

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI YÖNTEMLERLE ÜST YAPILARI HAZIRLANAN ZİRKONYA
DESTEKLİ KRON RESTORASYONLARININ
KIRILMA DAYANIMLARININ ARAŞTIRILMASI

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Doktora Tezi

Diş Hekimi
Burcu KANAT

DANIŞMAN
Prof. Dr. Mehmet Ali GÜNGÖR

İZMİR
2013

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI YÖNTEMLERLE ÜST YAPILARI HAZIRLANAN ZİRKONYA
DESTEKLİ KRON RESTORASYONLARININ
KIRILMA DAYANIMLARININ ARAŞTIRILMASI

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Programı

Doktora Tezi

Diş Hekimi

Burcu KANAT

DANIŞMAN

Prof. Dr. Mehmet Ali GÜNGÖR

İZMİR

2013

DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ

(Adı Soyadı)

(İmza)

Başkan : Prof. Dr. Mehmet Ali GÜNGÖR

(Danışman)

Üye : Prof. Dr. Bilge Hakan ŞEN

Üye : Doç. Dr. Mine DÜNDAR ÇÖMLEKOĞLU

Üye : Prof. Dr. Celal ARTUNÇ

Üye : Doç. Dr. Uğur MALAYOĞLU

Doktora Tezinin kabul edildiği tarih:11.01.2013.....

ÖNSÖZ

Doktora eğitimim boyunca bana her zaman yol gösteren, bu çalışmanın kurgulanmasında ve yürütülmesinde değerli fikirleri ve bilimsel katkılarıyla bana destek olan, tüm bilgi ve deneyimini benimle paylaşan, her zaman hoşgörülü, anlayışlı ve sabırlı olan değerli hocam, danışmanım, Prof. Dr. Mehmet Ali GÜNGÖR'e,

Doktora eğitimim ve tez çalışmalarım süresince her zaman bilgisine başvurduğum, tez çalışmamın yürütülmesinde değerli katkıları bulunan, varlığı ve desteğiyle bana hep güven veren, yakın ilgi ve desteğini her zaman hissettiğim, kendime örnek aldığım Doç. Dr. Mine DÜNDAR ÇÖMLEKOĞLU'na,

Doktora eğitimim ve tez çalışmalarım boyunca bilgi ve tecrübelerini içtenlikle paylaşan, tez çalışmamın planlanıp yürütülmesinde bilgisi, fikirleri ve bilimsel katkılarıyla destek olan, sabrını, yardımını ve desteğini esirgemeyen Doç. Dr. Erhan ÇÖMLEKOĞLU'na,

Doktora eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın değerli öğretim üyelerine,

Değerli vakitlerinden ayırarak mekanik testlerin gerçekleştirilmesini sağlayan Prof. Dr. Tijen PAMİR'e ve Yar. Doç. Dr. Osman ÇULHA'ya,

Mekanik testlerin yorumlanması sırasında yol gösteren ve stereomikroskop görüntülerinin alınmasında yardımcı olan Doç. Dr. Uğur MALAYOĞLU'na,

Taramalı elektron mikroskobu (SEM) görüntülerinin alınmasında emeği geçen Prof. Dr. Bilge Hakan ŞEN'e ve Ar. Gör. Esra DOKUMACI'ya,

Çalışmamın istatistiksel analizini gerçekleştiren Ar. Gör. Hatice ULUER'e,

Özenli çalışmaları ile sonlu elemanlar analiz testlerini içtenlikle gerçekleştiren NetFORM Mühendislik yöneticisi Canderim ÖNDER'e,

Deney örneklerimin hazırlanması sırasında, laboratuvarlarının tüm olanaklarından yararlanmamı sağlayan ve her zaman yardım ve desteklerini hissettiğim Tarkan TALAY ve Talay Diş Laboratuvarı çalışanlarına,

Doktora eğitimim boyunca bana maddi destek sağlayan ve bu sürecin kolaylaşmasına yardımcı olan Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu (TÜBİTAK)'na,

Üstyapı seramik materyallerinin temininde yardımcı olan VITA ve Ivoclar Vivadent firmalarına,

Tez örneklerimin hazırlanmasında kullanılan metal güdüklere ve mekanik testlerin uygulanmasında kullanılan kırma apearelerini büyük bir titizlikle hazırlayan ve emek harcayan babam Galip KANAT'a,

Tüm eğitim ve öğrenim hayatım boyunca hiçbir fedakarlıktan kaçınmayarak bana sonsuz destek veren, her zaman yanımda olan ve anlayış gösteren çok sevgili annem Cemile KANAT'a, babam Galip KANAT'a ve abim Mustafa KANAT'a,

Desteğini ve sevgisini her zaman yanımda hissettiğim, her konuda sonsuz sabır gösterip beni cesaretlendiren ve hayatımı anlamlandıran Alp ERTÜRK'e,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İzmir 2013

Diş Hekimi Burcu KANAT

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	V
ŞEKİL DİZİNİ	IX
RESİM DİZİNİ	X
TABLO DİZİNİ	XVII
GRAFİK DİZİNİ.....	XVIII
BÖLÜM I GİRİŞ	1
1.1 Dental seramiklerin tarihsel gelişimi.....	3
1.2. Dental seramiklerin yapısı	5
1.3. Dental seramiklerin sınıflandırılması	8
1.3.1 Tam seramik sistemlerin yapım tekniklerine göre sınıflandırılması	8
1.3.2 Tam seramik altyapıların içeriklerine göre sınıflandırılması.....	11
1.4 Zirkonya	18
1.4.1 Zirkonyanın yapısal özellikleri	20
1.4.2 Tetragonal fazın stabilizasyonu	21
1.4.3 Yttriyum stabilize tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP)	22
1.4.4 Zirkonya blokların üretimi.....	26
1.5 Bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM)	28
1.5.1 CAD/CAM üyeleri.....	28
1.5.2 CAD/CAM sisteminin amacı.....	30

1.5.3 CAD/CAM sisteminin avantaj ve dezavantajları.....	31
1.5.4 CAD/CAM sistemleri	32
1.5.5 CAD/CAM ile üretim çeşitleri.....	38
1.5.6 CAD/CAM sisteminin kullanım alanları	39
1.5.7 CAD/CAM sisteminde kullanılan materyaller	42
1.6 Zirkonya altyapı üzerine üstyapı porseleninin uygulanması	49
1.6.1 Zirkonya altyapı ile üstyapı seramiğinin bağ dayanımını etkileyen faktörler	49
1.7 Mekanik testler	57
1.7.1 Kırılma testleri	58
1.7.2. Bükülme testleri.....	59
1.7.3 Makaslama testi	61
1.7.4 Çekme testleri	61
1.8 Kırık yüzeyi analiz yöntemleri	62
1.8.1 Taramalı elektron mikroskobu (SEM).....	62
1.8.2 Fraktografi	63
1.8.3 Sonlu elemanlar analiz testi (FEA).....	63
BÖLÜM II GEREÇ VE YÖNTEM	66
2.1. Kullanılan materyaller	66
2.2. Deney gruplarının oluşturulması	68
2.3 Kırılma dayanım testi için örneklerin hazırlanması	72
2.3.1 Metal güdüklerin hazırlanması	72

2.3.2 Zirkonya altyapıların hazırlanması	72
2.3.3 Üstyapıların hazırlanması	78
2.3.4 Simantasyon.....	96
2.3.5 Kırılma dayanım testinin uygulanması	96
2.4 Üç nokta eğme testi için örneklerin hazırlanması	97
2.4.1 Zirkonya altyapıların hazırlanması	97
2.4.2 Üstyapıların hazırlanması	100
2.4.3 Üç nokta eğme testinin uygulanması	112
2.5 Makaslama bağ dayanım testi için örneklerin hazırlanması.....	113
2.5.1 Zirkonya altyapıların hazırlanması	113
2.5.2 Üstyapıların hazırlanması	114
2.5.3 Makaslama bağ dayanım testinin uygulanması	122
2.6 Kırık yüzeylerin incelenmesi.....	123
2.6.1 Fraktografik analiz.....	123
2.6.2 Taramalı elektron mikroskop (SEM) incelemeleri	124
2.6.3 Sonlu elemanlar analiz testi (FEA).....	125
2.7 İstatistiksel analiz	129
BÖLÜM III BULGULAR	130
3.1 Kırılma dayanım test sonuçları.....	130
3.2 Üç nokta eğme test sonuçları.....	133
3.3 Makaslama dayanım test sonuçları.....	136
3.4 Arayüzey kırık şekillerinin dağılımı.....	139

3.4.1 Kırılma dayanım testi sonrası kırık yüzeyleri.....	139
3.4.2 Bükülme dayanım testi sonrası kırık yüzeyleri.....	142
3.4.3 Makaslama bağ dayanım testi sonrası kırık yüzeyleri.....	145
3.5 Arayüzey kırık şekillerinin taramalı elektron mikroskobu (SEM) bulguları .	148
3.5.1 Bükülme dayanım testi sonrası SEM bulguları	148
3.5.2 Makaslama bağ dayanım testi sonrası SEM bulguları.....	155
3.6 Sonlu elemanlar analiz testi bulguları	160
3.6.1 Kırılma dayanım testi stres dağılımları.....	160
3.6.2 Bükülme dayanım testi stres dağılımları	163
3.6.3 Makaslama bağ dayanım testi stres dağılımları.....	165
BÖLÜM IV TARTIŞMA.....	168
BÖLÜM V SONUÇ VE ÖNERİLER.....	207
BÖLÜM VI ÖZET	211
BÖLÜM VI ABSTRACT	216
BÖLÜM VII YARARLANILAN KAYNAKLAR.....	220
ÖZGEÇMİŞ	240

ŞEKİL DİZİNİ

Şekil 1: Dental seramiğin tetrahedral yapısı (SiO_4).....	6
Şekil 2: Zirkonyanın kristal fazları ve dönüşüm sıcaklıkları.....	20
Şekil 3: Çatlak ilerlemesi sonucu oluşan dönüşüm sertleşmesi.....	21

RESİM DİZİNİ

Resim 1: (a) Baddeleyite (ZrO_2) materyali (b) Zirkon ($ZrSiO_4$) materyali.....	19
Resim 2: Cerec sistemi ile restorasyon tasarımı ve üretimi	33
Resim 3: a) Procera sistemi ile elde edilen dijital görüntü b) Sistemin CAM ünitesi	34
Resim 4: Cercon Brain sistemi	34
Resim 5: Lava sistemi	35
Resim 6: Celay sistemi ve kazıma ünitesi	36
Resim 7: Zirkozahn sistemi	37
Resim 8: DC-Zirkon sistemi ile tam sinterize zirkonya bloktan frezelenmiş altyapı	38
Resim 9: CAD/CAM sistemi ile kullanılan zirkonya bloklar	43
Resim 10: CAD/CAM sistemi ile kullanılan cam seramik bloklar	44
Resim 11: CAD/CAM sistemi ile kullanılan kompozit bloklar	45
Resim 12: Akrilik bloklar ve elde edilen geçici restorasyon.....	46
Resim 13: CAD/CAM sistemi ile kullanılan mum bloklar	46
Resim 14: CAD/CAM sistemi ile hazırlanan metal altyapılar	47
Resim 15: CAD/CAM sistemi ile hazırlanan poliüretan modeller.....	47
Resim 16: Hazırlanan metal güdükler	72
Resim 17: Metal güdüğün dijital ölçüsü.....	73
Resim 18: Restorasyonun bitim kenarının belirlenmesi.....	74
Resim 19: Giriş yolunun belirlenmesi.....	74
Resim 20: Tasarlanan restorasyon.....	74
Resim 21: CAD/CAM kazıma ünitesi ile elde edilen düz yüzeyli zirkonya altyapılar	75
Resim 22: Düz yüzeyli zirkonya altyapıların sinterizasyon sonrası boyutsal değişimi	75

Resim 23: Tasarlanan restorasyon.....	76
Resim 24: Anatomik formlu zirkonya altyapılar.....	76
Resim 25: CAD/CAM ile elde edilen anatomik formlu zirkonya altyapılar.....	77
Resim 26: Sinterizasyon işlemi sonrası gerçekleşen boyutsal değişim.....	77
Resim 27: Sinterize edilen zirkonya altyapıların metal güdükler ile uyumu	78
Resim 28: I-HP grubu için tasarlanan üstyapılar.....	79
Resim 29: Seramik bloktan üstyapının kazınması	79
Resim 30: Altyapı ve üstyapıların birbiri ile uyumu	79
Resim 31: I-HP grubunda zirkonya altyapı ve üstyapı porseleninin tiksotrofik özellikteki özel cam seramik ile birleştirilmesi.....	80
Resim 32: Seramiğin kristalizasyon fırınlanması öncesi ve sonrası	81
Resim 33: I-HP grubunda elde edilen restorasyonlar.....	82
Resim 34: V-HP grubu için tasarlanan üstyapılar	82
Resim 35: Seramik bloktan üstyapının kazınması	83
Resim 36: Altyapı ve üstyapının uyumu.....	83
Resim 37: Glazür uygulanması	83
Resim 38: V-HP grubunda zirkonya altyapı ve seramik üstyapının birleştirilmesi ..	84
Resim 39: V-HP grubunda hazırlığı tamamlanmış örnekler	85
Resim 40: Anatomik formlu zirkonya altyapılar üzerine ZirLiner uygulaması	86
Resim 41: Üstyapı porselenin tabakalama tekniği ile işlenmesi	86
Resim 42: Porselen formunun silikon kalıp ile kontrolü.....	87
Resim 43: I-T grubunda glazür uygulanan restorasyonlar	87
Resim 44: Üstyapı porseleni ile wash fırınlanması öncesi ve sonrası.....	88
Resim 45: İki aşamalı dentin fırınlanması ile elde edilen restorasyonlar.....	88
Resim 46: V-T grubunda restorasyonların tamamlanmış hali.....	89

Resim 47: Astar materyali uygulanması ve fırınlanması	90
Resim 48: Üstyapı modelajının silikon kalıp ile hazırlanması	91
Resim 49: Zirkonya altyapı-mum modelajı kombinasyonu	91
Resim 50: Restorasyonların silikon manşete sabitlenmesi.....	92
Resim 51: Revetmanın hazırlanması ve manşetin ön ısıtma fırınında bekletilmesi..	92
Resim 52: I-P grubunda kullanılan seramik ingotlar ve seramik fırını	93
Resim 53: Restorasyonların revetmandan ayrılması.....	93
Resim 54: I-P grubunda restorasyonun tamamlanmış hali.....	94
Resim 55: V-P grubunda kullanılan seramik ingotlar	95
Resim 56: Glazür uygulanması ve V-P grubunda restorasyonların tamamlanması ..	95
Resim 57: Cam iyonomer siman ile simantasyon işleminin uygulanması	96
Resim 58: Kırılma dayanım testinin uygulanması	97
Resim 59: Tutucu parçalara sabitlenen zirkonya bloklar	98
Resim 60: Zirkonya blokların döner disk ile kesilmesi.....	99
Resim 61: Kesim boşluklarının mum ile doldurulması.....	99
Resim 62: Çubuk formundaki zirkonya altyapılar	100
Resim 63: Akrilik taşıyıcıya sabitlenen seramik blokların çubuk formunda kesimi	101
Resim 64: I-HP grubunda çubuk formundaki altyapı ve üstyapının birleştirilmesi	102
Resim 65: Kristalizasyon fırınlaması öncesi ve sonrası çubuk örnekler.....	102
Resim 66: I-HP grubu örneklerin tamamlanmış hali.....	103
Resim 67: Zirkonya altyapı ve seramik üstyapıların birleştirilmesi.....	104
Resim 68: V-HP grubunda örneklerin tamamlanmış hali	104
Resim 69: Zirkonya altyapılar üzerine astar materyali uygulaması	105
Resim 70: I-T grubunda elde edilen çubuk örnekler	106

Resim 71: Wash fırınlaması öncesi ve sonrası	106
Resim 72: İkinci dentin fırınlama öncesi ve sonrası	107
Resim 73: V-T grubu örneklerin glazür fırınlaması ve tamamlanmış örnekler	107
Resim 74: I-P grubunda üstyapının mum modelajı.....	108
Resim 75: Örneklerin manşete bağlanması	109
Resim 76: Revetmanın hazırlanması ve dökülmesi.....	109
Resim 77: Mum eliminasyonu sonrası seramik ingotların yerleşimi	110
Resim 78: I-P grubunda örneklerin tamamlanmış hali.....	110
Resim 79: Zirkonya-mum modelaj.....	110
Resim 80: Örneklerin manşete bağlanması	111
Resim 81: Revetmandan çıkarılan çubuk formu örnekler	111
Resim 82: V-P grubunda tamamlanmış örnekler	112
Resim 83: Üç nokta eğme testinin uygulanması	112
Resim 84: Sinterizasyon öncesi ve sonrası zirkonya örnekler	114
Resim 85: Disk formunda seramik örneklerin hazırlanması	115
Resim 86: Kristalizasyon fırınlamasının gerçekleştirilmesi.....	116
Resim 87: I-HP grubunda tamamlanmış örnekler	117
Resim 88: Astar materyali uygulaması.....	117
Resim 89: Örneklerin tamamlanması	118
Resim 90: Örneklerin tamamlanmış hali.....	119
Resim 91: Üstyapıları kanal mumu ile hazırlanan örneklerin manşete bağlanması	120
Resim 92: I-P grubunda kullanılan seramik ingotlar ve piston	121
Resim 93: Örneğin bitmiş hali.....	121
Resim 94: V-P yöntemi ile hazırlanan örnekler	122
Resim 95: Makaslama bağ dayanım testinin uygulanması.....	123

Resim 96: Kron formundaki örneklerin FEA modellemeleri.....	126
Resim 97: Çubuk formundaki örneklerin FEA modellemeleri	127
Resim 98: Disk formundaki örneklerin FEA modellemeleri	128
Resim 99: I-HP grubunda gözlenen kırık şekilleri.....	140
Resim 100: I-T grubunda gözlenen kırık şekilleri.....	140
Resim 101: I-P grubunda gözlenen kırık şekilleri.....	141
Resim 102: V-HP grubunda gözlenen kırık şekilleri.	141
Resim 103: V-T grubunda gözlenen kırık şekilleri.....	142
Resim 104: V-P grubunda gözlenen kırık şekilleri.....	142
Resim 105: I-HP grubunda gözlenen arayüzey kırık hattı (solda) ve kombine kırık (sağda) yüzeyine örnek	143
Resim 106: I-T grubunda gözlenen arayüzey kırık hattı (solda) ve kombine kırık (sağda) yüzeyine örnek.....	144
Resim 107: I-P grubunda gözlenen arayüzey kırık hattı (solda) ve kombine kırık (sağda) yüzeyine örnek.....	144
Resim 108: V-HP grubunda gözlenen arayüzey kırık hattı (solda) ve kombine kırık (sağda) yüzeyine örnek	144
Resim 109: V-T grubunda gözlenen arayüzey kırık hattı (solda) ve kombine kırık (sağda) yüzeyine örnek	145
Resim 110: V-P grubunda gözlenen arayüzey kırık hattı (solda) ve kombine kırık (sağda) yüzeyine örnek	145
Resim 111: I-HP grubunda gözlenen adeziv (solda) ve kombine kırık (sağda) şekline örnek.....	146
Resim 112: I-T grubunda gözlenen adeziv (solda) ve kombine kırık (sağda) şekline örnek.....	146

Resim 113: I-P grubunda gözlenen adeziv (solda), seramik içinde koheziv (ortada) ve kombine kırık (sağda) şekline örnek	147
Resim 114: V-HP grubunda gözlenen adeziv (solda) ve kombine kırık (sağda) şekline örnek	147
Resim 115: V-T grubunda gözlenen adeziv (solda) ve kombine kırık (sağda) şekline örnek.....	147
Resim 116: V-P grubunda gözlenen adeziv (solda) ve kombine kırık (sağda) şekline örnek.....	148
Resim 117: I-HP grubunda kırılma şekilleri (BD)	149
Resim 118: I-T grubunda kırılma şekilleri (BD).....	150
Resim 119: I-P grubunda kırılma şekilleri (BD)	151
Resim 120: V-HP grubunda kırılma şekilleri (BD).....	152
Resim 121: V-T grubunda kırılma şekilleri (BD)	153
Resim 122: V-P grubunda kırılma şekilleri (BD).....	154
Resim 123: I-HP grubunda kırılma şekilleri (MBD).....	155
Resim 124: I-T grubunda kırılma şekilleri (MBD)	156
Resim 125: I-P grubunda kırılma şekilleri (MBD).....	157
Resim 126: V-HP grubunda kırılma şekilleri (MBD).....	158
Resim 127: V-T grubunda kırılma şekilleri (MBD).....	159
Resim 128: V-P grubunda kırılma şekilleri (MBD).....	159
Resim 129: I-HP grubunda KD testinde gözlenen stres dağılımları	160
Resim 130: I-T grubunda KD testinde gözlenen stres dağılımları	161
Resim 131: I-P grubunda KD testinde gözlenen stres dağılımları	161
Resim 132: V-HP grubunda KD testinde gözlenen stres dağılımları.....	162
Resim 133: V-T grubunda KD testinde gözlenen stres dağılımları	162

Resim 134: V-P grubunda KD testinde gözlenen stres dağılımları.....	162
Resim 135: I-HP grubunda BD testinde gözlenen stres dağılımları.....	163
Resim 136: I-T grubunda BD testinde gözlenen stres dağılımları	163
Resim 137: I-P grubunda BD testinde gözlenen stres dağılımları	164
Resim 138: V-HP grubunda BD testinde gözlenen stres dağılımları	164
Resim 139: V-T grubunda BD testinde gözlenen stres dağılımları.....	165
Resim 140: V-P grubunda BD testinde gözlenen stres dağılımları.....	165
Resim 141: I-HP grubunda MBD testinde gözlenen stres dağılımları	165
Resim 142: I-T grubunda MBD testinde gözlenen stres dağılımları.....	166
Resim 143: I-P grubunda MBD testinde gözlenen stres dağılımları.....	166
Resim 144: V-HP grubunda MBD testinde gözlenen stres dağılımları	166
Resim 145: I-T grubunda MBD testinde gözlenen stres dağılımları.....	167
Resim 146: I-P grubunda MBD testinde gözlenen stres dağılımları.....	167

TABLO DİZİNİ

Tablo 1: CAD/CAM sistemi ile kullanılan materyaller	48
Tablo 2: Araştırmada kullanılan materyal ve cihazlar	68
Tablo 3: Araştırmada kullanılan altyapı materyalleri ve özellikleri	68
Tablo 4: Üstyapı seramiklerinin özellikleri.....	70
Tablo 5: Seramik materyallerinin kimyasal içerikleri.....	70
Tablo 6: Kullanılan seramik sistemlerin gruplandırılması.....	72
Tablo 7: I-HP grubunun kristalizasyon ve glazür fırınlanması süreleri ve sıcaklıkları	82
Tablo 8: I-T grubu seramiklerin pişirme süreleri ve sıcaklıkları	87
Tablo 9: V-T grubu seramiklerin pişirme süreleri ve sıcaklıkları.....	90
Tablo 10: Isı-basınç tekniği ile hazırlanan ingotların fırınlanma dereceleri	95
Tablo 11: Kırılma dayanım değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri	130
Tablo 12: Bükülme dayanım değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri.....	133
Tablo 13: Makaslama bağ dayanımlarının tanımlayıcı istatistikleri	136
Tablo 14: KD, BD ve MBD testlerine göre elde edilen kırık tiplerinin I ve V ana grupları ve HP, T ve P yöntem alt gruplarına göre dağılımları (adeziv/seramik içinde koheziv/seramik ve zirkonya içinde koheziv/kombine).....	139

GRAFİK DİZİNİ

Grafik 1: I grubu için KD test değerlerinin box plot grafiği ile gösterimi.....	131
Grafik 2: V grubu için KD test değerlerinin box plot grafiği ile gösterimi	131
Grafik 3: KD değerlerinin I-V grupları ve HP-P-T alt grupları arasında gözlenen istatistiksel analiz sonuçlarının box plot grafiği ile gösterimi	132
Grafik 4: I grubu için BD test değerlerinin box plot grafiği ile gösterimi.....	134
Grafik 5: V grubu için BD test değerlerinin box plot grafiği ile gösterimi	134
Grafik 6: BD değerlerinin I-V grupları ve HP-P-T alt grupları arasında gözlenen istatistiksel analiz sonuçlarının box plot grafiği ile gösterimi	135
Grafik 7: I grubu için MBD test değerlerinin box plot grafiği ile gösterimi	137
Grafik 8: V grubu için MBD test değerlerinin box plot grafiği ile gösterimi.....	137
Grafik 9: MBD değerlerinin I-V grupları ve HP-P-T alt grupları arasında gözlenen istatistiksel analiz sonuçlarının box plot grafiği ile gösterimi	138

BÖLÜM I

GİRİŞ

Son yıllarda, estetik beklentilerin artması ve biyouyumlu materyallerin kullanılma gereksinimi, gelişen teknolojiyle birlikte, klinisyenleri ve teknisyenleri belli dayanıklılığa sahip metal içermeyen protetik restorasyon materyali arayışına sürüklemiştir.

Tam seramik restorasyonların ağız ortamındaki devamlılığını sağlayan en önemli özelliklerden biri, oklüzal kuvvetlere karşı yeterli mekanik dirence sahip olmalarıdır. Anterior bölge kron restorasyonlarında kullanılan feldspatik porselenler kırılabilir yapıdadır ve gerilim stresleri karşısında dayanıksızdır. Bu nedenle özellikle posterior bölge restorasyonlarında seramik materyali, metal altyapı veya yüksek dayanımlı seramik altyapılar ile desteklenmelidir (30, 72). Zirkonya materyali, mükemmel biyouyumluluğu, gelişmiş mekanik özellikleri, korozyona dirençli olması, düşük plak tutunumu, düşük ısı ve elektrik iletkenliği gibi özellikleri nedeniyle son zamanlarda tam seramik restorasyonlarda altyapı materyali olarak tercih edilmektedir. Fakat yoğun kristalin faz yapısında olması nedeniyle oldukça opak görünüme sahip olan zirkonyanın, daha translüsent özellikte olan estetik bir üstyapı porseleni ile kaplanması gerekir (5, 146).

Zirkonya altyapılı restorasyonlarda en sık görülen komplikasyonun üstyapı seramiğinin altyapıdan tabaka halinde (delaminasyon) veya kırılarak ayrılması (chipping) olduğu bildirilmiştir (125, 132). Üstyapı porseleninin kendi içinde veya bağlantı yüzeyinde oluşan bu başarısızlığı, fonksiyonu (aproksimal kontakt veya

tüberkül tepesi kırığı) veya estetiği etkilediğinde restorasyonun yeniden yapılması kaçınılmaz olmakta ve klinik açıdan zorlayıcı bir durum oluşturmaktadır. Bu durum restorasyonun ağızdan çıkarılması sırasında destek dışın hasar görmesi gibi komplikasyonlara ve hasta memnuniyetsizliğine neden olabileceği gibi, yeni bir protezin yapımı sırasında süre kaybına ve ilave maliyete de yol açar (110).

Zirkonya altyapı ve üstyapı seramikleri arasındaki bağlantı mekanizması henüz tam olarak anlaşılammakla birlikte (59), bağlanma dayanımını etkileyen bir takım faktörlerin bulunduğu bilinmektedir. Bunlar; üstyapı porseleninin yetersiz dayanımı, üstyapı uygulama yöntemi, altyapı tasarımı, altyapı ve üstyapının ısıl genleşme katsayı uyumsuzlukları, artık termal stresler ve altyapının elastiklik modülüdür (142). Tam seramik restorasyonların kırılmaya karşı dirençli olmaları için gereken bağ dayanım değeri henüz belirlenmemiştir (28).

Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sisteminin diş hekimliğinde geniş kullanım alanı bulması sonucunda, porselen tozlarının basınç altında sıkıştırılmasıyla bu sistem için özel olarak üretilen ve bu nedenle porözite içermeyen homojen yapıdaki zirkonya bloklar, altyapı olarak sıklıkla kullanılmaktadır. Üstyapı seramikleri ise, geleneksel olarak tabakalama veya ısı-basınç ile şekillendirme yöntemleriyle hazırlanabileceği gibi, bu yöntemlere alternatif olarak geliştirilen ve basınç altında üretilen homojen seramik blokların ve CAD/CAM sisteminin avantajlarından yararlanan hızlı prototipleme yöntemiyle de hazırlanabilir.

Bu bilgilerin ışığı altında planladığımız tez çalışmamızın amacı; üstyapı seramiğinin altyapıdan ayrılmasını en aza indirmek veya engellemek için, CAD/CAM ile hazırlanan zirkonya altyapıyla daha iyi bağlanma dayanımına sahip

üstyapı hazırlama yöntemini, kuvvetler karşısında en dirençli altyapı-üstyapı kombinasyonunu ve altyapı tasarımının bağ dayanımı üzerindeki etkisini karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir. Bu amaç doğrultusunda, kırılma testi, 3-nokta eğme testi ve makaslama testi olmak üzere 3 farklı mekanik test yöntemi kullanılırken, elde edilen *in vitro* verilerin *in vivo* ortam ile arasında bağlantı kurulabilmesi amacıyla fraktografik analiz ve sonlu elemanlar analiz testi ile sonuçlar desteklenmektedir.

1.1 DENTAL SERAMİKLERİN TARİHSEL GELİŞİMİ

Diş hekimliğinde dental seramiklerin kullanımı ilk olarak 1774 yılında Fransız eczacı Alexis Duchateau tarafından denenmiştir. Duchateau Parisli bir diş hekimi olan Dubois de Chemant ile birlikte, 1778 yılında hareketli protezlerde kullanılan ilk porselen dişleri üretmiş fakat dişlerin kaide materyaline bağlanması konusunda başarı gösterememişlerdir (78, 96). Paris'te yaşayan İtalyan kökenli bir diş hekimi olan Giuseppangelo Fonzi, içerdiği platinyum pin veya kramponlarla metalik bir dayanağa lehimlenebilme özelliğinde olan ilk kişisel seramik dişleri 1808 yılında bulmuştur (7, 8). Elias Widman, 1838'de doğal diş rengine yakın ve yarı ışık geçirgenliğine sahip seramik üretmiştir (78).

Dr. Charles Land, diş kavitesine uygun şekilde porselen pişirerek ilk kez inley terimini diş hekimliği ile 1887 yılında tanıştırmıştır (78, 80). Ayrıca 1889 yılında ise platin folyo tekniği ile porselen pişimi gerçekleştirerek ilk kez jaket kron uygulamasını geliştirmiştir (25, 96). Yirminci yüzyılın başlarında Brewster orta ısıda pişirilen seramiği tanıtırken, Jenkins aynı yıllarda düşük ısı seramiğini geliştirmiştir (78). Bu dönemlerde yapılan kronlar estetik açıdan yeterli sayılabilirken esas sorun

seramiğin kırılma dayanımının düşük olması nedeniyle gerçekleşen kırılmalardır. Gatzka 1949 yılında seramiğin vakum altında pişirilme tekniğini geliştirmiştir (78, 97). Polimerizan maddelerin yaygınlaşması nedeniyle dental seramiğe duyulan ilgi 1950'lerde yerini akrilik rezinlere bırakırken, 1960'larda metal destekli seramikler ile ilgili çalışmaların hız kazanması nedeniyle dental seramiklerin diş hekimliğindeki kullanım alanı artmıştır (7, 92, 98)

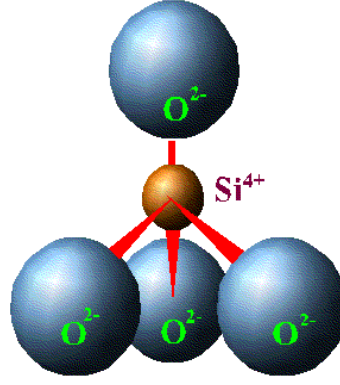
Abraham Weinstein 1962 yılında ilk kez metal destekli restorasyonu geliştirmiştir (162). Düşük mekanik özelliklere sahip porselen, metal altyapı ile başarılı bir şekilde desteklenirken metalin kötü estetik ve alerji dezavantajlarının ortadan kaldırılması için dental seramiğin güçlendirilmesine yönelik çalışmalar hız kazanmıştır. McLean ve Hughes, 1965'te seramik cam matrisine % 40-50 oranında alüminyum oksit (Al_2O_3) kristalleri ekleyerek dental seramiğin mekanik ve fiziksel özelliklerini geliştirmiş ve metal altyapıya ihtiyaç duyulmayan tam seramik restorasyonların üretilmesini sağlamıştır (98). Diş hekimliğinde dökülebilir cam seramik, ilk kez 1968 yılında MacCulloch tarafından kullanılmış, böylece tam seramik restorasyonlara duyulan ilgi artmaya başlamıştır (97).

Bu tarihten sonra gerçekleşen çalışmalar, seramik materyalinin dayanımını arttırmaya ve diş hekimliğinde bilgisayar teknolojisinden yararlanmaya yönelik olmuştur. İlk dental bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM, Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing) prototipi 1983'te, Fransa'da Garanciere konferansında tanıtılmıştır (43). Aynı yılda Zürih Üniversitesi'nde, porselenin ısı-basınç altında şekillendirilmesi ile oluşan IPS Empress I sistemi geliştirilmiştir (40). Adair ve Grossman, 1984 yılında mum eliminasyonu ardından dökülebilir seramik camın kontrollü kristalizasyonu yoluyla gerçekleşen Dicor tekniğini tanımlamıştır (117). Zürih Üniversitesi'nde, herhangi bir

laboratuvar işlemleri kullanılmadan CAD/CAM teknolojisi ile ilk porselen inley 1985 yılında üretilmiştir. Slip casting yönteminin kullanıldığı In-ceram sistemi ve alümina seramikleri 1989 yılında Dr. Sadoun tarafından geliştirilmiştir (26). Siemens firması 1992 yılında CEREC 1'i ve 1994 yılında CEREC 2'yi üreterek dijital diş hekimliğinin gelişmesine büyük katkıda bulunmuştur (105). CAD/CAM teknolojisi kullanılarak yüksek saflıkta ve dayanıklılıkta alüminyum oksit altyapıların üretildiği Procera AllCeram sistemi ise 1993'te Andersson ve Oden tarafından geliştirilmiştir (117). Empress 1'deki % 30-40 kristal içeriği % 60'a çıkartılarak materyalin bükülme dayanımı arttırılmış ve IPS Empress 2 sistemi 1998 yılında tanıtılmıştır (40, 102). Sirona firması tarafından üretilen CEREC 3 sistemi ile 2000 yılında ağız içinden dijital ölçü alımı sağlanmıştır (105). Zirkonyum materyali ise 1990'ların başlarında diş hekimliğine tanıtılmış ve CAD/CAM sistemindeki gelişmeler ile dijital ortamda yer bulmaya başlamıştır (77).

1.2. DENTAL SERAMİKLERİN YAPISI

Protez Terimleri Sözlüğüne göre seramik, bir ya da daha fazla metalin, oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı birleşimdir. Diş hekimliğinde kullanılan seramik, merkezde bulunan silikon atomu ile dört oksijen atomunun kimyasal bağ kurması yoluyla meydana gelen silisyum tetrahedral (SiO_4) yapıdan oluşmaktadır (Şekil 1). Silikon-oksit yapının bütünlüğünü sağlayan bu güçlü bağlar, seramiğin stabilite, sertlik, ısı ve kimyasal maddelere dayanım gibi özelliklerinde rol oynar (7, 8, 29, 96, 113, 114).



Şekil 1: Dental seramiğin tetrahedral yapısı (SiO₄)

Dental seramik yapısal olarak; feldspat, kuartz, kaolin ve diğer oksitlerden meydana gelir (8, 96, 107).

Feldspat: Potasyum alümina silikat ve sodyum alümina silikat yapısındadır. Seramik içinde % 60-70 oranında bulunan feldspat, seramiğin ana yapısını oluşturur. Erime sıcaklığı 1100-1300 °C aralığında olduğu için, pişirme işlemleri sırasında seramiği oluşturan bileşenlerin erimesini kolaylaştırır ve böylece bileşenleri bir arada tutan matris görevi görür. Ayrıca eriyen feldspat, camsı ve parlak hale gelerek seramiğe belirli bir şeffaflık özelliği kazandırır (8, 27, 96, 107, 176).

Kuartz: Silika yapısında olan kuartz, seramikte % 25-30 oranında bulunur. Erime derecesi çok yüksek (1685 °C) olduğu için, yüksek ısılarda seramiğin stabilitesinin korunmasına yardımcı olur, pişirme sonrası oluşabilecek büzölmeleri önler ve seramiğin dayanıklılığının artmasını sağlar (8, 27, 96, 107, 176).

Kaolin: Kaolin yumuşak ve beyaz renkte bir kil türüdür ve granit kayalarından elde edilir. Kimyasal formülü Al₂O₃×2SiO₂×2H₂O (Alüminyum hidrat silikat) 'tır.

Diş hekimliği seramiğinde % 1-5 oranında bulunur. Su ile karıştırıldığında yapışkan bir hale geldiği için bağlayıcı görevi görür ve porselenin şekillendirilmesini kolaylaştırır. Seramiğe opaklık özelliği kazandırdığı için, diş hekimliğinde düşük kaolin içeren ve cam fazı daha fazla olan seramikler tercih edilmektedir (8, 96, 107).

Cam modifiye edici oksitler: Bu amaçla yapıya katılan potasyum, sodyum ve kalsiyum oksitler, silikon gibi cam yapıcı elementlerle oksijen arasındaki bağlanmayı azaltarak camın yumuşama ısını düşürmekte ve seramiğin ısıl genleşme katsayısını arttırmaktadır. Böylelikle farklı pişirilme derecelerine sahip seramikler üretilmektedir.

Yüksek ısı seramikleri (1200-1400 °C) yapay dişlerde kullanılırken, orta ısı seramikleri (1050-1200 °C) prefabrike gövde dişlerin üretiminde yer alır. Düşük ısı seramikleri (850-1050 °C) ise günümüzde en çok kullanılan diş hekimliği seramiğidir.

Fakat özellikle metal destekli restorasyonlarda karşılaşılan ve seramiğin ısıl genleşme katsayısını metale yaklaştırmak amacıyla fazla kullanılan cam modifiye edici oksitler, seramiğin camsı yapısının bozulması anlamına gelen devitrifikasyon olayına neden olarak daha kırılğan yapıda seramiğin elde edilmesine yol açar (7, 8, 15, 27).

Ara oksitler: Cam modifiye edici oksitlerin ilavesi, seramiğin viskozitesinde azalmaya ve bunun sonucunda şekillendirme zorluğuna neden olur. Bu nedenle seramiğin viskozitesini, mekanik dayanımını ve elastiklik katsayısını arttırmak amacıyla yapıya ara oksit adı verilen Al_2O_3 eklenir (7, 8, 15, 27).

Renklendirici metal oksitler: Seramikte doğal dişlere yakın farklı renk tonlarının ve translüsentliğin elde edilebilmesi için Ti, Mn, Fe, Co, Cu, Ni gibi

yüksek ısıya dayanıklı metal oksit pigmentler ve opaklaştırıcı ajanlar da seramik içine katılır (7, 107, 176).

1.3. DENTAL SERAMİKLERİN SINIFLANDIRILMASI

Tam seramik sistemler yapım tekniklerine ve altyapı içeriklerine göre farklı şekilde sınıflandırılabilirler (8, 19, 81, 175).

1.3.1 TAM SERAMİK SİSTEMLERİN YAPIM TEKNİKLERİNE GÖRE SINIFLANDIRILMASI

1) Platin folyo tekniği

- Renaissance (Williams Gold Refining Co, Buffalo, NY),
- Sunrise (Tanaka Dental, Skokie, Ill.)

2) Refrakter model üzerinde hazırlanan tam seramik sistemleri

- Cerestore (Johnson and Johnson Dental Care Co., ABD)
- Hi-Ceram (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)
- In-Ceram (alümina, zirkonya, magnezya) (VITA Zahnfabrik, Bad

Sackingen, Almanya)

- Mirage (Chameleon Dental, ABD)

3) Dökülebilir cam seramik sistemleri

- Dicor (Ceramco/Dentsply, ABD)
- Cerapearl (Kyocera, ABD)

4) Isı-basınç ile şekillendirilen seramik sistemleri

- IPS Empress (IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein),
- IPS Empress 2 (IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein),

- Finesse (Dentsply Ceramco, Burlington, ABD)

- Optec (Jeneric, Pentron Inc., ABD)

5) CAD-CAM ve kopya-freze seramik sistemleri

- Prefabrike seramik blok/ CAD-CAM işleme (Cerec)

- Prefabrike seramik blok/ Kopya-freze işleme (Celay)

- Yüksek saflıkta alümina/ CAD-CAM işleme (Procera All-Ceram)

- Presinterize Y-TZP blok/ CAD-CAM işleme (Cercon, Lava)

- Presinterize Y-TZP blok/ Kopya-freze işleme (Zirkonzahn)

- Tam sinterize Y-TZP blok/ CAD-CAM işleme (DC-Zirkon)

1.3.1.1 Platin Folyo Tekniği

Çalışma modeli üzerine 2 kat yerleştirilen platin folyonun üst tabakasının kalayla kaplanması ve üzerine porselen işlenmesi ile gerçekleştirilen bu teknikte, porselenin pişim sonrası kalay oksit ile bağlanması amaçlanır. Elde edilen kronların kırılma dayanımı nedeniyle bu tekniğin kullanımı uzun süreli olmamıştır (107).

1.3.1.2 Refrakter model üzerinde hazırlanan tam seramik sistemleri

Model üzerinde gerçekleştirilen mum modelajın eliminasyonu ile elde edilen negatif boşluğa, 1515 °C'ye kadar ısıtılarak eritilen altyapı seramiğinin direkt enjeksiyon yöntemiyle gönderilmesi şeklinde hazırlandığı gibi (Cerestore, Innotek Dental Corp., Lakewood, Colorado, ABD), slip casting yönteminin kullanıldığı cam infiltrasyon tekniği ile de hazırlanabilir. Slip adı verilen su içindeki alümina kristallerinin süspansiyonu, ısıya dayanıklı özel alçı güdük üzerine sürülerek 1120 °C'de 10 saat pişirilir. Alçı üzerinde oluşan poröz yapıdaki alümina tabakası üzerine cam tanecikleri sürülür ve 1100 °C'de 4-6 saat süren ikinci fırınlama gerçekleştirilir.

Düşük oranda uygulanan seramiğin fırınlanma sonrası oluşan boşluklu yapısının, eritilmiş cam partikülleri ile tıkanmasına “cam infiltrasyon tekniği” denir (26, 117, 145). Bu sisteme örnek olarak In-Ceram (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) sistemi gösterilebilir.

1.3.1.3 Dökülebilir cam seramik sistemleri

Revetmana alınan mum modelajın kayıp mum tekniği kullanılarak elde edilen negatif boşluğuna, seramik materyalinin santrifüjlü döküm apareyinde dökülmesi ile elde edilen bir tekniktir (26, 69, 145).

1.3.1.4 Isı-basınç ile şekillendirilen seramik sistemleri

Bu sistem, hazırlanan mum modelajın kayıp mum tekniği kullanılarak elimine edilmesi sonucunda oluşan boşluklara, yüksek sıcaklık ve vakum altında pres döküm tekniği kullanılarak seramik blokların gönderilmesi ile uygulanan tekniktir (8, 81).

1.3.1.5 CAD/CAM ve kopya-freze seramik sistemleri

CAD/CAM sistemi, preparasyon alanı ya da elde edilen model ölçüsünün bilgisayara aktarılması, elde edilen dijital veri üzerinde tasarımların gerçekleştirilmesi ve restorasyonun bu sistem için özel olarak geliştirilen seramik bloklardan kazınarak elde edilmesinden oluşur (44, 105).

Kopya freze tekniğinin ana prensibi ise, okuma odasına yerleştirilen modelajın kopyasının, sistemin diğer bölgesinde kazınarak üretilmesidir. Kopyalama bölümünde aşındırma özelliği olmayan özel tarayıcı uçlar modelaj üzerinde dolaşırken aynı anda kazıma ünitesinde yer alan özel frezler ve diskler seramik bloğu şekillendirir (44, 105).

1.3.2 TAM SERAMİK ALTYAPILARIN İÇERİKLERİNE GÖRE SINIFLANDIRILMASI

1) Güçlendirilmiş seramik altyapı sistemleri

- Alüminöz altyapılı (Hi-Ceram)
- Cam infiltre alüminöz altyapılı (In-Ceram)
- Saf alümina altyapı (Procera)

2) Cam seramikler

- Lösitle güçlendirilmiş feldspatik cam seramikler (IPS Empress)
- Lityum disilikat içeren cam seramikler (IPS Empress 2)
- *Fluoromica* cam seramikler (Dicor)
- Apatit bazlı cam seramikler (hidroksilapatit-Ceraparl)

3) Zirkonyum oksit içeren seramik altyapı sistemleri

1.3.2.1 Güçlendirilmiş seramik altyapı sistemleri

Konvansiyonel seramiklere oranla yüksek dayanıklılığa sahip olmasının yanı sıra, opak olmaları nedeniyle estetik beklentileri karşılayamazlar. Bu nedenle sadece altyapı materyali olarak kullanılır ve konvansiyonel üstyapı materyalleri ile kaplanarak kabul edilebilir estetik elde edilir.

1.3.2.1.1 Alüminöz Altyapılı Seramikler

McLean ve Hughes, seramik cam matrisine % 40-50 oranında alüminyum oksit (Al_2O_3) kristalleri ekleyerek 1965 yılında ilk çekirdek seramiğini geliştirmişlerdir ve platin folyo üzerinde uygulamışlardır. Alümina tanecikleri seramiğin dayanımını

arttırırken çatlak durdurucu görevi görür. Ancak 120-150 MPa çekme dayanımına sahip olan alüminöz altyapı seramiğinin kırılma dayanımı yetersizdir.

Hi-Ceram® (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), seramiğin platin folyoyu yetersiz ıslatma sorununun çözümlenmesi için geliştirilmiştir. Alüminyum oksit (% 70 Al₂O₃) içeren materyal, ısıya dayanıklı day üzerinde fırınlanarak hazırlanır ve böylece daha iyi kenar uyumunun elde edileceği düşünülür (157, 170)

1.3.2.1.2 Cam İnfiltrate Alüminöz Altyapılı Seramikler

Daha önce bahsedilen cam infiltrasyon tekniği ile üretilen In-Ceram sistemi, cam infiltrate alüminöz altyapı seramik grubuna dahildir. Yüksek bükülme dayanımı ile hem anterior kron ve 3 üyeli köprü yapımında hem de posterior kron yapımında uygulanabilir. Fakat yapımının zaman alması, pahalı olması ve özel ekipman gerektirmesi gibi dezavantajları vardır. Alümina, spinell ve zirkonya içerikli olmak üzere 3 tipi vardır.

In-Ceram Alumina® (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), düşük viskoziteli sodyum lanthanyum silikat camın, ilk fırınlama ile oluşan poröz ve kısmen sinterize edilmiş alüminaya kapiller hareket ile akması sonucu gerçekleşen cam infiltrasyon tekniği ile elde edilir. Sonuçta elde edilen yapı; alümina partikülleri (ağırlıkça % 99,56), lanthanum alüminasilikat ve bir miktar da Na ve Ca'dan oluşmaktadır. Bükülme dayanımı 400-500 MPa'dır. Daha güçlü ve birbirine kenetlenmiş olan kristal yapı arasında çatlağın ilerleyebileceği bir yol bulunmamaktadır (26, 57, 80, 93, 177).

Altyapılar cam infiltrasyon tekniğinin yanı sıra, CAD/CAM sisteminde kullanılmak üzere özel olarak üretilen yarı sinterize prefabrike bloklardan (Vita In-Ceram alumina, Bad Sackingen, Almanya) da üretilebilir.

In-Ceram Spinell (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) sisteminde, In-Ceram Alumina'da yer alan alüminyum oksit yerine megnezyum spinel kullanılmaktadır ve böylece daha düşük kırılma indeksine sahip spinelin ışık geçirgenliği iyi olduğu için dentinin translüsentliği yansıtılır. Bükülme direnci 350 MPa olan materyal, estetik özelliği sayesinde anterior bölge tek üye restorasyonların yapımında kullanılır (26, 99, 177).

In-Ceram Zirkonya (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ise % 65 cam infiltre alümina ve % 35 sinterlenmemiş zirkonya içerir ve 700-800 MPa bükülme direncine sahiptir. Altyapı, geleneksel slip-cast tekniği ya da sinterlenmemiş prefabrike bloklardan frezleme tekniği ile elde edilebilir. Opak olması nedeniyle posterior 3 üyeli restorasyonların yapımında kullanılır (93, 172).

1.3.2.1.3 Saf Alümina Altyapı Sistemleri

Procera AllCeram sistemi (Nobel Biocare, Köln, Almanya) ile CAD/CAM teknolojisi kullanılarak yoğun olarak sinterlenmiş, saf ve yüksek dayanıklılıkta alüminyum oksit (% 99,5) altyapılar elde edilir. Bu yöntemde modeller, sistemin özel tarayıcısı ile okunur ve bilgisayara aktarılan dijital veriden elde edilen 3 boyutlu görüntü elektronik ortamda biri İsveç diğeri Amerika'da olmak üzere sadece iki merkezde bulunan CAM ünitelerine gönderilir. Hazırlanan özel güdükler üzerinde, yüksek saflıktaki alüminyum oksit tozunun basınç ile sıkıştırılmasıyla elde edilen altyapılar 1550 °C'de 1 saat süre ile yoğun olarak sinterize edilir ve konvansiyonel üstyapı seramiği uygulanarak restorasyonlar bitirilir (95, 109).

1.3.2.2 Cam Seramikler

Cam seramiklerin elde edilmesinde kullanılan camın kontrollü kristalizasyonu işlemi, cama ısı uygulanması sonucu içindeki kristallerin büyümesi ve cam matris içinde gömülü kalması ile gerçekleşir. Sonuç olarak cam seramikler, amorf camsı faz ve ince dağılımlı kristalize faz içeren multifaz materyallerdir. Kristal faz yeterince güçlü ise çatlaklar cam faz içinde meydana gelir ve kristal taneciklerinin arasındaki mesafe ile sınırlanır. Kristal faz hacim olarak büyük, kristal boyutları ise küçük olursa dayanıklı cam seramik elde edilir.

1.3.2.2.1 Lösit ile güçlendirilmiş feldspatik cam seramikler

Cam seramik yapının % 30-40 oranında ve 1-5 µm boyutlarında lösit tanecikleri ile güçlendirildiği **IPS Empress** (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sisteminin bükülme dayanımı 120-200 MPa'dır. Lösit kristalleri, yapıda oluşabilecek çatlakların ilerlemesini önleyen bariyer görevi görürken, kayıp mum işleminin uygulandığı ısı-basınç ile şekillendirme tekniği sayesinde seramik yapının büzülmesi kontrol edilir. Bu sistem ile elde edilen restorasyonlar yüksek translusensliğe sahiptir. Sistemin mekanik direncin yetersizliği ve estetik olması nedeniyle, endikasyonlar anterior tek üye restorasyonlar ile sınırlıdır (64, 73).

1.3.2.2.2 Lityum disilikat içeren cam seramikler

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş **IPS Empress 2** (Ivoclar Vivadent) sisteminin bükülme dayanımı 350-450 MPa'dır. Lityum disilikatın rastgele dağılmış, birbirine kilitlemiş ve iğnemsî şeklindeki kristallerden oluşan mikro yapısı, çatlakların yön değiştirmesini ve dallanmasını engelleyerek seramiğin bükülme direncinin artmasını sağlar (75).

Isı-basınç ile şekillendirme yöntemiyle hazırlanan IPS Empress 2 altyapı üzerine tabakalama tekniği ile seramik uygulaması gerçekleştirilir (159). Optik özellikleri ve translüensliği diğer tam seramiklere göre daha iyi olduğu için anterior ve posterior kronlar ve en son distal desteğin 2. premolar olması koşulu ile 3 üyeli köprülerde kullanılabilir (75, 157, 158, 160).

1.3.2.2.3 Fluoromica cam seramikler

Flor içeren tetrasilik mika kristalleri ile güçlendirilmiş cam seramik olan Dicor sistemi, döküm tekniği ile elde edilir. Mika kristalleri, materyalin esnekliğini ve yüzey işlenebilirliğini sağlarken, kristalizasyon işlemi olarak adlandırılan fırınlama sırasında cam matris içinde büyüyerek kırık oluşumuna karşı materyalin dayanımını artırır (177).

Bu sistemde, kayıp mum tekniği kullanılarak elimine edilen mum modelajın oluşturduğu negatif boşluğa, cam-seramik bloklar 1350 °C'de santrifüjlü döküm apareyinde dökülür ve sadece dış yüzeyi seramikleşen bir yapı elde edilir. Döküm işlemi tamamlandıktan sonra henüz şeffaf ve zayıf olan kron, tekrar revetmana alınır ve yüksek sıcaklıkta 10 saat süren kontrollü fırınlama sonrası seramikleştirme işlemi gerçekleştirilir.

Yüksek translüenslikleri nedeniyle ince yapılmaları ve bu nedenle kırılma dayanımının az olması nedeniyle günümüzde kullanılmamaktadır (97).

1.3.2.2.4 Apatit bazlı cam seramikler

Cerapearl (Kyocera Bioceram, San Diego, ABD) sistemi, sentetik hidroksiapatitin doğal diş yapısını en iyi taklit edecek materyal olduğu düşünülerek indirekt bir teknik olarak 1985 yılında geliştirilmiştir. Dicor sistemine benzer şekilde

revetmana alınan mum modelajın, kayıp mum tekniği kullanılarak elde edilen boşluğuna seramik materyalinin santrifüjlü döküm apareyinde dökülmesi ve sonrasında kontrollü ısı uygulaması ile gerçekleşen bir tekniktir. Bükülme dayanımı 590 MPa' dır (175).

1.3.2.3 Zirkonyum oksit içeren seramik altyapı sistemleri

Zirkonyum oksit içeren birçok seramik çeşidi olmasına rağmen, sadece 3'ü günümüz diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Bunlar; yitrium katyonu ilave edilmiş tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP), magnezyum katyonu ilave edilmiş kısmen stabilize zirkonya (Mg-PSZ) ve zirkonya ile güçlendirilmiş alümina'dır (ZTA) (37).

1.3.2.3.1 Yitrium katyonu ilave edilmiş tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP)

Yitrium oksitin (Y_2O_3), saf zirkonyaya % 2-3 mol oranında ilave edilmesiyle elde edilen yitrium stabilize tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP), en çok kullanılan zirkonya çeşididir. Stabilize edici Y^{3+} katyonları ve Zr^{4+} , katyonik alana doğru dağılırken, oksijen boşluklarının elde edilmesi ile elektriksel nötralizasyon sağlanmaktadır (47, 115). Böylece oda ısısında tetragonal fazda stabil hale getirilmiş tetragonal zirkonya polikristali olarak adlandırılan yarı stabil bir materyal elde edilmektedir (37).

DC Zirkon (DCS Precident), Cercon (Dentsply Prosthetics), Lava (3M Espe), In-Ceram YZ (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) bu sistemin örneklerindendir.

1.3.2.3.2 Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA)

Zirkonyanın alümina matrisi ile birleştirilmesi sonucu oluşan ZTA, zirkonyanın gerilim destekli transformasyon yeteneğinden yararlanır. Bu materyalin biyoseramik olarak kullanımı son zamanlarda artmaktadır. Bu materyale örnek olarak gösterilen In-ceram Zirkonya (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), In-Ceram Alumina materyaline hacimce % 33 oranında % 12 mol seria ile stabilize zirkonya (12 Ce-TZP) eklenmesiyle geliştirilmiştir (38, 86).

Mikroyapısal olarak; büyük alümina grenleri (6 μm x 2 μm) ile kümeler halinde küçük zirkonya grenleri (<1 μm) içermektedir. Zirkonya grenleri daha parlakken, alümina grenleri daha koyu görünmektedir. In-Ceram Zirconia slip-casting ya da yumuşak işleme ile elde edilir. Slip-casting işleminin bir avantajı büzülmenin oldukça sınırlı olmasıdır. Ancak porözite miktarı, sinterlenen Y-TZP'den daha fazladır ve ürünün % 8-11'i oranındadır. Bu durum Y-TZP ile karşılaştırıldığında, In-Ceram Zirconia'nın düşük mekanik özellikleri açıklanabilir. Ancak termalsiklus ve yaşlandırma işlemi altında Y-TZP'den daha iyi termal stabilizasyon ve düşük sıcaklık bozunmasına karşı daha büyük direnç göstermektedir (37, 115).

1.3.2.3.3 Magnezyum katyonu ilave edilmiş kısmen stabilize zirkonya (Mg-PSZ)

Biyomedikal uygulamalar için tanıtılan magnezyum ile kısmen stabilize edilmiş zirkonya materyalinin, içerdiği büyük gren boyutuna (30-60 μm) bağlı olarak sahip olduğu poröz yapı nedeniyle, aşındırıcı özelliği yüksektir ve bu nedenle başarılı bulunmamıştır. MgO miktarı % 8 ile 10 mol arasında değişen bu materyal, kübik stabilize zirkonya matris içinde tetragonal çökeltilerinden oluşur (115). Yüksek

sinterleme sıcaklığına ek olarak (1680-1800 °C), özellikle 1100 °C olan yaşlandırma fazında soğuma döngüsü dikkatle kontrol edilmelidir. Bu fazda malzemenin kırılma dayanımının kontrolünde önemli rol oynayan dönüşebilen tetragonal faz çökeltileri meydana gelmektedir. SiO₂ içermeyen Mg-PSZ elde etmenin zorluğuna bağlı olarak, magnezyum silikat grenlerindeki magnezyum içeriğini düşürerek tetragonal-monoklinik faz dönüşümü desteklenmektedir. Bu durum mekanik özellikleri düşük ve daha az stabil olan materyal oluşumuna neden olmaktadır (37, 115). Denzir-M (Dentronic AB, Skellefteå, İsveç), tam sinterize Mg-PSZ seramiğine örnektir (147).

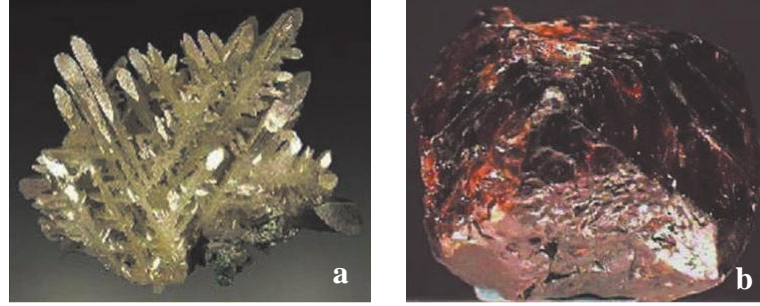
1.4 ZİRKONYA

Sembolü 'Zr' olan zirkonyum, atom numarası 40 ve atom kütlesi 91,22 olan geçiş metal elementidir. Arapça 'altın renginde' anlamına gelen 'zargon' kelimesinden türetilmiştir. 'Zargon' kelimesi ise Pers dilinde 'Zar' (altın) ve 'Gun' (renk) kelimelerinden oluşmuştur (115, 164).

Zirkonyum ilk olarak 1789 yılında Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından, birtakım değerli taşların ısıtılması sonucu reaksiyon ürünü olarak bulunmuştur. İsveç kimyacı Jons Berzelius tarafından 1824 yılında potasyumla işlenerek izole edilmiştir ve uzun yıllar seramik yapısına katılan bir pigment olarak kullanılmıştır (115, 164).

Zirkonyum elementi doğada saf halde bulunmaz fakat sadece silikat oksitleri (ZrO₂ x SiO₂) ile birlikte veya serbest oksit (ZrO₂) olarak bulunur. Ancak bu mineraller doğadan elde edildiklerinde uranyum ve toryum gibi radyoaktif elementler içerebilmektedir. Seramik biyomateryali olarak kullanılacak ise, karmaşık ve zaman alıcı bir arıtma işlemi sonucunda saf zirkonya tozu elde edilmelidir. Zirkonya olarak

bilinen zirkonyum dioksit (ZrO_2), zirkonyumun beyaz kristalin oksididir. Saf zirkonyum oksit doğada bulunmamasına rağmen, baddeleyite ve zirkon minerallerinde bulunmuştur (Resim 1). Oda sıcaklığında heksagonal sıkı paketlenmiş kristalin yapıda olup, zirkonat (ZrO_3^{-2}) ve zirkonil tuzları (ZrO^{+2}) gibi bileşenlerden meydana gelir (37, 164). Reaktif bir element olan zirkonyum, hava veya sıvı ile temas ettiğinde yüzeyinde oksit tabakası oluşur ve bu sayede zirkonyanın korozyona karşı daha dirençli olması sağlanır (37).



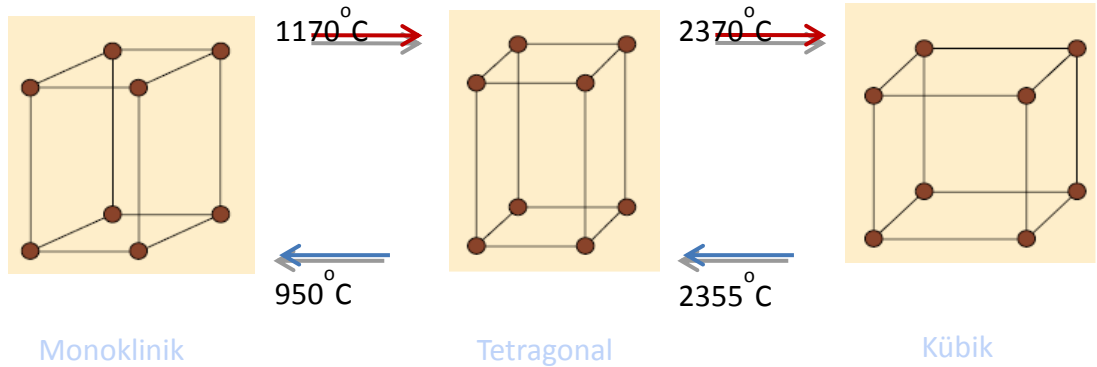
Resim 1: (a) Baddeleyite (ZrO_2) materyali (b) Zirkon ($ZrSiO_4$) materyali

Sertliği, aşınma direnci, dayanıklılığı, yüksek korozyon direnci ve ani ısıl değişimlere dayanıklılığı gibi özellikleri nedeni ile endüstride kullanım alanı bulan zirkonya, ortopedide ilk olarak 1960'lı yıllarda biyomateryal olarak kullanılmaya başlanmıştır. Diş hekimliğinde ise, ortodontik braketlerde, post-core sistemlerde, implant dayanaklarında ve implantlarda kullanılmıştır. Diş hekimliğinde tanıtılmasından bu yana zirkonya, mükemmel mekanik özellikleri ve metal seramiklere göre doğala daha yakın görünümü ile prostodontide ilgi duyulan konulardandır (115, 164).

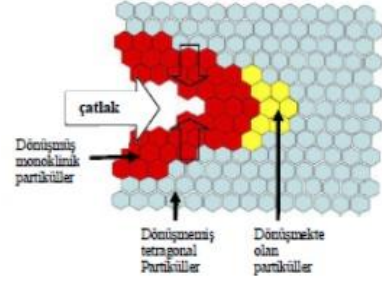
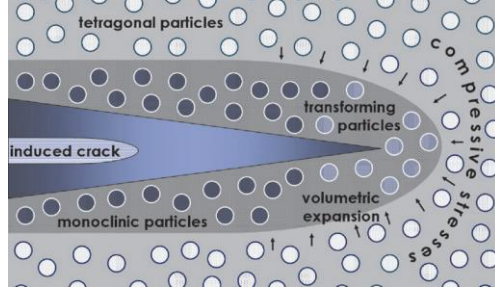
1.4.1 ZİRKONYANIN YAPISAL ÖZELLİKLERİ

Kristalin ağı içinde yer alan zirkonyum oksit kristalleri, 3 farklı kristal faz yapısına göre sınıflandırılır: Bunlar monoklinik, tetragonal ve kübik fazlardır. Saf zirkonya 1170 °C'ye kadar olan oda ısısında monoklinik fazda stabildir. Bu fazda zirkonyanın mekanik özellikleri düşüktür ve seramik partiküllerinin kohezyonunun azalması ve buna bağlı olarak yoğunluğun azalması kolaylaşabilir. 1170 °C ile 2370 °C arasında zirkonya, hacim olarak % 5 azalma göstererek tetragonal fazda stabil hale geçmiştir ve materyalin mekanik özellikleri gelişmiştir. Sıcaklığın artmasıyla beraber 2370 °C'nin üzerinde materyal kübik faza dönüşmektedir ve erime sıcaklığına kadar (2680 °C) stabildir (Şekil 2) (37, 115, 164).

Soğuma sırasında ise, tetragonal fazda stabil olan zirkonya, yaklaşık 950 °C'de faz dönüşümü gerçekleştirir ve hacim olarak % 3-4 oranında artarak monoklinik faza dönüşür. Bu faz dönüşümü sırasında oluşan hacim artışı, çatlakların başlangıcında sıkıştırıcı stresler ortaya çıkararak dış streslerin nötralize edilmesini sağlamak ve dolayısıyla çatlakların ilerlemesi önlenmektedir. Bu fiziksel özellik 'dönüşüm sertleşmesi' olarak tanımlanmaktadır (Şekil 3) (37, 115, 164).



Şekil 2: Zirkonyanın kristal fazları ve dönüşüm sıcaklıkları



Şekil 3: Çatlak ilerlemesi sonucu oluşan dönüşüm sertleşmesi

Dönüşüm sertleşmesine uğramış zirkonya materyalinin ilgi çekici özelliği, yüzeylerinde kompresif tabakaların oluşmasıdır. Yüzeydeki tetragonal grenler, matris tarafından engellenmediği için kendiliğinden monoklinik faza dönüşebilir veya aşındırıcı işlemlere bağlı olarak yüzeyin birkaç mikron altına kadar sıkıştırma streslerini tetikleyebilir. Faz dönüşümü sonucunda oluşan yüzey sertleşmesi, zirkonyanın mekanik ve aşınma özelliklerinin geliştirilmesinde etkili olabilir. Dönüşüme uğrayan tabakanın kalınlığı ise kısıtlayan faktörlerden biridir (115).

1.4.2 TETRAGONAL FAZIN STABİLİZASYONU

Her ne kadar tetragonal→ monoklinik faz dönüşümü (T-M) ile ortaya çıkan kompresif stresler ile dayanıklılık artsa da, hacim artışı sonucu oluşabilecek ileri derecede kırıkların önlenmesi için bu faz dönüşümü kontrol altına alınmalıdır. Ayrıca zirkonya kristallerinin tetragonal fazdan daha zayıf olan monoklinik faza dönüşümü sonucunda gerçekleşen düşük ısı bozunması (LTD) olarak bilinen yaşlandırma etkisi, zirkonya altyapılarda kendiliğinden oluşan katastrofik başarısızlık riskine yol açar (39). Zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda stabil olması, zirkonyadan beklenen performansın sağlanmasında anahtar noktadır (51). Böylece çatlak

ilerlemesi etkili bir şekilde önlenirken materyalin mekanik özellikleri yükseltilir. Bunun için kalsiyum, magnezyum, alüminyum, yttrium veya seryum gibi metal oksitler ilave edilerek kontrolsüz faz değişimi engellenen ve “yarı stabilize zirkonya (PSZ- Partially Stabilized Zirconia)” olarak adlandırılan oda sıcaklığında yarı stabil bir materyal elde edilmektedir (37). Ancak her ne kadar tetragonal faz oda sıcaklığında stabilize edilse de, bu faz aslında metastabildir yani materyalin içinde, tetragonal fazı tekrar monoklinik faza dönüştürebilecek bir enerjinin varlığı söz konusudur (155).

1.4.3 YİTRİYUM STABİLİZE TETRAGONAL ZİRKONYA POLİKRİSTALİ (Y-TZP)

Yitriyum oksitin (Y_2O_3), saf zirkonyaya % 2-3 mol oranında ilave edilmesiyle elde edilen yitriyum stabilize tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP), en güçlü ve en çok kullanılan zirkonya çeşididir (170). Y-TZP seramikleri, ZrO_2 ile Y_2O_3 'ün beraber çöktürülmesi yoluyla veya ZrO_2 grenlerinin Y_2O_3 ile kaplanması yoluyla elde edilebilir (115).

Y-TZP materyali, yüksek dayanım, kırılma tokluğu, sertlik, aşınmaya karşı direnç, biyouyumluluk, manyetik içermeyen davranış, elektrik yalıtımı, düşük termal iletkenlik, asit ve alkali içinde korozyona direnç, çeliğe benzer elastiklik modülü ve demire benzer termal ekspansiyon katsayısı gibi özelliklere sahiptir (164).

Y-TZP esaslı altyapı sistemlerinin bükülme dirençleri 900-1200 MPa arasındadır. Kırılma dayanımları ise alüminöz altyapı sistemlerinin yaklaşık 2 katı, lityum disilikat içeren sistemlerin ise yaklaşık 3 katı kadardır (115).

Metastabil özelliğinde olan zirkonyumda faz dönüşümleri yapı içinde kendiliğinden devam eder. Bu doğal dönüşümler sonucu materyalin mekanik özelliklerini etkileyen birçok faktör vardır. Bu etkenler aşağıdaki şekilde incelenebilir;

1.4.3.1 Stabilizatör oksidin oranı

Oda ısısında tetragonal fazda bulunan zirkonyanın faz durumu; stabilizatör oksidin gren boyutlarına ve matriste doğru oranda kullanımına bağlıdır. Zirkonya içeriğindeki stabilize oksit konsantrasyonunun artması (% 3.5), stabil kübik fazın önemli bir kısmının nükleasyonuna izin verebilir ve materyalin mekanik özellikleri etkilenir. Bu nedenle oda sıcaklığında tetragonal metastabil faz elde edilmesi için stabilize oksit miktarı % 3 mol'ün üzerinde olmamalıdır (151).

1.4.3.2 Zirkonya grenlerinin boyutu ve şekli

Zirkonya grenlerinin boyutu ve şekli materyalin mekanik özelliklerini etkilerken, üretim sıcaklığı ise gren boyutlarının değişmesine neden olur.

Gren boyutu kritik sınırın üzerinde ise, 3Y-TZP daha az stabil ve kendiliğinden oluşan T-M faz dönüşümlerine daha yatkınken, gren boyutunun küçülmesi (<1 µm) faz dönüşüm oranının azalmasına neden olur. Fakat çok düşük gren boyutları (0.2 µm) varlığında, transformasyon mümkün değildir ve kırılma tokluğu azalır (115). Ayrıca daha yüksek sıcaklıklar ve daha uzun sinterleme süresi gren boyutunun büyümesine neden olur (21). Bu nedenle sinterleme koşulları, materyalin kristal boyutunu dolayısıyla zirkonyanın mekanik özelliklerini ve stabilitesini etkilediği için

kontrol altında tutulmalıdır (180). Oda sıcaklığında tetragonal metastabil faz elde edilmesi için, gren boyutu 0,8 mm altında olmalıdır (151).

Materyalin kırılma ve bükülme dayanımını etkileyen bir diğer etken ise porözitedir. Porözite miktarı arttıkça, materyalin mekanik özellikleri zayıflar ve çatlaklar küçük grenler arasındaki boşluklardan geçerek ilerleyebilir. Daha yoğun olan zirkonya materyallerinde ise; poröziteye daha azdır ve çatlak ilerleyişi hem intergranüler hem de transgranüler şekilde olabilir (58, 94).

1.4.3.3 Üstyapı porseleni uygulanması

Zirkonya materyalinin 900 °C'de 1 saat ya da 900-1000 °C'de 1 dakika bekletilmesi sonucunda, monoklinik fazdan tetragonal faza olan ters dönüşümün tetikleneceği birçok yazar tarafından belirtilmiştir. Bu durumda sonraki dönüşüm için kristaller hazır değildir ve çatlak tamiri gerçekleşmez. Ayrıca yüzeydeki avantajlı kompresif streslerin rahatlaması sonucu materyal dayanımı azalır. Benzer sıcaklıklarda fırınlanan üstyapı porseleni de yukarıda belirtilen ters transformasyona neden olmaktadır (37, 180).

Zirkonyanın yüksek sıcaklıklarda pişirilip ardından hızlı bir şekilde soğutulması veya farklı termal genişleme katsayısına sahip üstyapı seramiğinin kullanılması ile ortaya çıkan artık stresler, düşük ısı bozunmasını arttırması açısından yüzey pürüzlendirme işleminden daha tehlikeli bulunmuştur (180).

1.4.3.4 Aşındırma

Bu işlem ile materyal yüzeyinde mikronlar derinliğinde T-M transformasyonu oluşur ve bu dönüşüm sonucu gelişen kompresif stres ve hacim artışına bağlı olarak yarı kararlı tetragonal zirkonya polikristallerinin direnci artar. Bu kompresif stresler, yüzeysel mikroçatlakların ilerlemesini önler fakat yüzey ve yüzey altı hasarı desteklenir. Bu hasardan sorumlu olan mekanizma, hacim artışı ve faz dönüşümü sonrası mikrokrater oluşumu nedeniyle grenlerin dışa çekilmesidir. Böylece materyalin aşınma direnci üzerinde etkili rol oynayan yüzey pürüzlülüğü ve porözite görülür.

25 µm gren boyutundaki elmas frez ile gerçekleştirilen aşındırma işleminin, Y-TZP materyalinin dayanımını geliştirdiği belirtilirken, kaba grenli frezler ile gerçekleştirilen aşındırmanın ise zirkonyanın dayanıklılığında azalmaya neden olduğu bulunmuştur. Su soğutması altında az basınç ile gerçekleştirilen aşındırma, T-M faz dönüşümünü destekleyebilir, hata oranını azaltırken yüzeyde oluşan kompresif tabakayı arttırır (84, 164).

Aşındırmanın dayanım üzerine olan etkisi; dönüşen monoklinik fazın miktarına, T-M transformasyonunun yarı kararlılığına, aşındırma şiddetine ve oluşan sıcaklığa göre değişir (59). İşlem sırasında hataların azalması, materyal stabilitesini geliştirebilir. Alternatif olarak, kısmi sinterize seramiklerin makine ile işlenmesi veya aşındırma işlemi kullanılmadan elde edilmesi, zirkonya restorasyonların dayanımını geliştirebilir (115, 164).

1.4.4 ZİRKONYA BLOKLARIN ÜRETİMİ

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya bloklar aynı kimyasal yapıda olmalarına rağmen kullanılan tozun tipi ve üretim yöntemine bağlı olarak direnç ve ışık geçirgenliği açısından farklılıklar göstermektedir. Sinterleme teknikleri, sıcak İzostatik Presleme (Hot Isostatic Pressing=HIP) ve HIP olmayan (non-HIP) olarak ikiye ayrılmaktadır.

1.4.4.1 HIP Olmayan bloklar (Yarı Sinterize Zirkonya Bloklar)

Bu bloklar, zirkonya tozunun soğuk izostatik presleme işlemi ile hazırlanan ve sinterlenmesi tamamlanmamış bloklardır. Zirkonya tozlarının presleme işlemi için uygun hale getirilmesi amacıyla bağlayıcı madde içerirler ve bu bağlayıcı madde pre-sinterizasyon aşamasında elimine olmaktadır. Ayrıca ZrO_2 'den ayrılması oldukça güç olan HfO_2 % 2 oranında bulunmaktadır. Presleme işlemi sonrasında 20–30 nm boyutlarında grenler elde edilir (37). Isı uygulamadan basınç ile sıkıştırılan zirkonya tozu sonrasında ön sinterleme işlemine tabi tutulur. Ön sinterleme sıcaklığı ve süresi; materyalin sertliğini, makine ile kazınabilmesini ve pürüzlülüğünü etkilediği için kontrol altında tutulmalıdır. Isıtma işlemi hızlı yapılırsa, bağlayıcı maddenin eliminasyonu ve bunun sonucunda oluşan yanma ürünleri bloklarda çatlaklara yol açabilir. Bloğun çok sert olması ise, kazıma sırasında materyalin zarar görmesine neden olabilir. Teorik olarak pre-sinterizasyon sonrası zirkonya bloğun yoğunluğu % 40 oranında olmalıdır (37, 49).

Sinterlenmemiş haldeki bloklar, CAD/CAM sistemi kullanılarak “green machining” olarak adlandırılan “ham şekillendirme” (dry-pressed) işlemi ile elde edilir. Aşındırma sonrası normalden büyük boyutta hazırlanan zirkon altyapılar,

1350-1550 °C'de 2-5 saat final sinterizasyon işlemine tabi tutulur. Restorasyonlar, yaklaşık % 20 oranında büzölmeye uğrayarak istenilen son boyutuna ulaşır ve % 99 yoğunluk elde edilerek dayanıklı hale gelir (37).

Non-HIP zirkonyanın üretilmesinde, sinterleme işlemi aşındırma işleminden sonra yapıldığı için, stresin başlattığı T-M dönüşümü ve buna bağı olarak yüzeyde serbest monoklinik fazın bulunması engellenir. Her ne kadar bu faz dönüşümü ile ortaya çıkan kompresif stresler sayesinde dayanıklılık artsa da, birçok üretici zirkonya üzerinde aşındırma ve kumlama işlemlerinin yapılmasını önermemektedir (37, 58, 138, 180).

Makine ile yumuşak kazıma yöntemi kullanılarak hazırlanan yarı sinterlenen bloklara örnek olarak; Cercon (Dentsply International), Lava™ (3M Espe), Procera zirconia (Nobel Biocare), YZ cubes for Cerec InLab (Vident) ve IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent) verilebilir.

1.4.4.2 HIP Bloklar (Tam Sinterize Zirkonya Bloklar)

HIP blokların kimyasal içeriğı tamamen Non-HIP zirkonya ile aynıdır, sadece üretildiğı sinterleme tekniğı farklıdır. Tam sinterize Y-TZP bloklar ilk olarak 1500 °C'nin altındaki sıcaklıklarda ön sinterizasyona tabi tutularak % 95 yoğunluğa ulaştırılır. Daha sonra yüksek basınç altında 1400-1500 °C aralığında sıcak izostatik basınç işlemi uygulanır. Böylece blokların % 99 yoğunluğa ulaşmaları sağlanır (37, 146).

HIP zirkonya bloklar aşındırma işlemleri yapılmadan önce sinterlendiğı için, restorasyonun gerçek boyutlarında tasarlanır. Bloklar, özel olarak tasarlanmış freze cihazlarında şekillendirilebilir. Sertlik değeri yüksek ve makine ile işlenme özelliğı

düşük olan tam sinterize yoğun blokların kazınması zordur. HIP zirkonyadan üretim yapılması daha uzun zaman alır ve frezeleme ünitesinde daha fazla aşınmalara neden olur. Ayrıca yoğun sinterlenmiş seramik blokların frezelenmesi sırasında, monoklinik faz dönüşümü gerçekleşebileceği için altyapılarda mikro çatlakların oluşma riski vardır (118). Diğer taraftan, restorasyon direkt olarak istenilen boyutlarda tasarlanıp kazıtıldığı ve sinterizasyon sırasında boyutsal değişim olmadığı için, restorasyonların mükemmel kenar uyumu gösterdiği savunulur (5).

Tam sinterize HIP bloklara örnek olarak; Denzir (Decim AB, Skelleftea, İsveç) ve DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwill, Almanya) gösterilebilir.

1.5 BİLGİSAYAR DESTEKLİ TASARIM / BİLGİSAYAR DESTEKLİ ÜRETİM (CAD/CAM)

CAD/CAM, 'Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing' kelimelerinin kısaltılmış hali olup bilgisayar destekli tasarım/ bilgisayar destekli üretim anlamına gelmektedir. Duret ve Preston tarafından diş hekimliği ile ilk kez 1970'lerde tanıştırılmış (44), 1980'lerde ise Moermann tarafından Cerec sistemi geliştirilmiştir (104). Günümüzde CAD/CAM sistemi çoğu dental laboratuvarlarda ve klinikte hasta başında gerçekleştirilen uygulamalarda kullanılmaktadır.

1.5.1 CAD/CAM ÜYELERİ

CAD/CAM sistemlerinin gelişimi; veri alma, veri işleme ve üretim işlemlerinin yapıldığı parçalara dayanır.

1.5.1.1 Veri alma (Tarayıcı- scanner)

Preparasyonu tamamlanan dişler, komşu dişler, çevre yumuşak dokular, karşıt ark ve okluzyonda karşıt arkın durumu optik okuyucu ile taranarak dijital ölçü elde edilir. Dijital ölçü alımı, ağız içi kayıt alabilen özel optik okuyucu kullanılarak direkt olarak yapılabildiği gibi, elde edilen alçı model üzerinde InLab sistemi kullanılarak indirekt olarak da gerçekleştirilebilir (149). Bilgisayar ortamında katı model elde edilmesi olarak tanıtılan “hızlı prototipleme” (rapid prototyping) yönteminde, her bir taramadan elde edilen parça görüntüleri tıpkı toz-likit sisteminde olduğu gibi tabaka tabaka üst üste eklenerek bilgisayar ortamında 3 boyutlu model elde edilir (56). Böylece konvansiyonel ölçü alımı, model elde etme, güdük hazırlama ve artikülatöre alma işlemleri kısa süre içinde tek aşamada hazırlanır.

1.5.1.2 Veri işleme (Tasarım- yazılım)

Bilgisayar ortamında elde edilen 3 boyutlu model üzerinde, sistemin kendine ait yazılım programı kullanılarak istenilen restorasyonun tasarım işlemine geçilir. Restorasyonun bitim kenarı belirlendikten sonra, uygun giriş yolu seçilir ve restorasyonlar istenilen kontur ve boyutta tasarlanır (56, 149). Böylece geleneksel üstyapı hazırlama yöntemlerinden olan tabakalama tekniğinde aşamalı porselen yığma işlemleri ortadan kaldırılırken, ısı-basınç ile şekillendirme tekniğinde ise mum modelasyon ve manşete alma aşamalarına gerek duyulmaz.

1.5.1.3 Üretim (Kazıma- donanım)

CAD yazılımında oluşturulan tasarım, CAM birimine iletilerek üretim aşamasına geçilmiştir. Tasarlanan protezin boyutuna uygun olarak seçilen blok,

kazıma ünitesine yerleştirilir. CAD biriminden gelen komuta göre hareket yolları belirlenen çeşitli boy ve şekillerdeki elmas frezler ile blok aşındırılarak restorasyon üretilir (56, 149). Böylece geleneksel üstyapı hazırlama yöntemlerinden olan tabakalama tekniğinde kapanışa uygun olarak gerçekleştirilen aşamalı porselen ilavesi ve son düzeltme işlemleri ortadan kaldırılırken, ısı-basınç ile şekillendirme tekniğinde ön ısıtma, seramiğin özel fırında preslenme ve restorasyonun manşetten çıkarılma işlemlerine gerek duyulmaz. Böylece CAD/CAM sistem ile daha yüksek hassasiyete sahip restorasyonların üretimi daha kısa sürede gerçekleştirilebilir.

1.5.2 CAD/CAM SİSTEMİNİN AMACI

CAD/CAM sistemlerin geliştirilmesindeki amaçlar (24);

- Geleneksel ölçü yöntemlerini elimine etmek,
- Yapılacak restorasyonun doğal anatomisine, fonksiyonlarına ve preparasyonuna göre bilgisayar kullanarak tasarımını yapmak,
- Hasta başında tek seansta restorasyonu üretebilmek,
- Restorasyon kalitesini arttırmak (mekanik direnç, kenar uyumu, yüzey kalitesi)
- Daha iyi estetik sağlamaktır.

1.5.3 CAD/CAM SİSTEMİNİN AVANTAJ ve DEZAVANTAJLARI

CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları (101):

- Yüksek kalitede materyal kullanımına olanak sağlar (dayanıklı restorasyon),
- Farklı parametreleri kontrol etmek kolaydır (tabaka kalınlığı, prepare edilen kavite şekli, siman aralığı vb),
- Dijital arşivlemeye imkan verdiği için üretimde süreklilik sağlanır,
- Ağız içi kamera ile detaylar net elde edilebildiği için ve siman aralığı ile kenar bitim sınırı μm düzeyinde belirlenebildiği için mükemmel uyumluluğa sahip restorasyonlar elde edilir.
- Üretim basamaklarının, üretim hatalarının, gereksiz malzeme harcanmasının ve laboratuvar çalışma saatlerinin azalması nedeniyle ekonomiktir.
- Ağız içi optik tarayıcı ile dijital ölçü alındığı için hasta memnuniyeti daha yüksektir.
- Dijital veri alma, veri işleme ve kazıma işlemleri ile geleneksel protez aşamalarına gerek duyulmadığı için restorasyonların üretimi daha hızlıdır.

CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları:

- Prefabrike blok kullanımı nedeni ile renk seçiminin kısıtlı olması,
- Bazı sistemlerin uzman kullanıcı gerektirmesi,
- Kullanılan cihazların pahalı olmasıdır.

1.5.4 CAD/CAM SİSTEMLERİ

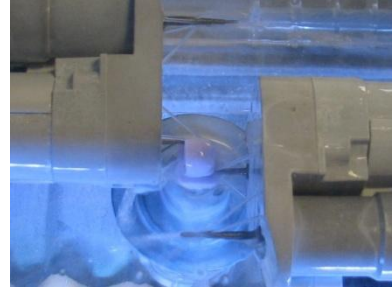
1.5.4.1 Cerec InLab Sistemi

“Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramics” kelimesinin ilk harflerinden oluşan Cerec sistemi, kullanılan ilk CAD/CAM sistemidir. Siemens firması tarafından 1992 yılında CEREC 1 ve 1994 yılında CEREC 2 üretilerek dijital diş hekimliğinin gelişmesine büyük katkıda bulunulmuştur (105). Sirona firması tarafından 2000 yılında CEREC 3 sistemi üretilerek bazı yenilikler sisteme eklenmiştir. Bunlar (106);

- Üç boyutlu ağız içi kamera ve dijital radyografi ünitesi olması,
- Ağız içi kamera ile restore edilecek dişin ayrıntılı kayıt edilmesi,
- Freze ünitesine 2. elmas silindirin eklenmesi ile daha iyi okluzal detayların sağlanması,
- Üretimin daha hızlı (sürenin % 27 azalması) ve daha kolay gerçekleşmesi,
- Önceki restorasyon şekillendirilirken bir sonrakinin tasarlanabilmesidir.

Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler sayesinde klinik olarak birçok imkan sunan Cerec sisteminde, optik okuyucu yardımıyla direkt hasta ağzından veya model üzerinden alınan dijital ölçü bilgisayara aktarılır ve bu veri üzerinde gerçekleştirilen altyapı tasarımı, kazıma ünitesine yerleştirilen hazır blok seramikler ile şekillendirilir (Resim 2).

Cerec sistemi (Siemens, Bensheim, Almanya) kullanılarak şekillendirilen zirkonya materyallerine örnek olarak IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve Vita In-Ceram YZ (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) gösterilebilir.

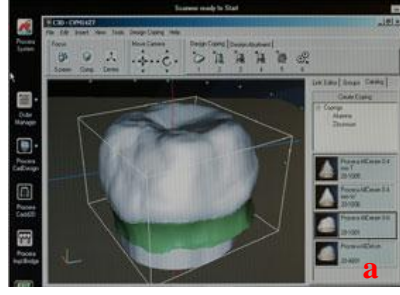


Resim 2: Cerec sistemi ile restorasyon tasarımı ve üretimi

1.5.4.2 Procera sistemi

Procera sistemi (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) ile CAD/CAM teknolojisi kullanılarak yoğun olarak sinterlenmiş ve saf alüminyum oksit (% 99,5) altyapılı (Procera AllCeram), zirkonya altyapılı (Procera AllZirkon) ve titanyum altyapılı (Procera AllTitan) restorasyonlar elde edilir.

Procera sisteminde tasarımın gerçekleştirildiği CAD ünitesi laboratuvarında bulunurken, kazıma işleminin yapıldığı CAM ünitesi ise İsveç ve Amerika olmak üzere sadece iki merkezde bulunur. Sistemin özel tarayıcısı ile elde edilen veriler bilgisayara aktarılır ve oluşturulan 3 boyutlu dijital görüntü CAM ünitelerine elektronik ortamda gönderilir. Bu birimler, sinterizasyon aşamasında meydana gelen yaklaşık % 20 oranındaki büzülme için, restorasyon üretiminde kullanılacak olan modeli genişletir. Yüksek saflıktaki alüminum-oksit tozu, elde edilen yeni boyuttaki model üzerinde sıkıştırılarak yüksek yoğunlukta sinterize edilir. Elde edilen altyapı ve güdük, restorasyonun tamamlanacağı laboratuvara posta yoluyla gönderilir. Uygun ısıl genleşme katsayısına sahip üstyapı porseleni ile tamamlanarak restorasyonlar bitirilir (109) (Resim 3). Köprü restorasyonlarında genellikle zirkonyum oksit esaslı olan Procera AllZirkon blokları tercih edilmektedir.



Resim 3: a) Procera sistemi ile elde edilen dijital görüntü b) Sistemin CAM ünitesi

1.5.4.3 Cercon Sistemi

“Cercon Smart Ceramic” ismi ile üretilen zirkonya esaslı bir tam seramik sistemidir (Degudent, Dentsply). Sadece CAM ünitesine sahip olduğu için CAD/CAM sistemi değildir. Prepasyon alanından elde edilen güdük üzerinde hazırlanan mum modelaj, sistemin ana parçasına (Cercon Brain) yerleştirilir ve lazer tarayıcı ile taranır. Elde edilen veriler frezeleme ünitesine aktarılır ve sinterizasyon sırasında gerçekleşen büzülme miktarı da hesaplanarak Cercon Brain ünitesinde zirkonya bloklarından aşındırılır. Altyapı Cercon Heat ünitesinde 1350 °C’de sinterlendikten sonra gerçek boyutlarına ve mekanik özelliklere sahip restorasyonlar elde edilir (31) (Resim 4).



Resim 4: Cercon Brain sistemi

1.5.4.4 Lava Sistemi

CAD/CAM teknolojisi ile elde edilen dijital model üzerinde tasarlanan restorasyonun, presinterize zirkonya bloklar kullanılarak kazıma ünitesinde hazırlanması ile gerçekleşir. İşlem basamakları şu şekildedir; prepare edilen diş yüzeyleri veya elde edilen model Lava Scanner (3M ESPE, MN, ABD) optik tarayıcı ile okunur, elde edilen veri bilgisayar ortamında kaydedilir. Zirkonyanın sinterizasyon büzülme miktarı hesaplanarak restorasyon dijital ortamda tasarlanır ve presinterize zirkonya bloklar kullanılarak kazıma ünitesinde (Lava Milling) altyapı elde edilir. Sinterleme işlemi sonucunda gerçek boyutuna ulaşan zirkonya altyapı, uygun üstyapı porseleni ile kaplanır (141) (Resim 5).



Resim 5: Lava sistemi

1.5.4.5 Celay Sistemi

Bu sistemde (Mikrona AG, İsviçre) özel bir kompozit materyalinden hazırlanan modelaj 80 µm hassasiyet ile taranır ve elde edilen veri üzerinde kopya-freze tekniği ile restorasyon elde edilir. Bu sistem ile feldspatik bloklar (Vita Celay Blanks), alümina bloklar (Vita Celay Alumina Blanks), spinell bloklar (Vita Celay Spinell Blanks) ve zirkonya bloklar (Vita Celay Zirconia Blanks) kullanılabilir.

Celay cihazı iki bölmeden oluşmaktadır. Sol taraftaki bölmede mavi renkli fotopolimerize kompozit materyalinden hazırlanmış modelaj (Celay Tech), sağ taraftaki bölmede ise frezlenecek blok bulunmaktadır. Kopyalama bölümünde aşındırma özelliği olmayan tarayıcı uçlar kompozit modelaj yüzeyinde dolaşırken, aynı anda frezeleme bölümünde yer alan aşındırma özelliğindeki frezler zirkonya bloğu şekillendirir (Resim 6). Aşındırılmış zirkonya altyapı 1120 °C’de sinterlenir, cam infiltre edilerek 1140 °C’de tekrar fırınlanır. Üstyapı seramiği (Vitadur Alpha) uygulanarak restorasyon bitirilir (180, 182).



Resim 6: Celay sistemi ve kazıma ünitesi

1.5.4.6 Zirkonzahn Sistemi

Bu sistem (Steger, Ahrntal, İtalya), mekanik yöntemle üretim gerçekleştirmediği için CAD/CAM sistemi değildir. Kompozitten hazırlanan altyapı makinenin okuyucu ucunun bulunduğu tarafa, restorasyonun elde edileceği sinterlenmemiş homojen zirkonya bloklar ise aşındırma işleminin yapılacağı tarafa yerleştirilir. Okuyucu uç kompozit tasarım üzerinde hareket ettirilerek, alınan kayıtlar doğrultusunda işleme ünitesinde yer alan zirkonya blok frezelenir. Frezeleme işlemi teknisyen tarafından manüel olarak gerçekleştirilir. Hacim olarak % 25 daha

büyük frezelenen restorasyon yaklaşık 1500 °C'de 16 saat sinterlenir ve gerçek boyutlarına ulaşır (Resim 7).



Resim 7: Zirkonzahn sistemi

1.5.4.7 DC-Zirkon Sistemi

Bu sistemde (DCS Dental, Allsewill, İsviçre), prefabrike HIP (Hot Isostatic Pressing), tam sinterlenen Y-TZP zirkonya blokları kullanılır. Sistem PreciScan adı verilen lazer optik tarayıcı, DCS Dentform yazılımı ve frezleme makinesinden (Precimill) oluşur. PreciScan adı verilen lazer optik tarayıcı sayesinde, yaklaşık 300.000 noktadan ölçüm yapılarak 14 adet tek krunun veya 14 üyeye kadar olan köprü restorasyonunun hassas optik taramasını elde edilebilir (Resim 8). Bilgisayar sistemine aktarılan veriler doğrultusunda, DCS Dentform yazılımı altyapı için gerekli olan tasarımı ve boyutları belirler. Tasarlanan altyapı, sinterlenen zirkonya blok kullanılarak kazıma ünitesinde elde edilir. Bu sistemde, sinterlenen zirkonya bloklar kullanıldığı için, frezeleme sonrasında sinterizasyon işlemi gerekmez ve tasarım sırasında sinterizasyon büzülme miktarı hesaplanmaz (140). Bazı üretici firmalar, tam sinterlenen blokların frezelenmesi sırasında mikro çatlakların oluştuğunu öne sürerken, bazıları da sinterizasyon büzülmesi olmaması nedeniyle çok iyi bir marjinal uyum elde edildiğini bildirmektedir.



Resim 8: DC-Zirkon sistemi ile tam sinterize zirkonya bloktan frezelenmiş altyapı

1.5.5 CAD/CAM ile ÜRETİM ÇEŞİTLERİ

1.5.5.1 Eksiltme Yöntemi

Günümüz diş hekimliğinde yer alan CAD/CAM teknolojisi, istenilen şeklin elde edilmesi için her aşaması bilgisayar kontrolünde olan ve hazır bloktan kazıtılarak gerçekleştirilen eksilterek üretim yöntemine dayanmaktadır. Böylece geleneksel yöntemlerle üretimi zor olan karmaşık yapıdaki restorasyonlar, kolaylıkla kısa sürede elde edilebilir. Fakat kazıma işlemi sırasında, bloğun restorasyon dışında kalan bölümleri frezelenerek kullanılamaz hale gelir (143, 163, 166).

1.5.5.2 Ekleme Yöntemi

Eksiltme yöntemine alternatif olarak geliştirilen “Hızlı Prototipleme” (Rapid prototyping) ismi ile tanıtılan eklemeli yöntem, ilave tabaka yöntemi ile modellerin bilgisayar ortamında 3 boyutlu olarak hızlı üretimini esas alır. Bu yöntemin eksiltme yönteminden en önemli farkı, seramik veya metal toz havuzundaki materyalin sürekli ilave edilmesiyle restorasyonun şekillendirilmesidir. Böylece eksiltme yöntemindeki malzeme israfı engellenirken, hastaya özgü parçalar mükemmel uyumda elde

edilebilir (143, 163). Hız, güvenilirlik ve fiyat konularında da geleneksel üretim tekniklerinden üstün olduğu bildirilmiştir (166).

Ekleme yönteminin kullanıldığı CAD/CAM sistemi, çeşitli sektörlerde yer almaktadır. Bunlar; cerrahi işlemlerin planlanmasında ve kranioplasti veya orbital taban gibi bireysel implantlarda kullanılan stereolitografi (SLA) modeli, kaynaşmış depozisyon modeli (FDM), keskin kenarlı metal parçaların üretiminde kullanılan selektif elektron ışını (SEBM), çok kompleks geometrilerin direkt olarak dijital CAD verilerinden çelik, titanyum, titanyum alaşımı, Co/Cr alaşımından elde edilmesini sağlayan lazer toz işleme tekniği ve dental modellerin yeniden üretimi, cerrahi rehber plak, ortodontik braket rehberi, uyku apnesi uygulamaları gibi dental uygulamalarda kullanılabilen mürekkep püskürtme teknolojisidir (166).

1.5.6 CAD/CAM SİSTEMİNİN KULLANIM ALANLARI

Gelişen teknolojiyle beraber yüksek basınç altında sıkıştırılarak elde edilen ve yüksek mekanik özelliklere sahip porözite içermeyen homojen blokların üretilmesi ile CAD/CAM sistemlerinin kullanım alanları genişlemektedir.

CAD/CAM sistemleri; inley/ onley/ overlay, endokron, parsiyel kron ve laminate veneer, model elde etme, cerrahi stent, bireysel abutment ve doğal diş destekli veya implant destekli sabit restorasyonların altyapı ve üstyapı hazırlanmasında kullanılabilir.

Altyapı Hazırlanması: Günümüzde CAD/CAM yöntemiyle altyapılar, endüstriyel kalite standartlarında üretilebilir. Böylece restorasyon başarısızlığa neden olan çatlakların başlangıç noktası olarak bilinen porözite oluşumu ve/veya oluşma riski ortadan kaldırılır (17).

CAD/CAM sistemi ile altyapı, “reduced” seçeneği ile anatomik formda şekillendirilebileceği gibi, hızlı prototipleme yöntemine uygun olarak üstyapı ile aynı anda da tasarlanabilir. Anatomik formlu altyapı üzerine uygulanan üstyapı seramiği altyapı tarafından desteklendiği için, porselen kırığının (chipping), 3 sene sonunda % 0 gözlemlendiği (16), başka bir çalışmada ise 2 sene sonunda % 3,3 (133) görüldüğü çalışmalarda bildirilmiştir.

Altyapı tasarımının, üstyapı porseleninin kırılması veya altyapıdan ayrılması üzerinde etkili rol oynadığı bilinmelidir. Ayrıca zirkonya altyapılı köprülerde, bağlantı tasarımı hem yeterli olmalı hem de üstyapı porseleni için gerekli yeri sağlamalıdır. CAD/CAM sistemi sayesinde altyapı ve üstyapı şekli ve kalınlığı kontrollü bir şekilde düzenlenebilir (138).

Üstyapı Hazırlanması: Geleneksel üstyapı hazırlama yöntemlerinden olan tabakalama ve ısı-basınç ile şekillendirme tekniklerine ek olarak geliştirilen hızlı prototipleme yöntemi (ticari adı CAD-On) sayesinde, CAD/CAM sistemi ile üstyapı da tasarlanabilir. Bu yöntemde, optik ölçü ile elde edilen 3 boyutlu model üzerinde, yazılım programındaki “multilayer” seçeneği seçilerek birbiri ile uyumlu olan altyapı ve üstyapı aynı anda tasarlanır. Farklı firmalarda yer alan hızlı prototipleme tekniğinde üretici firmaların önerileri doğrultusunda; altyapı olarak zirkonya materyali (IPS e.max ZirCAD, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) ve üstyapı olarak lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik (IPS e.max CAD, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) kombinasyonu kullanılabilir gibi, zirkonya altyapı (Vita In-Ceram YZ, VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) üzerine üstyapı olarak feldspatik seramik (Vita Mark II, VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) kombinasyonu da kullanılabilir. Kazıma ünitesinde frezelenen ve ardından

sinterlenen zirkonya altyapıların preparasyon alanına uyumu kontrol edildikten sonra, altyapı ile birlikte tasarlanan üstyapı kazıtılır. Elde edilen altyapı ile üstyapının birbiri ile uyumu kontrol edildikten sonra, üretici firmaların önerileri doğrultusunda bu iki parça birleştirilir. Zirkonya materyali (IPS e.max ZirCAD, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik (IPS e.max CAD, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) kombinasyonunun yer aldığı grupta; ultrasonik olarak temizlenen üstyapı seramiğinin iç yüzeyine, bu teknik için özel olarak geliştirilen ve tiksotrofik özelliğinden dolayı titreşim cihazında akışkan hale getirilen cam seramik (IPS e.max CAD Crystall./Connect, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulanır ve zirkonya altyapı doğru konumda olmasına dikkat edilerek üstyapı içine yerleştirilir ve ardından fırınlanır. Böylece metasilikat yapıda olan ve 110 MPa kırılma dayanımına sahip mavi renkli seramik materyali (IPS e.max CAD, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein), disilikat yapıya dönüşerek kırılma dayanımını 360 MPa değerine yükseltir (74).

Zirkonya altyapı (Vita In-Ceram YZ, VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ve feldspatik seramik (Vita Mark II, VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) kombinasyonunda ise; ultrasonik olarak temizlenen üstyapı seramiği % 5 hidroflorik asit ile asitlenir ve kurutma işleminin ardından silan uygulanır. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda seçilen adeziv rezin siman (Panavia F 2.0, Kuraray Medical Inc., Japonya), üstyapı seramiği içine uygulanır ve zirkonya altyapı doğru konumda olmak üzere üstyapı içine yerleştirilir. Siman artıkları temizlendikten sonra restorasyon her yüzeyinden olmak üzere ışınlanır ve restorasyon tamamlanır (169).

Günümüzde üstyapı seramiğinin kırılması (chipping) ve zirkonya altyapıdan ayrılması (delaminasyon) sorununun önlenmesi için, üstyapı porseleni gerektirmeyen zirkonya materyali geliştirilmiştir. Böylece altyapı ve üstyapının aynı materyalden

üretildiği tek parça zirkonya restorasyonu, CAD/CAM sistemi ile elde edilebilir. Fakat bu zirkonya materyalinin sertliği nedeniyle, karşıt doğal diş üzerindeki etkisi henüz çalışma aşamasındadır.

1.5.7 CAD/CAM SİSTEMİNDE KULLANILAN MATERYALLER

CAD/CAM sisteminde kullanılmak üzere özel olarak geliştirilen seramik bloklar, yüksek basınç altında sıkıştırılarak elde edildikleri için porözite içermez, yüksek yoğunluğa sahiptir, artık stres barındırmaz ve yüksek mekanik özelliklere sahiptir. Bu homojen bloklar kullanılarak restorasyonlar, hızlı bir şekilde üretilebilir, polisaj ve glazür işlemleri kolaylıkla uygulanır ve klinik olarak kabul edilebilir kalitededir. Ayrıca mikro yapıdaki partikülleri mekanik direnci arttırırken, karşıt dişin aşınmasını azaltır ve dişi güçlendirerek uzun ömürlülüğünü arttırır (55, 105).

1.5.7.1 Alümina / Zirkonya

Bükülme dayanımı 900-1200 MPa olan zirkonya blokların, 12 üyeye kadar kullanılabilmesi üretici tarafından belirtilmiştir. Bu nedenle farklı boyutlarda blok seçenekleri mevcuttur (Resim 9). Ayrıca opak olan zirkonyanın estetik özelliğinin arttırılması için, firmalar tarafından farklı renk tonlarında renklendirme likitleri üretilmiştir. Kısa süre bu likitlerin içinde bekletilen yarı sinterize zirkonyadan elde edilen altyapı, restorasyonun istenilen rengine uygun hale gelir. HIP bloklardan hazırlanan altyapılar ise renklendirilemez (75).

Alümina içeren altyapı materyalleri ise, yaklaşık olarak 600-700 MPa dayanıma sahiptir. Bu nedenle endikasyonları kron ve 3 üyeli köprüler ile sınırlıdır.



Resim 9: CAD/CAM sistemi ile kullanılan zirkonya bloklar

Son zamanlarda üstyapı porseleni kullanımını ortadan kaldıran zirkonya bloklar (inCoris TZI, Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya) üretilmiştir. Böylece üstyapı porseleninin altyapıdan ayrılma sorununun önlenmesi hedeflenmiştir. Fakat yüksek sertlikteki zirkonya materyalinin karşıt doğal dişte oluşturacağı aşındırma etkisi, materyalin dezavantajıdır.

1.5.7.2 Cam seramik

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş olan cam seramiklerin bükülme dayanımı 360 MPa iken, lösit ile güçlendirilmiş veya felspatik cam seramiklerin bükülme dayanımı yaklaşık 150-160 MPa'dır. Anterior bölgede tek kron ve lamina yapımında altyapı gerekmeden kullanılırken, hızlı prototipleme yönteminde 3-4 üyeye kadar olan köprülerde üstyapı olarak kullanılabilir.

Farklı renk seçeneklerinin yanı sıra, doğal dişe benzer ışık dağılımının sağlanması için 3 farklı translüsentlikte üretilmiştir. Anterior bölgede kron ve laminalarda endike olan yüksek translüsentliğe sahip bloklar daha iyi estetik sağlarken, posterior bölgede uygulanan kron restorasyonlarında kullanılabilen orta ve düşük translüsentlikteki bloklar doğal görünümün sağlanmasında fazla başarılı

olamazlar. Bunun için firma tarafından önerilen ve mekanik özellikleri uyumlu olan seramik materyali kullanılarak “cut back” tekniği ile doğal dişe benzer renk geçişleri ve mamelon özellikleri verilebilir (75).

Gelişen teknoloji ve estetik beklentinin artması ile birlikte, monokromatik bloklara ek olarak farklı renk geçişlerine sahip seramik bloklar üretilmiştir. Farklı renk saturasyonuna sahip kademeli renk geçişleri sayesinde, bloğun üst katmanı en yüksek kromaya ve düşük translüsentliğe sahipken, orta katmanı orta derecede kroma özelliğindedir. En alt katmanı ise yüksek translüsentlikte ve düşük kroma özelliğinde olması ile mine yapısını taklit eder. Ayrıca bu katmanlarda renk tonları da değişerek bitim sonrası makyaj gereksinimi ortadan kaldırılmaktadır. CAD/CAM sisteminde tasarlanan restorasyon kazıma ünitesine gönderilirken, sahip olması istenilen renk özelliklerine göre bloğun uygun olan kademelerine yerleştirilerek kazıma işlemi gerçekleştirilir. Böylece renk tonu ve translüsentliği ağızdaki diğer doğal dişlere göre ayarlanmış ve doğal dişin optik karakterizasyonunu birebir yansıtan restorasyonlar elde edilir (55) (Resim 10).



Resim 10: CAD/CAM sistemi ile kullanılan cam seramik bloklar

1.5.7.3 Kompozit

CAD/CAM sisteminde üretilmek üzere hazırlanan yüksek yoğunluktaki kompozit bloklar basınç altında sıkıştırılarak üretildikleri ve mikro düzeyde zirkonya-silika doldurucuları içerdiği için, konvansiyonel kompozit materyallerinden daha yüksek dayanıma sahiptir (Resim 11). Bu nedenle ağız içindeki kuvvetlere karşı daha dirençlidir ve inley/onley endikasyonlarında daha başarılıdır. Ayrıca hızlı üretim avantajının yanı sıra, CAD/CAM sistemi ile alınan dijital ölçünün hassasiyetliği nedeniyle restorasyonun kavite duvarlarına olan mükemmel uyumu sayesinde sekonder çürük riski önlenir (55).



Resim 11: CAD/CAM sistemi ile kullanılan kompozit bloklar

1.5.7.4 Akrilik

CAD/CAM sistemi daimi restorasyonların yanı sıra, geçici restorasyonların yapımında da kullanılır. İmplant teknolojisinin ilerlemesi ile birlikte hastaların klinikten dişlerine kavuşarak çıkma isteği artmakta ve böylece geçici restorasyonlara duyulan ilgi büyümektedir. Bu amaçla kullanılan polimetilmetakrilat (PMMA) yapıdaki akrilik blokların avantajları; yüksek kalitede olması, polimerizasyon büzülmesinin ortadan kaldırılması, mükemmel kenar uyumuna sahip olması ve fonksiyon ve estetik açıdan memnun edici olmasıdır (76). Tek üye olarak

üretilebileceği gibi, elde edilen 3-4 üyeli geçici restorasyonlar özel olarak geliştirilmiş toz-likit akriliği ile birleştirilerek tam çene restorasyonu şeklinde de hazırlanabilir (Resim 12).



Resim 12: Akrilik bloklar ve elde edilen geçici restorasyon

1.5.7.5 Mum

Akrilat polimer yapısında olan bloklar, ısı karşısında artık bırakmadan yok olurlar. Isı-basınç altında şekillendirme tekniğinin uygulanacağı altyapılar, tam kontura sahip restorasyonlar veya metal/zirkonya altyapı üzerine hazırlanan üstyapılar, geleneksel mum modelasyonu yöntemi yerine, CAD/CAM sisteminde tasarlandıktan sonra bu özel bloklar kullanılarak elde edilebilir. Optimum boyutsal stabilitesi ve deformasyona karşı dirençli olması nedeniyle, ağız içinde kontrol edilmesine gerek duyulmadan güvenli bir şekilde hazırlanabilirler (Resim 13).



Resim 13: CAD/CAM sistemi ile kullanılan mum bloklar

1.5.7.6 Metal

Hazır blok olarak üretilen krom/kobalt ve titanyum materyalleri kullanılarak, CAD/CAM sistemi ile daha iyi kenar uyumuna sahip restorasyonlar hata oranı azaltılarak üretilebilir (Resim 14). Böylece mum modelasyonun boyutsal deformasyonu, döküm sırasında oluşabilecek hatalar, teknisyene bağlı yanlışlar ve metalin büzülmesi gibi sorunlar ortadan kaldırılır.




Resim 14: CAD/CAM sistemi ile hazırlanan metal altyapılar

1.5.7.7 Poliüretan

Poliüretan malzemeden üretilen bloklar ile, hata içermeyen güdükler üretilerek preparasyon alanı ve çevre dokularının birebir modeli elde edilir. Böylece preparasyon alanı ile uyumu iyi olamayan restorasyonların yerine, mükemmel uyumluluğa sahip restorasyonlar hazırlanabilir (Resim 15).



Resim 15: CAD/CAM sistemi ile hazırlanan poliüretan modeller

						
Alümina / Zirkonya	Cam seramik	Kompozit	Akrilik	Mum	Metal	Poliüretan
IPS e.max ZirCAD (Ivoclar)	IPS e.max CAD (Ivoclar)	Paradigm MZ100 (3MEspe)	TelioCAD (Ivoclar)	IPS AcrylCAD (Ivoclar)	TDS-Titanium (U-Best)	
Vita In-Ceram YZ (Vita)	IPS Empress CAD (Ivoclar)		CAD-Temp (Vita)	CAD-Waxx (Vita)		
inCoris ZI (Sirona)	ProCAD (Ivoclar)					
inCoris AL (Sirona)	Mark II (Vita)					
Everest Zirconium (Kavo)	Vitablock TriLuxe (Vita)					
Lava™ Zirconia (3MEspe)	Cerec Blocks (Sirona)					
Cercon Smart (DeguDent)	Lava Ultimate (3MEspe)					
Procera (Nobel Biocare)						
InCeram 2000 AL (Vita)						
InCeram Alumina (Vita)						
InCeram Zirconia (Vita)						
inCoris TZI (Sirona)						

Tablo 1: CAD/CAM sistemi ile kullanılan materyaller

1.6 ZİRKONYA ALTYAPI ÜZERİNE ÜSTYAPI PORSELENİNİN UYGULANMASI

Zirkonyum oksit seramikler, yoğun kristalin faz yapısında oldukları için oldukça opak görünüme sahiptir (36). Kabul edilebilir estetiğin sağlanması amacıyla bu opaklığın daha translüsent özellikte olan estetik bir üstyapı porseleni ile maskelenmesi gerekir (5, 8, 147). Metal destekli restorasyonların aksine zirkonya, kısmi ışık geçişine izin verdiği için (14) üstyapı seramiği direkt olarak zirkonya üzerine uygulanabilir.

Bu amaçla kullanılan üstyapı seramikleri, geleneksel olarak tabakalama ve ısı-basınç ile şekillendirme teknikleri ile uygulanabileceği gibi, yakın zamanda geliştirilmiş olan ve CAD/CAM sistemi ile hazırlanan hızlı prototipleme yöntemi ile de üretilebilir.

1.6.1 ZİRKONYA ALTYAPI İLE ÜSTYAPI SERAMİĞİNİN BAĞ DAYANIMINI ETKİLEYEN FAKTÖRLER

Literatürde zirkonya altyapı ile üstyapı seramiği arasındaki bağlantıyı araştıran birçok çalışma vardır. Zirkonya altyapılı restorasyonlarda en sık görülen komplikasyonun (% 8-25), porselen kırılması olarak bilinen chipping (koheziv başarısızlık) veya üstyapı seramiğinin tabaka halinde ayrılması olarak bilinen seramiğin delaminasyonu (adeziv başarısızlık) olduğu çeşitli çalışmalarda bildirilmiştir (125, 132, 156). Gerçekleşen bu kırık hattı, en zayıf komponent olan üstyapı seramiği içinde ya da altyapı-üstyapı arayüzünde başlar (150). Metal seramik restorasyonlarda kırılmaya karşı dirençli olmaları için en az 25 MPa bağlanma dayanımı yeterliyken, tam seramik restorasyonlar için bu değer henüz belirlenmemiştir (28).

Zirkonya altyapı ve üstyapı porselenleri arasındaki bağlantı mekanizmasının mikroyapısı henüz tam olarak anlaşılammakla birlikte (59), bu bağlantının dayanımını etkileyen bir takım faktörlerin bulunduğu bilinmektedir. Bunlar; üstyapı porseleninin yetersiz dayanımı, üstyapı uygulama yöntemi, üstyapı porseleninin zirkonyayı ıslatabilme özelliğinin yetersiz olması, altyapı tasarımı, altyapı ve üstyapının ısıl genişleme katsayı uyumsuzlukları, artık termal stresler ve altyapının elastiklik modülüdür.

1.6.1.1 Üstyapı porseleninin yetersiz dayanımı

Zirkonya altyapılı restorasyonların klinik başarısı için, çiğneme kuvvetlerine karşı koymada yeterli güce sahip ve içsel dayanımı yüksek üstyapı porseleni kullanımı önemlidir. Bunun nedeni metal-seramik sistemlerde görülen elastik ve plastik deformasyon sayesinde sağlanan stres rahatlamasının tersine, rijit olan zirkonyanın yüksek stres birikimine neden olmasıdır. Üstyapı tabakası içinde oluşan yıkıcı streslerin azaltılması için, daha yüksek bükülme dayanımına sahip olan üstyapı seramikleri kullanılmalıdır (3, 51).

1.6.1.2 Üstyapı porseleni uygulama yöntemi

Zirkonya altyapılı restorasyonların klinik başarısını etkileyen önemli faktörlerden biri üstyapı seramiğinin uygulanma yöntemidir. Çünkü üstyapı seramiğinin yüklenmesi işleminde zirkonya materyali, neme ve ısıya maruz kaldığı için oluşan artık stresler nedeniyle faz dönüşümü kolaylaşır ve mekanik özelliklerinde azalmalar görülebilir (122).

Üstyapı seramiğinin uygulanması ile ilgili birçok teknik ve malzeme mevcuttur.

1.6.1.2.1 Tabakalama Tekniği

Tabakalama tekniğinde, seramik tozu ve özel likiti önerilen oranlarda spatül ile karıştırılır ve krema kıvamındaki seramik karışımı sinterlenen zirkonya altyapı üzerine fırça yardımıyla uygulanmaya başlanır. Seramiğin kondansasyon yöntemi ile işlenmesi sırasında, vibrasyon ve spatülleme teknikleri ile seramik partiküllerin arasındaki hava boşlukları ve nem yüzeye çıkarılır ve yüzeydeki nem emici kağıt mendiller kullanılarak alınır. Böylece seramik partikülleri birbirine yaklaştırılmış olur ve kırık başlangıcından sorumlu olan porözite riski önlenerek materyalin dayanıklılığı arttırılır (72, 142). Ayrıca seramiğin fırınlanması sırasında da seramik hamuru kitlesinin içinde bulunan hava kabarcıkları ve su buharlaşarak uzaklaşır ve seramik büzölmeye uğrayarak boyutsal değişim gösterir. Bu nedenle büzölme miktarının karşılanması için restorasyon istenilen formdan daha büyük olacak şekilde işlenmelidir. Birçok seramik fırınlanması gerektiren bu teknikte restorasyonun son formu pişim sonrası belli olur. Fırınlanma sayısının fazla olması ise; altyapının distorsiyonuna neden olurken, altyapı ve üstyapı seramiğinin ısıl genleşme katsayı farklılığına bağlı olarak kenar uyumunda azalma görölebilir (11)

Tabakalama tekniğinin başarısında birçok faktör etkili olduğu için hassas bir yöntemdir. Etkili olan faktörler; dental teknisyenin tecrübesi, porselen karışımının homojenitesi, fırının kalibrasyonu, fırınlanma sayısı, pişim ve soğutma süreleridir. (61, 142, 161).

Pişim işlemi doğru gerçekleştirilmiş bir seramik yüzeyinde, eriyerek birbirlerine çeperlerinden bağlanmış ve 25 µm kalınlığında olan yoğun cam faz tabakası vardır. Yüksek pişim sıcaklığı ise; seramikte çökmeye sebep olarak restorasyonlarda detayların kaybolmasına ve daha yuvarlak hatların oluşmasına neden olur. Tekrarlayan pişim işlemlerinde, seramikteki cam fazın kristal faza

dönüşmesi ile gerçekleşen devitrifikasyon olayı görülür. Pişim sonrası fırından hızlı soğutma ile hemen çıkarılan seramiklerde ise; ilk 30 sn içinde ısıl gerilimler oluşarak kırılmalara neden olabilecek stres odaklarına yol açabilir (88).

1.6.1.2.2 Isı-basınç ile Şekillendirme Tekniği

Geleneksel tabakalama yöntemine alternatif olarak geliştirilen ısı-basınç ile şekillendirme tekniğinde, porselenin büzülme problemleri çözümlenmeye çalışılmıştır.

Isı-basınç ile şekillendirme tekniğinde; sinterlenen zirkonya altyapı üzerine üstyapının mum modelasyonu gerçekleştirilir ve restorasyonun istenilen son formu elde edilir. Zirkonya altyapı ve mum modelaj kombinasyonu revetman kalıba alınır ve ön ısıtma fırınında “kayıp mum tekniği” ile mum eliminasyonu gerçekleştirilir. Daha sonra oluşan negatif boşluğa, bu teknik için özel olarak geliştirilmiş seramik ingotlar press fırınında yumuşatılarak basınç altında gönderilir ve restorasyon elde edilir.

Bu tekniğin avantajı; tabakalama yöntemine göre üretimin daha hızlı ve kolay gerçekleşmesidir. Ayrıca ısı-basınç altında şekillendirme işlemi sırasında seramik materyali büzülme uğramadığı için restorasyonun kenar uyumu daha iyidir. Fakat mum modelajın bekleme süresi ve temizliği, döküm kanallarının doğru bağlanması, ön ısıtma fırınının sıcaklığı ve revetmanın bekleme süresi, döküm materyalinin kalitesi ve revetman artıklarının kumlama ile temizlenme sırasındaki hassasiyet gibi faktörler, bu tekniğin başarısında önemli rol oynar (68, 72).

Çalışmamızda her iki yöntemle elde edilen üstyapı seramiklerinde ve arayüzde yuvarlak şekilli poröziteler gözlemlendi. Bu poröziteler dental teknisyenin becerisinden kaynaklanabileceği gibi üretim aşamaları ile de ilgili olabilir (61, 161).

1.6.1.2.3 Hızlı Prototipleme Tekniği

CAD/CAM sistemi ile hazırlanan hızlı prototipleme yönteminde ise; seramik tozlarının basınç altında sıkıştırılması ile elde edilerek porözite içermesi engellenen ve yüksek dayanıma sahip hazır bloklar kullanılmasının yanı sıra, CAD/CAM sisteminin hassasiyetinden yararlanır.

Dijital ölçü alınarak elde edilen 3 boyutlu model üzerinde, restorasyonun bitim kenarları belirlenir ve istenilen diş formuna göre zirkonya altyapı ve seramik üstyapı aynı anda birbiriyle uyumlu bir şekilde tasarlanır. Kazıma ünitesinde elde edilen zirkonya altyapı, sinterizasyon işlemi sonrasında ağızda kontrol edilir. Altyapı ile aynı anda tasarlanan üstyapı, hazır seramik bloklar kullanılarak kazıma ünitesinde hazırlanır ve sinterlenen zirkonya altyapı ile olan uyumu kontrol edilir. Farklı firmaların önerileri doğrultusunda altyapı ve üstyapı, özel bir cam seramik ile veya asit-silan-kompozit protokolü ile birleştirilir (17). Hazır bloklar kullanılarak freze yöntemi ile elde edilen altyapı ve üstyapıda herhangi bir şekil değişikliği görülmemesi nedeniyle, tasarımı gerçekleştirilen restorasyonun birebir aynısı elde edilir (106, 166). Ayrıca CAD/CAM sistemi ile karşıt ark ölçüsünün ve kapanış kaydının alınabilmesi sayesinde, istenilen okluzal temaslara sahip restorasyonlar tasarlanabilir ve üretilebilir.

CAD/CAM sistemi sayesinde hızlı prototipleme yönteminde; alçı model eldesi, güdük hazırlama, kapanışın artikülatöre alınması, restorasyonun manşete alınması, revetmandan ayrılması, döküm ve tesviye işlemleri gibi birçok laboratuvar aşaması ortadan kaldırıldığı için, hızlı prototipleme yönteminin diğer üstyapı hazırlama yöntemlerine göre daha güvenilir olduğu söylenebilir. Ayrıca tabakalama yönteminde seramiğin işlenmesi sırasında oluşabilecek porözite ve çatlaklar, fırının hatalı kalibrasyonu nedeniyle seramiğin yanlış koşullarda fırınlanması, döküm

sırasında oluşabilecek hatalar ve teknisyenin becerisi gibi restorasyonun başarısında önemli rol oynayan etkenler ortadan kaldırılır (104, 139). Özellikle termal genleşme katsayıları uyumlu olmayan altyapı ve üstyapı materyalleri kullanıldığında, fırınlanma sırasında oluşabilecek büzülmeler arayüzeyde artık streslerin birikmesine neden olur. Hızlı prototipleme yönteminde termal genleşme katsayıları uyumlu olan materyaller kullanıldığı ve üstyapı seramiği CAD/CAM sistemi ile hassas bir şekilde üretildiği için, restorasyonun bağ dayanımının azalmasına neden olabilen etkenler ortadan kaldırılır (17, 174).

Hızlı prototipleme yönteminin diğer avantajları; laboratuvar aşamaları ortadan kaldırıldığı için restorasyonun üretimi için gereken sürenin azaltılması, üstyapı seramiği homojen yapıda olduğu için çatlak başlangıcına neden olabilecek porözite ve hata içermeyen restorasyonların üretimine izin vermesi, dayanımı yüksek üstyapı seramiği kullanıldığı için çift tabakalı sistemin bağlanma dayanımını arttırması, üstyapıların hasta başında hızlı ve kolay bir şekilde hazırlanması nedeniyle restorasyonun aynı gün içinde tek seansta bitirilebilmesi ve buna bağlı olarak laboratuvar maliyetlerinin azaltılmasıdır (103, 104, 166). Ayrıca ölçü materyali ve ölçü kaşığı kullanılarak ağız içinden geleneksel kayıt alma işlemi yerini, CAD/CAM sayesinde dijital ölçüye bıraktığı için, hızlı prototipleme yönteminin hastalar tarafından daha kabul edilebilir olduğu düşünülmektedir.

CAD/CAM sisteminin ve üstün mekanik özelliklere sahip seramik blokların avantajlarından yararlanan hızlı prototipleme yöntemiyle, hastalara daha konforlu ve kaliteli tedavi seçeneği sunulduğu belirtilmiştir (104).

1.6.1.3 Altyapı tasarımı

Altyapı tasarımı ve kron şekli, tam seramik sistemlerde görülen porselen kırılmalarının önlenmesinde önemli rol oynar. Anatomik şekilde tasarlanan altyapı, üstyapı porseleninin her yerde eşit kalınlıkta olmasını sağlar ve seramiği destekleyerek zirkonya altyapı ve üstyapı seramiği arasındaki bağlanma dayanımını artırır (82, 123).

1.6.1.4 Altyapı ve üstyapının ısıl genleşme katsayı uyumsuzlukları

Başarılı bir altyapı-üstyapı seramiğin bağlantısı için önemli olan ısıl genleşme katsayısı, birim hacimdeki bir maddenin birim sıcaklık değişiminde, hacmindeki değişim miktarı olarak tanımlanır. İki malzeme arasındaki ısıl genleşme katsayısındaki uyumsuzluklar, zirkonyum ve üstyapı seramiğinin birlikte fırınlanması ve soğutulması sırasında baskı ya da gerilim streslerinin oluşmasına neden olur. Seramikler baskı streslerine karşı dayanıklı iken, gerilim streslerine karşı dayanıksızdır. Seramiğin termal genleşme katsayısının zirkonya altyapıdan az miktarda düşük olduğu durumda baskı stresi oluşturmakta ve soğuma sırasında üstyapı seramiğinde hafif bir büzülme meydana gelerek seramiğin direnci artmaktadır. Üstyapı seramiğinin ısıl genleşme katsayısı altyapı materyalinden yüksek olduğunda ise; üstyapıda delaminasyon ve mikroçatlaklar gözlenebilmektedir (8, 51, 57, 109).

Diğer seramiklere göre daha düşük bir ısıl genleşme katsayısına sahip olan zirkonya üstyapısı için, uyumlu ısıl genleşme katsayısına sahip özel üstyapı seramikleri geliştirilmiştir. Feldspat camının içindeki lösit oranı değiştirilerek, üretici tarafından materyalin ısıl genleşme katsayısı uyumlandırılabilir (36). Örneğin ısıl genleşme katsayısı $10,8 [10^{-6}/K]$ olan zirkonya materyali için (IPS e.max ZirCAD,

IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein), tabakalama tekniği ile kullanılmak üzere 9,5 [$10^{-6}/K$] ısı genleşme katsayısına sahip nano-florapatit esaslı seramik (IPS e.max Ceram, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein), ısı-basınç ile şekillendirme tekniği için 9,9 [$10^{-6}/K$] ısı genleşme katsayısına sahip florapatit esaslı seramik (IPS e.max ZirPress, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) ve hızlı prototipleme tekniği ile kullanılmak üzere ise 10,2 [$10^{-6}/K$] ısı genleşme katsayısına sahip lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik (IPS e.max CAD, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) geliştirmiştir. Bir başka üretici firma ise; 10,5 [$10^{-6}/K$] ısı genleşme katsayısına sahip zirkonya materyali için (In-Ceram YZ, VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), tabakalama tekniği ile kullanılmak üzere 9-9,2 [$10^{-6}/K$] ısı genleşme katsayısına sahip feldspatik esaslı seramik (Vita VM9, VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), ısı-basınç ile şekillendirme tekniği için 9,9,5 [$10^{-6}/K$] ısı genleşme katsayısına sahip feldspatik esaslı seramik (Vita PM9, VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ve hızlı prototipleme tekniği ile kullanılmak üzere ise 9,4 [$10^{-6}/K$] ısı genleşme katsayısına sahip feldspatik esaslı seramik (Mark II, VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) üretmiştir (74, 169).

1.6.1.5 Artık (rezidüel) termal stresler

İki ayrı tabakadan oluşan restorasyonların başarısı için, artık streslerin miktarını ve dağılımını belirlemek büyük önem taşımaktadır. Bu stresler seramiğin yüksek sıcaklıklarda pişirilip ardından hızlı bir şekilde soğutulması ya da materyallerin termal genleşme katsayıları farkından meydana gelmektedir. Arayüzeyde oluşan streslerin büyüklüğü kritik değerini geçerse, kendiliğinden oluşan çatlak ilerlemeleri görülür (37, 122). Ayrıca bu artık stresler, zirkonyanın düşük ısı bozunmasını tetiklediği için restorasyonların dayanımını etkileyebilir. Materyale ait

olmayan diğerk bir etken ise, altyapının tasarımı ve altyapı-üstyapı kalınlık oranlarıdır (122).

1.6.1.6 Elastiklik modülü

Altyapı-üstyapı arayüzündeki stres dağılımında, altyapı materyalinin elastik modülünün önemli etkisi vardır. Elastik modülüsü yüksek olan zirkonya altyapıların, zayıf olan üstyapı tabakasındaki stresleri azalttığı ve yük taşıma kapasitesini arttırdığı belirtilmiştir. Böylece restorasyonun kırılma dayanımı artar (144).

1.7 MEKANİK TESTLER

Dental materyallerin mekanik özelliklerinin incelenmesi için çeşitli test yöntemleri kullanılmaktadır. Zirkonya altyapılı restorasyonlarda en sık görülen komplikasyon olan porselenin altyapıdan ayrılmasını ele alan çalışmalar, en iyi bağ dayanımına sahip altyapı-üstyapı kombinasyonunun seçilmesine yardımcı olurken bu materyallerin klinik kullanımdaki başarıları hakkında da ışık tutabilir (42). Ayrıca fraktografik analiz ve sonlu elemanlar analiz testi ile veriler desteklenmelidir. Böylece gerçekleştirilen biyomekanik test ve analizler, yüksek maliyetli ve ısırma kuvveti, tükürük kalitesi ve sekonder çürük oluşma ihtimali gibi hastaya ait birçok değişken içeren klinik çalışmaların azalmasını sağlayabilir ve *in vivo* ile *in vitro* çalışmalar arasında bağlantı kurulabilir (11).

Üstyapı seramiğı ve altyapı arasındaki bağ dayanımını inceleyen çalışmalarda, farklı sonuçların elde edilmesine neden olan birçok faktör vardır. Bunlar; kullanılan materyal, altyapı-üstyapı kalınlık oranı, örnek geometrisi, seramik içindeki artık stresler, testin uygulandığı çevresel koşullar, örneklerin saklanma koşulları, termal siklus ve yükleme koşulları olarak sayılabilir (11, 129).

Mekanik testlerin gerçekleştirildiği yükleme koşulları; statik, dinamik veya döngüsel şekilde olabilir (11). Laboratuvar koşullarında gerçekleştirilen “yük altında başarısızlık” testlerinin avantajları; hızlı sonuç alınması, tek değişkenin etkisinin incelenbilme kolaylığı, altın standart olarak bilinen genellemelerle yeni geliştirilen yöntem ve malzemelerin kolaylıkla karşılaştırılabilmesidir (165). Altyapı ve üstyapı bağlanma başarısını ele alan mekanik test yöntemleri, kırılma, eğme, makaslama ve çekme testleridir (10, 11). Her bir test yönteminin avantajları ve kısıtlılıklarının yanı sıra hangi test yönteminin kullanılması gerektiği hakkında ortak bir görüş henüz yoktur (11).

1.7.1 KIRILMA TESTLERİ

Kırılma dayanımı, kuvvet uygulanan bir cismin kırıldığı andaki gerilim miktarıdır. Kırılma tokluğu ise, kırılma malzemenin özellikle gerilim altında çatlakların yıkıcı ilerleyişine karşı gösterdiği dirençtir. Birimi, birim alana düşen gerilim miktarıdır ($\text{MPa}/\text{m}^{1/2}$) (8).

Altyapı ile üstyapı seramiği arasındaki bağlanma, kırılma dayanım testleri ile ölçülmeye çalışılmaktadır. En basiti olan çekiç testi, üzerine vurulan seramikte görülen hasarın öznel olarak gözlenmesine dayanmaktadır. 1966 yılında Silver ve ark., bağlanma dayanımının kantitatif olarak belirlenmesi için, model üzerine simante edilen kronun üzerine düşen bilyenin, seramiği kırdığı seferdeki düştüğü yükseklik ile bağlantı kurulması tekniğini yaratmışlardır (106).

Warpha ve Goodkind ise; klinik krona benzer şekilde hazırladığı mekanik modelleri oklüzal kuvvetlere benzer yükler altında bırakarak, farklı tasarımların ve tekniklerin kırılma direnci üzerine olan etkisini göstermişlerdir (171).

Dişlerin anatomik yapılarına uygun olarak hazırlanan seramik örneklerde uygulanan kırılma testleri, bu materyallerin ağız içindeki davranışlarının belirlenmesinde daha yararlı olabilir (157). Testlerde uygulanan yük arttırıldığında materyal tamamı ile başarısızlığa uğrayana kadar görülen ilk çatlak genişlemeye devam eder ve başarısızlığın ortaya çıktığı nokta, kritik stres yoğunluk faktörü ya da daha iyi bilinen şekli ile kırılma tokluğu olarak tanımlanır (130).

1.7.2. BÜKÜLME TESTLERİ

Bükülme dayanımı; bir kirişin iki ucu desteklenerek ortasından kuvvet uygulandığı zaman, o kirişin gösterdiği mukavemettir (8). Bükme testlerinde kopma stresi ve rotasyon söz konusudur. Bükme testleri farklı şekilde yapılabilir:

1.7.2.1 Tek eksenli bükülme testleri

Basma, çekme ve makaslama kuvvetleri aynı anda meydana gelir ve bu test yöntemleri ile yinelenebilir, güvenilir sonuçlar elde edilir.

1.7.2.1.1 Üç nokta eğme (*three point bending*): Dikdörtgen şeklinde hazırlanan örnek 2 silindirik dayanak üzerine yerleştirilir, örneğin orta kısmından kuvvet uygulayan uç bağlantı arayüzde kopma oluşuncaya kadar hareket eder ve en yüksek eğme gerilmesi hesaplanır. Bu test ile homojen olmayan merkezi stres alanı meydana gelir. Üç nokta eğme testlerinin sıklıkla kullanılmasının sebebi, komplike olmayışı ve örnek şekillerinin basitliğidir. Fakat bu test yönteminin başarısı, hazırlanan örneklerin kenar bitimlerinin kalitesine ve içerdiği yüzeysel hatalara büyük oranda bağlıdır. Üç nokta eğme testlerinde baskın olan stres, örneklerin alt yüzünde oluşan çekme stresidir. Oluşan stres, defekt bölgesinden çatlak oluşumuna

sebepler olur ve çoğalarak katastrofik başarısızlığa yol açar. Dört nokta eğme testine göre % 30-40 daha yüksek değerler verir (11, 51).

1.7.2.1.2 4 nokta eğme (four point bending): Dikdörtgen şeklinde hazırlanan örnekler, 3-nokta eğme testinde olduğu gibi 2 silindirik dayanak üzerine yerleştirilir. İki noktadan yük uygulayan uçlar, bağlantı arayüzünde kopma oluşuncaya kadar hareket eder ve en yüksek eğme gerilmesi hesaplanır. Bu test ile homojen merkezi stres alanı oluşur. Yine test yönteminin başarısı, örneklerin kenar bitimlerinden ve içerdiği hata miktarından etkilenir (11, 51).

1.7.2.2 İki eksenli bükülme testleri

Biaksiyel bükülme testinde; disk şeklinde hazırlanan örnekler halka ya da daire oluşturacak şekilde duran toplar ile alttan desteklenmektedir ve merkezi noktadan yük uygulanır. Aynı zamanda diğer yüzün kenar noktalarından simetrik olarak karşı kuvvet oluşturulur ve maksimum stres kuvvetleri merkezi yükleme alanında meydana gelir. Direkt olarak yükleme yapılmadığı ve maksimum çekme stresi yükleme yapılan alanın merkezinde meydana geldiği için bu test yönteminde örnek kenarlarının ve içerdiği hata oranının etkisi ortadan kaldırılır (96, 135, 179). Farklı şekillerde yapılabilir:

- Halka üzerinde halka (Ring on ring)
- Halka üzerinde top (Ball on ring)
- Üç top üzerinde piston (Piston on three balls)

1.7.3 MAKASLAMA TESTİ

Makaslama gerilimi, cismin bir parçasını diğer parçasının üzerinde kaydıracak yöndeki kuvvetin neden olduğu deformasyona karşı koyan kuvvettir.

Makaslama testi, bağlanma dayanımının değerlendirilmesi amacıyla dış hekimliğinde bilimsel çalışmaların % 26'sında yer alarak en çok kullanılan test yöntemi olarak bulunmuştur (165). Kolay uygulanması ve materyallerin performansının tahmin edilebilmesi nedeniyle tercih edilir. İki farklı materyalden oluşan örneklerin arayüzüne kesici uç ile uygulanan kuvvet sonucu, bağlantıda ayrılma meydana geldiği andaki kuvvet değeri sistem tarafından belirlenir. Birim alana düşen makaslama direnci, uygulanan maksimum kuvvetin bağlantı yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir (6).

Kırık oluşumunda makaslama etkisinin yanı sıra eğilme sonucu arayüzeyde meydana gelen çekme stresinin de etkisi vardır. Ayrıca bağlantı bölgesinde homojen olmayan stres dağılımlarının meydana gelmesi nedeniyle genellikle koheziv kırık tipi görülür (129).

1.7.3.1 Mikro Makaslama Testi: 1mm² veya daha küçük yüzey alanındaki makaslama bağ dayanımının ölçülmesi için kullanılır. Bağlanma alanının küçülmesi nedeniyle arayüzeyde oluşan dağınık stres yayılımı azalır (129).

1.7.4 ÇEKME TESTLERİ

Çekme gerilimi, cisimde, gelen yükün yönünde uzamaya neden olacak deformasyona karşı koyan iç kuvvettir (8).

Çekme testi Swartz ve Philips tarafından tanımlanmıştır ve ince bir seramik tabakası ile birleştirilen iki altın çubuk dik olarak konumlandırılmış ve sabitlenmiştir. Bu iki çubuğu birbirinden ayıran çekme kuvvetlerini ölçmüşlerdir (148).

Genellikle altyapı ve üstyapı arayüzündeki bağ dayanımının ölçülmesi için kullanılan bir yöntem olan çekme testinde, homojen olmayan stres dağılımına oluşabilir ve komplike örneklerin hazırlanmasına gerek duyulur. Altyapı ile üstyapıyı birbirinden ayırmak için arayüze dikey yönde çekme kuvveti uygulanır. Test yeterli kontrol edilmezse, çekme testinin uygulandığı örnekler tork stresinin etkisi altına girer ve bağlanma dayanımı düşer.

1.7.4.1 Mikro Çekme Testi: 1994 yılında Sano ve ark. tarafından geliştirilmiştir (127). Bir mm² veya daha küçük yüzey alanındaki çekme bağ dayanımının ölçülmesini sağlayan mikroçekme test yönteminde, küçük boyutlu yüzeylerde çalışıldığı için homojen stres dağılımı görülür. Fakat bu test yönteminin uygulanması zordur ve birçok değişkenden kolaylıkla etkilenir (129).

1.8 KIRIK YÜZEYİ ANALİZ YÖNTEMLERİ

1.8.1 TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU (SEM)

Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM), yüksek voltaj ile hızlandırılmış elektronların örnek üzerine odaklanması ve taratılması sonucu görüntü elde edilmesi prensibine dayanmaktadır. Böylece dış morfoloji, kimyasal içerik, kristalin yapısı ve örneği oluşturan materyallerin düzeni ile ilgili bilgi verilmektedir (53).

“Yıkıcı olmayan” bir yöntem olan SEM analizinde elektron etkileşimleri ile ortaya çıkan X ışınları, örnekte hacim kaybına neden olmadığı için aynı örnek şekli tekrar tekrar analiz edilebilir.

1.8.2 FRAKTOGRAFI

Fraktografi, kırılma yüzeylerinin analizidir. Ayrıca kırığın başlangıç yerinin ve çatlak ilerlemesinin belirlenmesi ve bağlanma dayanımının arayüzeyden mi seramiğin ıslatma özelliğinden mi kaynaklandığının anlaşılması amacıyla mekanik test sonuçlarının, fraktografik analiz ile desteklenmesi gerekir (11).

1.8.3 SONLU ELEMANLAR ANALİZ TESTİ (FEA)

İlk kez 1956 yılında uçak yapılarının incelenmesi için kullanılan sonlu elemanlar analiz yönteminin temeli, çok karışık geometrideki şekiller ya da problemlerin “mesh” adı verilen daha küçük parçalara ayrılarak, analitik şekilde 2 ya da 3 boyutlu olarak modellenip analiz edilebilmesi esasına dayanır. Böylece basit alt problemlere ayrılan parçaların kendi içinde çözümlenmesi ile bütünün çözümlenebildiği düşünülür.

Bilgisayar ortamında ağ yapısı oluşturulan modelin, sınır koşulları ve düğüm sayıları belirlenerek parçalara ayrılır. Kuvvet dağılımı, her eleman için ayrı ayrı bulunacağından, daha hassas bir analiz yapabilmek için modelleme sırasında eleman sayısı çoğaltılabilir. Böylece modellenmek istenen karışık şeklin belirli bir uyarana karşı bir bütün olarak vereceği olası tepki belirlenmeye çalışılır (54, 62).

Geometrik şekli oluşturan her farklı materyalin Poisson oranı ve elastiklik modülü değerlerinin bilinmesi ve bilgisayar programına tanıtılması gerekir. Ayrıca düğüm noktalarına uygulanacak kuvvetin yönü, şiddeti ve açısı programda

belirtilmelidir. Çünkü cismin kuvvet karşısındaki davranışını, model geometrisi ve malzeme özellikleri belirler (62, 111).

Sonlu elemanlar gerilme analizi (FEA) metodunun avantajları şöyle sıralanabilir (9, 28, 63);

- Düzgün geometri göstermeyen katılar ve farklı malzeme özelliklerine sahip yapılara uygulanıp gerçeğe çok yakın bir model üretebilmesi
- İstenilen sayıda malzeme kullanılarak ya da hiç malzeme kullanılmadan, oluşturulacak yapının matematiksel özelliklerinin en iyi şekilde elde edilebilmesi,
- Farklı yüzeyler arasındaki temasların gerçeğe yakın şekilde belirlenebilmesi,
- Gerilmeler, gerinimler ve yer değiştirmelerin oldukça duyarlı bir şekilde elde edilebilmesi,
- Oluşan geometri, sınır şartları, yükleme yön ve miktarı gibi özelliklerin istenildiği gibi değiştirilip, analizin gerektiği kadar tekrarlanabilmesidir.

Diş hekimliğinde gerçekleştirilen *in vitro* çalışmalarda, tasarımın kırılma dayanımına olan etkisinin incelenmesi ve fraktografik analiz ile bulunan kırık yüzeylerin sonlu elemanlar analiz testi kullanılarak desteklenmesi gerekmektedir. (11).

Bu çalışmada; literatürde henüz çok az yer bulan hızlı prototipleme yönteminin, geleneksel üstyapı hazırlama yaklaşımları olan tabakalama ve ısı-basınç ile şekillendirme yöntemlerine göre kırılma mekanizması açısından başarımı karşılaştırılmaktadır. Bu bilgiler ışığında planladığımız çalışmanın amacı; iki farklı üretici firmaya ait 3 farklı üstyapı hazırlama yönteminin, CAD/CAM sistemiyle elde edilen zirkonya altyapılı tek üye molar restorasyonların kırılma dayanımı üzerindeki etkisinin araştırılmasıdır. Elde edilen bulgular 3 yardımcı test ile yorumlanmaktadır: a) üstyapı seramiğinin bükülme dayanımının etkisi, 3-nokta eğme testi ile değerlendirilerek kırılma başlangıcının tespiti değerlendirilmiştir. b) iki tabakalı zirkonya-seramik sisteminin makaslama bağ dayanımı incelenmiştir. c) yükleme koşulları taklit edilerek biriken stres konumlarının gözlenmesi amacıyla sonlu elemanlar analiz modellemesi gerçekleştirilmiştir.

İki tabakalı zirkonya kronların kırılma dayanımının incelendiği çalışmamızın hipotezi; farklı üstyapı hazırlama yöntem grupları (tabakalama, ısı-basınç ile şekillendirme ve hızlı prototipleme) arasında fark olmamasıdır.

BÖLÜM II

GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada; iki farklı üretici firmaya ait farklı üstyapı hazırlama yöntemlerinin, CAD/CAM sistemi ile hazırlanan zirkonya altyapılı tek üye molar restorasyonların kırılma dayanımı üzerindeki etkisi *in vitro* olarak araştırıldı. Bu amaçla gerçekleştirilen kırılma dayanım test yönteminde elde edilen bulgular, 3 farklı destekleyici mekanik test (3-nokta eğme testi, makaslama bağ dayanımı testi ve sonlu elemanlar analiz testi) yöntemiyle karşılaştırıldı ve yorumlandı.

Araştırma, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarı'nda, Fakülte Araştırma Laboratuvarı ve Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Laboratuvarı'nda ve Celal Bayar Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

2.1. KULLANILAN MATERYALLER

Araştırmada kullanılan materyal ve aygıtlar Tablo 2'de gösterilmiştir.

	MATERYAL VE AYGITLAR	ÜRETİCİ FİRMALAR
1	Cerec 3D, CAD/CAM cihazı	Sirona InLab V3.86; Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya
2	CAD/CAM kazıma ünitesi	InLab MC XL, Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya
3	Dijital ölçü cihazı	InEos, Sirona InLab V3.86; Sirona Dental

		Systems, GmbH, Bensheim, Almanya
4	IPS Contrast Spray Labside	IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein
5	IPS e.max ZirCAD zirkonya blok	IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein
6	IPS e.max Ceram üstyapı seramiği	IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein
7	IPS e.max ZirPress seramik ingot	IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein
8	IPS e.max CAD üstyapı bloğu	IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein
9	IPS e.max CAD Crystall./Connect özel cam seramik	IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein
10	Ivomix titreşim cihazı	IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein
11	IPS Press Vest Speed Revetman	IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein
12	IPS e.max Ceram Glaze	IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein
13	IPS e.max CAD Crystall./Glaze	IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein
14	Vita PM Revetman	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya
15	In-Ceram YZ zirkonya blok	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya
16	Vita VM9 üstyapı seramiği	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya
17	Vita PM9 seramik ingot	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya
18	Vita Mark II üstyapı bloğu	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya
19	Panavia F 2.0	Kuraray Medical Inc., Japonya
20	Vita Akzent Glaze	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya
21	RelyX Luting cam iyonomer siman	3M Espe, St. Paul, MN, USA
22	Modelaj ve kanal mumu	Bego, Bremen, Almanya
23	Al ₂ O ₃ kumu	Bego, Bremen, Almanya
24	Sinterizasyon fırını	InFire HTC speed, Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya
25	Seramik ve kristalizasyon fırını	Programat P 300, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein
26	Presleme fırını	Programat EP 3000, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein
27	Kumlama cihazı	Remfert, Almanya
28	Buhar makinesi	Amann Electronic Steamer II, Almanya
29	Elektrikli spatül	Waxlectric II, Renfert, Almanya
30	Elmas separe	Acurata 806-104-355S
31	Tesviye Frezleri	Acurata 808-106-355S
32	Isomet 1000 (kesme cihazı)	Buehler, Lake Bluff, IL, ABD
33	Elmas kesme diski	Buehler, Lake Bluff, IL, ABD
34	Instron cihazı	Shimadzu Autograf AG-50 kNG ve AG-500

		kNG, Kyoto, Japonya
35	Stereomikroskop mikroskobu	M205 C, Leica Microsystems, Wetzlar, Almanya
36	Altın kaplama cihazı	Polaron SC7620 Sputter Coater
37	SEM	JSM-5200 JEOL, Tokyo, Japonya

Tablo 2: Araştırmada kullanılan materyal ve cihazlar

2.2. DENEY GRUPLARININ OLUŞTURULMASI

Zirkonya altyapılı kron restorasyonlarının kırılma dayanımını değerlendirdiğimiz bu çalışmada, iki farklı firmanın [IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein (I), VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya (V)] 3 farklı zirkonya altyapı/üstyapı seramiği eşleşmesine sahip tam seramik sistemleri kullanıldı. I ve V gruplarında 90'ar adet olmak üzere toplamda 180 adet altyapı hazırlanan çalışmamızda; altyapı materyali olarak kullanılan zirkonya blokların [IPS e.max ZirCAD, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) (In-Ceram YZ, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya)] özellikleri Tablo 3'de görülmektedir.

Altyapı Seramiği	Seri No	Bükülme Dayanımı	Elastiklik Modülü	Isı Genleşme Katsayısı	Kırılma Tokluğu	Üretici Firma
IPS e.max ZirCAD	N75038	> 900 MPa	210 GPa	10.8 $10^{-6} K^{-1}$	5.5 MPa $m^{1/2}$	IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein
In-Ceram YZ	P70023	> 900 MPa	210 GPa	10.5 $10^{-6} K^{-1}$	5.9 MPa $m^{1/2}$	IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein

Tablo 3: Araştırmada kullanılan altyapı materyalleri ve özellikleri

Çalışmamızda; tabakalama (T), ısı-basınçla şekillendirme (P) ve hızlı prototipleme (HP) olmak üzere farklı üstyapı hazırlama yöntemleri ele alındı. Üstyapı seramiği olarak, I ve V gruplarında yer alan zirkonya bloklar ve kullanılan üstyapı hazırlama yöntemleri ile uyumlu seramik materyalleri tercih edildi. T tekniği için, I grubunda nano-florapatit esaslı seramik kullanılırken (IPS e.max Ceram, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) V grubunda feldspatik esaslı seramik (Vita VM9, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) kullanıldı. P tekniği için, I grubunda florapatit esaslı seramik (IPS e.max ZirPress, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulanırken V grubunda feldspatik esaslı seramik (Vita PM9, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) uygulandı. HP yöntemi için ise, I grubunda lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik (IPS e.max CAD, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) yer alırken V grubunda feldspatik esaslı seramik (Vita Mark II, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) kullanıldı. Üstyapı seramiklerinin hazırlanması sırasında kullanılan materyallerin özellikleri Tablo 4’te görülmektedir.

Üstyapı Seramiği	Seri No	Isıl Genleşme Katsayısı	Bükülme Direnci	Vickers Sertliği	Elastiklik Modülü	Üretici Firma
IPS e.max Ceram	R23691	9.5 10 ⁻⁶ /K	90 MPa	5400 MPa	65 GPa	IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein
IPS e.max ZirPress	N54798	9.9 10 ⁻⁶ /K	110 MPa	5400 MPa	65 GPa	IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein
ZirLiner	P14390	9.8 10 ⁻⁶ /K	90 MPa	-	-	IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein
IPS e.max CAD	P11325	10.2 10 ⁻⁶ /K	360 MPa	5800 MPa	95 GPa	IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein
IPS e.max CAD Crystall./ Connect	P77677	9.2-9.5 10 ⁻⁶ /K	160 MPa	-	65 GPa	IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein
Vita VM9	16480	9-9,2 10 ⁻⁶ /K	100 MPa	590 HV ₁	64,5 GPa	VITA Zahnfabrik, Bad

						Säckingen, Almanya
Vita PM9	23830	9-9,5 10 ⁻⁶ /K	100 MPa	-	64 GPa	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya
Vita Mark II	26430	9,4 10 ⁻⁶ /K	154 MPa	-	63 GPa	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya

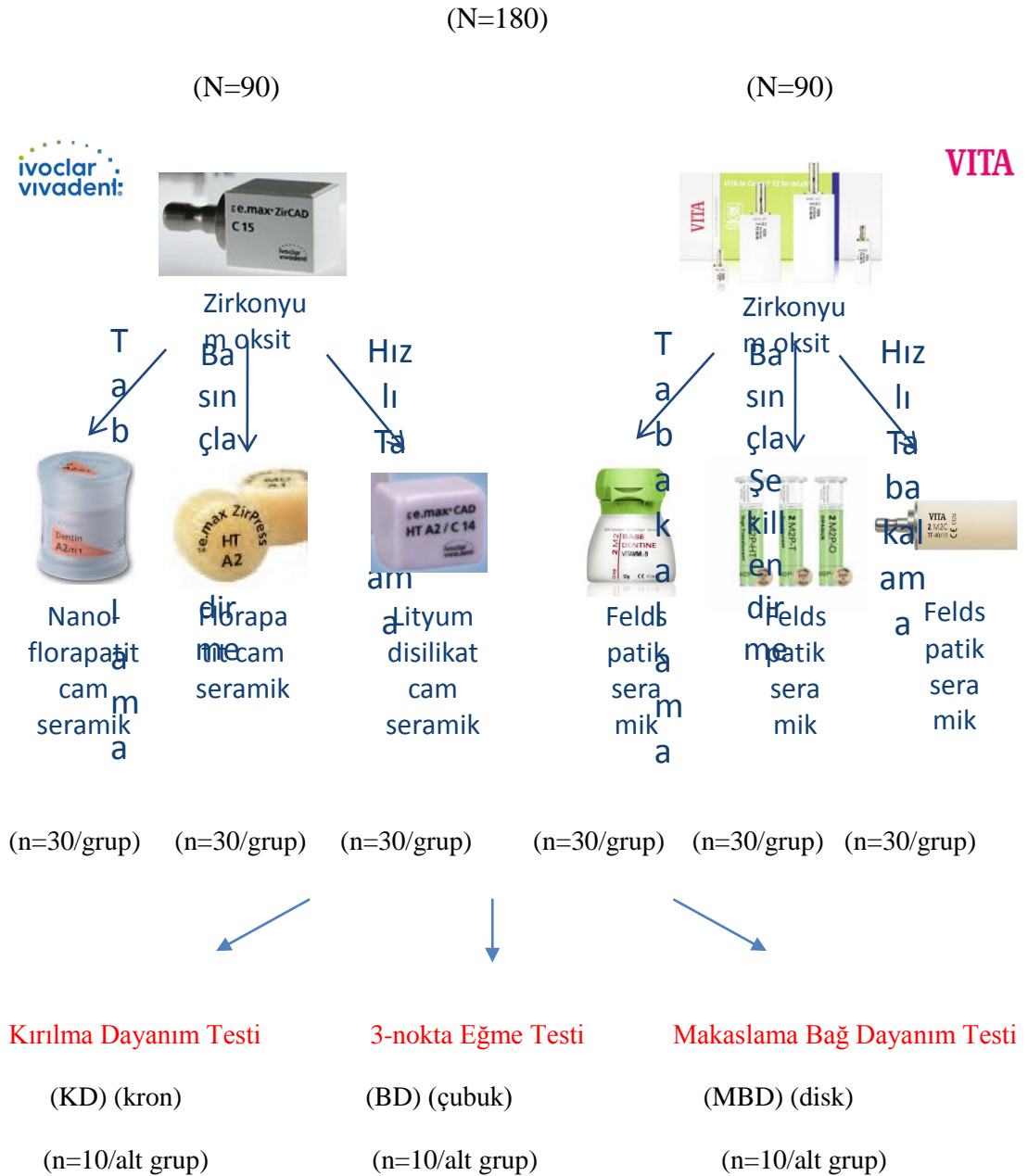
Tablo 4: Üstyapı seramiklerinin özellikleri

Çalışmada kullanılan tüm materyallerin kimyasal içerikleri ise Tablo 5'te yer almaktadır.

	Kimyasal İçerik (% değerleri)
IPS e.max ZirCAD	ZrO ₂ (87-95), Y ₂ O ₃ (4-6), HfO ₂ (1-5), Al ₂ O ₃ (0-1)
IPS e.max Ceram	SiO ₂ (60-65), Al ₂ O ₃ (9-11), K ₂ O (7-8), Na ₂ O (7-8), ZnO ₂ (2-3), CaO, P ₂ O ₅ ve F (2,5-7,5)
IPS e.max ZirPress	SiO ₂ (57-62), Al ₂ O ₃ (12-16), K ₂ O (2-4), Na ₂ O (6-8), CaO (2-4), ZrO ₂ (1,5-2,5), P ₂ O ₅ (1-2) ve F (0,5-1)
ZirLiner	SiO ₂ (50-60), Al ₂ O ₃ (16-22), K ₂ O (4-8), Na ₂ O (6-11), CaO, P ₂ O ₅ , F (2,5-7,5), diğer oksitler (1,5-8), pigmentler (0.1-3)
IPS e.max CAD	SiO ₂ (57-80), Li ₂ O (11-19), K ₂ O (0-13), P ₂ O ₅ (0-11), ZrO ₂ (0-8), ZnO (0-8), renklendirici ve diğer oksitler (0-12)
IPS e.max CAD Crystall./ Connect	Oxides, water, butandiol and chloride
In-Ceram YZ	ZrO ₂ (<95), Y ₂ O ₃ (5), HfO ₂ (<3), Al ₂ O ₃ (<1), SiO ₂ (<1)
Vita VM9	SiO ₂ (60-64), Al ₂ O ₃ (13-15), K ₂ O (7-10), Na ₂ O (4-6), TiO ₂ (<0.5), CeO ₂ (<0.5), ZrO ₂ (0-1), CaO (1-2), B ₂ O ₃ (3-5), BaO (1-3), SnO ₂ (<0.5), Mg-, Fe-, P-Ox. (<0.1)
Vita PM9	SiO ₂ (62-67), Al ₂ O ₃ (16-19), K ₂ O (6-8), Na ₂ O (5-8), B ₂ O ₃ (1-3), diğer oksit pigmentleri
Vita Mark II	SiO ₂ (56-64), Al ₂ O ₃ (20-23), Na ₂ O (6-9), K ₂ O (6-8), CaO (0.3-0.6), TiO ₂ (0-0.1)

Tablo 5: Seramik materyallerinin kimyasal içerikleri

Çalışmamızda ana test yöntemi olan kırılma dayanım testinin (KDT) yanı sıra, 3-nokta eğme (BDT) ve makaslama dayanım testleri (MDT) yardımcı mekanik testler olarak kullanıldığı için, her bir üstyapı hazırlama yöntem grubu (I-HP, I-T ve I-P; V-HP, V-T ve V-P) örnek sayısı 10 olan 3 mekanik test grubuna ayrıldı. Böylece örnek boyutları mekanik test yöntemlerinin prensiplerine uygun hazırlanmak koşuluyla, I ve V gruplarında 90'ar adet örnek olmak üzere, toplamda 180 adet zirkonyu altyapılı tam seramik örnek elde edildi (Tablo 6).



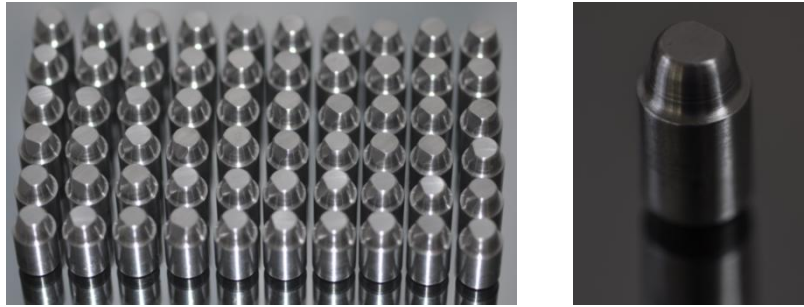
Tablo 6: Kullanılan seramik sistemlerin gruplandırılması

2.3 KIRILMA DAYANIM TESTİ İÇİN ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI

Örnekler kırılma dayanım testi için kron formunda hazırlandı.

2.3.1 METAL GÜDÜKLERİN HAZIRLANMASI

Kırılma dayanım testi için elde edilen kron formundaki örneklerin hazırlanması için öncelikli olarak, molar diş preparasyonunu taklit eden 1 mm çevresel chamfer basamak şekline sahip 60 adet metal güdük üretildi (servikal çap: 8 mm, okluzal çap: 6,8 mm, kron yüksekliği: 5,3 mm). Okluzal yüzey, stres birikiminin engellenmesi amacıyla keskin köşeler içermeyecek şekilde hazırlandı. Ayrıca okluzal yüzeyin bir bölümüne yuvarlak kenarlara sahip çentik açılarak, üzerine yerleştirilecek restorasyonun rotasyona uğramasının engellenmesi amaçlandı (Resim 16).

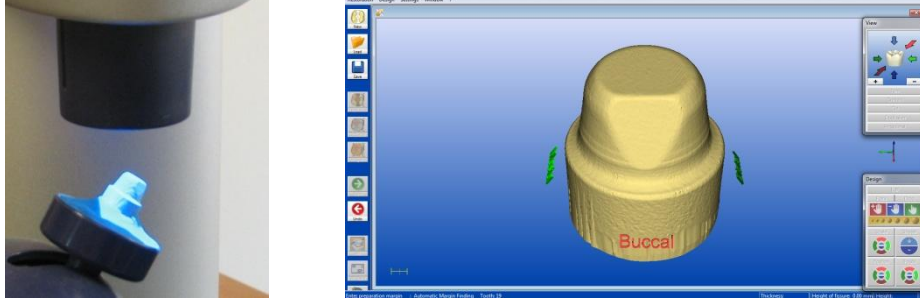


Resim 16: Hazırlanan metal güdükler

2.3.2 ZİRKONYA ALTYAPILARIN HAZIRLANMASI

Görüntü netliğinin sağlanması amacıyla kontrast sprej (IPS Contrast Spray Labside; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulanan metal güdükler

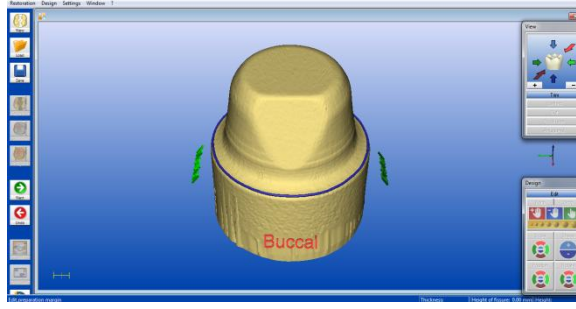
üzerinden, laboratuvar tipi CAD/CAM ölçü sistemi ile dijital ölçü alındı (InEos, Sirona, Bensheim, Almanya) (Resim 17). Metal güdüklerin hazırlanmasındaki olası farklılıklar göz önüne alınarak her bir metal güdüğün dijital ölçüsü elde edildi.



Resim 17: Metal güdüğün dijital ölçüsü

2.3.2.1 Düz Yüzeyle Zirkonya Altyapıların Hazırlanması

HP gruplarında kullanılan düz yüzeyle zirkonya altyapıların hazırlanması için öncelikle, CAD/CAM programında restorasyon şekli “kron” olarak seçildi ve tasarımın yapılması istenilen alt sol birinci molar işaretlendi. Tasarım tekniği bölümünde “multilayer” maddesi seçildi. Çalışmamızda kullandığımız I ve V gruplarında HP tekniğine uygun olarak kullanılan zirkonya bloklar [(IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Vita In-Ceram YZ, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya)] ve uygun üstyapı materyalleri işaretlendi. Siman boşluğu 10 µm olarak seçildi ve dijital ortama aktarılan metal güdüklerin basamak sınırları tespit edildi (Resim 18).



Resim 18: Restorasyonun bitim kenarının belirlenmesi

Güdük üzerinde hazırlanan antirotasyonel çentik, bukkal yüzeye gelecek şekilde ayarlanarak restorasyonun uygun giriş yolu sağlandı (Resim 19) ve HP tekniğine uygun olarak altyapı ve üstyapı aynı anda sistem tarafından tasarlanarak alt sol birinci molar dişin formu elde edildi (Resim 20). Standardizasyonun bozulmaması amacıyla tasarlanan restorasyonlar üzerinde değişiklik yapılmadı ve sistem üzerindeki tüberkül yüksekliği bölümünden her bir restorasyonun aynı boyutlarda olduğu kontrol edilerek devam edildi.

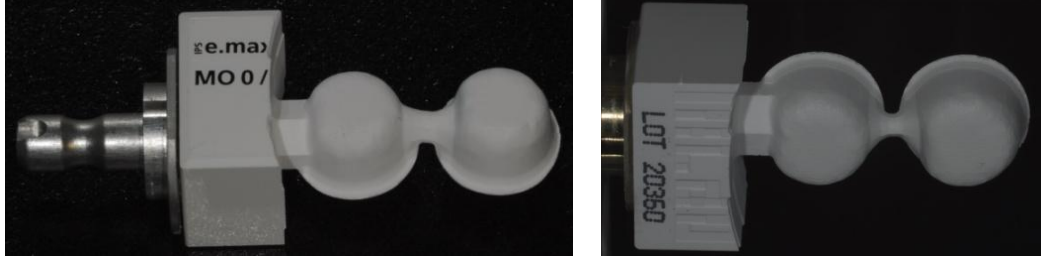


Resim 19: Giriş yolunun belirlenmesi

Resim 20: Tasarlanan restorasyon

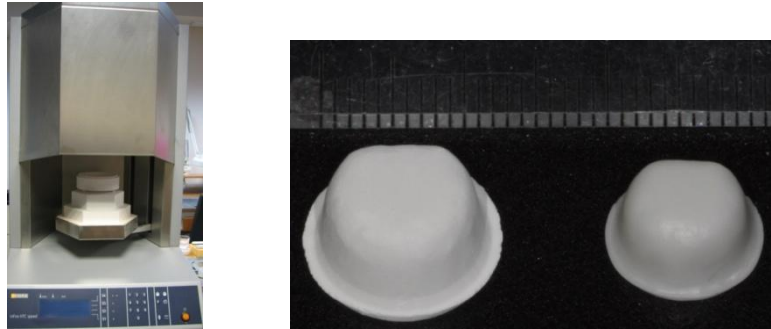
Sinterizasyon büzülmesinin karşılanması amacıyla CAD/CAM sistemi tarafından hacimsel olarak % 20-25 daha büyük tasarlanan altyapılar, kazıma ünitesine (InLab MC XL, Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya)

gönderildi ve her bir metal güdük için ayrı ayrı hazırlanmış altyapılar elde edildi (Resim 21).



Resim 21: CAD/CAM kazıma ünitesi ile elde edilen düz yüzeyli zirkonya altyapılar

Kazıma ünitesinde hazırlanan altyapılar ile blok arasındaki bağlantı tijleri kesildi ve üretici firmanın önerdiği aşındırıcı taşlar ile bağlanma yerleri düşük devirde düzenlendi. Zirkonya altyapılar, üretici talimatlarına uygun olarak sinterizasyon fırınında (InFire HTC speed, Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya) yaklaşık 1500 °C’ de 90 dakika sinterlendi ve düz yüzeyli zirkonya altyapılar gerçek boyutlarında elde edildi (Resim 22) (n=20).



Resim 22: Düz yüzeyli zirkonya altyapıların sinterizasyon sonrası boyutsal değişimi

2.3.2.2 Anatomik Formlu Zirkonya Altyapıların Hazırlanması

T ve P gruplarında kullanmayı tercih ettiğimiz anatomik formlu zirkonya altyapıların hazırlanması için, restorasyon şekli “kron” olarak seçilerek tasarımın yapılması istenilen alt sol birinci molar sistem üzerinde işaretlendi ve tasarım tekniği bölümünde “reduced” maddesi seçildi. Altyapı materyali olarak kullanılacak olan zirkonya altyapılar, çalışmamızda yer alan I ve V grupları için [(IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Vita In-Ceram YZ, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya)] ayrı ayrı seçildi. Siman boşluğu 10 µm olarak ayarlandı ve dijital ortama aktarılan metal güdüklerin basamak kenarı tespit edildi. Güdük üzerinde hazırlanan antirotasyonel çentik bukkal yüzeye gelecek şekilde restorasyonun uygun giriş yolu belirlendi ve alt sol birinci molar formunda restorasyon tasarımı elde edildi (Resim 23). Standardizasyonun bozulmaması amacıyla tasarlanan restorasyonlar üzerinde şekil değişikliği yapılmadı ve sistem üzerindeki tüberkül yüksekliği bölümünden her bir restorasyonun aynı boyutlarda tasarlandığı kontrol edilerek devam edildi.

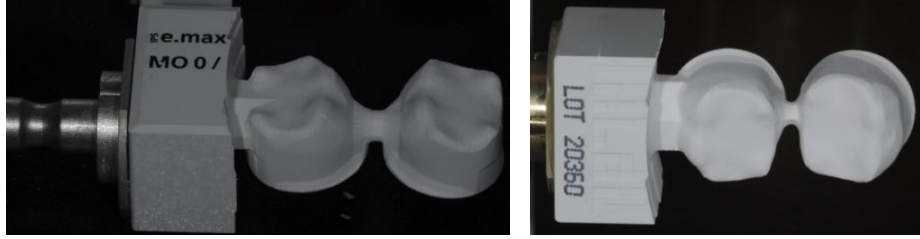
Restorasyonun elde edilen son formu üzerinden, CAD/CAM sistemi ile her yüzeyden 1 mm azaltılarak anatomik forma sahip altyapı tasarımı elde edildi (Resim 24). Böylece üstyapı porseleninin her yüzeyde eşit kalınlıkta olması ve zirkonya altyapı ile desteklenerek porselen kırığı görülme insidansının azalması amaçlandı.



Resim 23: Tasarlanan restorasyon

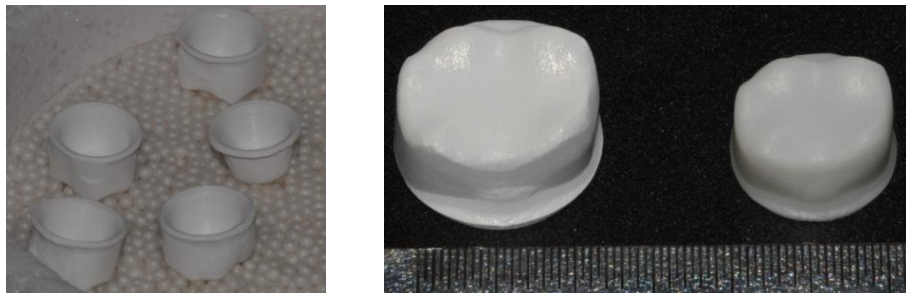
Resim 24: Anatomik formlu zirkonya altyapılar

Zirkonya materyalinin sinterizasyon büzülmesinin karşılanması için CAD/CAM sisteminde hacimsel olarak % 20-25 daha büyük tasarlanan altyapılar, kazıma nitesine (InLab MC XL, Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya) gönderildi ve her bir metal güdük için ayrı ayrı hazırlanan altyapılar elde edildi (Resim 25).



Resim 25: CAD/CAM ile elde edilen anatomik formlu zirkonya altyapılar

Kazıma nitesinde elde edilen restorasyonların blok ile bağlantısını sağlayan tijleri kesildi ve üretici firmanın önerdiği aşındırıcı taşlar ile bağlanma yerlerinin uygun düzenlemesi gerçekleştirildi. Üretici talimatlarına uygun olarak sinterizasyon fırınında (InFire HTC speed, Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya) yaklaşık 1500 °C' de 90 dakika sinterlendi ve anatomik formlu zirkonya altyapılar gerçek boyutlarında elde edildi (Resim 26) (n=40).



Resim 26: Sinterizasyon işlemi sonrası gerçekleşen boyutsal değişim

Sinterize edilen düz yüzeyli ve anatomik formlu zirkonya altyapıların metal güdükler ile uyumu kontrol edilerek çalışmaya devam edildi (Resim 27) (n=60).



Resim 27: Sinterize edilen zirkonya altyapıların metal güdükler ile uyumu

2.3.3 ÜSTYAPILARIN HAZIRLANMASI

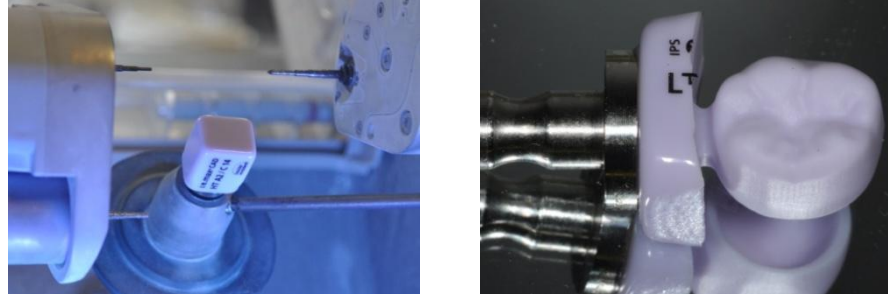
2.3.3.1 Hızlı Prototipleme Yöntemi İçin Üstyapı Hazırlanması

Üretici firmaların önerileri doğrultusunda HP yöntemi için, I grubunda üstyapı materyali olarak lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanılırken, V grubunda feldspatik esaslı seramik (Vita Mark II, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) kullanıldı.

I grubunda, her bir metal güdük için tasarlanan üstyapılar (Resim 28), kazıma ünitesine (InLab MC XL, Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya) gönderildi ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) blok kullanılarak restorasyonlar elde edildi (Resim 29).

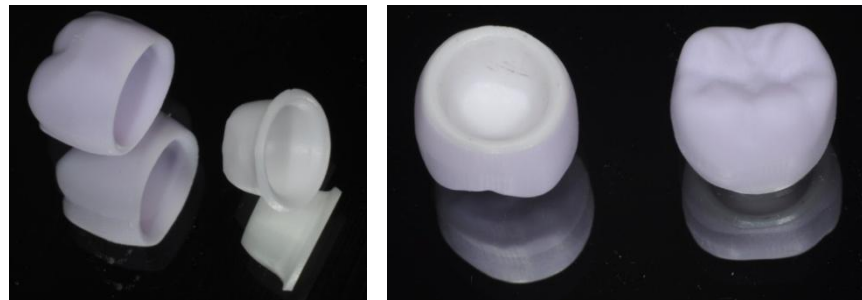


Resim 28: I-HP grubu için tasarlanan üstyapılar



Resim 29: Seramik bloktan üstyapının kazınması

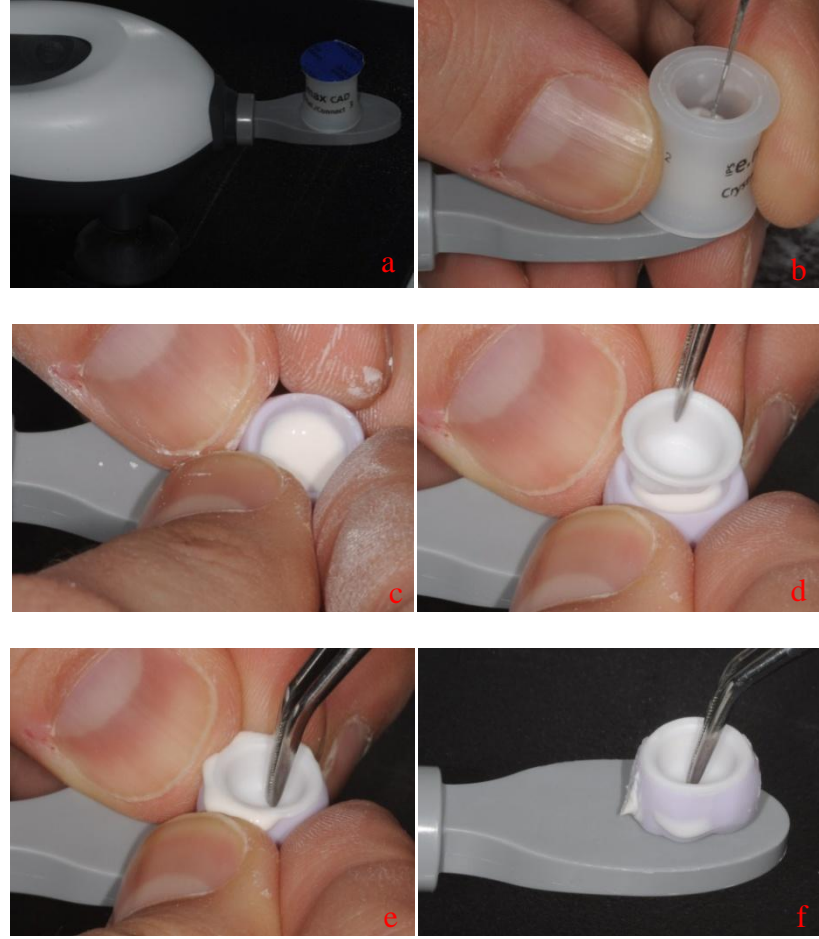
Her bir güdük için HP üstyapı hazırlama yöntemi ile elde edilen sinterize düz yüzeyli zirkonya altyapı ve seramik üstyapıların birbiri ile uyumu kontrol edildi (Resim 30).



Resim 30: Altyapı ve üstyapıların birbiri ile uyumu

HP yöntemi ile elde edilen sinterize düz yüzeyli zirkonya altyapı ve üstyapı porseleninin birleştirilmesi için, öncelikle elde edilen seramik üstyapılar ultrasonik

olarak temizlendi. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda, tiksotrofik özellikteki özel cam seramik (IPS e.max CAD Crystall./Connect, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) kapsülü, özel titreşim cihazına (Ivomix, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) yerleştirilerek basınç altında yaklaşık 10 saniye tutuldu (Resim 31a). Kıvamı ve homojen olup olmadığı spatül ile kontrol edildikten sonra (Resim 31b), üstyapı materyalinin iç yüzeylerine uygulandı (Resim 31c) ve zirkonya altyapı, doğru konumda olmasına dikkat edilerek üstyapı porseleni içine yerleştirildi (Resim 31d-f).



Resim 31: I-HP grubunda zirkonya altyapı ve üstyapı porseleninin tiksotrofik özellikteki özel cam seramik ile birleştirilmesi

Arayüzey materyal artıkları temizlenerek altyapı ve üstyapı birleşim sınırları kontrol edildi ve özel bir materyal ile (IPS Object Fix Putty or Flow material, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) fırın tijine sabitlenerek firmanın önerileri doğrultusunda (Tablo 7) seramiğin kristalizasyon fırınlaması (Programat P300, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) gerçekleştirildi (Resim 32).



Resim 32: Seramiğin kristalizasyon fırınlaması öncesi ve sonrası

Üretici firmanın önerileri doğrultusunda (Tablo 7) glazür tozu ile likidi (IPS e.max CAD Crystall./Glaze, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) akıcı kıvamda olacak şekilde spatül ile karıştırıldı, fırça yardımıyla seramik yüzeyinin tüm bölgelerine uygulandı ve uygun programda fırınlandı (n=10) (Resim 33).

	Başlangıç Sıcaklığı (°C)	Başlangıç Sıcaklığında Bekleme Süresi (dak.)	Dakikada sıcaklık artışı (°C/dak)	En Yüksek Sıcaklık (°C)	Vakum Başlangıcı (°C)	Vakum Bitişi (°C)
IPS e.max CAD Crystall./Connect	403	2	30	840	550	840
IPS e.max CAD Crystall./Glaze	403	6	60	840	550	840

Tablo 7: I-HP grubunun kristalizasyon ve glazür fırınlaması süreleri ve sıcaklıkları

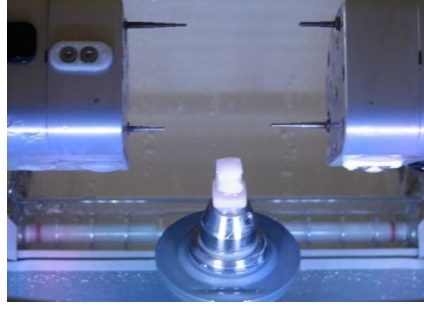


Resim 33: I-HP grubunda elde edilen restorasyonlar

V grubunda ise, her bir metal güdük için tasarlanan üstyapılar (Resim 34), kazıma ünitesine (InLab MC XL, Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya) gönderildi ve feldspatik seramik (Mark II, VITA Zahnfabrik, Bad Säckinggen, Almanya) blok kullanılarak restorasyonlar elde edildi (Resim 35).



Resim 34: V-HP grubu için tasarlanan üstyapılar



Resim 35: Seramik bloktan üstyapının kazınması

Her bir güdük için HP yöntemi ile elde edilen sinterize düz yüzeyli zirkonya altyapı ve seramik üstyapıların birbiriyle uyumu kontrol edildi (Resim 36).

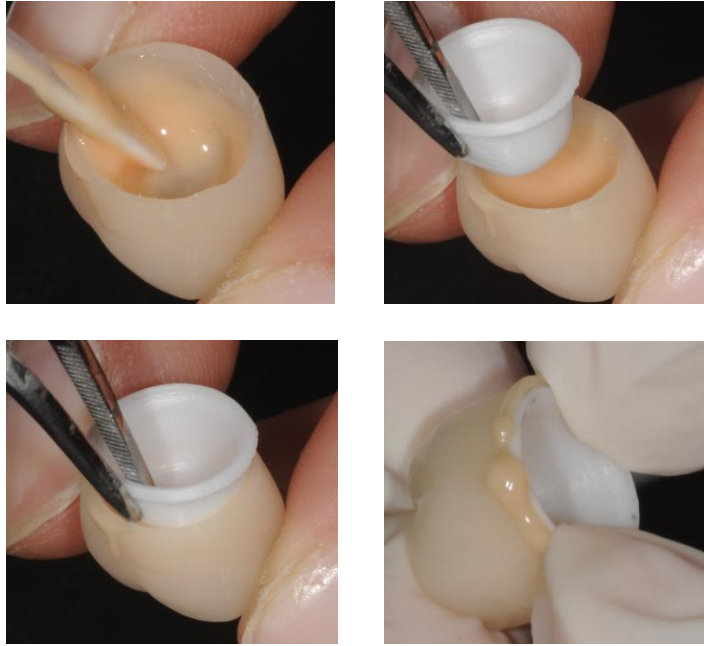
Üretici firmanın talimatları doğrultusunda, seramik üstyapılar üzerine akıcı kıvamda karıştırılan glazür seramiği (Vita Akzent, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) uygulandı ve glazür fırınlanması gerçekleştirildi (Resim 37).



Resim 36: Altyapı ve üstyapının uyumu **Resim 37:** Glazür uygulanması

Zirkonya altyapıların dış yüzeyleri, firmanın önerileri doğrultusunda 2.5 bar basınç altında 50 µm partikül büyüklüğünde Al₂O₃ ile kumlandı. Elde edilen seramik üstyapılar ise % 9,5 hidrofilorik asit (Ultradent Porcelain Etch, South Jordan, USA) ile 30 sn. asitlendi. Hava-su spreyi ile yıkanan üstyapı porselenleri, asidin tamamen uzaklaştırılması için ultrasonik banyoda temizlendi ve 20 sn. kuru hava ile kurutuldu. Asitlenen üstyapı porseleninin iç yüzeylerine silan (Monobond Plus,

Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulandı ve yüzeyden tamamen buharlaşana kadar beklenildi. Daha sonra üstyapı porseleni iç yüzeyine adeziv rezin siman (Panavia F 2.0, Kuraray Medical Inc., Japonya) uygulandı ve altyapının doğru konumda olmasına dikkat edilerek porselen içine yerleştirildi. Resin siman artıkları aplikatör ile temizlendi ve her yüzeyden 1 dakika olmak üzere konvensiyonel halojen ışık cihazı ile ($>250\text{m W/cm}^2$) polimerize edildi (Resim 38).



Resim 38: V-HP grubunda zirkonya altyapı ve seramik üstyapının birleştirilmesi

Birleşim kenarları fırça ve cila pastaları ile temizlendi ve örnekler tamamlandı (n=10) (Resim 39).



Resim 39: V-HP grubunda hazırlığı tamamlanmış örnekler

2.3.3.2 Tabakalama Yöntemi İçin Üstyapı Hazırlanması

Üretici firmaların önerileri doğrultusunda, altyapıda kullanılan zirkonya materyali ile uyumlu olan üstyapı seramiği olarak I grubunda nano-florapatit esaslı seramik kullanılırken (IPS e.max Ceram, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein), V grubunda feldspatik esaslı seramik (Vita VM9, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) kullanıldı.

Alt sol birinci molar diş formunun standardizasyonun sağlanması için, HP yöntemi ile elde edilen restorasyonun silikon kalıbı (Affinis, Coltene Whaledent, İsviçre) elde edildi ve anahtar kilit sistemini oluşturan 2 parçaya ayrıldı. T yöntemi ile porselen şekillendirme işlemi bu kalıbın rehberliğinde gerçekleştirildi.

I grubunda üretici firmanın önerileri doğrultusunda, uygun oranlarda toz ve likit ile karıştırılan astar materyali (ZirLiner, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) sinterlenen anatomik formlu zirkonya altyapılar üzerine uygulandı ve önerilen programda fırımlandı (Programat P300, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) (Resim 40).

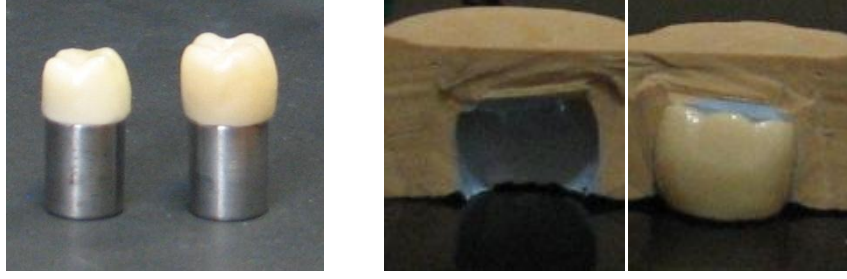


Resim 40: Anatomik formlu zirkonya altyapılar üzerine ZirLiner uygulaması

Dentin seramik tozu ve likiti (IPS e.max Ceram, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) uygun oranlarda karıştırılarak, fırça yardımıyla astar materyali ile kaplanmış zirkonya altyapılar üzerine işlenmeye başlandı (Resim 41). Seramik hamurundaki fazla likit, emici kağıtlar (Kimwipes®Lite 200, Kimberly Clark Corp, Roswell, GA, ABD) kullanılarak uzaklaştırıldı. Üretici talimatları doğrultusunda iki aşamalı dentin pişimi gerçekleştirilen restorasyonların formu silikon kalıp ile kontrol edildi, porselenin fırınlanma sonrası boyutsal değişimi göz önüne alınarak eklenmesi gereken yerlere ilave porselen yığılması gerçekleştirildi ve yeniden fırındandı (Resim 42). Yüzey düzeltme işlemleri elmas frez ile düşük devirde (3000 devir/dak) tamamlandıktan sonra glazür (IPS e.max Ceram Glaze, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) seramiği uygulandı ve restorasyonlar bitirildi (n=10) (Resim 43). I-T grubu seramiklerin pişirme süreleri ve sıcaklıkları Tablo 8’de yer almaktadır.



Resim 41: Üstyapı porselenin tabakalama tekniği ile işlenmesi



Resim 42: Porselen formunun silikon kalıp ile kontrolü

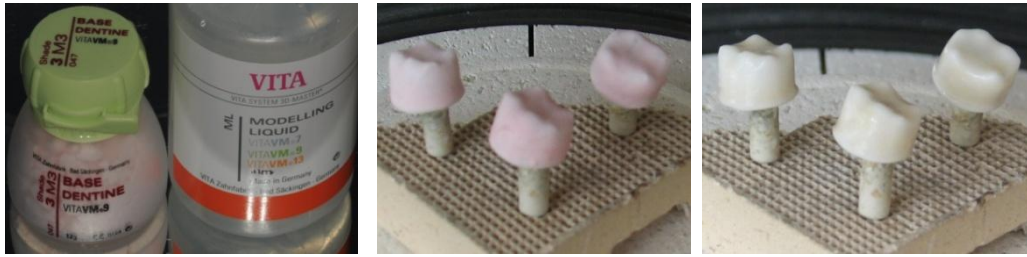


Resim 43: I-T grubunda glazür uygulanan restorasyonlar

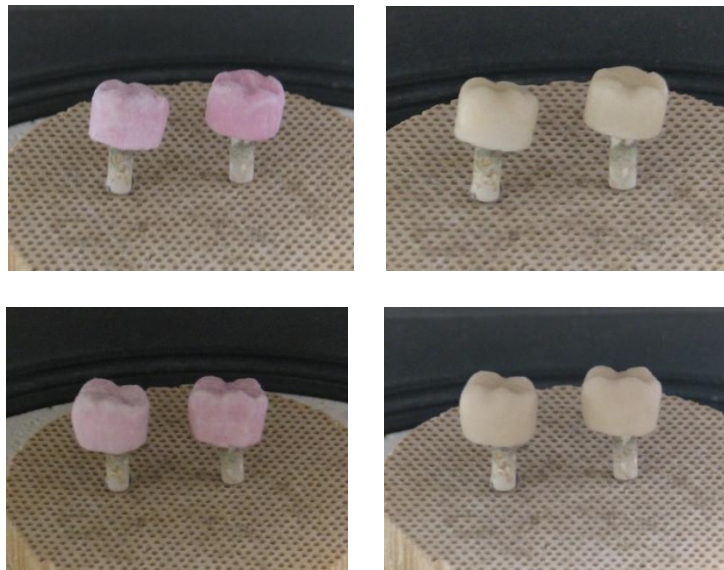
	Başlangıç Sıcaklığı (°C)	Başlangıç Sıcaklığında Bekleme Süresi (dak.)	Dakikada sıcaklık artışı (°C/dak)	En Yüksek Sıcaklık (°C)	Vakum Başlangıcı (°C)	Vakum Bitişi (°C)
IPS e.max ZirLiner	403	4	40	960	450	959
IPS e.max Ceram	403	4	40	750	450	749
IPS e.max Ceram Glaze	403	6	60	725	450	724

Tablo 8: I-T grubu seramiklerin pişirme süreleri ve sıcaklıkları

V grubunda ise, üretici firmanın önerileri doğrultusunda uygun oranlarda toz ve likit ile akıcı kıvamda karıştırılan feldspatik seramik materyali (VM9, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), anatomik formlu zirkonya altyapı üzerine fırça yardımıyla ince bir tabaka halinde uygulanarak wash fırınlaması gerçekleştirildi (Resim 44). Sonrasında porselen yığılma tekniği kullanılarak iki aşamalı dentin pişimi (Programat P300, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile restorasyonun formu işlendi (Resim 45). Seramik hamurundaki fazla likit, emici kağıt (Kimwipes® Lite 200, Kimberly Clark Corp, Roswell, GA, ABD) kullanılarak uzaklaştırıldı. Restorasyonların şekli, silikon kalıp ile kontrol edilerek gerekli yerlere porselen ilavesi yapıldı ve yeniden fırındı.



Resim 44: Üstyapı porseleni ile wash fırınlaması öncesi ve sonrası



Resim 45: İki aşamalı dentin fırınlaması ile elde edilen restorasyonlar

Yüzey düzenleme işlemleri elmas frez ile düşük devirde (3000 devir/dak) gerçekleştirildikten sonra üretici firmanın önerileri doğrultusunda akıcı kıvamda olacak şekilde karıştırılan glazür tozu ile likidi (Vita Akzent, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) fırça yardımıyla seramik yüzeyine uygulandı ve uygun programda fırımlandı (n=10) (Resim 46) V-T grubu seramiklerin pişirme süreleri ve sıcaklıkları Tablo 9’da açıklanmaktadır.



Resim 46: V-T grubunda restorasyonların tamamlanmış hali

	Başlangıç Sıcaklığı (°C)	Başlangıç Sıcaklığında Bekleme Süresi (dak.)	Dakikada sıcaklık artışı (°C/dak)	En Yüksek Sıcaklık (°C)	Bekleme süresi (dak.)	Vakum süresi (dak.)
Wash fırınlaması	500	2	55	950	1	8:11
VM9 1.dentin	500	6	55	910	1	7:27
VM9 2.dentin	500	6	55	900	1	7:16
Vita Akzent	500	4	80	900	1	-

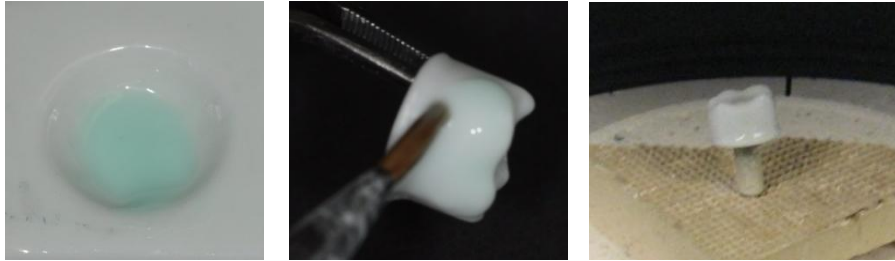
Tablo 9: V-T grubu seramiklerin pişirme süreleri ve sıcaklıkları

2.3.3.3 Isı-basınç ile Şekillendirme Yöntemi İçin Üstyapı Hazırlanması

Üretici firmaların önerileri doğrultusunda, altyapıda kullanılan zirkonya materyali ile uyumlu olan üstyapı seramiği olarak I grubunda florapatit esaslı seramik kullanılırken (IPS e.max ZirPress, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein), V grubunda feldspatik esaslı seramik (Vita PM9, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) kullanıldı.

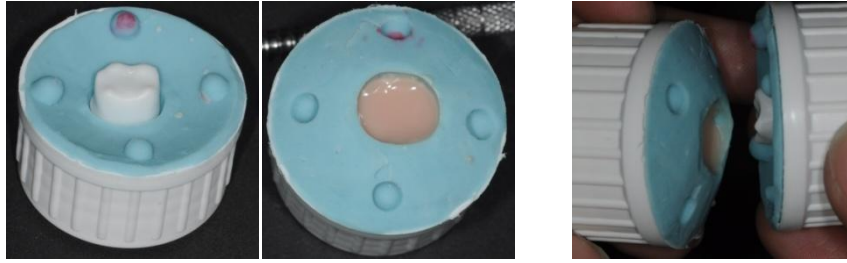
Restorasyonların şekilsel olarak standardizasyonunun sağlanması için, HP yöntemi ile elde edilen restorasyonun silikon kalıbı (Affinis, Coltene Whaledent, İsviçre) anahtar kilit sistemini oluşturan 2 parçalı düzenek içinde elde edildi. Isı-basınç ile şekillendirme tekniğinde kullanılacak olan üstyapının mum modelajı, bu kalıbın rehberliğinde gerçekleştirildi.

I grubunda üretici firmanın önerileri doğrultusunda, uygun oranlarda toz ve likit ile karıştırılan astar materyali (ZirLiner, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) sinterlenen anatomik formlu zirkonya altyapılar üzerine ince bir tabaka halinde uygulandı ve önerilen programda fırımlandı (Programat P300, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) (Resim 47).

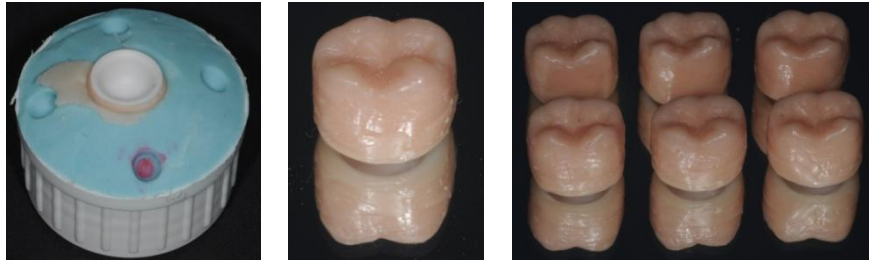


Resim 47: Astar materyali uygulanması ve fırınlanması

Anahtar olarak kullanılan silikon kalıp, izolan bir ajan (Ceramic Separating Stick, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) ile kaplanarak mum modelajın hasar görmeden ayrılması amaçlandı. Ardından silikon kalıbın bir parçası akışkan döküm mumu ile doldurulurken diğer parçasına zirkonya altyapı yerleştirildi ve mumun soğumasına izin verilmeden 2 parça anahtar-kilit sistemi rehberliğinde birleştirildi (Resim 48). Böylece çalışma standartlarına sahip üstyapı modelajı ve zirkonya altyapı kombinasyonu elde edildi (Resim 49).



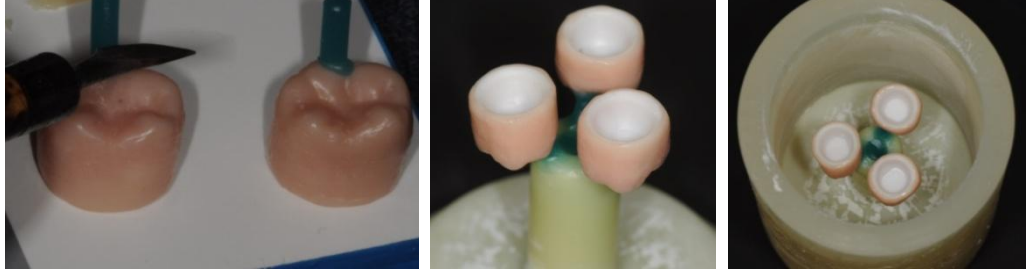
Resim 48: Üstyapı modelajının silikon kalıp ile hazırlanması



Resim 49: Zirkonya altyapı-mum modelajı kombinasyonu

Elde edilen zirkonya altyapı-mum modelajı kombinasyonu, döküm kanal mumları ile manşetin alt plakasına sabitlendi ve uygun çaptaki silikon manşet kalıbı plakanın üzerine yerleştirildi (Resim 50). Üretici firmanın talimatları doğrultusunda vakumlu revetman makinesinde karıştırılan revetman (IPS PressVEST, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein), mum modelajların sabitlendiği manşet

içerisine döküldü. Revetman sertleştikten sonra silikon manşet kalıbı çıkarıldı ve revetman mum eliminasyonu için ön ısıtma fırınında bekletildi (Resim 51).



Resim 50: Restorasyonların silikon manşete sabitlenmesi



Resim 51: Revetmanın hazırlanması ve manşetin ön ısıtma fırınında bekletilmesi

Ön ısıtma fırınından çıkarılan revetmanın döküm kanallarına, dökülebilir seramik ingotlar (IPS e.max ZirPress, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) ve ardından piston yerleştirildi. Üstyapı seramiğinin ısı-basınç altında şekillendirme işlemi, üretici talimatları doğrultusunda uygun programda (Programat EP 3000, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) gerçekleştirildi (Resim 52) (Tablo 10).



Resim 52: I-P grubunda kullanılan seramik ingotlar ve seramik fırını

Revetman soğuduktan sonra pistonun bitim sınırı çizilerek revetman çepeçevre separe ile kesildi ve örnekler frez yardımıyla döküm konisinden ayrıldı. Örnekler üzerindeki revetman artıkları kumlama cihazında uzaklaştırıldı ve gerekli düzenlemeler elmas frez kullanılarak gerçekleştirildi (Resim 53).

Üretici firmanın talimatları doğrultusunda, restorasyonlara glazür seramiği (IPS e.max Ceram Glaze, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulandı ve uygun programda fırımlandı (Resim 54) (n=10).



Resim 53: Restorasyonların revetmandan ayrılması



Resim 54: I-P grubunda restorasyonun tamamlanmış hali

V grubunda ise; izolan bir ajan (Ceramic Separating Stick, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) ile kaplanan silikon kalıbın bir parçası akışkan döküm mumu ile doldurulurken, diğer parçasına anatomik formlu zirkonya altyapı yerleştirildi. Mumun soğumasına izin verilmeden 2 parça anahtar-kilit sistemi doğrultusunda birleştirildi. Böylece çalışma standartlarında üstyapı modelajı ve zirkonya altyapı kombinasyonu elde edildi.

Elde edilen zirkonya altyapı-mum modelajı kombinasyonu, döküm kanal mumları ile manşetin alt plakasına sabitlendi ve uygun çaptaki silikon manşet kalıbı plakanın üzerine yerleştirildi. Üretici firmanın talimatları doğrultusunda vakumlu revetman makinesinde karıştırılan revetman (VITAPM investment material, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), mum modelajların sabitlendiği manşet içerisine döküldü. Revetman sertleştikten sonra silikon manşet kalıbı çıkarıldı ve mum eliminasyonu için ön ısıtma fırınında bekletildi.

Ön ısıtma fırınından çıkarılan revetmanın döküm kanallarına, dökülebilir seramik ingotlar (Vita PM9, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ve piston yerleştirildi. Üstyapı seramiğinin ısı-basınç altında şekillendirme işlemi, üretici talimatları doğrultusunda uygun programda (Programat EP 3000, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) (Tablo 10) gerçekleştirildi. Revetman soğuduktan sonra

pistonun bitim sınırı çizilerek revetman separe ile kesildi ve örnekler frez yardımıyla döküm konisinden ayrıldı (Resim 55). Revetman artıkları kumlama cihazında uzaklaştırıldı ve elmas frez yardımı ile gerekli düzenlemeler gerçekleştirildi. Glazür (Vita Akzent, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) işlemi uygulanan restorasyonların bitimi gerçekleştirildi (Resim 56).

	En yüksek sıcaklık	Başlangıç sıcaklığı	Dakikada sıcaklık artışı (°C/dak)	Vakum başlangıcı (°C)	Vakum bitişi (°C)	Füzyon Süresi (dak)	Basınç (bar)
IPS e.max ZirPress	900	700	60	500	900	15	5
PM9	1000	700	50	-	-	20	5

Tablo 10: Isı-basınç tekniği ile hazırlanan ingotların fırınlanma dereceleri



Resim 55: V-P grubunda kullanılan seramik ingotlar



Resim 56: Glazür uygulanması ve V-P grubunda restorasyonların tamamlanması

2.3.4 SİMANTASYON

Elde edilen toplam 60 adet kron restorasyonu, uygun olarak hazırlandıkları metal güdüklere 300 gr parmak basıncı altında 3 dakika boyunca tutularak rezin modifiye cam iyonomer siman (RelyX luting cement, 3M Espe, Seefeld, Almanya) ile simante edildi (Resim 57) ve yeterli sertleşme süresi beklendikten sonra siman artıkları temizlendi. Simante edilen kronlar, % 100 nem içeren 37°C etüvde en az 48 saat olmak üzere mekanik testlerin uygulanmasına kadar bekletildi.



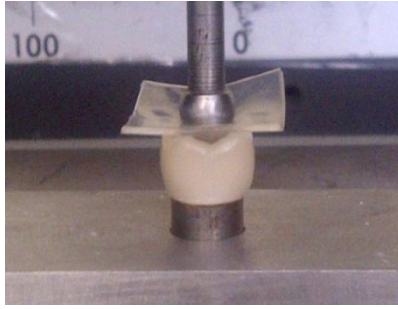
Resim 57: Cam iyonomer siman ile simantasyon işleminin uygulanması

2.3.5 KIRILMA DAYANIM TESTİNİN UYGULANMASI

Metal güdüklere simante edilen kron formundaki örnekler, kırılma dayanım testine tabi tutuldu. Deneyler Celal Bayar Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

Kırılma dayanım testinin uygulanması sırasında restorasyonların sabitlenmesi ve yer değiştirmesinin önlenmesi amacıyla, güdüklerin stabil bir şekilde yerleşebileceği yuvaya sahip metal tutucu parça hazırlandı. Kırıcı uç ise, 7,5 mm çapında ve kronun okluzal fossası ile 3-nokta teması sağlayacak şekilde paslanmaz çelikten elde edildi. Metal tutucu parçaya sabitlenen restorasyonlar ile kırıcı uç arasına, uygulanacak olan kuvvetin daha geniş alana dağılması ve üstyapı seramiği

üzerinde stres birikimlerinin oluşmaması amacıyla 1 mm kalınlığında yumuşak plak yerleştirildi ve kuvvet 1 mm/dak hızla uygulandı (Resim 58). Örneklerin kırılma anı, üniversal test cihazına (Shimadzu Autograf AG-500 kNG, Kyoto, Japonya) bağlı bilgisayar programı tarafından ani düşüş olarak belirlendi ve o noktadaki değerler kaydedildi.



Resim 58: Kırılma dayanım testinin uygulanması

2.4 ÜÇ NOKTA EĞME TESTİ İÇİN ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI

Örnekler, üç nokta eğme testi için çubuk formunda hazırlandı.

2.4.1 ZİRKONYA ALTYAPILARIN HAZIRLANMASI

I ve V grupları için altyapı seramiği olarak kullanılan zirkonya bloklar [(IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Vita In-Ceram YZ, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya)], su soğutması altında düşük hızda kesildi ve ISO 6872 standartlarına uygun olarak 25x5x1.5 mm boyutlarında çubuklar elde edildi.

Bu işlem için, kesme cihazının tutucu parçasına bağlanan ve üzerindeki özel yuvaya sabitlenen zirkonya blokların yer düzlemi ile paralellliğini sağlayan akrilik

taşıyıcı parçalar üretildi. Böylece zirkonya çubukların boyutlarında oluşabilecek hataların en aza indirgenmesi amaçlandı. Zirkonya blok, akrilik taşıyıcı parçadaki özel yuvasına otopolimerizan rezin (Ufi Gel hard, Voco, Almanya) ile sabitlendi (Resim 59) ve kesim hassasiyetini olumsuz etkileyecek olası mikrohareketler engellendi.



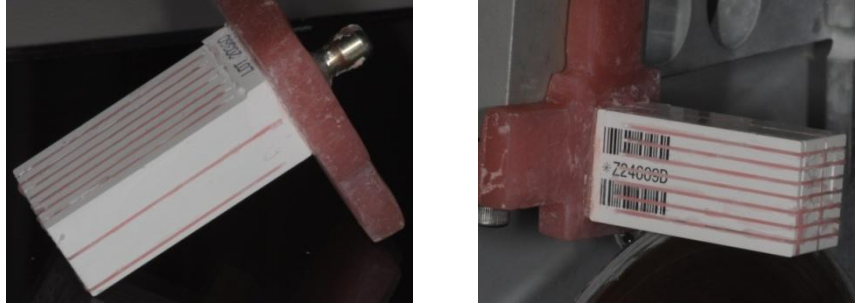
Resim 59: Tutucu parçalara sabitlenen zirkonya bloklar

Kesim işlemi Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda kesme cihazı (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) ile gerçekleştirildi. Akrilik taşıyıcı, üzerine sabitlenen zirkonya bloğun yer düzlemi ile paralelliği onaylanarak kesme cihazının tutucu aparatına sabitlendi. Zirkonya materyalinin % 20 sinterizasyon büzülme payı ve kullanılan elmas diskin (Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) kalınlığı (0,5 mm) hesaplanarak kesim işlemleri yapıldı. Örnek genişliğinin elde edilmesi için 6,75 mm aralıklarla, su soğutması altında düşük hızda kesimler gerçekleştirildikten sonra akrilik taşıyıcı, tutucu aparatından çıkartıldı ve ikinci düzlem kesimi sırasında ilk kesim yerlerinin bloktan ayrılmaması için kesim boşlukları mum ile dolduruldu. Çubuk örneklerin yüksekliğinin elde edilmesi için 2,4 mm aralıklarla ikinci düzlem kesimleri tamamlandı (Resim 60). Aynı şekilde tutucu parçadan çıkarılan zirkonya bloğun 2. kesim boşlukları mum ile dolduruldu ve

zirkonya bloğun metal tutucu parçası ile kesme cihazına sabitlendi. Zirkonya çubukların uzunluğunun elde edilmesi için 31,8 mm aralıklarla kesimler yapıldı (Resim 61).



Resim 60: Zirkonya blokların döner disk ile kesilmesi



Resim 61: Kesim boşluklarının mum ile doldurulması

Kesme cihazının havuzuna düşen çubuk örneklerin boyutları incelendi, gerekli olan ufak düzeltmeler su zımparası ile yapıldı. Çubuk şeklindeki zirkonya örnekler, üretici talimatlarına uygun olarak yaklaşık 1500°C’de 90 dakika sinterlendi (InFire HTC speed, Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya) ve 25x5x1,5 mm boyutlarında çubuk zirkonya altyapılar elde edildi (n=60) (Resim 62).



Resim 62: Çubuk formundaki zirkonya altyapılar

2.4.2 ÜSTYAPILARIN HAZIRLANMASI

2.4.2.1 Hızlı Prototipleme Yöntemi İçin Üstyapı Hazırlanması

Üstyapı materyali olarak, I grubunda lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanılırken, V grubunda feldspatik esaslı seramik (Vita Mark II, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) kullanıldı.

Seramik bloklar, su soğutması altında düşük hızda kesilerek ISO 6872 standartlarına uygun olarak 25x5x1,5 mm boyutlarında çubuklar elde edildi. Bu işlem için öncelikle, kesme cihazının tutucu parçasına bağlanabilen ve seramik blokların sabitlenebilmesi için özel yuva içeren akrilik taşıyıcı parçalar hazırlandı. Böylece seramik blokların yer düzlemi ile paralelliği sağlanarak örneklerin istenilen boyutlarda en az hata ile üretilmesi amaçlandı. Seramik blok, akrilik taşıyıcı parçadaki özel yuvasına boyutsal değişim göstermeyen otopolimerizan rezin (Ufi Gel hard, Voco, Almanya) ile sabitlendi ve kesim hassasiyetini olumsuz etkileyecek olası mikrohareketler engellendi.

Kesim işlemi Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda kesme cihazıyla (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff, IL, ABD)

gerçekleştirildi. Akrilik taşıyıcı, üzerine sabitlenen seramik bloğun yer düzlemi ile paralelliği onaylanarak kesme cihazının tutucu apareyine sabitlendi. Örnek ölçülerine elmas diskin (Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) kalınlığı (0.5 mm) da eklenerek, su soğutması altında düşük hızda seramik bloğun 3 düzlemde kesimleri gerçekleştirildi (Resim 63). Zirkonya altyapıda olduğu gibi blokların kesimleri sırasında oluşan boşluklar mum ile dolduruldu, böylece farklı düzlemlerde kesimleri gerçekleştirilen parçaların yer değiştirmesi ya da bloktan ayrılması önendi. Son olarak kesme cihazının havuzuna düşen çubuk örneklerin boyutları kontrol edildi ve gerekli olan ufak düzeltmeler su zımparası ile yapıldı.



Resim 63: Akrilik taşıyıcıya sabitlenen seramik blokların çubuk formunda kesimi

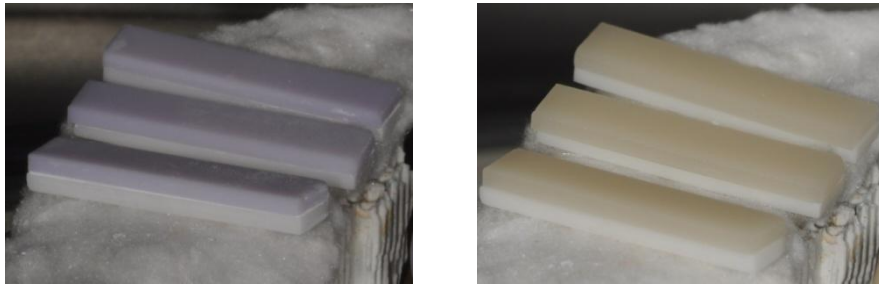
Üretici firmaların önerileri doğrultusunda I ve V gruplarına ait zirkonya altyapı ile üstyapı seramiğinin birleştirilmesi için, öncelikle elde edilen çubuk formundaki seramik ve zirkonya örnekler ultrasonik olarak temizlendi. I grubunda; tiksotrofik özellikteki özel cam seramik (IPS e.max CAD Crystall./Connect, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) kapsülü, özel titreşim cihazına (Ivomix, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) yerleştirilerek basınç altında yaklaşık 10 saniye tutuldu. Kıvamı ve homojen olup olmadığı spatül ile kontrol edildikten sonra, lityum disilikat

ile güçlendirilmiş seramik üstyapı (IPS e.max CAD, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) üzerine uygulandı ve doğru hizada olmasına dikkat edilerek zirkonya altyapı (IPS e.max ZirCAD, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) ile birleştirildi (Resim 64).



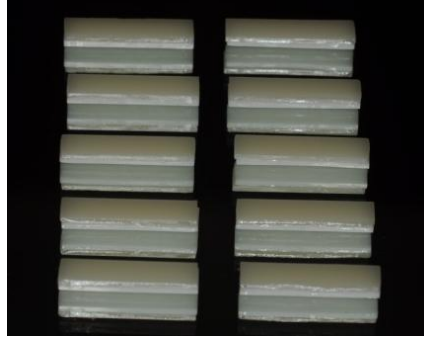
Resim 64: I-HP grubunda çubuk formundaki altyapı ve üstyapının birleştirilmesi

Arayüzey bağlanma ajan artıkları temizlendikten sonra altyapı ve üstyapı birleşim sınırları kontrol edildi. Çubuk örnekler, yanmaz pamuk ile kaplanan fırın tablaları üzerine yerleştirildi ve üretici firmaların önerileri doğrultusunda üstyapı seramiğinin kristalizasyon fırınlaması (Programat P300, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) gerçekleştirildi (n=10) (Resim 65).



Resim 65: Kristalizasyon fırınlaması öncesi ve sonrası çubuk örnekler

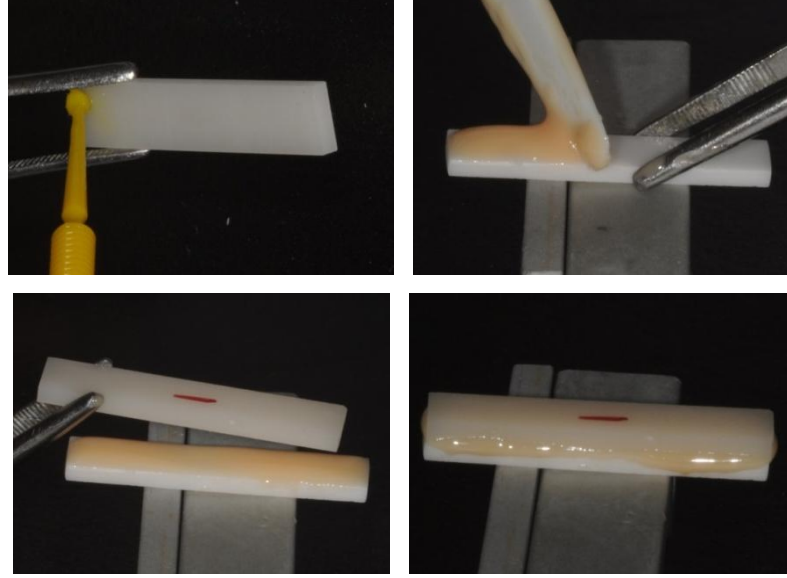
Üretici firmanın önerileri doğrultusunda hazırlanan glazür seramiği (IPS e.max CAD Crystall./Glaze, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein), fırça yardımıyla üstyapı seramiğinin tüm bölgelerine uygulandı ve uygun programda fırımlandı (n=10) (Resim 66).



Resim 66: I-HP grubu örneklerin tamamlanmış hali

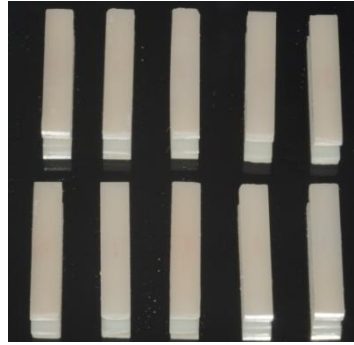
V grubunda ise; ultrasonik olarak temizlenen çubuk formundaki seramik örnekler, üretici talimatları doğrultusunda glazür (Vita Akzent, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) işlemine tabi tutuldu. Glazür uygulanmayan yüzeyi ise % 9,5 hidrofilorik asit (Ultradent Porcelain Etch, South Jordan, USA) ile 30 sn. asitlendi ve ardından hava-su spreyi ile yıkandı. Asidin tamamen uzaklaştırılması için örnekler ultrasonik banyoda temizlendi ve 20 sn. kuru hava ile kurutuldu. Ardından yüzeye silan (Monobond Plus, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulandı ve tamamen buharlaşana kadar beklenildi. Diğer taraftan ise, zirkonya altyapıların bir yüzeyi işaretlenerek, işaretlenmeyen yüzeyleri üretici firmanın önerileri doğrultusunda 2,5 bar basınç altında 50 µm partikül büyüklüğünde Al₂O₃ ile kumlandı. Daha sonra yüzey hazırlığı tamamlanan üstyapı seramiği (Vita Mark II, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ve zirkonya altyapı (In-Ceram YZ,

VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) yüzeyleri, adeziv rezin siman (Panavia F 2.0, Kuraray Medical Inc., Japonya) ile birleştirildi. Resin siman artıkları aplikatör ile temizlendi ve her yüzeyden 1 dakika olmak üzere konvensiyonel halojen ışık cihazı ile ($>250\text{m W/cm}^2$) polimerize edildi (Resim 67).



Resim 67: Zirkonya altyapı ve seramik üstyapıların birleştirilmesi

Birleşim kenarları fırça ve cila pastaları ile temizlendi ve örnekler tamamlandı (n=10) (Resim 68).



Resim 68: V-HP grubunda örneklerin tamamlanmış hali

2.4.2.2 Tabakalama Yöntemi İçin Üstyapı Hazırlanması

Üstyapı materyali olarak, I grubunda nano-florapatit esaslı seramik (IPS e.max Ceram, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanılırken, V grubunda feldspatik esaslı seramik (Vita VM9, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) kullanıldı.

I grubunda, sinterlenen çubuk formundaki zirkonya altyapılar öncelikle üretici firmanın önerileri doğrultusunda uygun oranlarda toz ve likit ile karıştırılan astar materyali (ZirLiner, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) ile kaplandı ve üretici firmaların önerdiği ıslarda yanmaz pamuk üzerine yerleştirilerek fırınladı (Programat P300, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) (Resim 69).



Resim 69: Zirkonya altyapılar üzerine astar materyali uygulaması

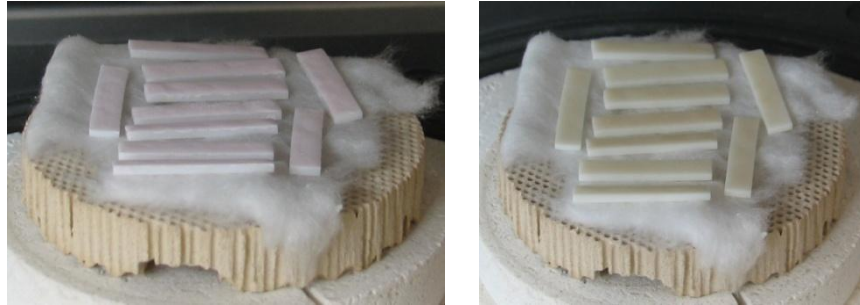
Porselen tozu ve likiti (IPS e.max Ceram, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) uygun oranlarda karıştırılarak, fırça yardımıyla astar materyali ile kaplanmış zirkonya altyapılar üzerine kondansasyon tekniği kullanılarak işlenmeye başlandı. Seramik hamurundaki fazla likit; emici kağıtlar (Kimwipes®Lite 200, Kimberly Clark Corp, Roswell, GA, ABD) kullanılarak uzaklaştırıldı. Üretici talimatları doğrultusunda iki aşamalı dentin pişimi gerçekleştirilen örneklerin 25x5x1,5 mm boyutlarında üstyapı kalınlığına sahip olması için, kumpas yardımı ile tespit edilen gerekli yerlere porselenin fırınlanma sonrası boyutsal değişimi göz

önüne alınarak eklemeler yapıldı ve yeniden fırınılandı. Son olarak yüzey düzenleme işlemleri elmas frez ile düşük devirde (3000 devir/dak) gerçekleştirildi. Glazür (IPS e.max Ceram Glaze, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) işlemi uygulanan restorasyonlar bitirildi (n=10) (Resim 70).



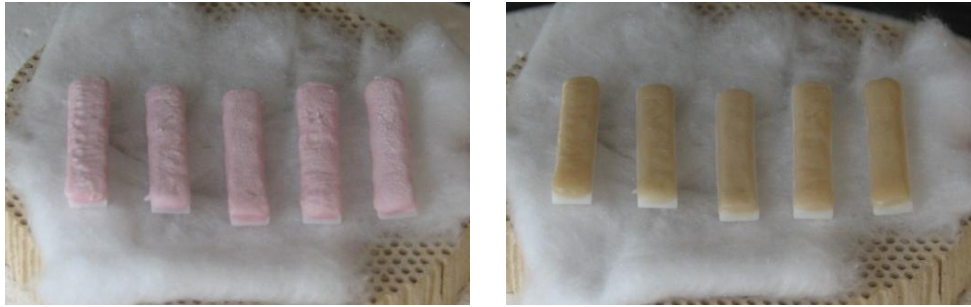
Resim 70: I-T grubunda elde edilen çubuk örnekler

V grubunda ise; üretici firmanın önerileri doğrultusunda uygun oranlarda toz ve likit ile akıcı kıvamda karıştırılan feldspatik seramik materyali (VM9, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), zirkonya altyapıya fırça yardımıyla ince bir tabaka halinde uygulanarak wash fırınlaması gerçekleştirildi (Resim 71).

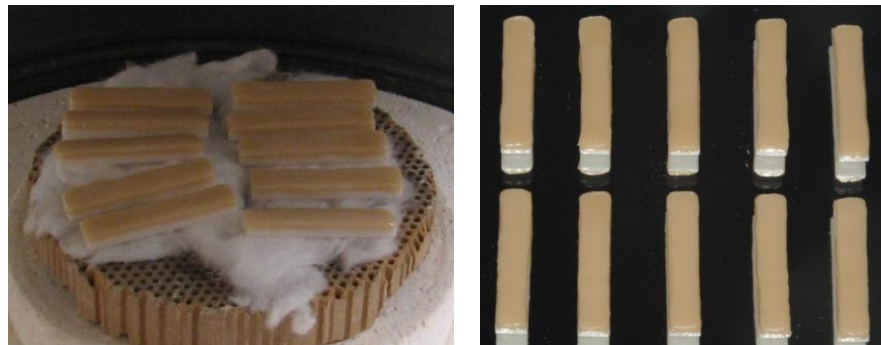


Resim 71: Wash fırınlaması öncesi ve sonrası

Ardından porselen yığım tekniği kullanılarak iki aşamalı dentin pişimi (Programat P300, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) ile restorasyonun formu işlendi. Seramik hamurundaki fazla likit; emici kağıtlar (Kimwipes® Lite 200, Kimberly Clark Corp, Roswell, GA, ABD) ile uzaklaştırıldı. Örneklerin 25x5x1,5 mm boyutlarında üstyapı kalınlığına sahip olması için, kumpas yardımı ile tespit edilen gerekli yerlere, porselenin fırınlanma sonrası boyutsal değişimi göz önüne alınarak eklemeler yapıldı ve yeniden fırındandı (Resim 72). Son şekilsel düzenlemeler elmas frez ile düşük devirde (3000 devir/dak) gerçekleştirildi. Üretici talimatları doğrultusunda glazür (Vita Akzent, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) seramiği uygulanan restorasyonlar bitirildi (n=10) (Resim 73).



Resim 72: İkinci dentin fırınlama öncesi ve sonrası

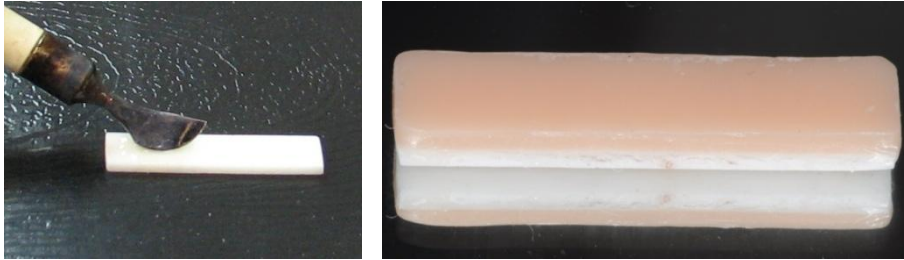


Resim 73: V-T grubu örneklerin glazür fırınlaması ve tamamlanmış örnekler

2.4.2.3 Isı-basınçla Şekillendirme Yöntemi İçin Üstyapı Hazırlanması

Üretici firmaların önerileri doğrultusunda altyapıda kullanılan zirkonya materyali ile uyumlu olan üstyapı seramiği olarak, I grubunda florapatit esaslı seramik kullanılırken (IPS e.max ZirPress, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein), V grubunda feldspatik esaslı seramik (Vita PM9, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) kullanıldı.

I grubunda, uygun oranlarda toz ve likit ile karıştırılan astar materyali (ZirLiner, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein), zirkon altyapı üzerine uygulandı ve fırındı (Programat P300, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein). Ardından elektrikli spatül yardımıyla zirkonya altyapı üzerine 25x5x1,5 mm boyutlarında mum modelajı gerçekleştirildi ve üstyapı ölçüleri kumpas ile onaylandı (Resim 74).



Resim 74: I-P grubunda üstyapının mum modelajı

Elde edilen zirkon altyapı-mum modelaj kombinasyonu, 2,5 mm çapındaki döküm kanal mumları ile uygun boydaki manşetin alt plakasına sabitlendi ve silikon manşet kalıbı plakanın üzerine yerleştirildi (Resim 75). Üretici firmanın talimatları doğrultusunda vakumlu revetman makinesinde karıştırılan revetman (IPS PressVEST, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein), mum modelajların sabitlendiği manşet kalıbının içerisine döküldü (Resim 76). Revetmanın sertleşmesi ve soğuması

için gereken süre beklendikten sonra silikon manşet kalıbı çıkarıldı ve revetman mum eliminasyonu için ön ısıtma fırınında bekletildi.



Resim 75: Örneklerin manşete bağlanması



Resim 76: Revetmanın hazırlanması ve dökülmesi

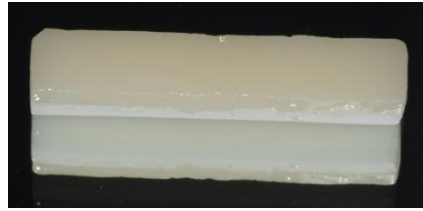
Ön ısıtma fırınından çıkarılan revetmanın döküm kanallarına, dökülebilir seramik ingotlar (IPS e.max ZirPress, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) ve ardından piston yerleştirildi. Üstyapı seramiğinin ısı-basınç altında şekillendirme işlemi, üretici talimatları doğrultusunda uygun programda (Programat EP 3000, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) gerçekleştirildi (Resim 77).

Oda ısısında soğutulan revetmanlar, pistonun bitim sınırı çizilerek mikromotor ve karbon separe ile kesildi. Örnekler frez yardımıyla döküm konisinden ayrıldı. Örnekler üzerindeki revetman artıkları kumlama işlemi ile uzaklaştırıldı ve döküm yolları elmas separe kullanılarak kesildi. Tesviye işlemi ile gerekli düzenlemeler

yapıldı, glazür (IPS e.max Ceram Glaze, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) seramiği uygulandı ve uygun ısılarda fırımlandı (n=10) (Resim 78).



Resim 77: Mum eliminasyonu sonrası seramik ingotların yerleşimi



Resim 78: I-P grubunda örneklerin tamamlanmış hali

V grubunda ise, sinterlenen zirkonya altyapılar üzerine 25x5x1,5 mm boyutlarında mum modelasyon yapıldı ve kumpas ile ölçülerek istenilen boyutlarda olduğu onaylandı (Resim 79).

Elde edilen zirkonya altyapı-mum modelaj kombinasyonu, 2,5 mm çapındaki döküm kanal mumları ile manşetin alt plakasına bağlandı ve uygun çaptaki silikon manşet kalıbı plakanın üzerine yerleştirildi (Resim 80). Üretici firmanın talimatları doğrultusunda vakumlu revetman makinesinde karıştırılan revetman (VITAPM investment material, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), manşet içerisine döküldü. Revetman sertleştikten sonra silikon manşet kalıbı çıkarıldı ve revetman mum eliminasyonu için ön ısıtma fırınında bekletildi.



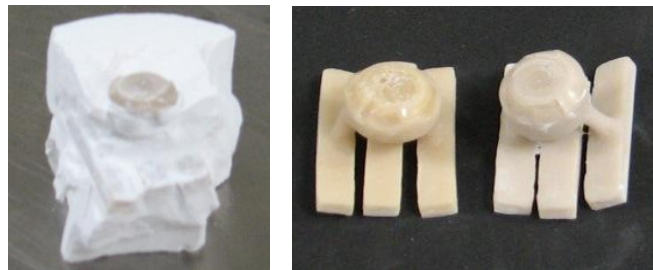
Resim 79: Zirkonya-mum modelaj



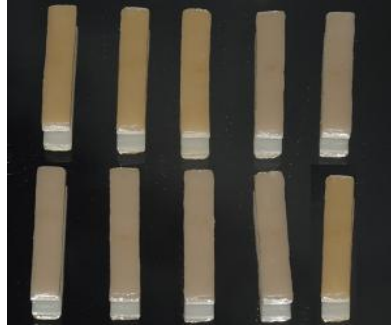
Resim 80: Örneklerin manşete bağlanması

Ön ısıtma fırınından çıkarılan revetmanların döküm kanallarına, seramik ingotlar (Vita PM9, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ve ardından piston yerleştirildi. Seramiğin ısı-basınç ile şekillendirme işlemi, üretici firmanın önerileri doğrultusunda uygun programda (Programat EP 3000, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) tamamlandı.

Oda ısısında soğutulan revetmanlar, pistonun bitim sınırı çizilerek karbon separe ile kesildi ve örnekler frez yardımıyla döküm konisinden ayrıldı. Revetman artıkları kumlama işlemi ile uzaklaştırıldı ve döküm yolları elmas separe ile kesildi (Resim 81). Tesviye işlemi ile gerekli düzeltmeler yapıldı ve glazür (Vita Akzent, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) seramiği uygulandı (n=10) (Resim 82).



Resim 81: Revetmandan çıkarılan çubuk formu örnekler

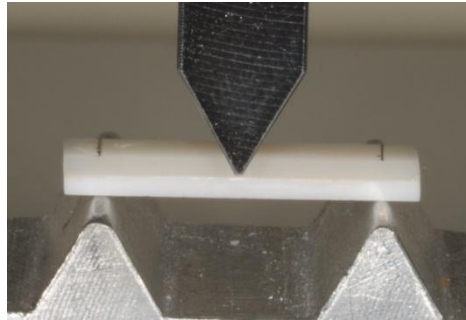


Resim 82: V-P grubunda tamamlanmış örnekler

2.4.3 ÜÇ NOKTA EĞME TESTİNİN UYGULANMASI

Elde edilen toplam 60 adet çubuk formundaki örnek, % 100 nem içeren 37°C etüvde en az 48 saat olmak üzere mekanik testlerin uygulanmasına kadar bekletildi. Bükülme dayanımları, 3-nokta eğme testi ile ölçüldü. Deneyler Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

Örnekler, iki dayanak arası 20 mm mesafeye sahip metal aparat üzerine tam ortalanarak ve üstü yapı seramiği yukarıda olacak şekilde yerleştirildi. Cihazın kuvvet uygulayan ucu örneklerin tam ortasına gelecek şekilde 0,5 mm/dak hızla ilerleyen kuvvet uygulandı (Resim 83). Örneklerin kırılma anı, universal test cihazına (Shimadzu Autograf AG-50 kNG, Kyoto, Japonya) bağlı bilgisayar programı tarafından ani düşüş olarak belirlendi ve o noktadaki değerler kaydedildi.



Resim 83: Üç nokta eğme testinin uygulanması

2.5 MAKASLAMA BAĞ DAYANIM TESTİ İÇİN ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI

Örnekler makaslama bağ dayanım testi için disk formunda hazırlandı.

2.5.1 ZİRKONYA ALTYAPILARIN HAZIRLANMASI

I ve V grupları için altyapı seramiği olarak kullanılan zirkonya bloklar [(IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Vita In-Ceram YZ, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya)], su soğutması altında düşük hızda kesilerek 4x4x4 mm boyutlarında küpler elde edildi.

Küp formundaki örneklerin elde edilmesi için, öncelikle kesme cihazının tutucu parçasına bağlanan ve üzerindeki özel yuvaya sabitlenen zirkonya blokların yer düzlemi ile paralelliğini sağlayan akrilik taşıyıcı parçalar üretildi. Zirkonya blok, akrilik taşıyıcı parçadaki özel yuvasına otopolimerizan rezin (Ufi Gel hard, Voco, Almanya) ile sabitlenerek kesim hassasiyetini olumsuz etkileyecek olası mikrohareketler engellendi.

Kesim işlemi Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda kesme cihazı (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) ile gerçekleştirildi. Zirkonya bloğun üzerine sabitlendiği akrilik taşıyıcı, kesme cihazının tutucu aparatına sabitlendi. Örneklerde istenilen kenar uzunluklarına, zirkonya materyalinin % 25 sinterizasyon büzülme payı ve kullanılan elmas diskin (Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) kalınlığı (0.5 mm) eklenerek kesimler gerçekleştirildi. Düzlem kesimlerinde oluşan boşluklar, farklı düzlem kesimleri öncesinde mum ile dolduruldu ve böylece kesim işlemi uygulanan parçaların bloktan ayrılması önlenildi.

Kesme cihazının havuzuna düşen küp şeklindeki zirkonya örneklerin boyutları kumpas yardımı ile incelendi, gerekli olan düzeltmeler su zımparası ile yapıldı. Örnekler üretici talimatlarına uygun olarak yaklaşık 1500 °C’ de 90 dakika sinterlendi (InFire HTC speed, Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya) ve son boyutları 4x4x4 mm olan küp şeklinde zirkonya örnekler elde edildi (n=60) (Resim 84).



Resim 84: Sinterizasyon öncesi ve sonrası zirkonya örnekler

2.5.2 ÜSTYAPILARIN HAZIRLANMASI

2.5.2.1 Hızlı Prototipleme Yöntemi İçin Üstyapı Hazırlanması

Üstyapı materyali olarak, I grubunda lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanılırken, V grubunda feldspatik esaslı seramik (Vita Mark II, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) kullanıldı.

Disk formundaki üstyapıların kontrollü bir şekilde üretilebilmesi için, öncelikle iç çapı 2.5 mm olan metal kalıp hazırlandı. Kesme cihazında dikdörtgen şeklinde kesitleri alınan seramik materyali, üretilen metal kalıbın rehberliğinde su soğutması

altında frezelendi ve çapı 2.5 mm olan uzun silindirler elde edildi. Seramik silindirler birbirlerine paralel olacak şekilde modelaj mumu ile biraraya getirildi ve akrilik kalıp içine ortalanarak yerleştirildi.

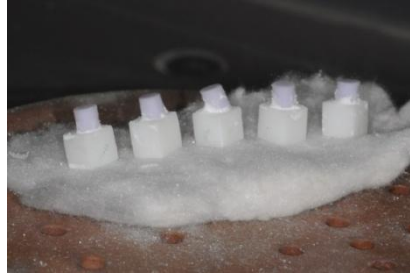
Kesim işlemi Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda kesme cihazıyla (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) gerçekleştirildi. Seramik silindirlerin yer aldığı akrilik kalıplar, kesme cihazının tutucu apareyine sabitlendi ve kullanılan elmas kesme diskin (Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) kalınlığı da (0.5 mm) hesaplanarak kesimler gerçekleştirildi. İşlem sonucunda 2.5 mm yüksekliğinde ve 2.5 mm çapında diskler elde edildi (n=10) (Resim 85).



Resim 85: Disk formunda seramik örneklerin hazırlanması

Üretici firmaların önerileri doğrultusunda, I ve V gruplarına ait zirkonya altyapı ile üstyapı seramiğinin birleştirilmesi için, öncelikle elde edilen disk formundaki üstyapı seramikleri ve küp formundaki zirkonya altyapılar ultrasonik olarak temizlendi. I grubunda; tiksotrofik özellikteki özel cam seramik (IPS e.max CAD Crystall./Connect, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) kapsülü, özel titreşim cihazına (Ivomix, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) yerleştirilerek basınç altında yaklaşık 10 saniye tutuldu. Kıvamı ve homojen olup olmadığı spatül

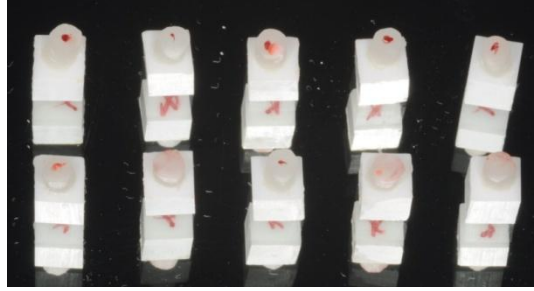
ile kontrol edildikten sonra, disk formundaki seramik üstyapı (IPS e.max CAD, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) üzerine uygulandı ve küp formundaki zirkonya altyapı (IPS e.max ZirCAD, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) ile mümkün olduğunca ortalananak şekilde birleştirildi. Arayüz materyal artıkları temizlendikten sonra, örnekler yanmaz pamuk ile kaplanan fırın tablaları üzerine yerleştirildi ve uygun programda (Programat P300, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) kristalizasyon fırınlaması gerçekleştirildi. Glazür (IPS e.max CAD Crystall./Glaze, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) işlemi uygulanması ile örnekler elde edildi (n=10) (Resim 86).



Resim 86: Kristalizasyon fırınlamasının gerçekleştirilmesi

V grubunda ise; elde edilen disk formundaki seramik örnekler üretici firmanın talimatları doğrultusunda glazür (Vita Akzent, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) işlemine tabi tutuldu ve yüzeylerin net bir şekilde ayırt edilmesi için glazür uygulanan yüzey üzerine silinmez kalem ile işaret konuldu. İşaretlenmeyen yüzeyi % 9.5 hidrofilorik asit (Ultradent Porcelain Etch, South Jordan, USA) ile 30 sn. asitlendi. Hava-su spreyi ile yıkandıktan sonra asitin tamamen uzaklaştırılması için örnekler ultrasonik banyoda temizlendi ve 20 sn. kuru hava ile kurutuldu. Ardından silan (Monobond Plus, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulandı

ve yüzeyden tamamen buharlaşana kadar beklenildi. Diğer taraftan, küp formundaki zirkonya örneklerin yüzey hazırlığı uygulanan yüzeyinin karışmaması için bir yüzeyleri silinmez kalem ile işaretlendi ve bu işaretin paralel yüzeyi, üretici firmanın önerileri doğrultusunda 2.5 bar basınç altında 50 µm partikül büyüklüğünde Al₂O₃ ile kumlandı. Yüzey hazırlığı tamamlanan seramik ve zirkonya örnekler, adeziv rezin siman (Panavia F 2.0, Kuraray Medical Inc., Japonya) ile birleştirildi. Rezin siman artıkları aplikatör yardımıyla temizlendi ve konvensiyonel halojen ışık cihazı ile (>250m W/cm²) 1 dakika polimerize edildi (Resim 87).



Resim 87: I-HP grubunda tamamlanmış örnekler

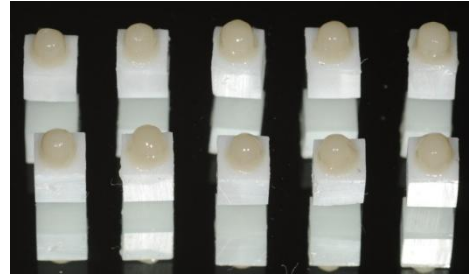
2.5.2.2 Tabakalama Yöntemi İçin Üstyapı Hazırlanması

Üretici firmaların önerileri doğrultusunda, altyapıda kullanılan zirkonya materyali ile uyumlu olan üstyapı seramiği olarak I grubunda nano-florapatit esaslı seramik kullanılırken (IPS e.max Ceram, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), V grubunda feldspatik esaslı seramik (Vita VM9, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) kullanıldı.

Üstyapılar hazırlanırken kullanılmak üzere, iç çapı ve yüksekliği 2.5 mm boyutlarında olan metal kalıplar hazırlandı. I grubunda, küp formundaki zirkonya altyapılar üzerine, hazırlanan metal kalıp rehberliğinde uygun oranlarda toz ve likit

ile karıştırılan astar materyali (ZirLiner, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulandı ve örnekler üretici firmaların önerdiği ıslarda yanmaz pamuk üzerine yerleştirilerek fırımlandı (Programat P300, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) (Resim 88).

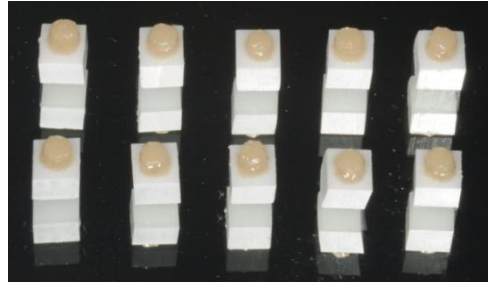
Dentin seramik tozu ve likiti (IPS e.max Ceram, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) üretici talimatlarına uygun oranlarda karıştırılarak, fırça yardımıyla astar materyali uygulanmış zirkonya altyapılar üzerine kondansasyon tekniği ile işlenmeye başlandı. Seramik hamurundaki fazla likit; emici kağıtlar (Kimwipes®Lite 200, Kimberly Clark Corp, Roswell, GA, ABD) kullanılarak uzaklaştırıldı. İlk dentin fırınlanması ardından üstyapı boyutları metal kalıp ile kontrol edildi ve eklenmesi gereken yerlere porselen uygulanarak ikinci fırınlama gerçekleştirildi. Glazür (IPS e.max Ceram Glaze, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) işlemi uygulanan restorasyonlar bitirildi (n=10) (Resim 89).



Resim 88: Astar materyali uygulaması **Resim 89:** Örneklerin tamamlanması

V grubunda ise; üretici firmanın önerileri doğrultusunda uygun oranlarda toz ve likit ile akıcı kıvamda karıştırılan feldspatik seramik materyali (VM9, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), metal kalıplar rehberliğinde küp formundaki zirkonya altyapılar üzerine fırça yardımıyla ince bir tabaka halinde uygulanarak wash

fırınlanması gerçekleştirildi. Seramik hamurundaki fazla likit emici kağıtlar (Kimwipes®Lite 200, Kimberly Clark Corp, Roswell, GA, ABD) ile alındı. Birinci dentin (VM9, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) uygulaması sonrasında, gerekli yerlere ilave porselen eklendi ve tekrar fırımlandı. Örnekler glazür (Vita Akzent, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) işlemi uygulanarak bitirildi (Resim 90).



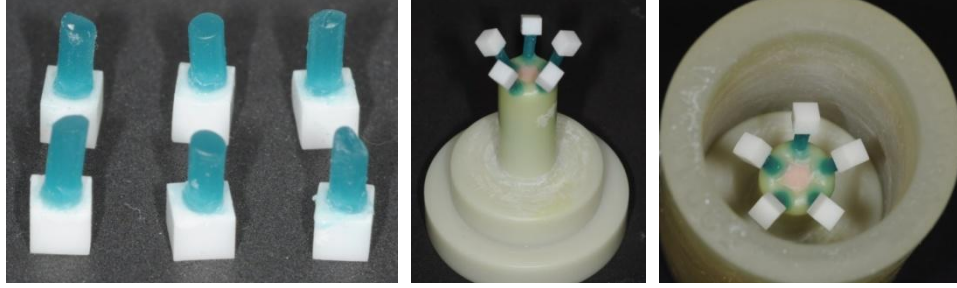
Resim 90: Örneklerin tamamlanmış hali

2.5.2.3 Isı-basınçla Şekillendirme Yöntemi İçin Üstyapı Hazırlanması

Üretici firmaların önerileri doğrultusunda, altyapıda kullanılan zirkonya materyali ile uyumlu olan üstyapı seramiği olarak I grubunda florapatit esaslı seramik kullanılırken (IPS e.max ZirPress, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), V grubunda feldspatik esaslı seramik (Vita PM9, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) kullanıldı.

I grubunda; uygun oranlarda toz ve likit ile karıştırılan astar materyali (ZirLiner, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), metal kalıp rehberliğinde zirkonya altyapı üzerine uygulandı ve örnekler üretici firmaların önerdiği ısılarda yanmaz pamuk üzerine yerleştirilerek fırımlandı (Programat P300, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Ardından zirkonya altyapılar üzerine 2.5 mm çapında döküm

kanal mumu bağlanarak, hem üstyapı modelajı hem de döküm kanal tiji olarak işlev görmesi hedeflendi. Hazırlanan örnekler döküm kanallarının uç kısmından, uygun boydaki manşetin alt plakasına sabitlendi ve uygun çaptaki silikon manşet kalıbı plakanın üzerine yerleştirildi (Resim 91).



Resim 91: Üstyapıları kanal mumu ile hazırlanan örneklerin manşete bağlanması

Üretici firmanın önerdiği talimatlara uygun şekilde vakumlu karıştırıcıda hazırlanan revetman (IPS PressVEST, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein), içinde mum modelajların bulunduğu manşet kalıbının içerisine döküldü. Revetmanın sertleşmesi ve soğuması için gereken süre beklendikten sonra silikon manşet kalıbı çıkarıldı ve revetman mumu eliminasyonu için ön ısıtma fırınında bekletildi.

Ön ısıtma fırınından çıkarılan revetmanların döküm kanallarına üretici firmaya ait seramik ingotlar (IPS e.max ZirPress, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) ve ardından piston yerleştirildi. Seramiğin ısı-basınç ile şekillendirme işlemi uygun programda (Programat EP 3000, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) gerçekleştirildi (Resim 92).



Resim 92: I-P grubunda kullanılan seramik ingotlar ve piston

Oda ısısında soğutulan revetmanlar, pistonun bitim sınırı çizilerek karbon separe ile çepeçevre kesildi. Örnekler frez yardımıyla döküm konisinden ayrıldı. Örnekler üzerindeki revetman artıkları kumlama işlemi ile uzaklaştırıldı ve döküm yolları elmas separe yardımı ile kesildi. Tesviye işlemi ile gerekli düzeltmeler yapıldı ve glazür (IPS e.max Ceram Glaze, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) seramiği uygulandı (n=10) (Resim 93).

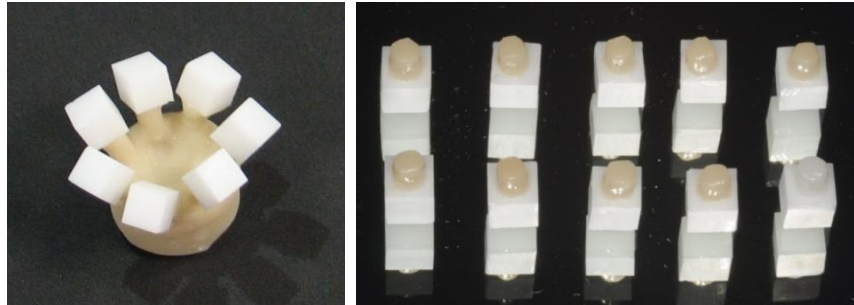


Resim 93: Örneğin bitmiş hali

V grubunda ise, sinterlenen zirkonya altyapılar üzerine 2.5 mm çapında döküm kanal mumu bağlanarak, hem üstyapı modelajı hem de döküm kanal tiji olarak işlev görmesi hedeflendi. Hazırlanan örnekler döküm kanalları ile uygun boydaki manşetin alt plakasına sabitlendi ve uygun çaptaki silikon manşet kalıbı plakanın üzerine yerleştirildi. Üretici firmanın önerdiği revetman (VITAPM investment

material, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) vakumlu karıştırıcıda hazırlanarak manşet kalıbının içerisine döküldü. Ön ısıtma fırınından çıkarılan revetmanların döküm kanallarına üretici firmaya ait seramik ingotlar (IPS e.max ZirPress, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve ardından piston yerleştirildi. Seramiğin ısı-basınç ile şekillendirme işlemi, uygun programda (Programat EP 3000, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) gerçekleştirildi.

Oda ısısında soğutulan revetmanlar, pistonun bitim sınırı çizilerek mikromotor ve karbon separe ile kesildi. Frez yardımıyla döküm konisinden ayrılan örnekler üzerindeki revetman artıkları kumlama işlemi ile uzaklaştırıldı. Döküm yolları elmas separe yardımı ile kesilen örnekler, tesviye işlemi sonrası glazür (Vita Akzent, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) seramiği uygulanarak bitirildi. (n=10) (Resim 94).



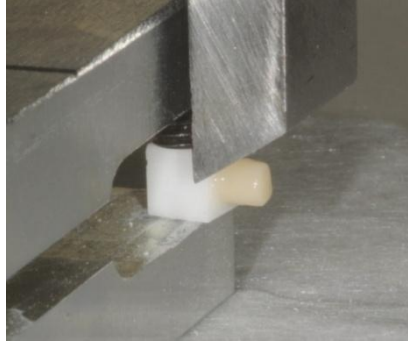
Resim 94: V-P yöntemi ile hazırlanan örnekler

2.5.3 MAKASLAMA BAĞ DAYANIM TESTİNİN UYGULANMASI

Farklı üstyapı hazırlama yöntemleri ile elde edilen toplam 60 adet üstyapıları disk formundaki örnekler, % 100 nem içeren 37°C etüvde en az 48 saat olmak üzere mekanik testlerin uygulanmasına kadar bekletildi. Makaslama bağ dayanım testleri,

Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

Örnekler, özel olarak hazırlanan metal parçalara zirkonya altyapı üzerinden vidalanarak yatay olarak sabitlendi. Örnek ile temas ederek kuvvetin iletildiği kesici uç, 1 mm kalınlığında ve künt olacak şekilde hazırlandı. 90° lik bir açı yapacak şekilde cihaza yerleştirilen kesici uç ile örneklerin arayüzeyine denk gelecek şekilde 0,5 mm/dak hızla ilerleyen kuvvet uygulandı (Resim 95). Örneklerin kırılma anı, universal test cihazına (Shimadzu Autograf AG-50 kNG, Kyoto, Japonya) bağlı bilgisayar programı tarafından ani düşüş olarak belirlendi ve o noktadaki değerler kaydedildi.



Resim 95: Makaslama bağ dayanım testinin uygulanması

2.6 KIRIK YÜZEYLERİN İNCELENMESİ

2.6.1 FRAKTOGRAFİK ANALİZ

Tüm örneklerin kırık yüzeylerinin analizi, kırık başlangıcının ve çatlak ilerleme hattının belirlenmesi amacıyla stereomikroskop (M205C, Leica Microsystems, Wetzlar, Almanya) kullanılarak gerçekleştirildi. Böylece farklı üstyapı hazırlama

yöntemlerinin ve mekanik testler sonucunda elde edilen bağ dayanımlarının kırık tipleri üzerinde etkili olup olmadığı incelendi. Fraktografik analiz görüntülerinin alınması Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

Örnekler kopma noktalarına göre 4 gruba ayrıldı:

- Tip 1 (Adeziv kopma): Altyapı-üstyapı seramik arayüzünde kopma,
- Tip 2 (Seramik içinde koheziv kopma): Üstyapı seramiği içinde kopma,
- Tip 3 (Zirkonya içinde koheziv kopma): Altyapı seramiği içinde kopma,
- Tip 4 (Kombine kopma): Arayüzeyde meydana gelen adeziv kırılmanın ve üstyapı seramiği içinde oluşan koheziv kırılmanın bir arada olduğu kopma

2.6.2 TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOP (SEM) İNCELEMELERİ

Stereomikroskopta gerçekleştirilen fraktografik analiz değerlendirmeleri sonucunda, her bir üstyapı hazırlama yöntem grubunda gözlemlenen farklı kırık tiplerine ait birer örnek seçildi. Örnek yüzeyini iletken hale getirmek ve yük birikimini önlemek amacıyla, örneklerin kırık yüzeyi altın kaplama cihazında 5 dakika süre ile ince bir altın film ile kaplandı (Polaron CA7650 SEM Coating System, FL, ABD). Daha sonra Taramalı Elektron Mikroskobu'nda (SEM) (JSM-5200 JEOL, Tokyo, Japonya) farklı büyütmelerde olmak üzere görüntüler alındı. Örneklerin altın ile kaplanması ve görüntüleme işlemi, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi SEM Laboratuvarı'nda ve Dokuz Eylül Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü SEM Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

2.6.3 SONLU ELEMANLAR ANALİZ TESTİ (FEA)

Mekanik testler ile uygulanan yükleme koşulları taklit edilerek stres birikimlerinin gözlenmesi ve bu sayede kırık tiplerinin daha iyi yorumlanabilmesi, bağ dayanım değerlerinin ve fraktografik analiz görüntülerinin desteklenmesi ve in vitro çalışmaların klinik çalışmalara yol göstermesi amacıyla sonlu elemanlar analiz testi (Simufact.forming v11.0, Almanya) kullanıldı.

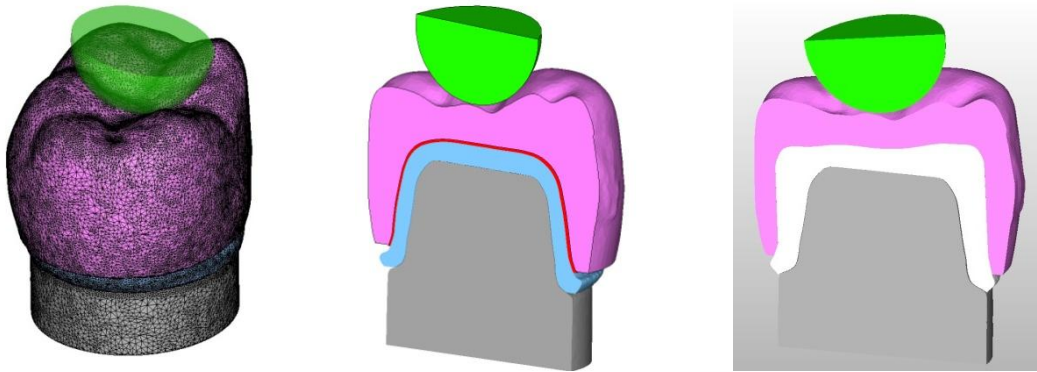
2.6.3.1 Kırılma Dayanım Testi İçin Modelleme

Alt sol birinci molar restorasyonun tasarlanması ve desteklenmesi için üretilen metal güdükler, smartOptics tarayıcısında 3 boyutlu tarama işleminden geçirildi. Elde edilen nokta bulutu “— .stl” (STereoLithography) formatında kaydedildi.

Metal güdüğün CAD/CAM programı ile elde edilen dijital ölçüsü, direkt olarak sonlu elemanlar analiz programında kullanılmadığı için, üretilen restorasyonların taranması ile 3 boyutlu modelleme oluşturma yöntemi tercih edilmiştir. Bunun için; metal güdük, metal güdük üzerine yerleştirilen düz yüzeyli - anatomik formlu zirkonya altyapılar ve HP tekniği ile elde edilen restorasyon formu smartOptics tarayıcısında 3 boyutlu tarama işleminden geçirildi. Elde edilen nokta bulutları “— .stl” formatında kaydedildi. HP yöntemiyle elde edilen üstyapı seramiği içinin boş olması nedeniyle tarama yöntemi ile direkt 3 boyutlu olarak modellenemediği için, restorasyon ile düz yüzeyli zirkonya altyapı arasında kalan üstyapı seramiğinin modeli, bu iki yapının modellerinden eksiltme yöntemi ile elde edildi. Ayrıca HP yönteminde zirkon altyapı ile seramik üstyapının birleştirilmesi için kullanılan arayüz materyali de modellenerek, bu tabakada biriken stres dağılımları ve materyal özelliklerinin bağ dayanımı üzerindeki etkisi incelendi. T ve P üstyapı hazırlama yöntem gruplarında ise, restorasyon ile anatomik formlu zirkonya altyapı arasında

kalan üstyapı seramiğinin modeli, bu iki yapının modellerinden eksiltme yöntemi ile elde edildi.

Meshleme işleminde, piramit (TET 134) elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışıldı. Her bir altyapı/üstyapı kombinasyonunda kullanılan materyallerin mekanik özellikleri sisteme girilerek ilgili modellemeler tamamlandı. Kron formu örneklerin analizleri, yaklaşık 250.000 dört-düğümlü linear tetrahedral elementler (element tipi 134) ile gerçekleştirildi. Ayrıca 7.5 mm çapındaki kırıcı uç, kronun okluzal fossası ile 3-nokta teması sağlayacak şekilde 3 boyutlu olarak modellendi (Resim 96). Kırılma dayanım testi sonucunda her bir gruba ait elde edilen bağ dayanım değerleri, modellenen kırıcı uç ile yüklenerek kron üzerinde stres dağılımları oluşturuldu.



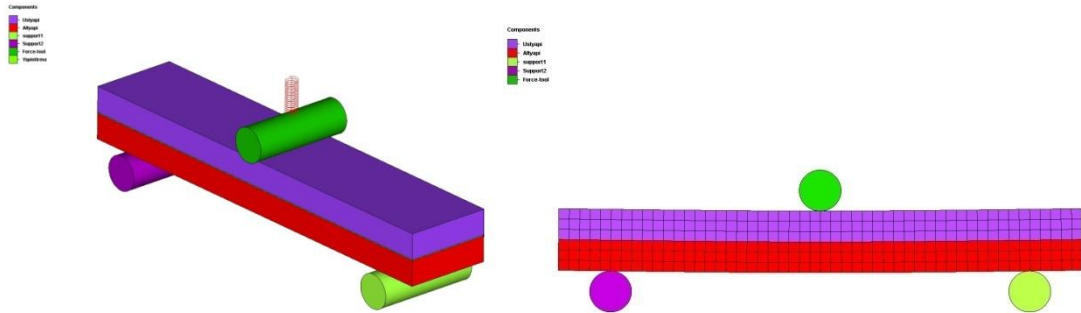
Resim 96: Kron formundaki örneklerin FEA modellemeleri

2.6.3.2 Üç Nokta Eğme Testi İçin Modelleme

Üç nokta eğme testi için elde edilen çubuk formundaki örneklerin 3 boyutlu modellenmesi amacıyla, zirkonya altyapı ve seramik üstyapı için 5 mm genişliğinde, 1,5 mm yüksekliğinde ve 25 mm uzunluğunda dikdörtgen formu geometrik şekiller oluşturuldu ve seramik üstyapı zirkon altyapı üzerinde konumlandırıldı. Ayrıca HP

yönteminin kullanıldığı gruplarda, zirkon altyapı ile seramik üstyapının birleştirilmesinde kullanılan arayüzey yapıştırıcı materyali de model üzerinde tanımlandı.

Meshleme işleminde, piramit (TET 134) elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışıldı. Her bir altyapı/üstyapı kombinasyonunda kullanılan materyallerin mekanik özellikleri sisteme girilerek ilgili modellemeler tamamlandı. Çubuk formu örneklerin analizleri, yaklaşık 4000 dört-düğümlü izoparametrik 2 boyutlu düzlem elementleri (element tipi 11) ile gerçekleştirildi. Modellemede çubuk formundaki örnekler, iki dayanak arası 20 mm mesafeye sahip düzenek üzerinde tam ortalandı. Cihazın kuvvet uygulayan ucu da modellendi ve 3-nokta eğme test sonuçlarına göre gruplara ait elde edilen bağ dayanım değerleri ile yüklendi. Böylece mekanik testler sırasında çubuk formundaki örnekler üzerinde oluşan stres dağılımları gözlemlendi (Resim 97).



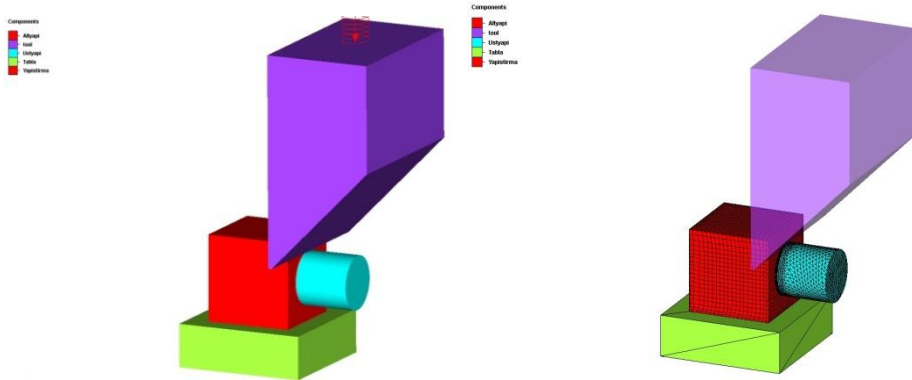
Resim 97: Çubuk formundaki örneklerin FEA modellemeleri

2.6.3.3 Makaslama Dayanım Testi İçin Modelleme

Makaslama dayanım testi için elde edilen disk formundaki örneklerin 3 boyutlu modellenmesi amacıyla, zirkonya altyapı için 4 mm kenar uzunluğuna sahip küp

formundaki geometrik şekil oluşturulurken, seramik üstyapı için 2.5 mm çapında ve 2.5 mm yüksekliğinde silindir formlu geometrik şekil tasarlandı ve zirkonya altyapı üzerinde ortalanarak konumlandırıldı. Ayrıca HP yönteminin kullanıldığı gruplarda, zirkon altyapı ile seramik üstyapının birleştirilmesinde kullanılan arayüzey materyali de model üzerinde tanımlandı.

Meshleme işleminde, piramit (TET 134) elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışıldı. Her bir altyapı/üstyapı kombinasyonunda kullanılan materyallerin mekanik özellikleri sisteme girilerek ilgili modellemeler tamamlandı. Disk formu örneklerin analizleri, zirkon altyapı için yaklaşık 6000 dört-düğümlü linear tetrahedral elementleri ile (element tipi 134) ve üstyapı ve HP grubunda ara yapıştırıcı materyali için 5000 sekiz-düğümlü izoparametrik heksahedral elementleri (element tipi 7) ile gerçekleştirildi. Makaslama dayanım testinin uygulandığı kesici uç modellenerek örneklerin arayüzeyine denk gelecek şekilde konumlandırıldı (Resim 98) ve makaslama dayanım test sonuçlarına göre gruplara ait elde edilen bağ dayanım değerleri ile yüklenerek örnekler üzerinde stres dağılımları oluşturuldu.



Resim 98: Disk formundaki örneklerin FEA modellemeleri

2.7 İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Elde edilen verilerin istatistiksel analizleri, Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi, Temel Tıp Bilimleri Bölümü, Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim Anabilim Dalı'nda yapıldı.

Analizlerde SPSS 15.0 for Windows (SPSS Inc, Chicago, ABD) paket programı kullanıldı. Grup içi verilerin analizinde tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanılırken, gruplar arası veriler Post Hoc Benferroni Testi ile analiz edildi. Hipotez kontrolleri $\alpha=0.05$ önem seviyesinde gerçekleştirildi.

BÖLÜM III

BULGULAR

3.1 KIRILMA DAYANIM TEST SONUÇLARI

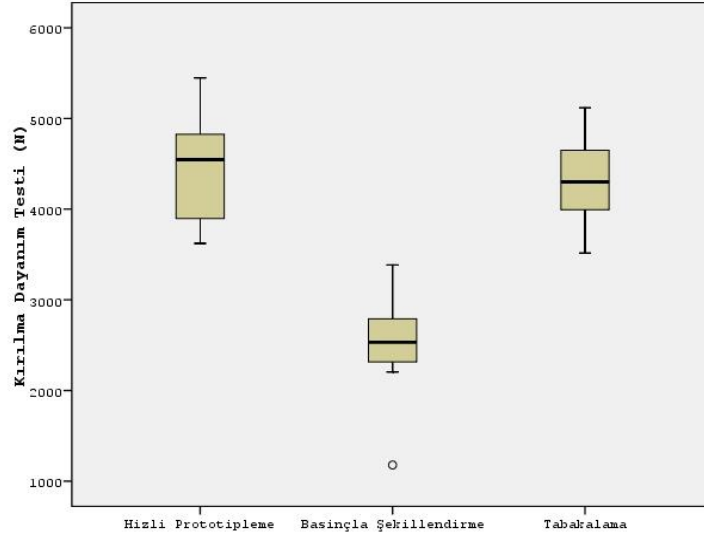
Çalışmada iki farklı firmaya ait [Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein (I), VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya (V)] gruplarda yer alan kron formundaki örneklerin, her bir üstyapı hazırlama alt grubuna [tabakalama (T), ısı-basınçla şekillendirme (P) ve hızlı prototipleme (HP)] göre elde edilen kırılma dayanım değerleri (KD) ($N \pm SS$) Tablo 11’de görülmektedir.

Grup	N	Ortalama (N)	St. Sapma	Minimum	Maximum
I – HP	10	4408,30	608,21	3622	5447
I – T	10	4322,62	462,05	3516	5119
I – P	10	2506,60	593,72	1178	3384
V – HP	10	1900,10	254,193	1584	2281
V – T	10	6102,10	1519,802	3825	8234
V – P	10	4117,80	1083,553	2450	6065

Tablo 11: Kırılma dayanım değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri

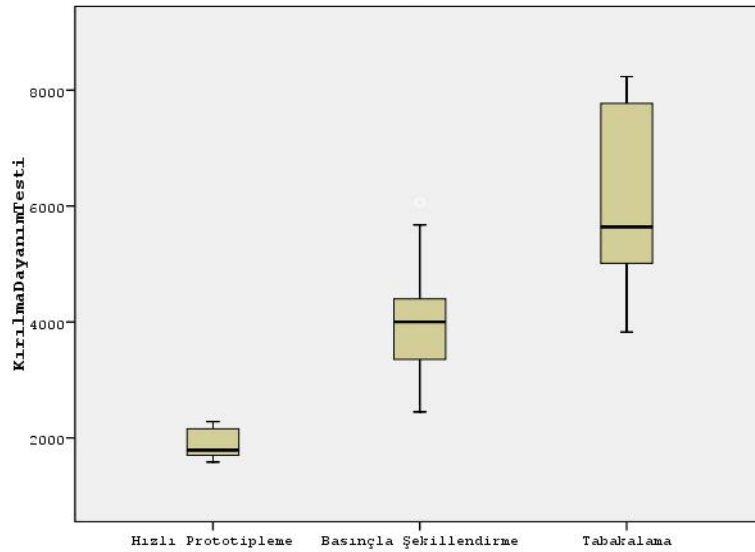
KD testi ($N \pm SS$) için grup içi analizler değerlendirildiğinde I grubunda; HP (4408,30±608,21) ile T (4322,62±462,05) alt grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız iken ($p > 0,05$), P alt grubu (2506,60±593,72) verileri HP ve T alt

gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı ($p=0,00$) derecede düşük bulundu (Grafik 1).



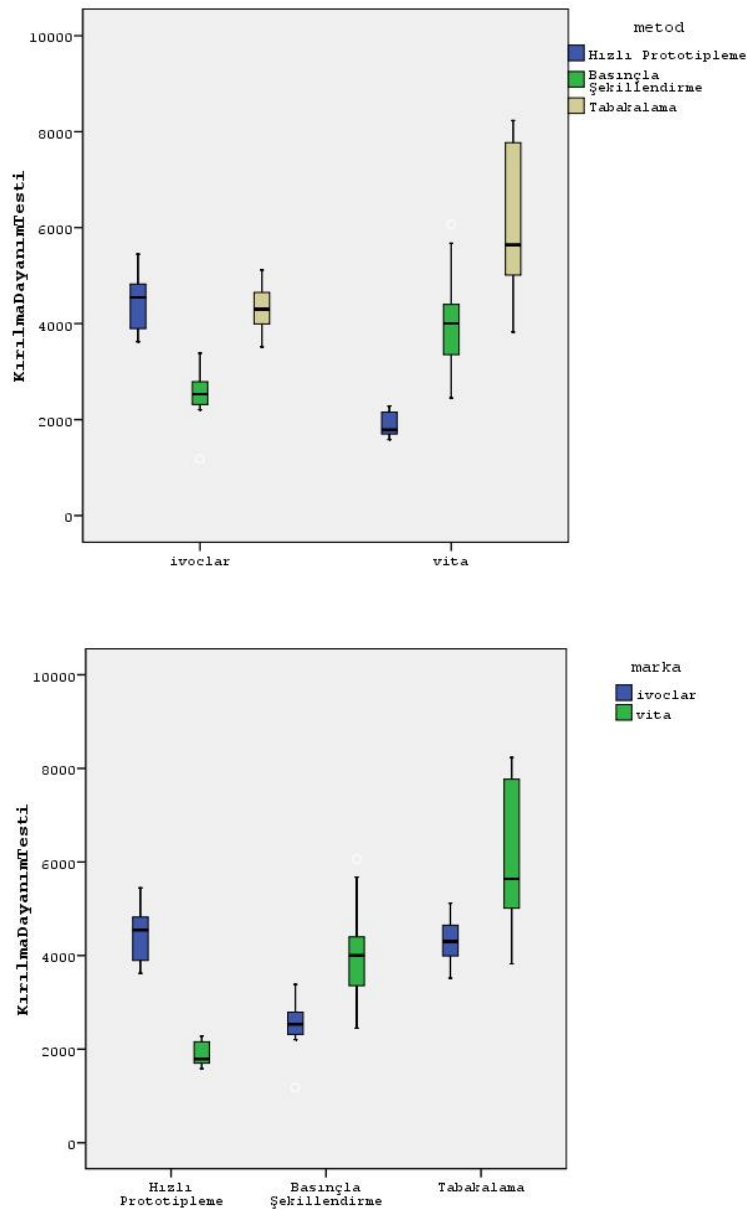
Grafik 1: I grubu için KD test değerlerinin box plot grafiği ile gösterimi

KD testi ($N \pm SS$) için V grubu analizlerinde ise; HP ($1900,10 \pm 254,193$), T ($6102,10 \pm 1519,802$) ve P ($4117,80 \pm 1083,553$) alt grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p=0,00$) (Grafik 2).



Grafik 2: V grubu için KD test değerlerinin box plot grafiği ile gösterimi

KD değerlerinin alt gruplar arasındaki analizlerinde ise I-HP alt grubu, V-HP alt grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek iken ($p=0,00$); I-T alt grubu V-T'ye ($p=0,02$), I-P alt grubu ise V-P'ye ($p=0,01$) göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük değerler gösterdi. Altı alt grup arasında, en yüksek KD değeri V-T ($6102,10 \pm 1519,802$) grubunda görülür iken, en düşük KD değeri V-HP ($1900,10 \pm 254,193$) grubunda gözlemlendi (Grafik 3).



Grafik 3: KD değerlerinin I-V grupları ve HP-P-T alt grupları arasında gözlenen istatistiksel analiz sonuçlarının box plot grafiği ile gösterimi

3.2 ÜÇ NOKTA EĞME TEST SONUÇLARI

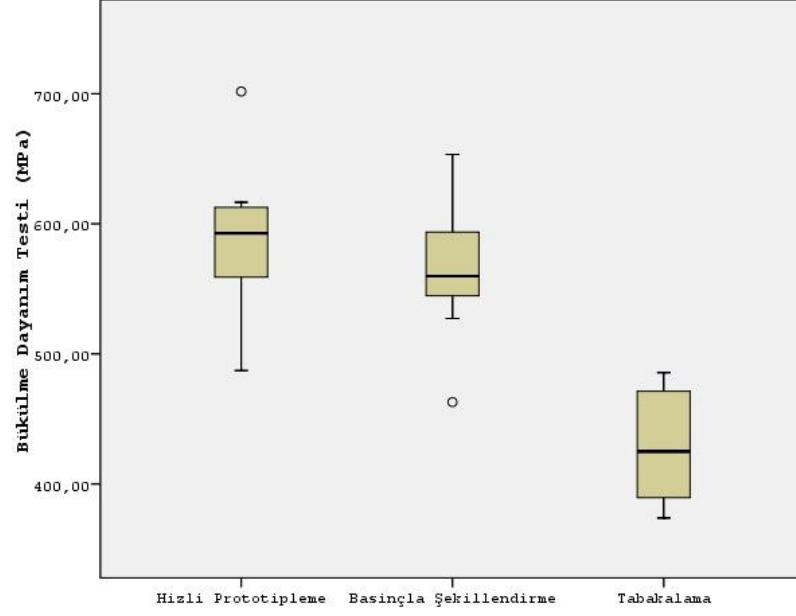
Çalışmada I ve V gruplarında yer alan çubuk formundaki örneklerin, her bir üstyapı hazırlama alt grubuna göre elde edilen bükülme dayanım değerleri (BD) (MPa±SS) Tablo 12’de görülmektedir.

Grup	N	Ortalama (MPa)	St. Sapma	Minimum	Maximum
I – HP	10	583,33	62,66	487,20	701,69
I – T	10	428,33	41,01	373,83	485,56
I – P	10	565,92	54,37	462,89	653,33
V – HP	10	496,85	96,72	325,81	589,5
V – T	10	496,10	36,66	447,8	544,3
V – P	10	538,84	72,95	431,42	666,38

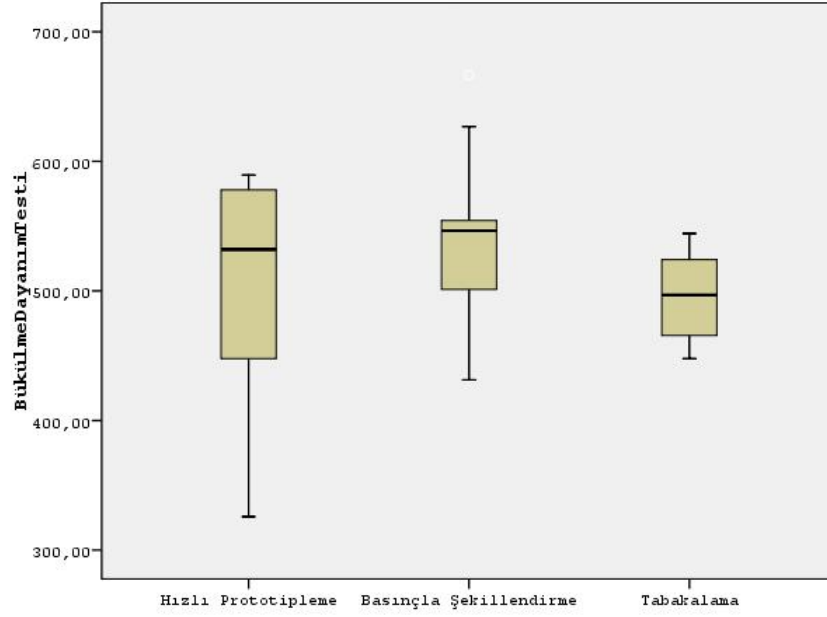
Tablo 12: Bükülme dayanım değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri

BD testi (MPa±SS) için grup içi analizler değerlendirildiğinde I grubunda; HP (583,33±62,66) ile P (565,92±54,37) alt grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız iken ($p>0,05$), T alt grubu (428,33±41,01), HP ve P alt gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı ($p=0,00$) derecede düşük bulundu (Grafik 4).

V grubu analizlerinde ise; HP (496,85±96,72), T (496,10±36,66) ve P (538,84±72,95) alt grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p>0,05$) (Grafik 5).



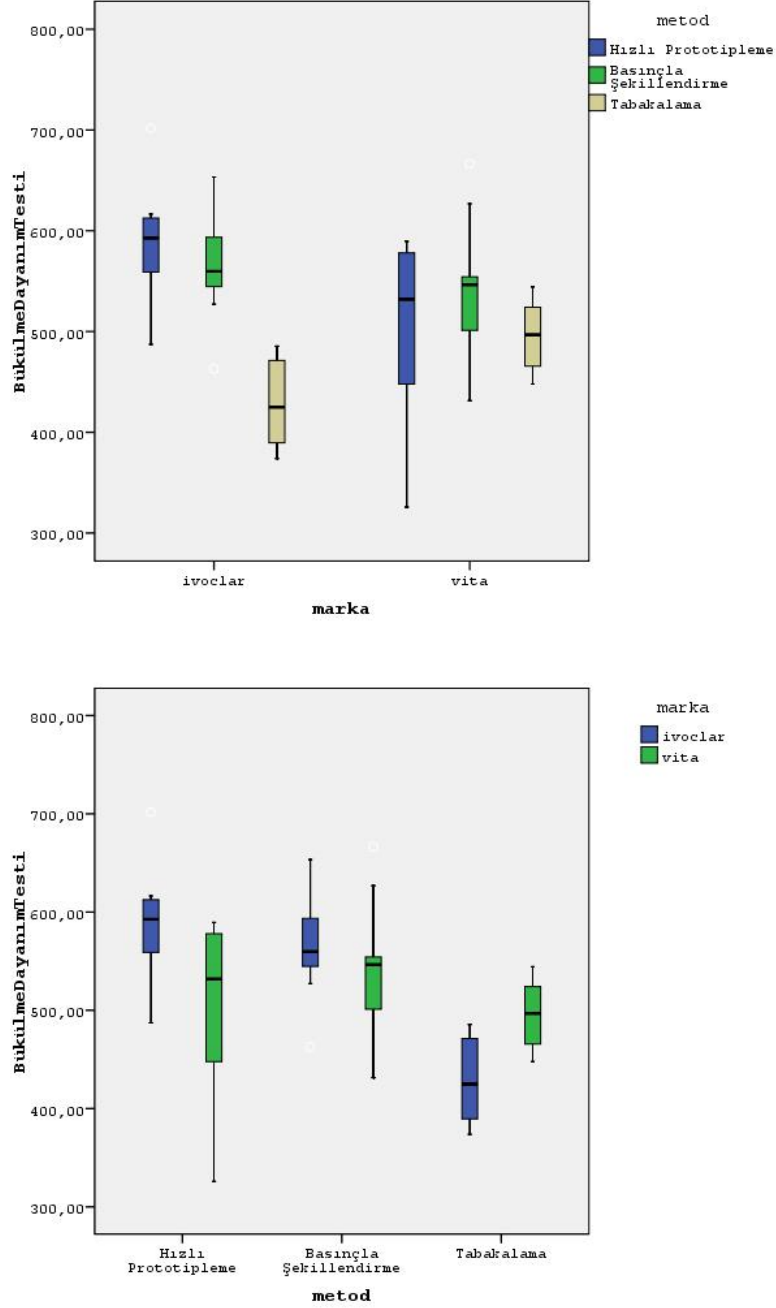
Grafik 4: I grubu için BD test değerlerinin box plot grafiği ile gösterimi



Grafik 5: V grubu için BD test değerlerinin box plot grafiği ile gösterimi

BD değerlerinin alt gruplar arasındaki analizlerinde ise I-HP alt grubu verileri V-HP sonuçlarına ($p=0,029$) göre ve V-T alt grubu verileri I-T sonuçlarına ($p=0,001$)

göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek iken; I-P ve V-P alt grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p>0,05$). Altı alt grup arasında, en yüksek BD değeri I-HP ($583,33\pm 62,66$) grubunda görülürken, en düşük BD değeri I-T grubunda ($428,33\pm 41,01$) gözlemlendi (Grafik 6).



Grafik 6: BD değerlerinin I-V grupları ve HP-P-T alt grupları arasında gözlenen istatistiksel analiz sonuçlarının box plot grafiği ile gösterimi

3.3 MAKASLAMA DAYANIM TEST SONUÇLARI

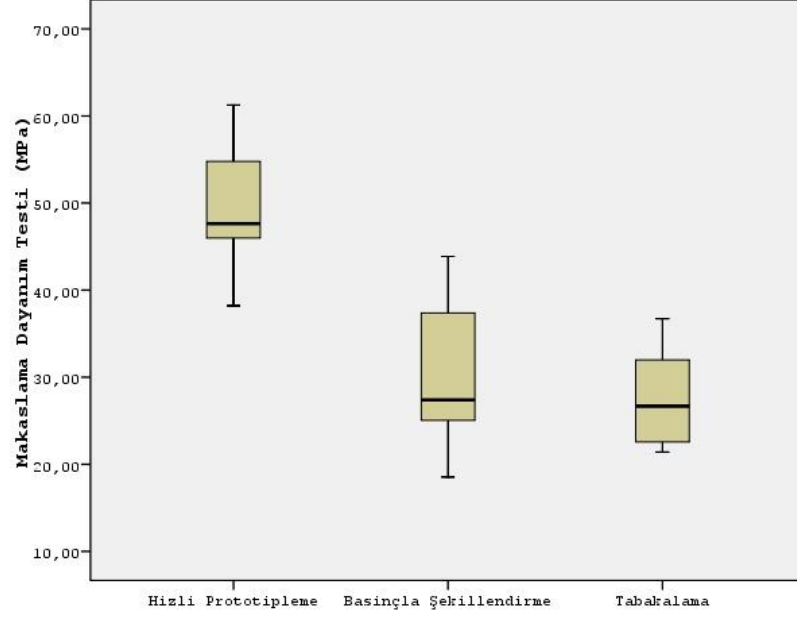
Çalışmada I ve V gruplarında yer alan disk formundaki örneklerin, her bir üstyapı hazırlama alt grubuna göre elde edilen makaslama bağ dayanım değerleri (MBD) (MPa±SS) Tablo 13’de görülmektedir.

Grup	N	Ortalama (MPa)	St. Sapma	Minimum	Maximum
I – HP	10	49,41	6,44	38,20	61,25
I – T	10	27,59	5,20	21,41	36,71
I – P	10	29,57	7,82	18,53	43,87
V – HP	10	24,58	4,77	17,09	31,35
V – T	10	35,92	6,21	23,88	44,8
V – P	10	32,97	6,7	23,85	42,76

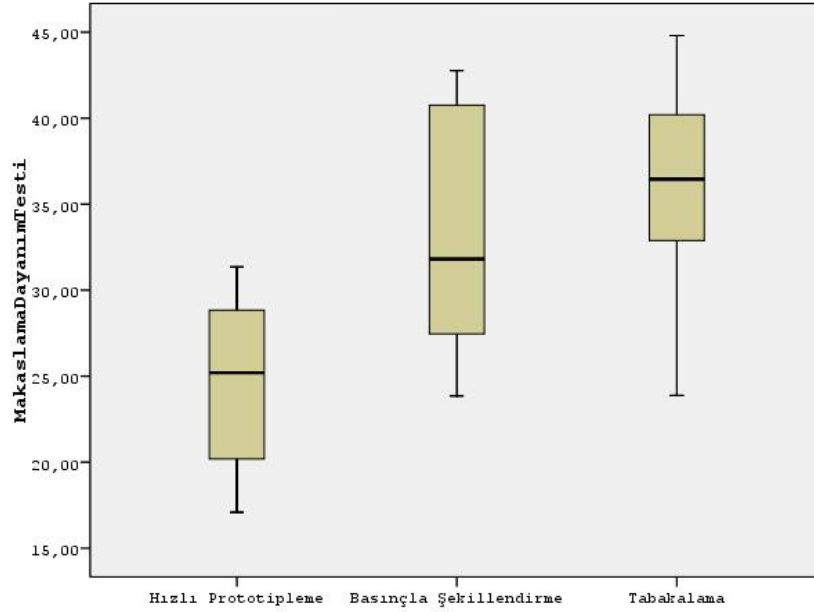
Tablo 13: Makaslama bağ dayanımlarının tanımlayıcı istatistikleri

MBD testi (MPa±SS) için grup içi analizler değerlendirildiğinde I grubunda; P (29,57±7,82) ile T (27,59±5,20) alt grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız iken ($p>0,05$), HP (49,41±6,44) alt grubu değerleri T ve P alt gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı ($p=0,00$) derecede yüksek bulundu (Grafik 7).

V grubu analizlerinde ise; T (35,92±6,21) ve P (32,97±6,7) alt grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız iken ($p>0,05$), HP (24,58±4,77) alt grubu değerleri T ($p=0,001$) ve P ($p=0,012$) alt gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu (Grafik 8).



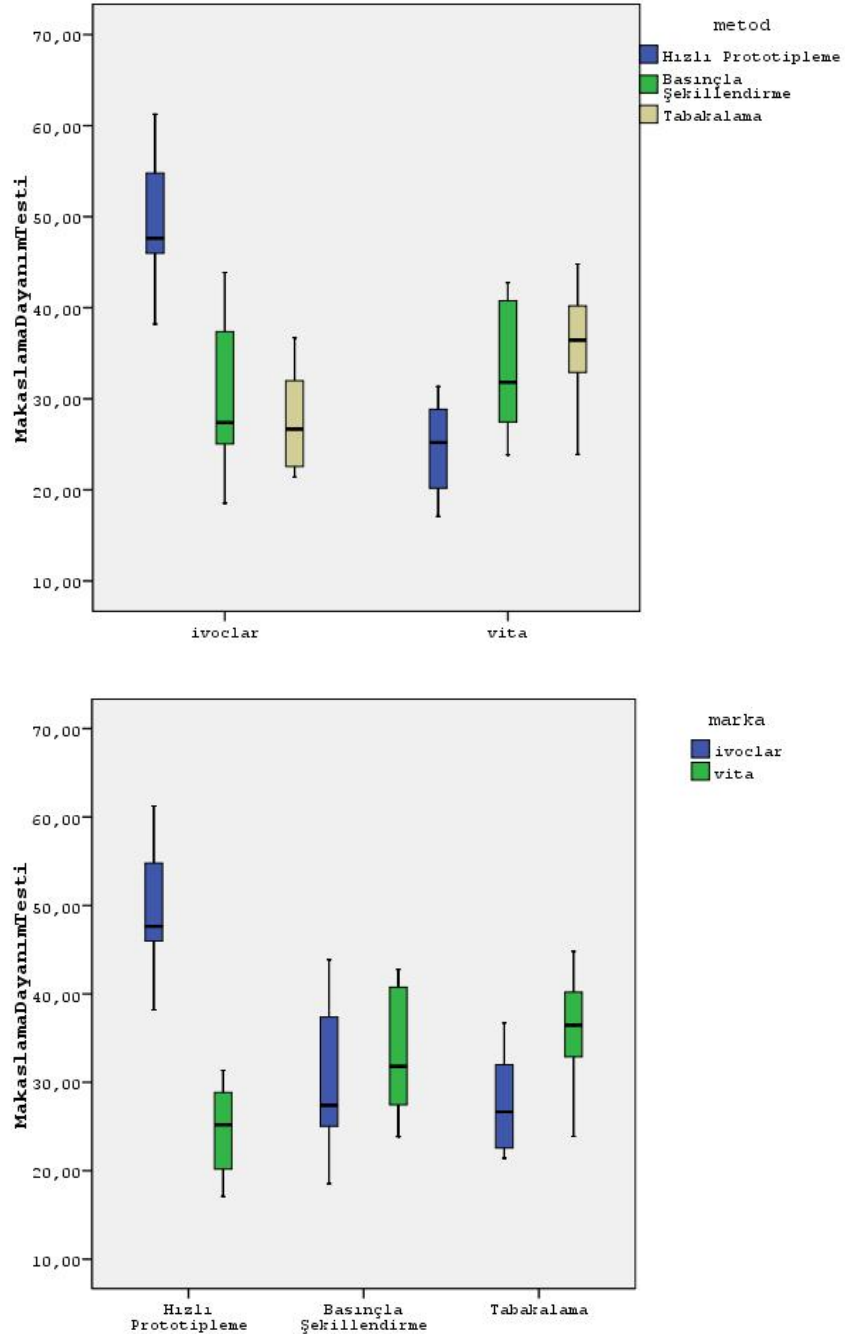
Grafik 7: I grubu için MBD test değerlerinin box plot grafiği ile gösterimi



Grafik 8: V grubu için MBD test değerlerinin box plot grafiği ile gösterimi

MBD değerlerinin alt gruplar arasındaki analizlerinde ise I-HP alt grubu verileri V-HP sonuçlarına ($p=0,00$) göre ve V-T alt grubu verileri I-T sonuçlarına ($p=0,004$) göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunurken; I-P ve V-P

alt grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p>0,05$) değildir. Altı alt grup arasında, en yüksek MBD değeri I-HP ($49,41\pm6,44$) grubunda görülürken, en düşük MBD değeri V-HP grubunda ($24,58\pm4,77$) gözlemlendi (Grafik 9).



Grafik 9: MBD değerlerinin I-V grupları ve HP-P-T alt grupları arasında gözlenen istatistiksel analiz sonuçlarının box plot grafiği ile gösterimi

Bu çalışmada elde edilen bulgulara göre; farklı üretici firmaların CAD/CAM sistemi ile hazırlanan zirkonya altyapı üzerine farklı üstyapı hazırlama yöntemleri (HP-T-P) ile uygulanan üstyapı seramiği, bağlanma arayüzündeki kırma, bükülme ve makaslama bağ dayanımlarını etkilemektedir. Bu doğrultuda çalışmamızın hipotezi reddedilmektedir.

3.4 ARAYÜZEY KIRIK ŞEKİLLERİNİN DAĞILIMI

Fraktografik inceleme sonucunda kırılma, bükülme ve makaslama bağ dayanım testlerinde oluşan kırık şekillerinin gruplara göre dağılımları Tablo 14'de yer almaktadır.

	I – HP	I – T	I – P	V – HP	V – T	V – P
KD	0/2/8/0	0/10/0/0	0/10/0/0	10/0/0/0	0/7/3/0	0/8/2/0
BD	0/10/0/0	0/9/0/1	0/8/0/2	0/8/0/2	0/6/0/4	0/6/0/4
MBD	7/0/0/3	7/0/0/3	5/1/0/4	9/0/0/1	8/0/0/2	8/0/0/2

Tablo 14: KD, BD ve MBD testlerine göre elde edilen kırık tiplerinin I ve V ana grupları ve HP, T ve P yöntem alt gruplarına göre dağılımları (adeziv/seramik içinde koheziv/seramik ve zirkonya içinde koheziv/kombine).

3.4.1 KIRILMA DAYANIM TESTİ SONRASI KIRIK YÜZEYLERİ

I-HP grubunda az miktarda seramik içinde koheziv kırık gözlenmesinin yanı sıra çoğunlukla zirkonya ile seramiğin beraber kırılarak restorasyondan ayrıldığı kırık şekli olan seramik ve zirkonya içinde koheziv kırığa rastlanılırken (Resim 99),

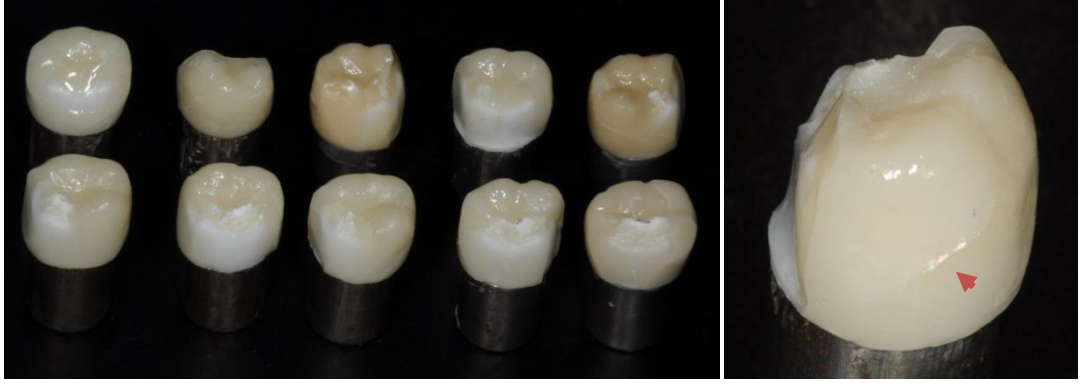
I-T grubundaki örneklerin hepsinde seramik içinde koheziv kırık görüldü. Kırılma üstyapı seramiğinin kendi içinde gerçekleştiği için, zirkonya yüzeyinde üstyapı seramiği görülmektedir (Resim 100). I-P grubunda da örneklerin hepsinde seramik içinde koheziv kırığa rastlanıldı. Fakat mekanik test yönteminin uygulanması sırasında kuvvet artışı ile birlikte üstyapı seramiğinin parçalı kırıldığı gözlemlendi. Bu nedenle zirkonya üzerinde tutunan üstyapı seramiği içinde görülen lateral çatlaklardan biri ok ile gösterilmektedir (Resim 101).



Resim 99: I-HP grubunda gözlenen kırık şekilleri.



Resim 100: I-T grubunda gözlenen kırık şekilleri.



Resim 101: I-P grubunda gözlenen kırık şekilleri.

V-HP grubundaki örneklerin hepsinde, üstyapı seramiği ile zirkonya altyapının bağlanma yüzeyinde gerçekleşen adeziv kırık şekli saptandı. Kırık alanında zirkonya altyapı üzerinde seramik tabakası bulunmamaktadır (Resim 102). V-T grubunda 3 örnekte seramik ile zirkonya içinde koheziv kırık şekli olmak üzere genellikle seramik içinde koheziv kırık şekli gözlemlendi. Genellikle zirkonya altyapı üzerinde üstyapı seramiğinin varlığı izlendi (Resim 103). V-P grubunda ise örneklerin çoğunluğunda kırılmanın, seramik içinde koheziv şekilde ve V-T grubuna göre genellikle daha geniş alana yayıldığı görüldü. Ayrıca 2 örnekte seramik ile zirkonya içinde koheziv kırık şekli gözlemlendi (Resim 104).



Resim 102: V-HP grubunda gözlenen kırık şekilleri.



Resim 103: V-T grubunda gözlenen kırık şekilleri.



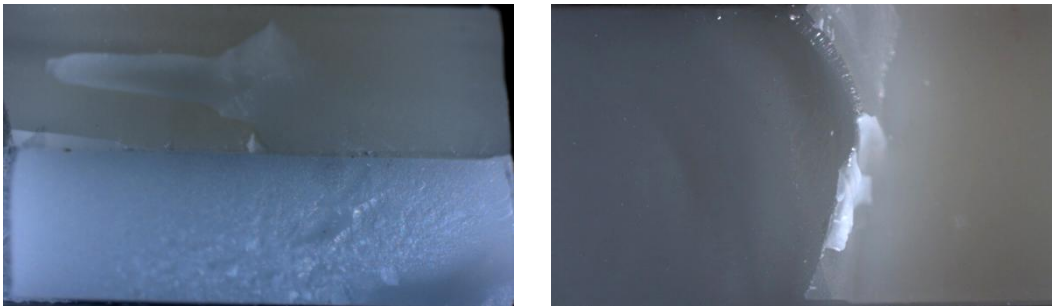
Resim 104: V-P grubunda gözlenen kırık şekilleri.

3.4.2 BÜKÜLME DAYANIM TESTİ SONRASI KIRIK YÜZEYLERİ

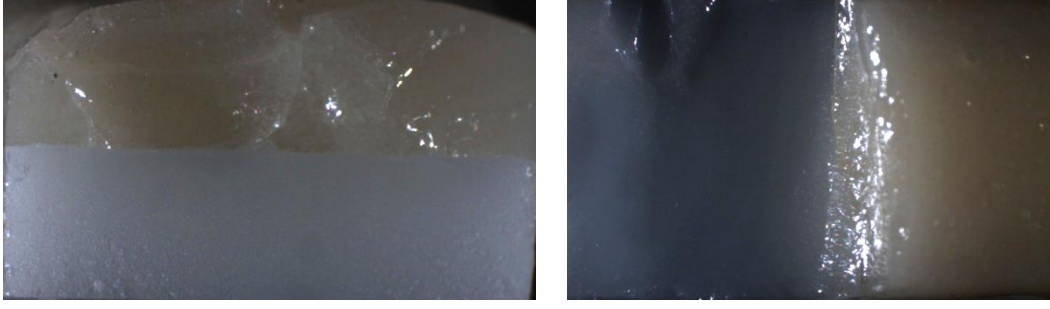
Tüm gruplarda yer alan örneklerin tamamının zirkonya ve üstyapı seramiğini kapsayacak şekilde 2 parçaya ayrıldığı görüldü. BD testi tamamlandıktan sonra elde edilebilen kırık parçalarının incelenmesi sonucunda, üstyapı seramiğinin kırılan zirkonya altyapılar üzerindeki tutunma miktarı dikkate alınarak kırık şekli belirlenmeye çalışıldı. Bu doğrultuda V-T ve V-P dışındaki tüm gruplarda daha çok seramik içinde koheziv kırık gözlenirken az miktarda kombine kırık şekline de rastlandı.

Üç nokta eğme testi sonrasında her bir gruba ait, altyapı ile üstyapının aynı düzlemde olduğu örnekler üzerinde bağlanma arayüzeyi ve üstyapının altyapıdan kombine kırık şeklinde ayrıldığı örneklerde ise yüzey özelliği stereomikroskopta incelendi. I-HP grubunda arayüzey kırık incelemesinde üstyapı seramiği içinde stres birikimi gözlenirken (Resim 105), I-T grubunda kırılma üzerinde önemli rol oynadığını düşündüğümüz üstyapı seramiği içinde oluşan lateral çatlaklar görülmektedir (Resim 106). I-P grubunda ise BD testinde uygulanan kuvvetin artması ile parçalı kırılma şeklinde başarısızlık görüldü ve I-T grubundan daha az olmakla beraber camsı yapıdaki üstyapı seramiği içinde oluşan lateral çatlaklar her 2 görüntüde de izlenmektedir (Resim 107). Kombine kırık analizinde ise, kırık alanında hem zirkonya altyapı hem de altyapı üzerine yer yer tutunan seramik tabakası gözlenmektedir.

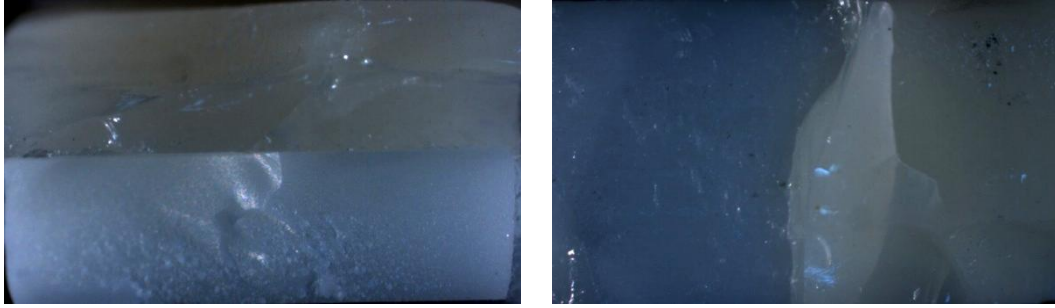
V grubunda ise, V-HP (Resim 108), V-T (Resim 109) ve V-P (Resim 110) gruplarında BD testi sırasında üstyapı seramiği içinde oluşan stres birikimleri ve arayüzey kırılma şekli görülmektedir. Kombine kırık analizinde ise, adeziv kopmanın gerçekleştiği yüzeyde zirkonya altyapı, seramik içinde koheziv kırılmanın olduğu alanda ise altyapı üzerine yer yer tutunan seramik tabakası izlenmektedir.



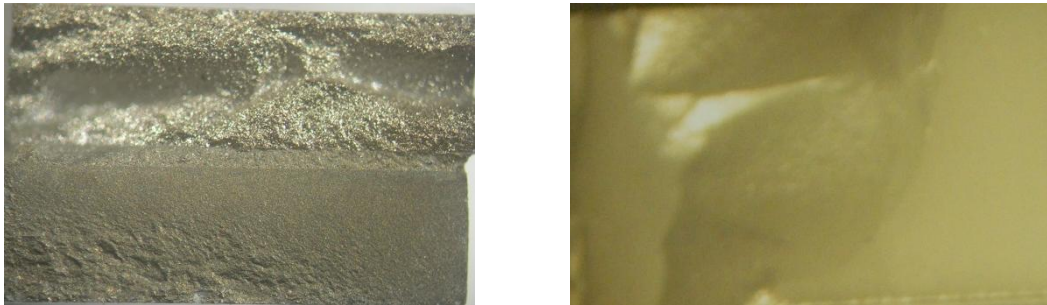
Resim 105: I-HP grubunda gözlenen arayüzey kırık hattı (solda) ve kombine kırık (sağda) yüzeyine örnek



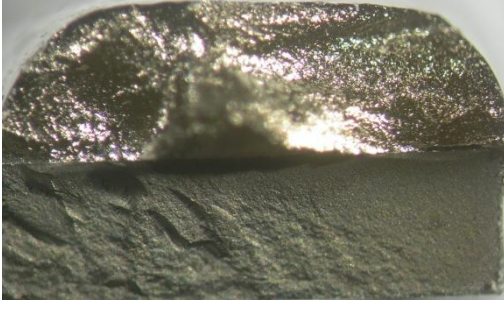
Resim 106: I-T grubunda gözlenen arayüzey kırık hattı (solda) ve kombine kırık (sağda) yüzeyine örnek.



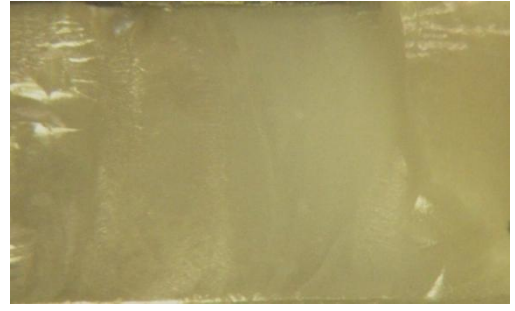
Resim 107: I-P grubunda gözlenen arayüzey kırık hattı (solda) ve kombine kırık (sağda) yüzeyine örnek.



Resim 108: V-HP grubunda gözlenen arayüzey kırık hattı (solda) ve kombine kırık (sağda) yüzeyine örnek



Resim 109: V-T grubunda gözlenen arayüzey kırık hattı (solda) ve kombine kırık (sağda) yüzeyine örnek

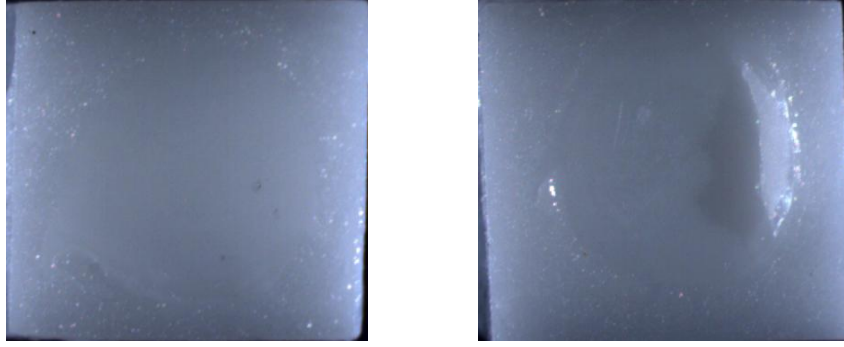


Resim 110: V-P grubunda gözlenen arayüzey kırık hattı (solda) ve kombine kırık (sağda) yüzeyine örnek

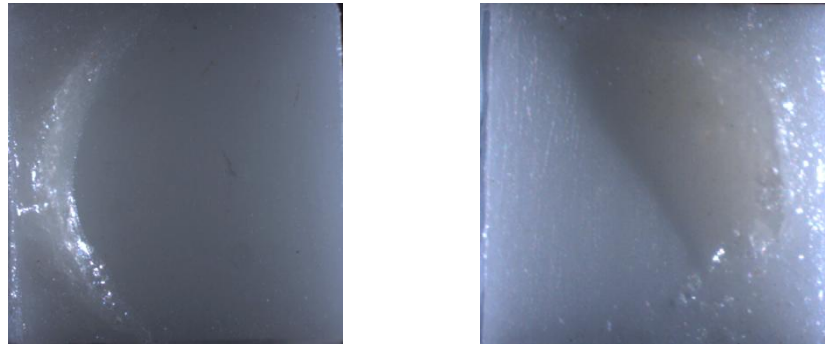
3.4.3 MAKASLAMA BAĞ DAYANIM TESTİ SONRASI KIRIK YÜZEYLERİ

MBD testi sonrasında elde edilen kırık yüzeyleri stereomikroskop ile incelenerek kırık şekilleri gruplandırıldı. I-HP, I-T, V-T ve V-P gruplarında az sayıda kombine kırık olmak üzere çoğunlukla adeziv kırık görülürken, en yüksek adeziv kırık şeklindeki başarısızlık V-HP grubunda bulundu. I-P grubunda ise, 1 örnekte seramik içinde koheziv olmak üzere, neredeyse eşit sayıda adeziv ve kombine kırık tiplerine rastlanıldı.

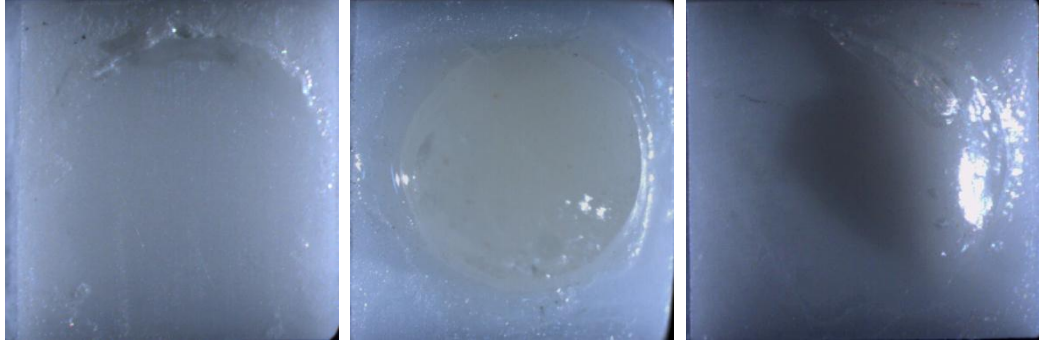
Çalışmamızda her bir grupta gözlenen farklı kırık şekillerine ait birer örnek görüntüsü yer almaktadır (Resim 111-116). Adeziv kırık tipinde, altyapı-üstyapı bağlanma arayüzeyinde kırılma gerçekleştiği için tamamen zirkonya yüzeyi görülürken, kombine kırıkta hem zirkonya yüzeyi hem de altyapıya yer yer bağlı kalan üstyapı seramiği izlenmektedir. Sadece 1 örnekte rastlanılan seramik içinde koheziv kırık tipinde ise, kırılma üstyapı seramiği içinde gerçekleştiği için altyapı üzerinde şekillendirilen üstyapı seramiği görülmektedir.



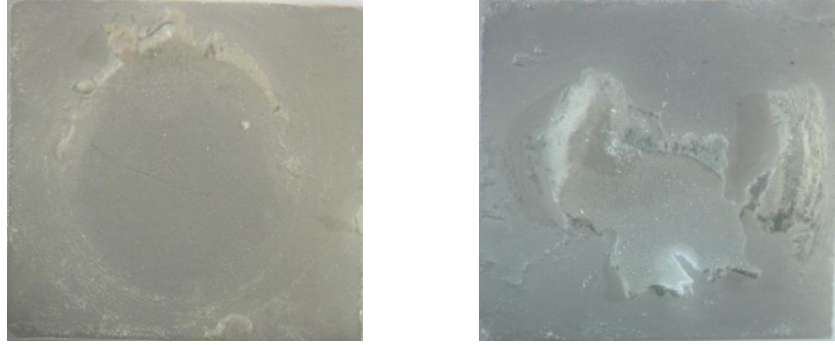
Resim 111: I-HP grubunda gözlenen adeziv (solda) ve kombine kırık (sağda) şekline örnek



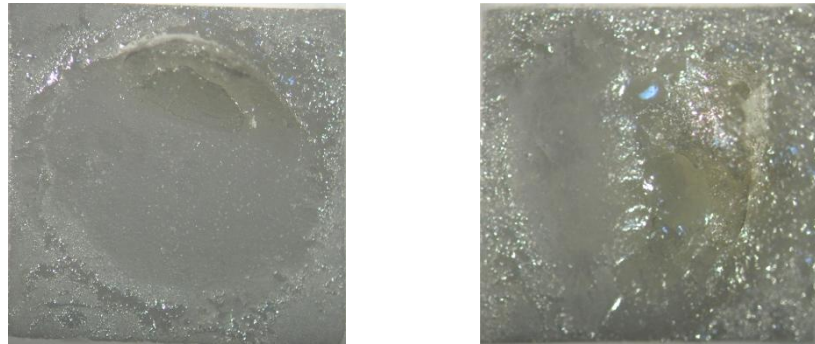
Resim 112: I-T grubunda gözlenen adeziv (solda) ve kombine kırık (sağda) şekline örnek



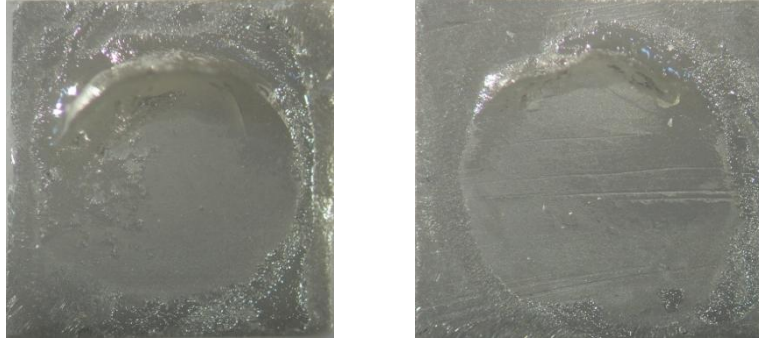
Resim 113: I-P grubunda gözlenen adeziv (solda), seramik içinde koheziv (ortada) ve kombine kırık (sağda) şekline örnek



Resim 114: V-HP grubunda gözlenen adeziv (solda) ve kombine kırık (sağda) şekline örnek



Resim 115: V-T grubunda gözlenen adeziv (solda) ve kombine kırık (sağda) şekline örnek



Resim 116: V-P grubunda gözlenen adeziv (solda) ve kombine kırık (sağda) şekline örnek

3.5 ARAYÜZEY KIRIK ŞEKİLLERİNİN TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU (SEM) BULGULARI

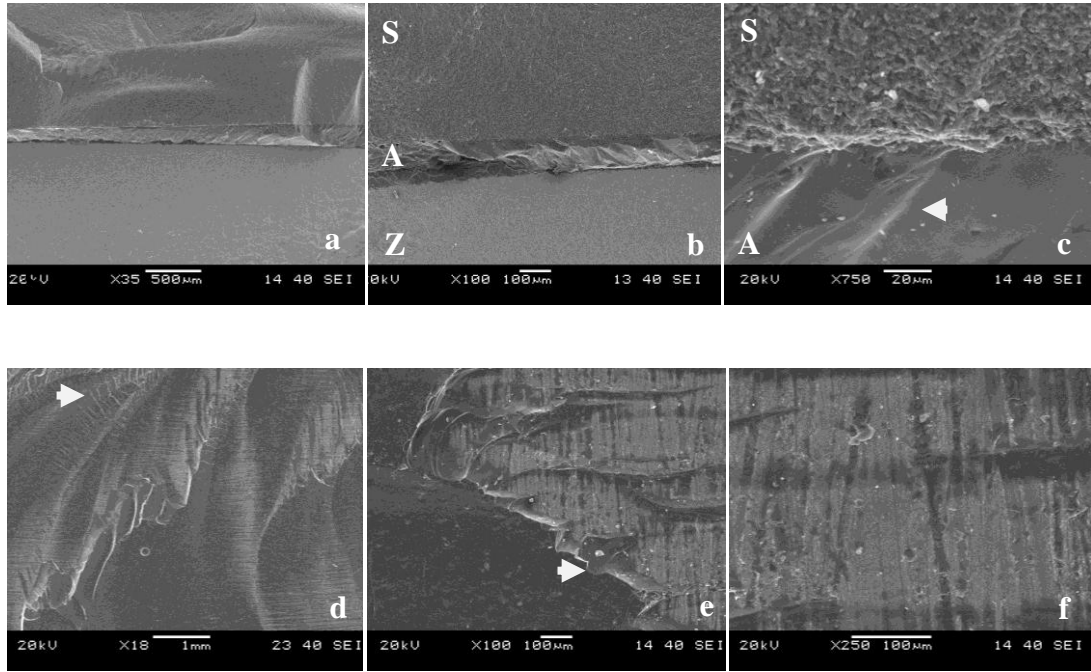
Stereomikroskop ile gerçekleştirilen analizler kırık tipleri hakkında bilgi verirken, kırığın başlangıcı ve ilerleme hattının değerlendirilmesi için taramalı elektron mikroskobu görüntüleri alındı.

3.5.1 BÜKÜLME DAYANIM TESTİ SONRASI SEM BULGULARI

BD testi sonrasında altyapı ve üstyapı seramiklerinin aynı düzlemde olduğu ve koheziv kırılmanın görüldüğü örneklerin stereomikroskopta incelenmesinin ardından, her 2 kırık şekline ait birer adet örnek seçilerek taramalı elektron mikroskobunda (SEM) farklı büyütmelelerde kırık hattı incelendi.

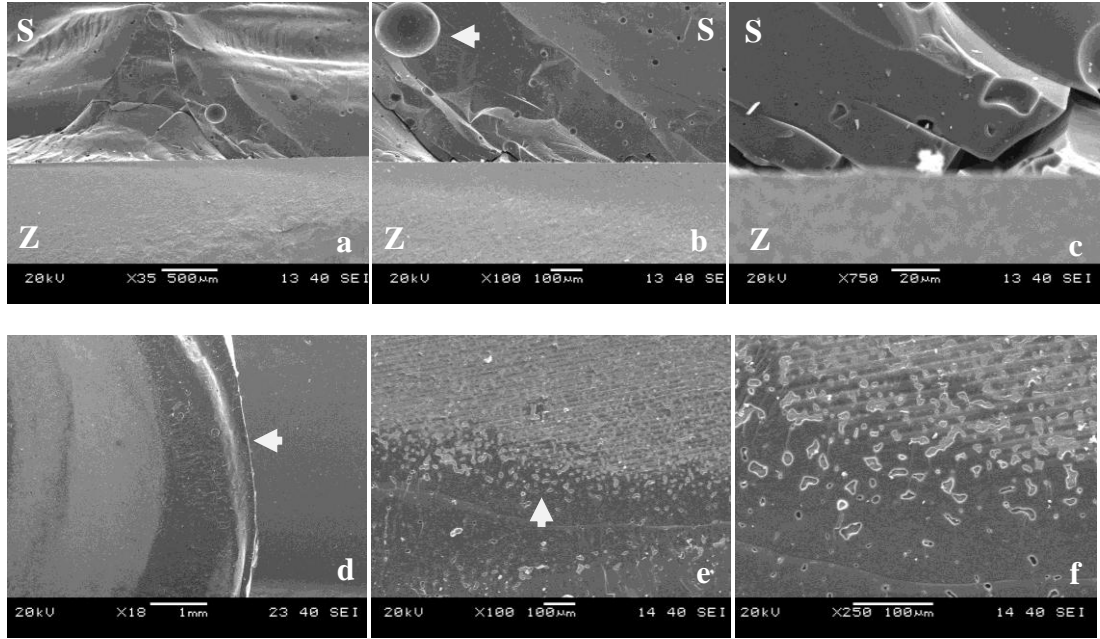
I-HP grubunda, BD testi sonrasında altyapı ile üstyapı seramiklerinin aynı düzlemde olduğu örneğin SEM ile incelenmesi sonucunda, zirkonya (Z), üstyapı seramiği (S) ve arayüzey bağlantısını sağlayan cam seramik (A) tabakaları görülmektedir. Homojen yapıdaki yüksek dayanıma sahip üstyapı seramiği içinde porözite ve çatlakların olmadığı gözlenmektedir. Uygulanan kuvvet karşısında

arayüzey seramiğinin altyapı ve üstyapıya olan bağlantısının etkilenmediği, kırılmanın camsı yapıdaki arayüzey seramiği içinde gerçekleştiği ok ile izlenmektedir (Resim 117 a-c). Seramiğin kombine kırık şeklinde altyapıdan ayrıldığı görüntülerde, adeziv kopmanın gerçekleştiği alanlarda zirkonya yüzeyi görülürken, seramik içinde koheziv kırılmanın gerçekleştiği yüzeylerde üstyapı seramiğinin ve arayüzey seramiğinin yer yer çatlaklar halinde zirkonya altyapıya tutunduğu oklar ile görülmektedir (Resim 117 d-f).



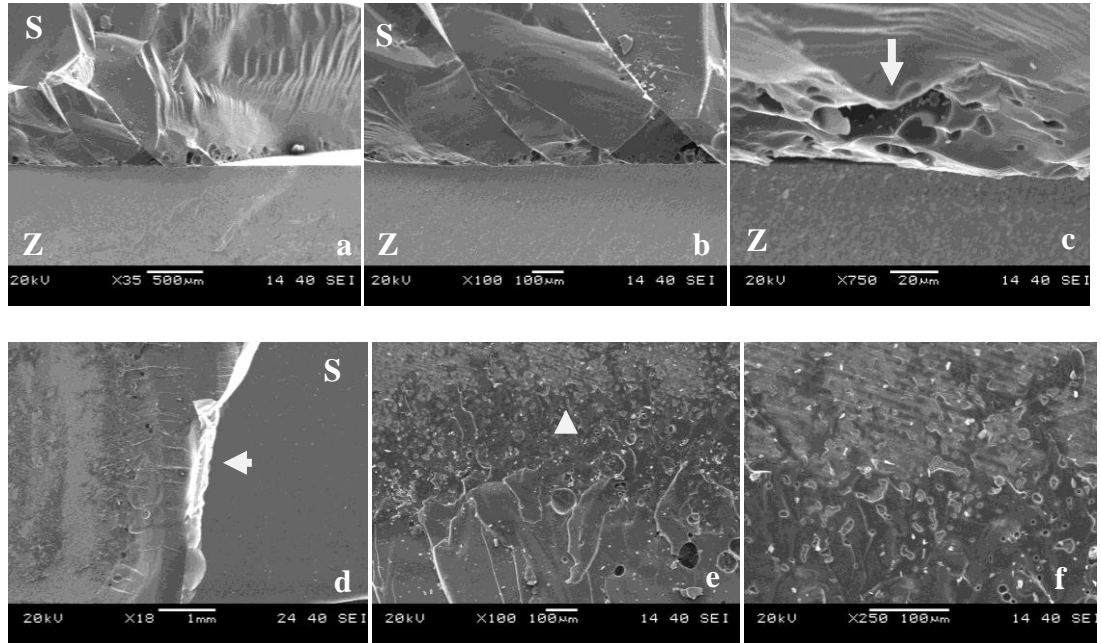
Resim 117: I-HP grubunda kırılma şekilleri (BD). **a-c:** I-HP grubunda arayüzey kırılığının SEM ile incelenmesi ($\times 35$, $\times 100$, $\times 750$). **d-f:** Kombine kırık şekline sahip örneklerin görüntüsü ($\times 18$, $\times 100$, $\times 250$).

I-T grubunda üstyapı seramiğinin (S) tabakalama yöntemi ile şekillendirilmesi sırasında seramik içinde hava kabarcıkları kalması ile oluşan poröziteler görülmektedir. Üstyapı seramiğinin dayanımını azaltan bu hatalar, aynı zamanda BD testi sırasında gerçekleşen kırılmanın başlangıç kaynağıdır. Üstyapı seramiği içinde oluşan kırığın, arayüzey boyunca ilerleyerek oluşturduğu kırık hattı gözlenmektedir (Şekil 118 a-c). Kombine kırığın olduğu görüntülerde ise, üstyapı seramiğinin basamak şeklinde kırılması ok ile görülmekte ve zirkonya altyapı ile yer yer çatlaklar halinde altyapıya (Z) tutunan üstyapı seramiği izlenmektedir (Şekil 118 d-f).



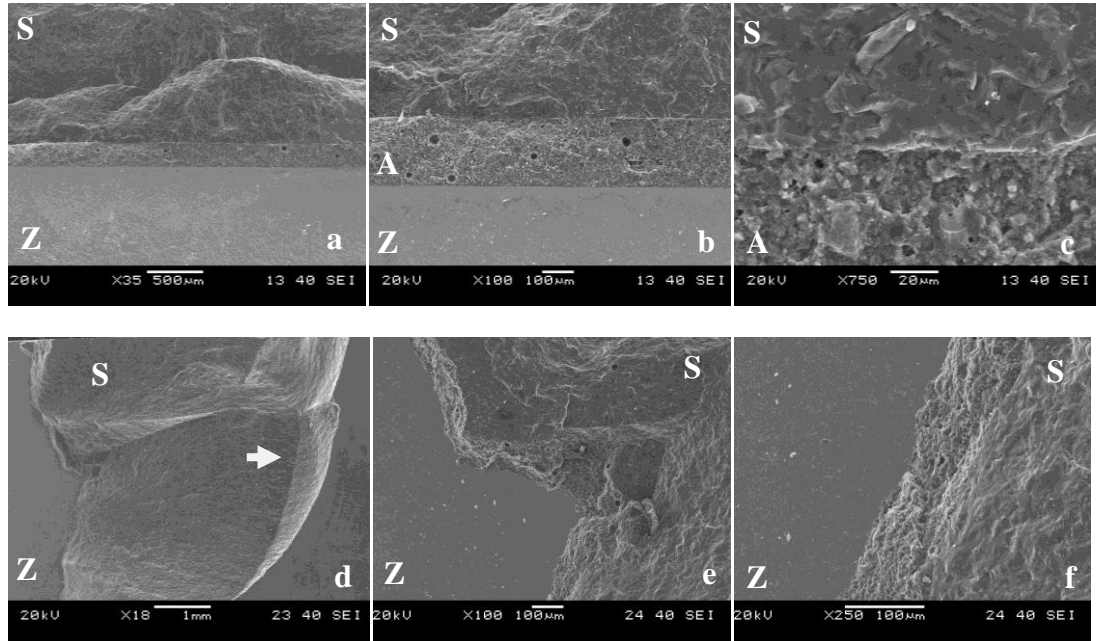
Resim 118: I-T grubunda kırılma şekilleri (BD). **a-c:** I-T grubunda arayüzey kırığının SEM ile incelenmesi ($\times 35$, $\times 100$, $\times 750$). **d-f:** Kombine kırık şekline sahip örneklerin görüntüsü ($\times 18$, $\times 100$, $\times 250$).

I-P grubunda altyapı (Z) ve üstyapının (S) görüldüğü arayüzey SEM görüntüsünde, üstyapı seramiğinin zirkonya altyapıyı ıslatamadığı yüzeylerde boşluklu yapılar ok ile izlenmektedir. Seramik tabakası içinde bu hatalardan başlangıç alan lateral çatlakların yanı sıra, tabakalama yöntemine göre daha az miktarda olan poröziteler görülmektedir. Ayrıca üstyapı seramiğinin kırılma yüzeyi incelendiğinde, BD testi sırasında gözlemlenen parçalı kırılmanın camsı yapıda gerçekleştiği farkedilmektedir (Resim 119 a-c). Kombine kırılmanın gerçekleştiği parçalarda ise, üstyapı seramiğinin basamak şeklinde kırılması ok ile görülmekte ve üstyapının altyapıya ince tabaka halinde tutunması oklar ile izlenmektedir (Şekil 119 d-f).



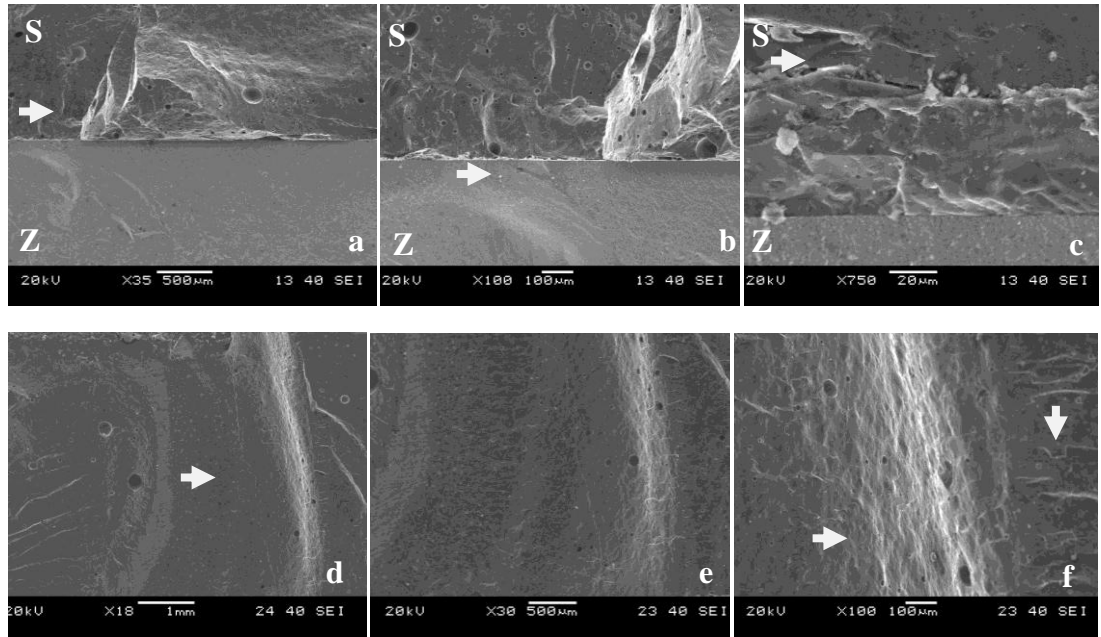
Resim 119: I-P grubunda kırılma şekilleri (BD). **a-c:** I-P grubunda arayüzey kırığının SEM ile incelenmesi ($\times 35$, $\times 100$, $\times 750$). **d-f:** Kombine kırık şekline sahip örneklerin görüntüsü ($\times 18$, $\times 100$, $\times 250$).

V-HP grubunda arayüzey kırığının SEM ile incelenmesi sonucunda zirkonya altyapı (Z), kompozit yapıdaki arayüzey bağlanma materyali (A) ve üstyapı seramiği (S) tabakaları görülmektedir. Homojen yapıdaki üstyapı materyali içinde kırılma gözlenmezken, düşük dayanıma sahip arayüzey materyalinin gözenekli yapısının ve içerdiği hataların kırılma üzerinde rol oynadığı düşünülmektedir (Resim 120 a-c). Seramik içinde kombine kırılmanın basamak şeklinde gerçekleştiği kırılma hattı ok ile gösterilmektedir. Üstyapı seramiği zirkonya altyapıya yer yer tabaka halinde tutunurken, zirkonya altyapının ise bazı yerlerde açığa çıktığı görülmektedir (Resim 120 d-f).



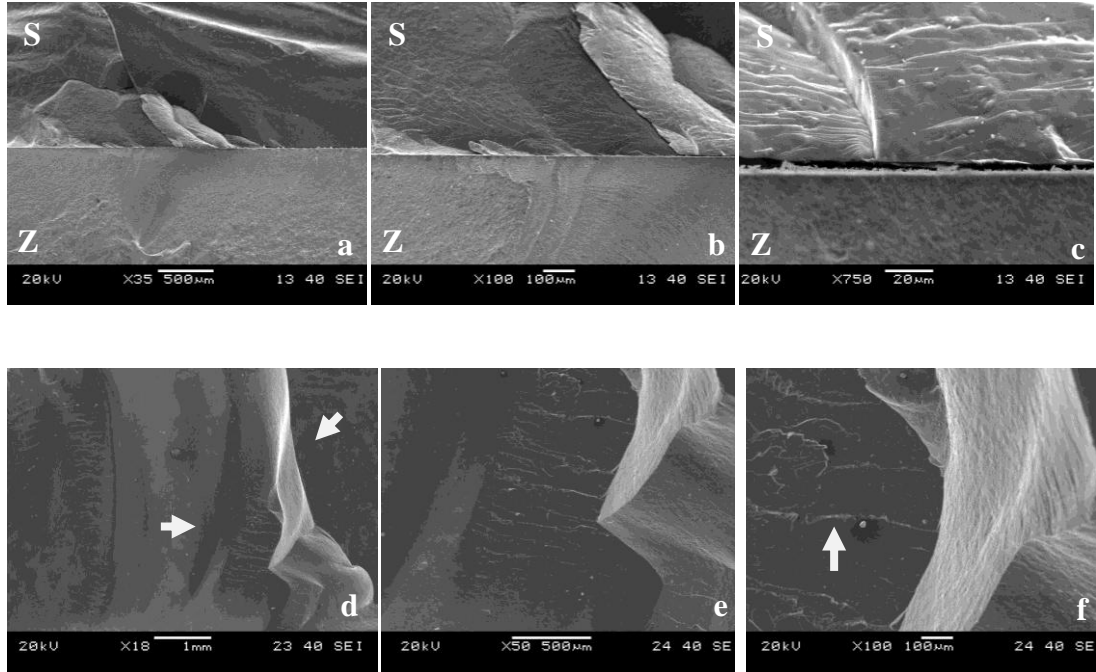
Resim 120: V-HP grubunda kırılma şekilleri (BD). **a-c:** V-HP grubunda arayüzey kırığının SEM ile incelenmesi ($\times 35$, $\times 100$, $\times 750$). **d-f:** Seramik içinde kombine kırılmanın görüntüsü ($\times 18$, $\times 100$, $\times 250$).

V-T grubunda kondansasyon tekniğine bağlı olarak üstyapı seramiği (S) içinde oluşan poröziteler görülmekte ve üstyapı seramiğinin dayanımının azalmasına yol açan bu hatalardan kaynaklı lateral çatlaklar yer yer izlenmektedir. Ayrıca $\times 750$ büyütmeli görüntüde, seramik materyalinin astar materyali olarak uygulandığı tabaka ile üstyapı seramiği arasında oluşan kırılma hattı ok ile gösterilmektedir (Resim 121 a-c). Kombine kırılmanın gerçekleştiği örneklerde ise, seramiğin zirkonya altyapıya yer yer ince tabaka veya ışınal şekilde tutunduğu oklar ile izlenmektedir (Resim 121 d-f).



Resim 121: V-T grubunda kırılma şekilleri (BD). **a-c:** V-T grubunda arayüzey kırığının SEM ile incelenmesi ($\times 35$, $\times 100$, $\times 750$). **d-f:** Seramik içinde kombine kırılmanın görüntüsü ($\times 18$, $\times 30$, $\times 100$).

V-P grubunda, üstyapı seramik (S) tabakası içinde porözite veya lateral çatlak şeklinde hatalar görülmezken, üstyapının zirkonya altyapıdan (Z) ayrılma hattı arayüzey boyunca izlenmektedir (Resim 122 a-c). Kombine kırılmanın gerçekleştiği örneklerde ise, seramik içinde koheziv kırılmanın basamak şeklinde olduğu ve seramiğin altyapıya yer yer ince tabaka veya ışınal şekilde tutunduğu oklar ile izlenmektedir (Resim 122 d-f).

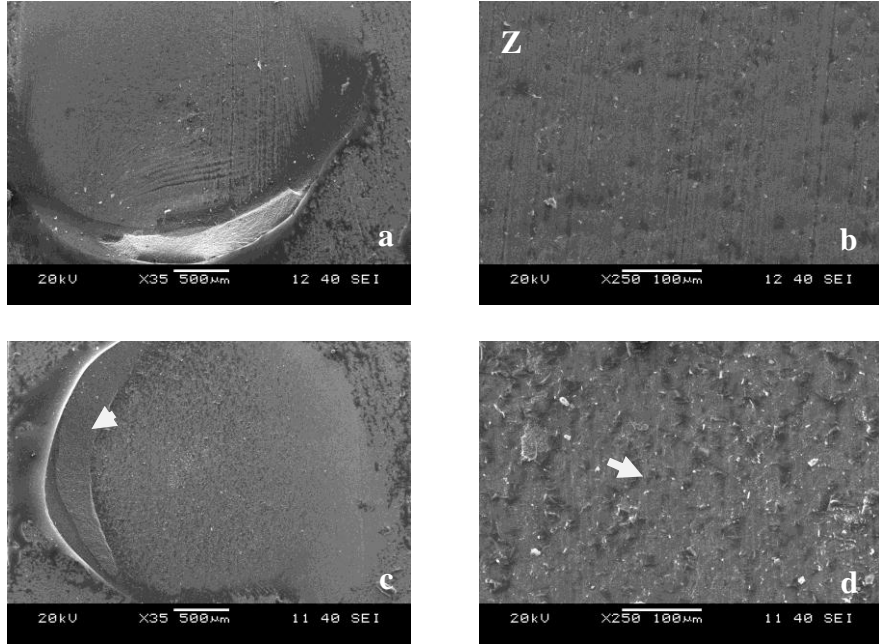


Resim 122: V-P grubunda kırılma şekilleri (BD). **a-c:** V-P grubunda arayüzey kırığının SEM görüntüsü ($\times 35$, $\times 100$, $\times 750$). **d-f:** Seramik içinde kombine kırılmanın incelenmesi ($\times 18$, $\times 50$, $\times 100$).

3.5.2 MAKASLAMA BAĞ DAYANIM TESTİ SONRASI SEM BULGULARI

MBD testi sonrasında örneklerin stereomikroskopta incelenmesinin ardından, farklı kırık şekillerine ait birer adet örnek seçilerek taramalı elektron mikroskobunda farklı büyütmelerde kırık yüzeyleri incelendi.

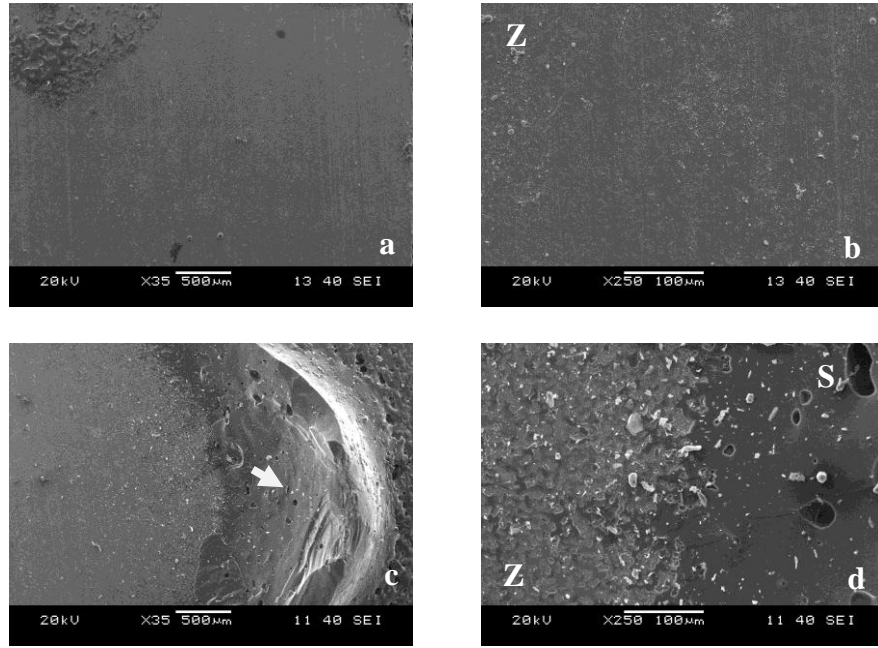
I-HP grubunda altyapı ve üstyapı bağlanma arayüzeyinde meydana gelen adeziv kırılma sonucunda zirkonya (Z) yüzeyi görülmektedir (Resim 123 a, b). Seramiğin koheziv kırılması okla gösterilirken, kombine kırılmanın görüldüğü yüzeyde üstyapı ve arayüzey seramiğinin tabaka halinde yer yer zirkonya altyapıya (Z) tutunduğu ok ile izlenmektedir (Resim 123 c, d).



Resim 123: I-HP grubunda kırılma şekilleri (MBD). **a, b:** Adeziv kırık ($\times 35$, $\times 250$).

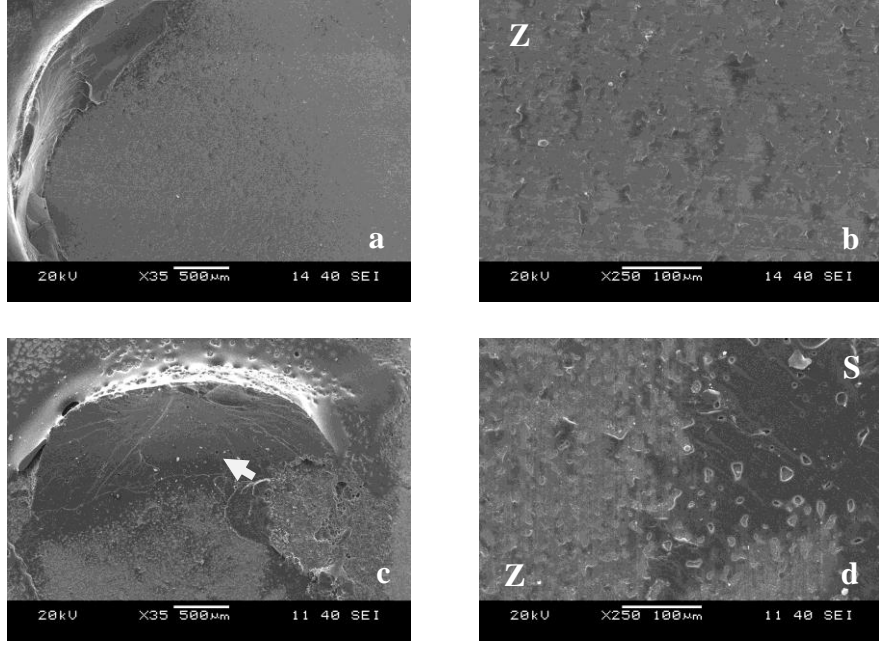
c, d: Kombine kırık ($\times 35$, $\times 250$).

I-T grubunda görülen adeziv kırık sonucunda, altyapı üzerinde üstyapı seramiği kalmadan ayrılma gerçekleştiği için zirkonya (Z) yüzeyi izlenmektedir (Resim 124 a, b). Üstyapı seramiği içinde görülen koheziv kırılma ok ile gösterilirken, gerçekleşen kombine kırık sonrasında zirkonya (Z) altyapı ve üstyapı seramiği (S) izlenmektedir (Resim 124 c, d).



Resim 124: I-T grubunda kırılma şekilleri (MBD). **a, b:** Adeziv kırık ($\times 35$, $\times 250$).
c, d: Kombine kırık ($\times 35$, $\times 250$).

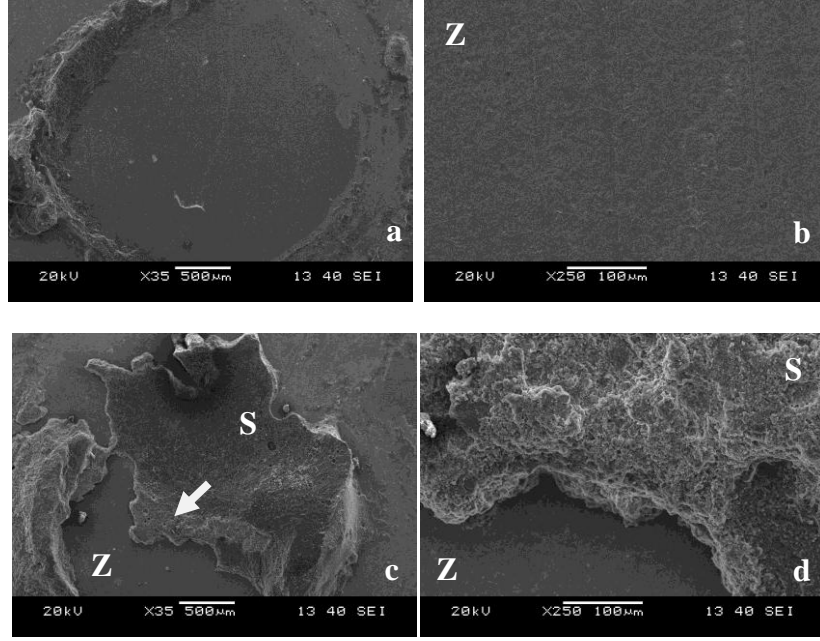
I-P grubunda ise, altyapı-üstyapı seramiklerinin arayüzeyinde gerçekleşen adeziv kırılma sonrasında zirkonya (Z) yüzeyi görülmektedir (Resim 125 a, b). Kombine kırılma şeklinde ise, üstyapı seramiği içinde gerçekleşen koheziv kopma ok ile belirtilirken, zirkonya altyapı ve üstyapı seramiği izlenmektedir (Resim 125 c, d).



Resim 125: I-P grubunda kırılma şekilleri (MBD). **a, b:** Adeziv kırık ($\times 35$, $\times 250$).

c, d: Kombine kırık ($\times 35$, $\times 250$).

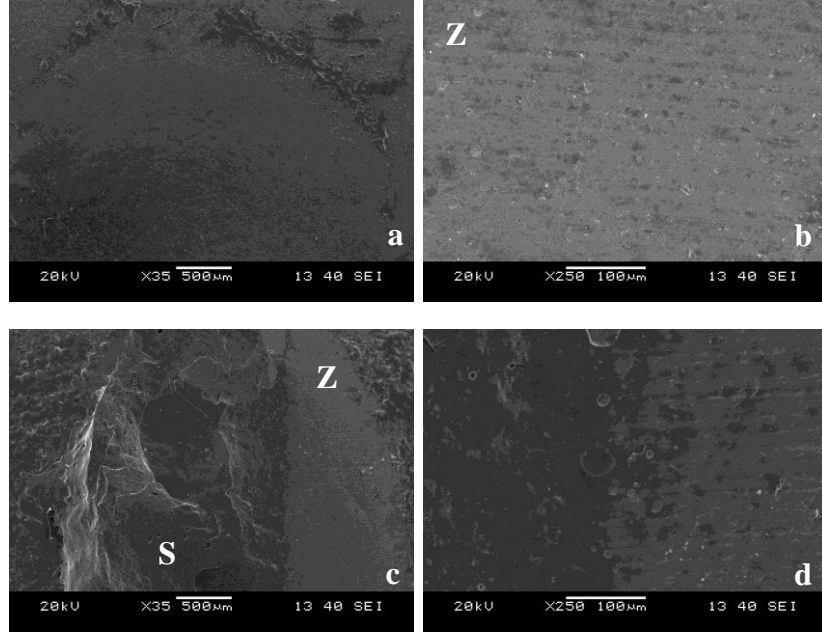
V-HP grubunda gerçekleşen adeziv kırık görüntüsünde, altyapı üzerinde üstyapı seramiği kalmadan kopma gerçekleştiği için zirkonya yüzeyi (Z) ve ayrılma sınırı net bir şekilde izlenmektedir (Resim 126 a, b). Kombine kırığın SEM görüntüsünde, kırık yüzeyinde yer yer adeziv kopma gerçekleştiği için zirkonya altyapı (Z) ve yer yer üstyapı seramiği içinde koheziv kırılma gerçekleştiği için üstyapı seramiği (S) ok ile görülmektedir (Resim 126 c, d).



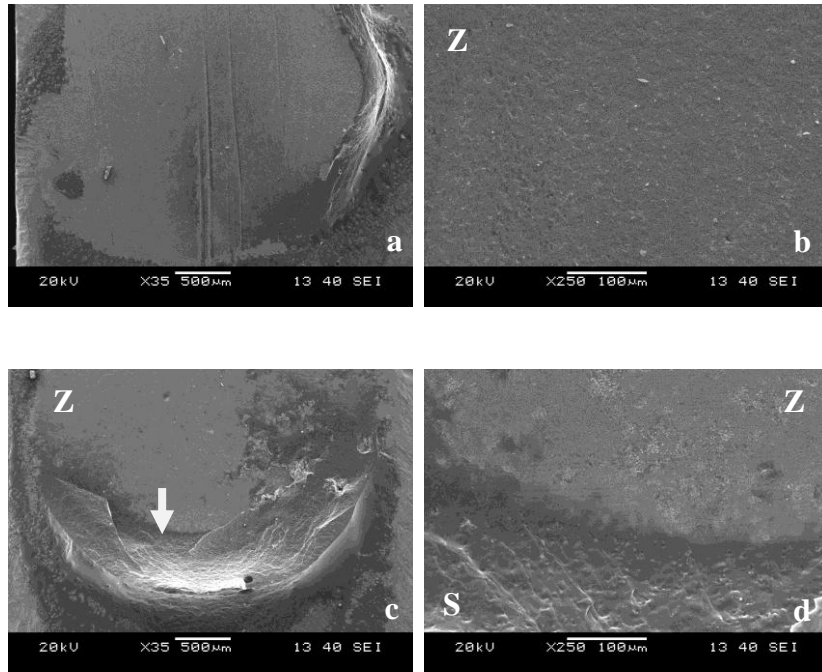
Resim 126: V-HP grubunda kırılma şekilleri (MBD). **a, b:** Adeziv kırık ($\times 35$, $\times 250$).
c, d: Kombine kırık ($\times 35$, $\times 250$).

V-T grubunda adeziv kopma nedeniyle zirkonya yüzeyi görülmektedir (Resim 127 a, b). Kombine kırık sonucunda kırık yüzeyinde adeziv ve seramik içinde koheziv kırılma birarada görüldüğü için hem üstyapı seramiği (S) hem de zirkonya altyapı (Z) görülmektedir (Resim 127 c, d).

V-P grubunda ise bağlanma yüzeyinde gerçekleşen adeziv kırılma nedeniyle zirkonya (Z) tabakası izlenmektedir (Resim 128 a, b). Üstyapı seramiğinin içinde gerçekleşen koheziv kırılma ok ile gösterilirken, kombine kırık sonucunda zirkonya altyapı ve üstyapı seramiği (S) görülmektedir (Resim 128 c, d).



Resim 127: V-T grubunda kırılma şekilleri (MBD). **a, b:** Adeziv kırık ($\times 35$, $\times 250$).
c, d: Kombine kırık ($\times 35$, $\times 250$).



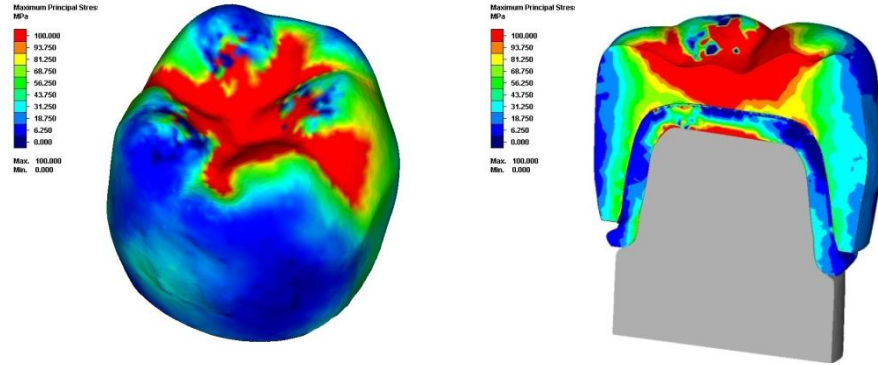
Resim 128: V-P grubunda kırılma şekilleri (MBD). **a, b:** Adeziv kırık ($\times 35$, $\times 250$).
c, d: Kombine kırık ($\times 35$, $\times 250$).

3.6 SONLU ELEMANLAR ANALİZ TESTİ BULGULARI

Mekanik testler sırasında oluşan yükleme koşulları taklit edilerek biriken stres konumlarının gözlemlenmesi amacıyla sonlu elemanlar analiz modellemesi gerçekleştirildi.

3.6.1 KIRILMA DAYANIM TESTİ STRES DAĞILIMLARI:

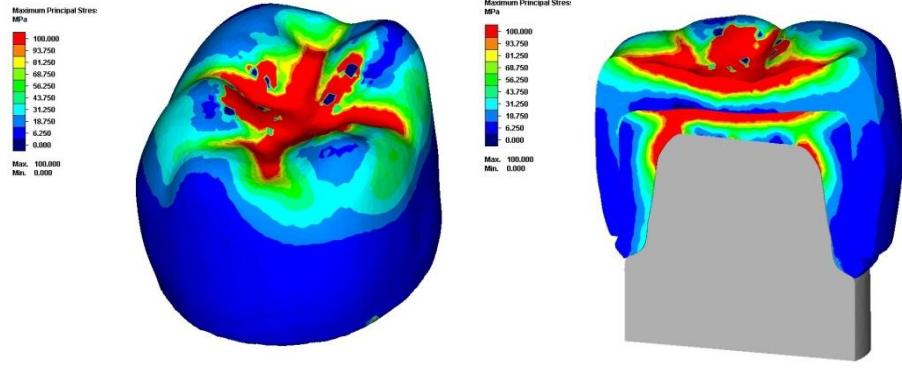
I-HP grubunun FEA modellemesinde, üstyapı seramiğinin yüksek elastiklik modülü nedeniyle von Mises streslerinin seramik içinde biriktiği ve altyapıya kadar iletildiği gözlenmektedir (Resim 129).



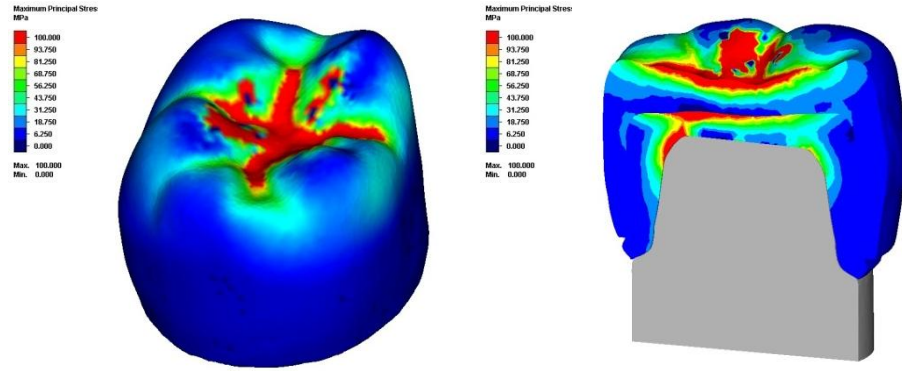
Resim 129: I-HP grubunda KD testinde gözlenen stres dağılımları

I-T grubunda, streslerin seramik içinde ve bağlanma arayüzeyi boyunca altyapıda yoğunlaştığı görülmektedir (Resim 130).

I-P grubunda üstyapı seramiğinin düşük elastiklik modülü nedeniyle streslerin, çok az miktarda seramik içine ve arayüzeye dağıldığı izlenmektedir (Resim 131).



Resim 130: I-T grubunda KD testinde gözlenen stres dağılımları

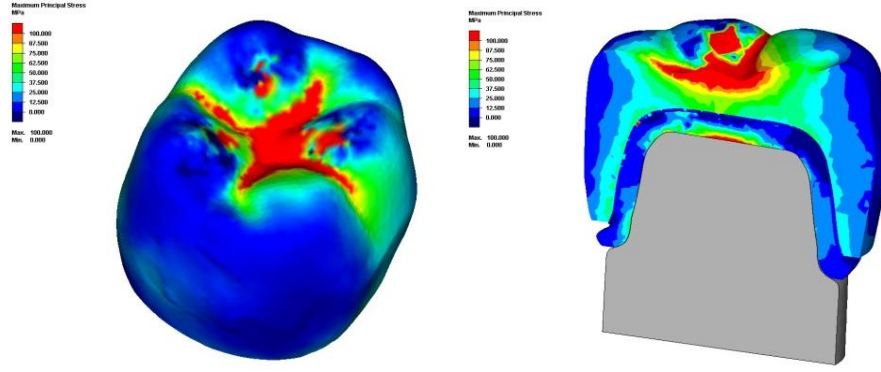


Resim 131: I-P grubunda KD testinde gözlenen stres dağılımları

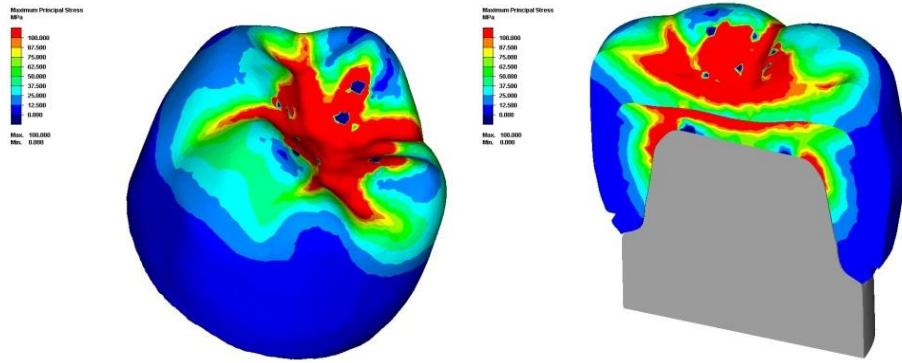
V-HP grubunda üstyapı seramiğinin düşük elastiklik modülü ve elde edilen düşük KD değerleri nedeniyle, streslerin çok az miktarda olmak üzere sadece kuvvetin uygulandığı alanda biriktiği görülmektedir (Resim 132).

V-T grubunda üstyapı seramiği içinde biriken streslerin, bağlanma arayüzeyi ve zirkonya altyapı olmak üzere geniş alanlara yayıldığı görülmektedir (Resim 133).

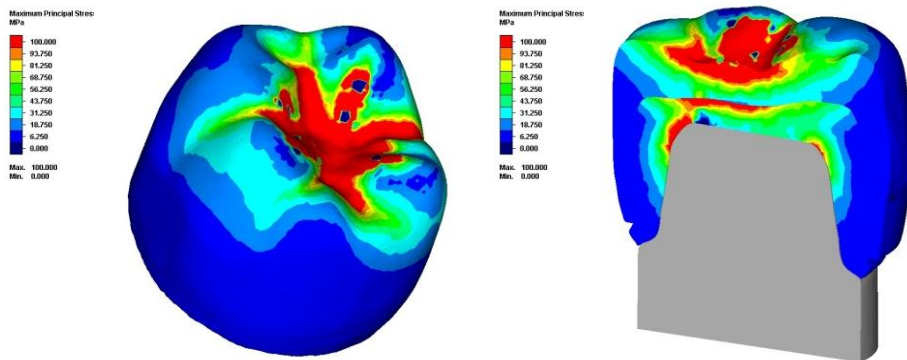
V-P grubunda streslerin daha az oranda üstyapı seramiği içine ve bağlanma arayüzeyine dağıldığı görülmektedir (Resim 134).



Resim 132: V-HP grubunda KD testinde gözlenen stres dağılımları



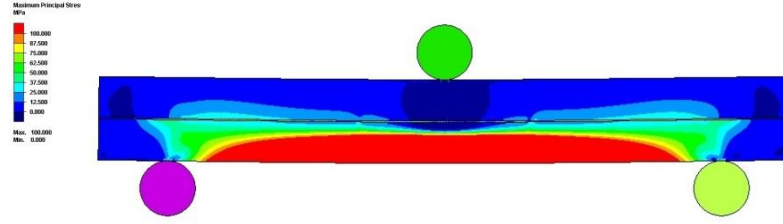
Resim 133: V-T grubunda KD testinde gözlenen stres dağılımları



Resim 134: V-P grubunda KD testinde gözlenen stres dağılımları

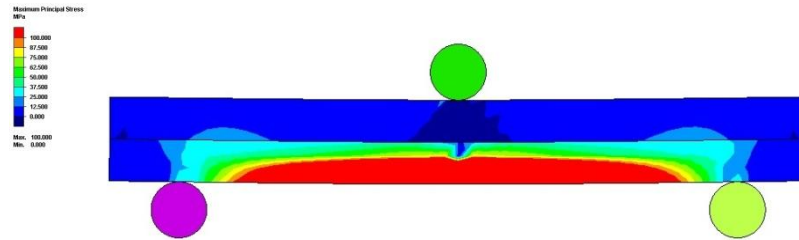
3.6.2 BÜKÜLME DAYANIM TESTİ STRES DAĞILIMLARI:

I-HP grubunda von Mises streslerinin seramik içine, bağlanma arayüzüne ve zirkonya içine dağıldığı gözlenmektedir (Resim 135).

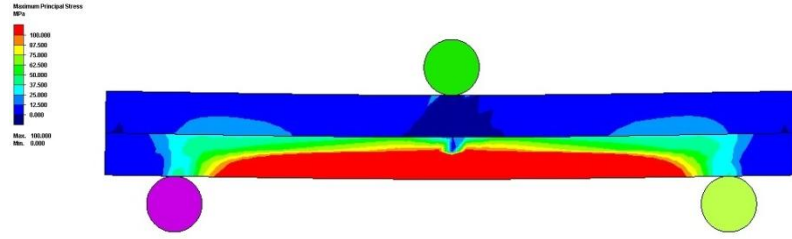


Resim 135: I-HP grubunda BD testinde gözlenen stres dağılımları

I-T grubunda von Mises stresleri zirkonya içinde ve kuvvetin uygulandığı yüzeyde yoğunlaşmaktadır (Resim 136). I-P grubunda ise stresler, I-T grubuna göre daha fazla olmak üzere kuvvetin uygulandığı alanlarda birikmektedir (Resim 137).

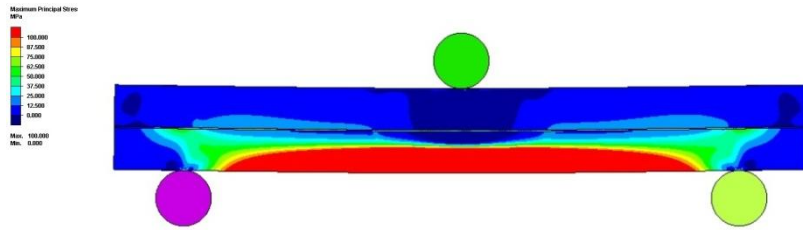


Resim 136: I-T grubunda BD testinde gözlenen stres dağılımları



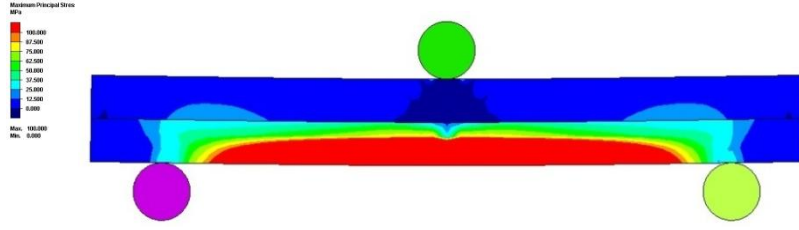
Resim 137: I-P grubunda BD testinde gözlenen stres dağılımları

V-HP grubunda üstyapı seramiğinin düşük elastiklik modülüne sahip olması nedeniyle çift tabakalı zirkonya-seramik kombinasyonu daha fazla esneme göstermiştir. Arayüzey boyunca stres oluşumu görülmektedir (Resim 138).

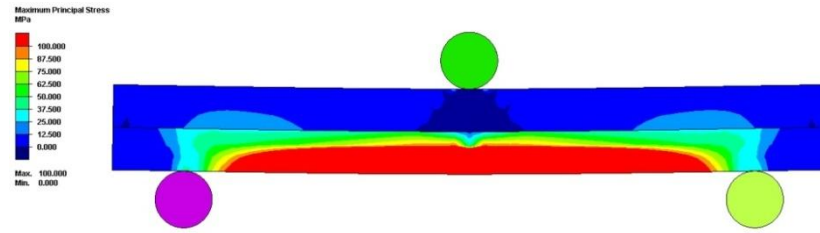


Resim 138: V-HP grubunda BD testinde gözlenen stres dağılımları

V-T ve V-P gruplarında seramiğin düşük mekanik özelliği nedeniyle von Mises streslerinin zirkonya içinde ve kuvvetin uygulandığı yüzeyde yoğunlaştığı görülmektedir (Resim 139 ve 140).



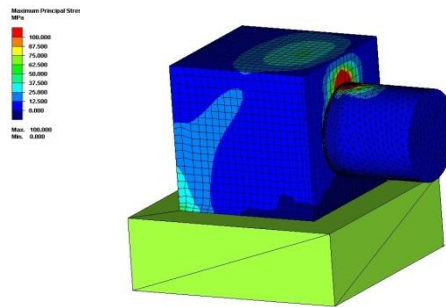
Resim 139: V-T grubunda BD testinde gözlenen stres dağılımları



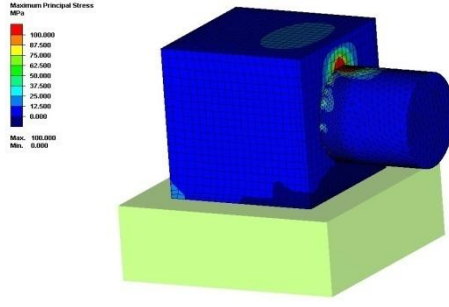
Resim 140: V-P grubunda BD testinde gözlenen stres dağılımları

3.6.3 MAKASLAMA BAĞ DAYANIM TESTİ STRES DAĞILIMLARI:

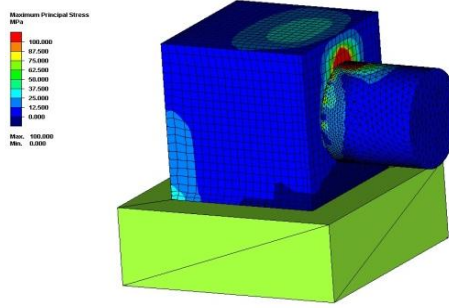
I-HP grubunda üstyapı seramiğinin sertliği nedeniyle von Mises streslerinin arayüzeyde biriktiği görülmektedir (Resim 141). I-T ve I-P gruplarında düşük MBD değerleri nedeniyle von Mises streslerinin arayüzeyin yanı sıra seramik içine de yayıldığı görülmektedir (Resim 142 ve 143).



Resim 141: I-HP grubunda MBD testinde gözlenen stres dağılımları

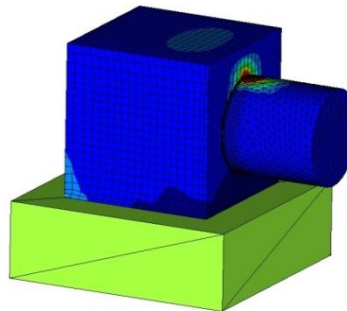


Resim 142: I-T grubunda MBD testinde gözlenen stres dağılımları



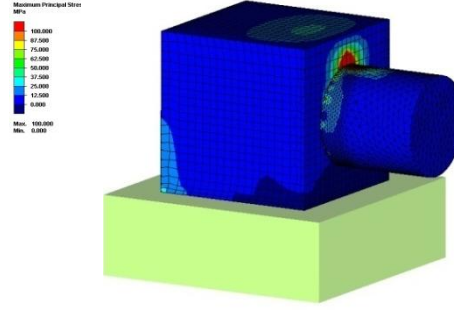
Resim 143: I-P grubunda MBD testinde gözlenen stres dağılımları

V-HP grubunda arayüzey ve seramik içinde az miktarda stres biriktiği görülmektedir (Resim 144).

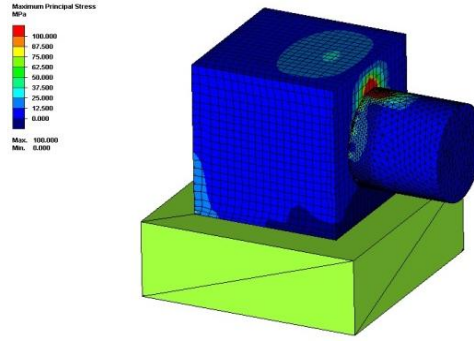


Resim 144: V-HP grubunda MBD testinde gözlenen stres dağılımları

V-T ve V-P gruplarında göreceli yüksek MBD değerleri nedeniyle streslerin arayüzeyde ve çok az da seramik içinde biriktiği görülmektedir (Resim 145 ve 146).



Resim 145: I-T grubunda MBD testinde gözlenen stres dağılımları



Resim 146: I-P grubunda MBD testinde gözlenen stres dağılımları

BÖLÜM IV

TARTIŞMA

Tam seramik sistemlerin klinik kullanımları gün geçtikçe artmaktadır; bunun nedeni hastaların artan estetik beklentilerinin yanı sıra, tam seramik restorasyonların metal altyapılı restorasyonlara göre mükemmel estetik ve üstün biyouyumluluk özelliklerine sahip olmasıdır (80, 179). Fakat seramik materyali, gevrek yapısı nedeniyle kırılmaya eğilimlidir ve bu nedenle özellikle posterior bölgede metal altyapı veya yüksek dayanımlı seramik altyapı ile desteklenmelidir (119). Estetiğin önemli olduğu olgularda, hafif ışık geçirgenliği ve dişetinden metal yansımasının önlenmesi gibi avantajları nedeniyle zirkonya altyapılar tercih edilebilir. Fakat tüm bu olumlu özelliklerinin yanı sıra, zirkonya destekli restorasyonlarda yorulma sonucu görülen başarısızlık oranının, metal-seramik restorasyonlardan daha yüksek bulunduğu literatürde yer almaktadır (137). Bunun nedeni, üstyapı seramiği uygulanan zirkonya destekli restorasyonlarda oksit tabakasının oluşmaması olabilir.

Zirkonya destekli restorasyonlarda en sık görülen klinik başarısızlıklardan birisi, üstyapı seramiğinin altyapıdan tabaka halinde (delaminasyon) veya kırılarak ayrılması (chipping) olarak belirtilmiştir (121). Fonksiyonun (aproksimal kontakt veya tüberkül tepesi kırığı varlığında) veya estetiğin etkilendiği olgularda, restorasyonun tekrarlanması gerekeceği için klinik başarı olumsuz etkilenir. Bu teknik komplikasyonun, % 8-25 oranlarında görüldüğü birçok çalışmada belirtilmiştir (120, 124, 156). Schmitt ve ark. (131) Lava altyapılı restorasyonlarda 3 yıl sonundaki üstyapı kırılma oranlarını % 11, Sailer ve ark. (125) Cercon altyapılı

restorasyonlarda 3 yıl klinik takip sonundaki üstyapı kırılma oranlarını % 25 olarak bildirmişlerdir.

Üstyapı seramiğinin altyapıdan kırılarak ayrılması başarısızlığında genellikle rol oynayan 2 faktör vardır. Bunlardan ilki altyapı ve üstyapı materyalleri arasındaki arayüz bağlantısıdır. Diğeri ise altyapı ve üstyapı seramiklerinin fiziksel özelliklerinin uyumsuz olmasıdır (178).

Zirkonya altyapı ve üstyapı porseleninin bağ dayanımı, restorasyonun uzun ömürlülüğünü ve klinik güvenilirliğini etkilemektedir (112, 180). Bağ dayanımı düşük olduğunda, üstyapı seramiğinin altyapıdan ayrılması kaçınılmazdır (4, 125). Zayıf arayüzey bağlantısı sonucu mekanik testlerde görülen katastrofik başarısızlık, seramiğin dış yüzeyinden başlar, altyapıya doğru ilerler ve zirkonyanın tokluğu nedeniyle altyapı/üstyapı arayüzeyinde yön değiştirir. Restorasyon performansının en iyi olması için, altyapı/üstyapı arayüzey bağ dayanımı özellikle fonksiyonel kuvvetler altında yeterli olmalıdır (28, 144).

Zirkonya altyapı ve üstyapı seramiği arasındaki bağlanma mekanizması tam olarak bilinmemesine rağmen, bağ dayanımını etkileyen birçok faktör vardır. Bunlar; altyapı tasarımı, üstyapı uygulama yöntemleri, altyapı ve üstyapı seramiğinin ısıl genişleme katsayılarının uyumu, altyapı ve üstyapı materyallerinin kimyasal uyumu, altyapının seramik tarafından ıslatılabilirliği, seramik içi defektlerin olup olmaması, altyapı ve üstyapı kalınlığı, artık stresler ve materyallerin mekanik özellikleridir (82, 122).

Altyapı ve üstyapı seramiklerinin fiziksel özelliklerinden olan termal genişleme katsayılarının uyumlu olmadığı durumlarda, üstyapı porseleninin fırınlanma ve soğutulma işlemleri sırasında porselen ve bağlanma yüzeyi arasında sıcaklık

değişimleri görülür (38, 178). Bu değişimler sonucunda ortaya çıkan artık stresler, arayüzey özelliğini değiştirebilir. Hatta üstyapı seramiği içindeki silika, stabilize edici katkı maddesini (yttria) çözebilir, bunun sonucunda zirkonyanın faz dönüşümü tetiklenebilir ve gren sınırlarının bozulması sonucu yüzeyde porselen kırılması görülebilir (37).

Saito ve ark. (126), zirkonya altyapı (Katana system, Noritake Dental SupplyCo, Ltd, Miyoshi, Japonya) ile farklı üstyapı porselenleri [(Cerabien ZR, Noritake Dental Supply Co, Ltd), (Cercon ceramkiss, DeguDent GmbH), (IPS e.max Ceram, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), (Vintage ZR, Shofu, Inc,Kyoto, Japonya), (VITA VM 9, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya)] arasındaki bağlanma dayanımı araştırdıkları çalışmada, zirkonya altyapı ile üstyapı seramiği arasındaki termal genleşme katsayıları arasındaki farkın makaslama bağ dayanım değerlerini etkilediğini belirtmiştir. Bağ dayanımının yüksek olması için, üretici firmaların önerdiği zirkonya altyapı-üstyapı seramik sistemlerinin kullanılması gerektiğini vurgulamışlardır.

Altyapı ve üstyapı arayüzeyinin devamlılığı; kimyasal bağlanma, mekanik kilitleme ve materyallerin termal genleşme katsayısı uyumsuzluğu nedeniyle bağlantı yüzeyinde ortaya çıkan streslere bağlıdır (53). Seramikler gerilme karşısında hassas oldukları için, metal seramik sistemlerde olduğu gibi hafif baskı stresleri tercih edilmektedir. Bu nedenle üstyapı materyali, altyapı seramiğinden daha düşük termal genleşme katsayısına (CTE) sahip olmalıdır (13). Zirkonya materyalleri 9-11 $\mu\text{m}/\text{mK}$ CTE değerine sahip iken, üstyapı seramiklerinin CTE değeri içerik değişimlerdeki farklılıklara bağlı olarak 7-13 $\mu\text{m}/\text{mK}$ arasındadır. Üstyapı seramiğinde oluşan gerilmelerin en aza indirilmesi için, üstyapı seramiğinin CTE değeri altyapı ile eşit veya altyapıdan hafif düşük ($0.5 \times 10^{-6}\text{K}^{-1}$) olmalıdır (153).

Üstyapı hazırlama yöntemleri, kullanılan seramiğin özelliklerini ve tekniğin hassasiyetini belirlediği için porselen kırılma komplikasyonu üzerinde potansiyel etkiye sahiptir (72). Geleneksel üstyapı hazırlama yöntemi olan tabakalama tekniğinin başarısında çeşitli faktörler rol oynadığı için, tabakalama tekniği birçok çalışmada hassas bir yöntem olarak belirtilmektedir (17, 45, 142). Porselen tabakasının homojen olmaması başlangıç ve ilerleyen kırıklara neden olabilirken, üstyapı seramiğindeki kirlilikler ve poröziteler katastrofik başarısızlıklara yol açabilir. Ayrıca gerilme ve makaslama stresleri karşısında ilave çatlaklar meydana gelerek ilerleyebilir (41). Tabakalama tekniği seramiğin bireysel işlenmesi ile gerçekleştiği için, teknisyenin tecrübesi, fırınlanma sayısı, fırınlanma ve soğutma süreleri gibi değişkenlerden etkilenebilir (61, 142, 161). Özellikle termal genişleme katsayıları uyumlu olmayan altyapı ve üstyapı materyalleri kullanıldığında, seramiğin birden fazla fırınlanması ve soğutulması sırasında oluşan büzölmeler nedeniyle altyapıda distorsiyon ve restorasyonun marjinal uyumunda azalma görülebilir (45). Tabakalama tekniğine alternatif olarak geliştirilen ısı-basınç ile şekillendirme tekniğinde ise, mum modelaj ile şekillendirilen diş formu tek seferde elde edilebildiği için üretim hızlı ve kolay olarak tanımlanır. Ayrıca restorasyonun marjinal uyumunun daha iyi olduğu belirtilmektedir (45, 68). Tabakalama yöntemindeki teknisyen ve fırınlanma faktörleri ortadan kaldırıldığı için ısı-basınç ile şekillendirme yönteminin daha kontrollü olduğu belirtilmesine rağmen (17), döküm materyalinin kontraksiyonu sonucu restorasyonun etkilenmesi, revetman hazırlama ve döküm işlemleri sırasındaki hassasiyet ve restorasyonun revetmandan ayrılması sırasındaki kumlama aşaması yöntemin başarılı olmasında etkili rol oynar.

Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sisteminin diş hekimliğinde tanıtılması ile birlikte zaman kavramı, diş hekimleri, diş

teknisyenleri ve hastalar tarafından daha da önemli hale gelmiştir. CAD/CAM sistemi ile restorasyonun üretimi sırasında gereken laboratuvar aşamalarının sayısı azaldığı için, hasta başında gerçekleşen tek seans uygulamalar ile hastalar aynı gün restorasyonlarına kavuşabilmektedir. Ayrıca restorasyonun başarısında rol oynayan ve laboratuvar aşamaları sırasında teknisyen veya üretim kaynaklı oluşabilecek hatalar engellenmektedir (104, 139). CAD/CAM sisteminin diğer bir avantajı ise; dayanımı daha yüksek olan homojen bloklar kullanıldığı için porözite ve hata içermeyen restorasyonların üretimine izin vermesidir (104). Ayrıca CAD/CAM sistemi, geliştirilen hızlı prototipleme yöntemi ile altyapı üretiminin yanı sıra üstyapı üretiminde de yer almaktadır. Bu yöntemin konvansiyonel yöntem olan tabakalama ve ısı-basınç ile şekillendirme yöntemlerinden farkı; zirkonya altyapı ve üstyapı seramiğinin aynı anda dijital ortam üzerinde tasarlanması ve bu sistem için geliştirilen standardize bloklar kullanılarak CAD/CAM sistemi ile kazıma ünitesinde elde edilmesidir (17, 174). Böylece üstyapı seramiğinin fırınlanma sıcaklığı ve süresi, soğuma hızı, seramiğin işlenmesi sırasında olası poröziteler, teknisyen becerisi, fırınlama sırasında oluşabilecek büzülme ve artık stresler gibi bağ dayanımının azalmasına neden olabilen etkenler ortadan kaldırılır (17, 174).

Zirkonya altyapı ile üstyapı seramiği arasındaki bağlanma dayanımı, üstyapı hazırlama yöntemlerinin yanı sıra üstyapı seramiklerinin kimyasal ve mekanik özelliklerinden de etkilenir. Örneğin ısı-basınç tekniği ile hazırlanan üstyapı seramikleri, daha düşük oranda potasyum ve sodyum iyonu içermeleri nedeniyle daha fazla cam matris bulundurur ve kristalizasyon özellikleri daha azdır (2, 22). Ayrıca üstyapı seramiğinin uygulanması sırasında ortamda bulunan sıvı veya sıcaklık değişimleri, artık streslerin oluşmasına neden olarak zirkonyada tetragonal grenlerin destabilizasyonuna veya düşük sıcaklık bozulmasına yol açabilir ve bunun

sonucunda arayüzey bağ dayanımı azalabilir. Bu sorunların giderilmesi için, CAD/CAM sisteminin gelişimi ile birlikte seramik materyali, hazır bloklar şeklinde üretilmektedir (152).

Materyallerin üretim teknikleri, benzer içeriklerde olsalar dahi seramiklerin mekanik özelliklerini etkileyebilir. Örneğin CAD/CAM sistemi için geliştirilen cam infiltre zirkonya ile güçlendirilmiş seramikler, basınç altında sıkıştırılarak daha yoğun yapıda üretildikleri için daha az porözite içermektedir. Bu nedenle “slip-casting” tekniğine göre daha iyi mekanik özelliklere sahiptir (37).

Zirkonya altyapılar ile kullanılan üstyapı seramikleri öncelikle cam seramiklerdir ve benzer içeriklere sahip farklı çeşitleri olmasına rağmen mikro-yapısal düzeyde farklılık gösterirler. Zirkonya destekli restorasyonlarda üstyapı seramikleri olarak, lösit veya lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler ve nano-flouroapatit esaslı cam seramikler kullanılır. Üstyapı seramiklerinde yer alan orijinal cam içeriğinin yanı sıra, kristal fazın boyutu, dağılımı ve morfolojisi seramiklerin mekanik özellikleri üzerinde etkili olabilir (18, 23).

Çalışmamızda günümüzde oldukça geniş kullanım alanı bulan zirkonya altyapılı restorasyonlarda kullanılabilen farklı üstyapı hazırlama yöntemlerinin, altyapı ile üstyapı seramiklerinin bağlanma dayanımı üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Bu nedenle çalışmamızda, CAD/CAM sistemi ile hazırlanabilen zirkonya altyapılar üzerine klinikte sıklıkla kullanılan geleneksel üstyapı hazırlama yöntemlerinden olan tabakalama ve ısı-basınç ile şekillendirme tekniklerinin yanı sıra henüz literatürde az yer bulmuş olan hızlı prototipleme yöntemi kullanılarak farklı üretici firmalara ait üstyapı porseleni ve zirkonya altyapı sistemleri *in vitro* olarak karşılaştırılmış ve bağ dayanımı açısından değerlendirilmiştir. Böylece çalışmada yer alan zirkonya altyapı-

üstyapı kombinasyonlarından hangisinin daha yüksek bağlanma dayanımı göstererek üstyapının altyapıdan kırılarak ayrılma (chipping) komplikasyonunu azaltabileceği öngörülebilecektir. Ayrıca elde edilen sonuçların klinik uygulamalara ışık tutması amaçlanmaktadır.

Çalışmamızda termal genleşme katsayı uyumsuzluklarının artık stres oluşturmaları sonucu bağ dayanımı üzerine olan olumsuz etkisinin ortadan kaldırılması için, her üretici firmanın önerileri doğrultusunda, her sistemin kendine ait olan CAD/CAM ile hazırlanabilen zirkonya materyali ve çalışmada kullandığımız tabakalama, ısı-basınç ile şekillendirme ve hızlı prototipleme gibi farklı üstyapı hazırlama yöntemleri için önerilen üstyapı seramikleri tercih edilmiştir. Böylece benzer kimyasal ve mekanik yapıda olan altyapı-üstyapı materyalleri kullanıldığı için seramiğin ıslatabilme özelliği etkilenmemiş ve güvenilir bir bağlanma sağlanmıştır (6). Bu amaçla, I grubunda zirkonya altyapı üzerine (IPS e.max ZirCAD, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) tabakalama (T) tekniği için nano-florapatit esaslı seramik (IPS e.max Ceram, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein), ısı-basınç ile şekillendirme (P) tekniği için florapatit esaslı seramik (IPS e.max ZirPress, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) ve hızlı prototipleme (HP) tekniği için lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik (IPS e.max CAD, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanılırken, V grubunda ise zirkonya altyapı üzerine (In-Ceram YZ, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), tabakalama (T) tekniği için feldspatik esaslı seramik (Vita VM9, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), ısı-basınç ile şekillendirme (P) tekniği için feldspatik esaslı seramik (Vita PM9, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ve hızlı prototipleme (HP) tekniği için feldspatik esaslı seramik (Vita Mark II, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) uygulanmıştır.

Her ne kadar tam seramik restorasyonların klinik başarısı; oklüzyonda erken temaslar ve restorasyonun geometrisi gibi hastaya bağlı birçok faktörden etkilense de (174), klinik çalışmalarda çiğneme kuvveti, tükürük kalitesi ve sekonder çürük gibi parametrelerin standardize edilmesi imkansızdır (11). Ayrıca *in vivo* çalışmaların, yeni materyal ve teknolojilerin hızlı gelişimine ayak uydurması çok zordur. Bu nedenle gelişen materyal ve teknolojilerin ilk sonuçlarını ve başarılarında rol oynayan mekanik etkenleri araştıran *in vitro* çalışmalar, materyallerin performansları hakkında bilgi vererek klinik çalışmalara ışık tutar.

In vitro olarak gerçekleştirilen çalışmalarda, tek ve/veya çift tabakalı örneklerin altyapı-üstyapı tabakaları arasındaki bağlanma kuvvetinin ölçülmesinde farklı test yöntemleri kullanılmaktadır. Bunlar; 3-nokta eğme testi (düzensiz merkezi stres birikimi), 4-nokta eğme testi (düzenli merkezi stres birikimi), biaksiyel eğme testi (önceki 2 teste göre azalan kenar başarısızlığı), mikrogerilme (metal-seramik veya seramik-seramik yapılar için uygun değildir), makaslama (çatlak başlangıcının değişken lokalizasyonu ile ilgilidir) ve arayüz kırılma sertlik testleridir (11).

ISO standartlarına göre, metal alaşım ve üstyapı seramiği arasındaki bağlantı en az 25 MPa olmalıdır (71). Fakat yeni geliştirilen tam-seramik altyapı ve üstyapı materyallerin bağ dayanımı hakkındaki verilerin yetersiz olması nedeniyle, çift tabakalı tam-seramik sistemlerde altyapı-üstyapı adezyonunun değerlendirilmesi için tercih edilen kesin bir test yöntemi yoktur (2, 20).

Dayanım değerlerinin; farklı mekanik testlerde kullanılan örnek geometrisi, yükleme koşulları, materyallerin kalınlığı ve elastiklik modülü gibi değişkenlerden etkilenebileceği belirtilmiştir (116). Farklı mekanik testlerin ele alındığı

çalışmalarda, farklı örnek geometrileri ile uygulanan mekanik testlerin, bağ dayanım değerlerini etkilediği belirtilmiştir (42, 116).

Öncelikle estetik nedenlerle kullanılan üstyapı seramiği, köprü üzerindeki stres dağılımını direkt olarak etkiler ve çatlak başlangıcına neden olabilecek kritik hatalar barındırabilir. Bu nedenle üstyapı seramiği, tam seramik köprülerin mekanik dayanımları üzerinde önemli etkiye sahiptir. Ayrıca kullanıldığı altyapı ile ısıl genleşme katsayısı uyumlu olmayan üstyapı materyali, termal stres oluşumuna neden olur ve altyapı-üstyapı arayüzey bağ dayanımını etkiler. Bu faktörlerin bağ dayanımı üzerine olan etkilerinin araştırılması için, örnekler çift tabakalı hazırlanmalı ve altyapı-üstyapı kombinasyonunun kuvvetler karşısındaki ortak mekanik davranışları araştırılmalıdır. Birbirinden bağımsız olarak tek tabaka şeklinde hazırlanan altyapı veya üstyapı seramiklerinin kuvvet karşısında elde edilen bireysel davranışları, seramiklerin birbiriyle olan uyumları hakkında fikir vermemektedir (144).

Farklı iki malzemededen oluşan çift tabakalı tam-seramik örnekler, kron-köprü formunda hazırlanabileceği gibi, mekanik test yöntemlerine uygun farklı geometrik şekillerde de üretilebilir. Kron-köprü formundaki örneklerin esas avantajları gerçek proteze benzer geometride olmaları iken, en büyük dezavantajları örneklerin tekrar edilebilir ölçülerde hazırlanmasının zor olması (örneğin tabaka kalınlığı) ve oluşturulan hipotez doğrultusunda stres dağılımlarının değerlendirilmesi için sonlu elemanlar analiz testinin gereksinimidir (144).

Üstyapı seramiğinin içsel dayanımının düşük olması, yüksek dayanımlı altyapıya rağmen iki tabakalı restorasyonların başarısı üzerinde etkilidir. Çünkü çift tabakalı örneklerin bükülme dayanımı, altyapı üzerine uygulanan üstyapı seramiğinin stresler karşısındaki direncine bağlıdır. Aksi taktirde çok düşük fonksiyonel

kuvvetler altında bile üstyapı seramiğinde kırılma ve delaminasyon sorunları daha fazla beklenir. Ayrıca üstyapı materyallerinin altyapı materyallerine göre daha zayıf olması nedeniyle başarısızlıklar, üstyapı seramiğine ek olarak altyapı ve üstyapı arayüzeyinde görülebilir (1).

Metal-seramik sistemlerde ortaya çıkan aşırı stresler, metal alaşımının plastik akışkanlığı gibi ısıl sünme özelliği sayesinde kompanse edilir (50). Fakat tam seramik sistemlerde seramik altyapı rijit olduğu için, seramiğin soğuması sırasında termal uyumsuzluk nedeniyle ortaya çıkan stresler dağıtılamaz. Böylece üstyapı tabakası içinde oluşan yıkıcı stres, tam seramik sistemlerde daha fazla olabilir. Bu sorunun önlenmesi ve restorasyonun uzun dönem başarısı için özellikle tam seramik sistemlerde, yüksek dayanıklılıkta üstyapı materyali kullanılmalıdır (51).

Dental seramiklerin dayanımının test edilmesi için kullanılan standart test yöntemi, 3-nokta eğme testidir. Bu test yönteminin tek sorunu, örneklerin bitim kenarları boyunca görülen hatalar nedeniyle yöntemin hassas olmasıdır (181). Çalışmamızda kırılma testi sonucunda elde edilen dayanım değerleri üzerinde üstyapı seramiğinin bükülme dayanımının etkisi olup olmadığını araştırmak ve kırılma başlangıcının tespit edilebilmesi için 3-nokta eğme testi yardımcı test olarak kullanılmıştır.

Literatürde en fazla kullanılan bağ dayanım testi olan makaslama bağ dayanım testi, bağlanma yüzeyinde homojen olmayan stres dağılımlarının gelişmesi nedeniyle eleştirilmektedir. Ayrıca bağlayıcının elastiklik modülü makaslama dayanım test sonuçlarını etkileyebilir. Elastiklik modülünün artması, streslerin daha uniform stres dağılımına neden olur ve kuvvet uygulandığı noktada stres konsantrasyonu engellenir

(35, 83). Makaslama testinin gerçekleştirilmesi goreceli olarak kolaydır ve materyallerin performans tahmininde kullanılışlıdır.

Makaslama streslerinin, çiğneme kuvvetlerinin yön benzerliği nedeniyle klinik ile daha ilişkili olduğu belirtilmiştir ve bükölme veya çekme yüklemelerine göre daha stabil olduğu düşünölmektedir (128). Makaslama testinde yüksek bağ dayanım değerleri gösteren restorasyonların, çiğneme kuvvetleri karşısında daha yüksek başarı oranı göstereceği düşünölmektedir (48). Çalışmamızda kırılma testi sonucunda elde edilen dayanım değerleri üzerinde arayüzey bağlantısının etkisinin olup olmadığının incelenmesi için makaslama bağ dayanım testi yardımcı test olarak kullanılmıştır.

Bağ dayanım testleri yorumlanırken altyapı ve üstyapının bağlanması, ısıl genleşme katsayısı ve soğuma hızı ile örneğin geometrisi gibi 3 faktörün değerlendirilmesi gerektiği belirtilmiştir (60). Metal destekli restorasyonlarda arayüzey bağlanması, metal oksit oluşumu ve iyonların difüzyonu nedeniyle mekanik kilitleme ve kimyasal bağlanma sayesinde gerçekleşirken (134), zirkonya altyapılı restorasyonlarda elde edilen bağlanma mekanizması net değildir. Yapılan araştırmalar doğrultusunda zirkonyanın üstyapı seramiği tarafından ıslatılabilirliğinin önemli rol oynadığı düşünölmektedir. Ayrıca Al_2O_3 ile gerçekleştirilen kumlama sonucunda bağ dayanımının etkilenmediği belirtilmiştir. Çalışmamızda üretici firmaların önerileri doğrultusunda hazırlanan zirkonya altyapı ve üstyapı seramik gruplarında, bazı üstyapı hazırlama yöntemlerinde önerilen astar materyali uygulaması haricinde hiçbir yüzey işlemleri uygulanmamıştır.

Yapılan literatür taramasında zirkonya altyapı ve üstyapı seramiklerinin bağ dayanımlarının, kırılma, 3-nokta eğme veya makaslama dayanım testlerinden sadece biri kullanılarak araştırıldığı görölmüştür. Ayrıca zirkonya altyapı ile hızlı

prototipleme yöntemiyle hazırlanan üstyapı seramiğin bağ dayanımının, makaslama ve 3-nokta eğme testleri ile değerlendirildiği herhangi bir çalışmaya rastlanılmamış; kırılma dayanım değerlerinin araştırıldığı çalışmaların ise yetersiz olduğu saptanmıştır. Bu nedenle çalışmamızda, CAD/CAM sistemi ile hazırlanan zirkonya altyapı ile tabakalama, ısı-basınç ile şekillendirme ve hızlı prototipleme yöntemleri ile hazırlanan üstyapı seramiğinin kırılma dayanım değerleri (KD), üstyapı seramiğinin bükülme dayanımının etkisini araştırmak amacıyla 3-nokta eğme testi (BD) ve arayüzey bağ dayanımının etkisinin değerlendirilmesi için makaslama bağ dayanım testi (MBD) ile desteklenerek her 3 mekanik test yöntemi kullanılmıştır.

Mekanik testler sonucunda oluşan seramik başarısızlıkları, fraktografik yöntemler ile tanımlanabilir. Başarısızlıklar, çoğu durumda materyal içi hatalardan, marjinal kenar veya okluzal yüzeydeki defektlerden kaynaklanabilir (79). Ayrıca farklı materyallerden oluşan çift tabakalı örneklerde, çatlak oluşma yerinin ve kırılma mekanizmasının anlaşılması için çatlak ilerleme hattının gözlenmesi önemlidir. Mekanik testler sırasında gerçekleşen kırılma, kritik stres değerine ulaşıldığında anlık olarak meydana geldiği için, bu kırılma zamanının takip edilmesi imkansızdır. Bu sorunun üstesinden gelmenin tek yolu, sonlu elemanlar analiz yöntemi ile çift tabakalı restorasyonların mekanik kuvvetler karşısındaki davranışını taklit etmektir. Böylece mekanik yüklemeler sırasında dental restorasyonlarda oluşan stres dağılımının analizi kolaylaşmaktadır (70, 84, 89). Fakat kırılma paternleri; preparasyon açısı, kenar bitim tasarımı, içsel uyum, siman kalınlığı ve okluzal değişikliklere bağlı yük dağılımı gibi klinik nedenlerden etkilenebilir (123).

Stres dağılımlarının bağlanma arayüzeyi boyunca her zaman uniform olmaması nedeniyle bağlanma kalitesinin, sadece dayanım değerlerinin sayısal verileri ile değerlendirilmemesi gerektiği belirtilmiştir (116, 168). Bu nedenle kırık yüzeylerin

fraktografik analizi ve kırık tiplerinin değerlendirilmesi, materyallerin kuvvetler altındaki klinik performansları hakkında önemli bilgiler sağlayabilir (34, 38). Ayrıca sonlu elemanlar analiz testi ile kırılmada etkili olduğu düşünülen maksimum stres gözlemlenirken, klinik uygulamada kuvvetler altında oluşan stres dağılımlarının değerlendirilmesine yardımcı olunur (34, 84). *In vitro* çalışmalarda elde edilen bulguların sonlu elemanlar analiz testi ile desteklenmesinin, üstyapı seramiğinin kırılma dayanımı üzerindeki etkisinin değerlendirilmesinde etkili olduğu belirtilmiştir (132).

Çalışmamızda kullandığımız *in vitro* yöntemler olan KD, BD ve MBD testlerinde oluşturulan yükleme koşulları taklit edilerek materyal üzerinde oluşan stres dağılımlarının gözlenmesi amacıyla sonlu elemanlar analiz modellemesi gerçekleştirilmiştir. Böylece kullanılan materyallerin kuvvetler karşısındaki performanslarının değerlendirilmesi ve elde edilen sonuçların kliniğe ışık tutması amaçlanmaktadır. Ayrıca mekanik testler sonucunda oluşan kırılma paternleri fraktografik analiz yöntemi ile incelenerek, materyalin kuvvetler karşısındaki davranışları anlaşılmasına çalışılmıştır.

Zirkonya altyapının anatomik formda tasarlanması, üstyapı seramiğini desteklediği ve seramiğin her yerde eşit kalınlıkta hazırlanabilmesini sağladığı için teorik olarak üstyapı porseleni kırığı görülme insidansını önemli oranda azaltabilir ve bağ dayanımını olumlu olarak etkiler. Rosentrit ve ark (123), anatomik formda tasarlanan zirkonya tüberkülleri ile üstyapı seramiğinin desteklediği çalışmalarında, anatomik formlu altyapı tasarımı ile porselen kırılma oranının yanı sıra porselen kırılma alanının da azaldığını belirtmişlerdir. Yüksek dayanımlı altyapı, zayıf üstyapı porselenini destekleyerek çatlak ilerlemesini engeller (87). Üstyapı seramiğinin yüksek dayanım ve kırılma tokluğu özellikleri ile seramiğin altyapıdan kırılarak

ayrılma (chipping) komplikasyonunun azalabileceği fakat altyapı desteğinin artması ile bu sorunun etkili bir şekilde engellenebileceği belirtilmiştir (123). Bu nedenle çalışmamızda, farklı yöntemlerle hazırlanan üstyapı seramiklerinin kuvvetler karşısındaki performanslarının doğru olarak değerlendirilebilmesi için, tabakalama ve ısı-basınç ile şekillendirme yöntemlerinin kullanıldığı alt gruplarda üstyapı seramiğinin her yüzeyde 1 mm olmak üzere eşit kalınlıkta olmasını sağlayan anatomik formlu zirkonya altyapılar tercih edilmiştir.

Eisenburger ve ark (45), 1.2 mm chamfer basamağa sahip santral keser diş üzerinden döküm yöntemi ile elde ettikleri CoCrMo alaşımı güdüklü CAD/CAM sisteminde taramış ve basamak porseleni içeren veya içermeyen restorasyon tasarımı gerçekleştirmişlerdir. Kazıma cihazında elde ettikleri zirkonya altyapı (IPS e.max ZirCAD, IvoclarVivadent) üzerine astar materyali uygulandıktan sonra (ZirLiner, IvoclarVivadent) konvansiyonel ve basamak porseleni uygulanan gruplara ait tabakalama (IPS e.max Ceram, IvoclarVivadent) ve ısı-basınç ile şekillendirme (IPS e.max ZirPress, IvoclarVivadent) tekniklerini kullanarak üstyapılar hazırlanmıştır. Cam iyonomer siman ile metal güdükler üzerine simante edilen restorasyonlar, 35° eğim ile yerleştirilerek kırılma testine tabi tutulmuştur. İlk yüklemde altyapıda kırılma meydana gelen örneklerde “başlangıç kırılma” değerleri, porselen kırığı oluşturduktan sonra altyapının kırılması sonucunda elde edilen değerler ise “final kırılma” değerleri olarak kaydedilmiştir. Başlangıç ve final kırılma değerleri sırasıyla, geleneksel tabakalama grubunda 919±265 N ve 817±286 N olarak kaydedilirken, ısı-basınç altında şekillendirme grubunda 798±226 N ve 781±226 N olarak görülmüştür. Basamak porselenin uygulandığı grupta ise tabakalama yönteminde 739±184 N ve 707±133 N değerleri bulunurken, ısı-basınç ile şekillendirme yönteminde 734±209 N ve 680±200 N değerlerinin elde edildiği

belirtilmiştir. Konvansiyonel ve basamak porseleni uygulanan tasarımlarda tabakalama grubunun ısı-basınç altında şekillendirme yöntemine göre daha üstün sonuçlar göstermesine rağmen, oluşturan 4 alt grupta elde edilen kırılma dayanım değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı belirtilmiştir. Bunun sonucunda konvansiyonel ve basamak porseleni uygulanan altyapı tasarımlarının ve üstyapı hazırlama yöntemlerinin kırılma dayanımı üzerinde etkili olmadığı sonucu çıkartılmıştır. Çalışmamızda I-T grubunun ($4322,62 \pm 462,05$ N) I-P grubuna ($2506,60 \pm 593,72$ N) göre yüksek kırılma dayanımı göstermesi, aynı altyapı-üstyapı eşleşmesi kullanılan ve benzer koşullarda kırılma dayanımı gerçekleştirilen çalışma ile uyumludur. Çalışmamızda kullandığımız örneklerin molar diş formunda olması ve anatomik formlu altyapı içermesi nedeniyle daha yüksek kırılma dayanım değerleri elde ettiğimizi düşünmekteyiz.

Stawarczyk ve ark. (142) çalışmalarında, 1 mm chamfer basamaklı kanin diş preparasyonuna sahip metal güdüğün dijital ölçüsünün (3Shape D 250, Wieland Dental) alınmasının ardından zirkonya altyapılar (ZENO TEC Wieland Dental, Pforzheim, Almanya) kazıma işlemi ile (ZENO 4030 M1) elde edilmiştir. Hazırlanan altyapılar üzerine farklı üretici firmalara ait tabakalama [(VM9, VITA Zahnfabrik) (IPS e.max Ceram, Ivoclar Vivadent)] ve ısı-basınç ile şekillendirme [(PM9, VITA Zahnfabrik) (IPS e.max ZirPress, Ivoclar Vivadent)] teknikleriyle üstyapılar hazırlanmıştır. Voss test düzeneğinde elde edilen kırılma testi sonuçlarına göre, tabakalama ile üstyapıları hazırlanan grupta VM9 (1078 ± 175 N) grubu IPS e.max Ceram (894 ± 160 N) grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek ($p < 0.05$) değerler gösterirken, ısı-basınç ile şekillendirme tekniğinin kullanıldığı grupta ise IPS e.max ZirPress (1514 ± 332 N) grubu, PM9 grubuna göre (1092 ± 241 N) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek değerler göstermiştir. Aynı firmaya

ait üstyapı seramikleri değerlendirildiğinde ise; IPS e.max ZirPress (1514±332 N) grubu IPS e.max Ceram (894±160N) grubuna göre daha yüksek dayanım değerleri gösterirken, VM9 (1078±175 N) ve PM9 (1092±241 N) grupları arasında anlamlı fark olmadığı belirtilmiştir. IPS e.max ZirPress grubunda elde edilen en yüksek kırılma dayanım değerlerinin nedeni, üstyapı seramiğinin yüksek CTE değeri olarak gösterilmiştir. Çalışmamızda KD testi sonrası elde edilen veriler doğrultusunda, V-T grubunun (6102,10±1519,802 N) I-T grubuna (4322,62±462,05) göre istatistiksel olarak anlamlı oranda yüksek olması çalışma (144) ile uyumlu iken, V-P grubuna (4117,80±1083,553) göre I-P grubunda (2506,60±593,72) elde ettiğimiz düşük değerler çalışma sonuçlarından farklıdır. Ayrıca I-T (4322,62±462,05) grubunun I-P (2506,60±593,72) grubuna göre ve V-T (6102,10±1519,802 N) grubunun V-P (4117,80±1083,553) grubuna göre anlamlı derecede yüksek kırılma dayanım değerleri gösterdiği çalışmamızın sonuçları literatür (144) ile uyumlu değildir. Bu durum çalışmaya dahil edilen altyapı-üstyapı sistemlerinin ve test koşullarının farklı olmasıyla açıklanabilir. Çünkü farklı üretici firmalara ait altyapı ve üstyapı seramiklerinin kullanıldığı çalışmalarda, materyallerin farklı fiziksel özellik ve içerikte olma ihtimali nedeniyle bağ dayanımı değerlerinin olumsuz etkilenebileceği unutulmamalıdır. Ayrıca elde ettiğimiz kırılma dayanım değerlerinin literatüre göre daha yüksek olması, tabakalama ve ısı-basınç ile şekillendirme tekniklerinin kullanıldığı alt gruplarda anatomik formlu zirkonya altyapıların hazırlanması ve örnek şekillerinin farklı olması şeklinde açıklanabilir. Stawarczyk ve ark. (142) çalışmalarında VM9, IPS e.max Ceram ve PM9 gruplarındaki örneklerin bir kısmında seramiğin altyapıdan ayrılması (chipping) olmak üzere çoğunlukla altyapı ve üstyapıyı içeren total kırılma gözlenirken, IPS e.max ZirPress grubunda ise örneklerin hepsinde porselenin altyapıdan ayrıldığı (chipping) belirtilmiştir. Bunun

nedeni olarak ZirPress materyalinin daha düşük sıcaklıkta ve daha kısa füzyon süresinde hazırlanması gösterilmiş, böylece zirkonya altyapının stabil fazdaki tetragonal yapısının korunduğunu ve bu nedenle zirkonya içinde kırılma oluşmadan seramiğin zirkonyadan ayrıldığı açıklanmıştır. Çalışmamızda I-P grubundaki tüm örneklerde görülen seramik içinde koheziv kırık şekli ile V-T ve V-P gruplarındaki örneklerin bir kısmında gözlenen zirkonya ve seramik içinde koheziv kırılma paternleri, literatür (142) ile benzerdir. Ayrıca çalışmamızda I-P grubunda kırılmanın, seramiğin küçük parçalara ayrılması şeklinde gerçekleşmesi nedeniyle seramik yüzeyinde birçok çatlak görülmektedir. I-T grubundaki örneklerin hepsinde karşılaşılan seramiğin altyapıdan ayrılarak kırılması ise çalışma (142) ile uyumlu değildir. Kırılma paternlerindeki farklılıkların, farklı altyapı-üstyapı seramik kombinasyonlarının kullanılması nedeniyle bağ dayanımının etkilenmesi, çalışmamızda kullandığımız anatomik formlu altyapının üstyapı seramiğini desteklemesi ve zirkonya kalınlığının tüberkül tepelerinde daha fazla olması nedenleriyle gerçekleştiğini düşünmekteyiz. Ayrıca çalışmamızda tabakalama ve ısı-basınç ile şekillendirme tekniklerinin kullanıldığı gruplarda, hatalı fırınlama-soğutma gibi etkenler sonucunda oluşan artık stresler veya teknisyen/ malzeme kaynaklı seramik içinde gerçekleşen olası hatalar nedeniyle üstyapı seramiğinin dayanımının olumsuz etkilendiği ve bu hatalardan başlangıç alan çatlaklar nedeniyle genellikle seramik içinde koheziv kırılmanın görüldüğü düşünülmektedir.

Tsalouchou ve ark (161) çalışmalarında, 0.5 mm chamfer basamak şekline sahip güdüklerin dijital ölçüsü alınarak 0.5 mm kalınlığında altyapı tasarlanmış ve zirkonya altyapılar (Kavo Everest ZS) CAD/CAM sisteminde (Kavo Everest) kazıtılarak elde edilmiştir. Astar materyali (ZirLiner, IvoclarVivadent) uygulanan altyapılar üzerine, tabakalama (IPS e.max Ceram, IvoclarVivadent) ve ısı-basınç ile

şekillendirme (IPS e.max ZirPress, IvoclarVivadent) yöntemleri ile üstyapı seramiği uygulanmıştır. Örnekler, distile su ile dolu kap içinde 50.000 döngüsel yüklemeye tabi tutulmuştur. Isı basınç ile şekillendirme grubunda $2135,6 \pm 330,1$ N görülürken, tabakalama grubunda $2189,9 \pm 317,6$ N değerleri elde edilmiştir. Tabakalama grubunda elde edilen dayanım değerlerinin ısı-basınç ile şekillendirme grubuna göre yüksek olmasına rağmen, gruplar arasındaki farkın anlamlı bulunmadığı belirtilmiştir. Çalışmada (161) farklı firmalara ait altyapı-üstyapı seramiklerinin kullanılması ve mekanik test koşullarının farklı olması nedeniyle, çalışmamızda yer alan I-T grubunun ($4322,62 \pm 462,05$ N) I-P grubuna ($2506,60 \pm 593,72$ N) göre anlamlı derecede yüksek kırılma dayanım değerleri gösterdiğini belirtebiliriz. Ayrıca tabakalama ve ısı-basınç ile şekillendirme tekniklerinde anatomik formlu zirkonya altyapı kullandığımız için, çalışmamızda elde edilen değerlerin daha yüksek olduğunu düşünmekteyiz. Tsalouchou ve ark (161) çalışmalarında, KD testi sonrasında örneklerin hepsinde zirkonya altyapısının hasar görmediği seramik içinde koheziv şekilde kırılma başarısızlığın gözlemlendiği belirtilmiştir. Kırılma paternleri incelendiğinde, ZirPress grubunda çatlak başlangıcının yükleme noktasında görüldüğü ve örneklerin % 60'ında seramiğin 5 veya daha fazla parçaya ayrıldığı, % 40'ında ise seramiğin 4 veya daha az parçaya bölünerek kırıldığı belirtilmiştir. Tabakalama grubunun olduğu Ceram grubunda ise, kırıkların okluzal yüzeyin merkezinden başladığını ve aksiyel duvar ve kenarları boyunca ilerlediği gözlemlenmiştir. Örneklerin %40'ında seramiğin 6 veya daha fazla parçaya ayrıldığı, %60'ında ise 5 veya daha az parçaya bölündüğü belirtilmiştir. Farklı zirkonya altyapısının kullanıldığı çalışmamızda, I-T ve I-P gruplarındaki tüm örneklerde altyapı kırığı oluşmadan sadece seramik içinde koheziv kırık görüldüğü için elde edilen

kırılma paternleri çalışma ile uyumludur. Ayrıca I-P grubunda KD testi sırasında gözleendiği şekilde örneklerin çoğunda parçalı kırılma gerçekleşmiştir.

Lorenzoni ve ark. (91), zirkonya altyapı (IPS e.max ZirCAD) üzerine tabakalama yöntemi ile üstyapı seramiği (IPS e.max Ceram) uygulanan kron formundaki örneklerde, 0.5 mm kalınlığında standart şekilli ve bitim kenarı içeren modifiye altyapının yorulma dayanımı ve kırılma paternleri üzerindeki etkisinin araştırıldığı çalışmalarında, kırık şeklinin genellikle üstyapı seramiğinin koheziv kırılması şeklinde olduğunu ve altyapıda kırılma ile karşılaşmadıklarını belirtmişlerdir. Modifiye tasarımlı altyapı grubunda kırılmanın lingual tüberkülde meydana geldiği belirtilirken, standart tasarımlı altyapı grubunda kırılmanın mezial ve distal yönde genişlediği ve standart altyapı tasarımına göre daha geniş alanda olduğu bulunmuştur. Çalışmamızda da I-T grubundaki tüm örneklerde seramik içinde koheziv kırık şekli görüldüğü için, sonuçlar literatür ile uyumlu görünmektedir. Üstyapı seramiğinin daha çok lingual ve mezial yüzeylerden kırıldığı gözlenen çalışmamızda, örnek geometrisinin ve altyapı tasarımının kırık şekli üzerinde etkili olduğunu düşünmekteyiz.

Beuer ve ark (17) çalışmalarında, 1.2 mm chamfer basamaklı üst sağ 2. molar diş formuna sahip rezin modifiye güdükler üzerinde hazırladıkları kron formundaki restorasyonların kırılma dayanımlarını araştırmışlardır. Anatomik formda olmayan zirkonya altyapılar (IPS e.max ZirCAD, IvoclarVivadent) üzerine, bizim de çalışmamızda tercih ettiğimiz tabakalama (IPS e.max Ceram, IvoclarVivadent), ısı-basınç ile şekillendirme (IPS e.max ZirPress, IvoclarVivadent) ve hızlı prototipleme yöntemleri (IPS e.max CAD, IvoclarVivadent) ile üstyapı seramiklerini hazırlamışlardır. Kırılma testi sonucunda hızlı prototipleme yöntemi ile elde edilen değer (6265±2257 N), tabakalama (3700±1239 N) ve ısı-basınç ile şekillendirme

(3524±1181 N) tekniklerine göre istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirtilmiştir. Hızlı prototipleme yöntem grubunda elde edilen anlamlı derecedeki yüksek kırılma dayanım değerlerinin nedeni, bu yöntemde kullanılan lityum disilikat ile güçlendirilmiş üstyapı seramiğinin bükülme dayanımının yüksek olması ve hızlı prototipleme yönteminin laboratuvar aşamasında oluşabilen hataları ortadan kaldırması nedeniyle daha güvenilir olması şeklinde yorumlanmaktadır. Ayrıca ısı-basınç ile şekillendirme tekniğinin, porselen işlenmesi sırasında oluşan hatalar ve fırınlama sıcaklıkları gibi değişkenlerden etkilenen tabakalama yöntemine göre, daha kontrollü işlem basamaklarına sahip olması ve bu nedenle bu grupta daha iyi dayanım özelliklerinin görülebildiği belirtilmiştir. Fakat çalışmada tabakalama grubunda elde edilen kırılma dayanım değerleri, ısı-basınç ile şekillendirme yöntemine göre istatistiksel olarak anlamlı olmasa da daha yüksektir. Çalışmamızda ise I-HP grubu değerleri (4408,30±608,21 N) benzer nedenlerden dolayı yüksek kırılma dayanım değerleri gösterirken, anatomik formda zirkonya altyapı kullanmamız nedeniyle I-T grubunda (4322,62±462,05 N) literatüre göre daha yüksek değerler elde edilmiştir. I-P grubunda ise kırılma, seramiğin küçük parçalara ayrılması şeklinde gerçekleştiği için, başarısızlığın görüldüğü ilk kırılma anındaki değerleri kullandığımız çalışmamızda, I-P grubunda literatürden daha düşük kırılma dayanım değerleri (2506,60±593,72 N) elde edilmiştir. Farklı kırılma paterni gösteren ısı-basınç ile şekillendirilen üstyapı seramiğinin, anatomik formlu zirkonya yüzeyini ıslatamadığı ve bu nedenle yetersiz yüzey teması sonucunda bağ dayanımının zayıf olabileceğini düşünmekteyiz. Beuer ve ark (17), altyapı ve üstyapıyı içeren kırılma şeklini total kırık, sadece üstyapı içinde görülen kırılma şeklini ise kısmi kırık olarak adlandırmışlardır. Hızlı prototipleme yönteminde 6 adet total kırık ve ısı-basınç ile şekillendirme yönteminde 4 adet total kırık görülürken,

tabakalama grubundaki örneklerin hepsinde kısmi kırık bulunduğu belirtilmiştir. Çalışmamızda I-T grubunda görülen seramik içinde koheziv kırık ve I-HP grubundaki örneklerin çoğunda gözlenen zirkonya ve seramik içindeki koheziv kırık literatür (17) ile uyumludur. Zirkonya altyapı kırığının görülmediği I-P grubundaki sonuçlarımızın literatür ile farklı olmasının, üstyapı seramiğinin gösterdiği parçalı kırılma paternini destekleyen ve fraktografik incelemelerde gözlenen lateral çatlaklardan kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Hill ve ark (66), Lava, Vita ve Ivoclar Vivadent firmalarının hızlı prototipleme yöntemlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, kron formunda elde edilen örnekleri 15 mm çapında top başlı kırıcı uç ile mekanik teste tabi tutmuşlardır. Elde edilen kırılma dayanımları sırasıyla 1688 ± 602 N, 1833 ± 460 N ve 3534 ± 602 N şeklinde bulunmuştur. Heintze ve ark. ise (65), çalışmada kullandığımız I ve V grubuna ait hızlı prototipleme yöntemlerini kırılma dayanımı açısından karşılaştırmıştır. Her bir üstyapı hazırlama grubunu statik yükleme ve çiğneme simülasyonunun uygulanması olarak 2 alt gruba ayıran araştırmacıların elde ettikleri değerler; I grubunda sırasıyla 3851 ± 294 N ve 3570 ± 441 N iken, V grubunda 2167 ± 117 N / 2045 ± 146 N olarak belirtilmiştir. Bu sonuçlar doğrultusunda lityum disilikat üstyapı seramiğinin kullanıldığı hızlı prototipleme yönteminin, feldspatik esaslı seramiğin kullanıldığı gruba göre daha güvenilir sonuç verdiği belirtilmiştir. Çalışmamızda V-HP grubuna ($1900,10\pm254,193$ N) göre I-HP grubunda ($4408,30\pm608,21$ N) daha yüksek KD değerleri elde edilmiş olması, literatür ile uyumludur. Ayrıca çalışmamızda KD testi sonrasında oluşan kırık yüzeylerinin fraktografik incelenmesi sonucunda elde edilen kırık şekilleri, KD test sonuçlarını destekler niteliktedir. I-HP grubundaki örneklerin çoğunluğunda görülen zirkonya ve seramik içindeki koheziv kırığın, hızlı prototipleme yönteminde arayüzey bağlayıcısı olarak kullanılan cam seramik

materyalinin güçlü altyapı-üstyapı bağlantısı sağlamasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Ayrıca altyapı ve üstyapı materyallerinin termal genleşme katsayılarının uyumlu olması, arayüz materyali ile seramik üstyapının benzer kimyasal yapıda olması, kristalizasyon fırınlanması sayesinde cam seramik kristallerinin füzyona uğraması, üstyapı materyalinin yüksek dayanımı ve homojen yapısı nedeniyle hata içermemesi de güçlü arayüzey bağlantısında etkili olmuştur. V-HP grubunda örneklerin tümünde görülen adeziv kırılma ise, altyapı-üstyapı seramiklerinin birleştirilmesinde kullanılan rezin kompozitin düşük elastiklik modülü ve seramik ile farklı içeriğe sahip olması nedeniyle arayüzey bağlantısını sağlamada yetersiz olduğu yorumlanmaktadır.

Schmitter ve ark. çalışmalarında (132), molar diş formunda hazırlanmış CrCoMo metal üzerine anatomik formlu zirkonya altyapı (Sirona inCoris ZI) ile mezio-lingual tüberkülü modifiye edilmiş üstyapı seramiği hazırlamışlardır. CAD/CAM yöntemi ile elde edilen üstyapı için lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik (IPS e.max CAD) kullanılırken, geleneksel tabakalama yöntemi için kullanılan seramik malzemesi belirtilmemiştir. Elde edilen zirkonya altyapı ve lityum disilikat üstyapının tiksotrofik yapıdaki özel cam seramik (IPS e.max CAD Crystall/Connect) ile birleştirildiği ve kristalizasyon fırınlanmasının gerçekleştirildiği belirtilmiştir. Fakat hızlı prototipleme yönteminden yola çıkılarak hazırlanan grupta, restorasyonun CAD/CAM sisteminde tasarlanma aşamalarının anlatılmaması ve hızlı prototipleme yönteminde anatomik formlu altyapı hazırlanmasının mümkün olmaması nedeniyle, anatomik formlu zirkonya altyapılar hazırlandıktan sonra tekrar ölçü alınarak üstyapıların tasarlandığını düşünmekteyiz. Örnekler 30° eğimli bir şekilde yerleştirildikten sonra modifiye edilen mezio-lingual tüberkül üzerinden kuvvet uygulanması ile gerçekleştirilen kırılma testi, başlangıç kırılma direnci ve

simule edilen yaşlandırma işlemi sırasında (10.000 ısıl döngü ve 1.2 milyon çigneme döngüsü $F_{max}= 108$ N, su ortamında) olmak üzere 2 farklı aşamada kaydedilmiştir. Başlangıç kırılma direnci; CAD/CAM sistemi ile üstyapıları hazırlanan grupta ilk hasar 1253 ± 400 N'da gerçekleşmiş ve kırılma anında gözlenen değer 1565 ± 137 N olarak bulunmuştur. Geleneksel tabakalama yönteminde ise ilk hasar görme değeri 503 ± 217 N iken, kırılma anında elde edilen değer 1166 ± 189 N'dur. CAD/CAM sistemi ile üstyapıları hazırlanan grupta elde edilen değerlerin, tabakalama grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu belirtilmiştir. Yaşlandırma ve çigneme döngüsü sonrası elde edilen kırılma dayanım değerleri ise; üstyapıları CAD/CAM sistemi ile hazırlanan grupta ilk hasar 1234 ± 512 N'da gerçekleşirken, kırılma anında gözlenen değer 1642 ± 420 N olarak bulunmuştur. Geleneksel tabakalama yönteminde ise ilk hasar ve kırılma aynı anda gerçekleşmiştir ve değeri 934 N'dur. I-HP ve I-T grupları arasında KD değerleri açısından anlamlı farkın bulunmadığı çalışmamız (I-HP: $4408,30\pm 608,21$ N, I-T: $4322,62\pm 462,05$ N), literatür (132) ile benzer sonuçlar göstermemektedir. Bu farklılığın; hızlı prototipleme yönteminde üretici firmanın önerdiği zirkonyadan farklı bir altyapı materyali kullanılması, CAD/CAM sistemi ile üstyapının tasarlanma aşamalarının farklı olması nedeniyle anatomik formlu altyapıların hazırlanması, test koşullarının farklı olması ve tabakalama yönteminde kullanılan üstyapı materyalinin bilinmemesi nedeniyle gerçekleştiğini düşünmekteyiz. Ayrıca Schmitter ve ark. çalışmalarında (132) gerçekleştirilen sonlu elemanlar analiz testinde, hızlı prototipleme grubunda oluşan streslerin sadece yüklenen alan etrafında değil, aynı zamanda yükleme alanı altındaki arayüz tabakasında da görüldüğü belirtilmiştir. Çalışmamızda gerçekleştirdiğimiz sonlu elemanlar analiz testinde de, I-HP yönteminde sağlanan

güçlü arayüz bağlanması nedeniyle stresin yüklemenin gerçekleştiği yüzeyin yanı sıra arayüz boyunca ilerleyerek altyapıya kadar iletildiği gözlenmiştir (Resim 129).

Araştırmalar, bükülme dayanım testleri sırasında örneklerin strese maruz kaldığını ve seramik içindeki materyaller arası etkileşimin dayanım ve üstyapı seramiğinin kırılma paterni üzerinde önemli rol oynadığını göstermiştir (33, 154). Altyapı materyali gerilme altındayken, materyalinin tek tabaka formundan elde edilen dayanım değerleri ile benzer sonuçlar bulunduğu (33); üstyapı porseleni gerilme maruz kaldığında ise altyapının kırılma dayanımı üzerindeki etkisinin çok az olduğu belirtilmiştir (154). Bu nedenle 3-nokta eğme testi sırasında altyapı materyalinin gerilmeye maruz bırakıldığı çalışmamızda, üstyapı seramiğinin bükülme dayanımının, altyapı ile üstyapı kombinasyonunun kırılma dayanımı üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir.

Borba ve ark. (18), farklı zirkonya altyapı (Vita In-Ceram YZ, Vita In-Ceram Zirconia, Vita In-Ceram AL) ve üstyapı eşleşmeleri (VM7 and VM9) kullanılan çalışmalarında tek, çift ve üç tabakalı çubuk formundaki örneklerin (2mm×4mm×16mm) bükülme dayanımını incelemiştir. Zirkonyanın gerilmeye maruz bırakıldığı çift tabakalı örnekler (412±22 MPa), seramiğe stres uygulandığı (61,2±9,1 MPa) testlere göre daha yüksek bükülme dayanım değeri göstermiştir. Zirkonya altyapıların gerilmeye maruz bırakılarak 3-nokta eğme testinin gerçekleştirildiği çalışmamızda, farklı boyutlarda olmak üzere aynı altyapı-üstyapı kombinasyonunun kullanıldığı V-T grubunda elde edilen (496,10±36,66 MPa) BD değerleri çalışma ile uyumludur. Borba ve ark. (18) çalışmalarında, altyapının gerilmeye, üstyapının ise baskı stresine maruz bırakıldığı testlerin sonuçlarında % 70 oranında parsiyel kırılmanın görüldüğü belirtilmiştir. Bunun muhtemel nedeni, gerilmeye bağlı olarak zirkonya altyapının kırılmasından önce, üstyapı seramiği

üzerinde oluşan lateral kırılmalar ile baskı streslerinin meydana gelmesi olduğu açıklanmıştır. Çalışmamızda tabakalama grubunda elde edilen yaklaşık % 80 oranındaki parsiyel kırılma paterni, Borba ve ark. çalışmalarını ile uyumlu bulunmuştur. Üstyapı seramiği gerilmeye maruz bırakıldığında ise, mekanik testin uygulanması sırasında porselen yüzeyinde bulunan kritik hataların arayüzeye doğru yön değiştirmesi nedeniyle örneklerde kısmi başarısızlık ve porselen yüzeyinde ayrılma görüldüğü belirtilmiştir. Bu durum, altyapı ve seramik materyalinin farklı elastiklik modülü ve kırılma tokluğuna sahip olması şeklinde açıklanmıştır.

Liu ve ark (89), zirkonya altyapı üzerine tabakalama seramiği (Rondo, Nobel Biocare AB, Gothenburg, İsveç) uyguladığı iki tabakalı seramik örneklerin (uzunluk:20mm, genişlik:4mm, yükseklik:2,4mm) 3-nokta eğme (605 MPa) ve FEA testleri ile mekanik davranışlarını inceledikleri çalışmalarında, zirkonya altyapıların iki parçaya ayrıldığını, altyapı üzerinde yer yer ince bir seramik tabakası görülebileceği gibi zirkonya yüzeyinin de gözlendiği, ayrıca altyapıdan ayrılan üstyapı seramiğinin de parçalandığı belirtilmiştir. FEA analizleri doğrultusunda zirkonya altyapılı örneklerde kırılmanın zirkonya altyapı üzerinde stresler ile başladığı ve bu çatlakın arayüzeye yaklaştığı sırada arayüzey boyunca oluşan makaslama stresleri nedeniyle arayüzeyde başlayan başka bir çatlakın delaminasyona neden olduğu belirtilmiştir. Alumina altyapının olduğu grupta ise, çatlakın altyapıdan başlayarak kademeli bir şekilde arayüzeye ulaştığı ve üstyapının altyapıdan ayrılmadığı gözlenmiştir. Bunun sonucunda, çift tabakalı örneklerde materyallerin bükülme dayanım değerlerinin uyumsuz olmasının çatlak ilerlemesi ve arayüzeyde görülen delaminasyonu etkilediği ve üstyapı seramiğinin bükülme dayanımı ile kırılma şekillerinin değişebileceği yorumlanmıştır. Örneğin zirkonya altyapılı örneklerde kullanılan üstyapı seramiğinin bükülme dayanımının 300 MPa olması

durumunda, seramik delaminasyonunun görülmeyeceği belirtilmiştir. Çalışmamızda tüm örneklerde görülen ve altyapı ile üstyapıyı içeren total kırılma paterni, Liu ve ark. (89) ile uyumludur. Ayrıca üstyapı seramiğinin bükülme dayanımının daha fazla olduğu I-HP grubunda, üstyapı delaminasyonu diğer gruplara göre daha az görülmektedir.

Çalışmamızda BD testi sonrasında altyapı ve üstyapının yaklaşık olarak aynı düzlemde yer aldığı örneklerin arayüzeyinden elde edilen SEM analiz görüntülerinde, seramik materyali içinde ve arayüzeyde bulunan çatlakların varlığı, kırılmanın başlamasına yol açan olası hatalar ve kırık hattı görülmektedir. Bu doğrultuda I-HP grubunda kullanılan ve CAD/CAM sistemi ile kazınmak üzere hazır bloklar şeklinde üretilen üstyapı seramiği, porselen tozlarının vakum altında sıkıştırılması yöntemiyle üretildiği için homojen yapıdadır. Böylece porözite içermeyen seramik içinde çatlak veya kırık yüzeyler gözlenmemektedir. Ayrıca lityum disilikat ile güçlendirilen seramiklerin bükülme dayanımının yüksek olması nedeniyle kırılma kuvvetleri karşısında oluşan başarısızlıklar, üstyapı seramiğine göre dayanımı daha düşük olan arayüzey bağlayıcı seramik materyali içinde gerçekleşmektedir (Resim 117). I-T grubunda laboratuvar aşamaları ve teknisyene bağlı hatalar nedeniyle, seramik içinde oluşan poröziteler görülmektedir. Materyal dayanımını azaltan bu hatalara ek olarak kullanılan üstyapı seramiklerinin düşük mekanik özellikleri nedeniyle, kuvvet karşısında seramik içinde birçok çatlak oluşumu gözlenmektedir. Ayrıca SEM analiz görüntülerinde arayüzey boyunca ilerleyen kırık hattının, astar materyali ve üstyapı seramiğinin zirkonya altyapıyı yeterli bir şekilde ıslatamadığından kaynaklandığını düşünmekteyiz (Resim 118). I-P grubunda ise, benzer şekilde SEM analiz görüntülerinde gözlenen boşluklu yapıların nedeni, astar materyali ve üstyapı seramiğinin zirkonya altyapıyı yeterli bir şekilde

ıslatamamasıdır. Seramik tabakası içinde bu hatalardan başlangıç alan lateral çatlakların yanı sıra, tabakalama yöntemine göre daha az miktardaki poröziteler görülmektedir. Ayrıca üstyapı seramiğinin kırılma yüzeyi incelendiğinde, KD testinde gözleendiği gibi BD testi sırasında oluşan parçalı kırılmanın, camsı yapıda gerçekleştiği farkedilmektedir (Resim 119). V-HP grubunda incelediğimiz üstyapı seramiği içinde herhangi bir düzensizlik ile karşılaşılacakla birlikte, arayüzey materyali olarak kullanılan kompozit rezinin gözenekli yapısı ve zayıf dayanım özellikleri nedeniyle kırılmanın gerçekleştiğini düşünmekteyiz (Resim 120). V-T grubunda, tabakalama yöntemine bağılı olarak üstyapı seramiği içinde oluşan lateral çatlak ve poröziteler görülmektedir. Bu hatalar dayanımı düşük olan üstyapı seramiğini kuvvetler karşısında daha dayanıksız hale getirmektedir. SEM analiz görüntülerinde, astar materyali ile üstyapı seramiği arasında görülen kırılma hattı, astar materyalinin altyapıyı daha iyi ıslatabildiğini belirtmektedir. Böylece V-T grubunun I-T grubuna göre daha yüksek BD değerleri göstermesi açıklanmaktadır (Resim 121). V-P grubunda ise seramik içinde birçok çatlağın varlığı farkedilmekte ve arayüzey boyunca gerçekleşen kırık hattı izlenmektedir (Resim 122). Tabakalama ve ısı-basınç ile şekillendirme gruplarında üstyapının hazırlanması sırasında üstyapı seramiği içinde gerçekleşen hataların, seramiğin zayıf mekanik özellikleri ile birleşerek birçok lateral çatlağa neden olduğunu düşünmekteyiz. Gerçekleştirdiğimiz FEA analizleri ise, elde edilen BD değerlerini ve SEM görüntülerinde gözlenen başarısızlık şeklini destekler niteliktedir. I-HP grubunda yüksek BD değerlerine ek olarak von Mises streslerinin kuvvetin uygulandığı alanın yanı sıra seramik içinde ve arayüzeyde de dağılmaktadır (Resim 135). Bu durum, lityum disilikat ile güçlendirilen seramik materyalinin yüksek mekanik özellikleri ile homojen yapısından dolayı daha az porözite içermesi ve arayüzey materyali olarak kullanılan

seramiğin altyapı ve üstyapı arasında güçlü bir bağlantı sağlaması nedenleriyle açıklanabilir. I-T grubunda ise streslerin kuvvetin uygulandığı alanlarda yoğunlaşması ve düşük BD değerleri (Resim 136), seramiğin düşük mekanik özelliklerinin yanı sıra laboratuvar aşamasında gösterilen azami dikkate rağmen oluşan poröziteler nedeniyle seramik partikülleri bağlantısının olumsuz etkilenmesi şeklinde yorumlanabilir. I-P grubunda ise, kuvvetin uygulandığı alanlarda streslerin I-T grubuna göre daha fazla yoğunlaşması (Resim 137) ve elde edilen yüksek BD değerleri, iki tabakalı çubuk formundaki zirkonya altyapı ve üstyapı seramiği kombinasyonunun kuvvetler karşısında başarılı olduğunu göstermektedir. Fakat kırılmanın küçük parçalar halinde gerçekleşmesi nedeniyle SEM analizinde seramik içinde gözlenen porözite ve lateral çatlaklar, materyalin zayıf mekanik özellikte olduğunu belirtmektedir. V-HP grubunda üstyapı seramiğinin ve arayüz simanın düşük mekanik özellikleri nedeniyle von Mises streslerinin kuvvetin uygulandığı alan ile arayüzey boyunca birikmesi (Resim 138) ve düşük BD değerleri, SEM görüntülerinde gözlemlendiği gibi 3 tabakadan oluşan sistemin zirkonya altyapının desteğinden yararlanamadığı şeklinde açıklanabilir. V-T ve V-P gruplarında üstyapı seramiğinin düşük mekanik özellikleri nedeniyle von Mises streslerinin kuvvetin uygulandığı alanlarda birikmesi (Resim 139, 140) ve SEM incelemelerinde gözlenen kısmi başarısızlıklar, seramik içinde bulunan hataların başarısızlığa yol açtığını düşündürmektedir. Ayrıca göreceli yüksek BD değerleri ise üstyapı seramiğinin, zirkonya altyapı tarafından desteklendiğini belirtmektedir.

Çalışmamızda BD testi ile değerlendirilen üstyapıların bükülme dayanımlarının, KD değerleri üzerindeki etkileri incelenecek olursa; I-HP grubunda elde edilen yüksek BD değerleri doğrultusunda yüksek bükülme dayanımına sahip olduğu desteklenen üstyapı seramiğinin, KD değerlerinin yüksek bulunması üzerinde

etkili olduğu görülmüştür. I-T grubunda elde edilen düşük BD değerleri doğrultusunda düşük bükülme dayanımına sahip olduğu desteklenen üstyapı seramiğinin, yüksek KD değerleri üzerinde etkili olmadığı görülmektedir. Böylece I-T grubunda elde edilen yüksek KD değerlerinin, I-HP grubunda olduğu gibi seramiğin dayanımından kaynaklanmadığı anlaşılmıştır. Buradaki esas etkenin, anatomik formlu altyapının zirkonya altyapı-üstyapı seramik kombinasyonunu güçlendirmesi olduğu düşünülmektedir. I-P grubunda ise elde edilen yüksek BD değerleri ile elde edilen düşük KD değerlerinin desteklenmemesi, literatürde yer alan zirkonya altyapı-üstyapı seramiği kombinasyonlarının farklı geometrilerde farklı yükleme koşullarına tabi tutulması ile farklı bağ dayanım değerlerinin elde edilebileceği (42, 116) yorumuyla açıklanabilir. Ayrıca aynı üstyapı hazırlama yöntemleri ile farklı geometrilerde hazırlanan örneklerde seramik kristalleri farklı yönlerde dağılacağı için dayanım değerlerinin farklı olması beklenebilir. V-HP grubunda ise göreceli düşük BD değerleri doğrultusunda üstyapı seramiğin dayanımının düşük olması, KD değerlerinin çok düşük bulunmasını desteklemektedir. V-T ve V-P gruplarında elde edilen göreceli yüksek BD değerleri doğrultusunda, yüksek KD değerleri üzerinde üstyapı seramiğinin bükülme dayanımı özelliğinden çok, anatomik formda tasarlanan zirkonya altyapının seramik sistemini kuvvetlendirmesinin etkili olduğunu düşünmekteyiz. Çalışmamızda üstyapı seramiğinin altyapıdan ayrılmasında rol oynayan faktörlerden olan arayüz bağlantısının, bağ dayanımı üzerindeki etkisi ise MBD testi ile incelenmiştir.

Ishibe ve ark. (72), zirkonya altyapılar (Lava; 3M ESPE, St. Paul, Minn) (çap:5 mm) ile tabakalama [(IPS e.max Ceram, Ivoclar Vivadent) ve (VM9, VITA)] ve ısı-basınç altında şekillendirme teknikleri [(IPS e.max ZirPress) ve (PM9, VITA)] ile hazırlanan üstyapı seramiklerinin (çap:3 mm) makaslama bağ dayanımlarını

araştırdıkları çalışmalarında, üretici firmanın önerileri doğrultusunda Ivoclar Vivadent grubu örneklerine astar materyali uygulamışlardır. Isıl yaşlandırma işlemi ile 20.000 döngüye tabi tutulan örnekler, 0.5mm/dak hız ile makaslama testine tabi tutulmuştur. Tabakalama grubunda IPS e.max Ceram materyali için $30,03 \pm 9,49$ MPa değeri gözlenirken, VM9 materyali için $47,18 \pm 12,99$ MPa değeri bulunmuştur. Isı-basınç ile şekillendirme grubunda ise IPS e.max ZirPress materyalinde $40,41 \pm 10,28$ MPa değeri bulunurken, PM9 materyali için $21,34 \pm 24,30$ değeri elde edilmiştir. Farklı üstyapı hazırlama yöntemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı belirtilirken, VM9 materyalinin IPS e.max Ceram materyaline göre anlamlı derecede yüksek bağ dayanımı gösterdiği açıklanmıştır. Çalışmada kullanılan üstyapı materyallerinin kendi üretici firmalarına ait zirkonya altyapıları ile bağ dayanımlarının değerlendirildiği çalışmamızda, V-T ($35,92 \pm 6,21$ MPa) grubunda I-T ($27,59 \pm 5,20$ MPa) grubuna göre anlamlı yüksek değerler bulunması ilgili literatür (72) ile uyumlu iken, V-P ($32,97 \pm 6,7$ MPa) grubu ile I-P ($29,57 \pm 7,82$ MPa) grubu arasında bulduğumuz istatistiksel olarak anlamlı olmayan değerler çalışma (72) ile uyumlu değildir. Bunun nedeni olarak Ishibe ve ark. çalışmasında, V-P grubu örneklerin yarısının ısıl yaşlandırma sırasında başarısız olması nedeniyle çalışmaya dahil edilmemesi ve örnek sayısındaki azalmaya bağlı olarak dayanım değerleri sonuçlarının güvenilir olmadığını düşünmekteyiz. Ayrıca üstyapı seramikleri ile aynı olmayan üretici firmaya ait zirkonya altyapı materyalinin ve çalışmamızda kullanmadığımız ısıl yaşlandırma işleminin, elde edilen bağ dayanımını etkileyebileceği bilinmektedir. Ishibe ve ark. (72) çalışmalarında, tüm gruplarda görülen kırık tipinin koheziv şeklinde olduğu belirtilmiştir. Çalışmamızda görülen kırık tiplerinin adeziv ve kombine kırık şeklinde olmasının, kullanılan materyallerin ve saklama koşullarının farklılığından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Lopez-Molla MV ve ark. (90), zirkonya diskler (IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent) (uzunluk: 15 mm, çap: 8 mm) üzerine tabakalama (IPS e.max Ceram) ve ısı-basınç ile şekillendirilebilen (IPS e.max ZirPress) porselenler ile üstyapıları (uzunluk: 2 mm, çap: 8 mm) hazırlamıştır. Makaslama dayanım testi sonucunda, tabakalama grubu bağ dayanım değerleri $7,85 \pm 2,50$ MPa iken ısı-basınç ile şekillendirme grubu dayanım değerlerinin $12,69 \pm 2,14$ MPa olarak bulunduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda elde edilen I-T ($27,59$ MPa) ve I-P ($29,57$ MPa) değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı olmasa da çalışma ile uyumlu bulunmuştur. Bu farklılığın da örnek geometrisinin ve test koşullarının farklı olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Ayrıca çalışmamızda elde edilen daha yüksek bağ dayanım değerleri, Weibull teoremi ile açıklanabilir. Buna göre bağlantı yüzeyinin daha geniş olduğu örneklerde, bu örneklerin daha fazla yapısal hata içermeye ihtimalleri nedeniyle üstyapının altyapıdan ayrılması düşük kuvvetler altında gerçekleşmektedir (52). Ayrıca Altyapı ve üstyapı seramiği arasındaki farklı CTE değerlerine bağlı olarak oluşan artık streslerin, çatlak ilerlemesini yönlendirdiği ve klinik çalışmalarda görülen üstyapının altyapıdan kırılarak ayrılması komplikasyonunun üstyapı içinde görülen hatalardan kaynaklandığı belirtilmiştir (90).

Guess ve ark. (60), 3 farklı zirkonya altyapı (Cercon Base, Vita In-Ceram YZ Cubes, DC-Zirkon) üzerine her bir üretici firmanın önerdiği tabakalama seramiği (Cercon Ceram S, Vita VM 9, IPS e.max Ceram) uyguladıkları ve makaslama bağ dayanım değerlerini inceledikleri çalışmalarında, örnekleri çubuk formunda (altyapı uzunluk: 4 mm, genişlik: 5,4 mm, yükseklik: 13 mm; üstyapı uzunluk: 5 mm, genişlik: 5,4 mm, yükseklik: 3 mm) hazırlamışlardır. Makaslama bağ dayanım değerleri, Cercom Ceram grubunda $9,4 \pm 3,2$ MPa, VM9 grubunda $12,5 \pm 3,2$ MPa ve

IPS e.max Ceram grubunda $11,5\pm 3,4$ MPa olarak bulunmuştur. Çalışmamızda farklı altyapı ve aynı üstyapının kullanıldığı I-T ($27,59$ MPa) grubunda ve aynı altyapı-üstyapı seramiklerinin kullanıldığı V-T grubunda ($35,92\pm 6,21$ MPa) elde edilen MBD değerlerinin literatüre (60) göre [$(11,5\pm 3,4$ MPa), ($12,5\pm 3,2$ MPa)] yüksek bulunmasının, örnek geometrisindeki farklılıklardan ve test koşullarından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Guess ve ark. (60) çalışmalarında, IPS e.max Ceram ve VM9 gruplarında, altyapı içinde koheziv başarısızlık ile karşılaşılmadığı ve başarısızlıkların daha çok adeziv tipte olduğu açıklanmıştır. Sonuçların, çok az sayıda kombine olmak üzere daha çok adeziv kırık şeklinin görüldüğü çalışmamız ile uyumlu olduğunu görmekteyiz.

Ereifej ve ark. (46) çalışmalarında, zirkonyum altyapı ($12,5\text{mm}\times 11,0\text{mm}\times 0,9\text{mm}$) üzerine tabakalama seramiği ($2,5\text{mm}\times 11,0\text{mm}\times 0,9\text{mm}$) uygulanan örneklerin (ZirCAD/Ceram) makaslama bağ dayanımlarını $28,8\pm 9,5$ MPa olarak bulduklarını belirtmişlerdir. Bunun nedeni olarak uygulanan astar materyalinin zirkonyayı yeterince ıslatmadığı ve arayüzeyde oluşan hataların zayıf bağlantıya neden olduğu gösterilmiştir. Çalışmamızda I-T grubunda elde ettiğimiz makaslama bağ dayanım değerlerinin ($27,59\pm 5,20$ MPa) çalışma ile uyumlu olduğu görülmektedir. Ereifej ve ark. (46) çalışmalarında, örneklerin tümünde adeziv kırılma tipi gözlemlediklerini belirtmişlerdir. Çalışmamızda I-T grubundaki örneklerin çoğunda adeziv kırık şekli gözlenmesi nedeniyle, elde ettiğimiz sonuçların literatür ile uyumlu olduğu görülmektedir.

Ashkanani ve ark. (12), zirkonya altyapı (Lava) üzerine tabakalama yöntemi (Lava Ceram) ile uygulanan üstyapı seramiğinin makaslama bağ dayanım değerlerini ($42,45$ MPa) araştırdıkları çalışmalarında, kırılma paternlerinin stereomikroskopta incelenmesi sonucunda 4 adeziv ve 6 kombine kırık görüldüğü belirtilmiştir.

Gerçekleştirilen SEM analizinde ise, her bir örnekte zirkonya altyapı üzerinde ince bir tabaka halinde üstyapı seramiğinin bulunduğu belirtilmiş ve bu nedenle stereomikroskop incelemelerinin çok dikkatle yapılması gerektiği önerilmiştir. Çalışmamızda da MBD testinin uygulandığı tüm gruplarda gerçekleştirilen stereomikroskop değerlendirmeleri sonucunda adeziv ve kombine kırık tipleri gözlemediğimiz için, sonuçların literatür ile uyumlu olduğu düşünülmektedir. Çalışmamızda her alt grupta görülen farklı kırık şekillerine ait birer adet örnek SEM ile incelendiği için, stereomikroskop ile tespit edilen kırık şekli dağılımlarının değişip değişmediği hakkında yorum yapmak mümkün değildir.

Çalışmamızda MBD testi sonrasında kırık yüzeylerinin stereomikroskopta değerlendirilmesi sonucunda, I-P grubundaki 1 örnek hariç tüm alt gruplarda az miktarda kombine kırık olmak üzere çoğunlukla adeziv kırık tipi meydana gelmiştir. Kırık tipleri materyallerin klinik performansları ve çift tabakalı materyallerin bağlanma özellikleri hakkında bilgi verirken, literatürde bağlanma dayanımı ve kırık tipleri arasındaki ilişki ile ilgili birçok farklı görüş bulunmaktadır. Bir çalışmada daha yüksek MBD değeri görülen gruplarda kombine kırılmanın olduğu ve bağlanma dayanımı azaldıkça adeziv tipte başarısızlıkların görüldüğü savunulmuştur (6). Diğer bir çalışmada ise, düşük kırılma dayanım değerlerine rağmen yüksek bükülme dayanımına sahip olan üstyapı seramiğinin kullanıldığı zirkonya altyapılı restorasyonlarda total kırılma görüldüğü, düşük mekanik özelliklere sahip üstyapı seramiğinin kullanıldığı grupta ise arayüzey bağlanmasının başarısında kriter olduğu düşünülen seramik içinde koheziv kırılmanın görüldüğü belirtilerek kırılma paternleri ve üstyapı seramiğinin dayanımı arasında bağlantı kurulmuştur (17). Literatürde yer alan adeziv, koheziv ve kombine kırık tiplerinin farklı dağılımlarını içeren çalışmaların doğrultusunda herhangi bir görüşün genel geçer bir yargı olarak

kabul edilemeyeceğini düşünmekteyiz. Aynı zamanda hızlı prototipleme yöntemi ile üstyapıları hazırlanan zirkonya destekli restorasyonların MBD değerleri literatürde bulunmadığı için, kırık yüzeyleri hakkında hiçbir veri mevcut değildir. Bu nedenle ileri çalışmalara ihtiyaç duyulduğunu düşünmekteyiz.

MBD testi için literatürde yer alan farklı görüşlerin varlığı nedeniyle, çalışmamızda FEA analiz yöntemi ile mekanik test sırasında oluşan streslerin dağılımları incelenmiştir. Bunun sonucunda I-HP grubunda streslerin daha yoğun bir şekilde arayüzeyde biriktiği gözlemlenirken (Resim 141), I-T (Resim 142) ve I-P (Resim 143) gruplarında ise streslerin arayüzey ve özellikle seramik içinde dağıldığı bulunmuştur. I-HP grubunda, üstyapı seramiğinin yüksek rijiditeye sahip olması nedeniyle streslerin arayüzde biriktiğini düşünmekteyiz. V-HP (Resim 144) grubunda bağlanma arayüzeyinde görülen az miktardaki streslerin bir kısmı seramik içine de dağılırken; V-T (Resim 145) ve V-P (Resim 146) gruplarında ise göreceli yüksek MBD değerleri nedeniyle streslerin, arayüzeyde ve çok az da seramik içinde biriktiği görülmektedir.

Altyapı ve üstyapı seramikleri arasındaki CTE farklılıkları, ısıl işlemler sırasında seramiğin faz değişimine neden olabilir. Çalışmamızda önerilen zirkonya altyapı ve üstyapı kombinasyonları kullanıldığı ve fırınlama sayısı, soğutma hızı gibi ısıl değişiklik yaratabilecek etkenlere dikkat edildiği için CTE uyumsuzluğunun etkisi mümkün olduğunca ortadan kaldırılmıştır. Ayrıca altyapı-üstyapı kalınlık oranları ve düzensiz üstyapı kalınlığı, seramiğin farklı yüzeylerinde sıcaklık özelliklerinin değişebilmesi sonucu artık stres oluşabileceği ve bu nedenle bağlanma dayanımının etkilendiği belirtilmiştir.

Çalışmamızda yer alan KD değerleri üzerinde MBD testi ile elde edilen arayüzey bağlanma dayanımının etkisi incelendiğinde; KD testi sonrasında I-HP

grubunda gözlemlenen yüksek dayanım değerleri ve seramik-zirkonya içinde görülen koheziv tipte kırılma, MBD testinde elde edilen yüksek dayanım değerleri ile desteklenmiştir. Bu grupta altyapı ve üstyapı arasında gerçekleşen kuvvetli bağlanma dayanımı üzerinde, arayüzey bağlantısında kullanılan özel cam seramik materyalinin etkili olduğunu düşünmekteyiz. V-HP grubunda ise, KD testinde elde en düşük dayanım değerleri ve gözlemlenen adeziv tipte kırılma, MBD testinde elde edilen düşük bağlanma değerleri ile desteklenmektedir. Bu grupta arayüzeyde kullanılan rezin kompozitin, farklı kompozisyondaki yapısı ve düşük elastiklik modülüne sahip olması nedeniyle bağ dayanımı sağlamada yetersiz olduğu bulunmuştur. Yapılan literatür taramasında MBD test yöntemi kullanılarak HP üstyapı hazırlama yönteminin değerlendirildiği herhangi bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Bu nedenle her iki mekanik test yönteminin birbirini destekler şekilde sonuçlanması önemlidir. KD testi sonrasında I-T grubunda elde edilen yüksek dayanım değerleri üzerinde, düşük MBD değerleri doğrultusunda arayüzey bağlanma dayanımının etkili olmadığını düşünmekteyiz. Bu durum, KD testinde kullanılan örneklerin anatomik formda altyapıya sahip olması ve dayanımı yüksek olan zirkonyanın tüberkül tepelerinde kalınlığı artarak üstyapı seramiğini daha iyi desteklemesi ile açıklanabilir. Bu nedenle tabakalama tekniğinin bağ dayanımını arttırmada yetersiz olduğunu belirten birçok çalışmanın aksine, anatomik formlu zirkonya altyapı kullanarak tekniğin hassas olmasına rağmen başarılı olabileceğini de gösterdiğimizi düşünmekteyiz. I-T grubuna göre daha yüksek KD ve MBD değerleri gösteren V-T grubunda ise, KD ve MBD değerlerinin birbiri ile uyumlu olduğu görülmektedir. Yüksek KD değerleri üzerinde arayüz bağlanmasının etkili olduğunu bulduğumuz V-T grubunda, farklı kompozisyona sahip astar materyali yerine üstyapı seramiğinin ince bir tabaka halinde uygulanıp yüksek sıcaklıklarda fırınlanmasının bağlanma

dayanımını arttırdığını düşünmekteyiz. I-P grubunda ise, düşük KD değerleri üzerinde, düşük MBD değerleri ile yorumlanan zayıf arayüz bağlantısının etkili olduğu bulunmuştur. Ayrıca I-P grubunda seramik içinde gerçekleşen kırılma küçük parçalar şeklinde olduğu için, seramiğin kuvvet karşısındaki dayanımının yetersiz olduğunu düşünmekteyiz. I-P grubuna göre daha yüksek KD ve benzer MBD değerleri gösteren V-P grubunda ise, KD ve MBD değerlerinin birbirini desteklediğini düşünmekteyiz. Bu doğrultuda arayüz bağlantısının elde edilen yüksek KD değerleri üzerinde etkili olduğunu söyleyebiliriz. Literatürde yer almamasına rağmen, zirkonya altyapı ve mum modelaj arasında firmanın önerileri doğrultusunda hiçbir astar materyali veya arayüz ajanı uygulanmaması nedeniyle seramiğin ısı-basınç altında hazırlanması sırasında zirkonya altyapı ile daha sıkı yüzey teması sağladığını ve altyapıyı daha iyi ıslatabildiğini düşünmekteyiz.

Farklı üstyapı hazırlama yöntemleri kullanılarak elde edilen kron formundaki örneklerin kırılma dayanımlarının araştırıldığı çalışmamızda, bulunan KD değerleri üç-nokta eğme testi, makaslama testi, fraktografik inceleme ve sonlu elemanlar analiz testi olmak üzere farklı yardımcı test yöntemleri kullanılarak detaylı bir şekilde incelenmiştir. Kullanılan tüm testlerin sonuçları, bir bütün olarak değerlendirilecek olursa;

I-HP grubunda; KD testinin FEA değerlendirmelerinde, üstyapı seramiğinde başlayan kırığın ve stresin arayüzey boyunca devam ederek altyapıya kadar ilerlediği ve iletildiği görülmektedir. Bu durum arayüzey materyali olarak kullanılan cam seramik materyalinin, altyapı ve üstyapı arasındaki bağlanma dayanımını arttırdığı ve 3 tabakadan oluşan sistemin monolitik yapı gibi davranmasını sağladığı düşünülmektedir. KD testi sonrasında gerçekleştirilen fraktografik incelemelerde, zirkonya ve seramik içinde görülen koheziv kırık şekli ile elde edilen yüksek MBD

değerleri, arayüzey bağlantısının güçlü olduğunu desteklemektedir. Ayrıca yüksek BD değerleri ile desteklenen üstyapı seramiğinin yüksek mekanik özellikleri de, yüksek KD değerleri üzerinde etkilidir. I-T grubunda; her ne kadar MBD ve BD değerleri yüksek olmasa da ve SEM görüntülerinde yapının homojenitesini bozan hava boşlukları bulunsada, KD testinde elde edilen yüksek değerler, üstyapı seramiğinin her yüzeyde 1 mm olarak eşit kalınlıkta olmasını sağlayan zirkonya altyapısının anatomik formda elde edilmesinden kaynaklanmaktadır. Literatürde I-T grubunun düşük KD değeri göstermesinin, homojen yapıdaki altyapı tasarımlarının kullanılmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. KD testinin FEA incelemelerinde, streslerin seramik üstyapı içinde ve arayüzey boyunca zirkonya altyapıda yoğunlaşması, yüksek KD değerlerini destekler niteliktedir. Bu nedenle klinik anlamda üstyapı porseleninin mümkün olduğunca homojen kalınlıkta hazırlanmasına imkan veren altyapı tasarımlarının kullanılması gerektiğini düşünmekteyiz. I-P grubunda ise; KD testinin FEA incelemelerinde oluşan stres birikimlerinin çok lokalize olması ve hem KD hem de BD testlerinde düşük verilerin elde edilmesi nedeniyle, ısı-basınç ile şekillendirme tekniği ile kullanılan seramik materyalinin yapısal olarak stres karşılama yeterli olmadığını düşünmekteyiz. Ayrıca MBD testinde elde edilen düşük veriler de, bu grupta kullanılan altyapı ve üstyapı seramiklerinin bağlantısının yetersiz olduğunu göstermektedir.

V-HP grubunda; KD testinin FEA incelemelerinde gözlenen sınırlı stres birikimi, üstyapı seramiğinde başlayan çatlakın arayüzeyde rezin siman olması nedeniyle zirkonya altyapıya dengeli bir şekilde iletilemediğini ve sonuçta çatlakın rezin siman boyunca yayılarak üstyapıda kaldığını açıklamaktadır. Ayrıca fraktografik analizlerde gözlenen altyapı kırığının görülmediği adeziv kırık şekli ve düşük MBD değerleri FEA sonuçlarını destekler niteliktedir. Bu durum, 3 tabakadan

oluşan restorasyonun tek bir sistem gibi davranmadığını ve bu nedenle üstyapıdaki streslerin altyapıya dengeli bir şekilde iletilemediğini düşündürmektedir. Çünkü farklı bükülme dayanımlarına sahip 3 materyalin bir araya getirilmesi sonucunda çatlak ilerlemesi, bükülme dayanımı en düşük olan rezin siman arayüzeyinde devam etmekte ve 3 tabakadan oluşan sistem zirkonya altyapının desteğinden yararlanamamaktadır. V-T grubunda; elde edilen yüksek MBD ve BD değerleri, fraktografik incelemelerde zirkonya altyapının kırılması ve FEA testinde streslerin geniş alana yayılması nedeniyle, altyapı ve üstyapı seramiklerinin monolitik şekilde homojen bir yapı oluşturduğu düşünülmektedir. V-P grubunda ise; yüksek KD ve MBD değerleri, FEA testindeki stres dağılımları ve fraktografik analizlerde zirkonya altyapının da kırılması nedeniyle, üstyapı seramiğinin kuvvetler karşısında daha dayanıklı olduğunu düşünmekteyiz.

KD testi göz önünde bulundurularak I ve V ana gruplarını, HP, T ve P yöntemleri açısından karşılaştıracak olursak;

HP tekniğinde lityum disilikat (IPS e.max CAD) gibi bükülme dayanımı yüksek olan materyalin özel cam seramik (Crystal./Connect) yapıda olan ve her 2 yüzeye de iyi yapışan arayüzey materyali ile birlikte kullanımı, I-HP grubunda V-HP grubuna göre daha yüksek değerlerin elde edilmesine yol açmıştır. Arayüz bağlantısının zayıf olduğu V-HP grubunda çatlak, arayüzey içinden ilerleyerek üstyapının altyapıdan ayrılmasına neden olmaktadır. Bu nedenle kırığın başladığı tabaka olan üstyapının hazırlanmasında bükülme dayanımı ve mekanik özellikler açısından dirençli materyallerin tercih edilmesi gerektiğini düşünmekteyiz. T tekniğinde, hem I hem de V grubunda benzer bükülme dayanımına sahip materyalin benzer yöntemle uygulandığı halde V grubunda elde edilen daha yüksek KD değerlerinin, MBD değerlerinin yüksek olmasından kaynaklandığını söyleyebiliriz.

Bir diğerk etken faktör ise, V-T grubunda uygulanan astar materyalinin altyapıyı daha iyi ıslatabilmesidir. Arayüzey materyali ile iyi bağlanan altyapı ve üstyapı tabakaları, sistemin monolitik şekilde davranmasını sağlar. Böylece materyal üzerine gelen strese bağılı olarak oluşan çatlağın, iyi bağlanmış arayüzey nedeniyle altyapıya iletildiğı ve bu sayede zirkonya altyapının yüksek dayanımından yararlanıldığını düşünmekteyiz. P tekniğinde ise, I-P grubunun V-P grubuna göre düşük KD değerleri göstermesinin nedenleri olarak, altyapının üstyapı seramiğı tarafından yeterli ıslatılmadığını ve mekanik özelliklerinin zayıf olması nedeniyle yük karşılamada yetersiz olduğunu düşünmekteyiz.

BÖLÜM V

SONUÇ ve ÖNERİLER

İki farklı üretici firmaya ait [Ivoclar Vivadent (I), VITA (V)] üç farklı üstyapı hazırlama yönteminin [tabakalama (T), ısı-basınç ile şekillendirme (P), hızlı prototipleme (HP)], CAD/CAM sistemiyle elde edilen zirkonya altyapılı tek üye molar restorasyonların kırılma dayanımı (KD) üzerindeki etkisinin araştırıldığı çalışmamızda, makaslama bağ dayanım (MBD) testi ve 3-nokta eğme testi (BD) yardımcı mekanik testler olarak kullanılmıştır. Ayrıca elde edilen in vitro bulgular fraktografik inceleme ve sonlu elemanlar analiz testi ile değerlendirilmiştir. Farklı mekanik testlerin ve analiz değerlendirmelerin kullanıldığı çalışmamızda elde edilen sonuçlar şu şekildedir:

- Anatomik formlu altyapı tasarımı her yüzeyde eşit kalınlığa sahip olan üstyapı seramiğini desteklediği için, tabakalama ve ısı-basınç ile şekillendirme yöntemlerinin kullanıldığı gruplarda KD değerlerinin literatüre göre daha yüksek bulunmasını sağlamıştır.
- V-T grubunda kullanılan astar materyalinin, I-T grubuna göre altyapıyı daha iyi ıslattığı bulunmuştur. Bu nedenle V-T grubu, gerçekleştirilen her 3 mekanik testte I-T grubuna göre yüksek değerler göstermektedir.
- I-HP grubunda gözlenen yüksek KD değerleri, üstyapı seramiğinin üstün mekanik özellikleri ile cam seramik içerikli arayüzey bağlayıcı materyalin yüksek dayanımı ve üstyapı seramiğine benzer kimyasal yapıda olması nedeniyle gerçekleşmektedir. Ayrıca üstyapı seramiğinin kristalizasyonunun

ve arayüzey cam seramiğin füzyonunun sağlanması için uygulanan fırınlama işlemi, benzer kimyasal yapıda olan seramik kristallerinin birbiriyle kenetlenmesini sağlamaktadır.

- V-HP grubunda görülen düşük KD değerleri, arayüzey materyali olarak kullanılan rezin simanın düşük bükülme dayanımı ve farklı kimyasal yapıda olması nedeniyle elde edilmektedir. Ayrıca füzyon fırınlamasının olmaması, sistemin eksikliği olarak yorumlanmaktadır.
- Hızlı prototipleme tekniğinin literatürde ilk kez makaslama ve 3-nokta eğme testi ile değerlendirildiği çalışmamızda üstyapı seramiğinin dayanımının, arayüzey materyalinin kimyasal yapısının ve bükülme dayanımının yöntemin başarısında etkili olduğu bulunmuştur.
- I-HP grubunda elde edilen zirkonya ile seramik içinde gözlenen koheziv kırılma paterni, FEA analizinde streslerin altyapıya iletilmesi, yüksek KD, MBD ve BD değerleri nedeniyle bu tekniğin, klinikte sıklıkla karşılaşılan üstyapı seramiğinin altyapıdan ayrılma komplikasyonunu azaltabileceği sonucu çıkarılmaktadır.
- V-HP grubunda görülen adeziv kırılma paterni, FEA analizinde streslerin lokalize olması, düşük KD ve MBD değerleri nedeniyle bu yöntemin, klinik olarak sıklıkla karşılaşılan üstyapı seramiğinin altyapıdan ayrılma sorununu azaltmada yetersiz kalacağı düşünülmektedir.
- I-T grubunda anatomik formlu zirkonya altyapı nedeniyle gözlenen yüksek KD değerlerinin, düşük MBD değerleri ve düşük BD değerleri ile uyumsuz olmasına rağmen, anatomik formlu altyapı hazırlandığında kırılma dayanımı açısından memnun edici sonuçların elde edilebileceği gösterilmiştir.

- V-T grubunda anatomik formlu zirkonya altyapı nedeniyle gözlenen yüksek KD değerleri, yüksek MB değerleri, göreceli yüksek BD değerleri ve FEA analizinde streslerin geniş alana yayılması ile desteklendiği için, üstyapı seramiğinin altyapıdan kırılarak ayrılma komplikasyonunu azaltmada etkili olabileceği anlaşılmaktadır.
- I-P grubunda anatomik formlu zirkonya altyapı kullanılmasına rağmen elde edilen düşük KD değerleri, düşük MBD değerleri, FEA analizinde stres birikimlerinin çok lokalize olması ve parçalı kırılmaya bağlı olarak üstyapı seramiği içinde gözlenen lateral çatlaklar sonucunda, altyapının yeterli ıslatılmadığı ve üstyapı seramiğinin mekanik özelliklerinin zayıf olması nedeniyle yük karşılamada yetersiz olduğu açıklanmıştır.
- V-P grubunda anatomik formlu zirkonya altyapı kullanılarak elde edilen göreceli yüksek KD değerleri, göreceli yüksek MBD ve BD değerleri ile uyumlu olduğu için bu tekniğin, üstyapı seramiğinin altyapıdan kırılarak ayrılma sorunu üzerinde etkili olabileceğini düşünmekteyiz.
- Restorasyonların hızlı bir şekilde elde edilmesi için altyapı ve üstyapıların CAD/CAM sistemi ile üretileceği durumlarda, çalışmamızda her 3 mekanik testte ve sonlu elemanlar analizi testinde üstün olan I-HP grubunun V-HP grubuna göre tercih edilmesi önerilmektedir.
- Üstyapı hazırlama yöntemi olarak tabakalama tekniği kullanılacak ise, gerçekleştirilen mekanik testler ve sonlu elemanlar analiz testi sonucunda, anatomik formlu zirkonya altyapı kullanıldığı durumlarda V-T grubunun I-T grubuna göre daha güvenilir olduğu düşünülmektedir.
- Üstyapı hazırlama yöntemi olarak ısı-basınç ile şekillendirme tekniği tercih edilecek ise, çalışmamızda elde edilen *in vitro* bulgular doğrultusunda

anatomik formlu zirkonya altyapı kullanıldığında V-P grubunun I-P grubuna göre daha güvenilir olabileceği düşünülmektedir.

- Üstyapı seramiklerinin mekanik özellikleri ve hazırlanma yöntemleri iyi değerlendirilerek, doğru altyapı-üstyapı kombinasyonu tercihi ve uygun altyapı tasarımı sayesinde uzun süreli klinik başarıya sahip restorasyonların elde edilmesi mümkündür.

Taranabilen literatür içerisinde, zirkonya altyapılı restorasyonlarda kırılma, bükülme ve 3-nokta eğme testleri ilk kez aynı anda kullanılmıştır. Böylece üstyapı seramiğinin bükülme dayanımının ve arayüzey bağlantısının altyapı ve üstyapı seramiklerinin bağ dayanımları üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir. Bu çalışma ile elde edilen *in vitro* bulguların klinik kullanıma ışık tutacağı düşünülmektedir.

BÖLÜM VI

ÖZET

Farklı yöntemlerle üstyapıları hazırlanan zirkonya destekli kron restorasyonlarının kırılma dayanımlarının araştırılması

Son yıllarda kullanımı gittikçe artan zirkonya altyapılı restorasyonlarda en sık karşılaşılan klinik komplikasyonlarından birisinin, üstyapı seramiğinin altyapıdan tabaka halinde (delaminasyon) veya kırılarak ayrılması (chipping) olduğu belirtilmiştir. Zirkonya altyapı ile üstyapı seramiklerinin bağlanma mekanizması hala tam olarak bilinmediği için çift tabakalı sistemlerin bağ dayanımları, güncel araştırma konusu olmaya devam etmektedir. Çalışmamızda farklı yöntemler ile üstyapıları hazırlanan zirkonya destekli kron restorasyonların kırılma dayanımları araştırılmıştır. Ayrıca kırılma dayanım (KD) değerleri üzerinde üstyapı seramiklerinin bükülme dayanımlarının etkisinin incelenmesi için bükülme dayanım (BD) testi ve arayüzey bağlanma dayanımının etkisinin değerlendirilmesi için makaslama bağ dayanım (MBD) testi uygulanmıştır. Mekanik testler sırasında oluşan stres dağılımlarının gözlemlenebilmesi için sonlu elemanlar analiz testi uygulanırken, kırık başlangıcının ve çatlak ilerleme hattının değerlendirilmesi için stereomikroskop ve taramalı elektron mikroskobu ile fraktografik analizler gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda farklı üretici firmalara ait [IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein (I), VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya (V)] CAD/CAM sistemiyle kullanılan zirkonya materyalleri ve farklı üstyapı teknikleri [tabakalama (T), ısı-basınç ile şekillendirme (P), hızlı prototipleme (HP)] ile hazırlanan seramik

kombinasyonları yer almaktadır. Bu amaçla, I grubunda zirkonya altyapı üzerine (IPS e.max ZirCAD) T tekniği için nano-florapatit esaslı seramik (IPS e.max Ceram), P tekniği için florapatit esaslı seramik (IPS e.max ZirPress) ve HP tekniği için lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik (IPS e.max CAD) kullanılmıştır. V grubunda ise zirkonya altyapı üzerine (In-Ceram YZ), T tekniği için feldspatik esaslı seramik (Vita VM9), P tekniği için feldspatik esaslı seramik (Vita PM9) ve HP tekniği için feldspatik esaslı seramik (Vita Mark II) uygulanmıştır. I-HP grubunda arayüzey yapıştırıcı materyali olarak firma tarafından önerilen cam seramik (IPS e.max CAD Crystall./Connect) kullanılırken, V-HP grubunda ise firma tarafından önerilen rezin kompozit (Panavia F 2.0, Kuraray Medical Inc., Japonya) uygulanmıştır.

Kron formundaki örnekler için hazırlanan 1 mm chamfer basamağa sahip metal güdüklerin (N=60) CAD/CAM ünitesinde (In-Eos, Sirona) taranması ile dijital ölçüleri alındı. Elde edilen 3 boyutlu model üzerinde, HP grupları için alt sol birinci molar formunda çift tabakalı tasarım gerçekleştirilirken, T ve P gruplarında ise HP gruplarında elde edilen restorasyon üzerinde her yüzeyden 1 mm azaltılarak anatomik formlu zirkonya altyapılar tasarlandı. Her gruba ait olan altyapı-üstyapı sistemleri (n=10/alt grup) üretici firmanın talimatları doğrultusunda hazırlandı ve rezin modifiye cam iyonomer siman (RelyX luting cement, 3M Espe, Seefeld, Almanya) kullanılarak metal güdükler üzerine simante edildi.

BD testi için tüm gruplarda yer alan zirkonya blokların kesme cihazında su soğutması altında kesimleri tamamlandı ve sinterlendikten sonra (1,5 mm×5mm×25 mm) boyutlarında olan çubuk formundaki zirkonya altyapılar elde edildi. Her bir gruba ait üstyapı seramikleri, üretici firmanın önerileri doğrultusunda aynı boyutlarda hazırlanarak (3 mm×5mm×25 mm) boyutlarında zirkonya altyapı-üstyapı

seramiğinden oluşan çift tabakalı çubuk formundaki örnekler elde edildi (N=60) (n=10/alt grup).

MBD testi için tüm gruplarda yer alan zirkonya blokların kesme cihazında su soğutması altında kesimleri tamamlandı ve sinterlendikten sonra (4 mm×4mm×4 mm) boyutlarında olan küp formundaki zirkonya altyapılar elde edildi. Her bir gruba ait üstyapı seramikleri, üretici firmanın önerileri doğrultusunda (2,5 mm×2,5mm) boyutlarında hazırlanarak örnekler tamamlandı (N=60) (n=10/alt grup).

Tüm mekanik testler için hazırlanan örneklerin tamamı (N=180), 37°C, %100 nem içeren ortamda en az 48 saat olmak üzere mekanik testlerin uygulanmasına kadar bekletildi. Mekanik testler evrensel test cihazında [(KD testi için; Shimadzu Autograf AG-500 kNG, 1mm/dak); (BD ve MBD testleri için; Shimadzu Autograf AG-50 kNG, 0.5mm/dak)] gerçekleştirildi ve her test yöntemine ait dayanım değerleri (MPa±SS) kaydedilerek istatistiksel analiz yapıldı (ANOVA, Post Hoc Benferroni; $\alpha=0.05$). Kırık yüzeyleri stereomikroskopta ve taramalı elektron mikroskobunda (SEM) (Jeol JSM 5200, Japonya) incelendi. Stres dağılımları sonlu elemanlar analiz (FEA) testi (Simufact.forming v11.0, Almanya) ile değerlendirildi.

KD testi sonucunda I grubunda; HP (4408,30±608,21) ile T (4322,62±462,05) alt grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız iken ($p>0,05$), P alt grubu (2506,60±593,72) verileri HP ve T alt gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı ($p=0,00$) derecede düşük bulunmuştur. V grubu analizlerinde ise; HP (1900,10±254,193), T (6102,10±1519,802) ve P (4117,80±1083,553) alt grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0,00$). Alt gruplar arasındaki analizlerinde ise I-HP alt grubu, V-HP alt grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek iken ($p=0,00$); I-T alt grubu V-T'ye ($p=0,02$), I-P alt grubu

ise V-P'ye ($p=0,01$) göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük değerler göstermiştir. Altı alt grup arasında, en yüksek KD değeri V-T ($6102,10\pm1519,802$) grubunda görülür iken, en düşük KD değeri V-HP ($1900,10\pm254,193$) grubunda gözlemlenmiştir.

BD testi sonucunda I grubunda; HP ($583,33\pm62,66$) ile P ($565,92\pm54,37$) alt grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız iken, T alt grubu ($428,33\pm41,01$), istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur. V grubunda ise; HP ($496,85\pm96,72$), T ($496,10\pm36,66$) ve P ($538,84\pm72,95$) alt grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Gruplar arası analizlerde ise; I-HP grubu değerleri V-HP sonuçlarına göre ve V-T grubu değerleri I-T sonuçlarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek iken; I-P ve V-P alt grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

MBD testi sonucunda I grubunda; P ($29,57\pm7,82$) ile T ($27,59\pm5,20$) alt grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız iken, HP ($49,41\pm6,44$) alt grubu değerleri T ve P alt gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. V grubu analizlerinde ise; T ($35,92\pm6,21$) ve P ($32,97\pm6,7$) alt grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız iken, HP ($24,58\pm4,77$) alt grubu değerleri T ve P alt gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Gruplar arası analizlerde ise I-HP alt grubu verileri V-HP sonuçlarına göre ve V-T alt grubu verileri I-T sonuçlarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunurken; I-P ve V-P alt grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir.

KD testi sonucunda; I-HP grubunda zirkonya ve seramik içinde koheziv kırık gözlenirken, I-T ve I-P gruplarında seramik içinde koheziv kırılma görüldü. V-HP grubunda adeziv kırılma saptanırken, V-T ve V-P gruplarında az sayıda seramik ve

zirkonya içinde koheziv kırılma olmak üzere genellikle seramik içinde koheziv kırılma gözlemlendi. BD testi sonucunda tüm örnekler zirkonya altyapıyı da kapsayarak 2 parçaya ayrılırken, SEM görüntülerinde tabakalama ve ısı-basınç ile şekillendirme yöntemlerinde seramik içinde lateral çatlakların ve porözitelerin olduğu gözlemlendi. MBD testi sonucunda ise tüm gruplarda adeziv ve kombine kırılma görüldüğü için, dayanım değerleri ve kırık paternleri arasında ilişki kurulamadı. Ayrıca gerçekleştirilen FEA testinde gözlemlenen stres dağılımları, dayanım değerleri ve materyal özelliklerinin altyapı-üstyapı seramiklerinin bağlantısı üzerinde etkili olduğunu göstermiştir.

Üstyapı seramiklerinin mekanik özellikleri ve hazırlanma yöntemleri iyi değerlendirilerek, doğru altyapı-üstyapı kombinasyonu tercihi ve uygun altyapı tasarımı sayesinde uzun süreli klinik başarıya sahip restorasyonların elde edilmesi mümkündür.

BÖLÜM VI

ABSTRACT

Fracture resistance of zirconia framework crown restorations veneered with three different methods

The most frequently encountered clinical complication of zirconia supported restorations, the use of which has been increasing in recent years, is indicated to be the delamination or chipping of the veneering ceramic. Because the mechanism of bonding between the zirconia framework and veneering ceramic is still not exactly known, the bond strength of bilayered structures continues to be a current research topic. In our study, the fracture resistance of zirconia supported crown restorations, the superstructures of which has been fabricated by using different veneering techniques, were investigated. Also, the flexural bond strength (BD) test was used to analyze the effect of flexural strength of the veneering ceramics and shear bond strength (MBD) test was used to determine the effect of bond strength of the interfacial band strength. Finite element analysis (FEA) test was applied to observe the stress distributions which were occurred during the mechanical tests, whereas the fractographic analysis was used to determine the origin and propagation of cracks with stereomicroscope and scanning electron microscopes.

In our study, the zirconia materials fabricated with CAD/CAM and the veneering ceramics applied with different techniques [layering (T), pressing (P), rapid prototyping (HP)] belonging to different manufacturing firms [IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein (I), VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany (V)] were

used. Therefore in I group, nano-fluoroapatite ceramic (IPS e.max Ceram) for T, fluoroapatite ceramic (IPS e.max ZirPress) for P and lithium disilicate reinforced ceramic (IPS e.max CAD) for HP were used on the zirconia framework (IPS e.max ZirCAD). In V group, feldspathic ceramic (Vita VM9) for T, feldspathic ceramic (Vita PM9) for P and feldspathic ceramic (Vita Mark II) for HP were applied on the zirconia framework (In-Ceram YZ). Whereas special glass ceramic were used in I group as the interfacial bonding material, the resin composite were used in V group according to manufacturer instructions.

The digital impressions were taken by scanning the metal dies, fabricated to crown formed specimens (N=60) which had 1 mm chamfer, in the CAD/CAM unit (In-Eos, Sirona). While multilayered design was performed as a mandibular left first molar for HP groups, 1 mm reduced design from the design of restorations obtained in HP groups were prepared in both of the T and P on the obtained 3D model. The superstructure and substructure combinations which were different for each group (n=10/subgroups) were fabricated according to manufacturer instructions and cemented on the metal dies by using resin modified glass ionomer cement (RelyX luting cement, 3M Espe, Seefeld, Germany).

The zirconia blocks were sectioned under water cooling with a slow speed diamond saw for BD test and after the sinterization the bar shaped zirconia frameworks were provided in the dimension of (1.5 mm×5mm×25 mm). The veneering ceramics belonging to each group were prepared in the same dimensions according to manufacturer instructions and finally bilayered bar shaped specimens were obtained as (3 mm×5mm×25 mm) (N=60) (n=10/subgroups).

The zirconia blocks were sectioned under water cooling with a slow speed diamond saw for MBD test and after the sinterization the cube shaped zirconia

frameworks were provided in a dimension of (4 mm×4mm×4 mm). The veneering ceramics belonging to each group were prepared in the dimension of (2.5mm×2.5 mm) according to manufacturer instructions (N=60) (n=10/subgroups).

All specimens (N=180) were stored at 37°C, 100% humidity for 48h until the mechanical tests were performed. Mechanical tests were performed [(for KD; Shimadzu Autograf AG-500 kNG, 1mm/min); (for BD and MBD tests; Shimadzu Autograf AG-50 kNG, 0.5mm/min)] and the strength values according to each groups were recorded and statistically analyzed (ANOVA, Post Hoc Benferroni, $\alpha=0.05$). SEM examinations of fractured specimens were evaluated (Jeol JSM 5200, Japon) and the stress distributions were analyzed with FEA (Simufact.forming v11.0).

For KD test in I group, significantly low values ($p=0.00$) were obtained in group P (2506.60 ± 593.72) ($p<0.05$) while there were no significant differences between L (4322.62 ± 462.05) and HP (4408.30 ± 608.21) groups ($p\geq0,05$). For V group, there was statistically significant differences among the HP (1900.10 ± 254.193), T (6102.10 ± 1519.802) and P (4117.80 ± 1083.553) groups ($p=0.00$). While I-HP groups had significantly higher values from V-HP ($p=0.00$); statically lower values were shown in I-T than V-T ($p=0.02$) and I-P than V-P ($p=0.01$). Among the six subgroups, the highest KD values were found in V-T (6102.10 ± 1519.802), and the lowest values were obtained in V-HP (1900.10 ± 254.193) group.

For BD test in I group, while there were no significant differences between P (565.92 ± 54.37) and HP (583.33 ± 62.66) groups, L (428.33 ± 41.01) group exhibited the lowest values ($p<0.05$). In V group, there was no statistically significant differences among the HP (496.85 ± 96.72), T (496.10 ± 36.66) and P (538.84 ± 72.95).

According to intergroup analysis, the I-HP and V-T groups had significantly higher values from V-HP and I-T respectively, whereas there were no significant differences between the I-P and V-P.

For SBS tests in I group, significantly higher values were obtained in R (49.41 ± 6.44) group, while there were insignificant differences between P (29.57 ± 7.82) and L (27.59 ± 5.20) groups. In V group, while there were insignificant differences between T (35.92 ± 6.21) and P (32.97 ± 6.7) groups, significantly lower values were obtained in HP (24.58 ± 4.77) group. In the intergroup analysis, the I-HP and V-T groups had significantly higher values from V-HP and I-T respectively, whereas there were no significant differences between the I-P and V-P.

In the KD test, while the cohesive fracture within zirconia and ceramic were observed in I-HP group, cohesive failure within ceramic was observed in the I-T and I-P groups. In V-T and V-P groups, little cohesive failure within ceramic and zirconia was observed, the most of which were within the ceramic. After the BD test, while the all specimens were fractured including the zirconia frameworks, the lateral cracks and porosities were observed in layering and pressing groups according to SEM views. For MBD test, a correlation between the strength values and fracture types could not be made, because both adhesive and mixed failures were observed in all groups. The stress distributions observed in FEA test, point to the conclusion that the strength values and material properties had an effect on the bonding of the substructures and superstructures.

It's possible to fabricate restorations which provide long term clinical success by considering the mechanical properties and processing techniques of the veneering ceramic and making the preference of the right substructure-superstructure combinations and appropriate framework design.

BÖLÜM VII

YARARLANILAN KAYNAKLAR

1. Aboushelib, M.N., Feilzer, A.J., Kleverlaan, C.J. (2009). Bridging the gap between clinical failure and laboratory fracture strength tests using a fractographic approach. *Dent Mater*, 25: 383–391
2. Aboushelib, M.N., de Jager, N., Kleverlaan, C.J., Feilzer, A.J. (2005). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater*, 21: 984–991
3. Aboushelib, M.N., de Jager, N., Kleverlaan, C.J., Feilzer, A.J. (2007). Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. *Dent Mater*, 23: 952–959
4. Aboushelib, M.N., Kleverlaan, C.J., Feilzer, A.J. (2006). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations Part II: Zirconium veneering ceramics. *Dent Mater*, 22: 857-863
5. Al-Amleh, B., Lyons, K., Swain, M. (2010). Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil*, 37; 641–652
6. Al-Dohan, H.M., Yaman, P., Dennison, J.B., Razzoog, M.E., Lang, B.R. (2004). Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent*, 91: 349-355
7. Akın, E. (1999). Dishekimliginde Porselen. (3. Baskı). İstanbul: İstanbul Üniversitesi Yayınları
8. Anusavice, K.J. (2003). Dental ceramics. In 'Phillips' Science of dental materials. Saunders, Missouri, USA, 655-719

9. Anusavice, K.J., Dehoff, P.H., Fairhurst, C.W. (1980). Comparative evaluation of ceramic–metal bond tests using finite element stress analysis. *J Dent Res*, 59: 608–613
10. Anusavice, K.J., De Hoff, P.H., Twiggs, S.W., Lockwood, P.C. (1983). Thermal shock resistance of porcelain discs. *J Dent Res*, 62: 1082-1085
11. Anusavice, K.J., Kakar, K., Ferree, N. (2007). Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clin Oral Impl Res*, 18: 218-231
12. Ashkanani, H.M., Raigrodski, A.J., Flinn, B.F., Heindl, H., Mancl, L.A. (2008). Flexural and shear strengths of ZrO₂ and a high-noble alloy bonded to their corresponding porcelains. *J Prosthet Dent*; 100: 274-284
13. Bagby, M., Marshall, S.J., Marshall, G.W. (1990). Metal ceramic compatibility: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 63: 21–25
14. Baldissara, P., Llukacej, A., Ciocca, L., Valandro, F.L., Scotti, R. (2010). Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent*, 104: 6-12
15. Barghi, N., Richardson, J. (1978). A Study of Various Factors Influencing Shade of Bonded Porcelain. *J Prosthet Dent*, 39: 282-286
16. Beuer, F., Edelhoff, D., Gernet, W., Sörensen, J.A. (2009). Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses (FDPs). *Clin Oral Investig*, 13: 445–451
17. Beuer, F., Schweiger, J., Eichberger, M., Kappert, H.F., Gernet, W., Edelhoff, D. (2009). High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings--a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater*, 25: 121-128

18. Borba, M., de Araujo, M.D., Fukushima, K.A., Yoshimura, H.N., Cesar, P.F., Griggs JA, Della Bona, A. (2011). Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. *Dent Mater*, 27: 710-721
19. Burke, F.J.T., Watts, D.C. (1994). Fracture resistance of teeth restored with dentin bonded crowns. *Quintessence International*, 25: 335-340
20. Chai, J., Tkahashi, Y., Sulaiman, F., Chong, K., Lautenschlager, E.P. (2000). Probability of fracture of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 13: 420-424
21. Chevalier, J., Deville, S., Munch, E., Jullian, R., Lair, F. (2004). Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials*, 25: 5539–5545
22. Choi, B., Han, J., Yang, J., Lee, J., Kim. S. (2009). Shear bond strength of veneering porcelain to zirconia and metal cores. *J Adv Prosthodont.*, 1: 129-135
23. Choi, J.E., Waddell, J.N., Torr, B., Swain, M.V. (2011). Pressed ceramics onto zirconia. Part 1: Comparison of crystalline phase present, adhesion to a zirconia system and flexural strength. *Dent Mater*, 27: 1204-1212
24. Christensen, G.J. (2001). Computerized restorative dentistry. *J Am Dent Assoc*, 132: 1301-1303
25. Claus, H. (1985). Structural Analyses of Ceramometallic Systems, The Mechanism of the Ceramometallic Bond. *Quintessence Dent Technol*, 9: 673-681
26. Claus H. (1990). Vita In-Ceram, a new system for producing aluminium oxide crown and bridge substructures. *Quintessence Zahntech*, 16: 35-46
27. Craig, R.G. (1989). *Restorative Dental Materials*. (8. Baskı). Toronto: Mosby Company
28. Craig, R.G. ve Powers, J.M. (2002). *Restorative dental materials*. 11th ed. Mosby; p. 551-592

29. Çömlekoğlu, M.E., Güngör, M.A., DüNDAR, M., Özcan, M., Gökçe, B., Artunç, C. (2009). Güçlendirilmiş dental seramiklerin vickers sertlikleri ve yük altında kırılma davranışları. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 12: 119-123
30. Çömlekoğlu, M.E., DüNDAR, M., Özcan, M., Güngör, M.A., Gökçe, B., Artunç, C. (2008). Evaluation of bond strength of various margin ceramics to a zirconia ceramic. *J Dent*, 36: 822-827
31. DeguDent Dental Document: Cercon smart ceramics. (2003). Direction for use. DeguDent GmbH, Hanau, Germany
32. DeHoff, P.H., Anusavice, K.J., Wang, Z. (1995). Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater*, 11: 126-131
33. Della Bona, A., Anusavice, K.J., DeHoff, P.H. (2003). Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures. *Dent Mater*, 19: 662-669
34. Della Bona, A., Anusavice, K.J., Mecholsky, Jr J.J. (2003). Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dent Mater*, 19: 693-699
35. Della Bona, A., van Noort, R. (1995). Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res*, 74: 1591-1596
36. Denry, I., Holloway, J.A. (2010). Ceramics for Dental Applications: A Review. *Materials*, 3: 351-368
37. Denry, I., Kelly, J.R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, 24: 299-307
38. Deville, S., Chevalier, J., Fantozzi, G., Bartolome, J., Requena, J., Moya, J. (2003). Low-temperature ageing of zirconia-toughened alumina ceramics and its implication in biomedical implants. *J Eur Ceram Soc*, 23: 2975-2982

39. Deville, S., Chevalier, J., Gremillard, L. (2006). Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials*, 27: 2186-2192
40. Dong, J.K., Luthy, H., Wohlwend, A. ve Schärer, P. (1992). Heat pressed ceramics: Technology and strength. *Int J Prosthodont*, 5: 9-16
41. Drummond JL, Eliades G. Ceramic behavior under different environmental and loading conditions. *Dental materials in vivo: aging and related phenomena*. Chicago, IL: Quintessence; 2003, 35-45
42. Dündar, M., Özcan, M., Gökçe, B., Çömlekoglu, E., Leite, F., Valandro, L.F. (2007). Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics. *Dent Mater*, 23: 630-636
43. Duret, F., Blouin, J.L., Duret, B. (1988). CAD-CAM in dentistry. *JADA* 117: 115-20
44. Duret, D., Preston. JD. (1991). CAD/CAM In Dentistry. *Curr Opinion Dent*, 1: 150-154
45. Eisenburger, M., Mache, T., Borchers, L., Stiesch, M. (2011). Fracture stability of anterior zirconia crowns with different core designs and veneered using the layering or the press-over technique. *Eur J Oral Sci*, 119: 253-257
46. Ereifej, N., Rodrigues, F.P., Silikas, N., Watts, D.C. (2011). Experimental and FE shear-bonding strength at core/veneer interfaces in bilayered ceramics. *Dent Mater*, 27: 590-597
47. Fabris, S., Paxton, A.T., Finnis, M.W. (2002). A stabilization mechanism of zirconia based on oxygen vacancies only. *Acta Mater*, 50: 5171-5178

48. Fahmy, N.Z., Salah, E. (2011). An in vitro assessment of a ceramic-pressed-to-metal system as an alternative to conventional metal ceramic systems. *J Prosthodont*, 20: 621-627
49. Filser, F., Kocher, P., Gauckler, L.J. (2003). Net-shaping of ceramic components by direct ceramic machining. *Assembly Autom*, 23: 382–390
50. Fischer, J., Fleetwood, P.W., Baltzer, N. (1999). Thermal creep analysis of precious metal alloys for the ceramic-fused-to-metal technique. *Journal of Biomedical Material Research (Applied Biomaterials)*, 48: 258–264
51. Fischer, J., Stawarczyk, B., Hämmerle, C.H. (2008). Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. *J Dent*, 36: 316-321
52. Fischer, J., Stawarczyk, B., Trottmann, A., Hammerle, C.H.F. (2008). Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. *Dent Mater*, 25: 419-423
53. Flegler, S.L., Heckman, J.W., Klomparens, K.L. (1993). Scanning and transmission electron microscopy: An introduction. Oxford Univ. Press.
54. Geng, J.P., Keson, B.C.T., Liv, G.R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature, *J Prosthet Dent*, 8: 585-598
55. Giordano, R. (2006). Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc*, 137: 14-21
56. Goiato, M.C., Santos, M.R., Pesqueira, A.A., Moreno, A., dos Santos, D.M., Haddad, M.F. (2011). Prototyping for surgical and prosthetic treatment. *J Craniofac Surg*, 22: 914-917
57. Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S.P., Swain, M.V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. PartI. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater*, 20: 956-962

58. Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S.P., Swain, M.V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater*, 20: 449-456
59. Guazzato, M., Quach, L., Albakry, M., Swain, M.V. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent*, 33: 9-18
60. Guess, P.C., Kulis, A., Witkowski, S., Wolkewitz, M., Zhang, Y., Strub, J.R. (2008). Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dent Mater*, 24: 1556-1567
61. Guess, P.C., Zavanelli, R.A., Silva, N.R., Bonfante, E.A., Coehlo, P., Thompson, V.P. (2010). Monolithic CD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: Comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont*, 23: 434-442
62. Güngör, M.A., Artunç, C., Sonugelen, M., Toparli, M. (2002). The evaluation of the removal forces on the conus crowned telescopic prostheses with the finite element analysis (FEA). *J Oral Rehabil*, 29: 1069-1075
63. Güngör, M.A., Dündar, M., Artunç, C. (2005). Dişhekimliğinde Gerilme Analiz Yöntemleri, *EÜ Dişhek Fak Dergisi*, 26: 107-116
64. Heffernan, M.J., Aquilino, S.A., Diaz-Arnold, A.M., Haselton, D.R., Stanford, C.M. ve Vargas, M.A. (2004). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core and veneer materials. *J Prosthet Dent*, 88: 10-15
65. Heintze, S., Scherrer, P., Albrecht, T. (2011). Performance of two new CAD/CAM veneering systems during cyclic/static loading. IADR/AADR/CADR 89th General Session and Exhibition

66. Hill, T.J., Chlosta, K., Tysowsky, G. (2011). The fracture load of three CAD-CAM veneering systems over zirconia. IADR/AADR/CADR 89th General Session and Exhibition
67. Hojjatie, B., Anusavice, K.J. (1993). Effects of initial temperature and tempering medium on thermal tempering of dental porcelains. *J Dent Res*, 72: 566-571
68. Holden, J.E., Goldstein, G.R., Hittelman, E.L., Clark, E.A. (2009). Comparison of the marginal fit of pressable ceramic to metal ceramic restorations. *J Prosthodont*, 18: 645-648
69. Höland, A.W., Strub, J.R., Scharer, P. (1989). Metal Ceramic And All-Porcelain Restorations: Current Considerations. *Int J Prosthodont*, 2: 13-26
70. Imanishi, A., Nakamura, T., Ohyama, T. (2003). 3D Finite element analysis of allceramic posterior crowns. *J Oral Rehabil*, 30: 818–822
71. International Organization for Standardization. ISO 9693:1999. Metal-ceramic dental restorative systems. Geneva: International. Organization for Standardization; 1999. Available at: <http://www.iso.org/iso/store.htm>
72. Ishibe, M., Raigrodski, A.J., Flinn, B.D., Chung, K.H., Spiekerman, C., Winter, R.R. (2011). Shear bond strengths of pressed and layered veneering ceramics to high-noble alloy and zirconia cores. *J Prosthet Dent*, 105: 29-37
73. Ivoclar report. (1994). IPS Empress ceramic. July, No: 10.
74. Ivoclar report. (2010). IPS e.max CAD-On. September
75. Ivoclar report. (1998). IPS Empress 2. December, No: 12
76. Ivoclar report. (2010). Telio CAD. April
77. Jeong, S.M., Ludwig, K., Kern, M. (2002). Investigation Of The Fracture Resistance Of Three Types Of Zirconia Posts In All-Ceramic Post-And-Core Restorations. *Int J Prosthodont*, 15: 154–158

78. Jones, D.W. (1985). Development of Dental Ceramics. *Dent Clin North Am*, 29: 621-644
79. Kelly, J.R. (1999). Clinically relevant approach to failure testing of allceramic restorations. *J Prosthet Dent*, 81: 652–661
80. Kelly, J.R., Nishimura, I., Campell, S.D. (1996). Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspective. *J Prosthet Dent*, 75: 18-32
81. Kern, M., Douglas, W.H., Fechtig, T., Strub, J.R., DeLong, R. (1993). Fracture strength of all-porcelain, resin bonded bridges after testing in an artificial oral environment. *J Dent*, 21, 117-121
82. Komine, F., Blatz, M.B., Matsumura, H. (2010). Current status of zirconia-based fixed restorations. *J Oral Sci*, 52: 531-539
83. Komine, F., Strub, J.R., Matsumura, H. (2012). Bonding between layering materials and zirconia frameworks. *Japanese Dental Science Review*, 48: 153-161
84. Kosmac, T., Oblak, C., Jevnikar, P., Funduk, N., Marion, L. (2000). Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res*, 53: 304-313
85. Kou, W., Kou, S., Liu, H., Sjögren, G. (2007). Numerical modeling of the fracture process in a three-unit all-ceramic fixed partial denture. *Dent Mater*, 23: 1042–1049
86. Lange, F.F. (1982). Transformation toughening. Part 4. Fabrication, fracture-toughness and strength of $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-ZrO}_2$ composites. *J Mater Sci*, 17: 247–254
87. Lawn, B.R., Bhowmick, S., Bush, M.B., Quasim, T., Rekow, E.D., Zhang, Y. (2007). Failure modes in ceramic-based layer structures: a bias for materials design of dental crowns. *Journal of American Ceramic Society*, 90: 1671-1683

88. Lenz, J., Thies, M., Wollwage, P. ve Schweizerhof, K. (2002). A note on the temperature dependence of the flexural strength of a porcelain. *Dent Mater*, 18: 558-560
89. Liu, Y., Feng, H., Bao, Y., Qiu, Y., Xing, N., Shen, Z. (2010). Fracture and interfacial delamination origins of bilayer ceramic composites for dental restorations. *J Eur Ceram Soc*, 30: 1297-1305
90. López-Mollá, M.V., Martínez-González, M.A., Mañes-Ferrer, J.F., Amigó-Borrás, V., Bouazza-Juanes, K. (2010) Bond strength evaluation of the veneering-core ceramics bonds. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 15: 919-923
91. Lorenzoni, F.C., Martins, L.M., Silva, N.R., Coelho, P.G., Guess, P.C., Bonfante, E.A., Thompson, V.P., Bonfante, G. (2010). Fatigue life and failure modes of crowns systems with a modified framework design. *J Dent*; 38: 626-634
92. MacCulloch, W.T. (1988). Advances in dental ceramics. *Br Dent J*, 16: 361-365.
93. Magne, P., Belser, U. (1997). Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram alumina and Spinell ceramic. *Int J Prosthodont*, 10: 459- 466
94. Matinlinna, J.P., Heikkinen, T., Özcan, M., Lassila, L.V., Vallittu, P.K. (2006). Evaluation of resin adhesion to zirconia ceramic using some organosilanes. *Dent Mater*, 22: 824-831
95. May, K.B., Russell, M.M., Razzoog, M.E., Lang, B.R. (1998). Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent*, 80: 394-404
96. McLean, J.W. (1979). The science and art of dental ceramics. Vol:1 Quintessence Pub. Co. Inc. Chicago
97. McLean, J.W. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent*, 85: 61-66

98. McLean, J.W., Hughes, T.H. (1965). The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J*, 119: 251-262
99. McLaren, E.A. (1998). All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 19: 307-312
100. McLaren, E.A., Sorensen, J.A. (1994). Fabrication of conservative ceramic restorations using copy-milling technology. *Quintessence Dent. Tech*, 17: 19-25
101. Mehl, A., Hickel, R. (1999). Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent*, 2: 9-35
102. Messer, P.F., Piddock, W., Lloyd, C.H. (1991). The strength of dental ceramics. *J Dent Res*, 19: 51-55
103. Miyazaki, T., Hotta, Y. (2011). CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J*, 1: 97-106
104. Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*, 28: 44-56
105. Mörmann, W., Bindle, A. (2002). All-ceramic chair- side computer-aided design/computer-aided machining restorations *Dent Clin North Am*, 46: 405-426.
106. Nally, J.N. (1971). Chemico-physical analysis and mechanical test of the ceramco-metallic complex. *Inter Dent J*, 18: 309-325
107. Nayır, E. (1999). *Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi (John McCabe)*. 7.baskı, İstanbul
108. Naylor, P., Beatty, E. (1992). Materials and techniques in fixed prosthodontics. *Dent Clin North Am*, 36: 665-689

109. O'Brien, W.J. (1997). *Dental materials and their selection*, 2nd edition. Quintessence Pub Co Inc, Carol Stream, Illinois
110. Özcan, M., Niedermeier, W. (2002). Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *Int J Prosthodont*, 15: 299-302
111. Özpınar, B., Aksoy, G. (1994). Akrilik ve Seramik Kuron Uygulanmış Dişlere Gelen Kuvvetlerin Oluşturduğu Gerilmelerin Sonlu Elemanlar Analizi FEA Yöntemiyle İncelenmesi, *EÜ Dişhek Fak Dergisi*, 15: 1-14
112. Pallis, K., Griggs, J.A., Woody, R.D., Guillen, G.E., Miller, A.W. (2004). Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent*, 91: 561-569
113. Peyton, F.A. ve Craig, R.C. (1971). *Restorative Dental Materials*. (4.Baskı). St.Louis: The C.V. Mosby Company
114. Phillips, R.W., Swartz, M.L., Norman, R.D. (1969). *Materials for the Practicing Dentist*. Saint Louis: Mosby Company
115. Piconi, C., Macauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20: 1-25
116. Placido, E., Meira, J.B., Lima, R.G., Muench, A., de Souza, R.M., Ballester, R.Y. (2007). Shear versus micro-shear bond strength test: a finite element stress analysis. *Dent Mater*, 23: 1086-1092
117. Qualtrough, A.J.E. ve Piddock, V. (1997). Ceramic Update. *J Dent*, 25: 91-95
118. Raigrodski, A.J. (2004). Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am*, 48: 531-544

119. Raigrodski, A.J. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 92: 557-562
120. Raigrodski, A.J., Chiche, G.J., Potiket, N., Hochstedler, J.L., Mohamed, S.E., Billiot, S., Mercante, D.E. (2006). The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent*, 96: 237-244
121. Raigrodski, A.J., Hillstead, M.B., Meng, G.K., Chung, K.H. (2012). Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 107: 170-177
122. Rekow, E.D., Silva, N.R., Coelho, P.G., Zhang, Y., Guess, P., Thompson, V.P. (2011). Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *J Dent Res*, 90: 937-952
123. Rosentritt, M., Steiger, D., Behr, M., Handel, G., Kolbeck, C. (2009). Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *J Dent*, 37: 978-983
124. Sailer, I., Feher, A., Filser, F., Gauckler, L.J., Lüthy, H., Hämmerle, C.H. (2007). Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int. J. Prosthodont*, 20: 383-388
125. Sailer, I., Gottnerb, J., Kanelb, S., Hammerle, C.H. (2009). Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. *Int J Prosthodont*, 22: 553-560

126. Saito, A., Komine, F., Blatz, M.B., Matsumura, H. (2010). A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *J Prosthet Dent*, 104: 247-257
127. Sano, H., Shono, T., Sonoda, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Carvalho, R. (1994). Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater*, 10: 236-240
128. Sau, C.W., Oh, G.S., Koh, H., Chee, C.S., Lim, C.C. (1999). Shear bond strength of repaired composite resins using a hybrid composite resin. *Oper Dent*, 24: 156-161
129. Scherrer, S., Cesar, P.F., Swain, M.V. (2010). Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: A critical literature review. *Dent Mater*, 26: 78-93
130. Scherrer, S.S., Kelly, J.R., Quinn, G.D. ve Xu, K. (1999). Fracture toughness (K_{Ic}) of a dental porcelain determined by fractographic analysis. *Dent Mater*, 15: 342-348
131. Schmitt, J., Holst, S., Wichmann, M., Reich, S., Göllner, M., Hamel, J. (2009). Zirconia posterior fixed partial dentures: a prospective clinical 3-year follow-up. *Int J Prosthodont*, 22: 597-603
132. Schmitter, M., Mueller, D., Rues, S. (2012). Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *J Dent*, 40: 154-162
133. Schmitter, M., Mussotter, K., Rammelsberg, P., Stober, T., Ohlmann, B., Gabbert, O. (2009). Clinical performance of extended zirconia frameworks for fixed dental prostheses: Two-year results. *J Oral Rehabil*, 36: 610-615

134. Schweitzer, D.M., Goldstein, G.R., Ricci, J.L., Silva, N.R., Hittelman, E.L. (2005). Comparison of bond strength of a pressed ceramic fused to metal versus feldspathic porcelain fused to metal. *J Prosthodont*, 14: 239-247
135. Seghi, R.R., Sorensen, J.A. (1995). Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont*, 8: 239-246
136. Silva, N.R., Bonfante, E., Rafferty, B.T., Zavanelli, R.A., Martins, L.L., Rekow, E.D., Thompson, V.P., Coelho, P.G. (2012). Conventional and modified veneered zirconia vs. metaloceramic: fatigue and finite element analysis. *J Prosthodont*, 21: 433-439
137. Silva, N.R., Bonfante, E.A., Zavanelli, R.A., Thompson, V.P., Ferencz, J.L., Coelho, P.G. (2010). Reliability of metaloceramic and zirconia-based ceramic crowns. *J Dent Res*, 89: 1051-1056
138. Silva, N.R.F.A., Sailer, I., Zhang, Y., Coelho, P.G., Guess, P.C., Zembic, A., Kohal, R.J. (2010). Performance of zirconia for dental healthcare. *Materials*, 3: 863-896
139. Silva, N.R., Witek, L., Coelho, P.G., Thompson, V.P., Rekow, E.D., Smay, J. (2011). Additive CAD/CAM process for dental prostheses. *J Prosthodont*, 20: 93-96
140. Sjölin R, Sundh A, Bergman M. (1999). The Decim system for the production of dental restorations. *Int J Comput Dent*; 2: 197- 207
141. Sorensen JA. (2004). The Lava system for CAD/CAM production of high strength precision fixed prosthodontics. *Quintessence Dent Technol*; 26: 57- 67
142. Stawarczyk, B., Özcan, M., Roos, M., Trottmann, A., Sailer, I., Hämmerle, C.H.F. (2011). Load-bearing capacity and failure types of anterior zirconia crowns veneered with overpressing and layering techniques. *Dent Mater*, 27: 1045-1053

143. Strub, J.R., Rekow, E.D., Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*, 137: 1289- 1296
144. Studart, A.R., Filser, F., Kocher, P., Lüthy, H., Gauckler, L.J. (2007). Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater*, 23: 115- 123
145. Suarez, M.J., Lozano, J.F.L., Salido, M.P., Martinez, F. (2004). Three year clinical evaluation of In-ceram zirconia posterior fpds. *Int J Prosthodont*, 17: 35-18
146. Sundh, A., Molin, M., Sjögren, G. (2005). Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater*, 21: 476-482
147. Sundh, A., Sjögren, G. (2006). Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater*, 22: 778–784
148. Swartz, M.L., Philips, R.W. (1955). A method of measuring the adhesive characteristics of dental cement. *J Amer Dent Assoc*, 50: 172-176
149. Şahin, E., Aktaş, G., Özcan, N., Aydın, D.H. ve Akça, K. (2009). Restoratif diş hekimliğinde CAD/CAM laboratuvar uygulamaları: Sirona inlab sistemi. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 33: 41-46
150. Taskonak, B., Yan, J., Mecholsky, Jr. J.J., Sertgoz, A., Kocak, A. (2008). Fractographic analyses of zirconia-based fixed partial dentures. *Dent Mater*, 24: 1077-1082
151. Theunissen, G., Bouma, J.S., Winnubst, A.J.A., Burggraaf, A.J. (1992). Mechanical properties of ultrafine grained zirconia ceramics. *J Mater Sci*, 27: 4429-4438

152. Tholey, M.J., Berthold, C., Swain, M.V., Thiel, N. (2010). XRD² microdiffraction analysis of the interface between Y-TZP and veneering porcelain: Role of application methods. *Dent. Mater*, 26: 545-552
153. Thompson, J.Y., Stoner, B.R., Piascik, J.R., Smith, R. (2011). Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dent Mater*, 27: 71-82
154. Thompson, G.A. (2004). Determining the slow crack growth parameter and Weibull two-parameter estimates of bilaminate disks by constant displacement-rate flexural testing. *Dent Mater*, 20: 51-62
155. Tinschert, J., Mautsch, W., Augthun, M., Spiekermann, H. (2001). Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina- and zirconia- based three- unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont*, 14: 231- 238
156. Tinschert, J., Schulze, K.A., Natt, G., Latzke, P., Heussen, N., Spiekermann, H. (2008). Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *Int J Prosthodont*, 21: 217–222
157. Tinschert, J., Zvez, D., Marx, R., Anusavice, K.J. (2000). Structural reliability of alumina leucite-, mica-, and zirconia-based ceramics. *J Dent*, 28: 529-535
158. Toksavul, S., Artunç, C., Ulusoy, M., Toman, M. (2002). Tüm seramik kronlar. *İzmir*
159. Toksavul, S., Türkün, M., Toman, M. (2004). Esthetic enhancement of ceramic crowns with zirconia dowels and cores: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 92:116-119
160. Toman, M., Toksavul, S., Firidinoğlu, K. (2008). Tüm seramik restorasyonlar ve klinik uygulaması: olgu sunumu. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 11: 49-52

161. Tsalouchou, E., Cattell, M.J., Knowles, J.C., Pittayachawan, P., McDonald, A. (2008). Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. *Dent Mater*, 24: 308-318
162. Tuccillo, J.J., Cascone, P.J. (1983). The Evaluation of Porcelain Fused To Metal Alloy Systems. McLean, J.W.: Dental Ceramics, First ISC. 347-371. Berlin: Quintessence Publishing
163. Ural Ç. (2011). Diş Hekimliği Pratiğinde Tamamı Seramik ve Cad-Cam Uygulamaları. *Dirim Tıp Gazetesi*, 86: 27-38
164. Vagkopoulou, T., Koutayas, S.O., Koidis, P., Strub, J.R. (2009). Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent*, 4 :130-151
165. Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A., De Munck, J. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater*, 26: 100-121
166. Van Noort, R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dent Mater*, 28: 3-12
167. Van Noort R. (2002). Introduction to Dental Materials. Mosby, London.
168. Van Noort, R., Noroozi, S., Howard, I.C., Cardew, G. (1989). A critique of bond strength measurements. *J Dent*, 17: 61–67
169. VITA Zahnfabrik Working Instruction. Rapid Layer Technology. October 2010
170. Wall, G.J., Cipra, L.D. (1992). Alternative Crown Systems. *Dent Clin North Am* 36: 765-781
171. Warpeha, W.S., Goodkind, R.J. (1976). Design and technique variables affecting fracture resistance of metal-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*, 35: 291-298

172. Wassel, R., Walls, A., Steele, J. (2002). Crowns and extra-coronal restorations, Material selection. *Brit Dent J*, 192: 1-16
173. White, S.N., Miklus, V.G., McLaren, E.A., Lang, L.A., Caputo, A.A. (2005). Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all- ceramic system. *J Prosthet Dent*; 94: 125-131
174. Wiedhahn, K. (2011). The impression-free Cerec multilayer bridge with the CAD-on method. *Int J Comput Dent*, 14: 33-45
175. Wohlwend, A., Strub, J.R., Scharer, P. (1989). Metal ceramic and allporcelain restorations current considerations. *Int J Prosthodont*, 2, 13-26
176. Yamamoto, M. (1985). *Metal-Ceramics*. Illinois: Quintessence Publishing Co, Inc.
177. Yavuzylmaz, H., Turhan, B., Bavbek, B., Kurt, E. (2005). Tam seramik sistemleri II. *G Ü Dişhek Fak Derg*, 22: 49-60
178. Yihong, L., Hailan, F., Yiwang, B., Yan, Q., Ning, X., Zhijian, S. (2010). Fracture and interfacial delamination origins of bilayer ceramic composites for dental restorations. *Journal of the European Ceramic Society*, 30: 1297-1305
179. Yilmaz, H., Aydin, C., Gul, B.E. (2007). Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent*, 98: 120-128
180. Zarone, F., Russo, S., Sorrentino, R. (2011). From porcelain-fused-to-metal to zirconia: Clinical and experimental considerations. *Dent Mater*, 27: 83-96
181. Zeng, K., Oden, A., Rowcliffe, D. (1996). Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont*, 9: 434-443

182. Zhao, K., Pan, Y., Guess, P.C., Zhang, X.P., Swain, M.V. (2012). Influence of veneer application on fracture behavior of lithium-disilicate-based ceramic crowns. *Dent Mater*, 28: 653-660

ÖZGEÇMİŞ

11.07.1985 yılında İzmir’de doğdum. İlkokul ve ortaokulu Mustafa Reşit Paşa İlköğretim Okulu’nda, lise öğrenimimi Karşıyaka Anadolu Lisesi’nde tamamladım. 2003 yılında girdiğim İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nden 2008 yılında mezun oldum. Aynı yıl Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda doktora eğitimime başladım.