

**DÜŞÜK ERGİME SICAKLIKLI TAM DENTAL
PORSELEN ÜRETİMİ
YÜKSEK LİSANS TEZİ
Aylin AYDIN
DANIŞMAN
Yrd. Doç. Dr. Atilla EVCİN
SERAMİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
MAYIS/2007**

AFYONKARAHİSAR KOCATEPE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

DÜŞÜK ERGİME SICAKLIKLI
TAM DENTAL PORSELEN ÜRETİMİ

Aylin AYDIN

DANIŞMAN
Yrd. Doç. Dr. Atilla EVCİN

SERAMİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

MAYIS/2007

ONAY SAYFASI

Yrd. Doç. Dr. Atilla EVCİN danışmanlığında ,
Aylin AYDIN tarafından hazırlanan
DÜŞÜK ERGİME SICAKLIKLI TAM DENTAL PORSELEN ÜRETİMİ
başlıklı bu çalışma lisansüstü eğitim ve öğretim yönetmeliğinin ilgili maddeleri
uyarınca

...../...../.....

tarihinde aşağıdaki jüri tarafından
Seramik Mühendisliği Anabilim Dalında
Yüksek Lisans tezi olarak oybirliği/oy çokluğu ile kabul edilmiştir.

Ünvanı , Adı , SOYADI

İmza

Başkan

Üye

Üye

Afyonkarahisar Kocatepe Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun
...../...../..... tarih ve
..... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

Doç. Dr. Emine SOYTÜRK
Enstitü Müdürü

İÇİNDEKİLER

ÖZET	v
ABSTRACT	vi
TEŞEKKÜR	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
RESİMLER DİZİNİ	xii
ÇİZELGELER DİZİNİ	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Dental Porselenin Dünü ve Bugünü	4
2.1.1. Dental Porselene Tarihsel Açıdan Bakış	4
2.1.2. Dental Porselenin Günümüzdeki Uygulamaları	7
2.2. Dental Porselenin Kimyası	12
2.2.1. Dental Porselenin Yapısı	12
2.2.2. Dental Porselenin Kompozisyonu	17
2.2.3. Dental Porselen Hammaddeleri ve Oksitleri	18
2.2.3.1. Kuvars	18
2.2.3.2. Feldspat	21
2.2.3.2.1. Potasyum Feldspat	23
2.2.3.2.2. Sodyum Feldspat	24
2.2.3.3. Kil (Kaolen)	24
2.2.3.4. Alümina	27
2.2.3.5. Bor Oksit	28
2.2.3.6. Kalsit	30
2.2.3.7. Lityum Oksit	30
2.2.3.8. Magnezyum Oksit	31
2.2.3.9. Opaklaştırıcı Oksitler	31
2.2.3.9.1. Zirkonyum Oksit	32

2.2.3.9.2. Titan Dioksit	33
2.2.3.9.3. Difosfat Penta Oksit	33
2.2.3.9.4. Seryum Dioksit	34
2.2.3.10. Renklendirici Oksitler	34
2.2.4. Dental Porselenin Minerolojik Yapısı	35
2.2.4.1. Dental Porselen Yapısında Önem Arz Eden Bir Kristal Faz: Lösit	39
2.3. Dental Porselenin Teknik Özellikleri	53
2.4. Dental Porselenin Sınıflandırılması	60
2.4.1. Yüksek Sıcaklık Porselenleri	62
2.4.2. Orta Sıcaklık Porselenleri	62
2.4.3. Düşük Sıcaklık Porselenleri	63
2.4.4. Metal Desteksiz Porselen Sistemleri	65
2.4.4.1. Dağılım (Dispersiyon) ile Güçlendirilmiş Porselen Sistemleri	67
2.4.4.1.1. Alümina Destekli Kor Sistemler	67
2.4.4.1.1.1. Alümina Porselen Jaket-Kuronlar	67
2.4.4.1.1.2. Hi-Ceram	69
2.4.4.1.1.3. In-Ceram	69
2.4.4.1.2. Magnezya Kor Sistemleri	70
2.4.4.1.3. Cerestore (Enjekte) Kor Sistemler	70
2.4.4.1.4. Optec Sistemler	71
2.4.4.2. Dökülebilir Porselen Sistemler	71
2.4.4.2.1. Dicor (Dökülebilir Cam Porselen)	71
2.4.4.2.2. Cera Pearl (Dökülebilir Apatit Porselen)	72
2.4.4.3. Lösit ile Güçlendirilmiş Porselen Sistemleri	73
2.4.4.3.1. IPS Empress	73
2.4.5. Metal Desteksiz Porselen Sistemlerin Teknik Özelliklerinin Karşılaştırılması	74
2.4.6. Metal Destekli Porselen Sistemler	76
2.4.6.1. Metal Destekli Porselen Sistemlerin Çeşitleri	77
2.4.6.1.1. Opak Porselen	77
2.4.6.1.2. Dentin ve Mine Porseleni	77

2.4.6.1.3. Sır Porseleni	78
2.4.6.1.4. Porselen Dolgular (İnlay/Onley)	78
2.4.6.1.5. Porselen Kuronlar ve Köprüler	80
2.4.6.1.6. Porselen Laminalar	81
2.4.6.2. Metal Desteksiz Porselen Sistemlerinde Kullanılan	
Alt Yapı Malzemeleri	82
2.4.6.2.1. Kıymetli Alaşımlar	83
2.4.6.2.2. Yarı-Kıymetli Alaşımlar	85
2.4.6.2.3. Kıymetsiz Alaşımlar	85
2.4.6.2.4. Önemli Bir Metal Altlık Malzemesi: Titanyum	87
2.4.6.3. Metal-Porselen Bağlanması	88
2.4.6.4. Metal Destekli Porselen Sistemler İle Metal Desteksiz	
Porselen Sistemler Arasındaki Farklar	91
2.5. Dental Porselen Üretimi	92
2.5.1. Harman Hazırlama ve Homojenleştirme İşlemleri	93
2.5.2. Ergitme ve Fritleştirme Süreci	93
2.5.3. Kırma ve Öğütme	94
3. MATERYAL ve METODLAR	98
3.1. Amaç	98
3.2. Deney Programı	99
3.3. Çalışmada Kullanılan Hammaddeler	99
3.4. Dental Porselen Üretim Prosesi	101
3.4.1. Harman Hazırlama ve Homojenleştirme	102
3.4.2. Ergitme, Isıl İşlem ve Fritleştirme İşlemleri	103
3.4.3. Kurutma	105
3.4.4. Kırma ve Öğütme İşlemleri	105
3.4.5. Şekillendirme ve Pişirim İşlemleri	105
3.5. Deney Numunelerine Uygulanan Testler	107
3.5.1. XRD Analizleri	107
3.5.2. Dilatometre Analizleri	108
3.5.3. Isı Mikroskobu Analizi	108

3.5.4. Mukavemet Testleri	108
3.5.5. Su Emme Testi	109
3.5.6. Görünür Porozite, Görünür Yoğunluk, Bulk Yoğunluk Tespiti	110
3.5.7. Asite Karşı Dayanım Testi	111
4. BULGULAR	112
4.1. XRD Analizleri Sonuçları	112
4.2. Dilatometre Analiz Sonuçları	114
4.3. Isı Mikroskobu Analiz Sonuçları	114
4.4. Mikro yapı Analizi ve Noktasal Analiz	123
4.5. Mukavemet Testleri Sonuçları	131
4.6. Su Emme Test Sonuçları	131
4.7. Görünür Porozite, Görünür Yoğunluk ve Bulk Yoğunluk Tespiti Sonuçları	132
4.8. Asite Karşı Dayanım Test Sonuçları	132
5. TARTIŞMA ve SONUÇLAR	133
5.1. Sonuçların Değerlendirilmesi	133
6. KAYNAKLAR	135
7. ÖZGEÇMİŞ	142

ÖZET

Dental Porselen Üretimi

DÜŞÜK ERGİME SICAKLIKLIL TAM DENTAL PORSELEN ÜRETİMİ

Afyonkarahisar Kocatepe Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Porselen; mukavemet, aşınma direnci, ve mükemmel estetik sağladığı için dental restorasyonlarda fazlaca tercih edilmektedir. Yerini aldığı dişe tamamen benzetilebilmesi için renklendirilebildiğinden en estetik diş restorasyonlarının üretimini sağlar.

Düşük ergime sıcaklıklı dental porselen üretimi ile ilgili olan bu çalışma, tam porselen üretimini kapsamaktadır. Bu çalışmanın amacı, diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan, düşük sıcaklıklarda olgunlaşabilen, yüksek mukavemetli ve düşük maliyetli porselen reçeteleri oluşturmaktır. Bu araştırmalar esnasında, dental porselenlere uygun özellikleri kazandıran lösit kristallerinin de eldesi hedef olarak belirlenmiştir.

Bunun için, uygun hammaddelerin, belirlenmiş bir prosedür uyarınca çeşitli işlemlerden geçirilmesiyle, dört farklı kompozisyonda porselen reçeteleri hazırlanmıştır. Hazırlanan dental porselenlere, mekanik ve ısıl testler uygulanmıştır ve X ışınları difraktometresi ile oluşan fazlar tespit edilmiştir. Bunların yanında, kimyasal kararlılığı, eğilme mukavemeti, su emmesi ve porozite miktarı da test edilmiştir.

2007, 143 sayfa

Anahtar Kelimeler: Dental porselen, düşük ergime sıcaklıklı, lösit.

ABSTRACT

Production of Dental Porcelain

PRODUCTION OF LOW-FUSING TEMPERATURE FULL DENTAL PORCELAIN

Afyonkarahisar Kocatepe Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü

Porcelain is one of the most important material used in dentistry since it has high strength, high wear resist and perfect esthetic appearance. It lends itself to the manufacture of the most esthetic dental restorations since it can be colored to closely resemble the teeth it replaces.

This study is about production of low-fusing dental porcelain, contains manufacturing full porcelain. The object of this study is to produce dental porcelain, used commonly in dentistry, which has high strength and low cost. In addition, we gained to obtain the leucite crystals that provides relevant qualifications of dental porcelains.

For this purpose, four different compositions of dental porcelain powder have been produced by applying determined processes . Mechanical and thermal tests were applied on the produced dental porcelains and their phase analysis was conducted by X – ray diffractometer. Furthermore, chemical durability, tensile strength, water absorption and porosity of the produced porcelains were tested.

2007, 143 sayfa

Anahtar Kelimeler: Dental porcelain, low-fusing temperature, leucite.

TEŞEKKÜR

Bana, üzerinde çalışmayı çok istediğim, dental porselenler konusunda çalışma yapma imkanı sağlayan ve bu süreç içinde, değerli bilgilerini ve anlayışını benden esirgemeyen, danışmanım, değerli hocam *Yrd. Doç. Dr. Atilla EVCİN*' e sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Atölye çalışmalarım sırasında, bana yaptığı yardımları unutamayacağım, sevgili *Hikmet AKTAŞ*' a ve işletmelerinde analizlerimi yapma imkanı sağlayan *ÇANAKKALE SERAMİK A.Ş.* ' ne çok teşekkür ediyorum.

Bütün çalışmam boyunca, benden desteğini hiç eksik etmeyen değerli arkadaşım *Ercan KAYI*' ya çok teşekkür ediyorum.

Bana iyi bir gelecek sağlamaya çalışan ve çalışmam boyunca maddi, manevi destek olan sevgili babam, *Ali AYDIN*' a teşekkür ediyorum.

Ve anneciğim; benim yanımda olamasan da, biliyorum, beni görüyorsun. Beni bugünlere getirdiğin için, çocuğu için türlü fedakarlıklarda bulunabilen bir anne olduğun için, hep iyi olmamı istediğin için, benden o sıcacık elini hiç çekmediğin için ve gözlerini kapamadan bana, beni çok sevdiğini söylediğin için, *Gülşen AYDIN*, sana, çok teşekkür ediyorum.

Örnek aldığım tek insansın, seni çok seviyorum. Ruhun hep benimle olsun.

Nurlar içinde uyu.

Aylin AYDIN
AFYONKARAHİSAR, Mayıs, 2007

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

1. Simgeler

α	Alfa
x	Büyütme derecesi
K	Kelvin
m	Metre
μ	Mikron
μm	Mikrometre
$^{\circ}\text{C}$	Santigrad Derece
cm	Santimetre
T	Sıcaklık
%	Yüzde

2. Kısaltmalar

DTA	Diferansiyel Termal Analiz
M.Ö.	Milattan Önce
SEM	Taramalı Elektron Mikroskop (Scanny Electron Microscope)
XRD	X Işınları Difraktometresi (X-Ray Diffractometer)
MPa	Megapascal
EDX	Energy Dispersive X-Ray Flourescence

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa No
Şekil 2.1. (a) SiO ₂ ' nin kristal yapısı (b) Warren Zachariassen' e göre SiO ₂ kafeslerinde oluşan düzensiz cam yapının (ağ örgüsü) şematik gösterimi	14
Şekil 2.2. Dental porselenin yapısı	15
Şekil 2.3. Warren Zachariassen' e göre, sodyum silikat cam yapısının şematik gösterimi	16
Şekil 2.4. Feldspat, Kaolin ve Kuvars esaslı porselenlerin bağlı kompozisyonları	17
Şekil 2.5. Oluşum sıcaklıklarına göre kuvars modifikasyonları	19
Şekil 2.6. K ₂ O-Al ₂ O ₃ -SiO ₂ faz diyagramı	37
Şekil 2.7. Doğal diş yapısının SEM görüntüsü	38
Şekil 2.8. % 1,5 CaF ₂ beslenmiş sol-jel numunelerinin, farklı sıcaklıklarda 1 saat işleme tabi tutulması sonucu elde edilen XRD sonuçları (a) 800 °C, (b) 850 °C, (c) 900 °C, (d) 1000 °C, (e) 1100 °C	38
Şekil 2.9. Farklı sıcaklıklarda pişirilen porselen numunelerinin termal genişleme katsayısı eğrileri	41
Şekil 2.10. 900 °C' de pişirilmiş porselen numunenin kırık yüzeyinin, farklı büyütme dereceleri altında, tipik SEM görüntüleri; (a) 200 x, (b) 2000 x, (c) 5000 x, (d) 3000 x	42
Şekil 2.11. Çin kaolini eklenmiş numunelerin XRD sonuçları	44
Şekil 2.12. Çin kaolini ve K ₂ SO ₄ eklenmesinin ardından 850 °C – 1100 °C arasında 3 saat ısıtılma tabi tutulmuş ve sıcak hidroklorik asitle muamele edilmiş numunelerin XRD modelleri	44
Şekil 2.13. Şekil 2.12' de XRD sonuçları gösterilen numunelerin, SEM mikrografları	45
Şekil 2.14. CaF ₂ takviyesi olmadan, (a) 900 °C, (b) 1000 °C, (c) 1100 °C' de 1 saat ısıtılma işlem görmüş sol-jel numunelerinin XRD sonuçları	46
Şekil 2.15. % 1,5 CaF ₂ beslenmiş sol-jel numunelerinin, farklı sıcaklıklarda 1 saat işleme tabi tutulması sonucu elde edilen XRD sonuçları (a) 800 °C, (b) 850 °C, (c) 900 °C, (d) 1000 °C, (e) 1100 °C	47
Şekil 2.16. Lössit kristallerinin SEM görüntüleri	48

Şekil 2.17. Cam dönüşüm sıcaklığından oda sıcaklığına kadar, porseleni soğutma işlemi esnasında mikro çatlakların açılımının şema ile gösterilmesi	50
Şekil 2.18. 1000 °C’ de ısıl işleme tabi tutulmuş Karışım 1 ve Karışım 3’ ün ve farklı sıcaklıklarda ısıl işlem görmüş Karışım 2’ nin XRD görüntüleri	51
Şekil 2.19. Karışım 2 numunelerinin verilen sıcaklıklarda 2 saat ısıl işleme tabi tutulması sonucu elde edilen SEM görüntüleri; <i>a</i> 950 °C, 15000 x; <i>b</i> 1000 °C, 5000 x; <i>c</i> 1000 °C, 20000 x; <i>d</i> 1050 °C, 5000 x.	52
Şekil 2.20. Çeşitli metal malzemelerle kaplanmış dişte oluşan sıcaklık dağılımı	54
Şekil 2.21. Metal-seramik kaplamalarda y-y eksenini boyunca oluşan sıcaklık dağılımı	55
Şekil 2.22. Pişirilmiş ve sır uygulanmış Duceram LFC’ nin yüzeyinde görülen karakteristik bir pürüz	57
Şekil 2.23. Sırlı Duceram LFC numunelerindeki sırlama hataları ile meydana gelen yüksek gerilim konsantrasyonlu noktalardaki çatlakların SEM görüntüleri	58
Şekil 2.24. Alümina ile güçlendirilmiş kor malzeme içindeki, cam matris içinde gömülü halde bulunan alümina partiküllerinin SEM görüntüleri	68
Şekil 2.25. Çatlak ilerlemesini engelleyici rol oynayan alümina partikülleri	68
Şekil 2.26. Seramik partiküllerin sinterlenmesi	96
Şekil 3.1. Dental porselen üretimi akım şeması	101
Şekil 3.2. 3 nokta eğme mukavemeti test düzeneği	109
Şekil 3.3. Reçete 1’ in XRD paternleri	112
Şekil 3.4. Reçete 2’ nin XRD paternleri	112
Şekil 3.5. Reçete 3’ ün XRD paternleri	113
Şekil 3.6. Reçete 4’ ün XRD paternleri	113
Şekil 3.7. Reçete 1’ in ısı mikroskobu görüntüleri	115
Şekil 3.8. Reçete 1’ in ısı mikroskobu analizi grafiği	116
Şekil 3.9. Reçete 2’ nin ısı mikroskobu görüntüleri	117
Şekil 3.10. Reçete 2’ nin ısı mikroskobu analizi grafiği	118
Şekil 3.11. Reçete 3’ ün ısı mikroskobu görüntüleri	119
Şekil 3.12. Reçete 3’ ün ısı mikroskobu analizi grafiği	120
Şekil 3.13. Reçete 4’ ün ısı mikroskobu görüntüleri	121
Şekil 3.14. Reçete 4’ ün ısı mikroskobu analizi grafiği	122

Şekil 3.15. 1 no' lu reçetenin noktasal analiz grafiği	124
Şekil 3.16. 2 no' lu reçetenin noktasal analiz grafiği	126
Şekil 3.17. 3 no' lu reçetenin noktasal analiz grafiği	128
Şekil 3.18. 4 no' lu reçetenin noktasal analiz grafiği	130

RESİMLER DİZİNİ

	Sayfa No
Resim 2.1. Porselen protezlerin önceki görünümü	6
Resim 2.2. Porselen Yapay Dişler	10
Resim 2.3. Porselen dolgular (İnlay/Onley)	11
Resim 2.4. Porselen kuronlar	11
Resim 2.5. Porselen Köprüler	11
Resim 2.6. Metal desteksiz tam porselen sistemi	65
Resim 2.7. IPS Empress örnekler	74
Resim 2.8. Metal altlık (altın) üzerine ergitilmiş düşük ergime sıcaklıklı porselen (Finesse, Dentsply Ceramco)	77
Resim 2.9. Porselen dolgu	79
Resim 2.10. İnlay ve Onley porselenler	79
Resim 2.11. Porselen kuron protezi	80
Resim 2.12. Metal destekli kuronlar	80
Resim 2.13. Porselen köprü	81
Resim 2.14. Porselen Laminalar	82
Resim 3.1. Porselen tozların fritleştirilmesi işlemi	103
Resim 3.2. Porselen Frit	104
Resim 3.3. Fritlerin görünümü	104
Resim 3.4. Pişirilen Reçete 1 numunelerinin fotoğrafı	105
Resim 3.5. Pişirilen Reçete 2 numunelerinin fotoğrafı	106
Resim 3.6. Pişirilen Reçete 3 numunelerinin fotoğrafı	106
Resim 3.7. Pişirilen Reçete 4 numunelerinin fotoğrafı	107
Resim 3.8. Reçete 1' in SEM fotoğrafı	123
Resim 3.9. Reçete 2' nin SEM fotoğrafı	125
Resim 3.10. Reçete 3' ün SEM fotoğrafı	127
Resim 3.11. Reçete 4' ün SEM fotoğrafı	129

ÇİZELGELER DİZİNİ

	Sayfa No
Çizelge 2.1. Dental porselen ve ev porselenlerinin kompozisyonları	18
Çizelge 2.2. Dental porselenleri renklendiren oksitler	35
Çizelge 2.3. Çalışmada kullanılan karışımların % ağırlıkça içerikleri	51
Çizelge 2.4. Dental porselenin mekanik özellikleri	56
Çizelge 2.5. Dental porselenlerin fırınlanma sıcaklıklarına göre sınıflandırılması	61
Çizelge 2.6. Metal Desteksiz Porselen Sistemlerin Sınıflandırılması	66
Çizelge 2.7. Test edilen malzemeler	75
Çizelge 2.8. PFM restorasyonlarda kullanılan çeşitli kaplama malzemelerinin fiziksel özellikleri	87
Çizelge 2.9. Dental porselenlerin tipik bir oksit kompozisyonu	92
Çizelge 3.1. Kullanılan hammaddelerin kimyasal analizleri	100
Çizelge 3.2. Hazırlanan Porselenin Kimyasal Kompozisyonu	102
Çizelge 3.3. Porselenin termal genleşme katsayısı değerleri	114
Çizelge 3.4. Porselenlerin ısı mikroskopunda gözlemlenen kritik sıcaklık değerleri	114
Çizelge 3.5. 1 no' lu reçetenin EDX ile gerçekleştirilen yarı kantitatif elementer noktasal analizi	125
Çizelge 3.6. 2 no' lu reçetenin EDX ile gerçekleştirilen yarı kantitatif elementer noktasal analizi	127
Çizelge 3.7. 3 no' lu reçetenin EDX ile gerçekleştirilen yarı kantitatif elementer noktasal analizi	129
Çizelge 3.8. 4 no' lu reçetenin EDX ile gerçekleştirilen yarı kantitatif elementer noktasal analizi	131
Çizelge 3.9. Mukavemet Değerleri	131
Çizelge 3.10. % Su emme değerleri	132
Çizelge 3.11. Görünür porozite, görünür yoğunluk, bulk yoğunluk değerleri	132

1. GİRİŞ

Travmaya uğramış, hastalıklı, ağrılı ve normal fonksiyonlarını yerine getiremeyen vücut organ ve dokularının iyileştirilmesi veya aynı fonksiyonu yerine getirebilecek şekilde tasarlanan yapay bir sistemle (implant ve protezler) değiştirilmesi biyomedikal uygulamaların önemli bir bölümünü teşkil eder. Değiştirilme nedenleri enfeksiyon, primer artroz, sekonder artroz ve yaşlılık olabilir. Operasyondan sonra yerleştirilen yapı, beklenen fonksiyonu yerine getirecek şekilde gerekirse hastanın ömrü boyunca güvenli bir şekilde vücut içerisinde kalmalıdır. Bu implant ve protezler; eklem protezleri, suni kan damarları, diş implantları, kalp kapakçıkları, yumuşak dokular, göz içi lensler, vs. gibi uygulamaların yanı sıra kalp pili, kulak içi nöral protezler gibi vücut içerisine implant edilebilen elektronik sistemler olabilir. Bazı durumlarda, geçici olarak implant edilebilir sistemler travmalı ve hasarlı dokuları desteklemek amacıyla kullanılmaktadırlar; bunlara kemik vida ve plakaları, fiksatörler, yumuşak dokuları birleştirmekte kullanılan anchorlar, ipler vs. örnek olarak verilebilir.

Bu çok çeşitli uygulamaların kullanıldığı sistemleri imal edebilmek için geniş bir yelpazede özellik ve fonksiyon gerektiren malzemelere ihtiyaç duyulur ki; bu malzemeler “*biyomalzemeler*” olarak adlandırılırlar. Bu malzemelerin efektif olarak kullanılabilmesi için, yerine göre difüzyon bariyeri olma, mekanik olarak güvenilir olma, kullanıldığı yere göre uyumlu mekanik özelliklere sahip olma, toksik veya kanserojen etki veya reaksiyon meydana getirmeme (biyouygunluk), vücut sıvısı içerisinde korozyona dayanıklı (biyoinert) olma, normal fiziksel hareketlerde oluşan yüklere karşı dayanımlı olma, yeteri kadar yüksek yorulma dayanımlarına sahip olma, ortopedik uygulamalarda yüzeyinde hücre yapışmasını takiben kemik oluşumuna ve gelişimine elverişli olma gibi özelliklere sahip olmaları gerekir.

Bu tip sistemler; plastikler, metaller, reçineler, tekstiller, seramikler/camlar ve çeşitli organik malzemeler ve bunların kombinasyonlarından yapılmaktadır. Bununla birlikte, yeni

malzemelerin keşfi, yeni üretim şekillerinin geliştirilmesi ve yeni sistem tasarımları bu alanda süregelen araştırmaların esasını teşkil eder (Ergun vd. 2004).

Seramiklerin insan yaşamında yarattığı büyük devrimlerden biri, geçtiğimiz kırk yılda vücudun zarar gören veya işlevini yitiren parçalarının tamiri, yeniden yapılandırılması ya da yerini alması için özel tasarımı seramiklerin geliştirilmesi ve kullanımıyla gerçekleşmiştir. Bu amaçla kullanılan seramikler, “*biyoseramikler*” olarak adlandırılır. Biyoseramikler, polikristalin yapılu seramik (alümina ve hidroksiapatit), biyoaktif cam, biyoaktif cam seramikler veya biyoaktif kompozitler (polietilen–hidroksiapatit) şeklinde hazırlanabiliyor. İnorganik malzemelerin önemli bir grubunu oluşturan bu malzemeler, sağlık sektöründe çok çeşitli uygulamalarda kullanılmaktalar (Bilim ve Teknik 2002).

Biyoseramikler üç tiptedir:

- Biyoinert seramikler
- Emilebilen (vücutla kaynaşabilen) seramikler
- Biyoaktif seramikler

Biyoinert seramiklerde, mikroporlu Al_2O_3 ya da bir hidroksiapatit (HA), gözenekli metallerin üzerine kaplanarak dokunun porlar içerisinde büyümesini mümkün kılar ve iyi mekanik bağlanma sağlar. Alüminaya bitişik olan kemikli doku ya da diğer biyoinert implantların yeniden yapılması, bu tip seramiklerin tepkisizliği neticesinde, bağışık reaksiyonlar ya da biyokimyasallar sebebiyle bozunuma uğramaz.

İkinci kategorideki malzemeler, kalsiyum sülfat (Paris alçısı), trikalsiyum fosfat ve kalsiyum fosfat tuzlarıdır. Bu implantlar, yavaş yavaş indirgenir ve çevresindeki doğal doku ile yenilenmiş olur.

Üçüncü tip seramikler ise kemik yapı ile etkileşim içine girerek kimyasal bağlar oluşturur. Bu tip seramiklere örnek olarak HA (hidroksiapatit), biyoaktif camlar ve biyoaktif cam-seramikler verilebilir. HA’ in çeşitli kaynakları ve formları mevcuttur. HA uygulamaları,

dişçilikte, travmatoloji ve ortopedideki kemik noksanlığını doldurmak, plastik cerrahide sert doku hatalarını artırmak ve travmatoloji ve ortopedide kemikler arasında köprüler yapmak olarak sıralanabilir (Bengisu 2001).

İlk üretilen seramik ürünlerin; hammaddesi kil olan çanak çömlek ürünler olduğu bilinmektedir. Ancak kilin kullanımı neticesinde porlu, opak ve aynı zamanda zayıf ürünler elde edilmiştir. Bu özellikleri sebebiyle, dental seramik uygulamalarında kullanımı uygun olmamaktadır. Bunun yanı sıra, içeriğinde belirli oranlarda kaolin (porselen toprağı), kuvars ve feldspat barındırmasıyla, sıkı yapılı (boşluksuz), transparan, parlak, yüksek mukavemete sahip, porselen ürünler elde edilmiştir. Bu ürünler dental uygulamalar açısından incelendiğinde, diş için gerekli şeffaflığı ve mukavemeti sağladığından, bu alanda kullanımı çok fazladır.

Maliyet, istenilen renklerin elde edilmesinde yaşanan zorluklar ve buna benzer diğer problemleri ortaya çıkarması açısından, pişirim sıcaklığı ve kullanılan hammaddeler önemli parametrelerdir. Bundan dolayı, dental porselenlerin üretim sıcaklıklarının iyi ayarlanması gerekmektedir. Ayrıca, pişirim süresi de porselenin üretiminde hem yoğunlaşma hem de istenilen renklerin elde edilmesinde önemli rol oynamaktadır.

Bunun için, dental porselen üretiminde kullanılan hammaddelerin porselenden beklenen özellikleri veren hammaddeler olması gerekmektedir.

Düşük ergime sıcaklıklı dental porselen üretimi ile ilgili bu çalışmada hedeflenen, günümüzde yurtdışından ithal edilen dental tozların, ülkemizdeki hammaddelerden belirli oranlarda alınmasıyla üretiminin sağlanmasıdır. Amaca ulaşıldığında, yüksek maliyetli ödemeler yapmaya gerek kalmayacaktır, aynı zamanda, ülkemizdeki hammaddelerin kullanımıyla, yurt ekonomisine katkı sağlanabilecektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Porselenin Dünü ve Bugünü

2.1.1. Dental Porselene Tarihsel Açıdan Bakış

Avrupa' da olanlara karşılık, çanak çömlek ürünler, Çin' de milattan önce 100 yılından beri üretilmekteydi ve milattan sonra 10. yüzyıldan itibaren, seramik teknolojisi Çin' de,

'Sadece karla karşılaştırılabilecek kadar beyaz, sadece 2-3 mm kalınlıkta olması nedeniyle ışığı içinden geçirebilen, hafifçe vurulduğunda çana benzer ses çıkaran bir seramik; porselen!' imal edebilecek kadar ilerleme kaydetmişti.

Uzak Doğu ticari olarak ilerleme kaydederken, bu sonsuz üstünlüğe sahip malzeme 17. yüzyıl boyunca Çin' den Avrupa' ya kadar gelmişti. O zamana kadar, sofraya eşyalarına belirgin bir ilgisizlik söz konusuydu. Nüfusun çoğu yemeklerini tahta tabaklardan yerken, soylular metal tabaklardan yemekten memnun oluyorlardı. Özel durumlar için altın ve gümüş sofraya eşyaları da kullanılmaktaydı.

Bütün bunlar, yüksek kalitedeki seramik sofraya eşyası talebini harekete geçiren, Çin porseleninin tanınmasıyla değişti. Çin porselenine benzer ürünler imal etmek çok büyük gayret gerektirmekteydi. Kalay oksitinin sır olarak kullanılmasıyla oldukça iyi imitasyonlar (beyaz görünümlü porselen üretimi) elde edilmiştir ancak, Çin porseleninin yarısaydamlığının yeniden sağlanması mümkün bulunmamıştır. 1708 yılında Almanya'da bulunan Meissen gibi, şimdinin tanınmış isimleri olan, daha birçok üretici, o dönemde gerçek porselen üretememişlerdir ama yine de, yüksek kalitedeki çanak çömlek ürünleri ile, İtalya' dan Majolica, İngiltere' den Wedgwood ve Hollanda' dan Delft's Blue gibi şöhret kazanmışlardır.

Üretim için gerekli olan bir malzemenin ve üretim metodunun seçilmesi, Çin porseleninin yeniden üretilebilmesindeki gerçek problem olmaktaydı. Yıllar sonra, Çin’de porselenden numuneler hazırlanıp, Fransa’da bilim adamı olan M. De Reamur’ a gönderilmiştir ve bilim adamı sayesinde porselen bileşiminin, Çin kili olarak bilinen kaolin, silika ve feldspattan oluştuğu anlaşılmıştır.

Çin porseleninin üretim sırrının çözülmesinin ardından, Avrupa’ da yeni porselenlerin geliştirilmesi çok uzun zaman almamıştır. Çok geçmeden, porseleni herhangi bir ton ya da renkte yapmak ve yarı-saydamlığına renk derinliği vermek mümkün olmaktaydı, ki bu da, bu malzemenin dental potansiyelinin tanınmasından kısa bir süre önce idi (Noort 2002).

1728 yılında, Pierre Fauchard’ ın, ‘*Le chirurgien dentiste*’ de bilimsel incelemesini yayınlamasıyla, Fransa, dental teknolojiye lider olarak saptandı (Powers 2006).

Porselenin dental uygulamalarda kullanımı, 1774 yılında , Alexis Duchateau adında Fransız bir eczacının fildişi olan takma dişlerini porselenle değiştirmenin olabilirliğini düşünmesiyle ilerlemeye başlamıştır. Fildişi, poroziteli bir malzeme olup, ağızdan alınan sıvıları içine çeker ve zamanla kötü biçimde lekelenir. Bunların yanı sıra, hijyenikliğini de kaybeder. Duchateau, Saint-Germain-en-Laye’ de, Guerhard fabrikasında çalışan porselen üreticilerinin asistanlarıyla birlikte, kendisi için, ilk porselen takma dişi yapmayı başarmıştır. Bu gerçekten büyük bir başarıydı, çünkü porselen pişirim esnasında epeyce küçülürdü. Dişin ağza uyumu ölçülürken, bu küçülme de hesaba katılmalıydı. O zamandan beri, ebonit ve daha yakın geçmişteki polimetilmetakrilat gibi diğer malzemeler, dental uygulamalarda porselenin yerleştirilmesine yardımcı olmuştur (Noort 2002).

Alexis Duchateau’ nun ilk porselen takma dişi yapmayı başarmasının ardından, yıllar sonra, Nicholas Dubois De Chemant, porselen protez yapmayı başardı ve üretimi için bir patent aldı (Noort 2002). 1885 yılında, John Allen, ilk kez platin üzerine pişirilmiş porselenli protez yapmayı başardı (Bulduk 2002).

1886' da A. E. Matteson altın yaprak ile ilk estetik kyonu yaptı ve üstünde porselen pişirdi. Jenkis (1898) ise, Avrupa'da bu tür çalışan seramikçilerin başında gelir. 1888' llerde, platin kuaf üzerine porselen kaplamayı düşünen C. K. Lannd, 1895 yılında platin yaparak üzerinde porselen fırınlamayı başararak günümüzde kullanılan porselen jaket-kyonu ortaya koydu. Bu tür çalışmalar, Spaulding tarafından en üst düzeye getirilmiştir. Başlangıçta porselen üretiminde tecrübe edilen başarısızlıkların yanı sıra, pişirildikten sonra porselende oluşan porozitenin yok edilmeye çalışılması diğer uğraşların başında geliyordu (Uçar 1999).

“New York Diş Hekimliği Malzemeleri Şirketi”, porselen dişin vakum-piştirim prosesini keşfettiğinde ise, 1949 yılı idi (Leinfelder *et al.* 2000). Bu keşifle birlikte, porselen jaket-kuron, dolgu ve benzeri porselen işleri vakum altında pişirime tabi tutulabildi (Uçar 1999). Vitrifikasyon (camlaşma) boyunca, düşük basınç kullanımı, yapay dişin, öncesine nazaran, oldukça yoğun ve daha az opak olmasıyla sonuçlandı (Leinfelder *et al.* 2000). Tabii ki bu, porselen üretimi için büyük bir aşama oldu (Uçar 1999).



Resim 2.1. Porselen protezlerin önceki görünümü (Powers 2006)

Vakum-piştirim prosesi ile porselen uygulamasının başlaması ile porselen piştirim tekniği; hava ortamında piştirim ve vakum ortamında piştirim olmak üzere, iki ayrı boyut kazandı. Lacour ve Nally vakum-piştirim prosesi ile üretilen porselenler üzerinde yaptıkları çalışmalarda, şu sonuçlara ulaştılar:

- Vakum ortamında pişirilen porselen dişlerin mukavemetinin, atmosfer ortamında pişirilenlere göre % 20 oranında fazla olduğu ve porozitenin yok denebilecek kadar azaldığı gözlenmiştir. Vakum ortamında pişirilen porselenlerin kapsadığı porozitenin oranı, toplam porselenin % 0,1' i kadar olurken, atmosfer ortamında pişirilen porselenlerde bu oranın, % 4,5 olduğu görülmüştür.
- Porselen içinde bulunan porozite, şeffaflığı azaltır ve matlaştırır. Buna dayanarak, vakum altında pişirilen porselenlerde, porozite miktarının az olması nedeniyle, atmosfer ortamında pişirilenlere göre çok daha şeffaf olduğu ve estetik görünümünün büyük ölçüde arttığı gözlenmiştir (Uçar 1999).

Ancak, porselen türlerinin ve pişirim fırınlarının, günümüzde kaydedilen ilerlemeleri neticesinde, atmosfer ortamında ve vakum altında pişirilen porselenler arasında yukarıda belirtilen büyük farklılıklar ortadan kalkmıştır. Kurallara uygun çalışıldığı takdirde, porselen üretim proseslerinin ikisinden alınan sonuçlar arasında fark olmadığı ve her iki yöntemde de olumlu sonuçlarla karşılaştığı görülür (Bulduk 2002).

2.1.2. Dental Porselenin Günümüzdeki Uygulamaları

Porselenler, kuron yapımında kullanılan ilk malzemelerdi. Son yıllarda, piyasada, porselen gibi nitelendirilen yeni birçok malzeme çıkmıştır, aslında bunlar, ilk porselenlerle karşılaştırıldığında seramik formlarından çok farklı oldukları görülmektedir.

Günümüzde porselenler, restoratif dişçilikte hayati bir rol üstlenmişlerdir (Leinfelder *et al.* 2000).

Ön dişlerden herhangi birinin eksikliği, dişlerdeki renk değişikliği, çürükler ya da dişlerin kırılması halinde, kişi çiğneme gücünü çeker, aynı zamanda diş estetiği de bozulmuş olur. Bu tip durumlar karşısında diş hekimleri metal, akrilik ya da porselen malzeme kullanarak kuron ya da köprü protezi uygulayabilirler.

Günümüzde, ön dişlerde, metal kuron ve köprüler, uygulanması halinde estetik bir görüntü sağlayamadığından, sık kullanılmazlar. Doğal dişlerde eksiklik yoksa, her diş için kurallara uygun iyi cins bir akrilden jaket-kuron uygulanabilir. Dişlerde eksiklik olması durumunda ise, metal-akril köprüler uygulanabilmektedir (Bulduk 2002).

Aynı zamanda, az miktarda madde kaybına sebep olsa da, ön dişler için, metalin alttan yaptığı opak yansıma dezavantajını ortadan kaldıran, tamamen porselenden yapılan, full porselen jaket-kuronlar uygulamak mümkündür (İnt. Kyn. 1). Kuralına uygun olarak hazırlanmış bu tür bir jaket-kuron veya eksilmiş dişlerin yerini dolduracak metal-porselen uygulaması, köprü protezi her yanı ile doğal dişe en yakın olanıdır (Sanlı 2005).

Akriller estetik açıdan incelendiğinde görülmüştür ki; en iyi türüne bile doğal diş şeffaflığı verilememektedir, bu sebeple de yanındaki doğal dişlerle tam renk uygunluğu sağlanamamaktadır. Akriller, çeşitli nedenlerle, uygulandıktan bir süre sonra renk değiştirirler. Bu durum, akrilik dişlerin en büyük dezavantajını ortaya koyar. Diğer bir dezavantajı da, yumuşaklığı ve sürtünmeye karşı sergilediği düşük dayanımdır.

Akrilik dişlerde, koparma ve öğütme sonucunda oluşan aşınma nedeniyle, kuron boylarında kısalma ve yüzeylerinde düzleşme görülür. Bunun yanında, kimyasalların (diş macunu) kullanımıyla oluşan aşınma estetik görünümde büyük kayıplara sebep olur. Akriller, dokuya zararlı olabilirler (Bulduk 2002).

Akrillerin, medikal ve dental kullanımlarını inceleyen Dr. S. A. Leader, Londra'da Portland Plastics Ltd.' de ilk akrilik dolgu malzemesi olan "*Portex Filcryn*" ı üretmiştir ve üzerinde yaptığı incelemelerde, akrilik dolguların çok fazla küçülmeye uğradığını, ayrıca da kavisli duvarlara adaptasyonunun çok zor olduğunu gözlemlemiştir (McLean 1976).

Diş eksikliği durumunda uygulanabilen metal-akril protezler incelendiğinde ise; iki maddenin bağlandığı yerlerde, birbirine tam olarak kaynamadığı, yarıkların ortaya çıktığı gözlemlenmiştir. Bu aralıklardan giren tükürük ve artıklar, belirtilen yerlerde korozyon

renklenmesi yaparlar. Akriliğin yüzeyinden renklenmenin görülebileceği gibi, oksitlerde akriliği renklendirebilir. Metal-akril arasında yüzeysel bir kaynaşma olmadığından, bu korozyon oksitleşmesi kısa ya da uzun vadede meydana çıkabilir. Aynı sebeplerden, önceden yapılmış kuronlarda koku meydana gelir.

Akrillerin bu olumsuzluklarının yanında; elastik özelliği sebebiyle, kırılma ve çatlama çok az görülmesi, özel aletlere gereksinim duyulmadan kolay hazırlanma sürecine sahip olması, akrilik dişlerin kullanım avantajlarıdır.

Günümüzde, eski tip akrillerde görülen, aşınma ve dayanım sorununun en aza indirilebildiği, özel akriller üretilmektedir. Ancak, bu ürünler, ekonomik olmayıp üretimi için özel çalışmalar gerektirmektedir. Normal akrillerle karşılaştırıldığında, sertlik dereceleri % 50 oranında daha fazladır. Özel akrillerden üretilen dişler, normal akrilik dişlerle porselen dişler arasında bir geçiş ürünü olarak kabul edilebilir (Bulduk 2002).

Özellikleri yönüyle, akrillerden çok daha az dezavantaja sahip malzemeler olan porselenler incelendiğinde; sabit protezlerde estetik amaçla kullanılan tüm malzemeler arasında, şeffaflığı nedeniyle (Bulduk 2002), doğal dişle renk uyumunun en iyi sağlandığı malzemeler olduğu anlaşılmıştır (Coşkun ve Yaluğ 2002).

Porselenlerin, kimyasal olarak kararlı olmaları, düşük sıcaklıklarda kısa sürelerde şekillendirilebilmeleri; bu malzemeleri, diş hekimliğinde kullanımı açısından, çok cazip hale getirmiştir. Biyo uyumunun iyi olması sebebiyle, ağız içinde istenmeyen toksik ve trombojenik reaksiyonlara sebep olmaz (Ergun vd. 2004). Su absorbe etmez (Taşveren ve Özdemir 2005). Kırılgandır (Ergun vd. 2004), ancak kurallara uygun hazırlanması halinde, kesinlikle kırılmaz (Bulduk 2002). Isı iletkenliğinin ve ısıl genleşme katsayısının, mine ve dentinin değerlerine yakın olması sebebiyle kenar adaptasyonlarında sorun yaşanması düşük bir ihtimaldir (Noort 2002).

Bağlanmanın, metal-akril protezlerden farklı olduğu, metal-porselen uygulamalarına baktığımızda; iki malzeme arasında boşluk bulunmadığından, tükürük ya da herhangi bir artığın sebep olabileceği korozyon riski de ortadan kalkmış olur. Bu durumda da, renk değiştirme söz konusu değildir.

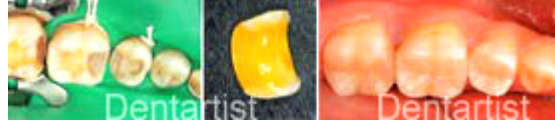
Porselenlerin, üstün özelliklerinin yanında söylenebilecek dezavantajları; özel çalışma gerektirmesi sebebiyle çalışma süresinin uzun olması ve ekonomik olmamasıdır (Bulduk 2002).

Bütün bu açıklamalarda anlaşılacağı gibi; porselen dişler ve akrilik destekli yapay dişler (az tercih edilmekle birlikte), günümüzde halen yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Ne var ki, porselenin estetik niteliklerinin, halen, diğer tüm malzemelerden üstün olması sebebiyle, aynı zamanda doku uyumunun da çok iyi olmasından (Yaluğ ve Nalbant 1998), diş hekimliğinde:

- Yapay dişler,
- Dolgular (inlay/onley),
- Kuronlar,
- Köprüler olmak üzere dört önemli uygulama alanı söz konusudur (Noort 2002).



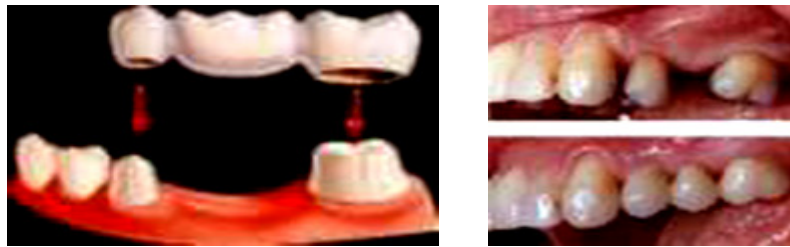
Resim 2.2. Porselen Yapay Dişler (İnt. Kyn. 2)



Resim 2.3. Porselen dolgular (İnlay/Onley) (İnt. Kyn. 2)



Resim 2.4. Porselen kuronlar (İnt. Kyn. 2)



Resim 2.5. Porselen Köprüler (İnt. Kyn. 2)

2.2. DENTAL PORSELENİN KİMYASI

2.2.1. Dental Porselenin Yapısı

Seramik sözcüğü, yunanca '*keramikos*' kelimesinden gelmektedir. Seramik çeşidi olan porselen sözcüğünün de karşılığı olan bu kelime, yunanca' da; yanık madde anlamına gelmektedir, ancak daha çok ateşte yanarak spesifik olarak üretilen madde anlamında kullanılmaktadır (Coşkun ve Yaluğ 2002).

Seramik, çoğunlukla silikat yapılıdır ve bir veya birden fazla metal elementin, metal olmayan elementle, genellikle oksijenle, bağ oluşturarak meydana gelir. Metal atomları ve silikat atomları arasında bulunan oksijen atomları, bir matris gibi görev yapar. Oksijen atomlarının genişliği arttıkça, oksijen atomları arasındaki boşluklara alabileceği küçük metal atomlarının ve yarı metal silis atomlarının sayısı da artar.

Seramik kristallerindeki atomik bağlar, hem iyonik hem de kovalent karakterdedir. Bu güçlü bağlar seramiklere sertlik, yüksek elastisite modülü, kimyasallara karşı direnç gösterme, ısıya dayanım gibi özellikler katar (Uçar 1999, Bulduk 2002, Bulduk vd. 2002 a, b).

Dental porselenler, seramiklerin cam sınıfına aittir ve kontrollü termal genişleme gerektiren, bir kristalin komponent içerir. Bu yüzden, cam-seramiklere yakın bir yapı olarak değerlendirilebilir (Fairhurst 1992).

Seramiklerde olduğunu söylediğimiz bağlar, yapı olarak sert porselenlerle cam-seramikler arasında kalan dental porselenlerin yapısına diğer özelliklerin yanında kırılabilirlik da kazandırdığından sakıncalı durumların ortaya çıkmasına neden olabilmektedir (Uçar 1999, Bulduk 2002, Bulduk vd. 2002 a, b).

Camlar; amorf katılar veya aşırı soğutulmuş sıvılar olarak tanımlanabilir. Amorf yapıları, camları, diğer katılardan ayıran en önemli özellikleridir. Atomik yapıları ve bünyelerinde barındırdıkları son özellikleri, kompozisyona bağlı olmasının yanı sıra ısı geçmişi de bağlıdır. Cam yapıcı oksitler, hem ergimiş hem de katı formdaki camların fiziksel özelliklerini modifiye etmek için, karmaşık ve kirli eriyikleri ayırır.

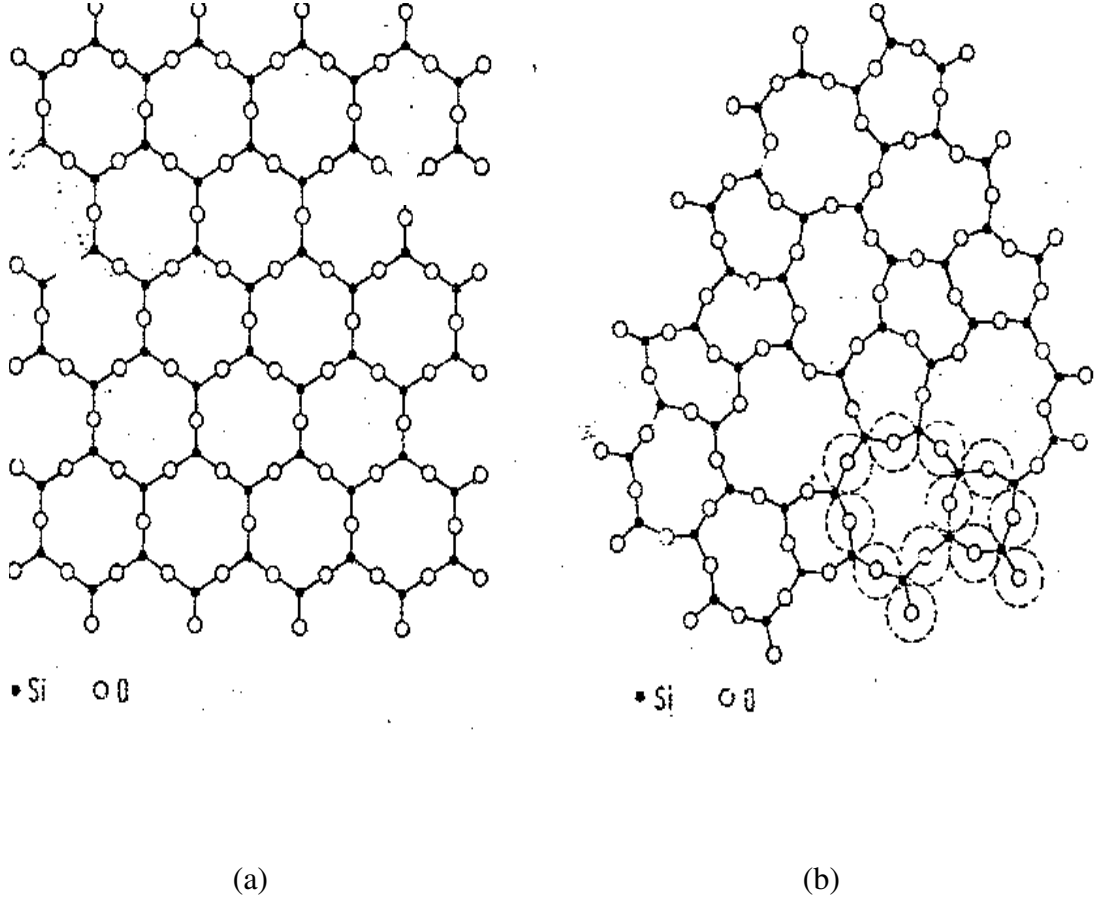
Bütün camlarda bulunan temel anyon, O^- iyonudur. Bu iyon, Silisyum, Bor, Germanyum, Fosfor gibi küçük katyonlarla çok kararlı bağlar oluşturur. Bu iyonlar, cam yapıcı oksitler olarak adlandırılırlar. O^- anyonunun, bu oksitlerle bağ yapması sonucu, SiO_4 gibi yapısal birimler oluşur.

Cam yapıcı oksitlerin karakteristiklerini inceleyen Warren Zachariasen, düzenli çalışmaları neticesinde kafes örgüsü hipotezini ortaya koymuştur. Zachariasen; camlar ve kristallerdeki atomlar arası kuvvetlerin temel olarak benzer olması gerektiğini ve silikat camlardaki atomların eşit pozisyonlarda tanımlanması gerektiğini düşünmüştür. Ayrıca, atomların, camlarda ve kristallerde üç boyutlu oluşumda bağlanması gerektiğini savunmuştur.

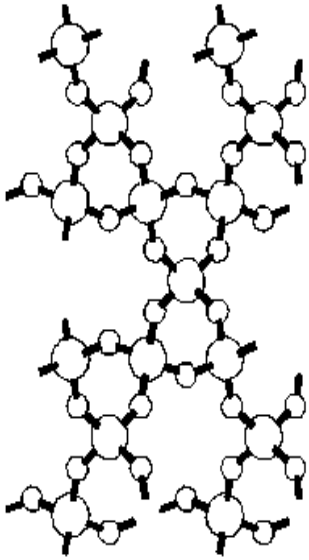
Zachariasen' e göre cam oluşumu için şu şartlar gereklidir:

- Bir oksijen atomu ikiden fazla metal atomu ile bağlanmamalıdır.
- Metal çevresindeki oksijen atomları sayısı az olmalıdır.
- Bu polihedral oksijenler yüzeyler ve kenarlarda değil, sadece köşelerde olmalı.

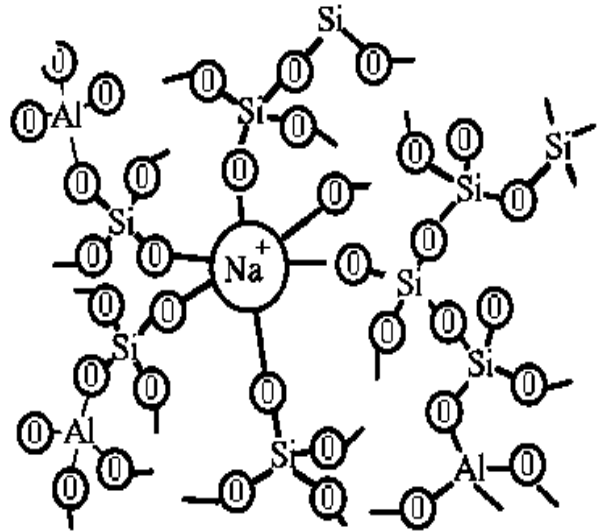
Camsı bir doğaya sahip olan dental porselenler, amorf yapıya sahip olmalarına rağmen az da olsa atomik bir düzenlilik sergilerler. Dental amaçlar için, cam yapıcı oksitler olarak sadece silis ve bor oksit kullanılır. Bu oksitler, dental camları yapılandıran temel ağ örgünün çevresini oluştururlar. Diş porselenleri, cam yapıcı matris olarak temel Silisyum-Oksijen ağ örgüsünü kullanırlar (Kartal 1998, Bulduk 2002).



Şekil 2.1. (a) SiO₂' nin kristal yapısı (b) Warren Zachariasen' e göre SiO₂ kafeslerinde oluşan düzensiz cam yapının (ağ örgüsü) şematik gösterimi (Bengisu 2001)

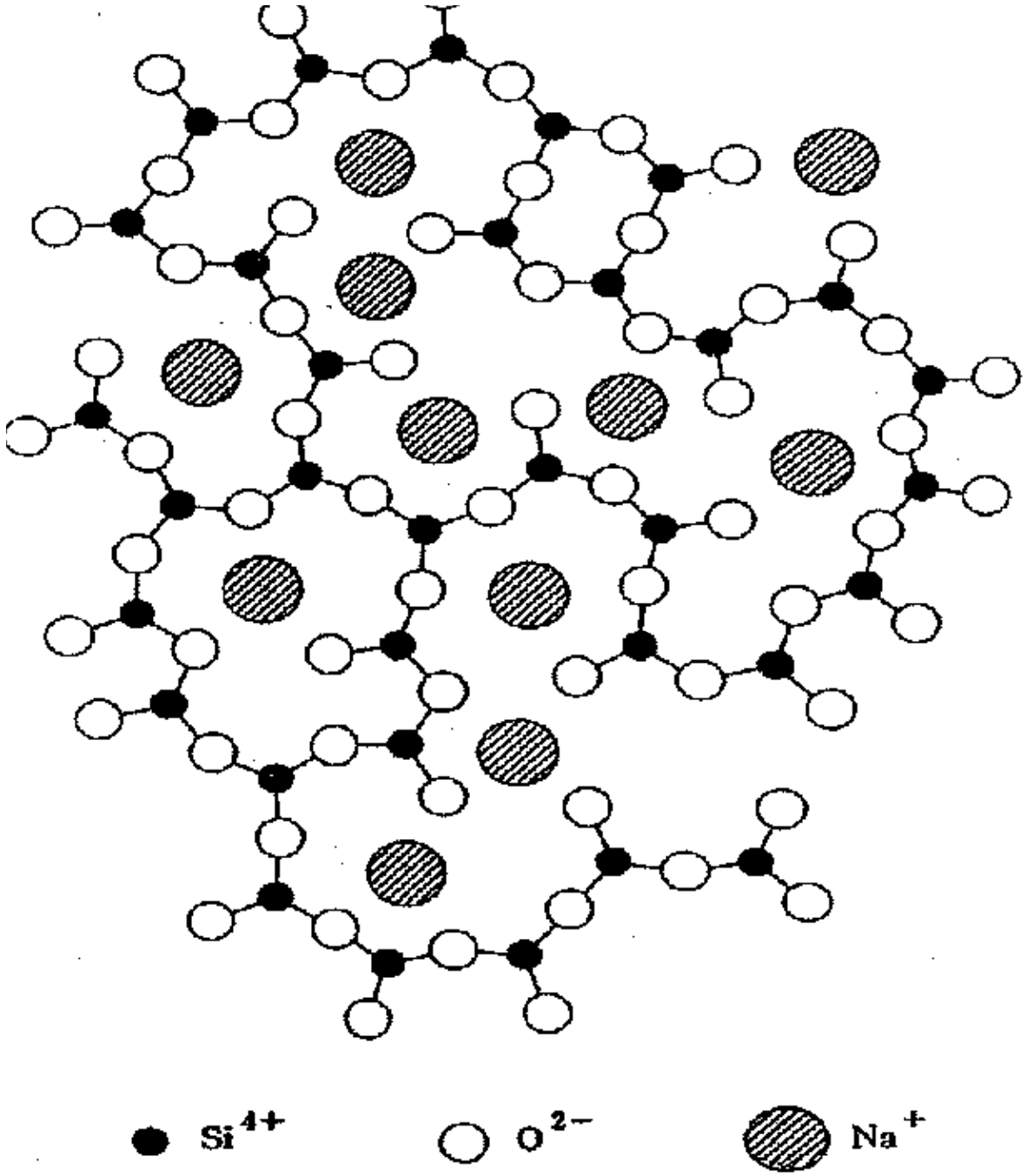


β - Kuvars (SiO_2)



Dental Porselen

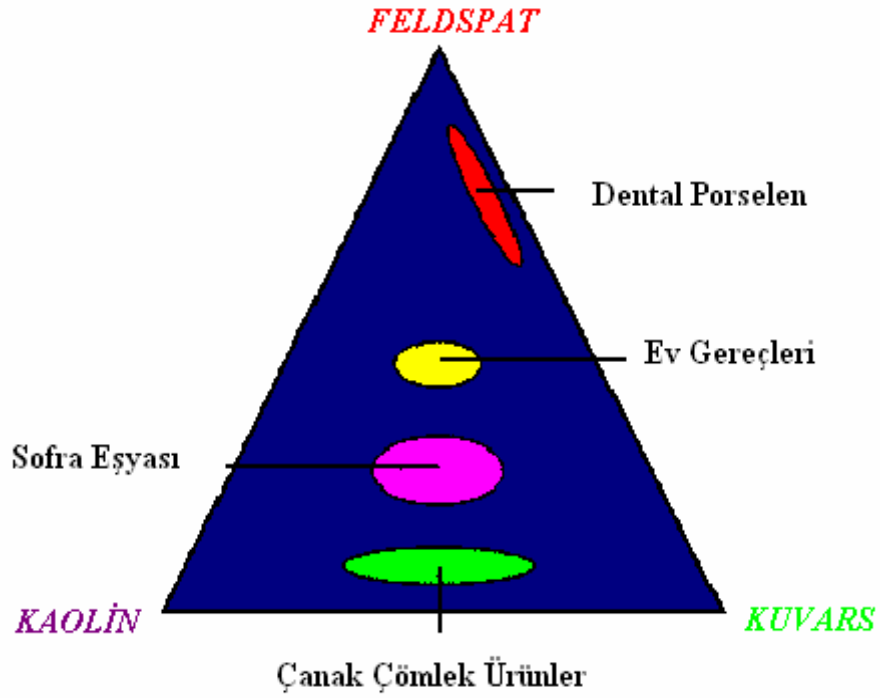
Şekil 2.2. Dental porselenin yapısı



Şekil 2.3. Warren Zachariasen' e göre, sodyum silikat cam yapısının şematik gösterimi
(Kartal 1998)

2.2.2. Dental Porselenin Kompozisyonu

İlk dental porselenler, kaolin, feldspat ve kuvarsın karışımından oluşmaktaydı ve çanak çömlek ürünlerden, sofrta ürünlerinden ve ev porselenlerinden oldukça farklıydı.



Şekil 2.4. Feldspat, Kaolin ve Kuvars esaslı porselenlerin bağıl kompozisyonları

Elias Wildman, 1838 yılında, saydamlık ve renk tonu bakımından doğal dişle karşılaştırılabilecek kadar uyumlu bir dental porselen üretti. Dental porselen ve ev gereçlerinin kompozisyonları çizelge 2.1’ de verilmiştir (Noort 2002).

Çizelge 2.1. Dental porselen ve ev porselenlerinin kompozisyonları

Porselen Türü	% Kaolin	% Kuvars	% Feldspat
Ev Porseleni	50	20-25	25-30
Dental porselen	0	25	65

Dental porselenler, Kuvars gibi kristalin formda olan veya ergitilmiş silika adıyla amorf cam şeklinde bulunan Silika (SiO_2) içerirler. Silikanın yanında, flakslastırıcı olarak; Potasyum oksit (K_2O), Sodyum oksit (Na_2O) ve Kalsiyum oksit (CaO), ara oksitler olarak; Bor oksit (B_2O_3) ve Alüminyum oksit (Al_2O_3) ve opaklaştırıcı olarak; Çinko oksit (ZnO), Zirkonyum dioksit (ZrO_2), Seryum dioksit (CeO_2) ve diğer metalik oksitleri de içermektedir.

Dental porselenler, Potasyum oksit (K_2O), Alüminyum oksit (Al_2O_3) ve Silisyum dioksit (SiO_2) içerikli feldspatlardan üretilirler.

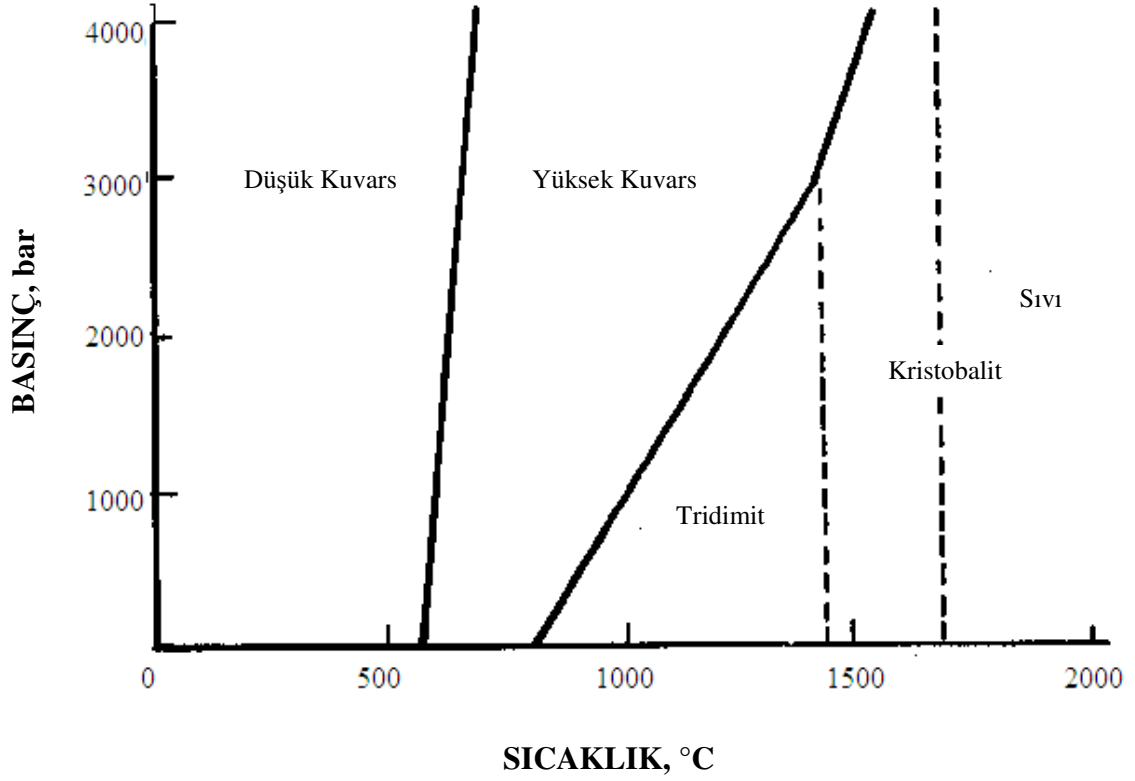
2.2.3. Dental Porselen Hammaddeleri ve Oksitleri

Doremus' a (1992) göre, porselen malzemeler dayanıklıdır, kimyasal olarak kararlıdır, düşük sıcaklıklarda kısa sürelerde şekillendirilebilen dişçilik malzemeleridir. Kimyasal özelliklerini potasyum alümina silikat fazı çok etkiler. Ancak, kırılgeçiriciler (Ergun vd. 2004).

2.2.3.1. Kuvars

Kuvars, doğada en çok bulunan mineraldir. Tamamen SiO_2 ' den oluşan kuvars, bazı kayalardan, deniz kumu ve çakıllardan elde edilir. Oluşum ısılarına göre çeşitlilik gösterir:

- Kuvars - 573 °C
- Tridimit - 870 °C
- Kristobalit - 1470 °C' de oluşur (Kibici 2002). Erime sonrasında bu modifikasyonların farklılıkları ortadan kalkar (Kartal 2003).



Şekil 2.5. Oluşum sıcaklıklarına göre kuvars modifikasyonları (Westbrook and Benson 2001)

Teoriye göre, dönüşümlerde Si-O₂ arası bağlar kopar, neticesinde tetrahedralar bozularak daha farklı şekilde bir araya gelirler (Doğan).

Silika camlarda, sırlarda, emayelerde, refrakterlerde ve aşındırıcılarda ana bileşen olarak kullanılır.

Dental seramiklerde % 10 ile % 30 oranında (Bulduk 2002) bulunan kuvars, porselenin rasyonel bileşimine (harmanına) öğütülmüş parçalar veya kum halinde katılır.

Ergime noktası, yaklaşık 1400 °C gibi yüksek bir sıcaklıktır. Sıcaklık arttıkça yoğunluğu azalır, akışkanlığı artar. Eridiği ortamlarda genleşme katsayısını düşürücü etki eder. Tam olarak erimemesi durumunda ise, bu durumun aksine genleşme katsayısını yükseltir. Ergimemiş kuvarsın genleşme katsayısı, ergimemiş kuvarsa göre 150 kat fazladır (Doğan).

Yüksek ergime sıcaklığına sahip olduğundan, porselen bünyede, yüksek sıcaklıklarda ürünün çökmesini engelleyerek, diğer bileşenlerin aktığı sıcaklık bölgelerinde iskelet rolü oynar (Kibici 2002). Bünyenin yüksek sıcaklıklarda kararlı hale gelmesini sağlayarak porselenin tutturulduğu metal alt yapı üzerinde şekillendirdiği haliyle kalmasını sağlar (Bulduk 2002). Aynı zamanda, dahil olduğu bünyede kuru ve pişme küçülmesini azaltır (Doğan).

Porselen ürünün pişirimi, önce feldspat eriyerek feldspat camına dönüşür. Bu eriyik daha sonra önemli miktarlarda kuvarsın çözümünü sağlayarak cama benzer porselen hamurun sert ve aynı zamanda ısıya ve kimyasal etkilere dayanıklı olmasını sağlar (Kibici 2002).

Kuvars, pişme işlemi boyunca değişmeden kalarak yapıda destek kuvvet görevi yapar. Camsı faz boyunca, feldspatın erimesiyle oluşan çok ince kristaller yayar (Noort 2002), küçük bir kısmı da, çok küçük kristaller halinde cam içinde gömülü kalır (Kibici 2002).

Seramik endüstrisinde, kum halindeki veya mineral şeklindeki türleri kullanılan kuvars, bünyesinde genelde birtakım kirlilikler bulundurulur. Bu sebeple, kuvars kumu; içerisinde bulunan diğer oksitlerin, dahil edildiği bünyeye renk vererek ürünün kalitesini düşürme ihtimaline dayanılarak, mümkün olan en az miktarda kullanılmalıdır (Karasu 2004).

2.2.3.2. Feldspat

Feldspatlar, kompleks silikattan ibaret olup, bileşenlerinde bir veya iki tane alkali ya da toprak alkali metal oksit barındırırlar. Feldspat grubuna ait mineraller, bileşimleri ortoz – albit – anortit arasında değişen solid solüsyon (katı eriyik) serisini oluştururlar. Feldspatlar başlıca iki solid solüsyon (katı eriyik) serisine ayrılır:

- Alkali Feldspat Serisi
- Plajiyoklas Serisi

Her iki feldspat serisinin dış görünüş itibariyle birbirine çok benzemesine karşın, aralarındaki ayırım ve fark kimyasal bileşimlerindedir. Alkalen feldspatlar, potasyumca kısmen de sodyumca zengindirler. Plajiyoklazlar ise sodyumca ve kalsiyumca zengin mineraller arasında izomorf bir seri oluştururlar (Kibici 2002). Her iki feldspat da porselene değişik özellikler katar (Bulduk 2002).

Feldspatların ayrışım olayları, mineral cinsi ve ayrışmaya neden olan eriyiklerin ve atmosferik ayrışmanın cinsine göre değişik özellikler gösterirler. Uzun zaman doğa koşullarında kalan feldspatların ayrışmasındaki en önemli faktörler, hidrotermal sularla yeryüzünden derinlere doğru süzülen sulardır. Bunun sonucunda ise, bu suların mineraller üzerine direk etkisi ile minerallerin bünyelerinde önemli değişiklikler meydana gelir ve yeni tip mineral grupları açığa çıkar (Kibici 2002).

Feldspatlar, taşıdıkları alkali oksitlere göre isimlendiriler. Buna göre;

- $K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$ ana minerallerine sahip, Potasyum alüminyum silikat olarak bilinen feldspatlar, *ortoklaz*, *ortoz* veya *mikroclin* olarak adlandırılır.
- $Na_2O.Al_2O_3.6SiO_2$ ana minerallerine sahip, Sodyum alüminyum silikatlara ise *albit* adı verilir.
- Ana mineralleri $CaO.Al_2O_3.2SiO_2$ olan kalsiyum feldspatlar *anortit* olarak adlandırılır.

Aynı şekilde Li, Ba, Cs gibi elementlerin oksitleri de farklı oranlarda feldspatların yapısına dahil olabilmekte ve özel isimler almaktadırlar (Karasu ve Ay 2000).

Feldspatlar, doğal yollardan oluşan hammaddelerdir, bu durumda da, potas (K_2O) ile soda (Na_2O) arasındaki oranın çeşitliliğine göre değişmektedir. Bu değişim, feldspatın özelliklerini etkilediğinden soda, ergime sıcaklığının düşmesine yol açarken potas, ergimiş camın viskozitesini arttırır.

Bu alkaliler, feldspatların bir parçası olabileceği gibi, doğru oranı sağlamak için, karbonat formunda da eklenebilirler (Noort 2002).

Feldspatlar, genellikle, seramik, porselen, cam, emaye ve çimento sanayi, ile diğer sanayi dallarında hammadde olarak kullanılmaktadır. Diğer sanayi dallarında, yumuşak aşındırıcı, sabun, cila, sır ve emaye işlerinde kullanılır (Kibici 2002).

Feldspat ve feldspat türevi hammaddeler, tek başına cam yapma özelliğine sahip bileşenlere sahiptirler (Kartal 1998). Cam matris oluşumundan sorumlu temel elementtir (Uçar 1999). Teknolojik özellikleri sayesinde, özsüz hammaddeler sınıfına dahil olmasına karşın feldspatlar, belli bir pişme sıcaklığına çıktığında, porselen bünyeyi pekiştirecek olan eriticilik özelliği gösterir. Porselen bünyenin pişmesi esnasında, feldspatlar erir ve kuvars ile killi maddeleri eriten cam fazı (feldspat camı) oluşturarak bünyenin mukavemetini arttırır. Oluşan bu cam, bir anlamda, tüm diğer çözülmemiş veya yeni oluşmuş kristaller için 'zank' görevi görerek bünyenin bütünlüğünü sağlar (Kibici 2002).

Porselen bileşiminde % 25 oranında feldspat (Kibici 2002) bulunurken, dental porselenler % 50 – 80 oranında feldspat ihtiva ederler (Bulduk 2002).

Flotasyon yoluyla zenginleştirildikten sonra kullanımının daha uygun olduğu düşünülen feldspatlar (Kartal 1998), porselen harmanına çok ince öğütülmüş bir şekilde ilave edilir.

Feldspat, beyaz, çok açık sarı, açık yeşil veya açık kırmızı (pembe) renklere bir mineraldir (Kibici 2002). Temiz feldspatlar pişme esnasında beyaz renk alırken, yüksek ısı derecelerinde renksiz bir cam eriyiği halinde ve koyu bir kıvamda erir (Uçar 1999).

2.2.3.2.1. Potasyum Feldspat

Na-feldspat, 1120 °C' de erirken, K-feldspat, bu sıcaklığın da üstünde 1150 °C' de parçalanır yani inkongrent erime davranışı gösterir. Parçalanma neticesinde, SiO₂' nin bir kısmı erir ve Lösit (K₂O.Al₂O₃.4SiO₂) kristal fazı ortaya çıkar. Tamamen erimesi ise 1510 °C' de gerçekleşir. Bu özellik, ortoklazın geniş bir erime intervaline sahip olmasını sağlar (Kartal 1998). Bu yüzden, porselen bileşimlerinde albite göre daha çok kullanıma alanı bulur.

Cam oluşturma süresince, pişirmede, porselenin karışımının eriyerek bütünleşmesini sağlar ve böylece porselenin ışık geçirgenliğinin en önemli etkeni olur (Kibici 2002) .

Daha önce değinildiği gibi, ergimiş camın viskozitesini arttırır. Porselenin pişirimi esnasında, her zaman için piroplastik akışın (ergimiş camın akışı) artma tehlikesi mevcuttur ve böyle bir durum; kenarların yuvarlaklaşmasına ve diş formunun kaybına neden olur. Bu durumu önlemek için doğru miktarda K-feldspat kullanımı önemlidir (Noort 2002). Bu durumda, K-feldspatlar, piroplastik akışın kontrolüne yardım eder denebilir. Diğer bir deyişle, ergimiş malzemenin akıcılığını azaltarak, porselen bünyenin oluşumuna yardım eder (Bulduk 2002).

Geniş bir erime aralığına sahip olduğundan, frit yapımında, porselen, sıhhi tesisat ve izolatörler gibi 1200 °C üzerinde pişirilmesi gereken seramik ürünlerinin masse ve sırlarında kullanılır (Kartal 1998).

Bileşimde, potasyum kaynağı olarak, feldspat dışında, K_2CO_3 (potasyum karbonat) da kullanılabilir (Noort 2002, Çetin 2005).

2.2.3.2.2. Sodyum Feldspat

K-feldspatlara nazaran daha az tercih edilmesinin sebebi, porselen bünyenin ergime sıcaklığını düşürmesi ve daha düşük viskoziteli bir sıvı oluşturmasıdır (Kibici 2002).

Sodyum oksit, potasyum oksit ve kalsiyum oksit gibi cam modifiye edici oksitler olmalarının yanı sıra SiO_2 ağının bütünlüğünü bozan akışkanlaştırıcılar olarak da rol oynarlar. Akışkanlaştırıcı oksitlerin amacı, cam yapıcı oksitlerin oksijenle yaptıkları bağları bozup bağlantı miktarını azaltarak camın yumuşama sıcaklığını düşürmektir. Bu durumda, porselenin ısı genleşme katsayısını yükseltmiş olurlar.

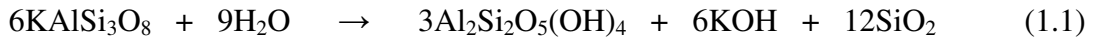
Bu alkali oksitlerin ilavesi ile metal-porselen sistemlerinde kullanılan porselenin ısı genleşmesinin alaşımların ısı genleşmesine uygunluğu sağlanır (Bulduk vd. a, b 2002).

2.2.3.3. Kil (Kaolen)

Minerolojik ve petrografik olarak killer, potasyumlu (ortoklaz, mikroklin) feldspat, sodyumlu (albit, oligoklas, andezin) feldspat, kuvars, mika gibi hammaddelerin, yeryüzündeki sular, hava gibi atmosferik olayların yanı sıra, karbonik asit, bor, kükürt, flor içerikli kimyasal reaktiflerin, hidrotermal eriyiklerin, yeraltındaki ısının yardımı ile ana kayalara etki etmesi sonucu ayrı ayrı oluşumunu gerçekleştiren bir mineral grubudur (Doğan, Uçar 1999, Kibici 2002).

Özellikle feldspat grubu hammaddelerin yeryüzündeki sularla etkileşmesiyle oluşan ayrışma sonucunda *kaolinit*, ayrıca nadiren de olsa *halloysit*, *montmorillonit* gibi diğer kil mineralleri oluşur.

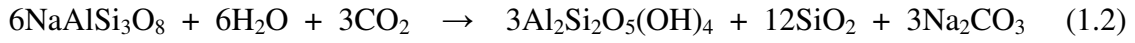
Kaolinitin oluşumu esnasında, asidik karakterli hidrotermal eriyiklerin etkisiyle feldspatların içindeki kuvarsın bir kısmı, sodyum ve potasyumun da hemen hemen tümü kaybolur. Böylece, mineralin bünyesine su girer ve kaolinit minerali oluşur. Bu olayı denklemlerle ifade edebiliriz:



Ortoklaz

Kaolinit

Silika



Ortoklaz

Kaolinit

Silika

Kaolinitin kimyasal formülünün açılımı, $\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ ' dur. Başka bir deyişle, ağırlıkça % 40 oranında killi toprak (Al_2O_3), % 46 oranında silis (SiO_2) ve % 14 oranında su (H_2O) içermektedir (Kibici 2002).

Bir alüminyum hidrosilikat olan kaolinit, tarihte, pişmemiş porselenin şekillendirilebilme özelliğini arttırmak amacıyla bağlayıcı olarak kullanılmıştır. Opak özelliktedir, çok küçük miktarlarda dahi olsa, ışığı geçirmez, bu demektir ki; ilk dental porselenlerde yeterli şeffaflığı sağlanamamaktaydı. Bu nedenle, kaolen, dental porselen bileşiminden çıkarılmıştır ve dental porselenlerin, kristalin kuvars dahil olmak üzere, bir feldspatik cam olacağı düşünülmüştür (Noort 2002).

Kaolinit kelimesi, Çince' deki '*Kao-liang*' kelimesinden gelmekte olup muhtemelen ilk bulunduğu yerlere bağlı olarak '*yüksek sırt-yamaç*' anlamına gelmektedir (Kibici 2002). Bununla birlikte, doğal etkenlerle yer değiştirmeyip oluştukları yerde yataklanan killer, primer killer olarak adlandırılır ve bu killer, yer değiştirmediklerinden safsızlık içermezler, yani beyaz renktedirler (Doğan). Beyaz renkteki killer, kaolin olarak adlandırılır. Seramik

sektöründe, saf kil ya da literatürde yer aldığı şekli olan, Çin kili olarak adlandırılmaktadır (Uçar 1999). Kaolinler, genellikle, iri tanelidirler, düşük plastisite ve yüksek refrakterliğe sahip, pişme rengi beyaz olan killerdir (Sümer 1990).

Ergime sıcaklığı 1800 °C' yi bulmaktadır ve ısıya dayanımı yüksektir (Bulduk 2002). Bu sebeple, yüksek sıcaklıklarda pişirilen ürünlerde, örneğin porselen sırlarında fazlaca kullanılır. Ürünün iyi sonuç vermesi için, kaolenin, birinci derecede, pişme renginin beyaz olması ve bunun için de Fe₂O₃ miktarının çok düşük olması gerekiyor. Bunu sağlayabilmek için, önceden şamotlaştırılarak, daha çok zenginleştirme işlemlerinden geçirilmiş kaolenler kullanılır. Bir başka önemli husus ise, kaolen içindeki kükürt oranının miktarı fazla olmamalıdır, SO₃ miktarı ~ < % 0,3.

Kaolen, düşük sıcaklıklarda erime özelliği göstermediğinden düşük sıcaklık pişirim ürünlerinde kullanılamaz veya az kullanılır (Kartal 1998).

Kaolenler, dahil oldukları bünyeye, su ile karıştırıldığında yapışkan bir kıvama gelerek şekil almasını sağlayan plastisite özelliğini ve rengini kazandırır.

İçeriğindeki % 14 oranındaki su, pişirim sırasında buharlaşmakta ve killi toprak ile silis birleşerek çok küçük boyutlu kristaller oluştururlar. Bünyedeki kaolen kristalleri, porselenin kütleliliğini ve bütünlüğünü korur, böylece dağılmamasını sağlar (Kibici 2002).

Plastik özelliğe sahip kaolenler, şekillendirildikten ve kurutulduktan sonra küçülmeye uğrar (Kartal 2003).

2.2.3.4. Alümina

Al_2O_3 , içinde bulunduğu sistemdeki alkali metal iyonları miktarına bağlı olarak, modifiye edici veya cam yapıcı oksit rolü üstlenebilir. Bileşimde yeteri kadar alkali metal iyonu varsa SiO_2 ağ yapısına girip AlO_4^- tetrahedraları oluşturarak, cam yapıcı oksit gibi davranabilir. Alkali metal iyonları miktarı yeterli gelmediğindeyse, modifiye edici oksit görevi görür.

Alüminyum oksitin kullanımı, viskoziteyi arttırarak, erime intervalini genişletir, böylece akmayı ve kristalleşmeyi engeller (Kartal 1998). CaO veya SiO_2 yerine, düşük oranlarda kullanıldığında, ergimeyi kolaylaştırır (Şan 1998).

Doğal alümina, korundum halinde fakat, feldspat ve killerde olduğu gibi genellikle silikatlarla birlikte bulunur. Alümina, aynı zamanda, boksit, diaspor, kriyolit, sillimanit, kyanit, nefelit ve diğer birçok mineralin bileşiminde yer almaktadır.

Saf alümina, düşük sıcaklıkta birkaç formda bulunur. Ancak, bütün bu formlar, zaman, kristal boyutu ve atmosfere bağlı olarak, belli sıcaklıklarda ısıtılarak, α -alüminaya dönüşür (Geçkinli 1991).

İri tane yapısına sahip polikristalin α -alüminanın, 1600 °C – 1700 °C sıcaklıkta sinterlenmesi sonucu, saf alümina elde edilir. Yüksek yoğunluk ve saflığa (> % 99,5) sahip olan alümina, korozyon direnci ve yüksek dayanımı ile porselenin sağlam bir yapı olmasına katkıda bulunur (Pasinli 2004).

Amfoter karakter gösteren alümina, dayanıklılığın artması için camsı matris içine % 15'e kadar eklenebilir (Bulduk 2002). Isı ve mekanik şokları ile, suyun etkilerine karşı cama dayanıklılık verir (Şan 1998).

Hulbert' in (1974) çalışmasında belirttiği gibi, saf alümina, ~ 1900 °C' ye kadar yüksek sıcaklıklarda sinterlenebilirken, alkali oksitlerin (sodyum veya potasyum) ilavesi ile daha düşük sıcaklıklarda sinterlenebilmesi de mümkündür (Ergun 2004).

Ergime sıcaklığı 2000 ± 30 °C olan alümina, yüksek sertliğe ve aşınma direncine sahiptir (Geçkinli 1991). Dayanımı, aşınma direnci ve kimyasal kararlılığı, dental ve kemik implant/protez uygulamaları için idealdir (Ergun 2004).

Alümina, suda ve şayet iyi kalsine edilmişse hem mineral asitlerinde hem de bazlarda çözünmez. Aynı zamanda, HF' e karşı da dirençlidir (Geçkinli 1991).

Porselen bileşimine alüminanın dahil olması sonucu, porselenin saydamlığını düşürmesiyle (Çelik ve Tekmen 2004), opak bir görünüme sebep olurken, bünyenin termal şok direncini arttırır (Bulduk 2002).

Alümina, tıpta diş implantlarında ve kalça protezlerinde yaygın olarak kullanılmasının yanında, buji ve laboratuvar malzemelerinin yapımında, yüksek sıcaklık fırınlarında astar malzemesi olarak, tekstil endüstrisinde iplik kılavuzu olarak, elektronik endüstrisinde, zırh yapımında, kullanılmaktadır (Geçkinli 1991).

2.2.3.5. Bor Oksit

Bor elementi, biri amorf ve altısı kristalin polimorf olmak üzere, çeşitli allotropik formlarda bulunur. Alfa ve beta rombohedral formlar en çok çalışılmış olan kristalin polimorflarıdır. Alfa rombohedral yapı 1200 °C üzerinde bozulur ve 1500 °C' de beta rombohedral form oluşur. Amorf form, yaklaşık 1000 °C' nin üzerinde beta rombohedrale dönüşür. Her türlü saf bor, ergime noktasının üzerine ısıtılıp tekrar kristalleştirildiğinde beta rombohedral forma dönüşür.

Bor elementinin kimyasal özellikleri morfolojisine ve tane büyüklüğüne bağlıdır. Mikron boyutundaki amorf bor, kolaylıkla ve bazen şiddetli olarak reaksiyona girerken, kristalin bor kolay reaksiyon vermez (DPT 1995).

B_2O_3 ' de, SiO_2 gibi cam oluşturabilen fakat flaks özelliğe sahip bir oksittir.

Ergime sıcaklığı $577\text{ }^\circ C$ ' dir (Çetin 2005). Dolayısıyla düşük sıcaklıklarda eriyebilen ve bileşimdeki diğer oksitleri etkileyerek eritebilen bir oksittir (Kartal 1998).

Soda yerine kullanıldığında camın ergime derecesini düşürür. Dental porselende bor oksitin ilavesiyle, ısı şoklarına karşı dayanıklılığın artması sonucu, ısıl genleşme düşer (Şan 1998).

Rahat eriyen ve flaks özelliği iyi olan B_2O_3 , asitlere karşı dayanımı artırır. Bunun yanında, yüzeye parlaklık verir (Kartal 1998).

Çatlakların giderilmesine yardımcı olabilmesi için az miktarda bor oksit ilavesi olumlu sonuçlar yaratırken, % 12 üzerindeki katkılar olumsuz etkiler yapar (Çetin 2005).

Düşük oranlardaki B_2O_3 , bünyede mekanik özellikleri iyileştirerek işlenmeyi kolaylaştırır (Şan 1998).

Tabiatta çok çeşitli bor mineralleri bulunmaktadır. Cevher olarak, Kolemanit, Üleksit ve Tinkal üretilmektedir. Sentetik olarak Boraksdekahidrat, Borakspentahidrat, Boraksanhidrit, Borikasit ve Sodyumperborat elde edilmektedir (Kartal 1998).

Dental porselenlerde, % 0,5 - % 4 oranlarında kullanımı söz konusudur. Bileşime B_2O_3 şeklinde dahil edilebileceği gibi, susuz boraks ($Na_2B_4O_7$) şeklinde de katılabilmektedir.

Bor minerallerinin kullanım alanları çok geniştir. Bunlardan başlıcaları, seramik sektörü, temizlik ve beyazlatma sanayi, tarım sektörü, cam sanayi gibi sektörlerin yanında, nükleer

uygulamalarda, tekstilde, dericilikte kullanılmaktadır. Önümüzdeki yıllarda, çimento sanayiinde de kullanımı önemli miktarda artacaktır (DPT 1995).

2.2.3.6. Kalsit

Bileşime sadece CaO girmesini sağlayan, Kireçtaşı (CaCO_3), tebeşir ve tabii mermer, tabiatta kalsit ve aragonit kristalleri şeklinde bulunur.

1100 °C' nin üzerinde iyi bir eriktendir. Düşük sıcaklıklarda, küçük miktarlarda, eritmeyi kolaylaştırırken, yüksek oranlarda kullanıldığı takdirde erimeyi zorlaştırır. Flaks özelliğinin çok iyi olmasından; silikatlarla birlikte, düşük sıcaklıklarda eriyen ötektik bileşimler oluşturur.

Bileşimde yüksek miktarlarda bulunması sonucu, kristalizasyona sebep olacağından görünümde matlık meydana getirir (Kartal 1998).

CaCO_3 , suda çözünmediğinden, suya karşı dayanımı artırır (Şan 1998). Asidik, zayıf asidik ve inorganik asitlere karşı direnci arttırmasının yanı sıra mekanik sertliğin de artmasını sağlar (Çetin 2005).

Çok temiz bir şekilde elde edildiğinden, dental porselenlerin bazı bileşimlerinde, % 3 ile % 10 arasındaki oranlarda kullanımı söz konusudur (Bulduk 2002).

2.2.3.7. Lityum Oksit

Tabiatta fazla bulunmamaktadır. Hammadde olarak, Eukryptit ($\text{Li}_2\text{O}.\text{Al}_2\text{O}_3.2\text{SiO}_2$), Spodumen ($\text{Li}_2\text{O}.\text{Al}_2\text{O}_3.4\text{SiO}_2$) veya Petalit ($\text{Li}_2\text{O}.\text{Al}_2\text{O}_3.8\text{SiO}_2$) kullanılabileceği gibi Lityum karbonat da (LiCO_3) kullanılmaktadır (Kartal 1998).

Dental porselende, küçük miktarlarda kullanılan alternatif modifiye edici ajanlar, frit yapımı esnasında bileşime dahil edilmektedir. Lityum oksit, bileşime ek akışkan oksit olarak ilave edilmekte fakat devitrifikasyon (kristalleşme) riskini arttırmaktadır (Bulduk 2002).

Lityum oksit, flaks karakteristikleriyle aranan oksitlerden olmasının yanı sıra, viskoziteyi düşürmektedir. Ancak suya dayanımı düşük olduğundan, başka oksitlerin ilavesini gerektirir (Kartal 1998).

Lityum oksit, camın parlaklığını ve ışıltısını arttırırken, sırdaki renk gelişimini de önemli derecede arttırır.

Lityum, ısıl genleşmeyi düşürürken, termal şok direncini iyileştirir ve bünyedeki çatlak eğilimleri düşürür. Küçük atomik boyuta sahip olması nedeniyle, daha kuvvetli bir dış yüzey oluşumuna yardımcı olduğu, aynı zamanda da, asit ve alkalilere karşı gelişmiş bir direnç sağladığı bildirilmektedir (Merivale 2003).

Literatür araştırmaları sonucu, dental porselen içeriğinde lityum oksitin kullanım oranı, % 1 ile % 3 arasında değişmektedir.

2.2.3.8. Magnezyum Oksit

Sadece magnezyum oksit taşıyıcısı olan hammadde, magnezittir ($MgCO_3$). Magnezit, doğada mikrokristalli sık bir yapıya sahip olan kriptokristal ve kristal yapıli magnezit şeklinde bulunur. Isıtıldığında, sıcaklık ~ 550 °C iken parçalanmaya başlar, tamamen parçalanma 750 °C' yi bulur.

MgO, sırım mekanik mukavemetini ve elastikliği arttırır. 1170 °C' den sonra flaks özellik gösterir. Bu sıcaklıkların altında opaklaşma meydana getirir. Flaks özelliğinden dolayı,

başka katkılarla birlikte, suda çözünen alkali silikatlar camını suda çözünmez hale getirir (Kartal 1998).

Toprakalkali metal oksitlerden olan magnezyum oksit, kimyasal dayanımı iyileştirir, sertliği arttırır ve ısıl genleşme katsayısını düşürür (Kartal 1998). Genleşme katsayısının düşük olmasından dolayı, çatlamları önler. Az miktarlardaki kullanımı, parlaklık verir (Çetin 2005).

Yapıda çok az miktarlarda bulunur ve bünyeye benzer etkiler sağladıklarından kalsiyum oksitin yerini alabilir (Bulduk 2002).

2.2.3.9. Opaklaştırıcı Oksitler

Skinner ve Philips' e (1973) göre, opak porselen, dişin dentin bölümünün rengini veya çoğunlukla porselenin altındaki metalin rengini maskelemek için kullanılır (Çelik ve Tekmen 2004).

2.2.3.9.1. Zirkonyum Oksit

Zirkon dioksitin, endüstride en çok kullanılan şekli zirkon silikattır ($ZrSiO_4$) (Çetin 2005). Bunun sebebi, ZrO_2 ' in pahalı olması ve zirkon silikat kadar etkili olmamasıdır (Kartal 1998).

Zirkonya, farklı mikroyapı ve mekanik özelliklere sahip, çeşitli kristalografik formlarda bulunur (Marti 2000).

Tek başına yüksek erime sıcaklığına sahip zirkon dioksit, düşük sıcaklıklarda erimez, yüksek sıcaklıklarda erir ve tekrar soğutmayla kristallenir. Düşük sıcaklık sınırlarında

opaklığın sağlanması için zirkon silikat kullanılır (Kartal 1998). Fazla miktarlarda kullanımı sonucu, yüzeyde kristallenmeler ve kırılmalar olur (Çetin 2005).

Piconi' nin (1999) açıklamasına göre, biyomalzeme olarak ilk kullanımı 1960'ların sonlarında olmuştur. Bu uygulamalarda, zirkonya seramikleri arasında özellikle yitriya (yitriyum oksit – Y_2O_3) stabilize edilmiş tetragonal zirkonya tercih edilmektedir (Ergun vd. 2004).

Zirkonya, bulunduğu fiziksel ortam üzerinde inert etki gösterir. Çok daha yüksek çatlama ve bükülme direncine sahip olmasından dolayı, kemik protezlerinde başarıyla kullanılmaktadır (Pasinli 2004).

Bu malzemeler üzerinde yapılan biyouygunluk testlerinde, herhangi bir toksik ya da kanserojen reaksiyona rastlanmamıştır (Ergun vd. 2004).

2.2.3.9.2. Titan Dioksit

Yüksek ergime sıcaklığına sahip olan titan dioksit, tamamen erir fakat, soğutma esnasında kristalleşir (Kartal 1998). Sırlarda, opaklaştırıcı ve kristal oluşturucu etkisi vardır (Çetin 2005).

Bileşime, TiO_2 halinde dahil edilir. Klor, kükürt, demir gibi kirlilikleri içerdiğinden, diğer bileşenleri ($FeTiO_3$, $TiCl_4$) tercih edilmez (Kartal 1998).

2.2.3.9.3. Difosfat Penta Oksit

Yapı içinde, cam yapıcı oksit olarak görev yapmasının yanında, bazen opaklaşmaya yardımcı faktör olarak kullanımı söz konusudur (Bulduk 2002).

Dental seramiklerde kullanım miktarı, % 0,01 ile % 3 arasında değişmektedir.

2.2.3.9.4. Seryum Dioksit

Opaklık, genel olarak CeO_2 tarafından sağlanır. Taneciklerin içindeki seryum kristalleri, camın ayrışma fazında oluşur (Shteinberg 1985).

CeO_2 içeren emaye fritleri, çok yüksek adezyon ve asit direncine sahiptir (Podesta 1994). Yapılan çalışmalara göre, kullanım miktarı % 0,1 ile % 2 arasında değişmektedir.

2.2.3.10. Renklendirici Oksitler

McCabe' in (2003) açıklamalarına göre, porselen tozlarından uygun doğal diş görünümü elde etmek için bazen renklendirici pigment malzemeler ilave edilir. Pigmentler, füzyon sıcaklığında kararlı olan metal oksitleridir. Bazı feldspatik porselenler, yanardöner (opalescent) porselenler olarak temin edilir. Yanardönerlik, yüksek kırınım (refraktif) indeksine ve ışığın dalga boyuna yakın partikül boyutuna sahip olan, az miktardaki metal oksitlerin ilavesi ile elde edilen ışık saçınımı etkisidir. Doğal dişler, az da olsa, yanardönerlik sergilediği için, bu özellikteki porselenler doğal diş görünümüne uygundur.

Dental porselenlerde, florasan diş görünümü vermesi açısından, uranyum bileşikleri kullanımı artık tavsiye edilmemektedir. Bunun sebebi, mor ötesi (ultraviöle) ışık altında doğal olmayan görünüm vermekte ve buna ek olarak, sağlık açısından potansiyel zararlar oluşturabilmektedir (Sanlı 2005).

Dental porselenlerde değişik renk tonlarını elde etmek amacıyla eklenen renklendiriciler, metal ve metal oksitlerin karışımından elde edilir. Karışımında hangi maddenin ne renk verdiği aşağıdaki çizelgede gösterilmektedir (Bulduk 2002).

Çizelge 2.2. Dental porselenleri renklendiren oksitler (Şan 1998)

Metal veya Metal Oksit Karışımları	Bünyeye verdiği renk
Altın, Bakır, Kadmiyum, Selenyum	Kırmızı
Mangan dioksit, Seryum dioksit, Selenyum	Pembe
Kadmiyum sülfür	Turuncu
Uranyum dioksit, Seryum dioksit, Titanyum dioksit	Sarı
Demir III oksit, Krom III oksit, Bakır oksit, U ₂ O ₃	Yeşil
Kobalt oksit, Demir monoksit, Bakır monoksit	Mavi
Nikel monoksit, Mangan III oksit	Mor
Co ₃ O ₄ – NiO	Gri
Mangan III oksit, Krom III oksit, Kurşun sülfür, Demir sülfür, Kobalt sülfür	Siyah

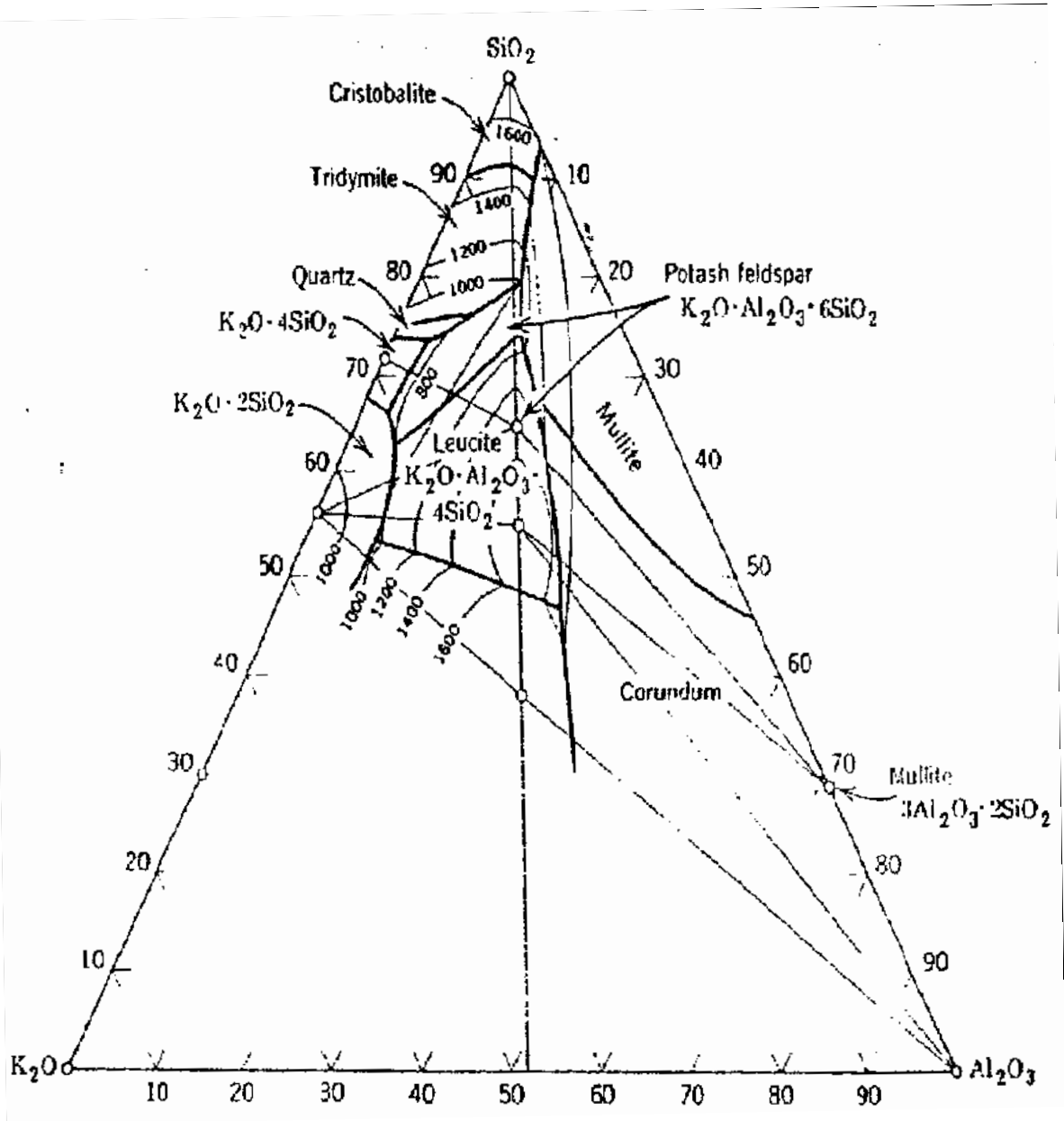
2.2.4. Dental Porselenin Minerolojik Yapısı

Dental porselenlerin mineral yapısı, sinterlenmiş olarak bilinmesine karşın tamamen kaynaşmış camlar halinde olmayıp tam olarak bilinmemektedir. Fırınlanmış dental porselen tozlarının mineral analizi değişik miktarlarda camsal fazın yanı sıra sınırlı oranda kristal lösit faza da sahip olduğunu göstermektedir.

Feldspat, kuvars, kil minerallerinin faz diyagramlarında kimyasal yapıya bağlı olarak dental porselende, lösit (K₂O.Al₂O₃.4SiO₂) kristalizasyon alanında kalır (Şekil 2.5). Dental porselenin içeriğinde, devamlı mevcut olan lösitin yanı sıra, fırınlanmış opak porselendeki, opak maddeler olan TiO₂, CeO₂, ZnO₂ ve ZrSiO₄' de kristal yapı içinde kalır.

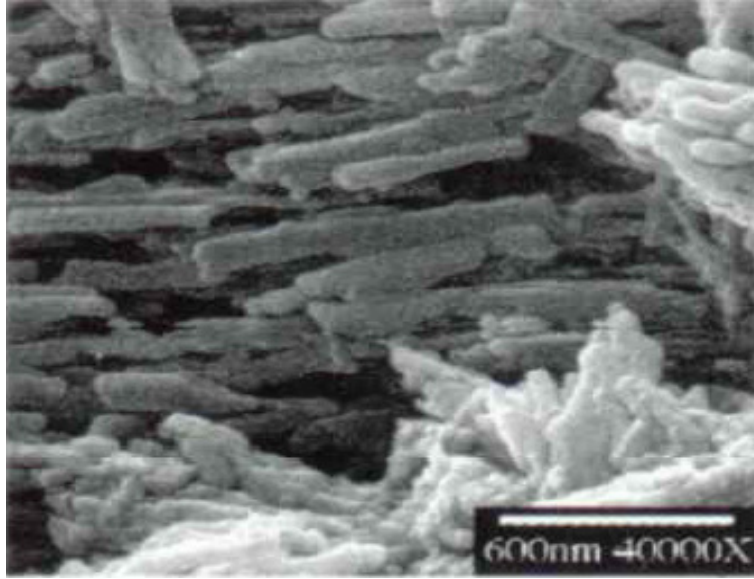
Dental porselendeki lösit fazından ortoklaz sorumludur. Ana bileşenlerden diğeri olan albit ise tozların kaynaşabilmesi için akışkanlaştırıcı rol oynar. Yapıya yardımcı olan alkaliler, ham maddeler içinde çözünmemiş formlarda bulunmaktadır. Kuvars, silikat fritleri içine alkali yardımıyla absorbe edildiğinden, yapıdaki alkalilerin çözünmemiş formda olmaları oldukça önem taşır. Çözünebilen alkalilerin eklenmesi durumunda ise, tozların kaynaşması safhasına gelemeden yapıdan kaybolurlar.

Seramik kristallerinin boyutları çok küçük olduğundan ve kristaller arasındaki bağlantı çok sıkı olduğundan, içeriğindeki oluşumları görebilmek çok zordur. X-Işınları Difraktometresi ve SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) gibi elektronik cihazlar, bu amaçlar için kullanılmaktadır (Bulduk 2002).

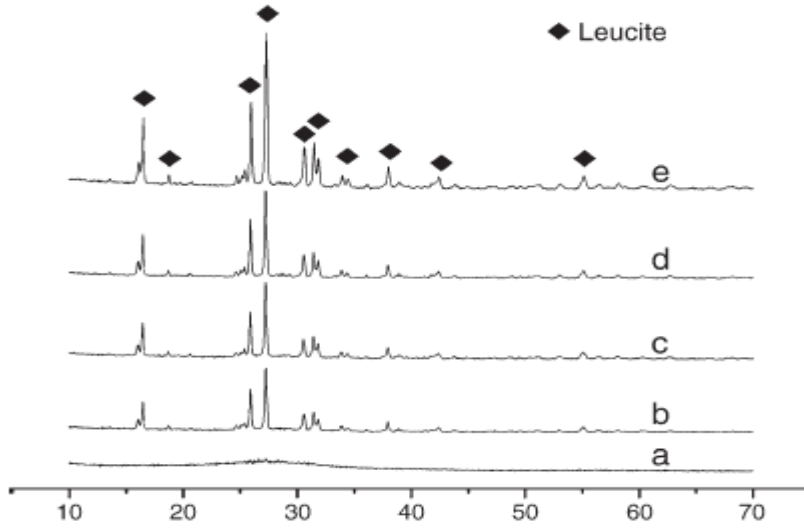


Şekil 2.6. K_2O - Al_2O_3 - SiO_2 faz diyagramı

SEM' de elde edilen görüntülere, Şekil 2.7' yi örnek olarak gösterebiliriz.



Şekil 2.7. Doğal diş yapısının SEM görüntüsü (İnt. Kyn. 3)



Şekil 2.8. % 1,5 CaF₂ beslenmiş sol-jel numunelerinin, farklı sıcaklıklarda 1 saat işleme tabi tutulması sonucu elde edilen XRD sonuçları (a) 800 °C, (b) 850 °C, (c) 900 °C, (d) 1000 °C, (e) 1100 °C (Zhang *et al.* 2006).

2.2.4.1. Dental Porselen Yapısında Önem Arz Eden Bir Kristal Faz: Lösit

Düşük sıcaklık porselenlerinin, değişimlere bağlı olarak iyileştirilen özellikleri, lösit bileşenini meydana getirir (Leinfelder 2000).

Dental porselen/cam malzemelerin içeriğindeki çok önemli bir kristal fazdır (Hashimoto *et al.* 2005) ve sahip olduğu yüksek genleşme katsayısından dolayı, dental porselenin termal genleşme katsayısının, protez yapımında kullanılan birçok metalin termal genleşme katsayısı ile uyumlu olmasını sağlar (Zhang *et al.* 2006).

Yüksek termal genleşme katsayısından dolayı, metal-porselen restorasyonlarında lösit esaslı fritlerde kullanımı, 1960' lı yılların başına dayanmaktadır. Ne var ki, şimdilerde de, tam porselen restorasyonlarda, termal uyumluluğu açısından değil ama destekleyici malzeme olarak kullanımı söz konusudur.

Lösit, bir potasyum-alüminyum-silikat fazıdır ve kimyasal bileşimi $K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$ veya $KAlSi_2O_6$ 'dir (Cesar *et al.* 2005).

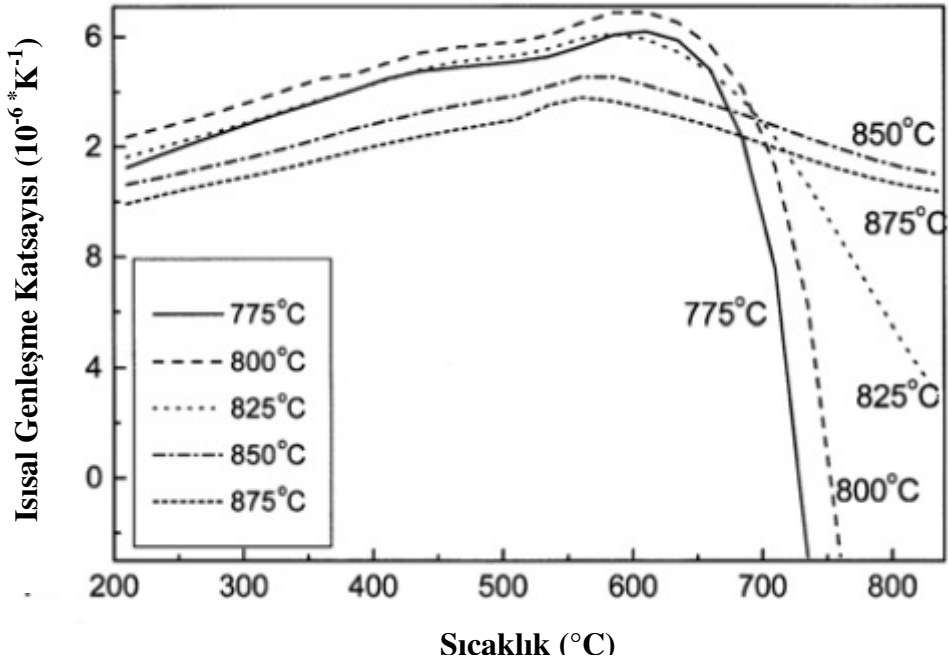
Yüksek termal genleşme katsayısına sahip olmasının yanı sıra, polimorfik bir dönüşüme uğrar. Bu dönüşüm, geniş hacim değişimiyle birlikte, tetragonal yapıdan kübik yapıya olmak üzere gerçekleşir. Düşük-yüksek lösit dönüşümlerinin sıcaklık aralığı, genel olarak, 605 °C – 625 °C olarak bildirilmiştir. Sıcaklık değişimiyle birlikte termal genleşme katsayısının değeri de değişmektedir. Şöyle ki; termal genleşme katsayısı, 25 °C ile 600 °C arasında $11 \times 10^{-6} - 13 \times 10^{-6} K^{-1}$ iken, 25 °C ile 625 °C arasında $20 \times 10^{-6} - 25 \times 10^{-6} K^{-1}$ 'dir. Literatürde, lösit kristallerinin tetragonal yapıdan kübik yapıya dönüşüm sıcaklık aralığı, göreceli olarak, en alt limit 433 °C – 560 °C ve en üst limit 684 °C – 784 °C olarak gösterilmekteyken, Mackert ve arkadaşları (1986), lösit kristallerindeki bu dönüşümün 400 °C ile 600 °C arasında yapılan ısıtma esnasında meydana geldiğini bulmuşlardır (Tsetsekou *et al.* 2002).

Feldspat ajanı olan lösite bu kadar önemli kılan, renk tonu, renk çekiciliği ve mükemmel biyouyumluluğudur. Bunlara ilaveten, yüksek ergime sıcaklığı (1693 °C) ve yüksek termal genleşme katsayısı da, lösitin, uygulamalarda kullanımını kuvvetli kılmaktadır (Hashimoto *et al.* 2005).

Dental porselendeki lösit içeriği, inkongrent erime davranışı gösteren potasyum feldspat sayesinde (Mackert *et al.* 1994, Ong *et al.* 1999) ya da sentetik toz üretimi yöntemleri ile elde edilir (Mackert *et al.* 1994, Zhang *et al.* 2006).

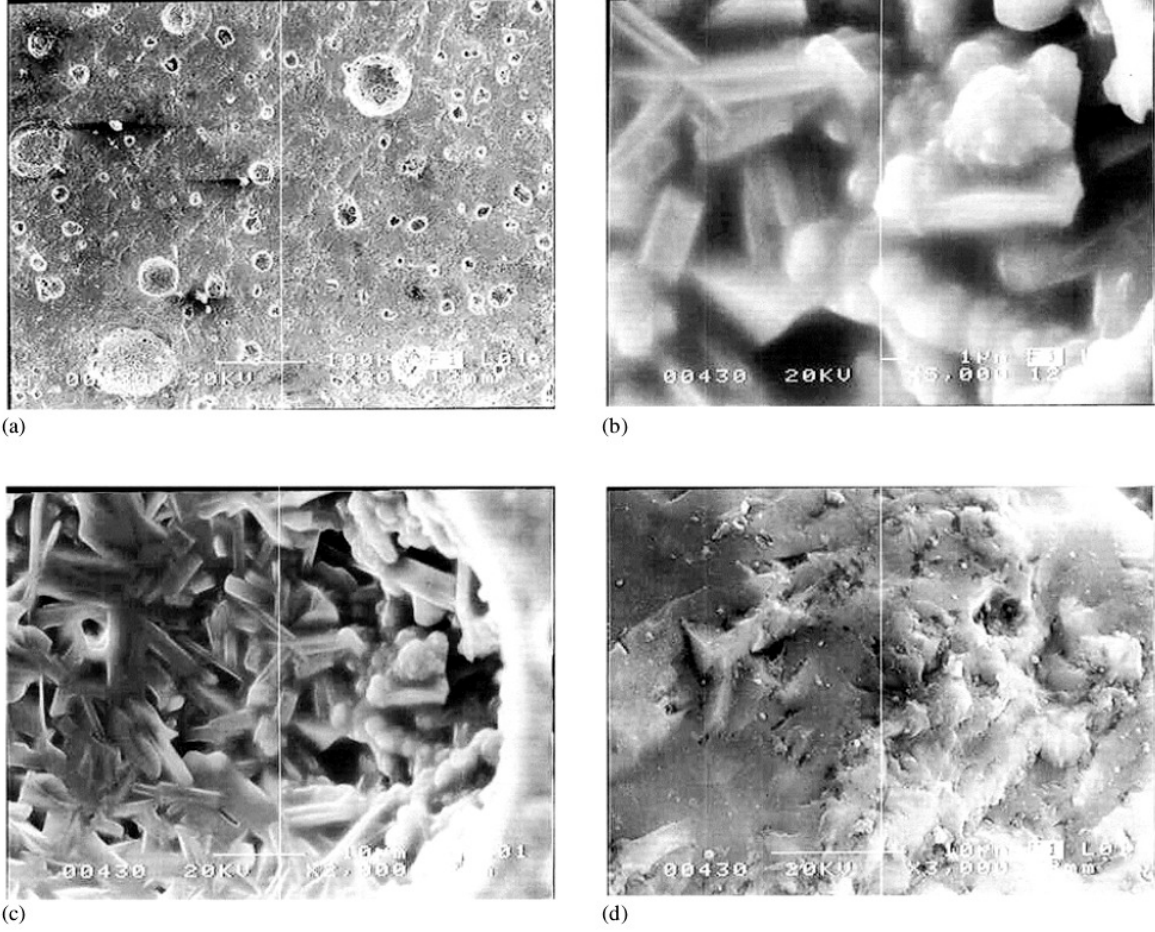
Ergitme ile lösit eldesi prosesi, bir malzemenin, farklı bir kristalin malzeme ile birlikte bir sıvı oluşturmak için erimesiyle olur (Ong *et al.* 1999). Bu yöntemde, dental porselen yapısındaki lösit içeriği, porselenin termal geçmişine bağlıdır. Buna göre, farklı zaman aralıklarında uygulanan izotermal ısı işlemler, pişirim sayısı ya da soğutma oranına bağlı olarak porselenin termal davranışları değişir ve lösit içeriğinin değişimi söz konusu olur (Tsetsekou *et al.* 2002).

Yapılan çalışmalar, yüksek termal genleşme özelliğine sahip camların, lösitin kristalizasyonu sonucu, % 11' den fazla K₂O içerdiğini göstermektedir. % 15 ile % 25 arasındaki lösit içeriği, termal genleşme katsayısında bir artış sağlarken, bu oran % 10 ile % 30 arasında olduğunda, feldspatik porselenlerin eğilme dayanımında 34,1 MPa' dan 64,8 MPa' a varan bir yükselme görülmektedir (Ong *et al.* 1999, Tsetsekou *et al.* 2002).



Şekil 2.9. Farklı sıcaklıklarda pişirilen porselen numunelerinin termal genişleme katsayısı eğrileri (Tsetsekou *et al.* 2002)

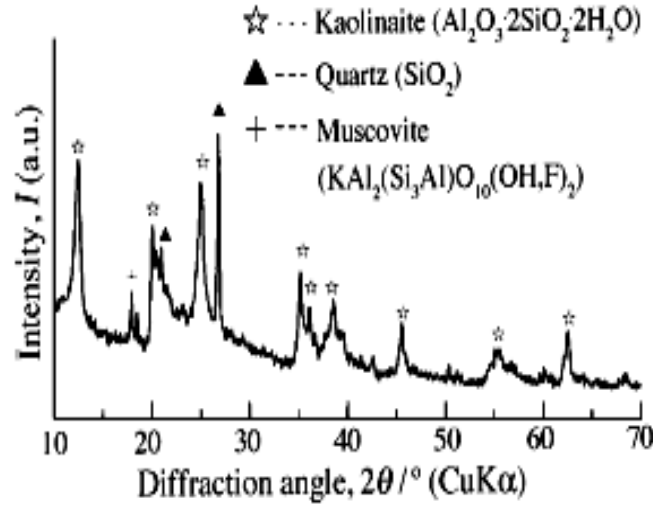
Buna göre, Tsetsekou ve arkadaşları (2002), numunelerine, 775 °C ile 900 °C arasında ısı işlem uygulamışlar ve sonuç olarak; yüksek sıcaklıklarda pişirim yapıldığında, lösit kristallerinde büyüme olduğunu ve lösitin sanidine eridiğini, aynı zamanda da porozite oluşumunu saptamışlardır. Ek olarak, lösit ve sanidin kristallerinde topaklanma görülmüş, böylelikle yapı içindeki homojen dağılımları azalmıştır. Bütün bu faktörlerin, mekanik özellikleri, olumsuz yönde etkilediği gözlenmiştir. Porselenin mekanik özelliklerinin optimum değerlerde olduğu sıcaklık değerinin ise 800 °C olduğu gözlemlenmiştir. Bu sıcaklıkta, XRD’ de maksimum lösit pikleri saptanırken, SEM görüntülerinde ise lösit kristallerinin cam matris içinde homojen dağılmasıyla, tamamen camlaşmanın sağlandığı anlaşılmıştır.



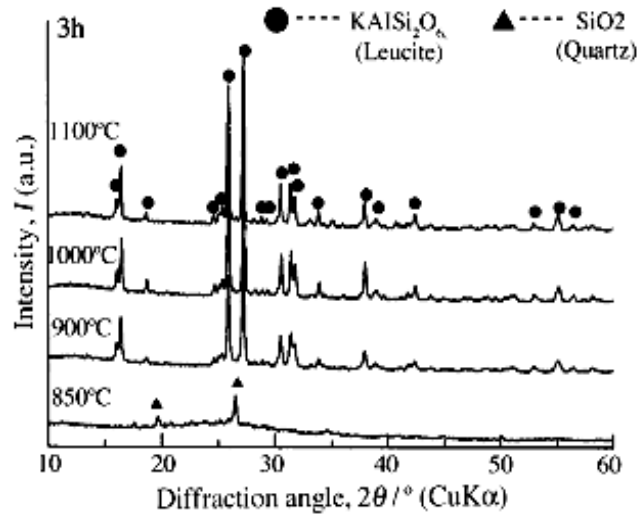
Şekil 2.10. 900 °C’ de pişirilmiş porselen numunenin kırık yüzeyinin, farklı büyütme dereceleri altında, tipik SEM görüntüleri; (a) 200 x, (b) 2000 x, (c) 5000 x, (d) 3000 x (Tsetsekou *et al.* 2002).

Ergitme prosesi ile lösit eldesi konusundaki bir başka çalışma ise, Hashimoto ve arkadaşları tarafından, 2005 yılında gerçekleştirilmiştir. Son yıllarda, $Al_2(SO_4)_3$, SiO_2 ve K_2SO_4 başlangıç hammaddelerini kullanarak, daha düşük sıcaklıkta (1000 °C), yaklaşık 100 µm olan, kontrollü büyüklükte, küresel lösit kristalleri sentezlenmektedir. Küresel morfolojileri nedeniyle sentezlenen lösit kristalleri, dental malzemeler içinde iyi yayılabilmekte ve oldukça geliştirilmiş mekanik mukavemete sahip malzemelerin (örn; yapay diş) yapımını mümkün kılmaktadır.

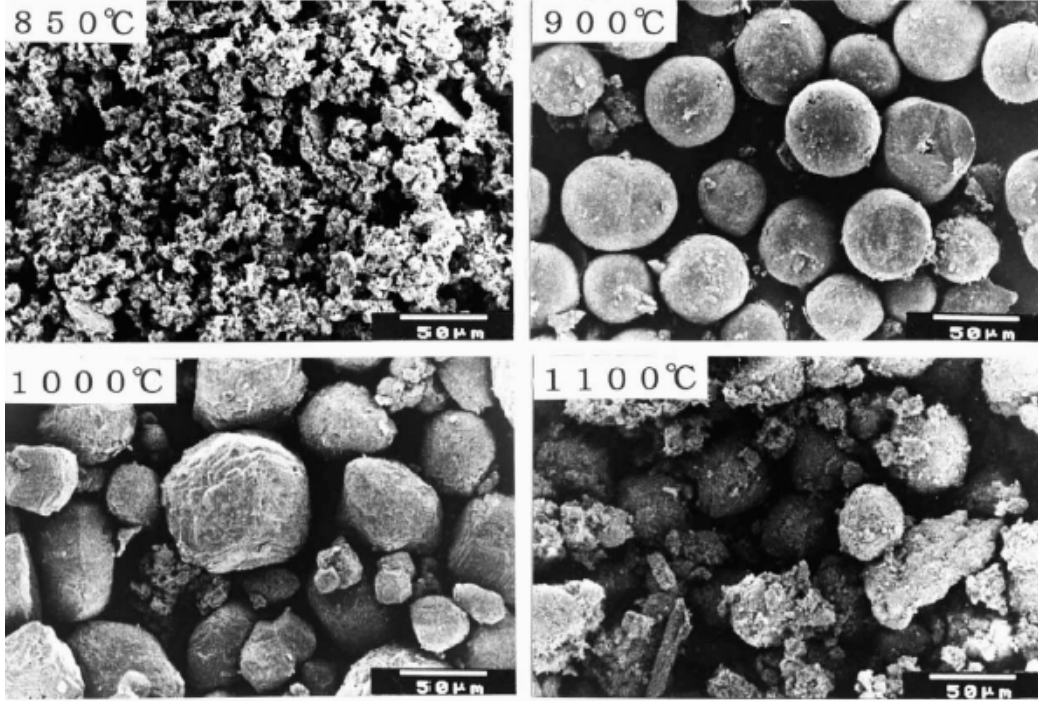
Yaptıkları çalışmada, başlangıç malzemeleri olarak, $Al_2(SO_4)_3 \cdot 14-18H_2O$, K_2SO_4 ve 2 – 10 µm çapında Çin kaolini kullanmışlardır. Isıl işlemler neticesinde, yapıdaki değişimleri incelemişlerdir. XRD sonuçlarında, 850 °C’de lösit kristallerinin oluşmadığı, yalnızca kuvarsın olduğu gözlenmiştir ve mikroyapı incelemelerinde, 10 µm’ den daha düşük çapta, tane oluşumu görülmüştür. 850 °C’ nin üzerine çıkıldığında (900 – 1100 °C), kuvarsın kaybolduğu ve sadece lösitin görülmeye başlandığı bildirilmiştir. Bununla beraber, sıcaklığa bağlı olarak oluşan lösit kristalleri farklı morfolojiler göstermektedir. 900 °C civarındaki küresel lösit kristallerinin yaklaşık 50 µm çapında oldukları gözlenmiştir. Ne var ki, 1000 °C’de lösit kristallerinin küreselliklerini kaybetmeye başladığı ve sıcaklığın 1100 °C’ ye artmasıyla, yaklaşık 50 µm ve 10 – 20 µm olmak üzere, iki farklı çapta lösit kristalleri oluşumu görülmüştür.



Şekil 2.11. Çin kaolini eklenmiş numunelerin XRD sonuçları (Hashimoto *et al.* 2005)



Şekil 2.12. Çin kaolini ve K₂SO₄ eklenmesinin ardından 850 °C – 1100 °C arasında 3 saat ısıtılma tabii tutulmuş ve sıcak hidroklorik asitle muamele edilmiş numunelerin XRD modelleri (Hashimoto *et al.* 2005)



Şekil 2.13. Şekil 2.12’ de XRD sonuçları gösterilen numunelerin, SEM mikrografları (Hashimoto *et al.* 2005)

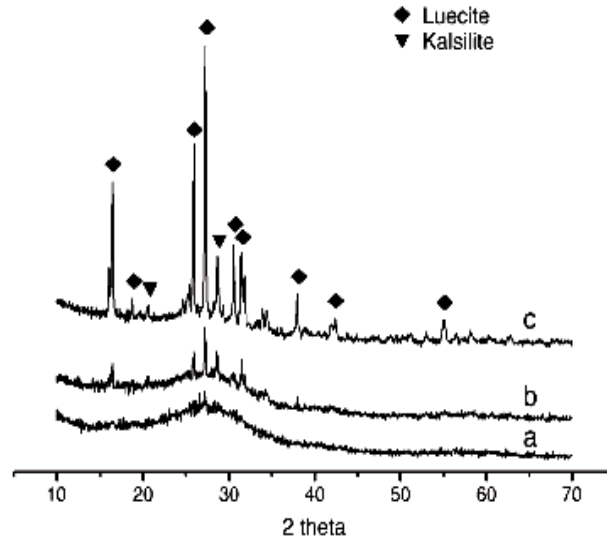
Sentetik olarak elde edilen lösit ise, çöktürme, tuz banyosu, sol-jel, hidrotermal ve katı hal metodları gibi yöntemlerle elde edilebilmektedir (Zhang *et al.* 2006).

Lösit, birçok kimyasal yolla üretilebilmekteyken, 1000 °C’ nin altında saf lösit tozu üretimi henüz mevcut değildir. Daha önce de belirttiğimiz gibi, ergime sıcaklığının 1693 °C olmasından dolayı, düşük sıcaklıklarda saf lösit sentezlemek zordur. Bundan başka, kasilit ve cam fazı, kimyasal yolla elde edilmiş lösitin başlıca safsızlıklarıdır. Sanidin de, çoklu pişirim işlemlerinden sonucu lösit dental porseleninden kristalize olur. Sanidin, dental porselenin mekanik ve estetik özellikleri üzerinde olumsuz bir etki yaratır.

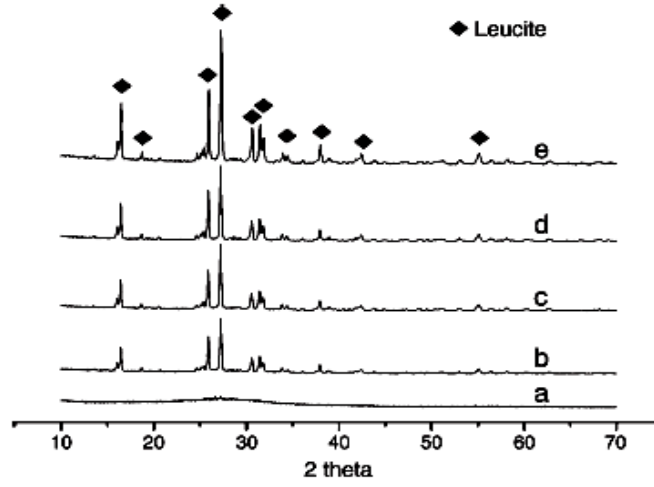
Çok ince tozlar, sinterleme, malzemelerin densifikasyonu ve mekanik özellikleri açısından yarar sağlar. Kimyasal metodlarda, yüksek sentezleme sıcaklığı ve dehidratasyon prosesi, çok ince tozların üretiminde başlıca handikaplardır. Bu sebeple, saf lösit tozlarının üretimi çok büyük önem ve anlam taşımaktadır (Zhang *et al.* 2006).

Bu konuda çalışmalar yapan Zhang ve arkadaşları (2006), düşük sıcaklık altında, yüksek saflıkta inorganik malzeme üretiminde sol-jel metodunun çok önemli olduğunu bilerek, düşük sıcaklıkta yüksek saflıkta lösiti sol-jel metoduyla sentezlemeye çalışmışlardır. % 1,5 oranındaki kalsiyum florid (CaF_2) ise, lösitin kristalizasyonuna yardımcı olması amacı ile modifiye edici olarak, yapıya dahil edilmiştir.

Ulaştıkları sonuca göre, sentezleme sıcaklıkları artarken, lösit latisine daha fazla Ca^{+2} iyonunun girmesiyle, CaF_2 ile doyurulmuş lösitin termal genleşme katsayısı düşüş gösterecektir. CaF_2 ' in dahil edilmesi, safsızlık fazlarını ortadan kaldırmak ve lösit sentezleme sıcaklıklarını düşürmekle kalmayıp, metal-porselen restorasyonların mekanik özelliklerine faydalı olabilecek ince lösit taneleri hazırlanmasını sağlayabilmektedir.



Şekil 2.14. CaF_2 takviyesi olmadan, (a) 900 °C, (b) 1000 °C, (c) 1100 °C’de 1 saat ısıtılmış sol-jel numunelerinin XRD sonuçları (Zhang *et al.* 2006).



Şekil 2.15. % 1,5 CaF₂ beslenmiş sol-jel numunelerinin, farklı sıcaklıklarda 1 saat işleme tabi tutulması sonucu elde edilen XRD sonuçları (a) 800 °C, (b) 850 °C, (c) 900 °C, (d) 1000 °C, (e) 1100 °C (Zhang *et al.* 2006).

Tetragonal lösit kristallerin üretimi konusunda çalışma yapan Cattell ve arkadaşları (2006), alüminasilikat cam tozlarının çekirdeklenmesini ve kristal büyümesini kontrol ederek, dental uygulamalarda kullanılabilir, ince taneli (< 1000 nm) lösit kristalleri içeren düzenli lösit cam-seramik mikroyapılar üretimi üzerine denemeler yapmışlardır.

Başlangıçta, ağırlıkça % 64,2 SiO₂, 16,1 Al₂O₃, 10,9 K₂O, 4,3 Na₂O, 0,5 LiO₂, 1,7 CaO, ve 0,4 TiO₂ olarak aldıkları cam kompozisyonunu ısı işleme tabi tutmuşlar ve cam üretebilmek için soğumaya bırakmışlardır. Cam tozlarını, iki farklı tane boyutuna öğütmek, ısı işleme tabi tutmak ve iki basamaklı kristalizasyon işlemine tabi tutmuşlardır. Camların özelliklerini ve kristalizasyon kinetiklerini ortaya çıkarmak amacıyla, DTA, SEM ve XRD analizlerini yapmışlardır.

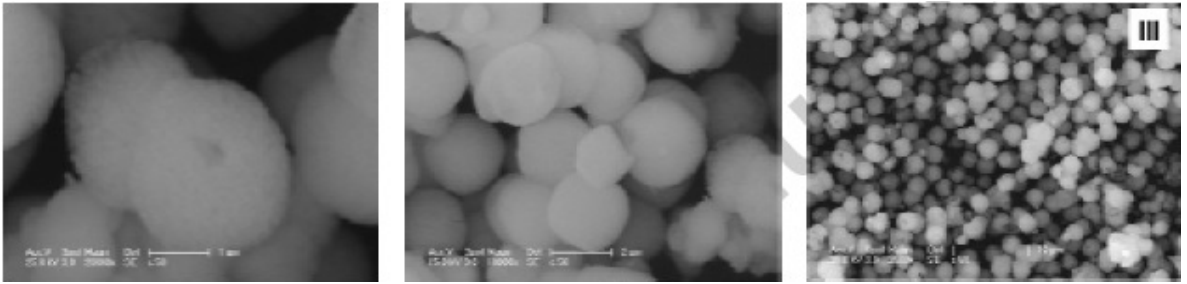
Ulaşılan sonuçlara göre, cam tozlar için seçtikleri ısı işlemler neticesinde, camsı matris içinde, düzenli bir dağılıma sahip ince taneli ($0,1 \pm 0,2 \mu\text{m}^2$) tetragonal lösit kristalleri

üretmişlerdir, üretilen cam-seramiklerin içinde çok düşük oranda mikro çatlaklar söz konusudur. İki basamaklı kristalizasyon işleminin eklenmesi de, tüm numunelerde, lösit miktarının artmasını sağlamıştır.

Daha önce de değindiğimiz gibi, yapı içindeki lösit kristalleri oluşumu ve miktarı, kullanılan porselen malzemenin ısıl genleşme katsayısı ile ilişkilidir. Bunun yanında, tekrarlanan fırınlama işlemlerinin de, lösit oranını değiştirdiği ihtimaller arasında bulunmaktadır.

Değer ve arkadaşları (1997), bu konuda bilimsel bir çalışma yapmışlar ve tekrarlanan fırınlama işlemleri neticesinde, lösit içeriğinin arttığını ve bu artışın porselen malzemenin ısıl genleşme katsayısını yükselttiğini, ancak, metal-porselen uyumunu bozduğunu gözlemlemişlerdir. Bunların yanında, lösit artışıyla birlikte renkte gözle görülür bir opaklaşma olduğunu saptamışlardır. Bu sebeplerden ötürü, çalışmalarında vardıkları sonuç; tekrarlanan fırınlama işlemlerinin mümkün olduğunca uygulanmaması gerektiğidir.

Sentetik yöntemlerle lösit eldesi konusunda incelemelerde bulunan Kloužková ve arkadaşlarına (2007) göre, yüksek miktarda tetragonal lösit kristali içeriği, cam matris içinde mikro çatlakların kaynağı olmakla birlikte, özellikle kırılma dayanımının düşmesinde etkili olmaktadır. Potansiyel olarak, sentetik üretim yöntemlerinden, iyon değişimiyle elde edilen, sezyumla kararlı hale getirilmiş kübik lösit kristalleri, porselene eklendiğinde ise, çatlakların boyu ve sıklığı artmadan, kristal içerik artar.



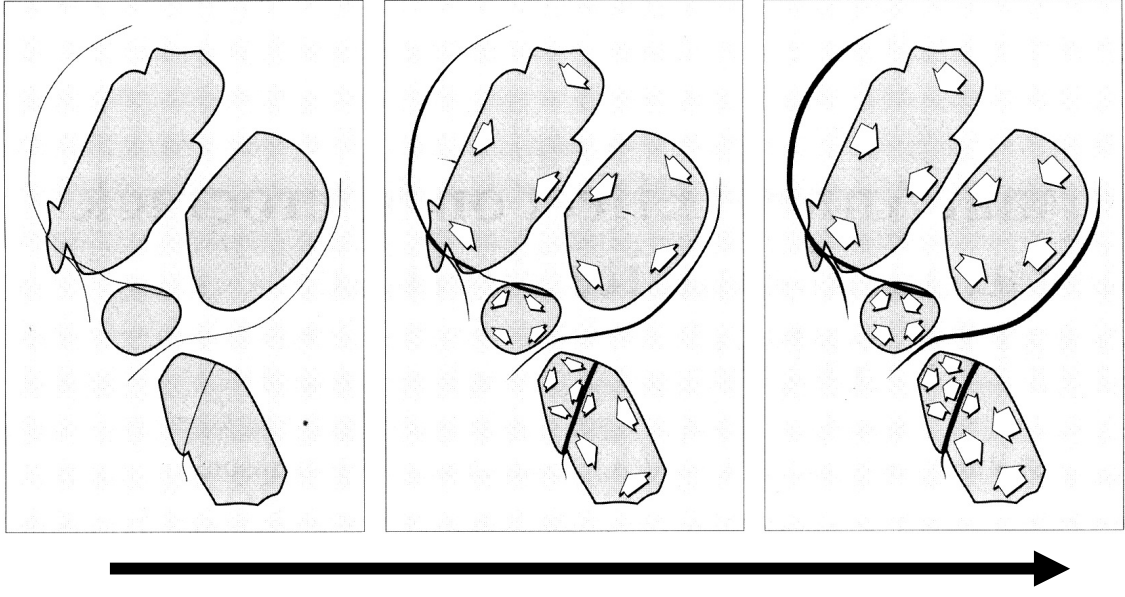
Şekil 2.16. Lösit kristallerinin SEM görüntüleri (Kloužková *et al.* 2007)

Mackert ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada (1994), cam-lösit bileşimi, metal-porselen restorasyonlarında metalle iyi termal uyum gösteren porselenler yaratmada başarılı olmasına karşın, bu yaklaşımın iki önemli problemi olduğuna değinmişlerdir. Problemlerden ilki, lösitteki hacimsel parçalanma, üretim esnasında karşılaşılan farklı ısıl işlemlere tabidir. İkincisi ise, Binns' in (1983) değindiği şekilde, lösit ile matris arasındaki termal genleşme katsayısının yanlış eşleştirilmesi, camsı matristen kısmen ayrılan lösit partikülleri etrafında mikroskobik çatlaklara sebep olur.

Lösit içeriğindeki artış, yavaş soğutma ve izotermal tavlama sonucunda gerçekleşir. Lösit içeriğinin artışı da, düşüşü de çoklu pişirim işlemleri sonucunda ortaya çıkar.

Selsing' e (1961) göre, lösit ile camsı fazın termal genleşmeleri arasındaki büyük fark; soğutma sıcaklığından üretim sıcaklığına kadar, lösitin, matristen daha hızlı bir oranda büzülmesine sebep olmaktadır. Sonuç olarak, tane içinde ve çevreleyen matriste büyük çapta gerilimler gelişmekte, genellikle tane yüzeyine yönelmiş çekme gerilimleri ve tane yüzeyine teğetsel gelen basma gerilimleri meydana gelir. Binns' in (1983) açıklamasına göre de, lösitin bükülmesiyle ve lösit taneleri içinde ve çevresinde veya tane gruplarında oluşan mikro çatlaklarla, bu gerilimlerden kısmen kurtulunur (Mackert *et al.* 1994).

Şemaya göre, porselen pişirim sıcaklığından soğumaya bırakıldığında, lösit, yüksek termal genleşme katsayısı ve kübik-tetragonal faz dönüşümleri yüzünden, çevresindeki cam matristen daha çok büzülür. Cam dönüşüm sıcaklığının altındaki sıcaklıklarda, lösit taneleri etrafındaki çatlakların duvarları, lösit tanelerinin konsantrasyonu sebebiyle, ayrılır. O noktadan oda sıcaklığının altına kadar, lösit tane konsantrasyonundaki gerilimler, çevrelemekte olan camsı matrise tamamen iletilmez. Onun yerine, uzakta açılmakta olan çatlakların içinden geçerek bu gerilimlerden kurtulunabilir (Mackert *et al.* 1994).



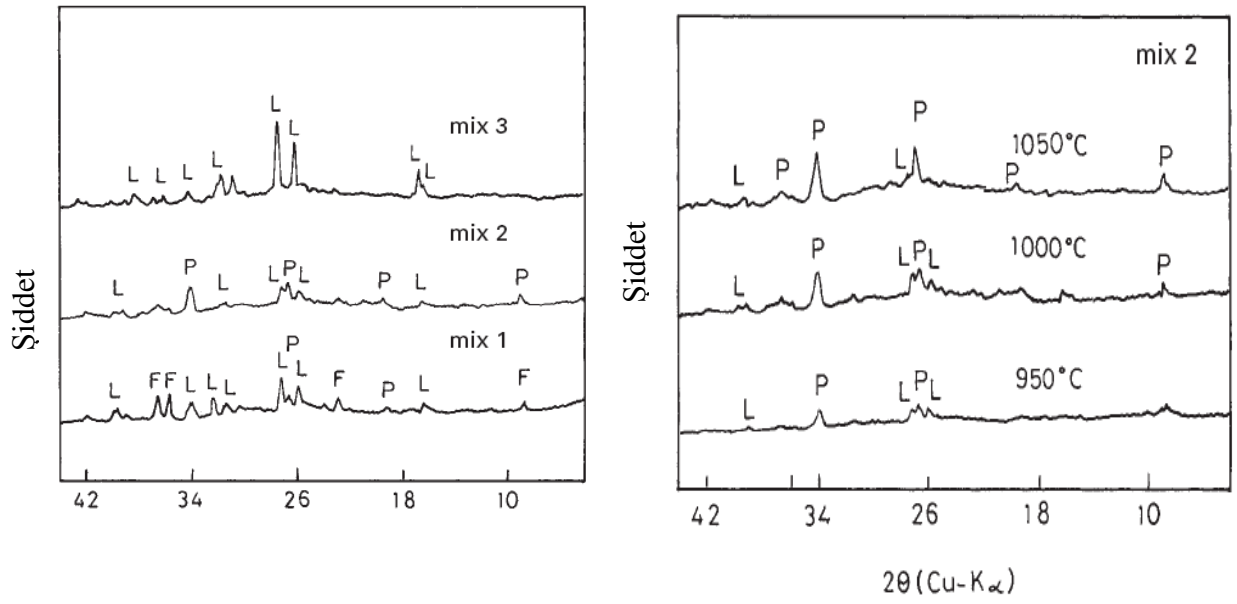
Soğutma

Şekil 2.17. Cam dönüşüm sıcaklığından oda sıcaklığına kadar, porseleni soğutma işlemi esnasında mikro çatlakların açılışının şema ile gösterilmesi (Mackert *et al.* 1994).

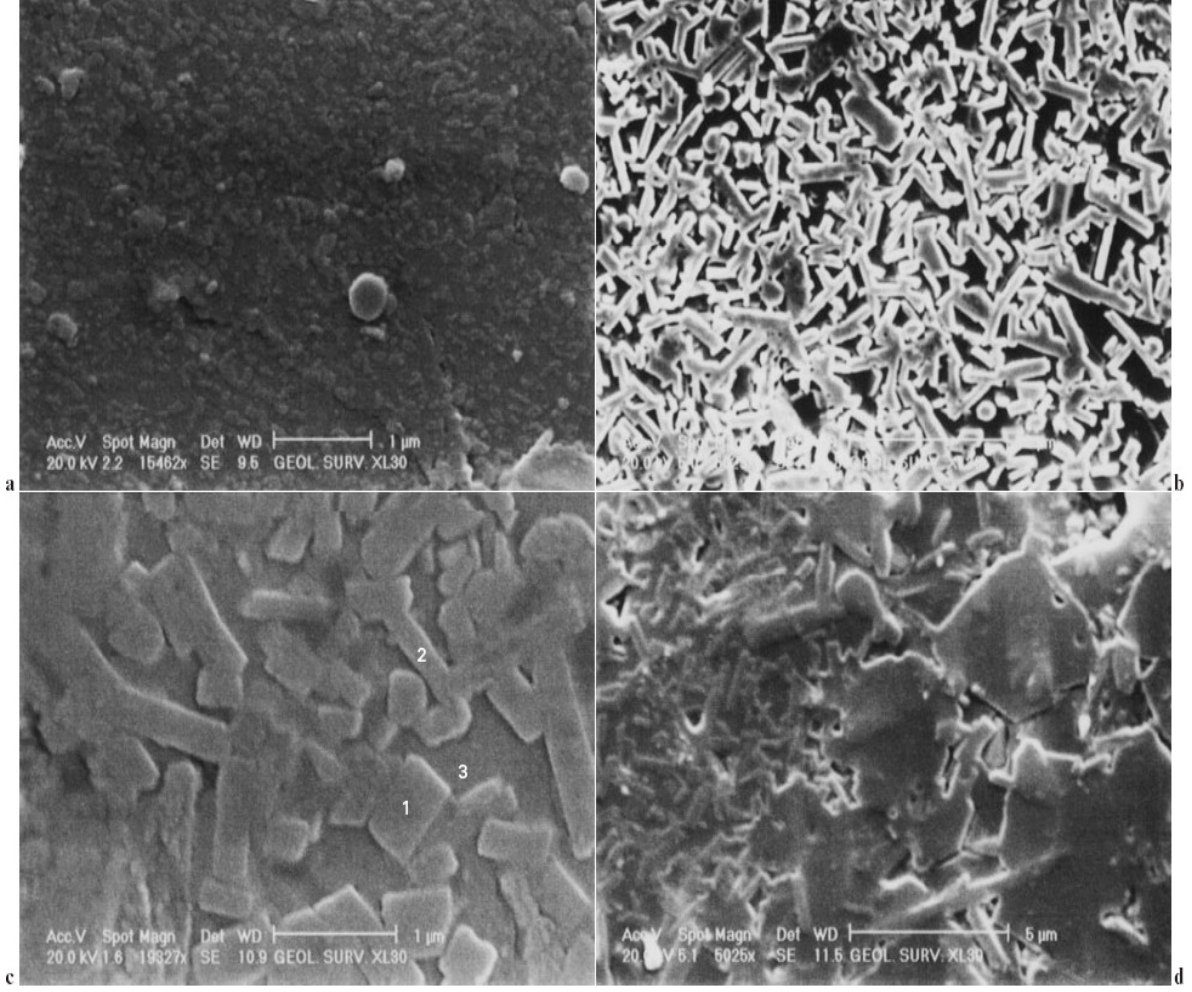
Ibrahim ve El-Meliegy (2001), mika ve lösit fazlarınca zengin dental porselen üretimi konulu bir çalışma yapmışlardır. Cam seramik yapısı içindeki mika kristallerinin etkileşimi, ürünün gereken boyutlarda, istenilen şekilde işlenebilmesini mümkün kılmaktadır. Mika kristalleri genellikle, termal işlemler esnasında ortaya çıkmaktadır. Sentetik mika, yapısında OH grupları barındıran flor içermektedir. Yaptıkları çalışmada, XRD ve SEM analizleri ile porselenlerin mikroyapısını incelemişlerdir. Buna göre, çalışmalarında kullandıkları karışımların içerikleri şöyledir:

Çizelge 2.3. Çalışmada kullanılan karışımların % ağırlıkça içerikleri

Oksitler	<i>Karışım 1</i>	<i>Karışım 2</i>	<i>Karışım 3</i>
	Ağırlıkça %	Ağırlıkça %	Ağırlıkça %
SiO ₂	38,55	44,94	51,32
Al ₂ O ₃	14,47	16,46	18,54
K ₂ O	12,17	13,85	15,52
MgO	15,13	9,46	3,78
MgF ₂	11,67	7,31	2,92
B ₂ O ₃	8	8	8



Şekil 2.18. 1000 °C’ de ısıl işleme tabi tutulmuş Karışım 1 ve Karışım 3’ ün ve farklı sıcaklıklarda ısıl işlem görmüş Karışım 2’ nin XRD görüntüleri, P = Florapatit, L = Lösit, F = Forsterit (İbrahim ve El-Meliegy 2001).



Şekil 2.19. Karışım 2 numunelerinin verilen sıcaklıklarda 2 saat ısıl işleme tabi tutulması sonucu elde edilen SEM görüntüleri; *a* 950 °C, 15000 x; *b* 1000 °C, 5000 x; *c* 1000 °C, 20000 x; *d* 1050 °C, 5000 x (Ibrahim ve El-Meliegy 2001).

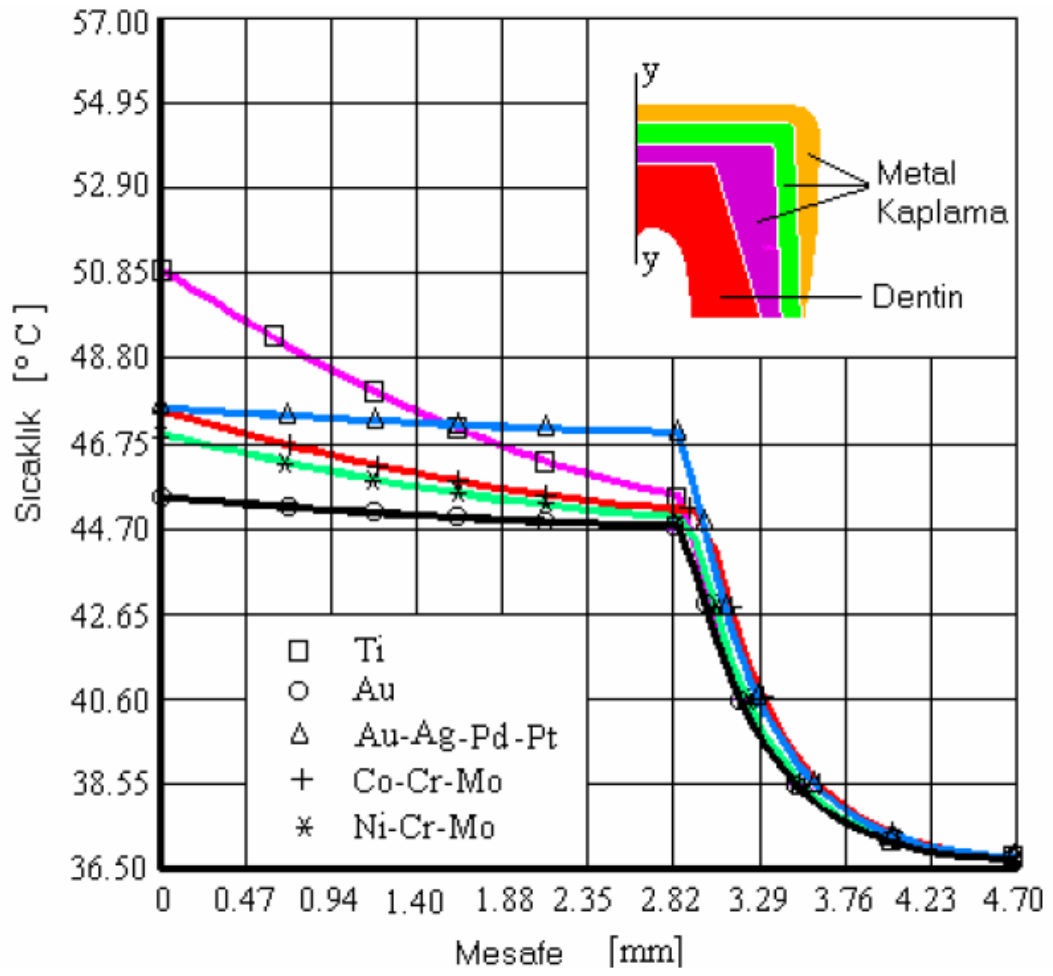
2.3. DENTAL PORSELENİN TEKNİK ÖZELLİKLERİ

Restoratif malzemeleri içeren biyo-mühendislik bilimi, malzemelerin özellikleri ve kompozisyonunu incelemekte ve bu malzemelerin kullanım alanlarındaki çevre ile olan etkileşimlerini araştırmaktadır. Restoratif malzemelere biyo-mühendislik prensiplerinin uygulanması gelecek yıllarda daha çok yaygınlaşacaktır.

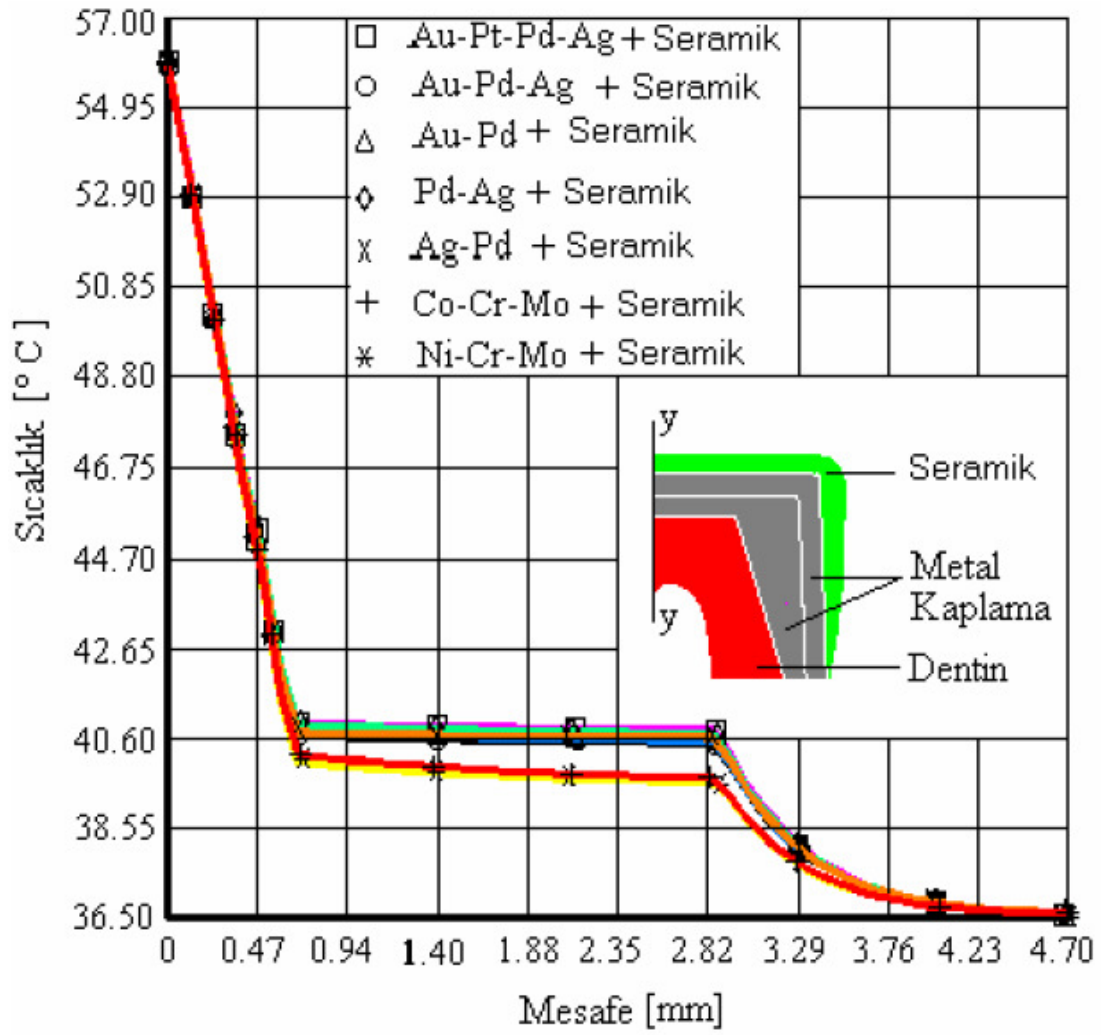
McCabe (2003), restoratif malzemeler sınıfına dahil olan dental malzemelerin, çevrenin, çoğu zararlı olan, etkilerine karşı dayanıklı olduğunu bildirmiş ve bu dayanımlarını etkileyen faktörlerin; sıcaklık değişimleri, yüksek gerilim, asitlik veya alkalitedeki farklılıklar olduğuna dikkati çekmiştir (Sanlı 2005) .

Sıcaklık değişimleri konusunda yapılan çalışmalar incelendiğinde, ağız boşluğundaki sıcaklık değeri 36,5 °C olarak kabul edilmiştir. Sıcak veya soğuk yiyecek ve içeceklerin sıcaklık aralığı ise 0 °C ile 70 °C arasında değişmektedir.

Küçük (2000), porselen kaplamalarda, porselenin ısınması soğumasına nazaran daha tehlikeli olduğundan (McLean *et al.* 1976), bilimsel çalışmasını sıcak yiyecek ve içecekler üzerinde gerçekleştirmiştir. Çalışmasında ağza alınan sıcak yiyecek ve içeceklerin en yüksek sıcaklığını 60 °C olarak aldığına, metal-porselen kaplamalarda sıcaklık değişim aralığının metal kaplamalara göre daha yüksek ve ani olduğunu gözlemlemiştir. Termal açıdan incelendiğinde, metal-porselen kaplamaların metal kaplamalara göre çok daha hassas olduğu ve bu kaplamalarda, termal gerilmelerin, metal kaplamalara göre çok daha yüksek olacağı sonucuna varmıştır. Bu sonuçların, grafik ile ifade edilmesini ise, Şekil 4.1 ve Şekil 4.2' de inceleyebiliriz.



Şekil 2.20. Çeşitli metal malzemelerle kaplanmış dişte oluşan sıcaklık dağılımı (Küçük 2000).



Şekil 2.21. Metal-seramik kaplamalarda y-y eksenini boyunca oluşan sıcaklık dağılımı (Küçük 2000).

McCabe' in anlatımıyla (2003), oral boşluktaki sıvıların asitlik ve baziklik değerleri pH 4' ten pH 8'e kadar değişim göstermektedir. Bunun yanında, alınan asidik meyve suları ve alkalın ilaçlar, bu aralığı pH 2 – 11 şeklinde olmak üzere genişletmektedir.

Dental veya güçlendirici malzemenin 1 mm²' sindeki yük miktarı, mekanik özelliklerin gerektirdiği kilogramlarca yük seviyesine kadar yükselebilmektedir (Sanlı 2005).

Dental porselenlerin mekanik özelliklerinin optimum değerleri aşağıdaki çizelgede verilmiştir:

Çizelge 2.4. Dental porselenin mekanik özellikleri

Gerilme Dayanımı (MPa)	65
Basma Dayanım (MPa)	340
Young Modülü (GPa)	80
Termal Genleşme Katsayısı (ppm/degC)	6

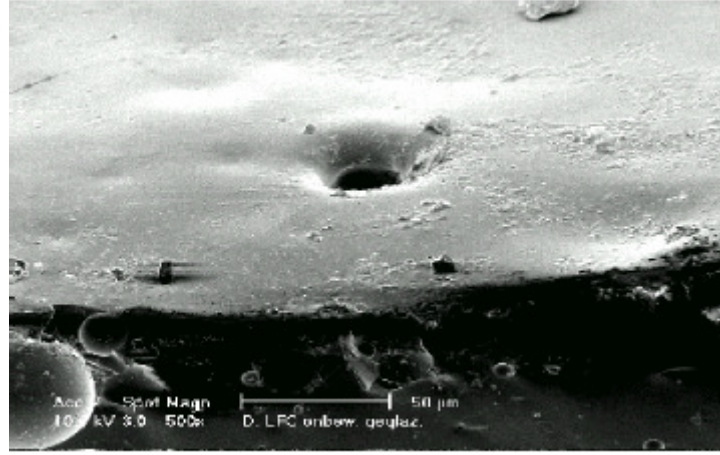
Porselenin sert, rijit ve kırılğan bir malzeme olduğunu daha önce belirtmiştik. Mukavemeti, yüzey düzensizliği, iç boşluklar ve porozitenin varlığına göre değişime uğrar.

Yüzey, mekanik üretim ile yeniden şekillendirilir ve yüzey çatlaklarının meydana gelmesine neden olabilir. Pürüzlülük, prosedürün tamamlanması sırasında meydana çıkar ve mukavemet değerlerindeki azalmayla birlikte yüzey çatlakları oluşabilmektedir. Genel olarak değerlendirildiğinde, gerçekten, mutlak alanlar içinde, yüzey pürüzlülüğündeki artış mukavemette düşüşe sebep olmaktadır.

Sırlama gibi çeşitli teknikler, yüzey çatlaklarının ortaya çıkmasından sonra, malzemenin dayanımını arttırmak amacıyla önerilmektedir. Bu tarz, güçlendirici mekanizmaların faydaları, tartışılmaktadır. Dental porselenler üzerindeki çalışmalar, porselenin dayanımını

arttırdığı düşünölen sırlama tekniğini hem desteklemekte hem de bu hipotezi çürötmektedir (Jager *et al.* 2000).

Yüzey pürözlölöğünün, porselen malzemenin dayanımı üzerindeki etkileri konulu bir çalışma yapan Jager ve arkadaşları (2000), farklı dental kompozisyonlar üzerinde deneyler yapmışlardır ve yüzeydeki pürözlerin porselen malzemenin dayanımını sınırlandırdığı sonucuna varmışlardır.



Şekil 2.22. Pişirilmiş ve sır uygulanmış Duceram LFC' nin yüzeyinde görölen karakteristik bir püröz (Jager *et al.* 2000).

Duceram LFC numunelerinin sırlanması, mukavemette önemli bir düşüşe sebebiyet vermiştir. Pişirilmiş ama sırlanmamış olan numunelerde ise böyle bir püröz gözlenmemiştir.

Şekil 2.23' de ise, pişirilmiş ve sır uygulamasına tabi tutulmuş Duceram LFC numunesinin sır hataları ve sır hatalarının sebep olduğu, yüksek gerilim konsantrasyonunda oluşun çatlaklar gösterilmektedir.



Şekil 2.23. Sırlı Duceram LFC numunelerindeki sırlama hataları ile meydana gelen yüksek gerilim konsantrasyonlu noktalardaki çatlakların SEM görüntüleri (Jager *et al.* 2000).

Dental porselenler, kırılğan malzemeler olduğundan, maksimum dayanabileceği gerilim % 0,1' den azdır. Mikro çatlaklar konusunda camlar çok hassastır, bu sebeple de, dental porselenlerin en büyük dezavantajlarından biridir denebilir. Fırınlama işleminden sonra yapılan soğutma esnasında porselenin dıştaki tabakası, iç kısma göre çok daha hızlı soğur. Dış tabakanın, ısı ile etkileşimi, iç kısma nazaran daha fazla olduğundan; dış kısımda basma gerilimleri, iç kısımda ise çekme gerilimleri meydana gelmektedir.

Mikro çatlaklar, kırılma ve öğütme kaynaklı küçük yüzey bozukluklarından başlar ve çeşitli olarak iç sırlanmış bağlantı yüzeyinden yayılarak yüzeye doğru yayılım gösterebilir (Noort 2002).

Bu konudaki Anusavice ve arkadaşları da (1980), bir çalışma yapmışlardır. Anusavice ve arkadaşları, seramik içinde oluşan çatlakın ilerlemesini sonlu elemanlar analizi ile incelemiş ve bu analize göre, metal-seramik arasındaki stres dağılımının aynı olmadığını, özellikle de arayüzdeki streslerin maksimum değerler verdiğini gözlemişlerdir. Bu tarz stres

dağılımlarının, seramik içinde kırık oluşumunu başlattığını ve geniş yüzeylerde düşük gerilme kuvvetleri yarattığı sonucuna varmışlardır (Özcan ve Aktepe 2004).

Klinik olarak, florürün hastalar üzerinde ciddi lezyonlar oluşturduğu gözlenmiştir. Aynı zamanda, bakteri metabolizmasının gelişmesine ve potansiyel rahatsızlıklara sebep olabileceği de gözlenmiştir (Butler *et al.* 2004).

Düşük ergime sıcaklıklı porselenlerin kimyasal dayanımları konusunda çalışma yapan Butler ve arkadaşları (2004), florür ve %10 oranında karpamid peroksitin yüzey aşınması üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Sonuçlar değerlendirildiğinde, florür ve % 10 karpamid peroksitin etkisi yüzey aşınmasını arttırdığı gözlenmiştir ve hastalara uygulanması kesinlikle uygun bulunmamıştır.

Szabó ve arkadaşları (1999) ise, restoratif dental uygulamalar açısından uygun olan cam seramikleri farklı sıcaklıklarda işleme tabi tutarak temel camın kontrollü kristalizasyonunu incelemeyi amaçlamışlardır. Çalışmalarında, ürettikleri cam seramiğin kimyasal dayanımını araştırmışlar ve çıkan XRD ve TEM-EDX sonuçlarına göre değerlendirme yapmışlardır. Buna göre; lösit ve florapatit temelli cam seramikler, 850 °C, 900 °C, 1000 °C ve 1150 °C sıcaklıklarda ısıl işleme tabi tutulmuşlardır ve sonrasında asetik asit ve fosforik asit etkisine maruz bırakılmışlardır. Sonuç olarak, asetik asit ve fosforik aside karşı dayanımlarının standartlara yakın olduğunu ve yüksek kimyasal dayanıma sahip olduklarını gözlemlemişlerdir.

2.4. DENTAL PORSELENİN SINIFLANDIRILMASI

Dental porselenleri, bileşimlerine (içeriklerine) göre, pişirim sıcaklıklarına göre, kullanım bölgelerine göre, gibi bir çok şekilde sınıflandırmak mümkündür (Coşkun ve Yaluğ 2002).

Dental porselenler, fırınlama derecelerine göre sınıflandırıldığında, dental porselenlerin ergime derecelerindeki farklılıkların, esas olarak sodyum karbonat, kalsiyum karbonat, potasyum karbonat ve boraks gibi düşük sıcaklıklarda eriyen ve feldspattan daha etkili olan akışkanların katılımı ile ilgili olduğu anlaşılmıştır. Dental porselenler, fırınlama sıcaklıklarına göre üç gruba ayrılır:

- Düşük Sıcaklık Porselenleri
- Orta Sıcaklık Porselenleri
- Yüksek Sıcaklık Porselenleri

Üç grup porselen malzemesi de, aynı bileşik ve içerikten oluşmaktadır. Ancak, mikro yapı açısından yüksek, orta ve düşük sıcaklık porselenleri arasında belirgin farklılıklar bulunmaktadır. Yüksek ve orta sıcaklık porselen malzemeleri, mikroskopik olarak gözlemlendiğinde, esas olarak, kuvarstan oluşan ince kristal iskeletler içinde, şekilsiz feldspatik matrisin olduğu, karmaşık yapılar gözlenmektedir.

Orta sıcaklık porselenlerinde, ergime derecesini düşüren ve feldspattan daha etkili olan akışkanlar, yüksek sıcaklık porselenlerine göre daha fazladır. Bu durum, dental porselenin fırınlanması işlemini kolaylaştırmasının yanı sıra, sırlama işleminin de, yüksek sıcaklık porselenlerinde uygulanan sıcaklıktan daha düşük bir sıcaklıkta yapılabilmesini sağlamaktadır.

Düşük sıcaklık porselenlerinde, kaolin miktarı çok azdır veya hemen hemen hiç yoktur. Buna karşın, akışkanlaştırıcıların oranı, % 95' e kadar ulaşmaktadır. Soğutulduğunda, mikro yapısı incelendiğinde, yüksek ve orta sıcaklık porselenlerinde görüldüğü gibi, daha çok

cama benzeyen, daha homojen ve daha az kuvars kristaline sahip olduğu gözlenmektedir (Uçar 1999, Bulduk 2002).

Çizelge 2.5. Dental porselenlerin fırınlanma sıcaklıklarına göre sınıflandırılması

<i>Dental Porselen</i>	<i>Kompozisyon Yüzdeleri</i>	<i>Fırınlanma Sıcaklıkları</i>	<i>Özellikleri</i>
<i>Yüksek Sıcaklık Porselenleri</i>	% 75 – 85 Feldspat % 12 – 22 Kuvars % 2 – 5 Kaolin	1290°C – 1370 °C	<ul style="list-style-type: none"> • Takım porselen dişlerin nadiren yüksek ısı ile pişirilen, jaket-kuronların yapımında kullanılır. • Tüm detayları korur. • Çok homojen bir yapıya ulaştırılması gerekir.
<i>Orta Sıcaklık Porselenleri</i>	% 60 Feldspat % 30 Kuvars % 2 Na ₂ CO ₃ % 5 CaCO ₃ % 1 Na ₂ B ₄ O ₂ % 2 K ₂ CO ₃	1090 °C – 1260 °C	<ul style="list-style-type: none"> • İnlay ve jaket-kuronların yapımında kullanılmaktadır. • Homojen bir yapıya sahiptir.
<i>Düşük Sıcaklık Porselenler</i>	% 12 Feldspat % 60 Kuvars % 11 Na ₂ B ₄ O ₂ % 8 Na ₂ CO ₃ % 8 CaCO ₃ % 1 K ₂ CO ₃	750 °C – 1070 °C	<ul style="list-style-type: none"> • Jacket-kuron, metal destekli kuron, alüminöz porselen, çeşitli boya ve parlatma tozlarında kullanılmaktadır. • Kaolin çok azdır ya da hiç yoktur.

2.4.1. Yüksek Sıcaklık Porselenleri

Çizelge 5.1' de belirtildiği gibi, pişme sıcaklığı, 1290 °C – 1370 °C arasındadır. Yapısında, % 75 – 85 Feldspat, % 12 – 22 Kuvars ve % 2 – 5 Kaolin bulundurmaktadır.

Bu tür porselenlere, ergitici maddeler katılmamaktadır. Yapıda, homojenite çok yüksektir. % 15 oranında küçülme gösterir.

Yüksek sıcaklık porselenleri; ışık geçirgenliği, yüzey sertliği, yüksek dayanımı ve pişme esnasında, bünyeyi bütün detayları ile koruması nedeniyle, çoğu önemli yapılarda aranılan malzeme türüdür ve diğer sıcaklık porselenlerine göre daha fazla tercih edilir. İnlay, jaket-kuron ve köprü protezlerinde başarı ile kullanılmaktadır (Bulduk 2002, Kibici 2002, Uçar 1999).

2.4.2. Orta Sıcaklık Porselenleri

Orta sıcaklık porselenleri, 1090 °C ile 1260 °C sıcaklıkları arasında pişirime tabi tutulmaktadır. Kompozisyonları, % 60 Feldspat, % 30 Kuvars, % 2 Na₂CO₃, %5 CaCO₃, % 1 Na₂B₄O₂, % 2 K₂CO₃' dan oluşmaktadır.

Bu tür porselenlerin yapılarında, kaolin oranı bir hayli azdır veya hiç bulunmamaktadır. Bu sebeptendir ki; yüksek sıcaklık porselenlerine oranla daha düşük derecede ergirler. Düşük olan pişirim sıcaklığına bakılarak, yüksek sıcaklık porselenlerinin sahip olduğu kadar yüksek mekanik sertliğe, sağlamlığa ve darbe dayanımı değerlerine ulaşamaması çok doğaldır.

Bunun yanında, ergitici madde içerebilirler. % 15' den fazla bir oranda küçülme gösteren orta sıcaklık porselenleri, homojen bir yapıya sahiptirler.

İnlay, jaket-kuron ve köprü protezlerinin yapımında kullanılırlar (Bulduk 2002, Kibici 2002).

2.4.3. Düşük Sıcaklık Porselenleri

Pişirim işlemleri, 750 °C – 1070 °C arasındaki sıcaklık değerlerinde gerçekleştirilir. Böyle düşük sıcaklıklarda kolaylıkla pişebilmektedir. İçerik olarak, % 12 Feldspat, % 60 Kuvars, % 11 Na₂B₄O₂, % 8 Na₂CO₃, % 8 CaCO₃, % 1 K₂CO₃ bulundurmaktadırlar.

Düşük sıcaklık porselenlerinin ergime derecesi, altının ergime derecesinden daha düşüktür. Pişme süresi, oldukça kısadır. % 30 - % 35 oranında küçülme gösteren düşük sıcaklık porselenleri, piştikten sonra gözenekli bir yüzey gösterdiğinden, ağız sıvısında bozulur, renk değişir ve gri bir renk alır. Sinterlenmesinin ardından, kırılğan bir hal alır ve bu sebeple, önemli dental restorasyonlarında kullanılmazlar.

Genel köprü protezlerine şekil verme işlemlerinde, tamamen yapay diş ve tüplü dişlerin yapımında, düşük sıcaklık porselenleri kullanılmaktadır (Bulduk 2002).

Noort (2002), kitabında bu konuya da yer vererek, dental porselenlerin, fırınlama sıcaklıklarına göre sınıflandırılmalarının yanında, destek yapılarına göre de kategorilere ayrıldığını belirtmektedir.

İlk dental seramiklerin kullanımı yeterince güçlü ve dayanıklı olmamasından büyük ölçüde kısıtlanmaktaydı ve bu da, dental seramiklerin en ciddi dezavantajlarından biriydi.

1903' lerin başlarında, Land, '*Dental Cosmos*' yayınında, bir diş kuronunun nasıl yapılması gerektiğini anlattı ancak, kuronların çok kolay kırılması gibi bir problemle karşı karşıya kaldı. Benzer olarak, Pincus, 1938' de, '*Californian Dental Association Journal*' da yayınladığı bir makalede, seramik kaplama kavramını ele aldı, fakat, o da, porselenlerin

dayanımının azlığı sebebiyle hüsrana uğradı. O zamana kadar, estetik nedenlerle, porselen kompozisyonlarında, kaolin ya çok az bulunuyordu ya da hiç kullanılmıyordu.

Dental porselenin düşük dayanım problemini aşmak için iki tür çözüm yolu vardır:

İlk çözüm yolu, dental porseleni, daha güçlü bir yapıdan destek almasını sağlamaktır. Diğer bir seçenek ise, daha güçlü ve dayanıklı bir porselen üretmektir. Bu bağlamda, dental porselenleri üç kategoriye ayırmak mümkündür. Bunlar;

- Destekli seramik kor sistemler,
- Reçine bağlı seramikler,
- Metal - seramiklerdir.

Her durumda, benimsenen felsefe, estetik görünüm elde etmek amacıyla, dişin dayanıklılığını arttıracak yapıyı sağlamaktır. İdeal olan seramik, hem estetik hem de güçlü olandır.

Destekli seramik kor sistemlerde, estetik seramik desteği, başka bir seramik materyalle sağlanır ki; bu ilave, yeterli gücü ve dayanıklılığı verir ancak istenilen estetiğe sahip olmayabilir.

Buna karşılık, reçine bağlı seramiklerde, seramiğe destek, dişin kendi yapısından sağlanır, seramik direkt olarak dişe ve diş minesine bağlanır. Bu örnekte, seramik gerekli estetiği sağlar. Dayanıklılık da, seramiğin diş dokularına tutunma yeteneğinden kaynaklanır.

Reçine bağlı seramik restorasyonlarında, başarı kemiğin kalitesine bağlıdır. Kemiğin başarısızlığı seramik desteğin kaybına ve çatlamasına neden olur. Bu yaklaşım ancak diş minesini ve dişin bağlanma aşamaları ve reçine seramiği bağlanmasının gelişmesiyle mümkün olmuştur.

Metal - seramik restorasyonlarda, estetik görünüm, seramiğin güçlü ve dayanıklı bir metalile desteklenmesiyle sağlanır (Noort 2002).

2.4.4. Metal Desteksiz Porselen Sistemleri

Porselenin dayanımında görülen gelişmeler, vakum-piştirim prosesiyle başlamıştır. Bu prosesle, porozite oranı azaltılmış, bükülme dayanımı değerlerinde ise artış sağlanmıştır (Noort 2002).

Ön dişlerde, metalin alttan yaptığı opak yansıma dezavantajı, gelişen teknoloji sayesinde metal desteğin kullanılmadığı, tamamen porselenden yapılan dental restorasyonları ön plana çıkarmıştır (İnt. Kyn. 4).

Porselenin dayanıklılığını arttırmada, öncelikle alt yapısı için dayanıklılığı artırılmış porselenler üretilmiştir. Alüminyum oksit, magnezyum oksit ve zirkonyum oksit, dayanımı arttırmak amacıyla kullanımına en sık başvuru maddelerdir (Kulez 2003). Özellikle, alümina ve zirkonya, beyaz renkte ve yüksek dayanım değerlerine sahip olduklarından dental seramik sistemlerde çok fazla tercih edilirler (Noort 2002).

Diş hekimliğinde, full porselen sistemler, çiğneme basıncından fazla etkilenmeyen alanlarda kullanılır (Bulduk 2002).

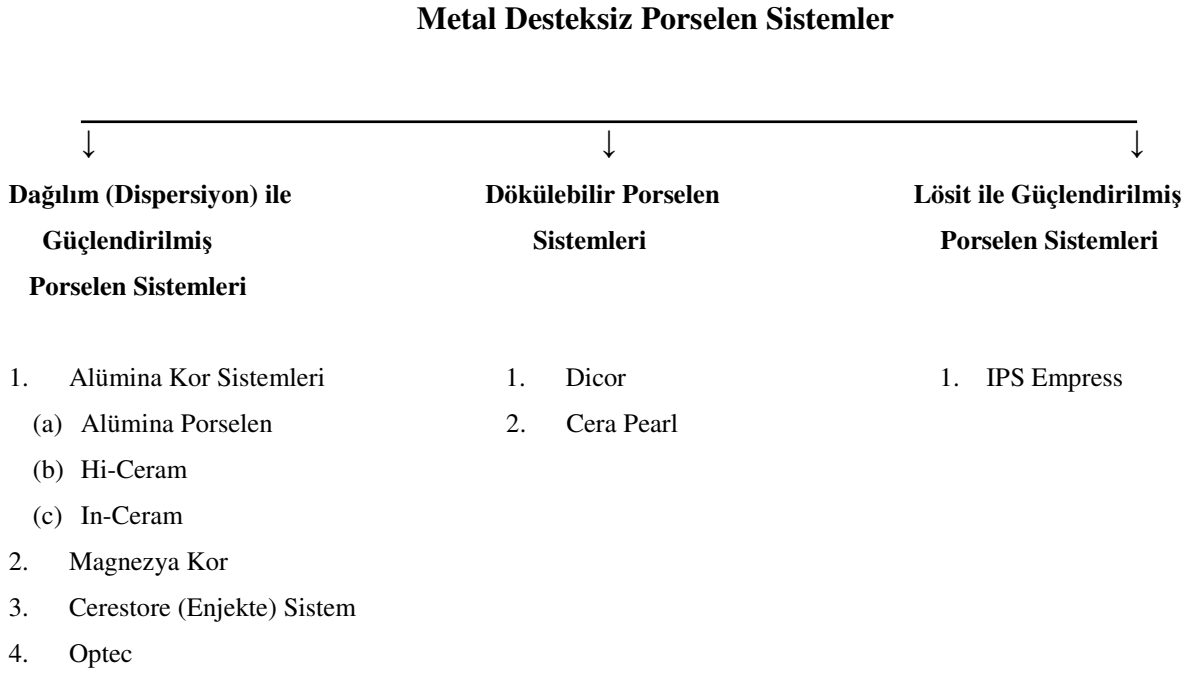


Resim 2.6. Metal desteksiz tam porselen sistemi (İnt. Kyn. 5)

Full porselen sistemlerle, inlay, onley ve laminate yapımı olanaklıdır (Kulez 2003). Bu tür porselenler iki yöntemle elde edilirler:

1. Hazır yapay dişler ve her türden prefabrik fasetler
2. Diş hekimi ya da teknisyen tarafından laboratuarda hazırlanan özel porselen dişler (Bulduk 2002).
3. Full porselen sistemler, birkaç kategoriye ayrılmaktadır. Bu sınıflandırmayı, Çizelge 2.6' da inceleyebiliriz.

Çizelge 2.6. Metal Desteksiz Porselen Sistemlerin Sınıflandırılması (Kulez 2003)



2.4.4.1. Dağılım (Dispersiyon) ile Güçlendirilmiş Porselen Sistemleri

2.4.4.1.1. Alümina Destekli Kor Sistemler

Kor porselenler, yüksek dayanıklılıkta olup, ağırlığının % 50' si kadar alümina kristali içermektedir. Bu alümina bağlı kristaller, termal genişlemeye uyum sağlaması amacıyla, cam tozu ile karıştırılmaktadır.

Düşük oranda genişmeleri ve zor eriyen yapıları, termal şoklara karşı dirençli olmalarını sağlar (Bulduk 2002).

2.4.4.1.1.1. Alümina Porselen Jaket-Kuronlar

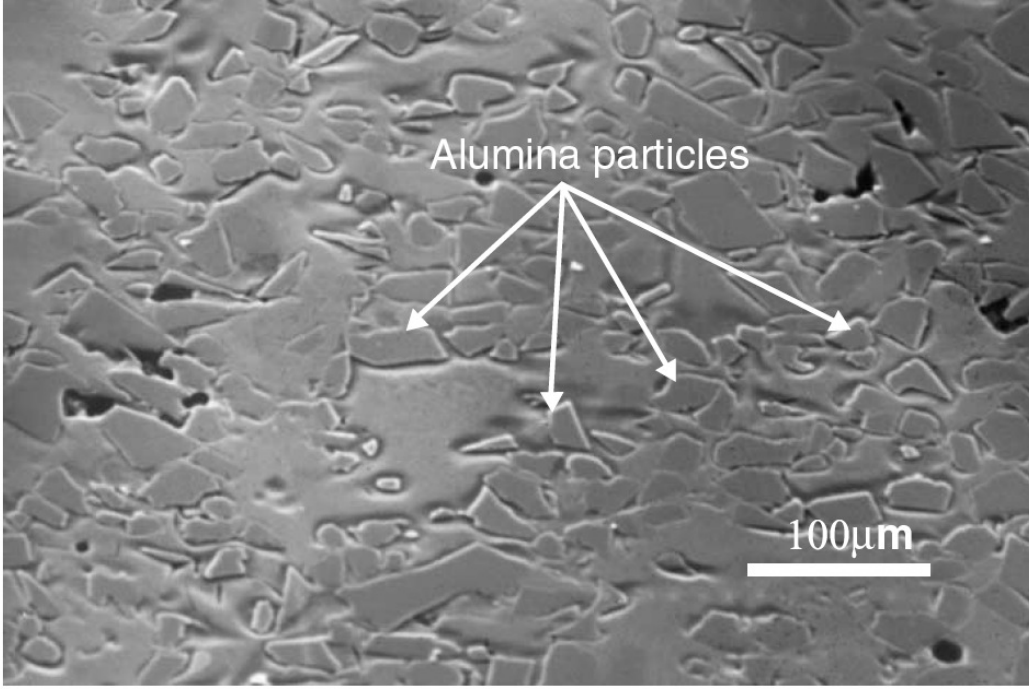
Alümina ile güçlendirilmiş feldspatik kor, 1960' ların başında, Hughes ve McLean tarafından keşfedilmiştir. Bu sistemde, kor porselenler, % 40 ile % 50 oranında alümina içermektedirler (Noort 2002).

Yapı içindeki alümina partikülleri, kuvarstan daha kuvvetli ve daha yüksek elastisik modülüne sahip olup, çatlak büyümesini önlemede daha etkindir. Cam matrisin termal genişleme katsayısının alümina ile aynı olması gerekmektedir. Termal genişleme değerlerinin farklı olması durumunda, çatlak granüller arasında ilerlemekte ve dayanımın azalmasına sebep olmaktadır (Bulduk 2002, Noort 2002).

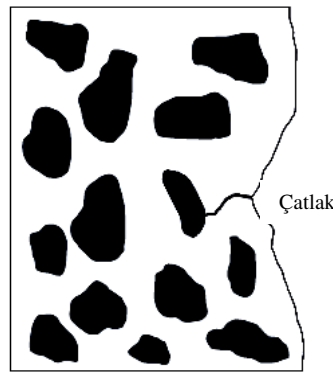
Yüksek alümina içerikli camlardan yapılan dentin ve mine porseleni, bu koru çevrelemektedir.

Alümina ile ışık geçirgenliğine sahip bir porselen üretmek mümkün değildir. Çünkü, alümina, porselenin donuk ve mat görünmesine sebep olur.

Alümina destekli porselen jaket-kuronların, ana kullanım yeri, yapay diş yapımıdır. Mukavemetinde hatırı sayılır bir ilerleme kaydedilmiş olmasına karşın, hala, üçlü köprüler gibi arka bölgelerde kullanımında yetersiz bulunmaktadır (Noort 2002).



Şekil 2.24. Alümina ile güçlendirilmiş kor malzeme içindeki, cam matris içinde gömülü halde bulunan alümina partiküllerinin SEM görüntüleri (Noort 2002).



Şekil 2.25. Çatlak ilerlemesini engelleyici rol oynayan alümina partikülleri (Noort 2002).

2.4.4.1.1.2. Hi-Ceram

Alkumru ve Kedici' nin (1988) belirttiğine göre, ilk kez 1972 yılında Southan ve Jorgensen tarafından refraktör die üzerinde platin yaprak kullanmaksızın, alümina porseleni fırınlanarak elde edilmiştir (Coşkun ve Yaluğ 2002).

Bu sistem, ısıya dayanıklı bir diş üzerine fırınlanan porselen kristalleri ile güçlendirilmiş korlara bir örnektir.

Kimyasal olarak alümina kora benzer yapıdaki Hi-Ceram korunun yapısındaki alümina içeriği % 70 gibi (Coşkun ve Yaluğ 2002) yüksek bir orandadır. Kristalin fazı, uygulama özelliklerini belirgin biçimde bozmadan, özel bir dağıtma şekli ile arttırılmıştır (Bulduk 2002).

2.4.4.1.1.3. In-Ceram

Bir porselen kor malzemesi olan In-Ceram, metal destekli porselen restorasyonlarındaki metal yerine geçmektedir (Coşkun ve Yaluğ 2002). Bu sistem, birbiri içine geçen, alümina ve camdan oluşmaktadır. Yapısında, % 90' a varan oranlarda alümina bulundurmaktadır.

In-Ceram porseleninin içerik analizi sonucunda, partiküllerin alümina ve infiltrasyon camının da, sodyum ve kalsiyumun düşük miktarları ile lantanyum alümina silikat olduğu anlaşılmıştır.

La iyonları, camın viskozitesini düşürerek infiltrasyona yardımcı olur, bunun yanında da, In-Ceram seramiğinin ışık geçirgenliğini iyileştirmek için kırınım indeksini arttırır.

Alüminyum oksit yerine, magnezyum alüminatın kullanılması, ışık geçirgenliğini iyileştirir. Ancak, magnezyum alüminat bazlı kor seramikler, alümina bazlı materyaller kadar

dayanıklı değildir. In-Ceram porselen kor sisteminin eğilme dayanımı, diğer porselen sistemlerin üç veya dört katıdır (Bulduk 2002).

2.4.4.1.2. Magnezya Kor Sistemleri

Full porselen kuronların yapımında, yüksek genleşmeli porselen kor maddelerinin temelini magnezya oluşturmaktadır. Bu porselen sistemleri, ağırlığının % 40' ile % 60' arasında magnezyum kristalleri içermektedir.

Magnezya kristallerinin matris içine dağılımı sonucu ve matris içindeki kristalizasyon işlemi sayesinde, yapının güçlendiği gözlenmektedir.

Geleneksel alümina kor sistemleri ile yakın bir eğilme mukavemeti değerine sahip olmasının yanı sıra, sır işlemi uygulandığında, bu değerler iki katına çıkabilmektedir (Bulduk 2002, Denry 1996).

2.4.4.1.3. Cerestore (Enjekte) Kor Sistemler

Yapısında, % 65 – 70 Al_2O_3 , % 8 – 10 MgO ($MgAl_2O_3$) bulunur. Kor materyali olarak kullanılır. Üzeri yüzey porseleni ile kaplanarak restorasyon son haline getirilir (Coşkun ve Yaluğ 2002).

1983 yılında, Sozio ve Riley, enjeksiyon kalıplama yöntemiyle elde edilen tek ürün olarak nitelendirilen ve tam büzülmesiz, Cerestore alümina kuronları geliştirmişlerdir (Moffa 1988).

Epoksi die üzerinde yapılan büzülmesiz porselen kor, uzun bir ısıl işleme tabi tutulur. Alümina ve magnezyum oksitin reaksiyonuyla, magnezyum alümina spinel kristalleri

oluşur. Bu reaksiyonda, pişirim esnasında, fırınlama büzülmesini önleyen hacim artışı meydana gelir. Bu kor üzerine geleneksel porselenler pişirilir (Coşkun ve Yaluğ 2002).

2.4.4.1.4. Optec Sistemler

Kristalin lösit içeren ve kor kullanmaksızın tam porselen kuron yapımında kullanılan bir başka sistemdir.

Optec, lösit kristallerinden oluşur. Sulu kıvamda hazırlanarak ısıya dayanıklı die üzerinde şekillendirilir. Daha sonra, fırınlanarak (1035 °C) son haline getirilir. Kor malzemesi değildir.

Feldspatik porselenlere nazaran daha dirençli olmasının yanı sıra, kor içerikli porselenlere göre beklentileri yerine getirememiştir.

En önemli avantajı, üç üyeli köprü yapılabilmesidir. Bunun yanında, dezavantajı ise, yarı şeffaf bir yapı sergilediğinden estetik görünümü elde etme güçlüğüdür (Coşkun ve Yaluğ 2002).

2.4.4.2. Dökülebilir Porselen Sistemler

2.4.4.2.1. Dicor (Dökülebilir Cam Porselen)

Jones' a (1985) göre, ilk defa 1923 yılında Wain tarafından ortaya atılan porselenin döküm tekniği, Mac Culloch tarafından 1968 yılında geliştirilerek dökülebilir cam porselenden fabrikasyon hareketli protez dişler ve ilk döküm cam porselen kuronu yapılmıştır.

Ardından 1985 yılında, Grossmani Hobo ve Iwata, tetrasililik-mika kristalleri içeren döküm cam kronları geliştirmişlerdir (Coşkun ve Yaluğ 2002). Buna göre, yapılarında % 45 oranında cam, % 55 oranında ise kristal tetrasililik-mika mevcuttur (Bulduk 2002).

'Dicor' adı verilen bu cam porselen, 1370 °C' de refraktör die içerisinde santrifüj tekniğiyle dökülür. Daha sonra kristalizasyon işlemi için ısı uygulanır (Coşkun ve Yaluğ 2002).

Oluşan kristaller şekil olarak, iğnemsî görünümündedir ve çatlakların malzeme boyunca yayılımını durdurur (Noort 2002).

'Seramikleştirme' diye de tanımlanan ısıl işlemler sonunda, malzemelerin monokromatik olduğu gözlenmiştir yani tek renk mevcuttur. Estetik gerçeklik açısından, bu malzemelerin yüzeysel renklendiriciler ile pişirilmesi gerekmektedir (Moffa 1988).

Dökülebilir cam porselenlerin kullanım alanlarının tek üyeli restorasyonlarla sınırlı olması nedeniyle , porselenin yapısını güçlendirmek amacıyla içine zirkonyum oksit ve alüminyum oksit ilave edilmiş ve elde edilen porselenin esneme ve kırılma direncinde artış olduğu gözlenmiştir (Coşkun ve Yaluğ 2002).

Aynı şekilde, Moffa ve arkadaşlarının (1986), bir yıllık klinik incelemeleri neticesinde, Dicor, mükemmel estetik özellikler, doku uyumluluğu ve kenar adaptasyonu göstermiştir (Moffa 1988).

2.4.4.2.2. Cera Pearl (Dökülebilir Apatit Porselen)

Hobo ve Iwata, doğal diş yapısını taklit edebilecek en iyi restoratif malzemenin sentetik hidroksilapatit olacağı düşüncesiyle, 1985 yılında Cera Pearl adı verilen sistemi geliştirmişlerdir.

Bu sistemde, kalsiyum fosfat esaslı cam, kontrollü ısı uygulamasıyla kısmen kristalin yapıya dönüştürülür (Coşkun ve Yaluğ 2002).

Dökülebilir apatit porselen malzemesinin kristalizasyonu esnasında oluşan ilk kristalin faz, kalsiyum oksiapatit $[Ca_{10}(PO)_6O]$ yapısındadır ve kimyasal, fiziksel ve biyolojik olarak, doğal minerin olduğu hidroksilapatit $[(Ca_{10})(PO_4)(OH_2)]$ ile benzerlik göstermektedir (Bulduk 2002). Kalsiyum oksiapatit, suyun varlığında hemen hidroksilapatite çevrilir (Coşkun ve Yaluğ 2002)

Bu malzeme, mikroskop altında incelendiğinde az oranda düzensizlik sergilemesine karşın, doğal diş minesini ile hemen hemen aynı kristal yapıda olduğu tespit edilmiştir (Bulduk 2002). Bu sebeptendir ki; ışığı kırma özelliği, yoğunluğu ve termal iletkenliği doğal diş minesine benzer bulunmuştur (Coşkun ve Yaluğ 2002).

2.4.4.3. Lösit ile Güçlendirilmiş Porselen Sistemleri

2.4.4.3.1. IPS Empress

1983 yılında geliştirilmiş bir sistemdir. Bu teknik için geliştirilmiş cam porselen malzeme, esas olarak, feldspatik porselen olup lösit kristalleri ile güçlendirilmiştir. İki farklı yapım tekniği mevcuttur. İlki, renksiz porselen kullanılarak yapılan restorasyonun yüzey renklendirmesine tabi tutulmasıyla olur. İkinci teknik ise, renklendirilmiş dentin tabletleri kullanılarak uygulanır. Restorasyonun son formu, veneer porselen materyali ile tabakalama tekniği kullanılarak verilir.

Basınç altında pişirmenin ardından yapılan tabakalama ya da boya uygulaması gibi fırınlama işlemlerinin, lösit kristallerinin yoğunlaşması ile cam faz içinde daha homojen bir yapı sağladığı ve bunun da dayanımı önemli ölçüde arttırdığı bildirilmekle birlikte ilave

fırınlama işlemlerinin kor malzemenin direncine bir etkisi olmadığı ifade edilmiştir (Coşkun ve Yaluğ 2002).

Bu sistemle, inlay, onley, tek kuron ve laminate veneerler yapılabilir.

Esasen feldspatik porselen olan IPS Empress, lüsit içerikli bir porselendir. Seramik bloklar, kristalizasyon ve çekirdeklenme için ısı işleme tabi tutulur daha sonra öğütülür. Toz halindeki yapıya, kararlı hale gelmesini sağlayan kimyasal katkı maddeleri ve boyalar katılır. Dong ve arkadaşlarının da (1992) denediği gibi, daha sonra çekirdekler şeklinde, 1150 °C’ de preslenir ve bu sıcaklıkta 20 dakika tutulur. Höland ve arkadaşlarının (1995) yaptıkları çalışmaya göre ise, presleme işleminin devamında, 1200 °C’ de sinterleme işlemi yapılır ve yüzey kristalizasyonunda, lüsit kristal içerikleri gözlemlenir (Denry 1996).



Resim 2.7. IPS Empress örnekler (İnt. Kyn. 5)

2.4.5. Metal Desteksiz Porselenlerin Teknik Özelliklerinin Karşılaştırılması

Dental porselen restorasyonların klinik başarısı; yoğunluk, sertlik ve kritik çatlakların bulunduğu bölgeler ile kontrol edilebilmektedir. Porselen restorasyonlardaki kırılmaların başlangıç yerleri, boşluklar ve çatlaklar gibi küçük yapısal hatalardır. Bu çatlaklar ve boşluklar, yükselen gerilimin etkisiyle, restorasyonun dayanımında tersinir etki yaparak mukavemeti azaltırlar. Dönem dönem söz konusu olan yüklemeler, kalıcı gerilimler ve oral sıvıların korozyon etkisi altında, çatlak büyümesi mümkündür. Çalışma süresinin uzun

olması, porselenin kırılma direncinde düşme etkisi yaratabilir ve restorasyon normal yüklemelerde bile kırılabilir hale gelebilir (Tinscher *et al.* 2000).

Tinscher ve arkadaşları, 2000 yılındaki çalışmalarında, metal desteksiz sistemlerden birkaçının kırılma dayanımları ve yapısal güvenilirlikleri üzerinde araştırma yapmışlardır. Metot olarak, dört nokta eğilme testini kullanmışlar ve elde edilen kırılma gerilimi değerlerini, Weibull analizi ile çözümlenmişlerdir. Çalışmalarında test ettikleri malzemeler, Çizelge 2.7' de verilmiştir.

Çizelge 2.7. Test edilen malzemeler

<i>Ürün</i>	<i>Kod</i>	<i>Çeşidi</i>	<i>Üretici</i>
Cerec Mark II	CM	Feldspatik porselen	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, BRD
Dicor	D	Tetrasilisik floromika cam seramik	Detrey/Dentsply, Dreieich, BRD
In-Ceram Alümina	ICA	Cam-infiltrali alümina porselen	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, BRD
IPS Empress	IE	Lösitle güçlendirilmiş porselen	Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL
Vitadur Alpha Core	VAC	Alümina ile güçlendirilmiş feld. pors.	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, BRD
Vitadur Alpha Dentin	VAD	Feldspatik porselen	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, BRD
Vita VMK 68	VMK	Feldspatik porselen	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, BRD
Zirconia-TZP	Z	Kısmen kararlı zirkonya-seramik	Metoxit AG, Thayngen, CH

Bu malzemelerin, test edilmesi sonucunda, en yüksek mukavemet değerine sahip ürün grubu Z kor seramikleri (913.0 MPa) ve ICA seramiklerinin (429.3 MPa) olduğu gözlenmiştir. Bu grupları, 131.0 Mpa değerindeki mukavemetiyle, VAC porselenleri izlemektedir.

2.4.6. Metal Destekli Porselen Sistemler

Metal üzerine ergitilmiş porselen restorasyonlar (PFM), porselenin mükemmel estetik özellikleriyle döküm dental alaşımların iyi mekaniksel özelliklerinin bileşimini içermektedir. Genellikle restorasyonlar, porselen kaplamalı bir alaşım yapısından meydana gelmektedir.

McCabe' in (2003) belirttiğine göre, PFM restorasyonlarda en önemli nokta, kullanılan seramik ve metalin uygunluğudur. Metal-porselen restorasyonlarında kullanılan porselenler, feldspatik porselenlerin içeriğine benzer bir yapıya sahiptir ve yüksek miktarda lösit içerir. Feldspatik porselenlerden farklı olarak, ısıl genleşme katsayısını arttırmak amacıyla, yüksek alkali içeriğine de sahiptir. İçeriğinde bulunan, yüksek miktardaki sodyum karbonat ve potasyum karbonatın yanı sıra lösit içeriği de, yüksek termal genleşme katsayısına sahip olan porselenin termal genleşme katsayısını metalinkine yakın bir değere artırır ve porselenin metal alt yapı ile uyumlu olmasını sağlamaktadır. Böylece pişirim sıcaklığından soğutma esnasında oluşabilecek termal gerilimlerin artışı engellenmiş olur. Ayrıca lösitin bulunması seramiği kuvvetlendirir.

Ne var ki, metal porselenlerinde kullanılan yüksek genleşmeli porselenler, artan alkali miktarından dolayı, çok daha fazla devitrifiye olma eğilimi göstermektedir (Bulduk 2002, Sanlı 2005).

McCabe' in de (2003) değindiği gibi , metal-porselen sistemlerini oluşturmak için çeşitli alaşımlar kullanılmaktadır ve bu alaşımların bazı özelliklere sahip olmaları beklenir. Buna göre;

- Alaşımların, istenilen şekle dökülebilir olması, porselen pişirim sıcaklığına dayanıklı ve yüksek ergime sıcaklığına sahip olmaları gerekmektedir.
- Kırılgan porselen kaplamayı destekleyebilecek düzeyde, yeterli rijitliğe sahip olmaları gerekir.

- Porselen kaplama ile bağ oluşturabilme yeteneğine sahip olmaları beklenir.
- Bağlandığı porselenin termal genişleme katsayısına yakın bir termal genişleme katsayısına sahip olmalıdırlar.



Resim 2.8. Metal altlık (altın) üzerine ergitilmiş düşük ergime sıcaklıklı porselen (Finesse, Dentsply Ceramco) (Leinfelder *et al.* 2000)

2.4.6.1. Metal Destekli Porselen Sistemlerin Çeşitleri

2.4.6.1.1. Opak Porselen

Metal yüzeyine direk olarak uygulanan opak porselenler için hemen hemen sodyum/potasyum feldspat – cam akışkan karışımıdır denilebilir. Opak porselen metal yapıyı maskelemek için kullanılmaktadır. Bu porselenlerin kalınlığını en aza indirebilmek amacıyla, büyük miktarlarda opaklaştırıcı oksitler katkısı ile çalışılmaktadır.

2.4.6.1.2. Dentin ve Mine Porseleni

Feldspatik porselen yapısına sahip dentin ve mine porseleni, opak porseleni çevreler. Mine porseleninde akışkanlaştırıcı olarak, bor oksit veya lityum oksit kullanılmaktadır. Ancak

bazılarında, bu oksitler az oranlarda bulunmaktadır. Bununla birlikte, mine porselenleri ile düzenli porselenler arasında çok büyük farklılıklar bulunmamaktadır. Nihai ürün içinde bulunan alkali türü ve miktarı büyük önem taşımaktadır. Yüksek alkali içeriği, hidrolitik dayanımının düşme riskini artırır.

2.4.6.1.3. Sır Porseleni

Dental porselen sırları, renklendirilmiş cam tozları olup, düzgün bir yüzey oluşturmak amacıyla fırınlanmış porselen yüzeyine uygulanır.

Dental sırlar, restorasyonun sıcaklığına göre daha düşük bir sıcaklıkta fırınlanmalı ve ısıl genişleme katsayısı porseleninkinden daha düşük olmalıdır. Daha yüksek bir ısıl genişlemeye sahip olması durumunda, gerilim altında soğur ve ince çatlaklara sebep olur (Bulduk 2002).

2.4.6.1.4. Porselen Dolgular (İnlay/Onley)

Dişin, kırık ya da çürük kısmının kapatılması uygulamalarında tercih edilir. Uygulama olarak, dişteki kırık ya da çürük kısmı uzaklaştırılır, hazırlanan kavitelere (oyuk) laboratuvar ortamında hazırlanmış porselen dolgular yerleştirilir ve çeşitli siman ve bondingleme (kimyasal ve çok aşamalı yapıştırma sistemi) yöntemiyle diş ile bağı sağlanır.

Önceden, en yaygın dolgu malzemesi, gümüş amalgam idi ve arka dişlerde kullanılmaktaydı. Bu tür dolgular aslında civa, gümüş ve diğer metal alaşımlarıdır. Metal dolgular, basınçlara iyi direnç göstermelerine karşın, estetik olarak güzel bir görünüm sağlayamadığından günümüzde pek tercih edilmemektedirler.

Akril dolgular da, basınçlara karşı zayıftırlar, bunun yanında, estetik açıdan, kısa bir süre için, iyi bir görünüm sağlamalarına rağmen bu özelliklerini çabuk yitirirler ve aşınma ve renk değişimine uğrarlar.

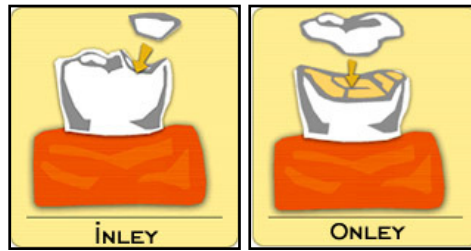
Porselen dolgular ise, kırılğan olmalarının dışında, başka bir olumsuz özelliğe sahip değildirler. Bu dolgular, doğal dişle kusursuz bir renk uyumu sağlarlar, doku ile iyi ilişkiler kurarlar ve dış etkenlere, sıcaklık farklarına karşı iyi direnç gösterirler ve aşınmazlar. Bu sebeple, diğer dolgu türlerine nazaran, daha fazla tercih edilmektedir.

Porselen dolgular, dişte madde kaybı görüldüğünde uygulanmasının yanında, estetik görünüm sağlamak amacıyla, eski dolgulu kısmın değiştirilmesi için de kullanılabilir.



Resim 2.9. Porselen dolgu (İnt Kyn. 5)

İnlay porselenler sadece dişin çiğneyici yüzeyine yapılan dolgulardır. Onley porselenler ise dişin yan yüzeylerini içine alan daha geniş dolgulardır.



Resim 2.10. İnlay ve Onley porselenler (İnt. Kyn. 6)

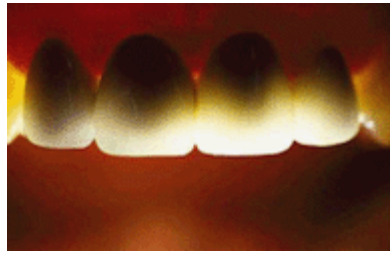
2.4.6.1.5. Porselen Kuronlar ve Köprüler

Porselen kuron protezleri, bugünkü bilgilerimiz içinde, en becerili protetik tedavi türüdür. Kuron protezleri, genellikle, sağlıklı olup, nitelikleri; radyolojik, teşhis modeli ve ağız muayenesi ile saptanmış dişler üzerinde şekillendirilir (Yavuzylmaz 1996).

Porselen kuronlar, çürük, kırık veya başka bir nedenle aşırı madde kaybı olan dişlerin küçültülüp kaplanması ile uygulanmaktadır (İnt. Kyn. 7).



Resim 2.11. Porselen Kuron Protezi (İnt. Kyn. 6)



Resim 2.12. Metal Destekli Kuronlar (İnt. Kyn. 7)

Porselen köprüler, bir veya birden fazla diş eksikliğinde, komşu dişlerin küçültülüp bunlara gelen özel kaplamalardan destek alınarak ara boşlukların doldurulması işlemi ile uygulanır.



Resim 2.13. Porselen köprü (İnt. Kyn. 7)

2.4.6.1.6. Porselen Laminalar

Tırnak kalınlığında, istenen renk, boy ve formda özel olarak hazırlanmış bir porselen tabakasının dişin ön yüzüne yapıştırılması tekniğidir. Bu yöntemde, porselen kuron uygulamasından farklı olarak, sağlıklı dişler çok fazla prepare edilmemektedir . Bunun yerine, dişin sadece ön yüzden çok ince bir diş tabakası kaldırılıp, hazırlanan porselen lamina dişin ön yüzüne özel bonding teknikleriyle yapıştırılır (İnt. Kyn. 8).



Resim 2.14. Porselen Laminalar (İnt. Kyn. 8)

2.4.6.2. Metal Destekli Porselen Sistemlerinde Kullanılan Alt Yapı Malzemeleri

Kurondarda kullanılan metal alt yapılar, metal alaşımları sertliklerine ya da içerdikleri kıymetli metal oranına göre sınıflandırılırlar.

Kuron – köprü protezi yapımında kullanılan metal alaşımları sertliklerine göre, T.S.E. 10918 numara ile aşağıdaki şekilde sınıflandırılır:

- Tip 1 : Yumuşak (Vickers Sertliği 40 – 75)
- Tip 2 : Normal (Vickers Sertliği 70 – 100)
- Tip 3 : Sert (Vickers Sertliği 90)
- Tip 4 : Çok Sert (Vickers Sertliği 130 – 250) (Yavuzylmaz 1996).

İçerdikleri kıymetli metal oranına göre, 3 sınıfta incelenir.

- Kıymetli alaşımlar
- Yarı-kıymetli alaşımlar
- Kıymetsiz alaşımlar

2.4.6.2.1. Kıymetli Alaşımlar

İçeriklerinde, ağırlıklı olarak Au (Altın), Pt (Platin), Ir (İrridium) gibi kıymetli element komponentleri bulunduran ve oksijenden etkilenmeyen (oksidlenmeyen) alaşımlara denir. Renkleri sarı ile gri arasında değişkenlik gösterir. Ancak bu alaşımlara, metal-porselen kimyasal kaynaşmasında gerekli oksit tabakasının oluşması için, eser miktarlarda kıymetsiz elementler katılır.

Bu alaşımların kullanımı, yapıya bazı avantajlar sağlamaktadır:

- Hassas döküm olanağı

Kıymetli metal alaşımların kesitleri mikroskop altında incelendiğinde, kristal yapılarının, kıymetsiz metal alaşımlara nazaran çok daha küçük olduğu saptanmıştır. Bu durumda, bu alaşımlar ile çok daha hassas dökülebilen metalik alt yapıların servikal uyumlarının ideal olmasıdır. Köprü ayakları için çok önemli bir kriter olan bu özellik, kıymetli metal alaşımları bu yönden avantajlı kılmaktadır.

- Dişeti ilişkisi

Köprü ayaklarının, lingual ve palatinal servikal bölgelerinde zorunlu olarak yapılan 1 – 1,5 mm.' lik metalik yakaların diş eti ile direkt temasta olması, bu bölgedeki alaşımın diş eti ile iyi geçinen ve diş etinin zamanla çekilmesine neden olmayan bir özelliğe sahip olmasını

gerektirmektedir. Bu yönden, kıymetli metal alaşımlar, kıymetsiz metal alaşımlardan daha avantajlıdır.

- Sıcak ve Vital renk oluşumu

Altın içeriği bol olan kıymetli alaşımların renkleri sarımsıdır ve bunlar üzerine fırınlanan porselenin renklerine, canlılık, sıcaklık ve vital bir görünüm kazandırır. Renk ve estetiği olumlu yönde etkileyen bu olgu, kıymetli alaşımların diğer bir avantajıdır.

- Risksiz döküm

Son bir avantajı ise, bu alaşımların, daha kolay ve risksiz dökülüp; teknik açıdan kolay işlenebilir olmalarıdır.

Bu avantajlarının yanı sıra, bazı dezavantajları da mevcuttur:

- Pahalıdır

Her şeyden önce ekonomik değildirler. Bir başka deyişle maliyetleri çok yüksektir. Özgül ağırlıklarının, kıymetli olmayanlara göre yaklaşık 2 – 2,5 kat fazla olmasına, 25-30 kat fiyat fazlalığı eklenince, toplam maliyetleri, kıymetli olmayan alaşımlara oranla, neredeyse 50 - 60 kat fazla çıkar. Ancak, tekrar tekrar dökülebilir olmaları, bu çok yüksek maliyeti bir ölçüde düşürür.

- Yeterince rijit değildir

Uzun köprülerde yeterli rijitliğe (basınç altında esnememe özelliği) sahip olmamaları, çığneme basınçlarında gövdede oluşan bükülme nedeni ile porselen atmalarına neden olabilir.

- Aşırı ısı iletkenliği

Kıymetli alaşımların, diğer bir dezavantajı ise, aşırı termal (ısı) iletkenlikleridir. Bu özellik, aşırı soğuk ve sıcak alınan gıdalarda uzun süren hassasiyetlere neden olabilir.

2.4.6.2.2. Yarı-Kıymetli Alaşımlar

İsminden de anlaşılacağı gibi, içinde kıymetli ve kıymetsiz elementlerin belirli oranlarda bulunduğu alaşım türleridir.

Bunlar ekonomik-alaşımlar olarak da adlandırılırlar. Çoğunlukla içinde buldukları, kıymetli element yüzdeleri ile anılırlar. Örneğin; % 65'lik denilince, alaşımda % 65 kıymetli, % 35 kıymetsiz element bulunduğu kastedilir.

2.4.6.2.3. Kıymetsiz Alaşımlar

İçeriklerinde, Cr (Krom), Ni (Nikel), Co (Kobalt) gibi kıymetsiz komponentlerin bulunduğu ve atmosferden etkilenen (oksitlenen) alaşımlara kıymetsiz alaşımlar denir. Renkleri genellikle gridir.

Kıymetli olmayan alaşımların da, bazı avantajları ve dezavantajları söz konusudur. Buna göre avantajları şu şekilde sıralanabilir:

- Ucuzdurlar

Maliyetleri açısından son derece ekonomiktirler. Bu nedenle, bu tür alaşımlar ekonomik açıdan az gelişmiş ülkelerde ve hatta bir çok Avrupa ülkesinde en çok kullanılan alaşım türü olarak güncelliğini hala korumaktadır.

- Yeterince rijittirler

Rijitite özelliği, porselen köprülerde bu alaşımlara en büyük avantajı sağlar. Bu nedenle, iki ayaklı uzun köprülerin metal alt yapılarında bu tür alaşımlar tercih edilmelidir.

- Isı iletkenlikleri azdır

Porselen çalışmasında diş kesimi ile elde edilen sınırlı alanda ısı iletkenliklerinin düşük olması çok büyük fayda sağlar

Dezavantajlarına baktığımızda ise,

- Teknik hatayı affetmezler

Bu tür alaşımların dezavantajlarının çoğu, teknik açıdandır. Dökümleri zordur. Dökümde yapılan hatalar nedeni ile metalik alt yapılar eksik veya poröz çıkabilir. Eritilmeleri sırasında yanlış alev ayarı, metale gaz girmesine veya aşırı ısıtma metalin yanmasına neden olur. Sonuçta kimyasal özellikleri bozulmuş bu tür metalik alt yapılarda metal-porselen kaynaşması tam olamaz. Dolayısıyla, ağız içinde porselende çatlamalar, kopmalar veya metalik gövdede kırılmalar olabilir. Kısacası bu alaşımlar, teknik hataları affetmezler.

- Renk tutturmada zorluk

Renklerinin gri olması, teknisyeni, canlı (vital) ve sıcak porselen renklerini tutturmakta bir hayli zorlar.

- Olumsuz dişeti ilişkisi

Bu alaşımların, önemli bir dezavantajı , palatinal-lingual bölgedeki metalik bantların komşu diş eti ile olan olumsuz etkileşimleridir. Bu metallerin neden oldukları alerjiler ve metalin korozyonu, bu olumsuzluğu yaratmaktadır.

2.4.6.2.4. Önemli Bir Metal Altık Malzemesi: Titanyum

Son on yılda metalik alt yapıda, Titanyum kullanımı gündeme gelmiştir. Bunun, iki ana nedeni vardır. Birincisi, bu elementin biyolojik olarak pozitif (doku dostu) olması, ikincisi ise yeterli rijidite özelliğidir. Ayrıca, oldukça hafif olan elementin ucuz olması diğer bir avantajdır. Böylece, palatinal-lingual bölgedeki metalik yakaların diş eti ilişkisinde neden olabileceği önemli bir olumsuzluk ortadan kalkar. Buna karşın, iki teknik zorluk ortaya çıkmaktadır. Titanyum elementini dökülebilmek için çok özel ve pahalı döküm cihazlarına ve bu metal ile ısıl genleşme katsayısı uygun olan özel porselen malzemesine gereksinim vardır ki, metal-porselen kaynaşması ideal olabilsin (Kulez 2003, Pasinli 2004).

Çizelge 2.8. PFM restorasyonlarda kullanılan çeşitli kaplama malzemelerinin fiziksel özellikleri (Küçük 2000)

Kaplama Tipi	Elastisite Modülü (MPa)	Poison oranı	Yoğunluk (kg/mm ³)x10 ⁻⁶
Au-Pt-Pd	90500	0.33	18.30
Au-Pd-Ag	93500	0.33	15.78
Au-Ag-Pd	87900	0.33	16.89
Au-Pd	97200	0.33	15.70
Pd-Ag	106000	0.33	10.80
Ag-Pd	86630	0.33	11.47
Co-Cr	206300	0.33	8.52
Ni-Cr	210500	0.33	8.66
Ti	117000	0.33	4.51
Au	81000	0.33	19.30
Seramik	63000	0.19	2.40

2.4.6.3. Metal – Porselen Bağlanması

Porselenin metale tutunması, aşağıda belirtilen şekilde olmaktadır.

Bir kısım porselen tozu, uygun alaşımın üzerine yerleştirilerek 1000 °C’ deki fırına konulduğunda, porselen yumuşar ve birkaç dakika sonra yüzey gerilimi nedeniyle, desteğin üzerine yayılarak yuvarlak bir damla oluşturur. Bir süre sonra, sıvı dengede kalır ve yayılmaz, bu aşamadan sonra, ortam ısısında soğumaya bırakılırsa görülür ki; her iki madde birbirinden ayrılmamaktadır. Eriyen porselen, yüzey zarı şeklini alır. Bu oluşumda meydana gelen reaksiyonda üç ayrı durum belirlenebilir.

- a. Erimekte olan porselen (Likit)
- b. Metal (Katı)
- c. Fırın atmosferi (Gaz)

Erimiş porselenin yayılma hızı, likidin viskozitesine bağlıdır. Dengeye erişmek (akmanın durması) için gereken süreyi de, viskozite belirler.

Metal-porselen uygulamasından iyi sonuçlar alınabilmesi için, işlemi yapacak olan hekim yada teknisyenin, materyali çok iyi tanınması, tüm kurallara uyması ve yapımcı firmanın koşullarını ayrıntılı bir şekilde yerine getirmesi gerekir.

Döküm yüzeylerinin, porselen uygulanmasından önce pürüzlendirilmesi gerekir. Bağ gücü, pürüzlü olmayanlara oranla % 13 - % 15 oranında arttırılır.

Kurallara uygun şekilde hazırlanan metal-porselen restorasyonlarında, porselen, metal alaşıma sıkı bir şekilde yapışmaktadır. Son yıllarda metal-porselen arasındaki bağı zayıflatan faktörleri bulmak için araştırmalar yapılmıştır. Metal-porselen restorasyonlarının içinde oluşabilecek termal gerilimlerin öneminin anlaşılması, bu araştırmalara hız vermiştir (Kulez 2003, Zel 1995, Prasad ve Cohen 2001).

Seramikler, camsı yapılarından dolayı kırılığandır. Fiziksel özellikleri farklı olan metal ve seramiğin birbirlerine bağlantısında rol oynayan üç mekanizma vardır:

- Mekanik bağlantı
- Kimyasal bağlantı
- Sıkışma tarzında bağlantı

Mekanik bağlantı, temel olarak 30 µm'lik alüminyum oksit kumuyla pürüzlendirilen metal yüzeyine seramiğin girerek mekanik bir kilitleme oluşturmasıdır.

Kimyasal bağlantı, metal yüzeyinde oluşan oksit tabakasında Fe⁺⁺ atomları ile seramik içindeki O₂ atomlarının kimyasal olarak birbirlerine bağlanması ile sağlanır. Kimyasal bağlantıda rol oynayan bir diğer faktör de, Van der Waals kuvvetleridir. Bu tip kuvvetler, temasta olan farklı moleküllerin birbirlerini çekmeleri sırasında gözlenir. Metal-seramik bağlantısında direkt olarak önemi olmamakla beraber, Van der Waals kuvvetlerinin yüksek olması sayesinde, metal ve seramik molekülleri çok sıkı temas haline geçerek kimyasal bağlantının daha iyi gerçekleşmesine yardımcı olurlar. Bu nedenle de, kimyasal bağlantıda önem taşırlar.

Sıkışma tarzında bağlantı ise, metal ile seramiğin ısıl genişleme katsayıları ile ilgilidir. Metallerin ısıl genişmesi seramikten daha fazladır. Metal, seramik fırından çıktıktan sonra soğuma sırasında büzölmeye başlar. Seramiğe göre daha hızlı büzölen metalde, bir gerilim, porselende ise bir sıkışma oluşur. Seramikler sıkışma tarzındaki streslere, gerilme streslerine oranla 50 kat daha dayanıklıdır. Bu tip bir bağlantının kurulabilmesi için, metalin ısıl genişleme katsayısının porselenden yaklaşık 1x10⁻⁶ kadar fazla olması gerekir (Özcan ve Aktepe 2004).

İki materyalin genişleme katsayıları arasındaki fark sebebiyle, pişirildikten sonra fırından çıkarılan restorasyonun soğutulması esnasında bileşimde ortaya çıkan termal gerilimler neticesinde, bağlanma gücü olumsuz yönde etkilenir. Bu nedenle, genişleme katsayıları arasındaki fark ve ara yüzeyde meydana gelen kayma gerilimlerinin derecesi saptanmalıdır.

Bu değerler saptandıktan sonra, zararlı gerilimlerin ortadan kaldırılıp kaldırılamayacağı ya da azaltılabileceği düşünülebilir.

Porselen, çok ince alaşım plakalar üzerinde pişirildikten sonra, oda sıcaklığına soğuma süresince, metal plakta, porselene oranla yüksek genleşme katsayısına sahip olmasından, kıvrılmalar görülmüştür. Porselen metalden daha fazla büzüldüğünden, aynı büzülmeyi gösteremeyen metal plakayı bükülmeye zorlar. Bundan çıkarılacak sonuç; dental restorasyonların pişme süresince kıvrılmamaları, alt yapının şekil değiştirmemesi için, porselenin metalde oluşturduğu ara yüzey gerilimine karşı, metalin de aynı şiddette karşı koyarak ara yüzey kayma kuvvetlerini dengeleyebilmesi gerekmektedir. Bunun için de, metalin belirli bir kalınlıkta hazır olması zorunluluğu söz konusu olmaktadır. Metal iskeletin her tarafta aynı kalınlıkta olması, yukarıda belirtilen nedenlerden ötürü gerekli görülmektedir.

Bazı bölümlerin ince olması, metalin o bölümlerde deformasyonuna neden olur ki, bu da, restorasyonun ağız içinde yerine oturmaması demektir.

Metal ile porselen arasındaki bağlanmanın üç farklı nedeni vardır:

- Pürüzlendirilmiş metalin porselenle mekaniksel kilitlenmesi
- Porselen fırınında metalin genişleyen aralıklarına, sıvılaşmış porselenin girmesiyle oluşan moleküler bağlanma
- Alaşımın kristal yapısı içerisine girecek kilitlenmeyi sağlayan porselen camlaşması.

Günümüzde kesin olarak açığa kavuşturulmayan metal porselen birleştirmesinin şekli ve nedenleri ne olursa olsun, porselen diş hekimliğine girmiş ve onun vazgeçilmez bir parçası olmuştur.

Porselen restorasyonlarındaki kırılabilirlik, diş kesimlerinde yeni tekniklerin geliştirilmesi ve alüminöz porselenlerin yaygın şekilde kullanılmasıyla sözü edilemeyecek kadar azalmıştır (Kulez 2003, Zel 1995, Prasad ve Cohen 2001).

2.4.6.4. Metal Destekli Porselen Sistemler İle Metal Desteksiz Porselen Sistemler Arasındaki Farklar

- Metal desteksiz porselen sistemler, ışığı geçirdiklerinden doğal diş yapısına çok benzer bir estetik oluştururken, çok iyi yapılmış bile olsa metal destekli porselenlerde, bir donukluk ve yapaylık vardır. Bu nedenle, özellikle ön dişlerde, full porselenler tercih edilir.
- Metal destekli porselenler bazı ışıklarda (disko, fotoğraf makinesi flaşı vb.) ağızda yokmuş gibi koyu renk bir boşluk görüntüsü verirler. Full porselenler ise aynı doğal diş her türlü ışığı geçirebilirler.
- Metal destekli porselenler mekanik olarak dişe yapıştırılırlar. Full porselenler ise mekanik ve kimyasal olarak dişe tutturulur. Bu yüzden metal destekli olanlara göre tutuculukları çok daha yüksektir.
- Full porselen sistemlerin alt yapısında metal olmadığı için kuren - diş eti hizasında koyu renk bir çizgi olmaz. Daha estetik bir görüntü sağlanır.
- Diş eti çekildiğinde, full porselenler estetik görünümünü korurlarken, metal porselenler diş ile birleştikleri bölgede kötü bir görüntü oluştururlar.
- Metal destekli sistemlerde, alt yapıda kullanılan bazı metallere karşı (nikel vb.) oluşabilecek allerji riski, full porselenlerde yoktur.

2.5. DENTAL PORSELEN ÜRETİMİ

Diş teknisyenleri tarafından kullanılan porselen tozu, maddelerin basit bir karışımı değildir.

Bu tozlar, ilk olarak pişirilir. İmalatçılar maddeleri karıştırır, ek olarak metal oksit ekler, bunları eritir ve ardından eriyen cam kütleyi suda söndürürler. Bunun sonucunda elde edilen ürüne frit, bu sürece de fritleştirme denilir.

Hızlı soğutma camda içten bir baskı ve büyük yarıklara neden olabilir. Bu madde, diş hekimleri tarafından kolayca toz haline getirilebilir.

Porselen kuronda pişirme esnasında herhangi bir reaksiyon yoktur, cam basitçe eritilir. Parçacıklar eriyip birleşince tekrar soğutulur.

Sonuçta, ayrıık olan tüm parçaların eriyip birleşmesi ve suyun uzaklaştırılmasıyla katı bir madde olarak diş tozu elde edilir (Noort 2002).

Çizelge 2.9. Dental porselenlerin tipik bir oksit kompozisyonu

Malzeme	% (wt)
Silika	63
Alümina	17
Bor oksit	7
Potasyum oksit	7
Sodyum oksit	4
Diğer oksitler	2

2.5.1. Harman Hazırlama ve Homojenleştirme İşlemleri

Dental porselen üretiminde, istenilen özelliklerde diş üretmek amacıyla, bu istenilen özellikleri üreteceğimiz dental porselene kazandıracak oksitleri belirlemek, bu oksitlerin dental porselende ağırlıkça % kullanım aralıklarına göre bir reçete hazırlanır.

Reçeteler ve kullanılan hammaddelerin kimyasal kompozisyonlarına göre tartımları yapılan hammaddelerden harman hazırlanır.

Hammadde harmanının, homojen bir karışım olması amacıyla hammaddeler çok iyi karıştırılmalıdır. Bu amaçla harman belli bir süre alümina bilyeli jet değirmende karıştırılır. Böylece hem iri taneler öğütülmüş olur hem de hammaddelerin iyi bir üniform dağılımları sağlanır.

2.5.2. Ergitme ve Fritleştirme Süreci

Diş hekimi ve teknisyene sağlanan tozlar, çeşitli bileşenlerin karışımları halinde değildir. Üretim esnasında bileşenler beraberce karıştırılır ve sonra frit oluşturulması için ergitme işlemi uygulanır. Daha sonra sıcak malzemenin soğuk su (ani soğutma) ortamına dökülmesiyle fritleştirme işlemi sona erer.

McCabe' göre (2003), üretim esnasında meydana gelen ergitme prosesinde eriyik silika, kaolin veya cam tanelerinin dış tabakalarıyla etkileşir ve bunları birbirine bağlanmasını sağlar. Örnek olarak taç (kuron) üretimi esnasında porselen tozu ergitildiği zaman, teknisyen sadece flaks ve diğer bileşenler arasındaki reaksiyonu önemli derecede artırmaksızın tekrar ergitme işlemi yapar .

Fritler, inorganik maddelerin kesin kararlı karışımlarıdır. Esasen, normal olarak silika içeren oksitlerin kompleks kombinasyonlarıdır. Fritleştirme, kararlılık ve bağıl olarak

emniyet sunmaktadır. Çünkü, çözülebilir ve zararlı bileşenler silika ile bağlanarak çözünmez hale getirilir.

Sır fritleri, normal olarak çok ince boyuta öğütülür. Kaba öğütme yapışkan sır uygulamasını zorlaştırmaktadır. Bunlar, ancak eriyik sırda çekirdek olarak işlev görürler (Sanlı 2005).

2.5.3. Kırma ve Öğütme

Üretilen frit, kullanım amacıyla ince tane boyutlu toz haline getirilmek üzere öğütülmelidir.

Krozedden çıkarılan porselen, alümina bilyeli jet değirmende tercih edilen tane boyutuna (-50 µm) öğütülür.

Dental tozun edesinin ardından porselen kuron üretimi için şu aşamalar gerçekleştirilmelidir;

- Birleştirme
- Pişirme
- Sırlama

McCabe (2003), yaptığı çalışmalar sonunda tecrübelerine dayanarak, porselen tozlarının pişirim öncesinde kalıplanabileceğini ve oyulabilir plastik malzeme oluşturmak üzere suyla karıştırılması gerektiğini söylemektedir. Çalışma özelliklerini geliştirmek için ihtiyaç duyulduğunda nişasta ve şeker gibi bağlayıcılar da ilave edilebilir.

Porselen tozu suyla karıştırılır ve macuna çevrilir. Bu macun kalıplara dökülerek, büyük fırına taşımak ve kalıptan ayırmak için önce, ince platinyum folyoya sürülür.

Bu porselen kuron çok miktarda porselen tozundan elde edilir. Çünkü tek bir porselenle dişin tüm estetik özelliklerini elde etmek mümkün değildir. Geleneksel olarak porselen tozun kullanılan üç türü vardır.

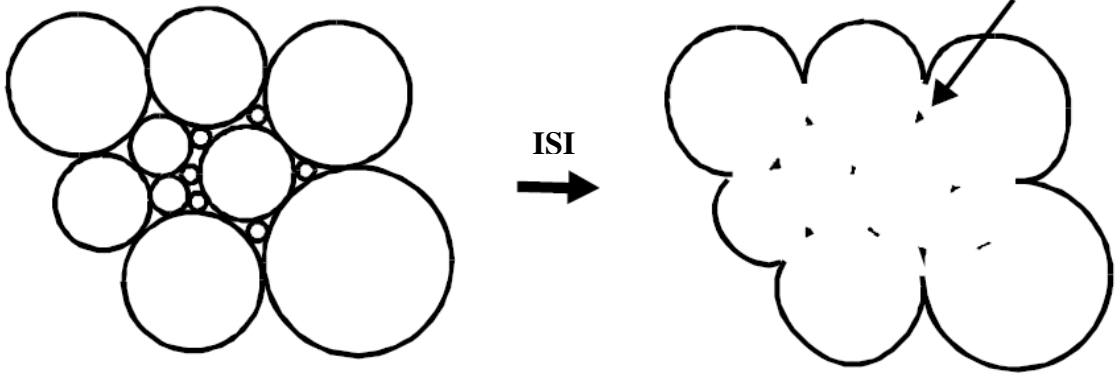
Bunlar; alttaki yapının rengini saklamak için opak tonu, diş tonu ve son olarak diş minesinin tonudur. Gerçek minenin tonu, doğal dişin tonu ile mukayese etmek için renk skalasına bakılır.

Toz suyla karıştırılır ve bağlayıcı bu çamursu yapıya tozların birleşmesi amacıyla eklenir ve spatula, fırçalama, çırpma yada titreşim teknikleriyle kalıplara uygulanır. Bu sıvılaştırma tekniğinin amacı suyu mümkün olduğunca yok etmek ve sonucunda partiküllerin daha yoğun olmasını sağlayarak birleşmeyi artırmaktır.

Partiküllerin büyüklüğü ve şekli oldukça önemlidir. Çünkü tozun karakteristiğini ve fırında küçülme miktarını etkiler. Bağlayıcı materyalin çok kırılğan olmasından dolayı partiküllerin bir arada durmasına yardım eder.

Dental porselen kuron şekillendirildikten sonra, başlangıç olarak kuron büyük fırında yavaşça ısıtılır. Bu işlem bünye suyunun atılması için yapılır. Eğer suyun buhar olmasına izin verilirse, buhar yüzeyden kaçıma çalışacağı için kırılğan yapıdaki toz bileşenlerinin çatlamasına neden olacaktır. Bileşenler kurur kurumaz fırına yerleştirilir ve bu aşamada bağlayıcıların uzaklaştırılması gerçekleşir ve azalmalar meydana gelir.

Porselen erimeye başladığında süreklilik, ancak toz parçalarının birbirine bağlanmasıyla başarılabilir. Materyal hala gözenekli yapıdadır. Artan ısıya maruz kalmasından dolayı, erimiş cam akışıyla daha fazla füzyon gerçekleşir ve tozları birbirine çekerek boşlukları doldurur. Büyük bir azalma gerçekleşir, bu azalma ve bu azalmanın sonundaki madde gözeneksizdir. Bu azalma toz partiküllerinin yakın kontağı sebebiyle yüksek ısıdaki su kaybı yüzünden gerçekleşir .



Şekil 2.26. Seramik partiküllerin sinterlenmesi

Porselenin pişirilmesi imalatçıların direktifine göre gerçekleşmelidir. Eğer kuron fırında daha fazla süre kalırsa piropplastik akışı yüzünden şeklini kaybedecek ve fazla sırlanmış olacaktır.

Kırılma ve çatlama için yavaş soğutma şarttır. Büyük ocaklarda otomatik derecede soğutma imkanı vardır ve bu ocaklar havayla yada vakumla pişirme için kullanılabilirler. Vakumla pişirme, havanın pişirme süresince çekildiğinden dolayı, havayla pişirmeden daha sıkı (yoğun) porselen üretimini gerçekleştirir. Daha yoğun tonlarda, daha güçlü kron elde edilir ve bünyede daha az porozite olur.

Porselende yüzeyin hava boşlukları barındırması nedeniyle her zaman gözenekler olacaktır. Bu bakteri ve sıvıların dış bünyesine girişine imkan verir. Bunu önlemek için, düz, parlak ve su geçirmeyen bir tabaka oluşturmak amacıyla porselen sırlanır. Sırlama işlemi, iki şekilde gerçekleşir;

- Kuron yapım işleminden sonra düşük ısıda eriyen cam kurona eklenir ve kuron düşük ısıda kısa bir süre sırlanır.

- Dikkatle ve kontrollü bir şekilde kuronun son pişirilmesi esnasında yapay bir tabaka, su geçirmeyen sırlı yüzeye füzyonun gerçekleştirilmesiyle olur.

Porselen restorasyon bünyesi üzerine düşük ergimeli, saydam bir cam tamamlayıcı bir sır şeklinde kullanılabilir. Sır kurona geçirimsizlik, pürüzsüz bir yüzey ve yarı şeffaflık kazandırmaktadır. Sır kullanmadan da pürüzsüz yüzeye sahip bünyeler elde etmek mümkündür. Bunun için, fırın sıcaklığının dikkatli kontrolü ile normal porselen yüzeyi akışkan hale gelecek ve restorasyonun dış hatları hafifçe yuvarlaşacaktır. Buna ek olarak, herhangi bir aşırı ısıtma durumunda şekilsel distorsiyonlar meydana geleceği hesaba katılmalıdır (Noort 2002, Bulduk 2002, Uçar 1999).

3. MATERYAL ve METOD

3.1. Amaç

Dental porselenlerinin, doğal diş görünümü, renk, parlaklık, mukavemet, yoğun ve hatasız bünye yapısı, oral sıvılara ve asidik içeceklere karşı kimyasal kararlılık, termal şoklara karşı dayanım gibi aranan özelliklere sahip olması istenmektedir.

Maliyet, istenilen renklerin elde edilmesinde yaşanan zorluklar ve buna benzer diğer problemleri ortaya çıkarması açısından, pişirim sıcaklığı ve kullanılan hammaddeler önemli parametrelerdir. Bundan dolayı, dental porselenlerin üretim sıcaklıklarının iyi ayarlanması gerekmektedir. Ayrıca, pişirim süresi de porselenin üretiminde hem yoğunlaşma hem de istenilen renklerin elde edilmesinde önemli rol oynamaktadır.

Bunun için, dental porselen üretiminde kullanılan hammaddelerin porselenden beklenen özellikleri veren hammaddeler olması gerekmektedir.

Düşük ergime sıcaklıklı dental porselen üretimi ile ilgili bu çalışma, full porselen üretimini kapsamaktadır. Bu çalışmanın amacı, diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan, düşük sıcaklıklarda olgunlaşabilen, yüksek mukavemetli ve düşük maliyetli porselen reçeteleri oluşturmaktır. Bu araştırmalar esnasında, dental porselenlere uygun özellikleri kazandıran lösit kristallerinin de eldesi hedef olarak belirlenmiştir.

Ayrıca, belirtilen bu amaçlara ulaşmak için, kullanılan bazı oksitlerin miktarlarında ayarlamalar yapılarak, dental porselen özelliklerinin arzu edilen değerlere getirilmesi üzerinde çalışılmıştır.

3.2. Deney Programı

Düşük ergime sıcaklıklı dental porselen üretimi ile ilgili bu çalışma, full porselen üretimini kapsamaktadır.

Full dental porselen üretimi çalışmalarında; belirli oranlar dahilinde, dört farklı reçete hazırlandı. Hazırlanan bu reçetelere göre, uygun miktarlardaki hammaddeler harmanlandıktan sonra homojenleştirmek amacıyla karıştırıldı. Homojenleştirme işlemi, alümina bilyalı jet değirmende gerçekleştirildi. Homojenliği sağlanan harman, porselen krozelere konularak, belirli bir süre ergitildi, daha sonra, sıcaklık düşürülerek daha düşük bir sıcaklıkta, ısıl işleme tabi tutuldu. Isıl işlem tamamlandıktan sonra, bu sıcaklıkta fırın açılarak kroze içindeki eriyik malzeme, oda sıcaklığındaki suyun içerisine atıldı ve fritleştirme işlemi gerçekleştirildi. Fritleştirilmiş malzeme, suyun uzaklaştırılması amacıyla kurutuldu. Kurutulan fritin, istenilen boyuttaki toz haline getirilmesi için, kırma ve öğütme işlemlerinden geçirildi.

Elde edilen bu dental tozların tabi tutulacağı analiz ve testlere göre, numuneler hazırlanarak; mukavemet, su emme, aside karşı dayanım testleri ve ayrıca XRD, dilatometre, ısı mikroskobu analizleri yapıldı.

Dental tozlara uygulanan test ve analizlerin sonuçlarına bağlı olarak en iyi sonucu veren reçete belirlendi.

3.3. Çalışmada Kullanılan Hammaddeler

Deneyisel çalışmalarda aşağıda kimyasal analizleri verilen Çanakkale Seramik Fabrikası'ndan temin edilen -75 µm tane boyutuna sahip kuvars ve potasyum feldspat hammaddeleri kullanılmıştır.

Çizelge 3.1. Kullanılan hammaddelerin kimyasal analizleri

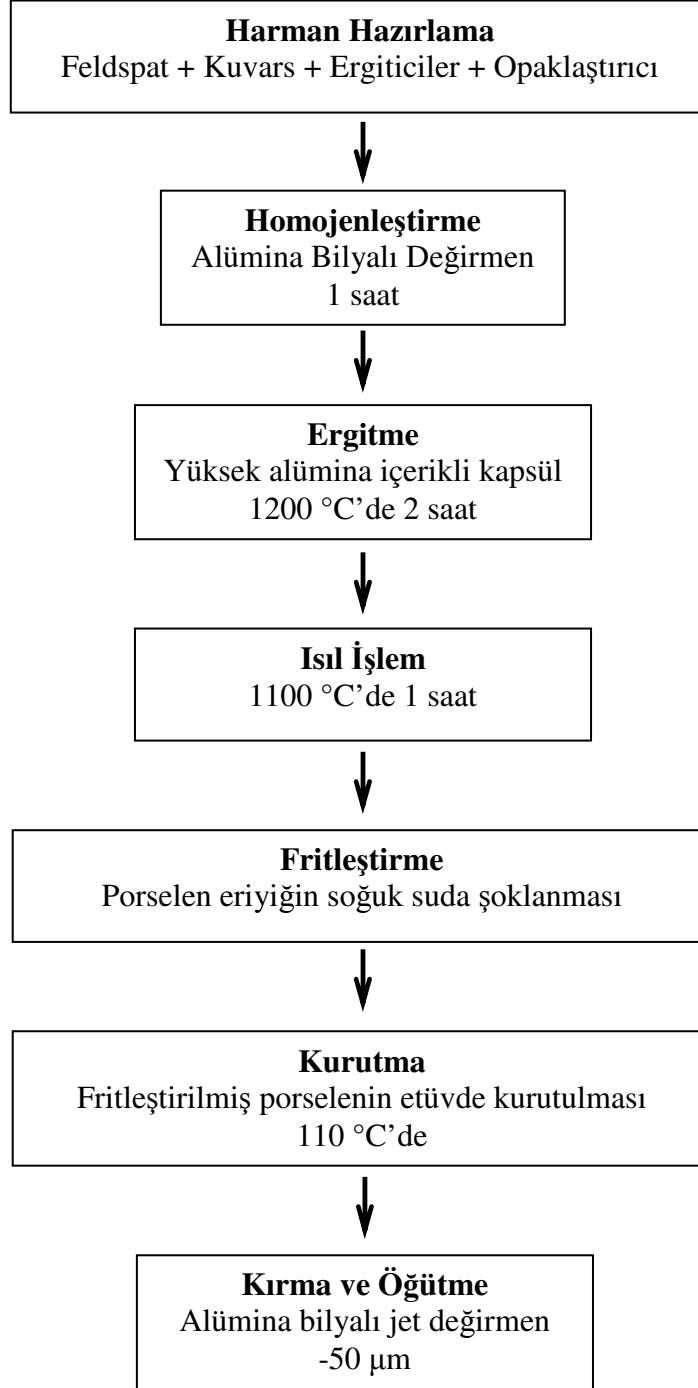
Bileşen	K-Felds.	Kuvars	B-dekahidrat	ZrSiO ₄	LiCO ₃	K ₂ CO ₃	Na ₂ CO ₃	BaCO ₃	Kalker
SiO ₂	69,61	99,27		34,1					
Al ₂ O ₃	16,76	0,15		0,5					
Fe ₂ O ₃	0,12	0,07		0,07					
CaO	0,26	0,1							56
MgO	0,14	0,02							
Na ₂ O	3,1	0,03	16,16				58,49		
K ₂ O	9,64	0,07				68,11			
TiO ₂	0,03	0,06		0,1					
K. K.	0,34	0,23		0,5					
SO ₄									
LiO ₂					55,2				
ZrO ₂				64,4					
B ₂ O ₃			36,47						
BaO								77,65	

* K.K = Kızdırma kaybı

Ayrıca Difosfat penta oksit de (P₂O₅) kullanılmıştır.

3.4. Dental Porselen Üretim Prosesi

Deneysel çalışmada izlenen üretim prosesi akım şeması aşağıdaki gibidir.



Şekil 3.1. Dental porselen üretimi akım şeması

3.4.1. Harman Hazırlama ve Homojenleştirme

Düşük ergime sıcaklıklı porselen üretmek için çizelge 3.2' de verilen dört reçete hazırlandı.

Çizelge 3.2. Hazırlanan Porselenin Kimyasal Kompozisyonu

Bileşen	% (R ₁)	% (R ₂)	% (R ₃)	% (R ₄)
SiO ₂	60	59	58	57
Al ₂ O ₃	10	10	10	10
K ₂ O	11	10	9	8
Na ₂ O	8	9	10	11
LiO ₂	2	2	2	2
B ₂ O ₃	2	3	4	5
CaO	2	2	2	2
ZrO ₂	2	2	2	2
MgO	1	1	1	1
CeO ₂	1	1	1	1
P ₂ O ₅	1	1	1	1

Yukarıdaki çizelgede verilen oksit kompozisyonlarını sağlayacak şekilde, hammadde kimyasal kompozisyonları da göz önüne alınarak hammaddelerden tartımlar alınarak dört farklı reçete için harman hazırlandı.

Homojen bir karışım elde etmek amacıyla, alümina bilyalı jet değirmende 1 saat süreyle karıştırıldı. Böylece, hem iri taneler öğütüldü hem de hammaddelerin üniform dağılımları sağlandı.

3.4.2. Ergitme, Isıl İşlem ve Fritleştirme İşlemleri

Homojenleştirilmiş harman yüksek sıcaklığa dayanıklı (yüksek alümina içerikli) porselen kapsüle yerleştirildi. Laboratuvar tipi elektrikli fırında 200 °C/h ısıtma hızı ile 1200 °C'ye ısıtıldı. Bu sıcaklıkta 1 saat süre ile bekletilerek ergitme yapıldı.

1200 °C sıcaklıktaki eriyik kendi halinde 1100 °C'ye soğutuldu. Bu sıcaklıkta 1 saat tutuldu ve lösit kristallerinin oluşumuna olanak sağlandı.

1100 °C sıcaklıktaki eriyik porselen, oda sıcaklığındaki suya hızla atılarak fritleştirildi.

Fritleştirme şu amaçlar için yapılmıştır:

- Gaz çıkışı yapan reaksiyonların seramik bünye oluşturulmadan önce gerçekleşmesini sağlamak,
- Bileşenlerin toksik özelliğini ortadan kaldırmak,
- Düzgün yüzey oluşumunu sağlamak,
- Hammaddeler içerisinde çözünebilir tuzlar varsa fritin soğutulması sırasında bunları gidermek.



Resim 3.1. Porselen tozların fritleştirilmesi işlemi



Resim 3.2. Porselen Frit



Resim 3.3. Fritlerin görünümü

3.4.3. Kurutma

Öğütme esnasında topaklanmayı ve değirmen çeperlerine yapışmasını önlemek amacıyla frit, etüvde 110 °C' de sabit tartıma gelinceye kadar kurutuldu.

3.4.4. Kırma ve Öğütme İşlemleri

Kapsülden ayrılan porselen öncelikle kolay öğütme amacıyla bir süre havanda kırıldı ve ardından alümina bilyalı jet değirmende istenilen tane boyutuna (-63 µm) öğütüldü.

3.4.5. Şekillendirme ve Pişirim İşlemleri

Öğütülen porselen tozlar, mekanik kollu preste, 40 bar basınç altında şekillendirildi. Şekillendirilen numuneler, TUAM' da bulunan Vita Vacumat 30 marka diş fırınında pişirime tabi tutuldu.



Resim 3.4. Pişirilen Reçete 1 numunelerinin fotoğrafı



Resim 3.5. Pişirilen Reçete 2 numunelerinin fotoğrafı



Resim 3.6. Pişirilen Reçete 3 numunelerinin fotoğrafı



Resim 3.7. Pişirilen Reçete 4 numunelerinin fotoğrafı

3.5. Deney Numunelerine Uygulanan Testler

Bu çalışmada elde edilen diş tozlarının tabii tutulacağı analiz ve testlere göre numuneler hazırlanarak; mukavemet, su emme, aside karşı dayanım testleri ve ayrıca XRD, dilatometre, ısı mikroskobu analizleri yapıldı.

3.5.1. XRD Analizleri

Üretilen porselen tozlar şekillendirilmeksizin elektrik fırınında 100 °C/h ısıtma hızıyla 1120 °C'ye ısıtıldı. Bu sıcaklıkta 30 dakika süreyle tutulup sinterlendikten sonra kendi halinde soğumaya bırakıldı. Oluşan fazları belirlemek için x ışınları difraksiyonuna tabii tutuldu. XRD analizleri, Çanakkale Seramik Fabrikaları Ar-Ge Fizik Laboratuarlarında bulunan Rigaku 2000 (Cu K α) cihazı ile gerçekleştirildi.

3.5.2. Dilatometre Analizleri

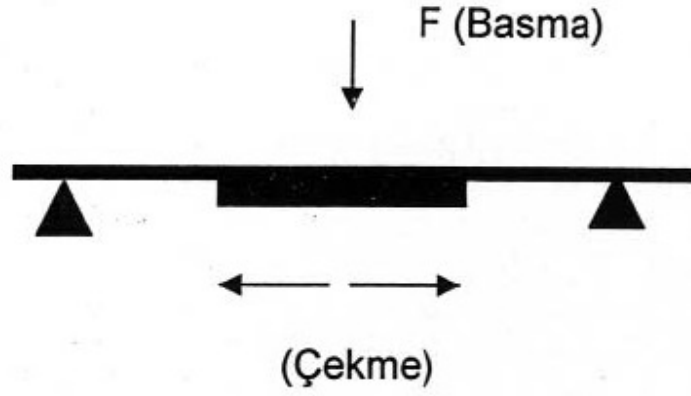
Elde edilen porselen tozlarının genleşme davranışlarını incelemek ve sonuçlarına göre metal destek ile olan genleşme uyumunu belirlemek amacıyla, Çanakkale Seramik Fabrikaları Ar-Ge Fizik Laboratuvarlarında bulunan Netzsch-Geratebau marka dilatometre cihazında, dilatometre analizi yapıldı. Bu analiz öncesi, 50 mm uzunluğunda ve 5 mm çapında numuneler % 5 damıtık su ile nemlendirilerek mekanik kollu preste 40 bar basınçla şekillendirildi. Şekillendirilen numuneler, 110 °C sıcaklıkta 1 saat süreyle etüvde kurutuldu. Daha sonra numuneler vakum fırında 30 dakika süreyle 1120 °C'de sinterlendi.

3.5.3. Isı Mikroskobu Analizi

Üretilen porselen tozlar, % 5 damıtık su ile nemlendirilerek mekanik kollu preste 40 bar basınçla 15x15x15 mm boyutlarında şekillendirildi. Bünyedeki suyun uzaklaştırılması amacıyla 110 °C sıcaklıkta 1 saat süreyle etüvde kurutuldu. Kurutulan numuneler, ergime davranışlarının incelemesi amacıyla, Çanakkale Seramik Fabrikaları Ar-Ge Fizik Laboratuvarlarında bulunan ısı mikroskobu fırınında analize tabi tutuldu.

3.5.4. Mukavemet Testleri

Üretilen diş tozları, % 5 oranında su ile nemlendirilerek, mekanik kollu preste 40 bar basınçla 10x10x50 mm boyutlarında şekillendirildi. Daha sonra 110 °C sıcaklıkta 1 saat süreyle etüvde kurutuldu. Elektrik fırınında 100 °C/h ısıtma hızıyla 1120 °C'ye ısıtıldı. Bu sıcaklıkta 30 dakika süreyle bekletilerek pişirim işlemi yapıldı. Oda sıcaklığına gelene kadar fırında kendi halinde soğutuldu. Her reçeteden pişirimi yapılan 2 adet numunenin, üç nokta eğme mukavemet değerleri formüle göre hesaplanarak ortalama mukavemet değerleri bulundu.



Şekil 3.2. 3 nokta eğme mukavemeti test düzeneği

$$\sigma = \frac{3}{2} \times \frac{F \times l}{b \times h^2} \quad (2.1)$$

kg/ cm²

F: Uygulanan yük

l: Numunenin boyu

b: Numunenin genişliği

h: Numunenin yüksekliği

3.5.5. Su Emme Testi

Deneyde kullanılan numuneler 110 ± 5 °C'deki etüvde sabit tartıma gelinceye kadar kurutuldu. Desikatörde oda sıcaklığına ulaşınca kadar soğutuldu. İlk tartımları alındı. İçerisinde damıtık bir su bulunan bir kap içerisine konularak 2 saat süre ile kaynatıldı. Daha sonra numuneler ısı kaynağı kapatılarak 4 saat süre ile soğumaya bırakıldı. Islatılarak sıkılmış bir bez ile su damlaları alınarak tekrar tartım işlemi yapıldı.

$$\% \text{ Su emme} = \frac{M_2 - M_1}{M_1} \times 100 \quad (2.2)$$

M₁: Kuru ağırlığı

M₂: Yaş ağırlığı

3.5.6. Görünür Porozite, Görünür Yoğunluk, Bulk Yoğunluk Tespiti

Deneyde kullanılan numuneler 110 ± 5 °C'deki etüvde sabit tartıma gelinceye kadar kurutuldu. Desikatörde oda sıcaklığına ulaşınca kadar soğutuldu. İlk tartımları alındıktan sonra su emme testine tabi tutulan numunelerin sudaki ağırlıkları ölçüldü. Elde edilen tartım değerleri neticesinde, görünür porozite, görünür yoğunluk ve bulk yoğunluk değerleri tespit edilmiştir.

$$\% \text{ Görünür Porozite} = \frac{M_2 - M_1}{M_2 - M_3} \quad (2.3)$$

$$\text{Görünür Yoğunluk} = \frac{M_1}{M_1 - M_3} \quad (2.4)$$

(gr/cm³)

$$\text{Bulk Yoğunluk} = \frac{M_1}{M_2 - M_3} \quad (2.5)$$

(gr/cm³)

M₁: Kuru ağırlığı

M₂: Yaş ağırlığı

M₃: Su içindeki ağırlığı

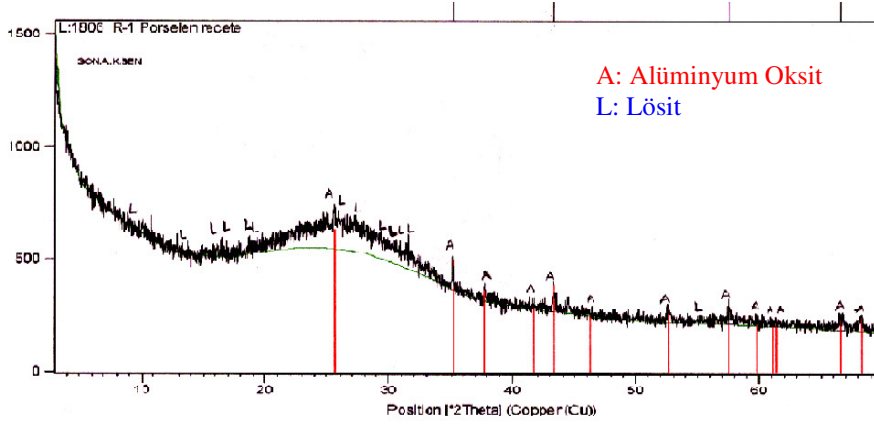
3.5.7. Asite Karşı Dayanım Testi

Deneyde kullanılan numuneler asite karşı dayanımını tespit etmek için 0,1 M HCl çözeltisi içine numunenin yarısı batacak şekilde yerleştirildi. 24 saat bu şekilde bekletildi. 24 saatin sonunda asit çözeltisinden çıkarılarak yıkandı. Renkte herhangi bir değişim meydana gelip gelmediği ve yüzeyde aşınma olup olmadığı kontrol edildi.

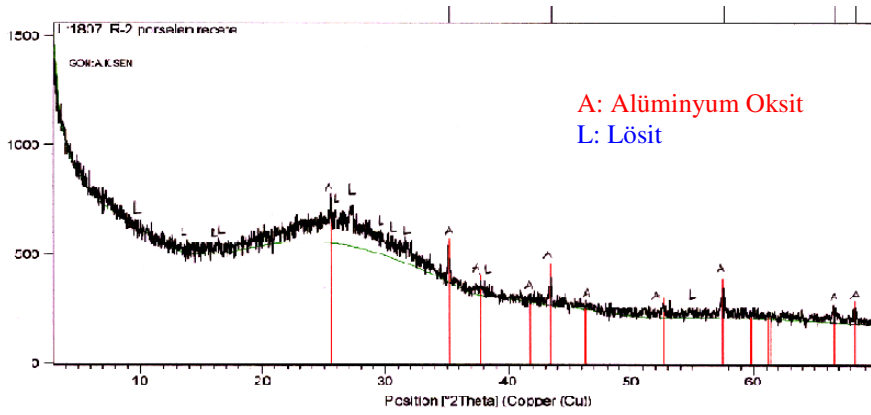
4. BULGULAR

4.1. XRD Analizleri Sonuçları

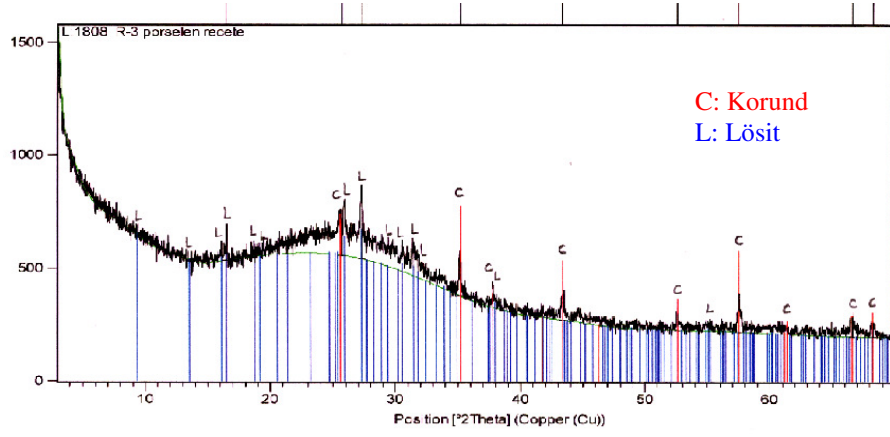
Porselen tozların, faz analizi sonuçları aşağıda verilmiştir.



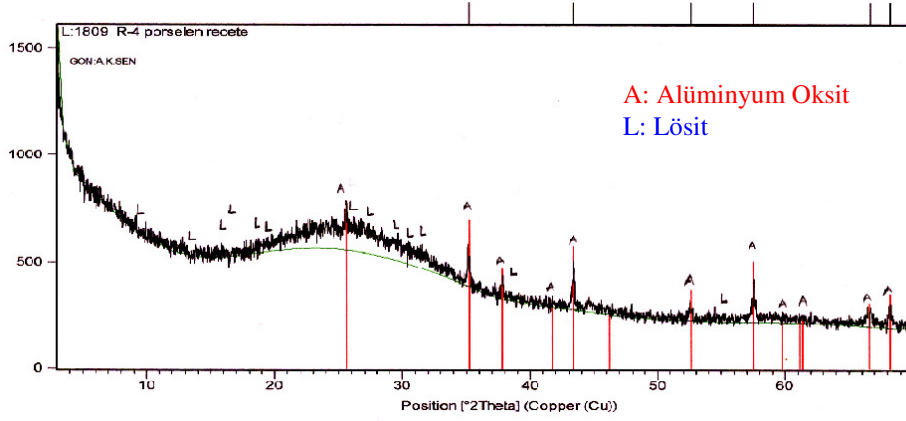
Şekil 3.3. Reçete 1' in XRD paternleri



Şekil 3.4. Reçete 2' nin XRD paternleri



Şekil 3.5. Reçete 3' ün XRD paternleri



Şekil 3.6. Reçete 4' ün XRD paternleri

4.2. Dilatometre Analiz Sonuçları

Netzsch-Geratebau marka dilatometre cihazında yapılan testte, 30 – 700 °C sıcaklık aralığında porselenin termal genişmesi izlenmiştir. Ortalama termal genişleme katsayısı değerleri çizelge 3.3’ de verilmiştir.

Çizelge 3.3. Porselenin termal genişleme katsayısı değerleri

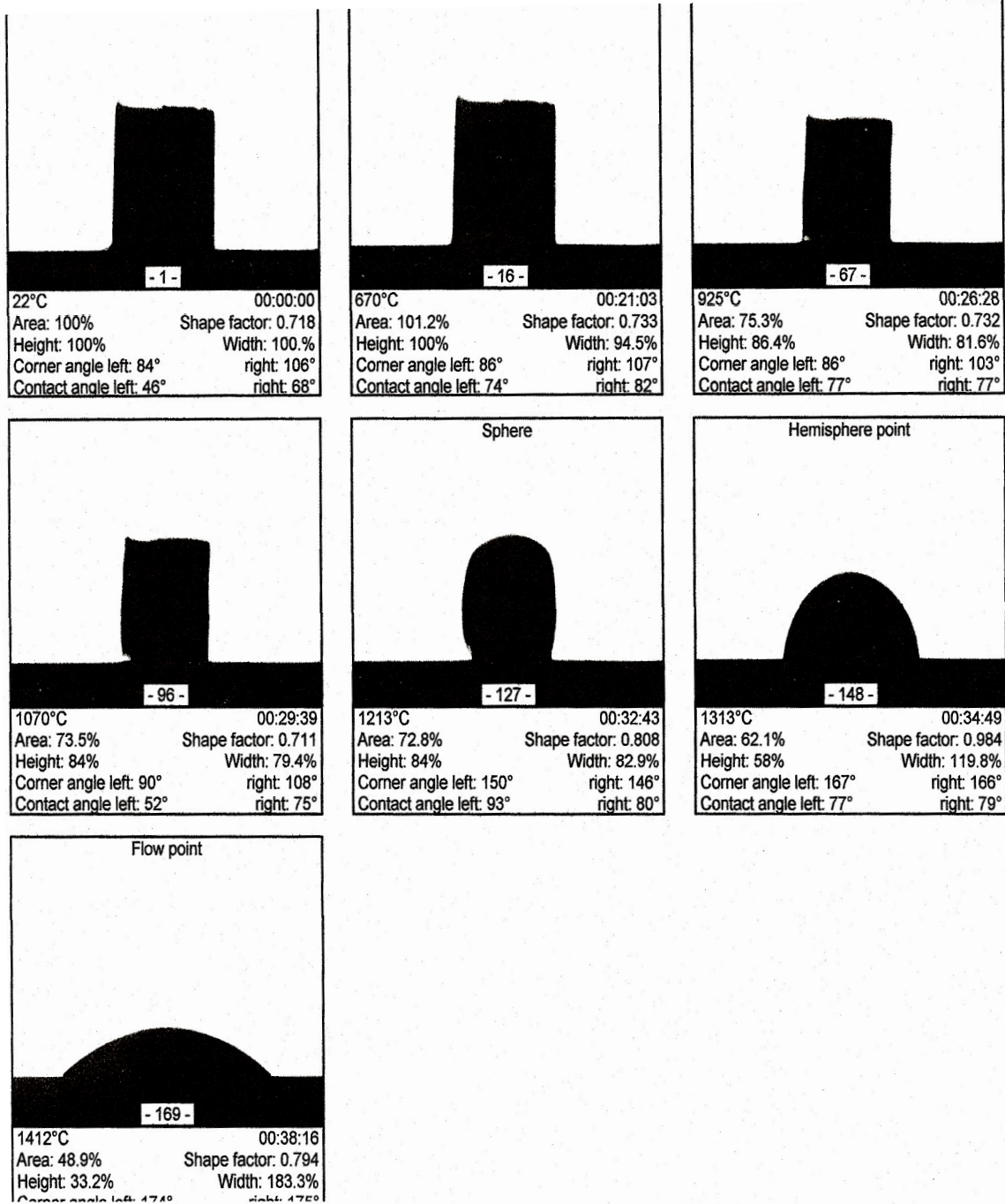
Porselen Reçete	Termal Genişleme Katsayısı (1/K)
Reçete 1	$9,4312.10^{-6}$
Reçete 2	$9,8409.10^{-6}$
Reçete 3	$9,1072.10^{-6}$
Reçete 4	$9,133.10^{-6}$

4.3. Isı Mikroskobu Analiz Sonuçları

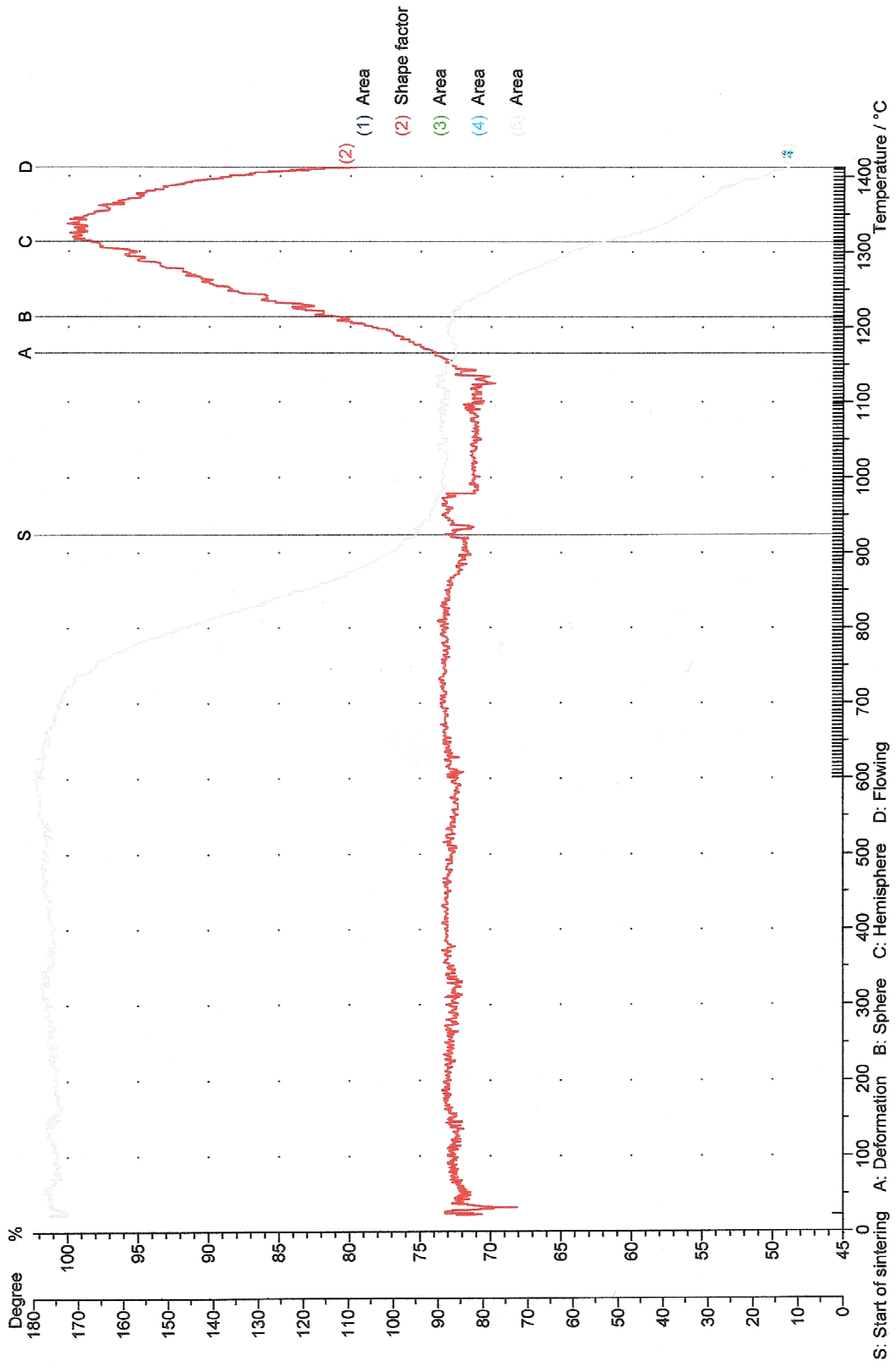
Numunelerin ısı mikroskobu fırınında gözlenen kritik dönüşüm sıcaklıkları çizelge 3.4.’ de verilmiştir.

Çizelge 3.4. Porselenlerin ısı mikroskobunda gözlemlenen kritik sıcaklık değerleri

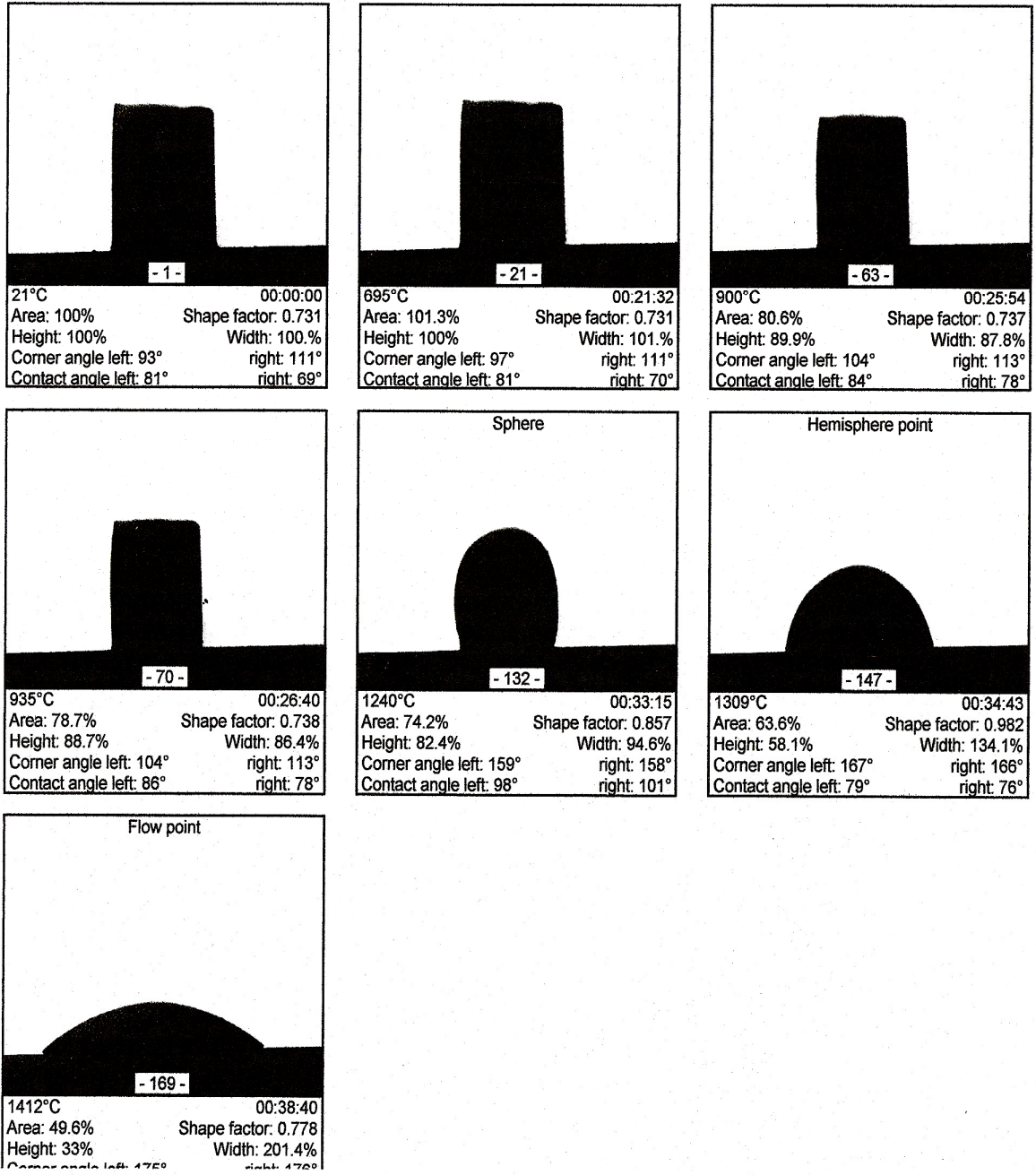
<i>DÖNÜŞÜM NOKTASI</i>	<i>SICAKLIK°C</i>			
	R1	R2	R3	R4
İlk Küçülme	670	695	715	760
Sinterleşme	924	898	970	990
Ergime Başlangıcı	1070	935	981	1125
Küre Hali	1213	1240	1236	1217
Ergime Noktası	1313	1309	1327	1329
Akma Noktası	1412	1412	1413	1413



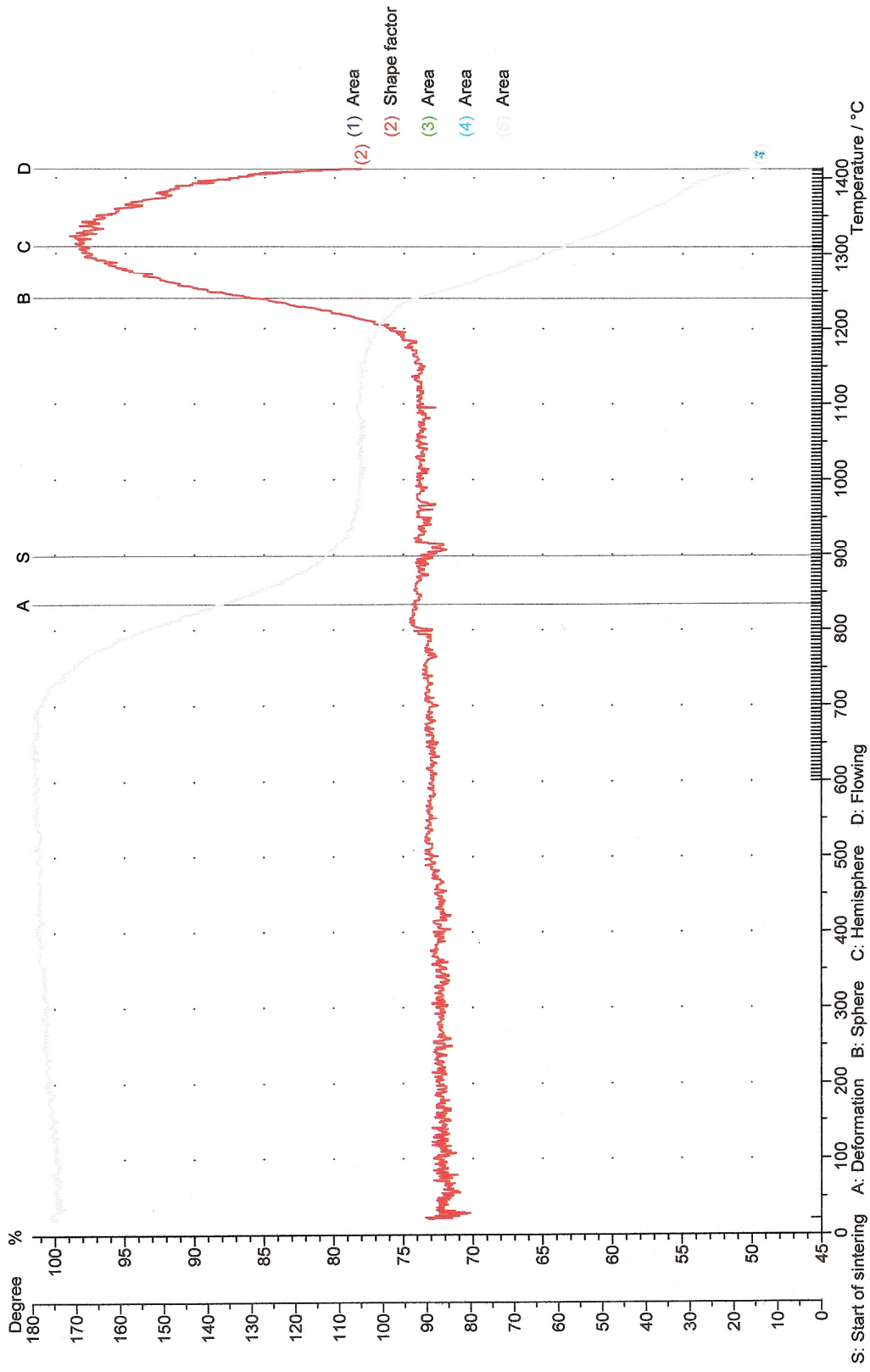
Şekil 3.7. Reçete 1' in ısı mikroskobu görüntüleri



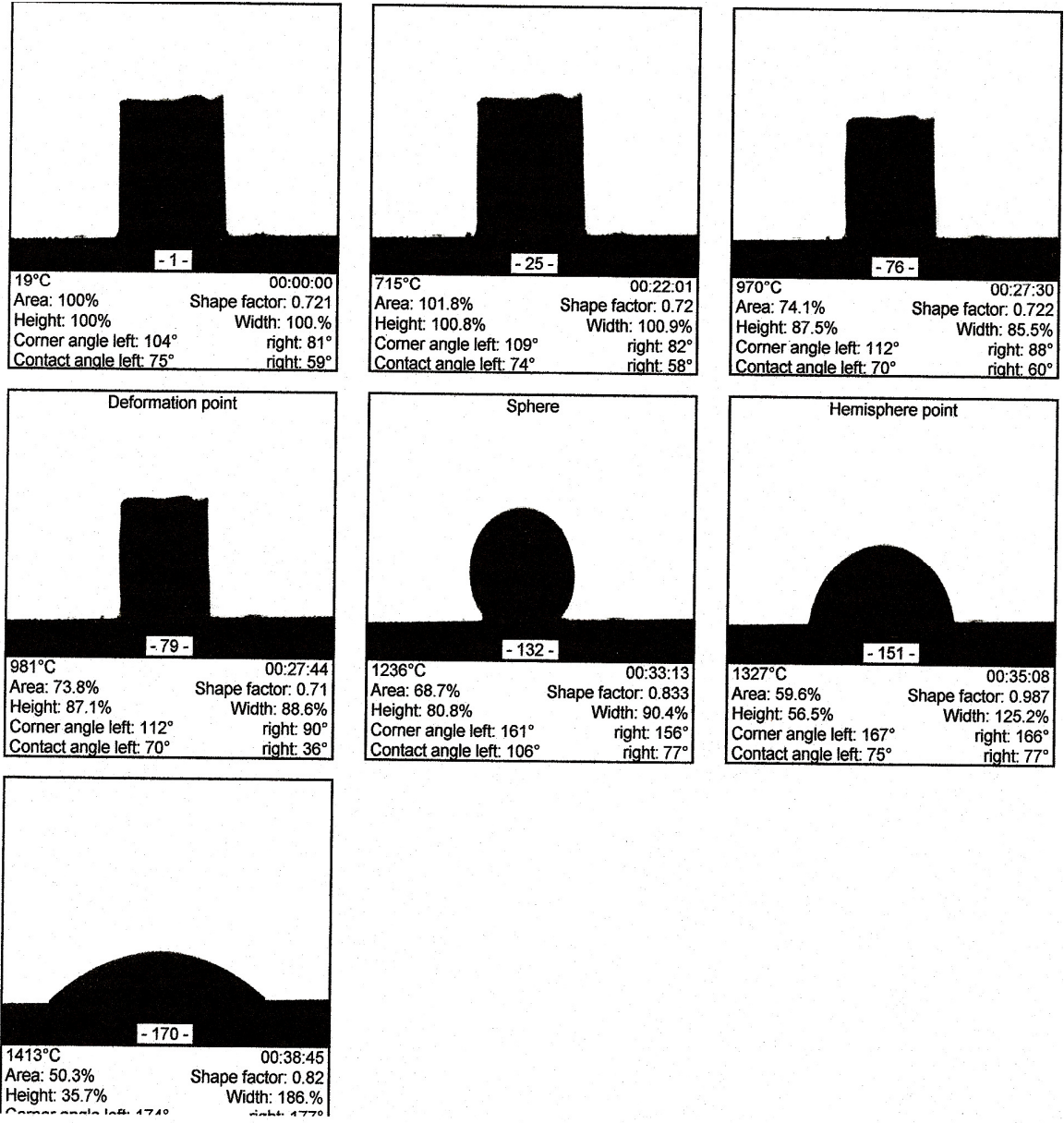
Şekil 3.8. Reçete 1' in ısı mikroskobu analizi grafiği



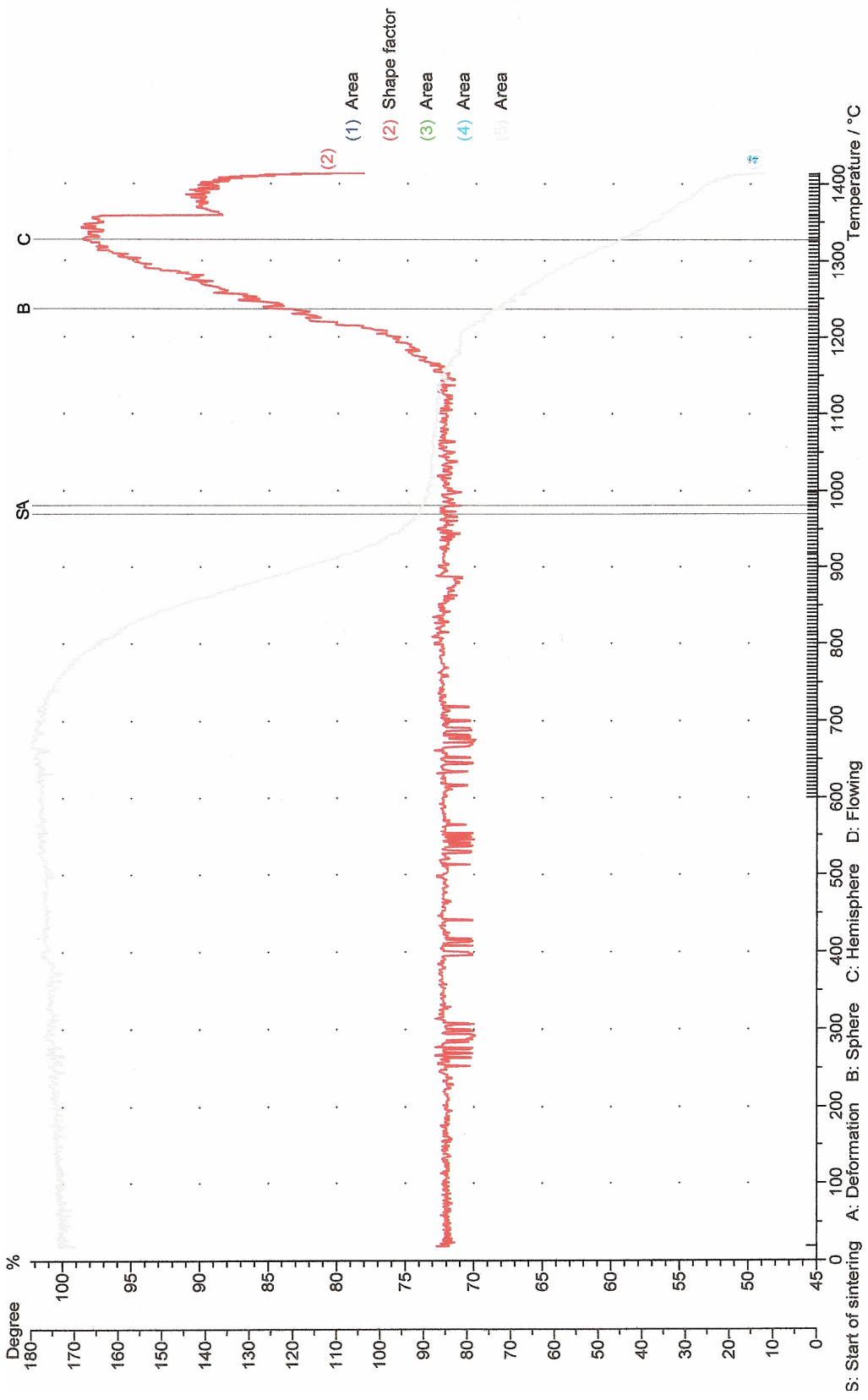
Şekil 3.9. Reçete 2' nin ısı mikroskobu görüntüleri



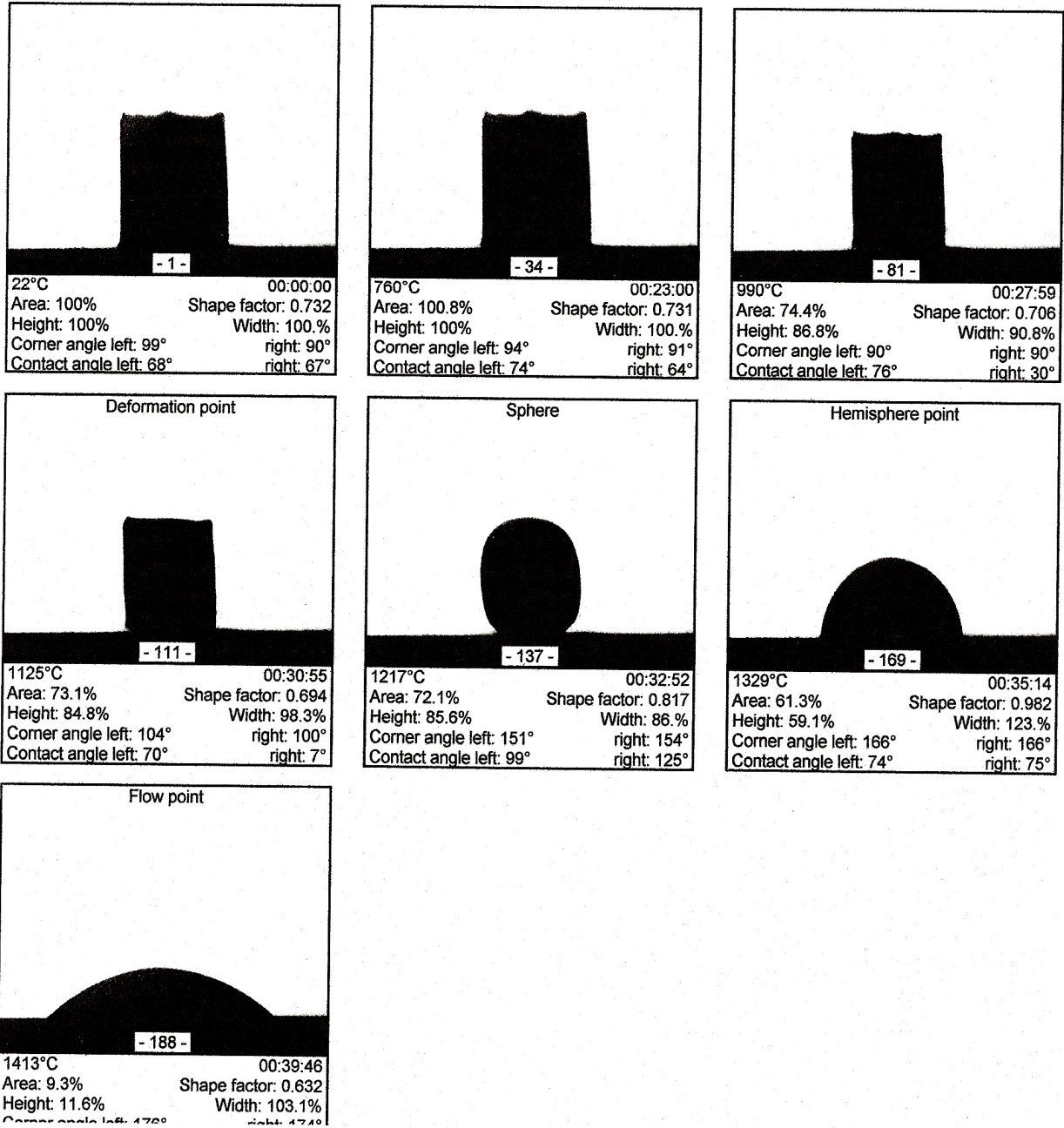
Şekil 3.10. Reçete 2' in ısı mikroskobu analizi grafiği



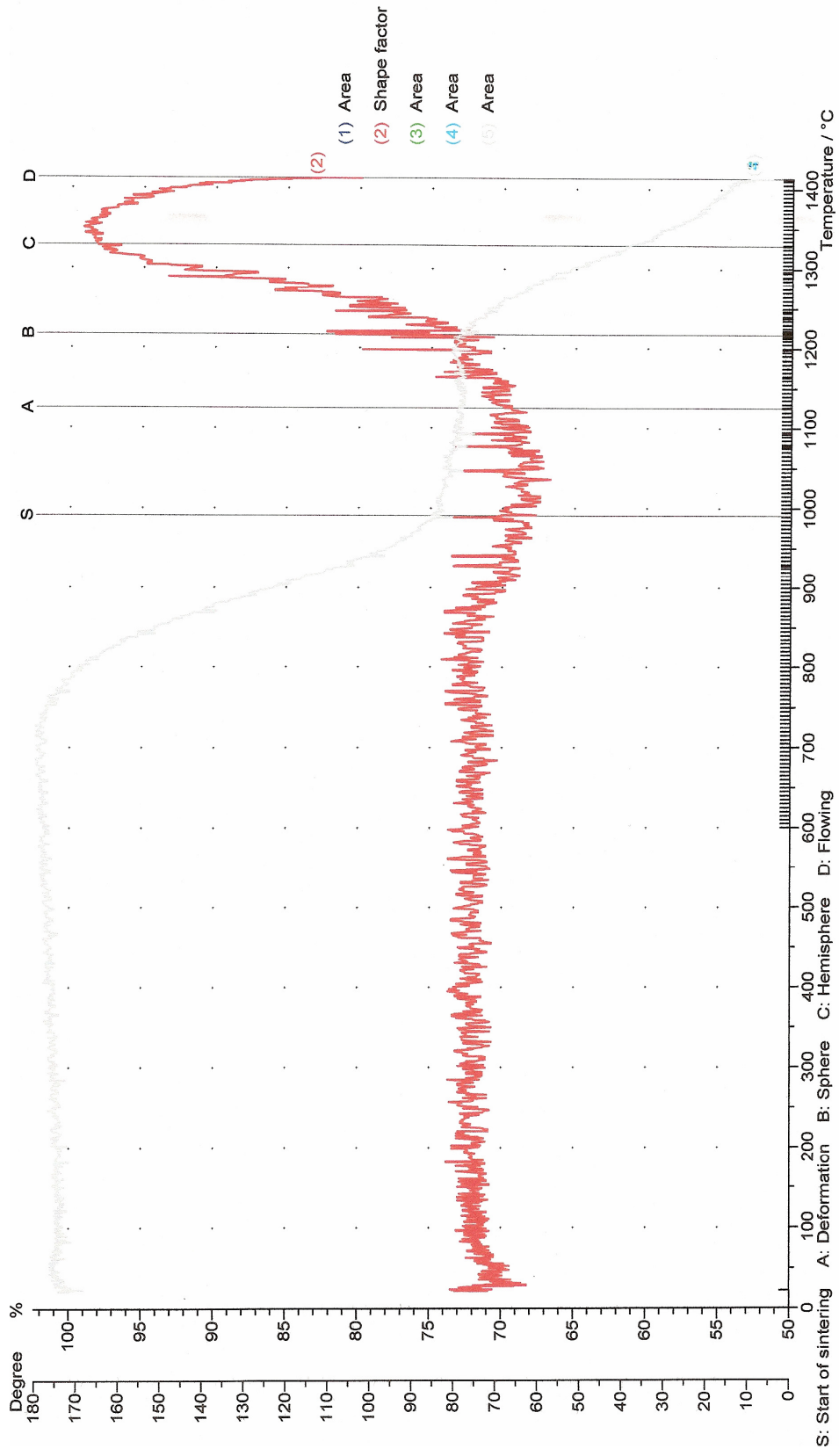
Şekil 3.11. Reçete 3' ün ısı mikroskobu görüntüleri



Şekil 3.12. Reçete 3' ün ısı mikroskobu analizi grafiği



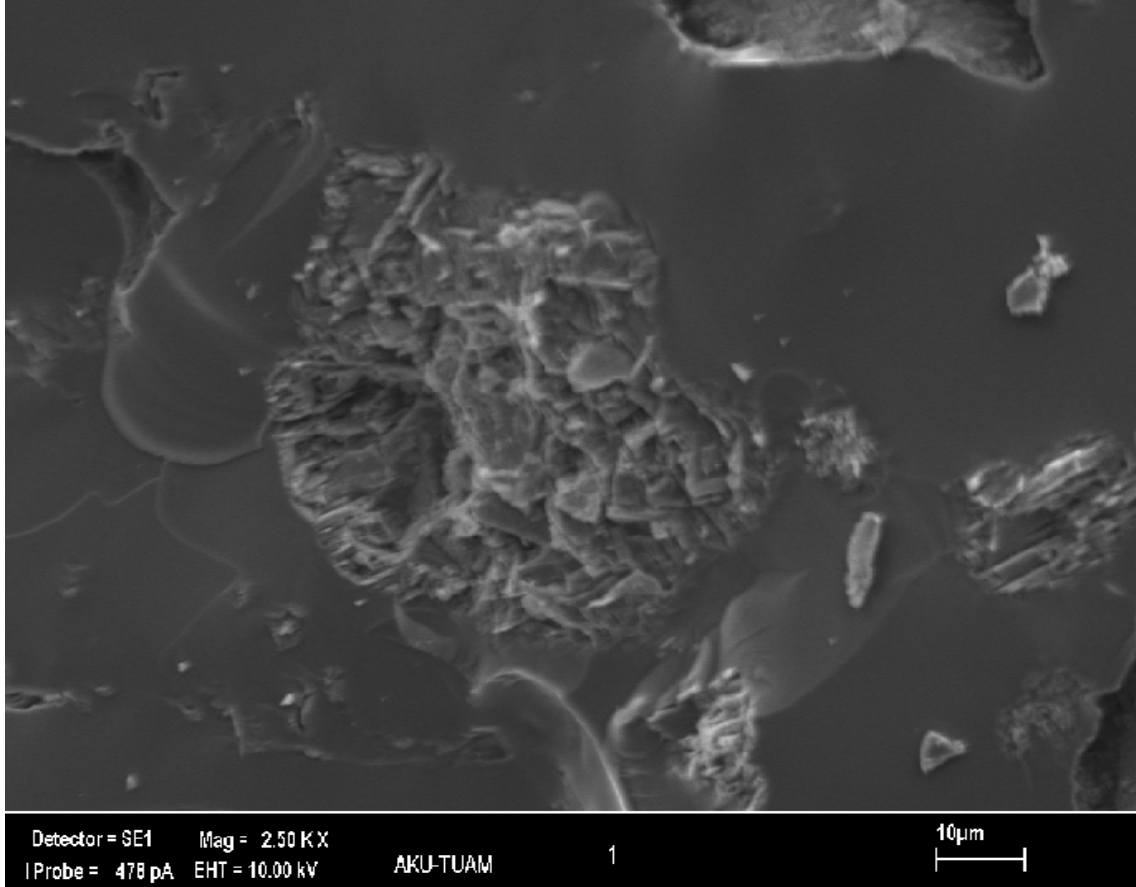
Şekil 3.13. Reçete 4' ün ısı mikroskobu görüntüleri



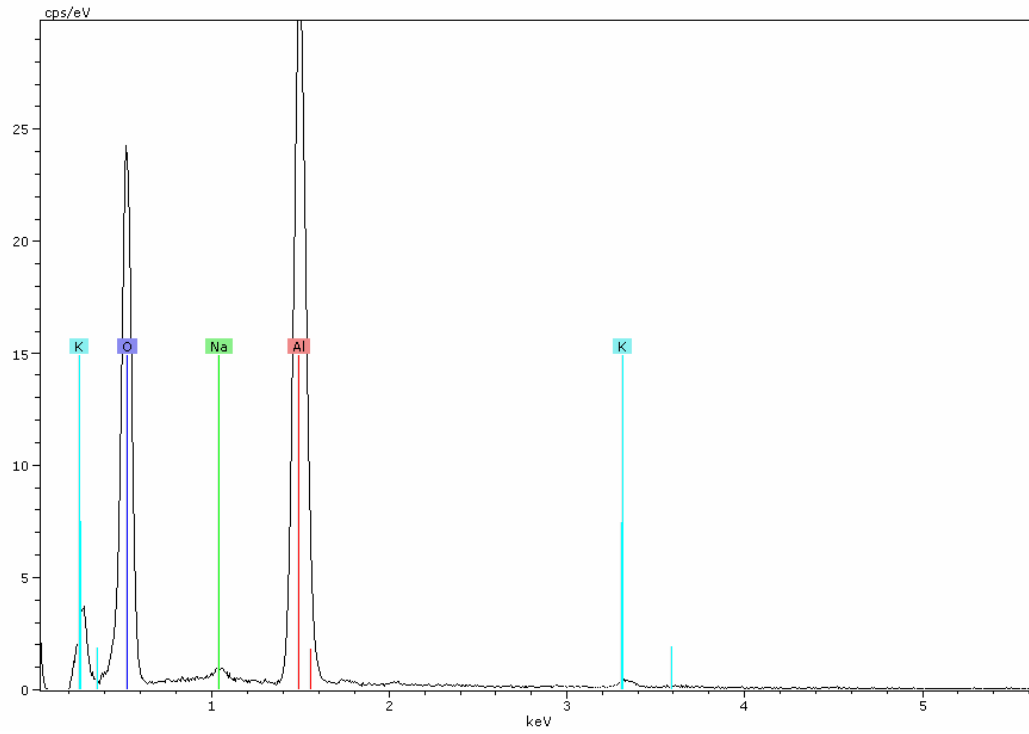
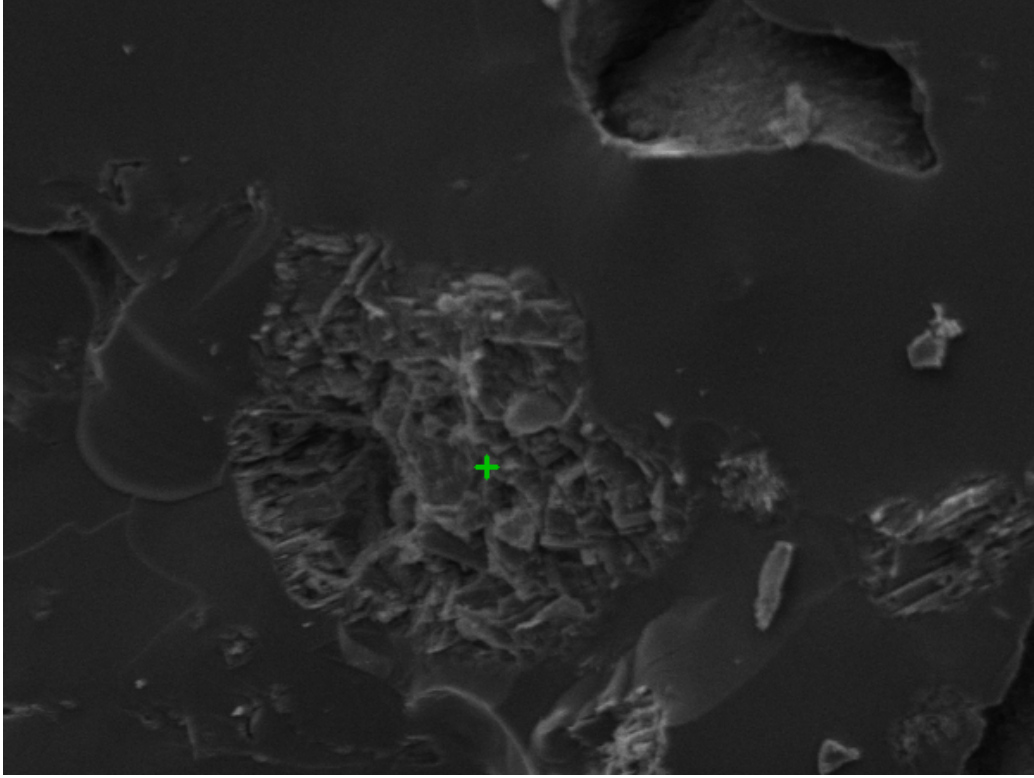
Şekil 3.14. Recete 4' ün ısı mikroskobu analizi grafiği

4.4. Mikro yapı Analizi ve Noktasal Analiz

Piştirilmiş porselen numuneler, SEM ve EDX analizleri için kaplandıktan sonra, mikro yapı analizine ve noktasal analize tutuldu. SEM analizi neticesinde, her reçete için elde edilen fotoğraflar ve kimyasal analiz tabloları aşağıdaki şekil ve çizelgelerde verilmiştir.



Resim 3.8. Reçete 1' in SEM fotoğrafı

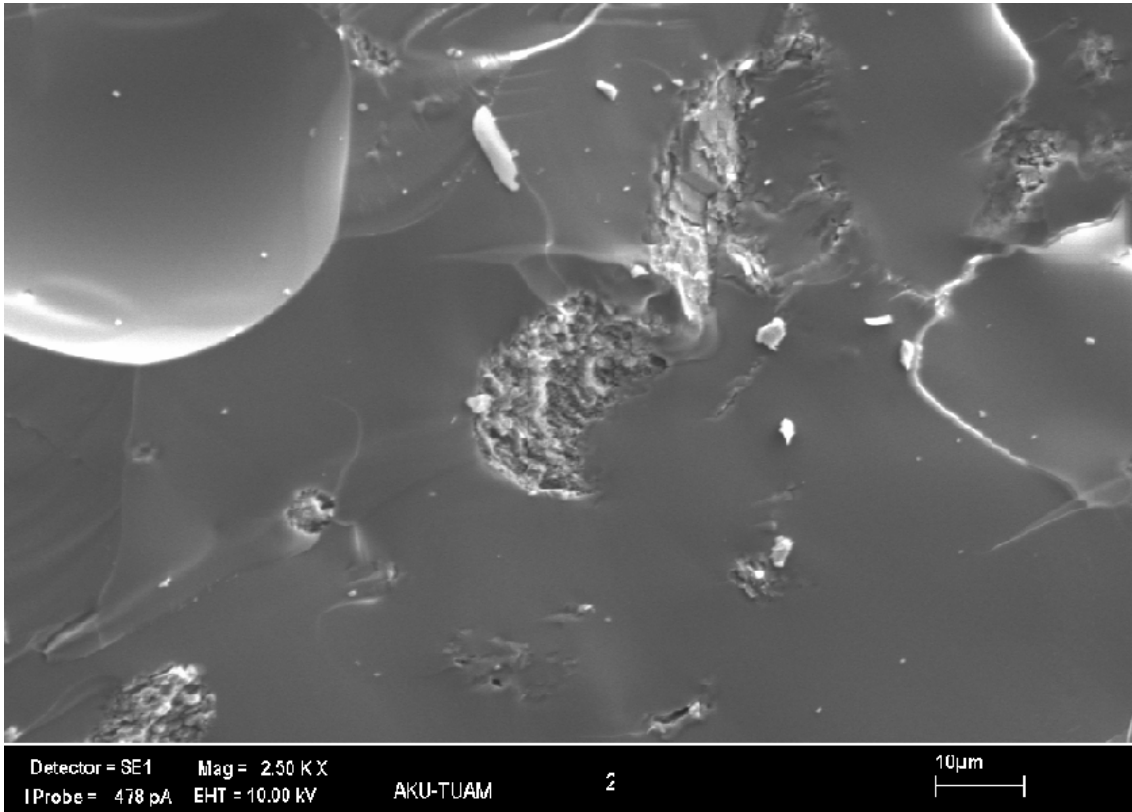


Spectra: Acquisition

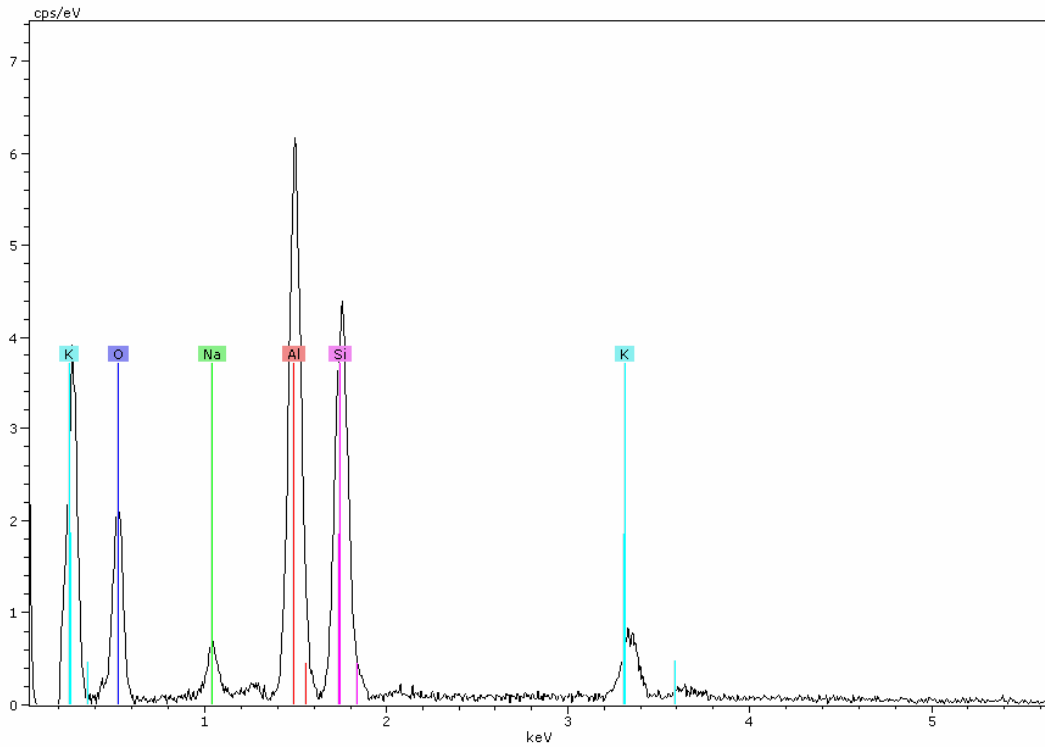
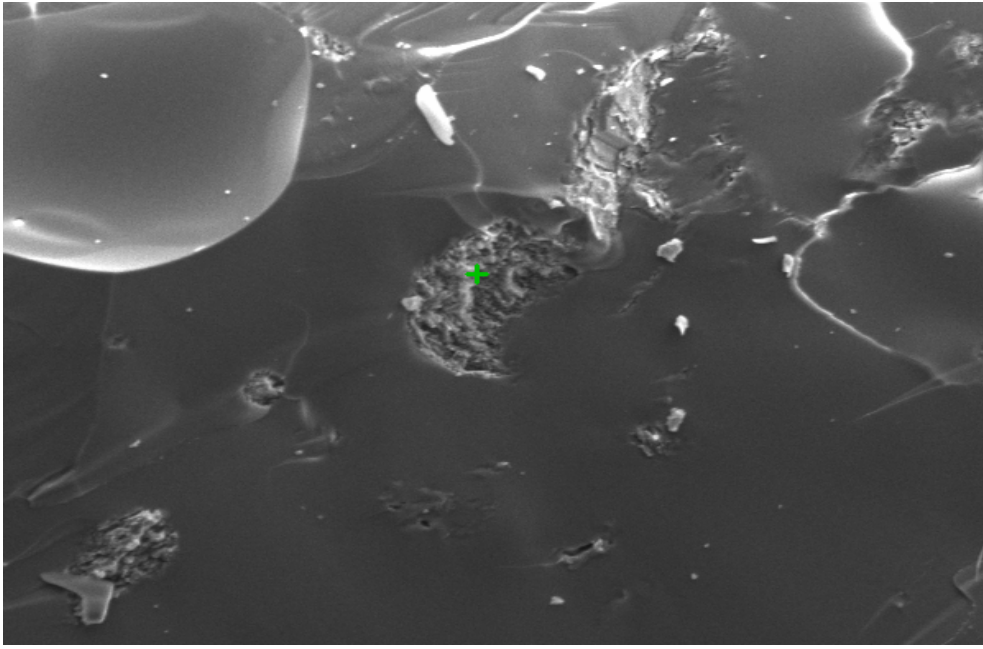
Şekil 3.15. 1 no' lu reçetenin noktasal analiz grafiği

Çizelge 3.5. 1 no' lu reçetenin EDX ile gerçekleştirilen yarı kantitatif elementer noktasal analizi

Element	Series	Net	unn. C	norm. C	Atom. C	Oxid	Oxid. C
		[wt.-%]	[wt.-%]	[at.-%]	[wt.-%]		
Sodium	K series	3924	1.82	1.41	1.16	Na ₂ O	2.63
Aluminium	K series	119666	47.24	36.44	25.71	Al ₂ O ₃	95.44
Potassium	K series	1897	1.50	1.16	0.56	K ₂ O	1.94
Oxygen	K series	77697	79.08	60.99	72.56		33.14
		Total: 129.6 %					



Resim 3.9. Reçete 2' nin SEM fotoğrafı

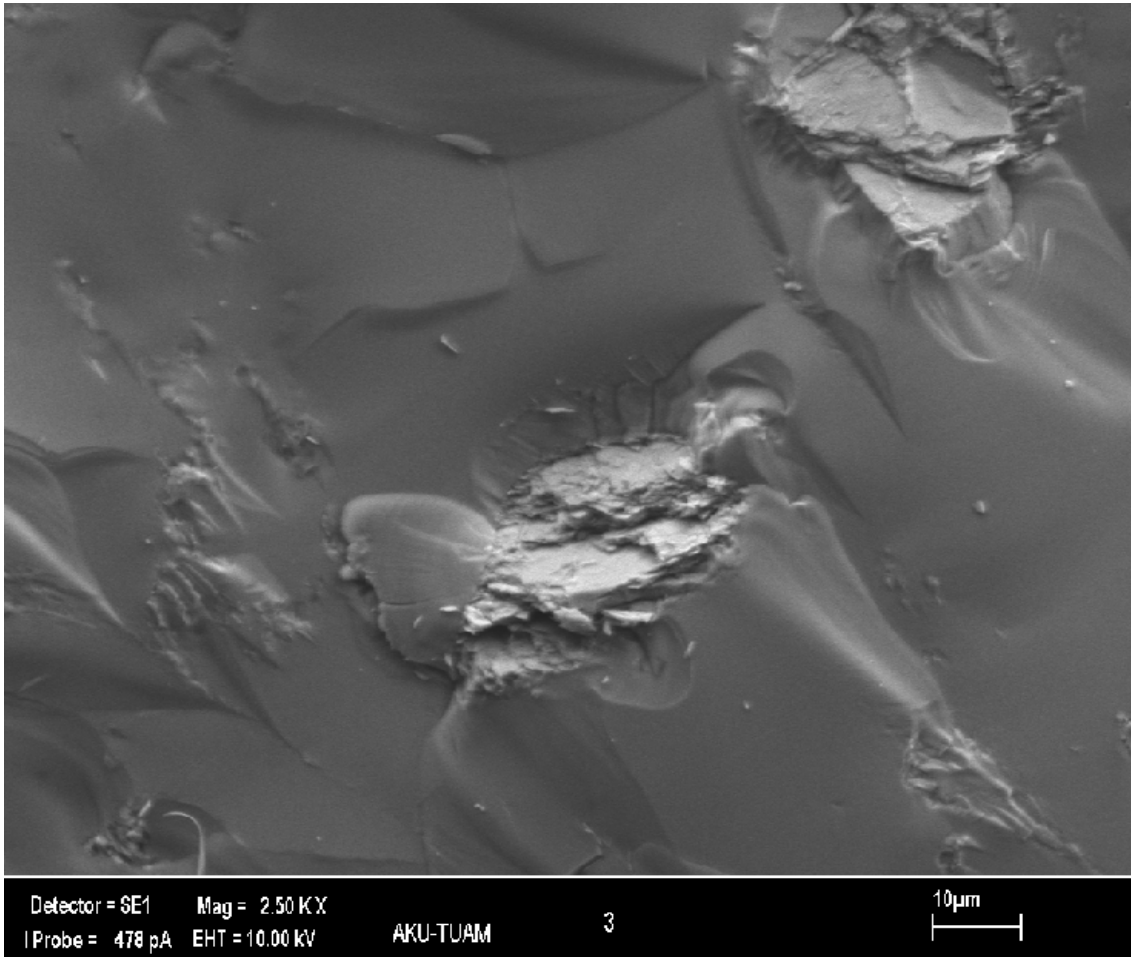


Spectra: Acquisition

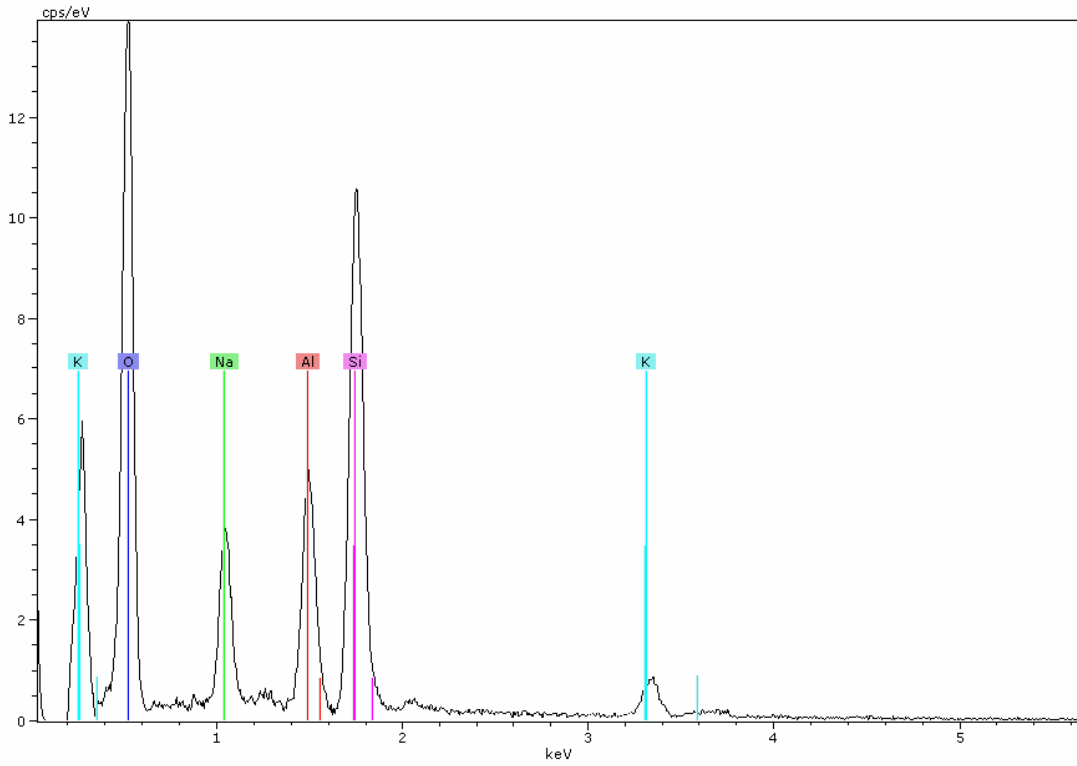
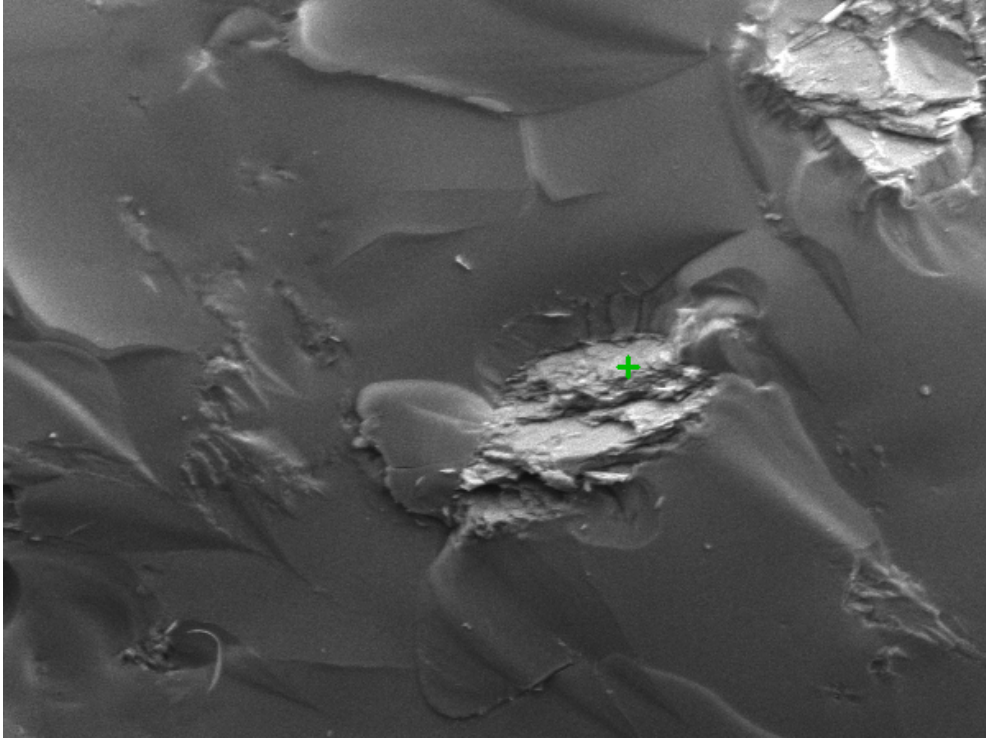
Şekil 3.16. 2 no' lu reçetenin noktasal analiz grafiği

Çizelge 3.6. 2 no' lu reçetenin EDX ile gerçekleştirilen yarı kantitatif elementer noktasal analizi

Element	Series	Net	unn. C	norm. C	Atom. C	Oxid	Oxid. C
		[wt.-%]	[wt.-%]	[at.-%]	[wt.-%]		
Sodium	K series	818	0.79	1.01	0.90	Na ₂ O	1,49
Aluminium	K series	20403	16.78	21.37	16.13	Al ₂ O ₃	44,29
Potassium	K series	3967	5.60	7.13	3.72	K ₂ O	9.42
Oxygen	K series	6197	40.35	51.39	65.41		11.22
Total: 78,5 %							



Resim 3.10. Reçete 3' ün SEM fotoğrafı



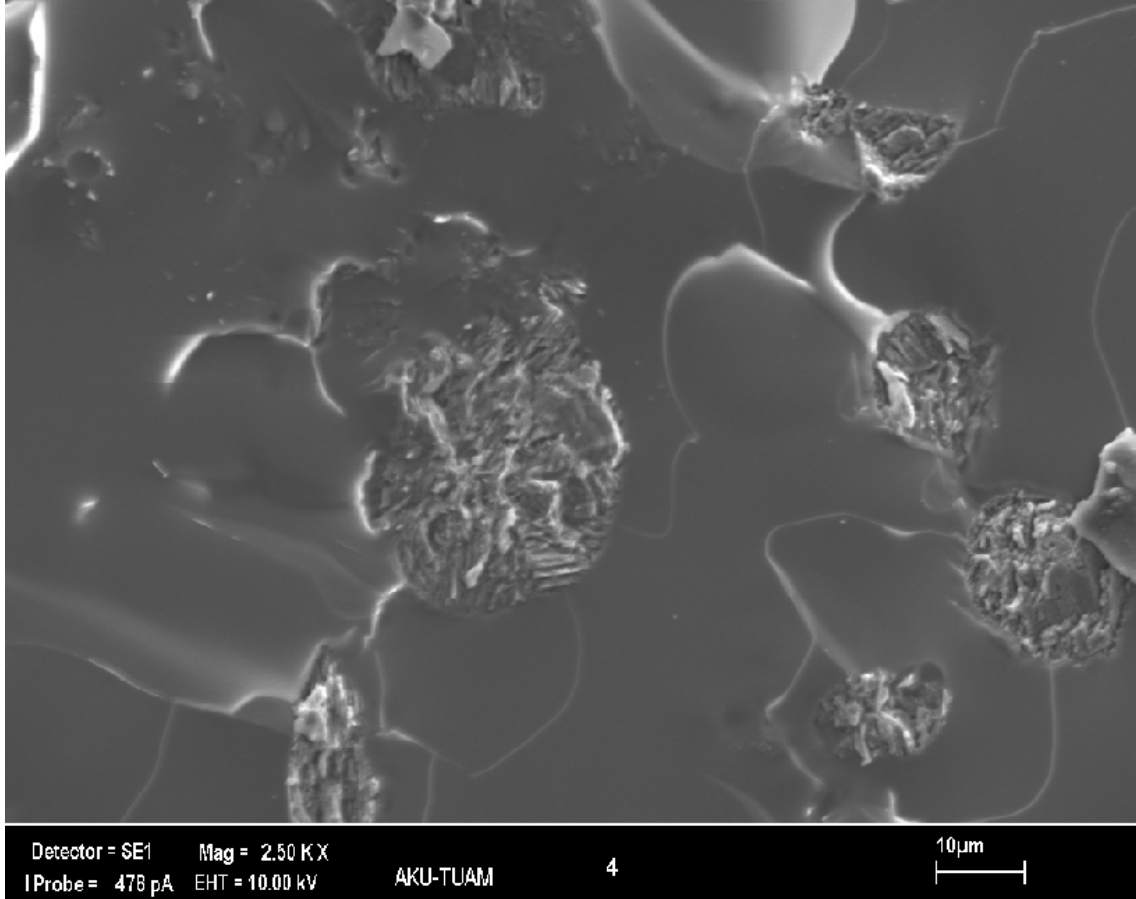
Spectra: Acquisition

Şekil 3.17. 3 no' lu reçetenin noktasal analiz grafiği

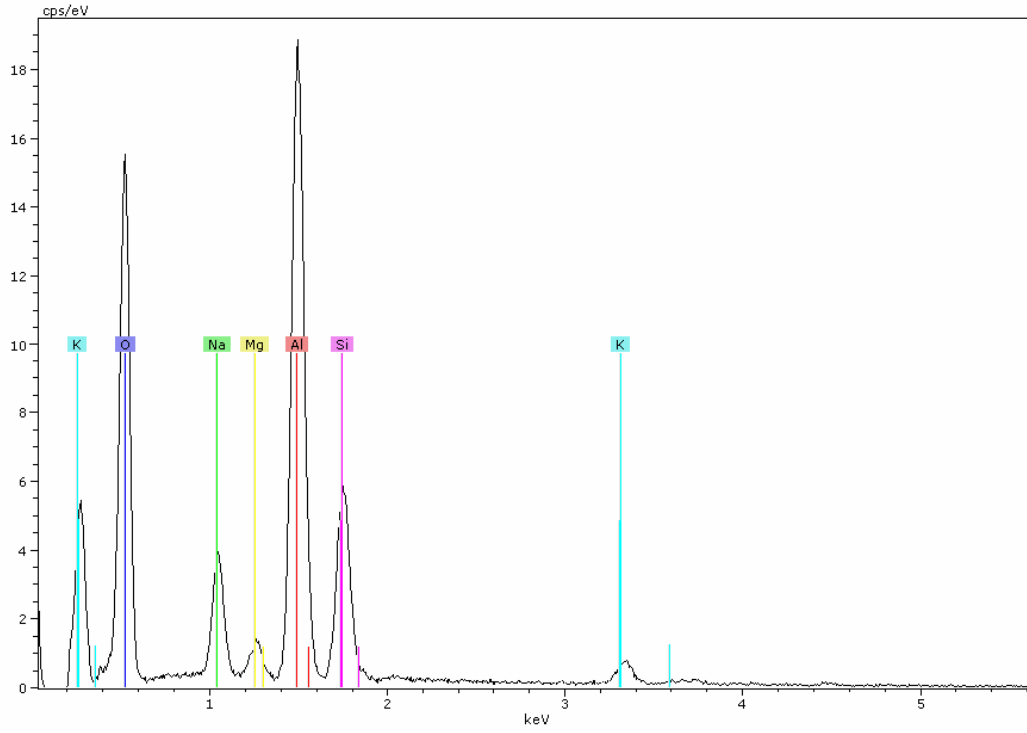
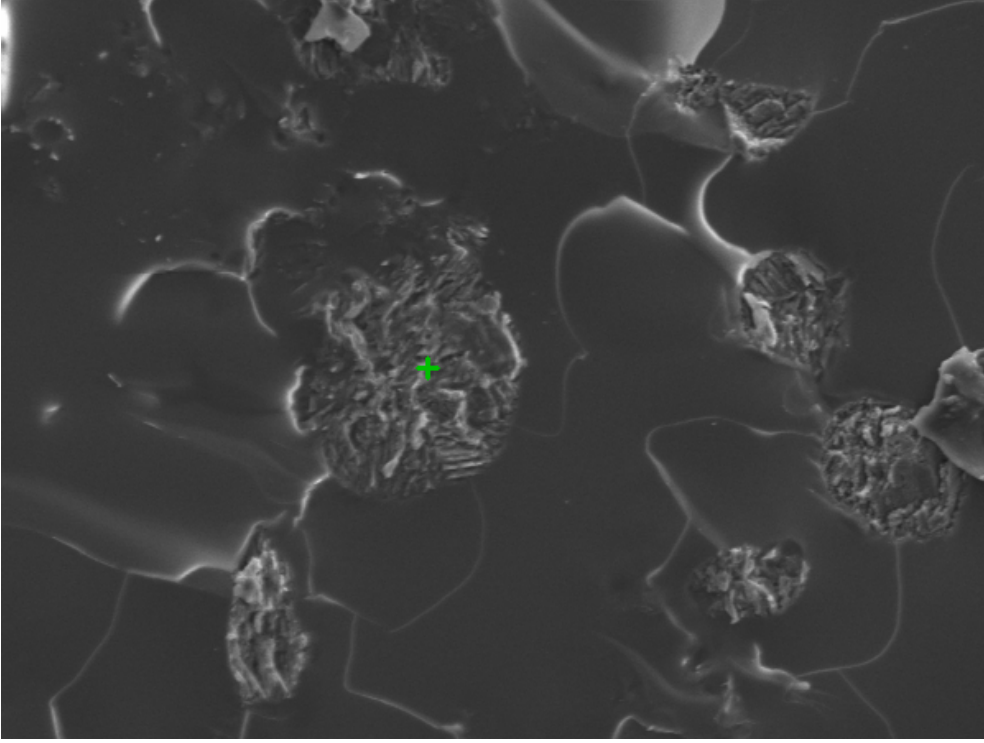
Çizelge 3.7. 3 no' lu reçetenin EDX ile gerçekleştirilen yarı kantitatif elementer noktasal analizi

Element	Series	Net	unn. C	norm. C	Atom. C	Oxid	Oxid. C
		[wt.-%]	[wt.-%]	[at.-%]	[wt.-%]		
Sodium	K series	14366	6.54	6.38	5.27	Na ₂ O	12,48
Aluminium	K series	19975	7.66	7.48	5.26	Al ₂ O ₃	20.50
Silicon	K series	47810	19.74	19.26	13.02	SiO ₂	59,82
Potassium	K series	4852	4.22	4.12	2.00	K ₂ O	7.20
Oxygen	K series	50509	64.32	62.76	74.46		36.90

Total: 102.5 %



Resim 3.11. Reçete 4' ün SEM fotoğrafı



Spectra: Acquisition

Şekil 3.18. 4 no' lu reçetenin noktasal analiz grafiği

Çizelge 3.8. 4 no' lu reçetenin EDX ile gerçekleştirilen yarı kantitatif elementer noktasal analizi

Element	Series	Net	unn. C	norm. C	Atom. C	Oxid	Oxid. C
		[wt.-%]	[wt.-%]	[at.-%]	[wt.-%]		
Sodium	K series	14839	5.59	5.51	4.31	Na ₂ O	8.86
Magnesium	K series	4296	1.41	1.29	1.03	MgO	1.66
Aluminium	K series	81893	26.82	24.51	17.64	Al ₂ O ₃	59.59
Silicon	K series	26701	10.15	9.28	6.42	SiO ₂	25.54
Potassium	K series	4569	3.07	2.81	1.39	K ₂ O	4.35
Oxygen	K series	55513	62.38	57.01	69.21		27.06
		Total:		109.4 %			

4.5. Mukavemet Testleri Sonuçları

Porselen reçetelerin mukavemet değerleri çizelge 3.9' da verilmiştir.

Çizelge 3.9. Mukavemet Değerleri

Porselen Reçete	Ortalama Eğilme Mukavemeti (N/mm ²)
Reçete 1	86
Reçete 2	85
Reçete 3	85
Reçete 4	118

4.6. Su Emme Test Sonuçları

Numunelerin su emme değerleri aşağıdaki çizelgede verilmiştir.

Çizelge 3.10. % Su emme değerleri

Porselen Reçete	M₁ (gr)	M₂ (gr)	% Su Emme
Reçete 1	4,496	4,496	0
Reçete 2	3,274	3,274	0
Reçete 3	3,95	3,95	0
Reçete 4	3,4	3,4	0

4.7. Görünür Porozite, Görünür Yoğunluk ve Bulk Yoğunluk Tespiti Sonuçları

Porselen reçetelerin görünür porozite, görünür yoğunluk ve birim hacim ağırlıktaki bulk yoğunluk değerleri çizelge 3.11’ de verilmiştir.

Çizelge 3.11. Görünür porozite, görünür yoğunluk, bulk yoğunluk değerleri

Porselen Reçete	M₁ (gr)	M₂ (gr)	M₃ (gr)	% Görünür Porozite	Görünür Yoğunluk (gr/cm³)	Bulk Yoğunluk (gr/cm³)
Reçete 1	4,496	4,496	2,59	0	2,36	2,36
Reçete 2	3,274	3,274	1,94	0	2,45	2,45
Reçete 3	3,95	3,95	2,47	0	2,67	2,67
Reçete 4	3,4	3,4	2,07	0	2,56	2,56

4.8. Asite Karşı Dayanım Test Sonuçları

0,1 M’ lık HCl çözeltisi içinde bekletilen dental porselen numunlerinin renklerinde herhangi bir değişim olduğu gözlenmemiştir.

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

5.1. Sonuçların Değerlendirilmesi

Bu çalışma dahilinde, öncelikle, dental porselenler ile ilgili geniş bir literatür taraması yapılmış olup, tarama sonucu, dental porselen hammaddeleri ve oksitleri, kompozisyon aralıkları ve çeşitli markalardaki dental porselenlerin fiziksel ve kimyasal özellikleri temin edilmiştir. Bu kompozisyon aralıkları içinde, farklı reçetelerde porselenler üretilerek fiziksel ve kimyasal özellikleri test edilmiştir.

Arzu edilmeyen değerler elde edildiğinde, işlemler başa dönülerek tekrarlanmıştır. Dental porselenlerde, istenilen mukavemet, termal genleşme katsayısı ve ergime sıcaklığı elde edilip faz analizinde lösit kristallerinin oluşumu gözlenene kadar bu işlemler devam etmiştir.

Dental porselenin sinterleme sıcaklığını düşürmeye yönelik bu çalışmada, dört farklı porselen reçetesi üzerinde çalışılmıştır.

- Ergime sıcaklığını düşürmek amacıyla, kimyasal bileşimde, SiO_2 ve K_2O miktarı azaltılmış, NaO_2 ve B_2O_3 miktarı artırılmıştır. Sonuç olarak, sinterlenme ve ergime başlangıç sıcaklıkları, sırasıyla, R_1 için $924\text{ }^\circ\text{C}$ ve $1070\text{ }^\circ\text{C}$ olan ergime başlangıç sıcaklığı, R_2' de, $898\text{ }^\circ\text{C}$ ve $935\text{ }^\circ\text{C}$ ' ye düşürülmüştür.
- Literatürde, yapılan çalışmaların faz analizlerinde, dental porselenin camsı faz ve lösit kristallerinden oluştuğu ve mukavemeti lösit kristallerinin sağladığı görülmüştür. Üretilen porselenlerin, XRD analizlerinde, camsı faz ile lösit kristallerinin oluştuğu tespit edilmiştir.

- XRD paternleri ve SEM görüntülerindeki lösit miktarının az olmasını, K_2O miktarının düşürülmesi ve istenilen yapının elde edilebilmesi için tekrarlanan pişirimler ile açıklayabiliriz.
- SEM görüntüleri incelendiğinde, mukavemetten sorumlu lösit kristallerinin cam matris içinde gömülü olduğu belirlenmiştir. Aynı zamanda, lösit kristallerinin mevcut olması nedeniyle, mikro çatlakların varlığına rastlanmamıştır.
- Lösit içeren dental porselenlerin, eğilme mukavemeti değerleri, metal-porselen restorasyonları için 30 – 40 MPa arası, full porselen restorasyonlar için maksimum, 120 MPa' dır. Buna göre, mukavemet değerlerinin, genel anlamda, iyi olduğu görülmektedir. En yüksek mukavemet değerinin ise, 118 MPa ile R_4 ' de elde edildiği gözlenmiştir.
- Bütün reçetelerde, su emme değerlerinin % 0 çıktığı gözlenmiştir. Dolayısıyla, üretilen dental porselenlerde, hiç gözenek yoktur diyebiliriz. Bunu da, görünür gözenekliliğin % 0 olarak hesaplanmasıyla ispatlamış olmaktadır.
- Dental porselenlerin asite karşı dayanımını tespit etmek amacıyla 0,1 M' lık HCl çözeltisinin içinde bekletilmesinin ardından renginde hiçbir değişiklik gözlenmediğinden kimyasal dayanımının da iyi olduğunu söyleyebiliriz.
- Üretilen dental porselenlerden, termal genleşme katsayısı metallerinkine en yakın olan porselen reçetesi, R_2 ' dir. Dolayısıyla, metal ile porselen bağlantısında, rahat bir ergime sağlanabileceği düşünülmektedir. En yüksek termal genleşme katsayısına sahip, R_2 porseleninin, düşük sinterlenme ve ergime başlangıç sıcaklığına sahip olmasıyla da, full seramik ve metal destekli dental restorasyonlarda kullanılabilir.

6. KAYNAKLAR

Bengisu, M., 2001, "Engineering Ceramics", Springer-Verlag Berlin Heidelberg Germany.

Bilim ve Teknik Dergisi, 2002, "Yeni Ufuklara", Temmuz Sayısı.

Bulduk, İ., 2002, "Diş Porseleni Üretimi ve Karakterizasyonu Çalışmaları", Doktora Tezi, Afyonkarahisar Kocatepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Afyonkarahisar

Bulduk, İ., Sevinç, V., Akpınar, S., 2002, a, "Düşük Ergime Sıcaklıklı Diş Porseleni Üretimi", 11.Uluslararası Metalurji ve Malzeme Kongresi, Sayfa: 833, 5-8 Haziran.

Bulduk, İ., Sevinç, V., Akpınar, S., 2002, b, "Yüksek Mukavemetli Diş Porseleni Üretimi", 11.Uluslararası Metalurji ve Malzeme Kongresi, Sayfa: 901-906, 5-8 Haziran.

Butler, C. J., Masri, R., Driscoll, C. F., Thompson, G. A., Runyan, D. A., Fraunhofer, J. A., 2004, "Effect of fluoride and 10% carbamide peroxide on the surface roughness of low-fusing and ultra low-fusing porcelain", The Journal of Prosthetic Dentistry, p. 179.

Cattell, M. J., Chadwick, T. C., Knowles, J. C., Clarke, R. L., Samarawickrama, D. Y. D., 2006, "The nucleation and crystallization of fine grained leucite glass-ceramics for dental applications", Dental Materials V. 22, p. 925-933.

Cesar, P.F., Yoshimura, H.N., Junior, W.G.M., Okada, C.Y., 2005, "Correlation Between Fracture Toughness And Leucite Content In Dental Porcelains", Journal Of Dentistry, V. 33, p. 721-729.

- Coşkun, A., Yaluğ, S., 2002, “Metal Desteksiz Porselen Sistemleri”, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, Cilt:5, Sayı:2.
- Çelik, E., Tekmen, Ç., 2004, “Diş Protez Laboratuvar Malzemeleri”, DEÜ Mühendislik Fakültesi Fen ve Mühendislik Dergisi, Cilt:6, Sayı:2, s.81-93, Mayıs.
- Çetin, S., 2005, “Bazalt Tüfü Kullanılarak yapılan Fritlerin Endüstriyel ve Sanatsal Sırlarda Kullanımı, Fiziksel ve Kimyasal Özelliklerinin Araştırılması”, Yüksek Lisans Tezi, Çukurova Üniversitesi Sosyal Bilimler Enstitüsü, Adana.
- De Jager, N., Feilzer, A.J., Davidson, C.L., 2000, “The Influence of Surface Roughness on Porcelain Strength”, Dental Materials, V.16, p.381-388.
- Değer, S., Canikoğlu, M. B., Demirkesen, E., Akkayan, B., 1997, “Metal – Seramik Çalışmalarında Kullanılan Seramik Materyallerinin Lösit İçeriklerinin ve Tekrarlanan Fırınlamaların Lösit İçeriğine Etkisinin Araştırılması”, Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi, Cilt 3, Sayı 3.
- Denry, I. L., 1996, “Recent Advances In Ceramics For Dentistry”, Crit. Rev. Oral Biol. Med., V. 7 (2), p. 134-143.
- Doğan, Ş., “Seramik Teknolojisi”, Birsen Yayınevi, İstanbul.
- Ergun, C., Elmas, N., Olcay, E., 2004, “Biyoseramik Malzemelerin Özellikleri ve Uygulamaları”, 10. Denizli Malzeme Sempozyumu ve Sergisi, 14-15-16 Nisan, Denizli.
- Fairhurst, C.W., 1992, “Dental Ceramics: The State Of The Science”, Scholl of Dentistry Medical College of Georgia, Adv Dent Res 6:78-81, September.

- Geçkinli, A.E., 1991, “İleri Teknoloji Malzemeleri”, Teknik Üniversite Matbaası, Gümüşsuyu, İstanbul.
- Hashimoto, S., Yamaguchi, A., Fukuda, K., Zhang, S., 2005, “Low Temperature Synthesis of Leucite Crystals Using Kaolin”, *Materials Research Bulletin*, V.40,p.1577-1583.
- Ibrahim, D. M. , El-Meliegy, E. A., 2001, “Mica Leucite Dental Porcelain”, *British Ceramic Transactions*, Vol. 100, No. 6, June.
- Isgro, G., Kleverlaan, C. J., Wang, H., Feilzer, A. J., 2004, “Thermal Dimensional Behavior of Dental Ceramics”, *Biomaterials*, 25, 2447-2453.
- Jager, N., Feilzer, A. J., Davidson, C. L., 2000, “The Influence of Surface Roughness On Porcelain Strength”, *Dental Materials*, V. 16, p. 381–388, February.
- Karasu, B., 2004, “Cam Üretim Teknolojisi Ders Notları”, Afyonkarahisar Kocatepe Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Afyonkarahisar.
- Karasu, B., Ay, N., 2000, “Cam Üretim Teknolojisi”, Milli Eğitim Basımevi, Ankara.
- Kartal, A., 1998, “Sır ve Sırlama Tekniği” Çizgi Matbaacılık Ltd.Şti., Ankara.
- Kartal, A., 2003, “Seramik Süreçler 1 Ders Notları”, Afyonkarahisar Kocatepe Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi.
- Kibici, Y., 2002, “Seramik Hammaddeleri ve Teknolojik Özellikleri”, Afyonkarahisar Kocatepe Üniversitesi Yayınları.
- Kloužková, A., Mrázová, M., Kohoutková, M., 2007, “Synthesis of Partially Stabilized

Leucite”, Journal of Physics and Chemistry of Solids, In Press, March.

Kulez, R., 2003, “Dental Porselenler ve Uygulama Yöntemleri”, M.E.B 4.Akşam Sanat Çıracılık Eğitim Merkezi ders notları, Ankara.

Küçük, M., 2000, “Çeşitli Malzemelerle Kaplanmış Üst Kaninde Sıcaklık Dağılımının İncelenmesi”, DEÜ Mühendislik Fakültesi, Fen ve Mühendislik Dergisi, Cilt 2, sayı 1, sh. 129-139, Ocak.

Leinfelder, K. F., 2000, “Porcelain Esthetics For The 21st Century”, Jada, V.131, p.47, June.

Mackert Jr., J.R., Rueggeberg, F.A., Lockwood, P.E., Evans, A.L., Thompson, W.O., 1994, “Isothermal Anneal Effect On Microcrack Density Around Leucite Particles In Dental Porcelain”, J Dent Res 73(6):1221-1227, June.

Mackert Jr., J.R., Williams, J.W., Ergle, J.W., Russell, C.M., 2000, “Water-Enhanced Crystallization Of Leucite In Dental Porcelain”, Dental Materials 16 426-431.

Marti, A., 2000, “Inert Bioceramics (Al₂O₃ZrO₂) for Medical Application”, Injury, Int.J. Care Injured 31 S-D33-36.

Mclean, J.W., Kedge, M.I., Hubbard, J.R., 1976, “The Bounded Alumina Crown”, Aust.Dent. J., p.21-262.

Merivale, C., 2003, “Lithium in Ceramics”, American Ceramic Society Bulletin, 82, 4.

Mclean, J.W., 1996, “Dental Materials Developments in the UK: A Personal View”, J Dent Res 75 (11).

- Moffa, J., 1988, "Porcelain Materials", Adv. Dent. Res., Vol. 2 No. 1.
- Noort, R. V., 2002, "Introduction to Dental Materials", Second Edition.
- Ong, J.L., Farley, D.W., Norling, B.K., 1999, "Quantification of Leucite Concentration Using X-ray Diffraction", Dental Materials 16 20-25.
- Özcan, M., Aktepe, E., 2004, "Metal Destekli Seramik Restorasyonların Kırılma Nedenleri", Türk Dişhekimleri Birliği Dergisi, Sayı 81, sh. 60, Haziran.
- Pasinli, A., 2004, "Biyomedikal Uygulamalarda Kullanılan Biyomalzemeler", Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi (4) 25-34.
- Podesta, W., 1994, "Opacified Enamel For Direct-On Enamelling On Unpickled Steel Plate", US Patent No: 5 296 415, March 22.
- Powers, N., 2006, "Archaeological Evidence for Dental İnnovation: an Eighteenth Century Porcelain Dental Prosthesis Belonging to Archbishop Arthur Richard Dillon", British Dental Journal, Volume 201, No.7, Oct 7.
- Prasad, A., Cohen, G. S., "Method For Manufacturing Dental Restorations", US Patent No: 6 325 839, Dec. 4, 2001.
- Sanlı, E.G., 2005, "Düşük Sıcaklıkta Diş Porseleni Üretimi", Lisans Tezi Afyonkarahisar Kocatepe Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi.
- Shteinberg, Y.G., 1985, "Cerium (Ceric) Liquefaction Siallic Coating For Ceramic Tiles, Glass Ceramic, Vol.42, No.1/2, p.106.
- Sümer, G.,1990, "Endüstriyel Seramikler", Cilt:1, Eskişehir.

Szabó I. ^a, Nagy B. ^a, Völksch, G. ^b, Höland, W. ^c, 1999, “Structure, chemical durability and microhardness of glass-ceramics containing apatite and leucite crystals”, Journal of Non-Crystalline Solids, 272 (2000) 191-199.

Şan, İ., 1998, “Cam Sanayi Sektör Araştırması”, T.C. Sanayi Ve Ticaret Bakanlığı Sanayi Araştırma Ve Geliştirme Genel Müdürlüğü, Ankara.

Taşveren, S., Özdemir, A.K., 2005, “Yüksek Miktarda Alumina İle Güçlendirilmiş Metal Desteksiz Porselen Sistemleri”, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, Cilt:8, Sayı:2.

T.C. Başbakanlık Devlet Planlama Teşkilatı Müsteşarlığı Madencilik Özel İhtisas Komisyonu Endüstriyel Hammaddeler Alt Komisyonu, 1995, “Kimya Sanayi Hammaddeleri Çalışma Grubu Raporu” Ankara, Eylül.

Tinscher, J., Zvez, D., Marx, R., Anusavice, K. J., 2000, “Structural Reliability of Alumina-, Feldspar-, Leucite-, Mica- and Zirconia-Based Ceramics”, Journal of Dentistry, V.28, p.529-535.

Tsetsekou, A., Papadopoulos, T., Adamopoulos, O., 2002, “Microstructure Effect On The Properties Of A Commercial Low-Fusing Dental Porcelain”, Journal Of Materials Science: Materials In Medicine 13 407-416.

Uçar, İ., 1999, “Dental Seramik Üretimi”, Lisans Tezi, Afyonkarahisar Kocatepe Üniversitesi Seramik Mühendisliği Anabilim Dalı.

Westbrook, C. E., Benson, A. M., “Triydimite-Based Processing For High Purity Quartz”, US Patent No: 6 277 349 B1, Aug. 21, 2001.

Yaluğ, S., Nalbant, L., 1998, “Porselen Laminate Veneer Yapım Yöntemleri”,

Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, Cilt:1, Sayı:1.

Yavuzylmaz, H., 1996, “Metal Destekli Estetik (Veneer – Kaplama) Kronlar”, Gazi Üniversitesi Yayınları, Diş hekimliği Fakültesi, Ankara.

Zel, J. M., “Dental Porcelain, A Method of Producing A Dental Restoration, A Dental Alloy”, US Patent No: 5 453 290, Sep. 26, 1995.

Zhang, Y., Wu, J., Rao, P., Lv, M., 2006, “Low Temperature Synthesis Of High Purity Leucite”, Materials Letters 60 2819-2823.

6.1. İnternet Kaynakları

Erişim Tarihi

1. <http://www.du.edu.tr> 14.10.2006
2. <http://www.dentartist.com> 10.01.2007
3. <http://www.frontierlab.com> 22.12.2006
4. <http://www.dentalesthetic-implant.com> 15.03.2007
5. <http://www.protetix.com> 12.04.2007
6. <http://www.dentart.com> 25.01.2007
7. <http://www.hekimim.com> 14.01.2007
8. <http://www.belekidentalclinic.com> 28.02.2007

7. ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Aylin AYDIN

Doğum Yeri : Bursa

Doğum Tarihi : 28.11.1982

Medeni Hali : Bekar

Yabancı Dili ve Öğrenildiği Kurum

İngilizce – İyi derecede – Kolej eğitimi esnasında .

İspanyolca – Az – Fono Eğitim

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)

İlköğretim : ¹Özel İhsan Çizakça Koleji (* 1 yıl prep. class eğitimi, 1990-1997)

Lise : Özel İhsan Çizakça Koleji (1997-2000)

Lisans : A.K.Ü., Seramik Mühendisliği (2000-2004)

Y. Lisans : A.K.Ü. Seramik Mühendisliği Anabilim Dalı (2005-2007)

*¹ Özel İhsan Çizakça Koleji, yabancı dille eğitim veren özel okullar statüsündedir.

Yayınları (SCI ve diğer)

- Investigation On The Utilization Potential of Waste Lime Mud from Paper Industry In Gypsum Production

(Evcin, A., Başpınar, M. S., Aydın, A., 8 th International Symposium on Environmental Issues and Waste Management in Energy and Mineral Production May 17-20.2004 Antalya, TURKEY)

Sertifikalari ve Aldığı Eğitimler (Kurum ve Yıl)

Cambridge University – Language Proficiency Certificate (1997)

Kalite sistemleri Eğitimi – Kalite Danışmanlık (2005)

Nlp ile Pozitif Düşünce Alışkanlığı Kazanma Eğitimi – Gelişim Platformu (2005)

Üye Olunan Dernekler/Vakıflar

Türkiye Malzeme ve Metalurji Mühendisleri Odası Birliği (2007)

Türk Seramik Federasyonu (2007)