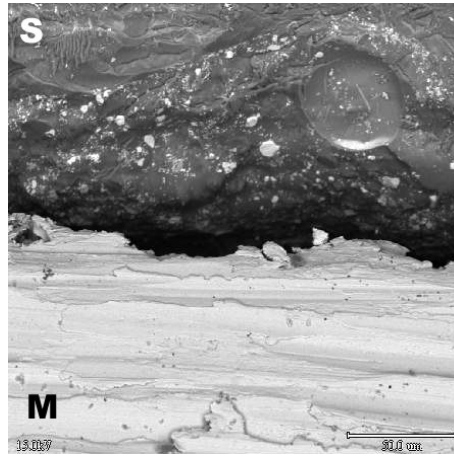
Şekil 166: Vita VMK 95 - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 7)



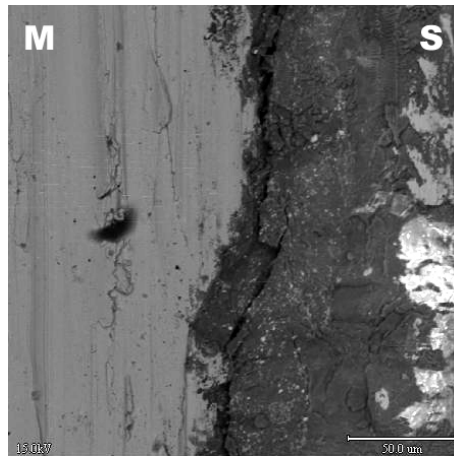
Şekil 167: IPS Classic - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 8)



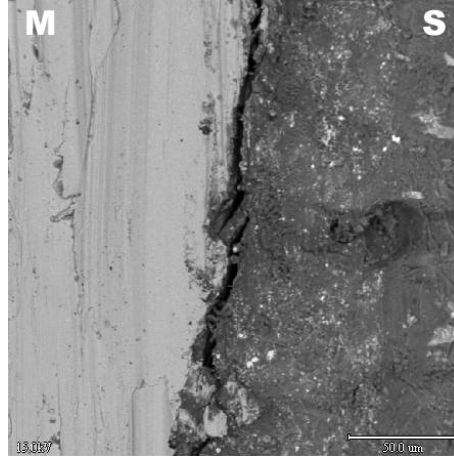
Şekil 168: Ceramco 3 - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 9)



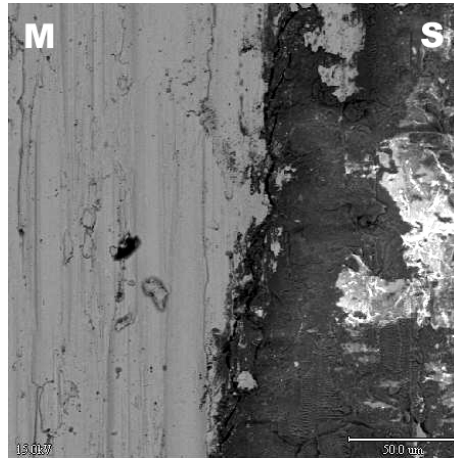
Şekil 169: Matchmaker MC - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 10)



Şekil 170: IPS Empress - Presleme tekniği (Grup 11)



**Şekil 171: Finesse - Presleme tekniği (Grup 12)**



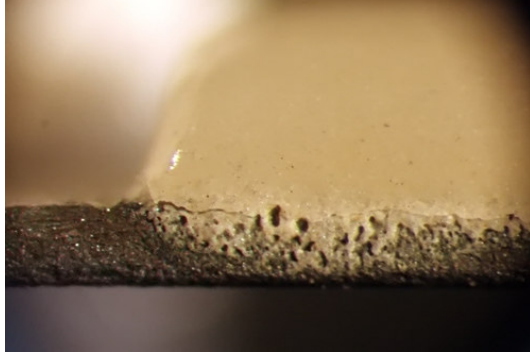
**Şekil 172: Şekil 173: Matchpress - Presleme tekniği (Grup 13)**

#### 4.4.Stereomikroskop Bulguları

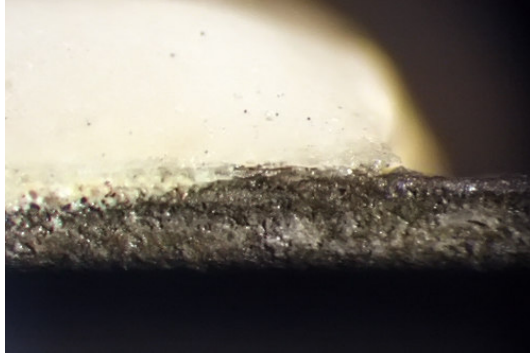
Kullanılan seramik ve şekillendirme yöntemine ait örneklerinin, stereomikroskop ile alınan görüntülerinde arayüzeyleri ile seramik ve metalin kopma alanları görülmektedir.



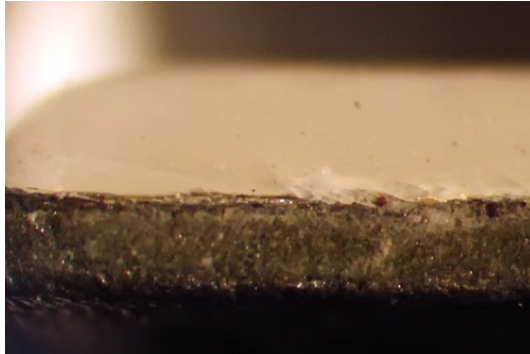
**Şekil 174: Vita Omega - Tabakalama tekniği (Grup 1)**



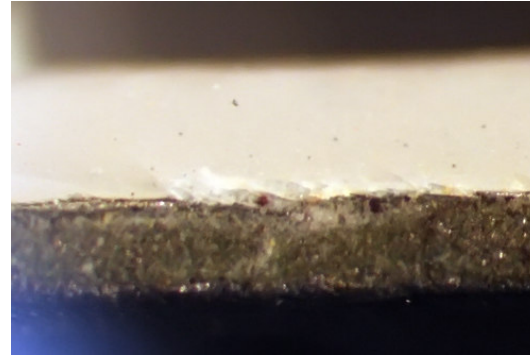
**Şekil 175: Vita VMK 95 - Tabakalama tekniği (Grup 2)**



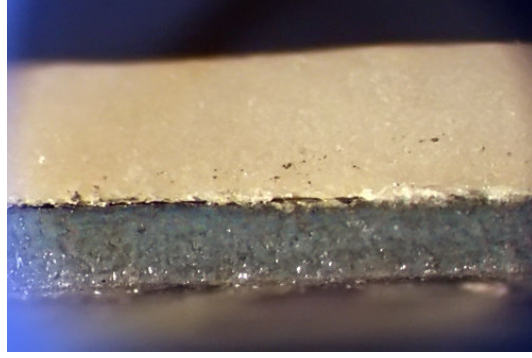
**Şekil 176: IPS Classic - Tabakalama tekniği (Grup 3)**



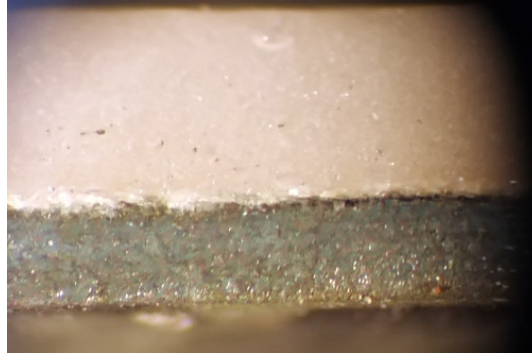
**Şekil 177: Ceramco 3 - Tabakalama tekniği (Grup 4)**



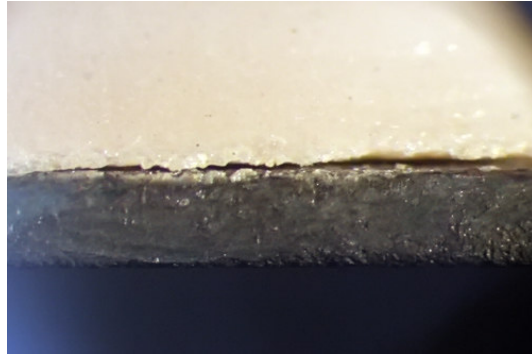
**Şekil 178: Matchmaker MC - Tabakalama tekniği (Grup 5)**



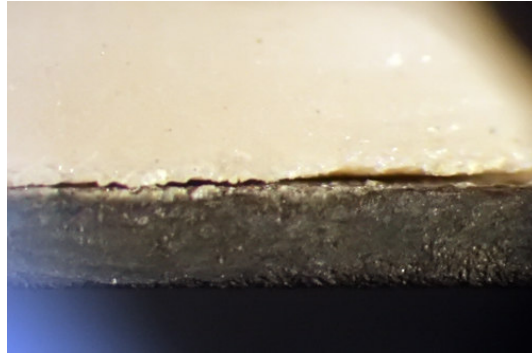
**Şekil 179: Vita Omega - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 6)**



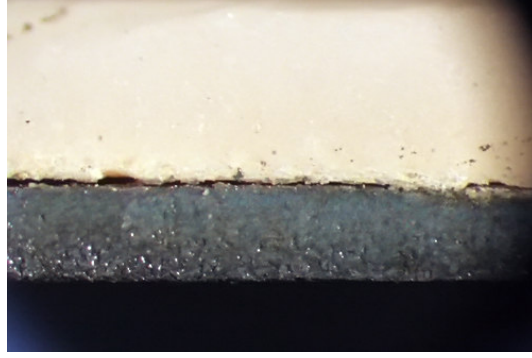
**Şekil 180: Vita VMK 95 - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 7)**



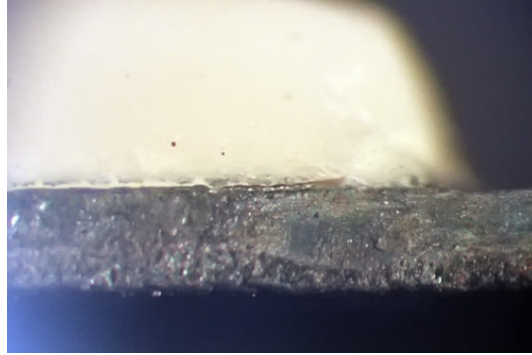
**Şekil 181: IPS Classic - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 8)**



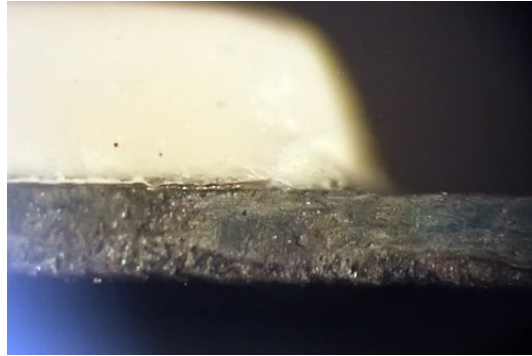
**Şekil 182: Ceramco 3 - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 9)**



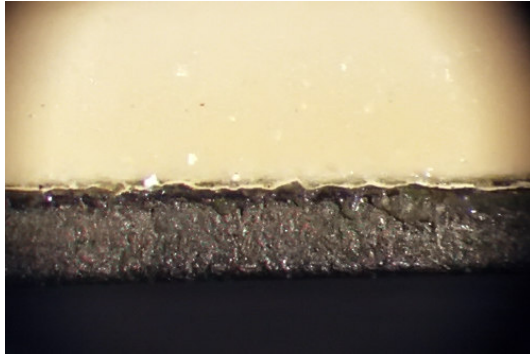
**Şekil 183: Matchmaker MC - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 10)**



**Şekil 184: IPS Empress - Presleme tekniği (Grup 11)**



**Şekil 185: Finesse - Presleme tekniği (Grup 12)**



**Şekil 186: Matchpress - Presleme tekniği (Grup 13)**

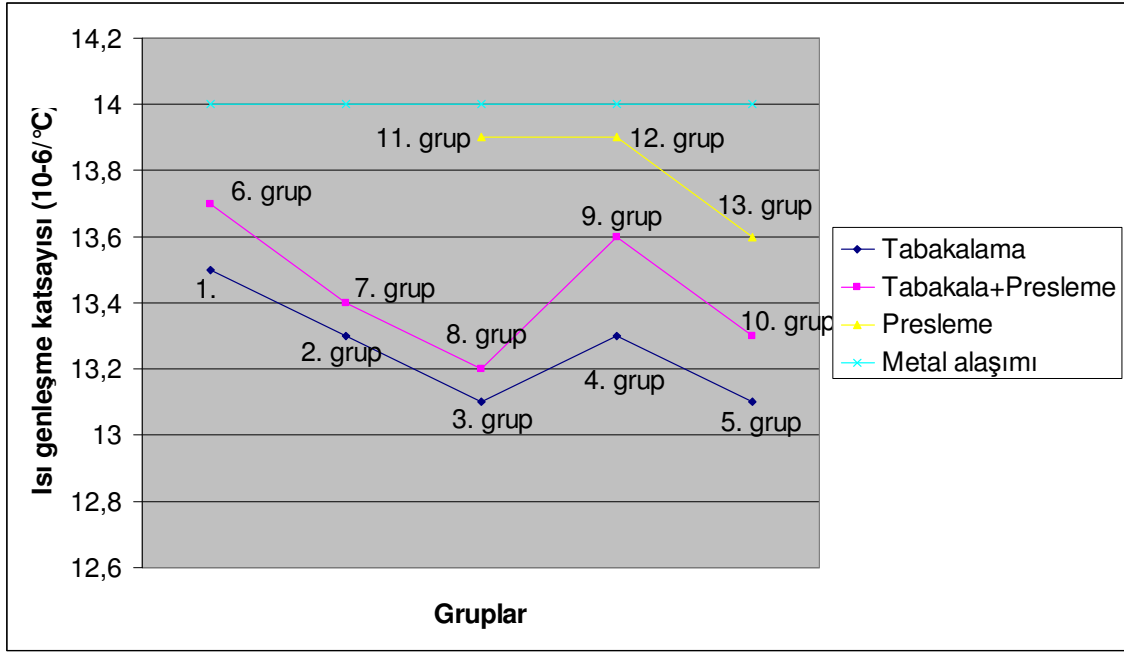


#### 4.5. Isı Genleşme Katsayısı Bulguları

Çalışmamızdaki tüm marka ve şekillendirme tekniklerine ait 2'şer seramik ile tek tip metal alaşımına ait 2 adet örneğin dilatometre cihazında ölçülen ısı genleşme katsayısı ortalamaları Tablo 31'de; karşılaştırılmaları ise Şekil 187'de gösterilmiştir.

**Tablo 31: Örneklerin ısı genleşme katsayısı ortalamaları**

Örnekler	Isı genleşme katsayısı	Firma tarafından bildirilen ısı genleşme katsayısı
Ni-Cr alaşım	$14,0 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$	$14,1 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$
Grup 1 - Vita Omega (Tabakalama)	$13,5 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$	$13,4 - 13,9 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$
Grup 2 - Vita VMK 95 (Tabakalama)	$13,3 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$	$13,3 - 13,7 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$
Grup 3 - IPS Classic (Tabakalama)	$13,1 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$	$12,6 - 13,2 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$
Grup 4 - Ceramco 3 (Tabakalama)	$13,3 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$	$13,2 - 13,7 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$
Grup 5 - Matchmaker MC (Tabakalama)	$13,1 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$	$12,8 - 13,3 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$
Grup 6 - Vita Omega (Tabakalama+Presleme)	$13,7 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$	
Grup 7 - Vita VMK 95 (Tabakalama+Presleme)	$13,4 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$	
Grup 8 - IPS Classic (Tabakalama+Presleme)	$13,2 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$	
Grup 9 - Ceramco 3 (Tabakalama+Presleme)	$13,6 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$	
Grup 10 - Matchmaker MC (Tabakalama+Presleme)	$13,3 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$	
Grup 11 - IPS Empress (Presleme)	$13,8 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$	$14,0 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$
Grup 12 - Finesse (Presleme)	$13,9 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$	$13,9 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$
Grup 13 - Matchpress (Presleme)	$13,6 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$	$13,7 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$

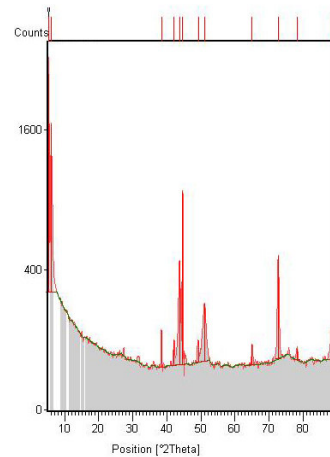


Şekil 187: Grupların ısı genleşme katsayıları karşılaştırması

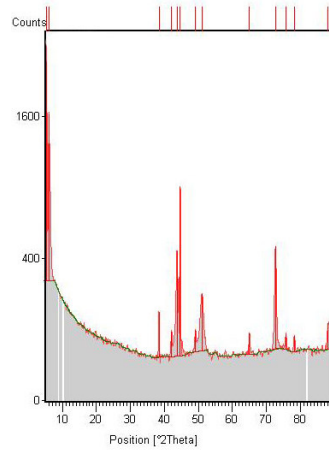
#### 4.6.X-Işınlari Difraksiyon Analizi Bulguları

Tüm gruplardan rastgele seçilen birer adet seramik örnek x-ışınları difraktometre cihazına 5-90° aralığında gerçekleştirilen lösit kristal analizler grafikleri Şekil 188-200'de verilmiştir. Grafik üzerinde en tepe noktalar kristalin cam faz içindeki değerini vermektedir.

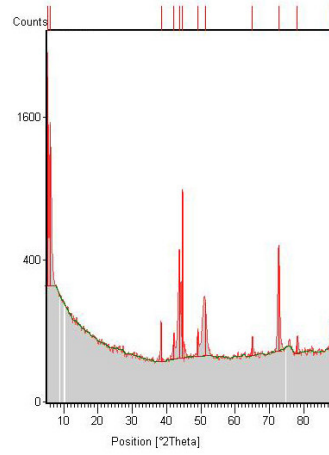
Tüm gruplardaki lösit kristali değerleri Tablo 32'de, tüm grupların lösit kristal değerleri karşılaştırılması ise Şekil 201'de verilmiştir.



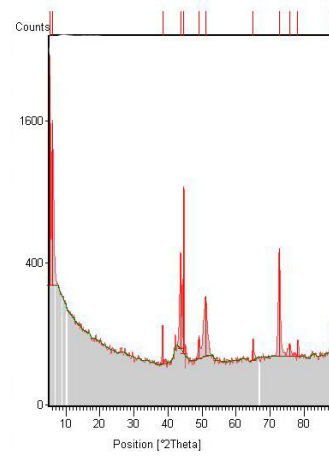
Şekil 188: Vita Omega tabakalama tekniği (Grup 1)



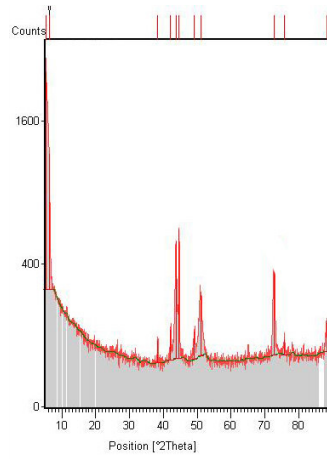
**Şekil 189: Vita VMK 95 - Tabakalama tekniği (Grup 2)**



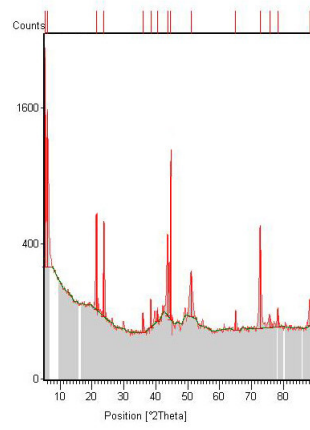
**Şekil 190: IPS Classic - Tabakalama tekniği (Grup 3)**



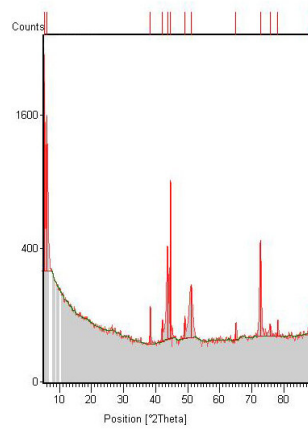
**Şekil 191: Ceramco 3 - Tabakalama tekniği (Grup 4)**



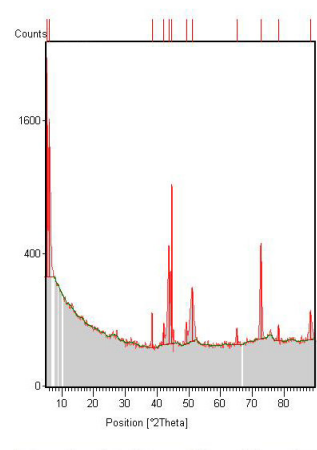
**Şekil 192: Matchmaker MC - Tabakalama tekniği (Grup 5)**



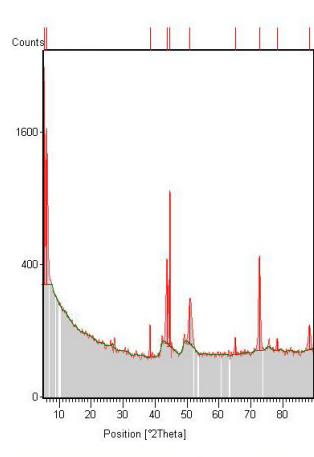
**Şekil 193: Vita Omega - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 6)**



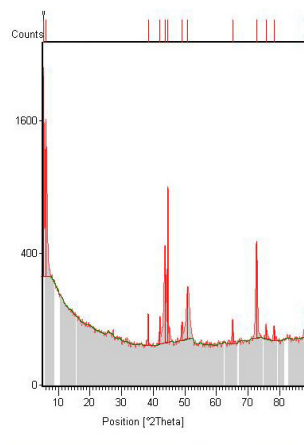
**Şekil 194: Vita VMK 95 - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 7)**



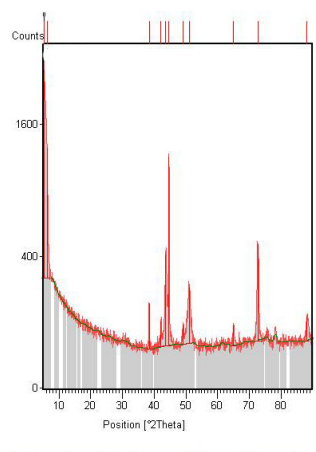
**Şekil 195: IPS Classic - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 8)**



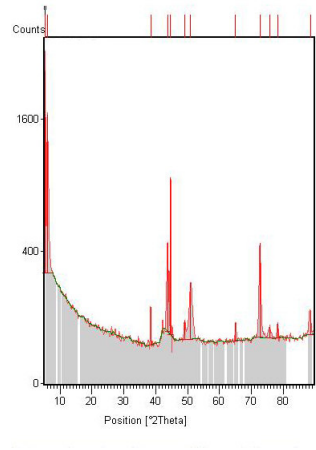
**Şekil 196: Ceramco 3 - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 9)**



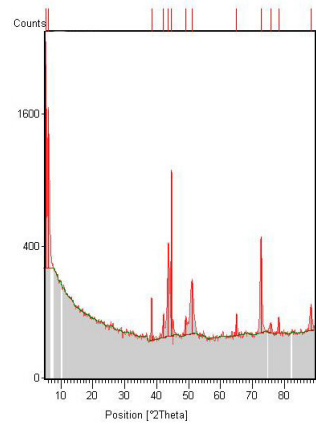
**Şekil 197: Matchmaker MC - Tabakalama+presleme tekniği (Grup 10)**



**Şekil 198: IPS Empress - Presleme tekniği (Grup 11)**



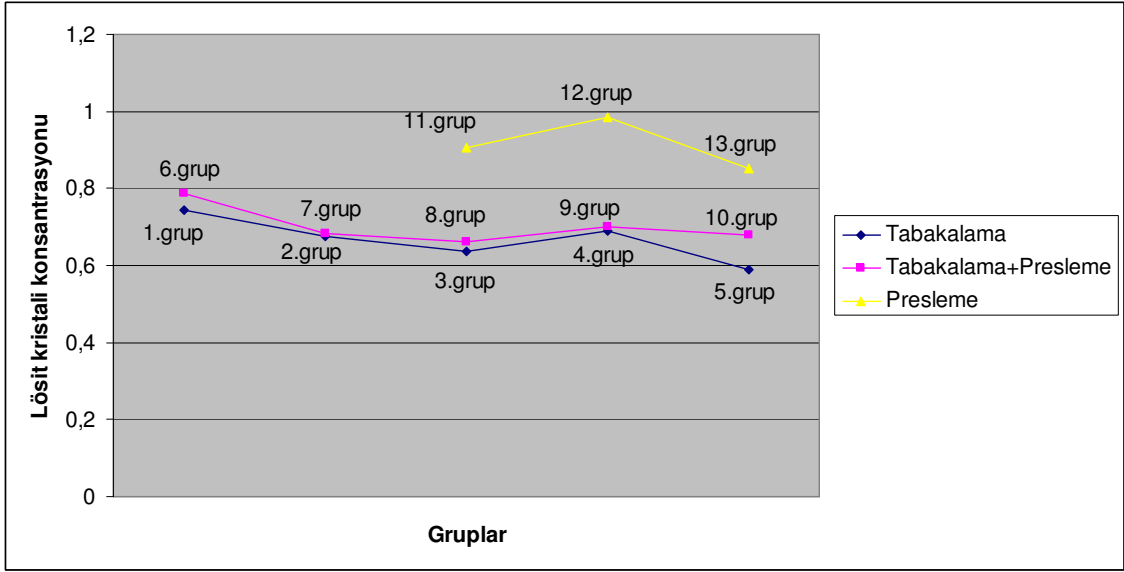
**Şekil 199: Finesse - Presleme tekniği (Grup 12)**



**Şekil 200: Matchpress - Presleme tekniği (Grup 13)**

**Tablo 32: Tüm gruplardaki lösit kristali değerleri**

<b>Örnekler</b>	<b>Lösit kristali değeri</b>
Grup 1 - Vita Omega (Tabakalama)	,743
Grup 2 - Vita VMK 95 (Tabakalama)	,677
Grup 3 - IPS Classic (Tabakalama)	,635
Grup 4 - Ceramco 3 (Tabakalama)	,689
Grup 5 - Matchmaker MC (Tabakalama)	,589
Grup 6 - Vita Omega (Tabakalama+Presleme)	,788
Grup 7 - Vita VMK 95 (Tabakalama+Presleme)	,681
Grup 8 - IPS Classic (Tabakalama+Presleme)	,661
Grup 9 - Ceramco 3 (Tabakalama+Presleme)	,701
Grup 10 - Matchmaker MC (Tabakalama+Presleme)	,679
Grup 11 - IPS Empress (Presleme)	,907
Grup 12 - Finesse (Presleme)	,983
Grup 13 - Matchpress (Presleme)	,851



Şekil 201: Tüm grupların lösit kristal değerleri karşılaştırılması



## 5. TARTIŞMA

Restoratif diş hekimliğinde en yaygın olarak tercih edilen iki malzeme olan metal ve seramik uzun yıllardır başarıyla birlikte kullanılmışlardır (89, 106, 115). Aralarında büyük yapısal farklılıklar gösteren bu iki malzemenin bir arada kullanılma nedenleri birbirlerinin eksik yönlerini kapatarak bir bütün oluşturabilmeleridir.

Metal altyapı, seramiğin zayıf olan gerilme ve makaslama kuvvetlerine karşı direncini kısmen giderip mekanik özelliklerini artırırken; seramik de estetik özellikleri ve diş dokusuna benzer görüntüsü nedeniyle metalin eksik olan estetik özelliklerini maskeleye yardımcı olmaktadır.

Metal seramik restorasyonların başarısını arttırmak için yıllardır çok çeşitli in vivo ve in vitro araştırmalar yapılmaktadır. In vivo deneylerde uygulanacak olan restorasyonların, bireylerin estetik ve fonksiyonel gereksinimlerine göre, farklı geometrilere yapıma zorunluluğu, deney örneklerinin standardize edilmesini olanaksız hale getirmektedir. In vitro deneylerde ise, biyolojik ortamın bütün koşullarının yerine getirilebilmesi mümkün olmasa bile, şartların büyük çoğunluğunun standart hale getirilebilmesi, yapılan çalışmanın klinik uygulanabilirliğinin tespit edilmesinde güvenilir veriler elde edilmesini sağlar (8). Çalışmamızda, metal seramik bağlantı dayanıklılığını ölçerken gerekli standartların sağlanması ve daha güvenilir sonuçlar elde edilebilmesi için in vitro deney yöntemleri uygulandı.

Metal seramik restorasyonlarla ilgili yapılan çalışmaların büyük bir çoğunluğu aradaki bağlantı direncini ölçmeye yöneliktir. Bu konuda makaslama, itme çekme, darbe gibi birçok test yöntemi (101). Fakat metal seramik bağlantısının karmaşık yapısı ve değişik yapım teknikleri; bu testlerde kırılmaların bağlantıdan ziyade seramikte meydana gelmesine sebep olmaktadır. Bu da klinikte görülen kırıklar ile tam bir korelasyon sağlayamamaktadır. Bahsedilen test yöntemlerinde elde edilen sonuçların yaklaşık sonuçlar olduğu ve gerçek sonuçların kolay elde edilemeyeceği bildirilmektedir (132).

Della ve Van Noort, 1995 yılında metal seramik bağlantısının çeşitli test yöntemleri ile ölçülmesi hakkında yaptıkları çalışmada makaslama testlerinde kopmanın seramik içinde koheziv olarak gerçekleştiğini; arayüzde adeziv kopmanın düşük oranda gerçekleştiğini, bu yüzden makaslama testlerinin, bağlantının ölçülmesi açısından çok

güvenilir olamayacağını öne sürmüştür. Bunun sebebi olarak da makaslama testlerinde kuvvetin yapı içinde homojen olarak dağılamamasını göstermiştir. Eğme testlerinde ise kopmanın çoğunlukla metal seramik arayüzünde adeziv olarak gerçekleştiği belirtilmiştir (66).

Bağlantı direncinin ölçülmesi için seramiğin koheziv kuvvetinin, metal seramik arayüzündeki bağlantı kuvvetinden daha fazla olması gerekmektedir. Ayrıca test yöntemlerinde standardizasyon sağlanmalı ve asgari deneysel değişkenlikler göstermelidir (101). Papazoglou ve ark. değişik test yöntemlerinin birbirleriyle karşılaştırılması mümkün olmayan farklı değerler verdiğini bildirmiştir (172).

ISO, bahsedilen tüm test yöntemleriyle ilgili karmaşaları ortadan kaldırıp metal seramik sistemlerinin uyumuyla ilgili yapılacak çalışmalarda belli bir standart sağlamak için 1991 yılında bir belge yayımlamıştır. 1999 yılında ise bazı eklemeler yaparak ISO 9693 standardının ikinci baskısı yayımlanmıştır (111). Belgede metal-seramik örneklerin hazırlanması ve deneylerin yapım aşamaları, belli çerçeveler dahilinde detaylı olarak açıklanmıştır.

ISO 9693 standardında, metal seramik bağlantı dayanıklılığının belirlenmesi için üç nokta eğme testinin uygulanması gerektiği belirtilmiştir. Buna dayanarak standardın 2. baskısının yayımlandığı 1999 yılından beri metal seramik uyumuyla ilgili çalışmaların çoğu standarda uygun yapılmıştır (89, 107, 109, 142, 168, 191, 225).

Kuron köprü restorasyonlarında metal seramik bağlantısında, ağız içi kuvvetler karşısında oluşan başlıca gerilim çeşidi bükülmedir. Üç nokta eğme testi ile her iki materyalin bağlantı bölgesinde kopma esnasında oluşacak gerilimlerin kantitatif tespiti ve böylece dayanıklılığının değerlendirilmesi mümkün olmaktadır. Bunun için eğme deneyleri, birçok test düzeneğinin esasını teşkil etmektedir. Eğme deneylerinde, örneklerinin boyutlarının aynı olması ve deneyin eşit şartlarda yürütülmesi ile farklı elastiklik katsayısına sahip materyallerin bağlantı kuvvetlerinin direkt olarak birbirleriyle kıyaslanması mümkün olmaktadır. Deney düzeneğinin basit olması ve de örneklerin kolay hazırlanması bu testi en sık kullanılan metot yapmıştır (132, 133, 191).

Bizim çalışmamızda da ISO 9693 standardındaki koşulları yerine getirebilmek için metal seramik uyumunun araştırılması sırasında 3 nokta eğme testi kullanıldı.

Metal seramik restorasyonların devamlılığının sağlanmasında kullanılan metal altyapının tipi oldukça önemlidir. Metal seramik restorasyonlarında ilk kullanılan metal

alaşımları, yüksek altın içerikli soy metal alaşımlarıdır. Bu alaşımlar yumuşak dokular ile biyolojik olarak uyumlu olmaları ve renk özelliklerinin üstün olması nedeniyle uzun yıllar yaygın olarak kullanılmışlardır. Ancak ilerleyen senelerde maliyetlerinin artması kullanımlarında azalmaya sebep olmuştur (17,18, 72).

Ayrıca soy metal alaşımlarının bükülme dayanıklılıkları yeterli olmadığı için uzun gövdeli köprülerde kullanımları sakıncalı olabilmektedir. Eğilmeye ve bükülmeye karşı toleransı olmayan seramik ise ancak rijit bir metal alaşımı tarafından desteklenirse çığneme kuvvetlerine karşı dirençli bir hale gelebilir. Soy olmayan metal alaşımları ise hem bükülme dayanıklılıklarının yüksek hem de maliyetlerinin düşük olması sayesinde günümüzde çok yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Özellikle Ni-Cr içerikli soy olmayan metal alaşımları, dökümlerinin ve tesviyelerinin kolay olması ayrıca seramik ile olan bağlantı dirençlerinin de beklentileri karşılması dolayısıyla çalışmalarda yaygın olarak kullanılmaktadır ( 14, 17, 18, 31, 32, 72, 224).

Sunulan çalışmada; geliştirilen yöntemin bağlantı üzerindeki etkisini belirlemek amaçlandığı için özellikle birbirleri ile uyumlu olduğu bildirilen metal alaşımı-seramik çiftleri kullanılmıştır.

Jochen ve ark. (114), Rasmussen ve Doudakis (181) seramik ile birlikte kullanılacak metal alaşımlarının dökümünde artık metal kullanılmasının seramik ile metal arasındaki bağlantıyı etkileyebileceğini bildirmiştir. Yine de bağ direncine etkilerinin tam olarak incelenemediği ve artık metal kullanılmasının tartışmaya açık olduğu belirtilmiştir. Çalışmamızda da metal seramik bağlantısını ve yüzey oksidasyonunu etkilememesi için %100 saf metal alaşımı kullanılmıştır.

Barreto ve ark. (22), Vermilyea ve ark. (216) metal örneklerin dökümünde üretici firmanın önerdiği revetmanların kullanılmasını önermiştir. Özellikle revetmanın genişleme miktarının metalde soğuma esnasında oluşacak büzülme kompanse edebilecek düzeyde olması gerektiği, bu sayede metal altyapıda oluşabilecek boyutsal değişikliklerin ve streslerin asgari olacağı belirtilmiştir. Ayrıca revetmanın, soy olmayan metal alaşımlarının daha yüksek ısılarda gerçekleşen döküm ısılarından etkilenmemesinin revetman seçiminde önemli bir kriter olduğunu bildirilmiştir. Çalışmamızda da kullandığımız metal alaşımı ile uyumlu olduğu üretici firma tarafından bildiren Bego Bellovest fosfat bağlayıcı revetman kullanıldı.

Metal seramik sistemlerinde seramik kırılğan bir malzeme olduğu için uygulanan kuvvetin çoğunun metal tarafından karşılandığı kabul edilmektedir. Metal altyapının ise gerekli dayanıklılık ve rijiditeye sahip olabilmesi için yeterli kalınlıkta olması oldukça önemlidir. Çoğu araştırmacı metal altyapı için optimum kalınlığı 0,5 mm olarak bildirmektedir (104, 149, 216, 197, 199).

Silver ve ark. (199) metal altyapının 0,5 mm'den daha ince hazırlanması halinde, pişim sırasında seramiğin büzülmesine bağı olarak altyapı uyumunun bozulacağını belirtmiştir. Straussberg ve ark (202) metal altyapının 0,5 mm'nin altında bir kalınlığa sahip olması durumunda çigneme kuvvetleri karşısında deforme olacağını belirtmiştir. Bizim de çalışmamızda, metal altyapıların ISO 9693 prosedüründe belirtildiği gibi 0,55 mm kalınlığında standart olarak hazırlanabilmesi için hazır mum plakaları kalıp olarak kullandı.

Metal seramik bağlantısının ilk adımlarını oluşturan mekanik bağlantı basit olarak metal ile seramik yapının birbirlerinin içine geçerek kenetlenmesi ile gerçekleşir (2, 80, 96, 149, 150, 201).

Metal üzerinde frezle aşındırma ve kumlama ile makroskobik düzeyde pürüzlü bir yüzey oluşturmaya çalışılır. Bu yüzey seramik ile oluşturulan mekanik bağlantının ilk adımlarını oluşturur. Seramik, metal yüzeyinde oluşturulan girinti çıkıntılara girer, soğuma esnasında ise iki materyal birbirlerine kenetlenir ve mikromekanik bağlantı oluşur. Metalin seramik ile bağlantıyı kuracak yüzeyindeki artışla birlikte mekanik bağlantı da artar (2, 29, 149, 150, 175, 224).

Bu yöntemler içinde en yaygın olarak kullanılanı 125 µm çapında Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri belli bir basınç altında yapılan kumlama işlemidir (29, 136, 149, 150, 170).

Çalışmamızda, metaller üzerinde seramikle mekanik bağlantı oluşturacak gerekli pürüzlülüğü sağlamak amacıyla tungsten frezle tesviye işlemleri ve 125 µm çapında Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri ile 2 bar basınç altında kumlama işlemleri gerçekleştirildi.

Metal seramik restorasyonlarda kuvvetli bir bağlantının en önemli ve stabil faktörü kimyasal bağlantıdır ve seramiğin cam fazı ile metal yüzeyindeki oksit tabakası arasındaki elektron paylaşımı ve transferiyle oluşur (45, 53, 54, 57, 58, 70, 100, 128, 129, 136, 149, 150, 161, 167, 173, 178, 190, 204, 212, 224).

Nikel-krom ve kobalt-krom gibi soy olmayan alaşımlar içerdikleri birçok elementten dolayı kimyasal bağlantıdan sorumlu olan oksit tabakasını, oksidasyon ısıl işlemi sırasında kendiliğinden oluştururlar. Bu yüzden ayrıca metal oksitlerin ilavesine gerek yoktur (2, 3, 17, 18, 29, 42, 45, 49, 79, 123, 149, 150, 201).

Oluşan oksit tabakasının kalınlığı; alaşımın tipine, hazırlanmasına ve pişim prosedürüne göre değişkenlik gösterir. Pişim süresinin uzaması oksit tabakasının kalınlığını artırır (115, 149). Kalın oksit tabakası seramik ve metal arasında sandviç görevi yapıp ve kendi içinde kırılabilirken, asgariden daha ince oluşan oksit tabakası da zayıf bir kimyasal bağlantıya sebep olur (1, 15, 38, 57, 149).

Çalışmamızda mekanik ve kimyasal bağlantıyı sağlayacak ideal özelliklerde oksit tabakasının sağlanması için üretici firmanın önerdiği ısıl işlemler uygulanmıştır. Bağlantıyı zayıflatan aşırı oksit tabakasının elimine edilmesi için ise oksidasyon işleminden sonra metal yüzeylerinde tekrar kumlama işlemi gerçekleştirilmiştir.

Seramik pişimi öncesi metal yüzeyinin organik veya inorganik artıklarla kontamine olması seramikle olan bağlantıyı azaltacak odak noktaları oluşturabilir (149, 197, 224). Sunulan çalışmada da metal altyapılar önce distile su içinde ultrasonik banyoda bekletildikten sonra buhar banyosu işlemine tabi tutularak muhtemel organik veya inorganik artıklar uzaklaştırıldı.

Günümüzde diş hekimliği alanında kullanıma sunulan birçok tipte ve markada seramik materyal mevcuttur. Çalışmamızda, geleneksel tabakalama yöntemiyle şekillendirmek için beş farklı seramik markası kullanıldı. Diş hekimliğinde en yaygın olarak kullanılan bu beş seramik; Vita Omega, Vita VMK 95, Ivoclar Classic, Dentsply Ceramco 3 ve Schottlander Matchmaker MC'dir. Geleneksel yöntem modifiye edilerek geliştirilen, tabakalama-presleme tekniğinde de aynı seramik materyaller kullanıldı. Presleme tekniğinde ise Ivoclar IPS Empress, Dentsply Finesse ve Schottlander Matchpress hazır seramik ingotları kullanılmıştır.

Seramik malzemenin yeterli dayanıklılığa ve estetik özelliklere sahip olması için belli bir kalınlığın altında kullanılması sakıncalıdır. Literatürde, metal-seramik restorasyonlarda kullanılması gereken seramik kalınlığı için verilen değerler çeşitlilik göstermektedir. Hobo ve Shillingburg (104) asgari seramik kalınlığını 0,7 mm olarak kabul ederken; Isaacson ve Isaacson (108) asgari seramik kalınlığının 1mm'den az olmaması gerektiğini savunmaktadır. McLean (149), Silver ve ark. (200) ve Yamamoto

(224) ise seramiğin ortalama kalınlığının 1,5-2 mm aralığında olması gerektiğini belirtmişlerdir.

Seramiğin, metal altyapıyı tam olarak çevrelemesi ve uniform kalınlıkta olması, renk, dayanıklılık ve soğuma büzülmesinin kontrolü açısından önemlidir. Ancak, dişlerin morfolojik yapıları, çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıklılık gereksinimi ve estetik gibi nedenlerle, bazı bölgelerde uniform kalınlıkta bir seramik tabakasının oluşturulması mümkün olamamaktadır (104, 108, 149, 200, 202, 224).

ISO 9693 (1999) standardında ise metal seramik bağlantısını ölçmek için hazırlanan örneklerde opak ve dentin seramiğinin toplam kalınlığının 1,1 mm olması gerektiği belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda da seramiğin tüm gruplarda standart olarak 1,1 mm kalınlığında şekillendirilebilmesi için önceden hazırlanan pirinç kalıp kullanılmıştır.

Çalışmamızda 3 nokta eğme testi ile ölçülen metal seramik bağlantı dayanıklılığı değerleri, tüm grup ve tüm örneklerde ISO 9693 standardında bildirilen asgari 25 MPa değerinin üzerindedir. Tabakalama tekniğinin uygulandığı 5 grupta ortalama bağlantı dayanıklılığı değeri 41,34 MPa iken presleme tekniğinin uygulandığı 8 grubun ortalama değeri 43,14 MPa olarak bulunmuştur.

Şekillendirme yönteminin, feldspatik seramiklerin metalle olan bağlantısı üzerindeki etkisine bakıldığında, tüm markalarda presleme tekniğinin klasik tabakalama tekniğine göre daha yüksek bağlantı değerleri verdiği görülmektedir. Matchmaker seramiğinin kullanıldığı 5 ve 10. gruplarda ise tabakalama+presleme tekniğinde elde edilen bağlantı dayanıklılığı değerleri tabakalama tekniğine göre istatistiksel açıdan da anlamlı olarak yüksek bulunmuştur (Şekil 141).

Şekillendirme tekniği göz ardı edilerek, bağlanma dayanımı değerleri One Way Anova testi ile karşılaştırıldığı zaman (Tablo 29); 1. gruptaki değerler 2, 7 ve 10. gruptakilerden, 2. gruptaki değerler 4, 9 ve 12. gruptakilerden, 3. gruptaki değerler 7 ve 10. gruptakilerden, 4. gruptaki değerler 6, 7, 8 ve 10. gruptakilerden ve 5. gruptaki değerler 7 ve 10. gruptakilerden düşük; 6. gruptaki değerler 9 ve 12. gruptakilerden, 7. gruptaki değerler 9, 11, 12 ve 13. gruptakilerden, 8. gruptaki değerler 9 ve 12. gruptakilerden, 9. gruptaki değerler 10. gruptakinden ve 10. gruptaki değerler 11, 12 ve 13. gruptakilerden istatistiksel açıdan anlamlı olarak yüksek bulunmuştur.

Literatürde feldspatik seramiğin metal üzerinde preslenerek şekillendirildiği bir başka çalışma mevcut değildir. Bu yüzden tabakalama+presleme tekniği kullanılarak elde edilen sonuçları başka çalışmalardaki sonuçlarla karşılaştırma şansımız bulunmamaktadır.

Schweitzer ve ark. 2005 yılında yayımladıkları çalışmada 2 farklı seramiği soy ve soy olmayan metal alaşımları üzerinde tabakalama ve presleme teknikleriyle şekillendirip bağlantı dayanıklılığını ISO 9693 standardına göre ölçmüştür. Fakat çalışmada bizim çalışmamızdan farklı olarak presleme tekniğinde feldspatik seramik yerine presleme tekniği için üretilmiş lösit içerikli cam seramiği kullanılmıştır. Tabakalama tekniğinde ise bizim çalışmamızda kullanılan Ceramco 3 seramiğinin eski sürümü olan Ceramco 2 seramiğini kullanılmışlardır. Çalışmada, bizim çalışmamızda bulunan değerlere benzer şekilde presleme tekniğinde tabakalama tekniğine göre daha yüksek bağlantı değerleri bulunmuştur. Soy alaşımlarında ise presleme tekniği ile tabakalama tekniği arasında anlamlı bir fark bulunamadığını bildirmişlerdir (191).

Modifiye geleneksel yöntemeye yakın görülebilecek bir diğer uygulama ise; Değer ve arkadaşlarının metal post - pres seramik kor uygulamasıdır. Ancak burada bildirilen yöntemde de korun şekillendirmesinde kullanılan seramik materyal, bu amaçla geliştirilmiş olan cam seramiktir (61).

Metal seramik bağlantısının ölçüldüğü testlerin birçoğu ISO 9693 standardının yayımlanmasından önce gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmalarda örneklerin hazırlanması ve testlerin gerçekleştirilmesi sırasında izlenen prosedürler bizim çalışmamızdan çok farklı olduğu için sonuçların bu tür çalışmalarla karşılaştırılması pek mümkün olmamaktadır.

Fisher 2002 yılında ISO standardına uygun gerçekleştirdiği çalışmada soy metal ve titanyum metalinin yüzey pürüzlülüğünün, VMK 68 feldspatik seramiğiyle olan bağlantısına etkisini ölçmüştür. Elde edilen sonuçlar farklı metaller ve de seramikler kullanılmasına rağmen bizim sonuçlarımızla benzerlik göstermiştir. Fisher yüzey pürüzlülüğündeki artışın bağlantı dayanıklılığı üzerindeki etkisinin anlamlı olmadığını bulmuştur (89).

Yılmaz ve Dinçer 1999 yılında yaptıkları çalışmalarında bildirdikleri VMK68 seramiği ile Ni-Cr alaşımı arasındaki bağlantı dayanıklılığı değerleri bizim

çalışmamızda farklı materyaller kullanılmasına rağmen tabakalama tekniğinde edilen ortalama değerlerle benzerlik göstermektedir (225).

Nikellis ve ark. 2005 yılında ISO 9693 standardına uygun yaptıkları çalışmada Ni-Cr alaşımının ile bizim de çalışmada kullandığımız Ceramco 3 seramiği ile bağlantı dayanıklılığını ölçmüşlerdir. Çalışmalarda farklı marka metal alaşımları kullanılmasına rağmen elde edilen değerler benzerdir. Ayrıca çalışmada metal üzerinde yapılan lehimlerin seramik bağlantısını etkilemediğini fakat mekanik özelliklerini bozduğunu bildirmişlerdir (163).

İnan ve ark. 2006 yılında ISO 9693 standardına uygun yaptıkları çalışmada bizim de çalışmamızda kullandığımız Vita Omega seramiğinin Ni-Cr alaşımı ile bağlantısını kontrol grubunda değerlendirmiştir. Elde edilen 45,22 MPa değeri bizim de çalışmamızda aynı seramikle elde edilen değere yakındır. İnan ve ark. ayrıca titanyum alaşımları ile seramik arasında elde edilen bağlantı değerlerinin Ni-Cr alaşımlarına göre daha düşük olduğunu bildirmiştir. Yoda ve arkadaşları ise 2001 yılında yaptıkları çalışmada, farklı titanyum alaşımları ve soy alaşımlarının tek tip seramikle olan bağlantı dayanıklılıklarını ölçmüştür. Soy alaşımlarında bağlantı dayanıklılık değerleri 26,6-39,2 MPa, titanyum alaşımlarında ise 29,2-37,2 MPa olarak bulunmuştur (107).

Özcan ve Uysal'ın 2005 yılında yayımladıkları çalışmada Ni-Cr alaşımı ile Ceramco 2 seramiğinin bağlantı dayanıklılığı ölçülmüştür. Elde edilen 38,54 MPa değeri bizim çalışmamızda Ceramco 3 seramiğinin tabakalama tekniği ile elde edildiği grupta elde edilen ortalama değerle benzerlik göstermektedir (168).

Çalışmamızda, kullandığımız seramiklerle uyumlu olduğu üretici firma tarafından belirtilen Unitech marka Ni-Cr metal alaşımı kullanılmıştır. Bu yüzden başka soy ya da soy olmayan metal alaşımlarının kullanılması durumunda aynı sonuçların alınıp alınamayacağı bir başka çalışmanın konusu olabilir.

Çalışmamızda üç nokta eğme testi sonrasında metal seramik bağlantısındaki kopmalar çoğunlukla seramiğin iki ucundan herhangi birinde terminal bölgede gerçekleşmiştir. Bunun sebebi olarak, eğme testlerinde seramiğin en zayıf olduğu germe gerilimlerinin, bu bölgelerde yoğunlaşmasından kaynaklandığı diğer araştırmacılar tarafından da belirtilmektedir (5, 191).

Üç nokta eğme testlerinde; universal test cihazındaki sensör, kuvvet uygulanması sırasındaki algıladığı en ufak düşüşü, başarısızlık noktası olarak kabul



etmekte ve kuvvet uygulamasını sona erdirmektedir. Bu yüzden metal seramik bağlantısında gerçekleşen kopmalar çoğunlukla gözle görülür şekilde iki materyalin ayrılması şeklinde gerçekleşmemektedir. Dolayısıyla, kopma yüzeylerini; başarısızlığın adeziv veya koheziv olduğu yönünde değerlendirmek yanıltıcı olabilecektir. Kuvvet uygulamasında metal ile seramiğin birbirinden ayrılmaya başladığı terminal bölgenin SEM ve stereomikroskop görüntülerinde ise kopmaların, seramiğin metal alaşımının yüzeyinden ayrılması şeklinde adeziv olarak gerçekleştiği görülmüştür. Bizim tarafımızdan arayüzeylerinden ikiye ayrılan örneklerin stereomikroskop görüntüleri incelendiğinde ise oksit tabakanın metal yüzeyinden ayrılıp seramik yüzeyine bağlı kaldığı ortaya çıkmıştır.

McLean (149) ile Leibowitch ve ark. (136) yapmış oldukları çalışmalarda tüm soy olmayan metal alaşım sistemlerinde kopmanın arayüzde olduğunu, seramiğin metalden ayrılıp oksit tabakasının seramiğe bağlı kaldığını; soy alaşımlarda ise kırılmanın seramik içinde gerçekleştiğini kaydetmişlerdir. Bu durumun da soy ve soy olmayan metal alaşımları arasındaki en büyük fark olduğuna dikkat çekmişlerdir.

Çalışmamızda görülen kopma yüzeylerinin tipleri, soy olmayan metal alaşımlarının ve üç nokta eğme testlerinin kullanıldığı diğer çalışmalarla da aynı türdedir (107, 163, 168, 191, 225).

Literatürde, metal seramik sistemlerinin ısıl uyumluluğu ile ilgili çalışmalara bakıldığında zaman; değişik tipte dilatometre ve benzer yöntemler kullanılarak metal ve seramiğin ısı karşısındaki davranışlarının incelendiği görülmektedir. Bu araştırmalarda çok değişik metal ve seramik materyallerinin kullanıldığı ve yöntemler arasında bazı farklar söz konusu olduğu halde, benzer bulgular ifade edilmiş ve dilatometrik ölçümlerle bu konuda sağlıklı veriler elde edilebileceği bildirilmiştir (26, 27, 63, 64, 74, 75, 82, 110, 142, 217, 226, 228).

Seramik yapıların ısı genleşme katsayıları ölçümünde seramiğin katı halden sıva hale geçtiği cama geçiş ısısının üzerindeki ısılar kullanıldığında seramik yapı formunu koruyamadığı için elde edilecek sonuçlar anlamsızlaşmaktadır (110, 184).

ISO 9693 (1999) belgesinde de metal ve seramik örneklerin ısı genleşme katsayısı ölçümü için hazırlanması, ölçüm için kullanılması gereken cihazın özellikleri ve ısıl işlem parametreleri belirtilmiştir. Çalışmamızda tüm gruplara ait örneklerin

hazırlanması ve dilatometre cihazında ısı genleşme katsayısı ölçüm işlemlerinin uygulanması sırasında ISO 9693 standardında belirtilen prosedürler uygulanmıştır.

Çalışmamızda kullanılan Unitech marka Ni-Cr metal alaşımının 25-600°C aralığındaki ısı genleşme katsayısı ölçümleri sonucu elde edilen  $14 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  değeri firmanın verdiği  $14,1 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  değerinden  $0,1 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  daha düşüktür. Tüm seramik markalarının her iki pişim tekniğiyle şekillendirilen örneklerinin, 25-500°C aralığındaki ısı genleşme katsayısı ölçümlerinde elde edilen sonuçlar ise üretici firmaların bildirdiği değer aralığı içinde yer almıştır.

Metal alaşımında ve tüm seramik gruplarında elde edilen bulgular, ISO 9693 belgesinde belirtilen 'Elde edilen değer, firmanın bildirdiği değerden  $0,5 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ ' dan fazla fark göstermemelidir' koşulunu yerine getirmektedir.

Çalışmamızda ilk 10 grupta seramik üstyapı olarak metal seramik sistemlerle birlikte kullanılmak üzere geliştirilmiş olan feldspatik seramikler kullanılmıştır. Tabakalama ile şekillendirme tekniğinin kullanıldığı 5 grupta elde edilen ısı genleşme katsayısı değerleri, aynı seramiklerin tabakalama+presleme tekniği ile elde edildiği 6, 7, 8, 9 ve 10. gruptaki ısı genleşme katsayıları değerlerinden tüm seramik markalarında daha düşük çıkmıştır.

Walton ve O'Brein (217), seramiğin ısısal genleşme miktarının kristal veya cam fazlarındaki değişimlerden etkilendiğini bildirmiştir. Tekrarlanan fırınlamalar, seramik pişimi sonrası yapılan lehim işlemleri, seramiğin yavaş soğutulması ve diğer ısı işlemlerin hepsi seramik içindeki lösit konsantrasyonunda artışa sebep olmaktadır. Lösit kristalinin yükselmesi ise seramiğin ısı genleşme katsayısında da artışa sebep olmaktadır (41, 55, 56, 110, 213, 224).

Çalışmamızda da tabakalama+presleme tekniğinin kullanıldığı gruplarda kristal oluşumu ile ısı genleşme katsayılarının değerlerindeki karşılıklı artış, bu yükselmenin; presleme işlemi sırasında fazladan bir pişim işleminin gerçekleştirilmesi olduğunu göstermektedir.

Metal alaşımlarının ısı genleşme katsayılarının ise tekrarlanan ısıtma devrelerinde değişmediği bildirilmekle beraber, tekrarlanan dökümlerde alaşımların bu karakterinin ne şekilde etkilendiğine dair bir bulguya rastlanamamıştır (75).

Metal seramik restorasyonlar yapım aşamalarında tekrarlanan fırınlamalar ile yüksek ısılara maruz kaldıkları için, bu amaçla üretilen metal ve seramikler de ısıl genişleme katsayıları açısından uyumlu olmalıdır. Termal açıdan uyumlu metal seramik çiftleri için metal ile seramiğin ısı genişleme katsayıları arasında metal yönünde belli bir pozitif fark olması istenir. Bu sayede pişim sonrası soğuma sırasında metal üzerinde germe, seramik yüzeyinde ise seramiğin dayanıklı olduğu baskı kuvvetleri oluşur. Isıl olarak uyumsuz çiftler kullanıldığında ise artık ısıl stresler oluşur ki bunun da kısa veya uzun dönemde metal seramik bağlantısında başarısızlığa sebep olması kaçınılmazdır. Termal açıdan uyumlu çiftler oluşturmak için metal alaşımı ile seramik materyalin ısı genişleme katsayısı farkının ne kadar olması gerektiği konusunda ortak bir karar olmamasına rağmen çeşitli çalışmalarda bulunan ideal değer  $0,5 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  ile  $1,2 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  aralığında yer almaktadır (104, 110, 133, 162).

Bizim de çalışmamızda ısı genişleme katsayısı  $14,0 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  olan Ni-Cr metal alaşımı ile en yüksek fark  $0,9 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  ile IPS Classic seramiğinin tabakalama tekniğiyle elde edildiği 3. grupta bulunurken, en düşük fark  $0,1 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  ile Finesse seramiğinin presleme tekniği ile elde edildiği 11. grupta bulunmuştur.

Çalışmamızda kullanılan seramiklerin x-ışınları difraksiyon yöntemi ile kristal yapı analizlerinde; tüm gruplarda, cam faz içinde en yüksek konsantrasyonda bulunan kristal lösit olmuştur. Tüm gruplar içinde en yüksek lösit değerleri, presleme tekniğinin uygulanıp Finesse hazır cam seramik ingotlarının kullanıldığı 12. grupta; en düşük değer ise tabakalama tekniğinin uygulanıp Matchmaker MC seramiğinin kullanıldığı 5. grupta belirlenmiştir.

Tabakalama tekniğinin uygulandığı gruplarda, en yüksek lösit değeri Vita Omega seramiğinin kullanıldığı 1. grupta; en düşük değer ise Matchmaker seramiğinin kullanıldığı 5. grupta görülmüştür. Tabakalama+presleme tekniğinin uygulandığı gruplarda da en yüksek değer yine Vita Omega seramiğinin kullanıldığı 6. grupta; en düşük değer ise IPS Classic seramiğinin kullanıldığı 8. grupta bulunmuştur. Tabakalama+presleme tekniğinin tüm seramiklerde lösit fazının difraksiyon çizgi şiddetlerini arttırdığı gözlenmiştir.

Çalışmamızda, tüm gruplardaki örneklerin bağlantı dayanıklılığı değerlerinin ISO 9693 standardında belirtilen asgari değerden daha yüksek belirlenmesi, tüm

seramiklerin ve şekillendirme yöntemlerinin, kullanılan metal alaşımı ile uyumlu olduğunu göstermektedir.

Gerçekleştirilen çalışmanın, pratik uygulamadaki yeri ise; giriş ve amaçta belirtildiği üzere çalışmanın çıkış noktası olan sorunlara çözüm getirmesi olacaktır. Sabit restorasyonlarda arayüzey, oklüzal yüzey ve çıkış profilinin ağızda direk olarak şekillendirilebilmesi bilinen pek çok zorluğa çözüm olacaktır. Yöntemin, özellikle günümüzde, implant çalışmaları ile birlikte bir kat daha önem kazanan oklüzyona büyük katkı sağlayacağı açıktır.

## KAYNAKLAR

1. Adachi, M., Mackert, J.R., Parry, E.E., Fairhurst, C.W. (1990). Oxide Adherence and Porcelain Bonding to Titanium and Ti-6Al-4V Alloy. *J Dental Research*, 69, 1230-1235.
2. Akın, E. (1999). *Dişhekimliğinde Porselen*. (3. Baskı). İstanbul: İstanbul Üniversitesi Yayınları.
3. Anderson, J. N. (1976). *Applied Dental Materials*. (5. Baskı). Blackwell Scientific Publications.
4. Anthony, D.H., Burnett, D.L. (1970). Shear Test for Measuring Bonding in Cast Gold-Alloy-Porcelain Systems. *J Dent Rest*, 49, 27-33.
5. Anusavice, K.J., DeHoff, P.H., Fairhurst, C.W. (1978). Comparative Evaluation of Ceramic-Metal Bond Tests Using Finite Element Stress Analysis. *J Dent Rest*, 57, 292-298.
6. Anusavice, K.J., Twiggs, S.W., De Hoff, P.H., Fairhurst, C.W. (1982). Correlation of Thermal Shock Resistance with Thermal Compatibility Data for Porcelain-Metal Systems. *J Den Res*, 61 ,419-422.
7. Anusavice, K.J. (1983). *Screening Tests for Metal-Ceramic Systems*. In; McLean J.W.: *Dental Ceramics. Proceedings of the First International Symposium on Ceramics*. Berlin: Quintessence Publishing Co, Inc.
8. Anusavice, K.J., De Hoff, P.H., Twiggs, S.W., Lockwood, P.C. (1983). Thermal Shock Resistance of Porcelain Discs. *J Dent Res* ,62, 1082-1085.
9. Anusavice, K.J. (1985). Noble Metal Alloys for Metal Ceramic Restorations. *Dent Clin North Am*, 29, 789-803.
10. Anusavice, K.J., Carroll, J.E. (1987). Effect of Incompatibility Stress on the Fit of Metal-Veramic Crowns. *J Dent Res*, 66, 1341-1345.
11. Anusavice, K.J., Shen, C., Vermost, B., Chow, B. (1992). Strengthening of Porcelain by Ion Exchange Subsequent to Thermal Tempering. *Dent Mater*, 8, 149-152.
12. Anusavice, K.J., Zhang, N.Z. (1998). Chemical Durability of Dicor and Fluorocanasite Based Glass Ceramics. *J Dent Res*, 69, 1791-1795.

13. Asgar, K., Giday, Z. (1978). Refinements on Testing of Porcelain to Metal Bond. *J Dent Res*, 57, 292-297.
14. Avcı, M. (1990). Metal Destekli Porselen Restorasyonlarda Kullanılan Kıymetsiz Metal Alaşımlar. *A.Ü.Diş Hek.Fak Derg*, 17, 145-150.
15. Bagby, M., Marshall, S.J., Marshall, G.W. (1990). Metal-Ceramic Compatibility . A Review of The Literature. *J Prosthet Dent*, 63, 21-25.
16. Bailey, I., F., Bennett, R.J. (1988). DICOR Surface Treatments for Enhanced Bonding. *J Dent.Res*, 67, 925-931.
17. Baran, G.R. (1985a). Phase Changes In Base Metal Alloys Along Metal Porcelain Interfaces. *J Dent Res*, 58, 2095-2104.
18. Baran, G.R. (1985b). Selection Criteria for Base Metal Alloys for Use With Porcelains. *Dental Clinics of North America*, 29, 779-787.
19. Barghi, N., Richardson, J. (1978). A Study of Various Factors Influencing Shade of Bonded Porcelain. *J Prosthet Dent*, 39, 282-286.
20. Barghi, N., Lorenzana, R.E. (1982). Optimum thickness of opaque and body porcelain. *J Prosthet Dent*, 48, 429-431.
21. Barghi, N., McKeenan-Whitmer, M., Aranda, R. (1987). Comparison of Fracture Strength of Porcelain Veneered to High Noble and Base Metal Alloys. *J Prosthet Dent*, 57, 23-29.
22. Barreto, M.T., Goldberg, A.J., Nitkin, D.E. (1980). Effect of Investment on Casting High Fusing Alloys. *J Prosthet Dent*, 44, 504-507.
23. Belger, L. (1986). *Kuron-Köprü Protezleri*. İstanbul: İ.Ü. Fen Fakültesi Döner Sermaye İşletmesi Prof. Dr. Nazım Terzioğlu Basım Atölyesi.
24. Berksun, S. (1990). Metal-Porselen Sisteminde Isısal Uyumluluk. *A.Ü.Diş Hek.Fak.Derg*, 17, 155-160.
25. Bertolotti, R.L., Shelby, J.E. (1979). Viscosity of Dental Porcelain as a Function of Temperature. *J Dent Res*, 58, 2001-2004.
26. Bertolotti, R.L. (1980a). Calculation of Interfacial Stress in Porcelain-Fused-to-Metal Systems. *J Dental Research*, 59, 1972-1977.

27. Bertolotti, R.L. (1980b). Thermal Processing to Reduce Stress in Porcelain-Fused to Metal Restorations. *J Dent Res*, 59, 899-893.
28. Bertolotti, R.L., Fukui, H. (1982). Measuring of Sintering Temperatures in Dental Bake-on Porcelains. *J Dent Res*, 61, 480-483.
29. Bertolotti, R.L. (1983). *Porcelain to Metal Bonding and Compatibility*. In: *Mc Lean, J.W.: Dental Ceramics, Proceedings of the First International Symposium on Ceramics*. Londra: Quintessence Publishing Co. Inc.
30. Bertolotti, R.L. (1984). Selection of Alloys for Today's Crown and Fixed Partial Denture Restorations. *J Am Dent Assoc*, 108, 959-966.
31. Bessing, C., Bergmann, M. (1992). The Castability of Unalloyed Titanium in Three Different Casting Machines. *Swed Dent J*, 16, 109-113.
32. Bezzon, O.,L., Ribeiro, R.F., Rollo, J.,M., Crosara, S. (2001). Castability and resistance of Ceramometal Bonding in Ni-Cr and Ni-Cr-Be Alloys. *J Prosthet Dent*, 85, 299-304.
33. Binns, D. (1983). *The Chemical and Physical Properties of Dental Porcelain*, In: *McLean, J.W.* Berlin: Quintessence Publishing Co, Inc.
34. Bowers, J.E., Vermilyea, S.G., Griswold, W.H. (1985). Effect of Metal Conditioners on Porcelain –Alloy Bond Strength. *J Prosthet Dent*, 54, 201-203.
35. Bridger, D.V., Nicholls, J.J. (1981). Distortion of Ceramo-Metal Fixed Partial Dentures During the Firing Cycle. *J Prosthet Dent*, 45, 507-514.
36. Bruce, R.W. (1967). Clinical Applications of Multiple Unit Castings for Fixed Prosthesis. *J Prosthet Dent*, 18, 359-364.
37. Bryant, R.A., Nicholls, J.I. (1979). Measurement of Distortions in Fixed Partial Dentures Resulting From Degassing. *J Prosthet Dent*, 42, 515-520.
38. Burgaz, Y., Yurdukoru, B., Zaimoğlu, A. (1984). Metal-Seramik Bağlantısında Oksidasyonun Önemi, *AÜ Diş Hek Fak Dergisi*, 11, 237-245.
39. Caniklioğlu, B. (2001). İ.Ü. Diş Hek. Fak. Kuron Köprü Protezleri 5. Sınıf Ders Notları
40. Carpenter, M.A, Goodkind, R.J. (1979). Effect of Varying Surface Texture on bond Strength of One Semiprecious and One Nonprecious Ceramic Alloy. *J Prosthet Dent*, 69, 86-95.

41. Cattell, M.J., Palumbo, R.P., Knowles, J.C., Clarke, R.L., Samarawickrama. (2002). The Effect of Veneering and Heta Treatment on the Flexural Strength of Empress 2 Ceramics. *J Dent*, 30, 161-169.
42. Chong, M.P., Beech, D.R., Chem, C. (1980). A simple Shear Test to Evaluate the Bond Strength of Ceramic Fused to Metal. *Aus Dent J*, 25, 357-361.
43. Christensen, G.J. (1966). Marjinal Fit of Gold Inlay Castings. *J Prosthet Dent*, 16, 297-305.
44. Claus, H. (1981). The Structural Bases of Dental Porcelain. *Dent Labor*, 28, 1-8.
45. Claus, H. (1985). Structural Analyses of Ceramometallic Systems, The Mechanism of the Ceramometallic Bond. *Quintessence Dent Technol*, 9, 673-681.
46. Claus, H., Rauter, H. (1989). The Structure and Microstructure of Dental Porcelain in Relationship to the Firing Conditions. *Int J Prosthodont*, 2, 376-384.
47. Combe, E.C. (1975). *Notes on Dental Materials* (2. Baskı). Londra: Longman Group Limited.
48. Coornaert, J., Adrians, P., De Boever, J. (1984). Long-term Clinical Study of Porcelain Fused to Gold Restorations. *J Prosthet Dent*, 51, 338-340.
49. Craig, R.G., O'Brein, W., Powers, J.M. (1983). *Dental Materials Properties and Manipulation*. (3. Baskı). Londra: Mosby Company.
50. Craig, R.G. (1989). *Restorative Dental Materials*. (8. Baskı). Toronto: Mosby Company.
51. Daftary, F., Donovan, T. (1986). Effect of Four Pretreatment Techniques on Porcelain to Metal Bond Strength. *J Prosthet Dent*, 56, 535-539.
52. Daftary, F., Donovan, T. (1987). Effect of Electrodeposition of Gold on Porcelain to Metal Bond Strength. *J Prosthet Dent*, 57, 41-46.
53. Değer, S. (1994). 'Kıymetsiz Metal-Seramik Bağlantısını Etkileyen Faktörler Üzerine Çalışmalar' balıklı doktora tezi: İ.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
54. Değer S., Caniklioğlu M.B. (1997) Kıymetsiz Metal Alaşımı-Seramik Bağlantı Sisteminde Etken Faktörler. *Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 24, 69-77.



55. Değer, S., Caniklioğlu, M.B., Demirkesen, E., Akkayan, B. (1997a) Metal-Seramik Çalışmalarında Kullanılan Seramik Materyallerinin Lösit İçeriklerinin ve Tekrarlanan Fırınlamaların Lösit İçeriğine Etkisinin Araştırılması. *Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*, 3, 173-178
56. Değer, S., Caniklioğlu, M.B., Şermet, B. (1997b) Mekanik Cilalamanın Seramik Yüzeyler Üzerindeki Etkisinin Araştırılması. *İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 31, 144-152.
57. Değer S., Caniklioğlu M.B. (1998a) Effects of Tin on Base Metal Alloy-Ceramic Bonding Strength. *Int J Prosthodont*, 11, 165-172.
58. Değer S., Caniklioğlu M.B. (1998b) Metal-Seramik Çalışmalarında Kullanılan Seramik Materyalinin Genel Özellikleri. *Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 25, 115-120.
59. Değer, S., Şermet, B., Caniklioğlu, B. (1998) Beş Değişik Seramik Materyalinin Cr-Ni Esaslı Metal Alaşımı ile Bağlanma Kuvvetinin Değerlendirilmesi. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 19, 109-115.
60. Değer, S., Şermet, B., Cömert, Z., Bultan, Ö. (2004) Effect of Different Surface Treatments on the Surface Roughness and Hardness of Dental Porcelain. *Key Engineering Materials*, 264-268, 2123-2128.
61. Değer, S., Akgüngör, G., Caniklioğlu, B. (2005) An Alternative Method for Fabricating a Custom-made Metal Post With a Ceramic Core. *Dent Taumatol*, 21, 179-182.
62. De Hoff, P.H., Anusavice, K.J. (1983). Analysis of Thermally Induced Stresses in Porcelain-Metal Systems. *J Dental Research*, 62, 593-597.
63. De Hoff, P.H., Anusavice, K.J. (1985a). Analysis of Alloy – Porcelain Compatibility Using a Multi-Component Material Strip Equation. *J Dental Research*, 64, 1337-1343.
64. De Hoff, P.H., Anusavice, K.J. (1985b). Effects of Thermal Gradients in Porcelain on Measured Values of Tg. *J Dent Res*, 64, 1090.
65. De Hoff, P.H., Anusavice, K.J. (1986). An Analytical Model to Predict the Effects of Heating Rate and Applied Load on Glass Transition Temperatures of Dental Porcelain. *J Dent Res*, 65, 643-647.
66. Della, B.A., van Noort, R. (1995). Shear vs. Tensile Bond Strength of Resin Composite Bonded to Ceramics. *J Dent Res*, 74, 1591-1596.

67. Denry, I.L., Rosenstiel, S.F. (1995). Phase transformations in Feldspathic Dental Porcelains. *The American Ceramic Society*, 149-156.
68. Denry, L.D. (1996). Recent Advances in Ceramic for Dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med*, 7, 134-143.
69. Denry, I.L., Hollowey, J.A., Rosenstiel, S.F. (1998). Effect of Ion Exchange on the Microstructure, Strength and Thermal Expansion Behaviour of a Leucite Reinforced Porcelain. *J Dent Res*, 77, 583-585.
70. Dent, R.J., Prseton, J.D., Moffa, J.P., Caputo, A. (1982). Effect of Oxidation on Ceramometal Bond Strength. *J Dent Res*, 100, 184-188.
71. Derand, T. (1981). Residual Stresses in Metal-Ceramic Crowns. *J Oral Rehab*, 8, 69-74.
72. Derand, T., Hero, H. (1992). Bond Strength of Porcelain on Cast vs. Wrought Titanium. *Scand J Dent Res*, 100, 184-188.
73. Dincer C. (1985). 'Metal Destekli Porselenlerde Değişik Yöntemlerle Oluşturulan Metal-Porselen Bağlantısı ile Arayüzeyinin Mekanik ve Mikroskopik İncelenmesi' başlıklı doktora tezi. Ankara: Gazi Üni. Sağlık Bilimleri Ens.
74. Dorsch, P. (1981). Stresses in Metal-Ceramic Systems as a Function of Thermal History. *Ber Dt Keram Ges*, 58, 1-7.
75. Dorsch, P. (1982). Thermal Compatibility of Materials for Porcelain-Fused-to-Metal-Restorations. *Ber Dt Keram Ges*, 59, 1-5.
76. Dorsch, P.(1983). Die Thermische Dehnung Von Dental Legierungen und Dental-Keramiken. *Dental Labor*, 31, 1237-1242.
77. Dorsch, P. (1986). Harmonie Von Keramik und Legierung Thermisches Verhalten im Vergleich. *Dental Labor*, 34, 1343-1348.
78. Eichner, K.W. (1988). Vergleichende Untersuchungen der Metallkeramischen Bindungszone von Paddadium-Legierungen. *Deutsche Zahnaerztliche Zeitschrift*, 43, 335-338.
79. Eismann, R.M. (1980). *Dental Laboratory Procedures: Fixed Partial Dentures*. Toronto: Mosby Company.
80. Eismann, H.F., Rudd, K.D., Morrow, R.M. (1980). *Dental Laboratory Procedures, Fixed Partial Dentures, Volume II*. Londra: The C.V. Mosby Company.

81. Endo, T., Aoki, H., Kanematsu, K., Tamaki, K., Watanabe, H., Yamamura, M., Fujita, T. (1987). Fracture of Ceramic Surface in Porcelain Fused to Metal Crown. *Bull of Kanagawa Dent Col*, 15, 147-148.
82. Fairhurst, C.W., Anusavice, K.J., Hashinger D.T., Ringle, R.D., Twigg, S.W. (1980). Thermal Expansion of Dental Alloys and Porcelains. *J Biomed Mater Res*, 14, 435-446.
83. Fairhurst, C.W., Anusavice, K.J., Ringle, R.D., Twigg, S.W. (1981a). Porcelain-Metal Thermal Compatibility. *J Dental Research*, 60, 815-819.
84. Fairhurst, C.W., Hashinger, D.T., Twigg, S.W. (1981b). Glass Transition Temperatures of Dental Porcelain. *J Dent Res*, 60, 995-998.
85. Fairhurst, C.W., Hashinger, D.T., Twigg, S.W. (1989) The Effect of Thermal History on Porcelain Expansion Behavior. *J Dent Res*, 68, 1313-1318.
86. Fairhurst, C.W., Lockwood, P.E., Ringle, R.D., Thompson, W.O. (1992). The Effect of Glaze on Porcelain Strength. *Dent Mater*, 8, 203-207.
87. Faucher, R.R., Nicholls, J.I. (1980). Distortion Related to Margin Design in Porcelain-Fused-To-Metal Restorations. *J Prosthet Dent*, 43, 149-155.
88. Felton, D.A., Kanoy, B.E., Bayne, S.C., Wirthman, G.P. (1991). Effect of In Vivo Crown Margin Discrepancies on Peridontal Health. *J Prosthet Dent*, 65, 357-364.
89. Fisher, J. (2002). Ceramic Bonding to a Dental Gold-Titanium Alloy. *Biometaterials*, 23, 1303-1311.
90. Fukui, H., Hasegawa, J., Takeuchi, M., Lacy, A.M. (1980). Differential Thermal Expansion Between Alloys and Porcelains. *J Dent Res*, 59, 898.
91. Gavelis, J.R., Lim, S.B., Guvkes, A.D., Morency, J.D., Sozio, R.B. (1982). A Comparison of The Bond Strength of Two Ceramometal Systems. *J Prosthet Dent*, 48, 424-428.
92. Glantz, P.O., Nilner, K., Jenderson, M.D., Sunberg, H. (1993). Quality of Fixed Prosthodontics After 15 Years. *Acta Odontol Scand*, 51, 247-250.
93. Gorman, C.M., McDevitt, W.E., Hill, R.G. (2000) Comparison of Two Heat-Pressed All-Ceramic Dental Materials. *Dent Mater*, 16, 389-395.
94. Gorman, C.M., Hill, R.G. (2004a) Heat Pressed Ionomer Glass Ceramics. Part I: An Investigation of Flow and microstructure. *Dent Mater*, 19, 320-326.

95. Gorman, C.M., Hill, R.G. (2004b) Heat Pressed Ionomer Glass Ceramics. Part II: Mechanical Property Evaluation. *Dent Mater*, 20, 252-261.
96. Greener, E.H., Harcourt, J.K, Lautenschlager, E.P. (1977). *Materials Science in Dentistry*. Baltimore: The Williams Wilkins Co.
97. Griggs, J.A., Thompson, J.Y., Anusavice, K.J. (1995). Effect of Flaw Size and Auto-Glaze Treatment on Porcelain Strength. *J Dent Res*, 74, 214-218.
98. Guinn, J.W., Griswold, W.H., Verlilyea, S.G. (1982). The Effect of Cooling Rate on the Apparent Bond Strength of Porcelain-Metal Couples, *J Prosthet Dent*, 48, 551-554.
99. Hammad, I.A., Goodkind, R.J., Gerberich, W.W. (1987). A Shear test for the Bond Strength of Ceramometals. *J Prosthet Dent*, 58, 431-437.
100. Hammad, I.A, Stein, R.S. (1991). A qualitative study for the bond and color of ceramometals. *J Prosthet Dent*, 65, 169-179
101. Hammad, I.A., Talic, Y.F. (1996). Designs of Bond Strength Tests for Metal Ceramic Complexes. *J Prosthet Dent*, 75, 602-608.
102. Hankinson, J.A., Cappetta, E.G. (1994). Five Years Clinical Experience With a Leucite Reinforced Porcelain Crown System. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 14, 138-142.
103. Hasselman, D.P.H., Fluathy, R.M. (1966). Proposed Fracture Theory of a Dispersion Strengthened Glass Matrix. *Journal Of American Ceramic Society*, 49, 68-72.
104. Hobo, S., Shillingburg, H.T. (1973). Porcelain Fused to Metal: Tooth Preparation and Coping Design. *J Prosthet Dent*, 30, 28-36.
105. Hondrum, S.O. (1991). A Review of the Strength Properties of Dental Ceramics. *J Prosthet Dent*, 67, 859-865.
106. Hsueh, C., Luttrell, C.R., Becher, R.F. (2005). Analyses of multilayered dental ceramics subjected to biaxial flexure tests. *Dent Mater*, 22, 460-469.
107. İnan, Ö., Acar, A., Halkacı, S. (2006). Effect of sandblasting and electrical discharge machining on porcelain adherence to cast and machined commercially pure titanium. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 78, 393-400.

108. Isaacson, G., Isaacson, D. (1981). *Cerometal Fixed Partial Dentures*. Berlin: Quintessence Publishing Co, Inc.
109. Ioannis, N., Levi, A., Zinelis, S. (2005). Effect of Soldering on the Metal-Ceramic Strength of an Ni-Cr base alloy.
110. Isgro, G., Kleverlaan, C.J., Wang, H., Feilzer, A.J. (2005). The Influence of Multiple Firing on Thermal Contraction of Ceramic Materials Used for the Fabrication of Layered All-Ceramic Dental Restorations. *Dent Mater*, 21, 557-564.
111. ISO 9693 (1999) *Metal Ceramic Dental Restorative Systems*. (2. Baskı). İsviçre: International Organization for Standardization
112. Jochen, D.G., Caputo, A.A., Matyas, J. (1986). Effect of Metal Surface Treatment on Ceramic Bond Strength. *J Prosth Dent*, 55, 186-188.
113. Jochen, D.G., Caputo, A.A., Matyas, J. (1990). Effect of Opaque Porcelain Application on Strength of Bond to Silver-Palladium Alloys. *J Prosth Dent* , 63, 414-418.
114. Jochen, D.G., Caputo, A.A., Matyas, J. (1991). Reuse of silver-palladium ceramic metal. *J Prosthet Dent* , 65, 588-591.
115. Johnson, T., van Noort, R., Stokes, C.W. (2006). Surface Analysis of Porcelain Fused to Metal Systems. *Dent Mater*, 22, 330-337.
116. Johnston, F.J., Philips, R.W, Dykema, R.W. (1982). *Modern Practice In Crown and bridge Prosthodontics*. Çevirenler: Öktemer M, Taşer H. Ankara: Önder Matbaası
117. Johnston, F.J., Philips, R.W, Dykema, R.W. (1963). The Porcelain Veneered Gold Crown. *Dent Clin North Am*, 853-864.
118. Jones, D.W., Wilson, H.J. (1975). Some Properties of Dental Ceramics. *J Oral Rehabil*, 2, 379-396.
119. Jones, D.W. (1983). *The Strength and Strengthening Mechanisms of Dental Ceramics*. In: Mc Lean, J.W.: *Dental Ceramics, Proceeding of the First International Symposium on Ceramics*. London: Quintessence Publishing Co. Inc.
120. Jones, D.W. (1985). Development of Dental Ceramics. *Dent Clin North Am*, 29, 621-644.
121. Karlsson, S. (1986). Clinical Evaluation of Fixed Bridges 10 Years Following Insertion. *J Oral Rehabil*, 13, 423-426.

122. Kelly, M., Asgar, K. (1969). Tensile Strength Determination of the Interface Between Porcelain Fused to Gold. *J Biomed Mater Res*, 3, 403-406.
123. Kelly, J.R., Rose, C.T. (1983). Nonprecious Alloys for Use in Fixed Prosthodontics a Literature Review. *J Prosthet Dent*, 49, 363-370.
124. Kelsey, W.P., Cavel, T., Blankenau, R.J., Barkmeier, W.W., Wilwerding, T.M., Latta, M.A. (1995). 4 Year Clinical Study of Castable Ceramic Crowns. *Am J Dent*, 8, 259-263.
125. Kimura, H., Horng, C.J., Okazaki, M., Takahashi, J. (1990). Thermal Compatibility of Titanium Porcelain System. *J Osaka Univ Dent Sch*, 30, 43-52.
126. Kingery W.D., Bowen H.K., Uhlmann D.R. (1976). *Introduction to Ceramics*. (2. Baski). New York: John Wiley.
127. Kollmannsperger, P., Eichner, K. (1988). Strukturuntersuchungen in Der Grenzschicht Einer Keramik-Verblendeten Pd Ag-Dentallegierung. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, 43, 329-334.
128. Koseyan, G.K., Biswas, C.P. (1976). A Study of Ceramic-Metal Restoration Process. *J Prosthet Dent*, 694- 698
129. Kuwata, M. (1985). Porcelain Fused to Metal and Its Clinical Application: The Ceramo-Metallic Bond. *Quintessence Dent Technol*, 9, 217-222.
130. Lacy, A.M. (1977). The Chemical Nature of Dental Ceramic. *Dent Clin North Am*, 21, 661-668.
131. Leibowitch, R., Degrange, M., Saragossi, A. (1979). *Bonding porcelain to Nickel-Chromium Alloys. Proceedings of the Second International Prosthodontic Congress*. Londra: The C.V. Mosby Company.
132. Lenz, J., Schwarz, S., Schwickerath H., Sperner, F., Schafer, A. (1995). Bond Strength Metal Ceramic Systems in Three-Point Flexure Bond Test. *J Appl Biomater*, 6, 55-64.
133. Lenz, J., Kessel, S. (1998). Thermal Stresses in Metal Ceramic Specimens for the ISO Crack Initiation Test. *Dent Mater*, 14, 277-280.
134. Lenz, J., Thies, M., P. Wollwage, Schweizerhof, K. (2002). A Note on the Temperature Dependence of the Flexural Strength of a Porcelain. *Dental Materials*, 18, 558-560

135. Leone, E.F., Fairhurst, C.W. (1967). Bond Strength and Mechanical Properties of Dental Porcelain Enamels. *J Prosthet Dent*, 18, 155-159.
136. Lubovich, R.P., Goodkind, R.J. (1977) Bond Strength Studies of Precious, Semiprecious and Nonprecious Ceramic-Metal Alloys with Two Porcelains. *J Prosthet Dent*, 37, 288-299.
137. MacCulloch, W.T. (1968). Advances of Dental Ceramics. *British Dental Journal*, 16, 361-365.
138. Mackert, J.R. (1988). *Effects of Thermally Induced Changes on Porcelain Metal Compatibility. In: Perspectives in Dental Ceramics. Proceedings of the Forth International Symposium on Ceramics.* Chicago: Quintessence Publishing Co.
139. Mackert, J.R., Ringle.R., Parry, E.E., Evans, A.L., Fairhurst, C.W. (1988) The Relationship Between Oxide Adherence and Porcelain-Metal Bonding. *J Dent Res*, 67, 474-478
140. Mackert, J.R., Evans, A.L. (1991). Effect of Cooling Rate on Leucite Fraction in Dental Porcelains. *J Dent Res*, 70, 137-139.
141. Mackert, J.R., Williams, A.L., Ergle, J.W., Russell, C.M. (2000). Water-enhanced Crystallization of Leucite in Dental Porcelain. *Dent Mater*, 2000, 426-431.
142. Mackert, J.R., Sheen, G.W., Williams, A.L., Russell, C.M., Ergle, J.W. (2003) Effects of Local Cooling Rate and Processing Variables on Leucite in Dental Porcelain. *Int J Prosthodont*, 16, 647-652.
143. Malhotra, M.L., Maickel, L.B. (1980a). Shear Bond Strength in Porcelain-Metal Restorations. *J Prosthet Dent*, 43, 397-400.
144. Malhotra, M.L., Maickel, L.B. (1980b). Shear Bond Strength in Porcelain Fused to Alloys of Varying Noble Metal Contents. *J Prosthet Dent*, 44, 405-412.
145. Malhotra, M.L. (1989). Dental Porcelain Alloys. *Trends Tech Contemp Dent Lab*, 6, 42-46.
146. Marx, H. (1986). Die Metal- Keramische Verbundfestigkeitprüfung - Ein Besonderes Werkstoffkundliches Problem. *ZWR*, 5, 524-527.
147. Masanobu, Y., Tatsuhiko, K., Yukyo, T., Kazunori, I., Jason, G. (2001). Bond Strength of Binary Titanium Alloys to Porcelain. *Biomaterials*, 22, 1675-1681

148. McCabe, J.F. (1985). *Anderson's Applied Dental Materials*. (6. Baskı). Londra: Blackwell Scientific Publications.
149. McLean, J.W. (1979). *The Science and Art of Dental Ceramics Volume I*. Berlin: Quintessence Publishing Co, Inc.
150. McLean, J.W. (1980). *The Science and Art of Dental Ceramics Volume II*. Berlin: Quintessence Publishing Co, Inc.
151. McLean, J.W. (1983a). *Dental Ceramics Proceeding of the First International Symposium on Ceramics*. Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc.
152. McLean, J.W. (1983b). The Metal Ceramic Restoration. *Dent Clin N Amer.* 27, 747-761
153. McLean, J.W. (1984). Alloys For Porcelain Bonding. *Quintessence Dent Technol*, 8, 409-414.
154. Meyer J.M., O'Brein W.J., Yu, C.U. (1976). Sintering of Dental Porcelain Enamels. *J Dent Res*, 55:696-699.
155. Michalske, T.A., Freiman, S.W. (1982). A Molecular Interpretation of Stres Corrosion in Slica. *Nature*, 295, 511-514.
156. Miller, L. (1983). *A Clinician's Interoretation of Tooth Preparation and The Design of Metal Substructures for Metal-Ceramic Restorations*, In: *Mc Lean, J.W.: Denatl Ceramics, Proceedings of the First International Symposium on Ceramics*. Berlin: Quintessence Publishing Co. Inc.
157. Moffa, J.P., Lugassy, A.A., Guckes, A.D., Gettleman, L. (1973a). An Evaluation of NonPrecious Alloys for Use with Porcelain Veneers, Part I. Physical Properties. *J Prosthet Dent*, 30, 424-431.
158. Moffa, J.P., Guckes, A.D., Okawa, M.T., Lily, G.E. (1973b). An Evaluation of NonPrecious Alloys for Use with Porcelain Veneers, Part II. Physical Properties. *J Prosthet Dent*, 30, 432-438.
159. Moffa, J.P., Jenkins, W.A., Ellison, J.A., Hamilton, J.C. (1984). Clinical Evaluation of Two Base Metal Alloys and a Gold Alloy for Use in Fiexed Prosthodontics. *J Prosthet Dent*, 52, 491-500.
160. Nally, J.N. (1971). Chemico-Physical Analysis and Mechanical Test of the Ceramco-Metallic Complex. *Inter Dent J*, 18, 309-325.



161. Naylor, W.P. (1992). *Introduction to Metal Ceramic Technology*. Illinois: Quintessence Publishing Co, Inc.
162. Neilson, J.P., Tuccillo, J.J. (1972). Calculation of Interfacial Stress in Dental Porcelain Bonded to Gold Alloy Substrate. *J Dental Research*, 51, 1043-1047.
163. Nikkelis, I., Levi, A., Zinelis, S. (2005). Effect of Soldering on the Metal-Ceramic Bond Strength of an Ni-Cr Alloy. *J Prosthet Dent*, 94, 435-439.
164. O'Brein, W.J. (1977). The Cohesive Plateau Stress of Ceramic-Metal Suctems. *J Dent Research*, 56, 117-121.
165. O'Brein, W.J., Rasmussen S.T. (1984). *A Critical Appraisal of Dental Adhesion Testing*. In: *Adhesive Joints*. Edited by Mittal K.L., Plenum Publishing Corporation.
166. O'Brein, W.J. (1985). High Expansion Feldspar Porcelain and Magnesia Core Materials. *Ceramic Engineering and Science Proceedings*, 6, 1-18.
167. Özel, H. (1979). *Metal-Seramik Bağlantısına Etki Eden Unsurlar Üzerine Araştırmalar*. Doktora Tezi, İ.Ü.Diş Hek.Fak.
168. Özcan, I., Uysal, H. (2005). Effects of Silicon Coating on Bond Strength of Two Different Titanium Ceramic to Titanium. *Dent Mater*, 21,773-779.
169. Özcan M., van der Sleen, J.M., Kurunmaki, H., Valittu, P.K. (2006). Comparison of Repair Methods. *J Prosthodont*, 15, 283-288.
170. Özer, H. (1995). *Saf Titanyumun ve Üç Değişik Baz Metal Alaşımının Seramikle Bağlantılı Dirençlerinin Karşılaştırmalı Olarak Araştırılması*. Doktora Tezi. İzmir: Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
171. Palmqvist, S., Swartz, B. (1993). Artificial Crowns and Fixed Partial Dentures 18 Years After Placement. *Int J Prosthodont*, 6, 279-282.
172. Papazoglou, E., Bantley, W.A., Mitchel, J.C. (1996). New High-Palladium Casting Alloys: Studies of The Interface with Porcelain. *Int J Prosthodont*, 9, 315-322.
173. Pask, J.A., Tomsia, A.P. (1988). Oxidation and Ceramic Coatings on Ni-Cr Alloys. *J Prosthet Dent*, 67, 1164-1171.
174. Payan, J., Lucas,S., Moya,G.E. (1985). Modifications des Proprietes Physico-Chimiques d'un Alliage Dentaire Au Cours du Recuit Sous Vide Precedent l'etablissement de la Jonction Metalceramique. *Schwerzerische Monatsschrift Fuer Zahnmedizin*, 95, 1021-1028.

175. Peyton, F.A., Craig, R.C. (1971). *Restorative Dental Materials*. (4.Baskı). St.Louis: The C.V. Mosby Company.
176. Phillips, R.W., Swartz, M.L., Norman, R.D. (1969). *Materials for the Practicing Dentist*. Saint Louis: Mosby Company.
177. Phillips, R.W. (1982). *Skinner's Science of Dental Materials*. (8. Baskı). Philadelphia: W.B. Saunders Co.
178. Phillips, R.W. (1991). *Skinner's Science of Dental Materials*. (9. Baskı). Philadelphia: W.B. Saunders Co.
179. Piche, L., O'Brein, W.J., Groh, C.L., Boenke, K.M. (1994). Leucite Content of Selected Dental Porcelains. *J Biomed Mater Res*, 28, 603-609.
180. Presswood, R.G., Skjonsby, H.S., Hopkins, G., Presswood, T.L., Pendleton, M. (1980), A Base Metal Alloy for Ceramo-Metal Restorations, *J Prosthet Dent*, 44, 624-629.
181. Rasmussen S.T., Doudakis A.A. (1986). The Effect of Using Recast Metal on The Bond Between Porcelain and a Gold-Palladium Alloy. *J Prosthet Dent*, 55, 447-453.
182. Rasmussen, S.T., Groh, C.L., O'Brein, W.J. (1998). Stress Induced Phase Transformations of a Cesium Stabilized Porcelain and Associated Properties. *Dent Mater*, 14, 202-211.
183. Reuling, N., Siebert, G.K. (1987). Keramische Werkstoppe-Entwicklungsstand und Bedeutung in der Restaurativen Zahnheilkunde, *ZWR*, 96, 1139-1146.
184. Ringle, R.D., Weber, R.L., Anusavice, K.J., Fairhurst, C.W. (1978). Thermal Expansion/Contraction Behavior of Dental Porcelain-Alloy Systems. *J Dent Res*, 57, 294-299.
185. Rosenstiel, S.F., Fujimoto, J. (1988). *Contemporary Fixed Prosthodontics*. Londra: The C.C. Mosby Company.
186. Sears, F.W., Zemansky, M.W., Young, H.D. (1981). *University Physics* (5. Baskı) Addison-Wesley Publishing Company.
187. Sced, I.R., McLean, J.W. (1972). The Strength of Metal Ceramic Bonds with Base Metals Containing Chromium. *Brit Dent J*, 132, 232-234.
188. Scherer, G.W.(1983). Viscoelastic Analysis of the Split Ring Seal. *J Am Ceram Soc*, 66, 135-139.

189. Scherer, G.W. (1987). Use of a Bimaterial Strip to Predict Expansion Compatibility. *J Den Res*; 66, 1340-1347.
190. Schwartz, S, Lenz, J, Schwickerath , H. (1988). Zur Festigkeit des Metallkeramischen Verbundes bei der Biegeprüfung. *Dtsch Zahnartztl*, 43, 1152-1158.
191. Schweitzer, D., Goldstein, G.R., Licci, J.L., Silva, N.R.F.A., Hittelman, E.L. (2005). Comparison of Bond Strength of a Pressed Ceramic Fused to Metal versus Feldspathic Porcelain Fused to Metal. *J Prosthodont*, 14, 239-247.
192. Schwickerath, H. (1978). Materialien für die Aufbrennkeramik, ihre Eigenschaften und ihr Verhalten. *Dtsch Zahnartztl Z*, 33, 837-845.
193. Shelby, D.S. (1962). Practical Considerations and Design of Porcelain Fused to Metal. *J Prosthet Dent*, 12, 542-548.
194. Shell; J.S., Nielsen, J.P. (1962). Study of the Bond Between Gold Alloys and Porcelain. *J Dent Res*, 41, 1424-1437.
195. Sherill, C.A., O'Brein, W.J. (1974). Transverse Strength of Aluminous and Feldspathic Porcelain. *J Dent Res*, 53, 683-689.
196. Shillingburg, H.T., Hobo, H., Fisher, D.W. (1973). Preparation Design and Margin Distortion in Porcelain Fused to Metal Restorations, 29, 276-284.
197. Shillingburg, H.T., Hobo, H., Whitsett, L.D., Jacobi, R., Brackett, S.E. (1997). *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. (3. Baskı). Illinois: Quintessence Publishing Co, Inc.
198. Sınmazışık, G., Öveçoğlu, M.L. (2006). Physical Properties and Microstructural Characterization of Dental Porcelains Mixed With Distilled Water and Modeling Liquid. *Dent Mater*, 22, 735-745.
199. Silver, M., Klein G., Howard, M.C. (1960). An Evaluation and Comparison of Porcelains Fused to Cast Metals. *J Prosthet Dent*, 10, 1055-1064.
200. Silver, M., Howard, M.C., Klein G. (1961). Porcelain Bonded To A Cast Metal Understructure. *J Prosthet Dent*, 11, 132-145.
201. Skinner, E.W., Phillips, R.W. (1967). *The Science of Dental Materials*. (6. Baskı). Londra: Illustrated W.B. Saunders Company.
202. Straussberg, G., Katz, G., Kuwata, M (1966). Design of Gold Supporting Structures for Fused Porcelain Restorations. *J Prosthet Dent*, 16, 928-936.

203. Strub, J.R., Stiffler, S., Scharer, P. (1988). Cause of Failure Following Oral Rehabilitation: Biological Versus Technical Factors. *Quintessence Int*, 19, 215-218.
204. Spielmann, M.S., Pameijer, C.H. (1985). Effect of Quenching Versus Bench Cooling on Bond Strength of Four Ceramo-Metal Alloy Systems. *Quintessence Dent Technol*, 9, 519-524.
205. Swartz, M.L., Philips, R.W. (1955). A Method of Measuring the Adhesive Characteristics of Dental Cement. *J Amer Dent Assoc*, 50, 172-176.
206. Şermet, B., Değer S, Balkaya, M.C., Kaya, D., Külekçi, G. (2004) The Effect of Different Dental Porcelain Surface Treatments on Plaque Formation. *Key Engineering Materials*, 264-268, 2123-2128.
207. Tesk, J.A.A., Whitlock, R.P., Widera, G.E.O., Holmes, A.D., Pary, E.E. (1980). *Consideration of Some Factors Influencing Compatibility of Dental Porcelains and Alloys, Part II*. Toronto
208. Tesk, J.A.A., Hinman, R.W., Widera, G.E.O., Holmes, A.D., Cassel, J.M. (1983). Effects of Porcelain/Alloy Interfacial Diffusion Zones on Thermomechanical Strain. *J Dental Research*, 62, 585-589.
209. Tuccillo, J.J., Nielsen, J.P. (1972). Shear Stress Measurements at a Dental Porcelain-Gold Bond Interface. *J Dent Res*, 51, 626-633.
210. Tuccillo, J.J., Cascone, P.J. (1983). The Evaluation of Porcelain Fused To Metal Alloy Systems. *McLean, J.W.: Dental Ceramics, First ISC*. 347-371. Berlin: Quintessence Publishing.
211. Twiggs, S.W., Ringle, R.F., Morena, R., Fairhurst, C.W. (1985). Glass Transition Temperatures at Rapid Heating Rates. *J Am Ceram Soc*, 68, 58-59.
212. Twiggs, S.W., Hashinger, D.T., Morena, R., Fairhurst, C.W. (1986). Glass Transition Temperature of Dental Porcelains at High Heating Rates. *J Biomed Mat Res*, 20, 293-300.
213. Twiggs, S.W., Mackert, J.R., Oxford, A.L., Ergle, J.W., Lockwood, P.E. (2005). Isothermal Phase Transformations of a Dental Porcelain. *Dent Mater*, 21, 580-585.
214. Tylmann, S.D. (1975). *Theorie et Pratique de la Couronne et de la Prothese Partielle Conjointe*, Julien Perelat. (17 .Baskı). Paris: Rue du Petit-Pont.
215. Usalo, E.K., Lassila, V.P., Yli-Urgo, A.U. (1987). Bonding of Dental Porcelain to ceramic-Metal Alloys. *J Prosthet Dent*, 57, 26-35

216. Vermilyea, S., Kuffler, M.J., Tamura, J.J. (1983). Casting Accuracy of Base Metal Alloys. *J Prosthet Dent*, 50, 651-653.
217. Walton, J.R., O'Brien, W.J. (1985). Thermal Stress Failure of Porcelain Bonded to a Palladium-Silver Alloy. *J Dent Res*, 64, 476-480.
218. Warpeha, W.S., Goodkind, R.J. (1976). Design and Technique Variables Affecting Fracture Resistance of Metal-Ceramic Restorations. *J Prosthet Dent*, 35, 291-298.
219. Whitlock, R.P., Tesk, J.A., Widera, G.E.O, Holmes, A., Parry, E.E.. (1980a). *Consideration of Some Factors Influencing Compatibility of Dental Porcelains and Alloys, Part I*. Toronto: Thermo-Physical Properties.In.Proc., 4th Int.Precious Metals Conf.
220. Whitlock, R.P., Tesk, J.A., Parry, E.E., Dickson, G. (1980b). Observations of Significant Differences in Thermal Expansion Characteristics of Dental Porcelains. *J Dent Res*, 59, 898-893.
221. Wigth, T.A., Bauman, J.C., Pelley, G.B. (1977). An Evaluation of Four Variables Affecting the Bond Strength of Porcelain to Nonprecious Alloy. *J Prosthet Dent*, 37, 570-577.
222. Williams, P.T.R., Winchell, P.G., Phillips, R.W. (1978). Dental Porcelain/ Ni Alloy Interface Reactions. *J Prosthet Dent*, 57, 583-591,
223. Winkler, S., Wongthai, P. (1976). Increasing the Bond Strength of Metal-Ceramic Restorations. *J Prosthet Dent*, 56, 396-401.
224. Yamamoto, M. (1985). *Metal-Ceramics*. Illinois: Quintessence Publishing Co, Inc.
225. Yılmaz, H., Dinçer, C. (1999). Comparison of the Bond Compatibility of Titanium and an NiCr Alloy to Dental Porcelain. *J Dent*, 27, 215-222.
226. Yoda, M., Konno; T., Takada; Y., Iijima, K., Griggs, J. (2001). Bond Strength of Binary Titanium Alloys to Porcelain. *Biomaterials*, 22, 1675-1681.
227. Zalkind, M., Lauer, S., Stern, N. (1986). Porcelain Surface Texture After Reduction and Natural Glazing. *J Prosthet Dent*, 55, 30-33
228. Zinelis, S., Tsetsekou, A., Papadopoulos, T. (2003) Thermal Expansion and Microstructural Analysis of Experimental Metalceramic Titanium Alloys. *J Prosthet Dent*, 90, 332-338.

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

<b>Adı</b>	Özgür	<b>Soyadı</b>	Bultan
<b>Doğ.Yeri</b>	İstanbul	<b>Doğ.Tar.</b>	23.01.1977
<b>Uyruğu</b>	T.C.	<b>TC Kim No</b>	24986030912
<b>Email</b>	obultan@ttnet.net.tr	<b>Tel</b>	533 5512320

### Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
<b>Doktora</b>		
<b>Yük.Lis.</b>	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	1999
<b>Lisans</b>	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	1999
<b>Lise</b>	Kabataş Erkek Lisesi	1994

### İş Deneyimi

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.			-
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	Çok iyi	Çok İyi	Çok İyi	82	

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
<b>LES Puanı</b>	65	64	63
<b>(Diğer) Puanı</b>			

### Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Office	İyi
Adobe Photoshop	İyi

--	--

### **Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri**

- Değer, S., Bultan, Ö. 'Comparison of Bond Strength of Feldspathic Porcelain Pressed versus Fused To Metal' tebliğ sunumu  
European Prosthodontic Association 30th Annual Conference 2006; Londra
- Değer, S., Şermet, B., Cömert, Z., Bultan, Ö. (2004) Effect of Different Surface Treatments on the Surface Roughness and Hardness of Dental Porcelain.  
*Key Engineering Materials*, 264-268, 2123-2128.
- Değer, S., Bultan, Ö. 'Application Areas of Conical Crowns' poster sunumu  
European Prosthodontic Association Conference 2004; İzmir
- Değer, S., Şermet, B., Cömert, Z., Bultan, Ö. 'Effect of Difference surface Treratments on the Surface Roughness and Hardness of Dental Porcelain' tebliğ sunumu  
The European Ceramic Society Conference 2003; İstanbul
- Değer, S, Bultan, Ö. 'Application of Conical Crowns on Tilted Abutments' poster sunumu  
Congress Of The Balkan Stomatological Society 2001; Romanya

**Özel İlgi Alanları (Hobileri):**

Futbol, motorsiklet, scuba, kayak