

PINAR ŞEŞEN

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

DOKTORA TEZİ

İSTANBUL-2022

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

(DOKTORA TEZİ)

**CAD/CAM OKLÜZAL VENER RESTORASYONLARIN
KIRILMA DAYANIMLARININ FARKLI MATERİYAL
KALINLIKLARINA VE PREPARASYON DİZAYNLARINA
GÖRE KARŞILAŞTIRILMASI**

PINAR ŞEŞEN

**DANIŞMAN
PROF. DR. OLCAY ŞAKAR**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2022

TEZ ONAYI

(Bu sayfa yerine, başarılı geçen Tez Sınavı sonrası sınav tutanağı ekinde yer alan Tez Onay sayfası gelecektir.)



BEYAN



İTHAF

Aileme ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki eğitimim boyunca akademik konularda olduğu kadar hayatımın her alanında bilgi ve tecrübesini esirgemeyen, beni geliştirmek için sabır, içtenlik ve özveriyle daima destek olup yol gösteren, bilimsel alanda yenilik ve gelişmelere olan ilgisiyle iyi bir akademisyen olma yolunda daima vizyonumu genişleten ve beni cesaretlendiren, değerli danışman hocam Prof. Dr. Olcay ŞAKAR'a

Gereç ve yöntemin tasarlanması, gerçekleştirilmesi aşamasında, her türlü bilgi ve desteğini benden esirgemeyen, bana her adımda yol gösteren çok değerli hocam Prof. Dr. Erhan Çömleoğlu'na

Doktora eğitimime bilgi ve tecrübeleriyle katkıda bulunan değerli hocalarım Prof. Dr. Gülbahar Işık Özkol, Prof. Dr. Fatma Ünalın, Prof. Dr. Muzaffer Ateş ve Prof. Dr. Tayfun Bilgin'e

Eğitim sürecimde bilimsel anlamda gelişmeme destek olan, mesleki olarak ilerlememi sağlayan, ufkumu genişleten ve bana her anımda destek olan çok değerli hocalarım Prof. Dr. Tonguç Sülün, Prof. Dr. Canan Bural Alan ve Prof. Dr. Onur Geçkili'ye

Doktora eğitim sürecimde olduğu kadar tez aşamasında benden bilgisini ve desteğini esirgemeyen değerli hocalarım Dr. Burç Gencel'e ve Doç. Dr. Çağatay Dayan'a

Akademik alanda olduğu kadar karşılaştığım her türlü zorlukta yanımda olan, ilgi ve alakasını içtenlikle hissettiren, mesleki bilgisini paylaşan, tez aşamasında benden her türlü desteğini esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Arzu Aykor'a

Ekip olmanın ve birlikte çalışmanın güzelliğini hissettiğim değerli arkadaşlarım Dr. Dt. Ercan Yılmaz, Dr. Dt. Anıl Gürel ve Dok. Öğr. Berk Kaffaf'a

Doktora sürecinde tanıdığım, yakınlık ve desteklerini hayatımın her alanında hissettiğim değerli arkadaşlarım Dr.Dt. Gökçen Ateş, Dok. Öğr. Merve Cansızoglu, Dok. Öğr. Özge Kebapçioğlu Asım, Dok. Öğr. Begüm Bubaş'a

Her alanda desteğini ve sevgisini benden esirgemeyen kürsü sekreterimiz Nermin Akyüz'e

Destekleri için, destek ve yardımları için Cihan Bozpınar ve Mustafa Bacacı'ya, Hüseyin Avcı'ya ve Alishah Erkol'a

Hayatım boyunca her adımında beni destekleyen, cesaretlendiren, kızları olmaktan gurur duyduğum, hayatımın en önemli parçaları olan değerli babam Av.Sinan ŞEŞEN'e ve annem Ülker ŞEŞEN'e,

Sonsuz sevgi, özveri, destek, güç, cesaret kelimelerinin hayatımdaki karşılığı olan, 'iyi ki' dediğim her daim yanımda olan ablam Av.Derya ŞEŞEN KOYUNCU ve abim Uzm. Dr. Tolga KOYUNCU'ya, biricik yeğenim ilk göz ağrım, nefesim Ömer Sinan KOYUNCU'ya,

Sonsuz sevgisini, emeğini, özverisini, desteğini her koşulda bana sunan, daima yanımda olan, beni cesaretlendiren, hayatta ve mesleki alanda ilerlememi sağlayan, meslektaşım, yolunu takip ettiğim ve edeceğim canım ablam, 'iyi ki'm Uzm. Dr. Yeşim ŞEŞEN USLU'ya ve abim Utku USLU'ya, canım yeğenim, mutluluk sebebim Kemal Uslu'ya en içten teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	Vİİ
TABLolar LİSTESİ.....	X
ŞEKİLLER	
LİSTESİ.....	XXİ
SEMBOLLER / KISALTMALAR	
LİSTESİ.....	Xİİİİİ
ÖZET.....	XİV
İV	
ABSTRACT.....	XV
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
1.1. Araştırma Konusunun Tanımı.....	1
1.2. Amaç.....	5
2. GENEL BİLGİLER.....	6
2.1. Posterio İndirekt Adeziv Restorasyonlar.....	6
Posterior İndirekt Adeziv Restorasyonların Endikasyonları.....	7
Posterior İndirekt Adeziv Restorasyonların Kontrendikasyonları.....	8
Posterior İndirekt Adeziv Restorasyonların Avantajları	8
Posterior İndirekt Adeziv Restorasyonların Dezavantajları.....	9
2.1.1. Posterior İndirekt Adeziv Restorasyonların Sınıflandırılması.....	9
İnley Restorasyonlar.....	10
Onley Restorasyonlar.....	10
Overley Restorasyonlar	10
İlave Overley Restorasyonlar	11
Overley-vener/Venerley Restorasyonlar	11
Oklüzal vener/Table-top Restorasyonlar.....	11
Long-wrap Overley Restorasyonlar	13
Adeziv Kuron Restorasyonlar	13

2.1.2. Posterior İndirekt Adeziv Restorasyonların Yapımında Kullanılan Dental Seramikler.....	14
2.1.2.1.Dental Seramiklerin Yapısı ve Sınıflandırılması.....	14
2.1.2.2.Dental Seramik Restorasyonların Üretiminde CAD/CAM Sistemler.....	18
CAD/CAM Sistemlerin Avantajları.....	24
CAD/CAM Sistemlerin Dezavantajları.....	25
CAD/CAM Sistemlerin Sınıflandırılması.....	25
2.1.2.2.1.Diş Hekimliğinde CEREC Sistemleri.....	26
CEREC Sisteminde Optik Ölçü Alımı.....	27
CEREC Sisteminde Tasarım.....	30
CEREC Sisteminde Üretim.....	31
2.1.2.3.CAD/CAM Sisteminde Kullanılan Bloklar.....	32
2.1.3.Adeziv Rezin Simanlar.....	47
2.2.Yaşlandırma Yöntemleri.....	49
2.3.Kırma Testi.....	51
2.4.Oklüzal Dikey Boyut Rehabilitasyonu.....	53
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	58
3.1.Doğal Dişlerin Toplanması.....	60
3.2.Örneklerin Gruplandırılması.....	60
3.3.Dişlerin Akrilik Kalıplara Gömülmesi.....	62
3.4.Preparasyonların Yapılması.....	63
3.5.Restorasyonların CEREC Cihazıyla Dizaynı ve Üretimi.....	63
3.6.Restorasyonların Dişlere Simantasyonu.....	72
3.7.Örneklerin Yapay Yaşlandırma İşlemine Tabii Tutulması.....	74
3.8.Örneklere Kırma Testi Uygulanması.....	76
3.9.Kırma Tipi Analizi.....	77
3.10.İstatiksel Analiz.....	78
4.BULGULAR.....	79
5.TARTIŞMA.....	86
5.1.Gereç ve Yöntemin Tartışılması.....	86
5.2.Bulguların Tartışılması.....	95
6.KAYNAKLAR.....	106
FORMLAR.....	146

ETİK KURUL KARARI.....	147
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	151
ÖZGEÇMİŞ.....	152



TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2.1: Seramiklerde renk oluşumunu sağlayan pigmentler.....	16
Tablo 2.2: Cerec Blok Kimyasal İçeriği.....	34
Tablo 2.3: IPS Empress CAD Kimyasal İçeriği.....	37
Tablo 2.4: IPS E.max CAD Kimyasal İçeriği.....	39
Tablo 3.1: Kullanılan Malzemeler.....	59
Tablo 3.2: Grupların Sınıflandırılması.....	61
Tablo 3.3: IPS E.max CAD bloğun fiziksel ve mekaniksel özellikleri.....	68
Tablo 3.4: Celtra-Duo bloğun fiziksel ve mekaniksel özellikleri.....	69
Tablo 3.5.a.b: IPS E.max CAD restorasyonların kristalizasyon parametreleri.....	70
Tablo 3.6.a.b: IPS E.max CAD restorasyonların glaze parametreleri.....	71
Tablo 3.7: Celtra-Duo restorasyonların glaze parametreleri.....	71
Tablo 3.8: Çiğneme simülöründe kullanılan parametreler.....	75
Tablo 3.9: Kırık tiplerinin sınıflandırılması.....	77
Tablo 4.1: Farklı materyal, kalınlık ve preparasyonlar için elde edilen kırılma dayanım ortalamaları.....	79
Tablo 4.2: Gruplar arası etkilere ilişkin varyasyon kaynağı tablosu.....	81
Tablo 4.3: Kırılma tiplerine ilişkin frekans dağılımları.....	82
Tablo 4.4: Kırılma tiplerinin detaylı incelemesi.....	83

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. Posterior İndirekt adeziv restorasyonların sınıflandırılması.....	9
Şekil 2.2. Onley restorasyonların uygulanması.....	10
Şekil 2.3. Overley restorasyonların uygulanması.....	10
Şekil 2.4. Oklüzal venter tasarımı.....	12
Şekil 2.5. Modifiye oklüzal venter preparasyonları.....	13
Şekil 2.6. Long-wrap restorasyon preparasyonu.....	13
Şekil 2.7. Ortada bir O atomu bulunan SiO tetra hedra bağları.....	14
Şekil 2.8. Dental seramiklerin sınıflandırılması.....	18
Şekil 2.9. Triangulasyon prensibi ile uzaydaki cisimlerin konumlarının belirlenmesi...	28
Şekil 2.10. Cerec omnicam.....	29
Şekil 2.11. Cerec MC XL.....	32
Şekil 2.12. CAD/CAM sistemlerde kullanılan materyaller.....	33
Şekil 2.13. Cerec Blok.....	35
Şekil 2.14. Vita Mark II, Vita Triluxe, Vita Real Life bloklar.....	36
Şekil 2.15. IPS Empress CAD blok.....	37
Şekil 2.16. IPS E.max CAD blok.....	39
Şekil 2.17. Lava Ultimate blok	42
Şekil 2.18. Vita Suprinity blok.....	43
Şekil 2.19. Telio CAD blok.....	45
Şekil 3.1.a.b. Dişlerin akrilik kalıplara gömülmesi.....	62
Şekil 3.2. Dişlerin frezelenmesi.....	63
Şekil 3.3. Dişlerin preparasyonu.....	64
Şekil 3.4. Santral fossa kontrolü.....	64
Şekil 3.5.a. Cerec programında ilk sayfa, b. Örnek bilgilerinin girilmesi.....	65
Şekil 3.6. Marjin çizimi.....	66
Şekil 3.7. Kalınlıkların ayarlanması.....	66
Şekil 3.8. Restorasyon pozisyonunun ayarlanması.....	67
Şekil 3.9. Üretim öncesi restorasyonun blok içinde pozisyonu.....	67
Şekil 3.10. Celtra-Duo ve IPS E.max CAD bloklar.....	68
Şekil 3.11. CEREC İnLab MC XL cihazı.....	68

Şekil 3.12.Ivoclar Vivadent Progromat P500 cihazı.....	72
Şekil 3.13.Variolink Esthetic DC Dual Cure.....	72
Şekil 3.14.Ultradent porselen asiti ve Monobond Plus silan.....	73
Şekil 3.15.Örneklere hidroflorik asit uygulanması.....	73
Şekil 3.16.Adhese Universal uygulanması.....	73
Şekil 3.17.Örneklerin çiğneme simülatöründe yaşlandırılması.....	74
Şekil 3.18.Karşıt diş simülasyonu için kullanılan seramik uç.....	75
Şekil 3.19.Termal siklus cihazında termal yaşlandırma yapılan örnekler.....	76
Şekil 3.20.Örneklerin kırılması.....	76
Şekil 4.1.Kırılma dayanımlarının materyal, kalınlık ve preparasyona göre değişimleri	79
Şekil 4.2.Materyal, kalınlık ve preparasyon şekillerine göre kırılma tipleri.....	81
Şekil 4.3.a.Celtra-Duo Tip I kırık, b. IPS E.max CAD Tip I kırık.....	83
Şekil 4.4.a.Celtra-Duo Tip II kırık, b. IPS E.max CAD Tip II kırık... ..	84
Şekil 4.5.a.Celtra-Duo Tip III kırık, b. IPS E.max CAD Tip III kırık.....	84
Şekil 4.6.a.Celtra-Duo Tip IV kırık, b. IPS E.max CAD Tip IV kırık.....	84
Şekil 4.7.a.Celtra-Duo Tip V kırık, b. IPS E.max CAD Tip V kırık.....	85

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

CAD/CAM	Computer Aided Design Computer Aided Manufacturing
CEREC	CEramic REConstruction
%	Yüzde
°C	Santigrat derece
Mpa	Megapaskal
N	Newton
Kg	Kilogram
Hz	Hertz
µm	Mikrometre
LED	Light Emitting Diode
dk	Dakika
sn	Saniye

ÖZET

ŞEŞEN P. Farklı kalınlık ve preparasyon dizaynlarının cad/cam bloklarından üretilen oklüzal venerlerin kırılma dayanımları üzerine etkilerinin in-vitro olarak araştırılması.

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi AD. Doktora Tezi. İstanbul 2022

Oklüzal vener restorasyonlar minimal invaziv olmaları dolayısıyla sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır. Oklüzal vener materyali olarak lityum disilikat seramikler en çok tercih edilen materyaller olmakla birlikte son zamanlarda zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler de piyasaya sürülmüştür. Ancak iki materyalin pek çok parametre değerlendirilerek yapılmış karşılaştırılmalı çalışması bulunmamaktadır.

Bu çalışmanın amacı; iki farklı seramik materyal (Celtra-Duo, IPS E.max CAD) iki farklı kalınlık (1 mm ve 3 mm) ve üç farklı preparasyon (full (çevresel) shoulder basamak, bukkal shoulder basamak ve basamaksız) değişkenlerinin oklüzal vener restorasyonların kırılma dayanımına etkisini araştırmaktır.

Çalışmada 120 adet çürüksüz insan alt mandibular büyük azı dişi toplanmış ve 12 gruba ayrılmıştır. Preparasyonlar tek bir diş hekimi tarafından, standart bir frez seti yardımıyla yapılmıştır. Restorasyonlar CEREC programı kullanılarak üretilmiş ve adeziv rezin siman kullanılarak simante edilmiştir. Örneklere, çiğneme simülatörü ve termal siklus cihazları yardımıyla yapay yaşlandırma işlemi uygulanmıştır (1.200.000 dinamik, 5000 termal siklus 5-55°C). Bu aşamada hiçbir örnekte kırık ya da çatlak gözlenmemiştir. Universal test cihazı ile statik baskı kuvveti uygulanmış ve kırılma kuvvetleri belirlenmiştir. Kırık tiplerinin belirlenmesi için stereomikroskop kullanılmıştır. İstatistik değerlendirmede üç yönlü varyans analizi kullanılmış, Bonferroni düzeltilmesi uygulanmak suretiyle çoklu karşılaştırmalar yapılmıştır. Kırılma tiplerine göre grupların incelenmesinde ise pearson ki kare testi kullanılmıştır.

Sonuç olarak; kalınlık ve materyal grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmazken, preparasyon şekillerinden sadece full basamak (shoulder) ve basamaksız(anatomik oklüzal redüksiyon) gruplar arasında anlamlı fark bulunmuştur. Basamaksız preparasyon grubu örnekleri, her iki kalınlık ve her iki materyalde en yüksek kırılma dayanımını sergilemiştir. 3 mm kalınlıktaki örneklerde, materyal ve preperasyona bakılmaksızın tamir edilemez kırık tipi istatistiksel olarak daha fazla gözlenmiştir.

Anahtar Kelimeler : Oklüzal vener, kırılma direnci, preparasyon dizaynı, tam seramik restorasyonlar, Celtra-Duo

ABSTRACT

ŞEŞEN P. In-vitro investigation of the influence of different thicknesses and preparation designs on the fracture strength of occlusal veneers produced from cad/cam blocks.

İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics, PhD Project. İstanbul, 2022.

Occlusal Veneers are frequently used as they are minimally invasive restorations. Lithium disilicate ceramics are the first choice of materials for occlusal veneers and zirconia reinforced lithium silicate ceramics are recently introduced commercially. However, there is no scientific study regarding the multi aspect comparison of these two materials yet.

The aim of this study is to comparatively investigate the effects of; two different ceramic materials (Celtra-Duo, IPS E.max CAD) two different thicknesses (1mm & 3mm) and three different tooth preparations (full shoulder, buccal shoulder and anatomical occlusal reduction) as variables on the fracture resistance of occlusal veneer restorations.

120 caries-free mandibular human molars were collected and divided into 12 groups (n=10) for the study. Tooth preparations were made with the same burr set by the same dentist. Restorations were produced by using CEREC software and were cemented with an adhesive resin cement. Samples were subjected to mechanical and thermal aging with the help of a chewing simulator and a thermos-cycle unit (1 200 000 mechanical dynamic and 5000 thermal cycles (5-55 °C)). No cracks or fractures in any of the samples were observed after aging. Static compressive loads were applied by a Universal Testing Machine to determine compressive strengths. A stereo-microscope was used to determine the types of fractures. A three-way analysis of variance was used for statistical evaluation. Bonferroni correction was applied for multiple comparison. The evaluation of fracture types among groups were made with the Chi-Square Test.

The results revealed that; Thickness and material groups did not present any significant differences, whereas only full shoulder and anatomical occlusal reduction groups showed a significant difference among preparation type groups. Anatomical occlusal reduction samples, in both thicknesses and for both materials showed the highest fracture resistance. 3mm thick samples, regardless of material and preparation types, presented statistically significantly more unrepairable fracture type.

Key Words: Occlusal veneer, preparation design, Fracture resistance, Celtra-Duo, full ceramic restorations

1. GİRİŞ VE AMAÇ

1.1. Araştırma Konusunun Tanımı

Oklüzal venerler; posterior bölgede lamina vener preparasyon prensiplerini temel alarak hazırlanan, ekstra koronal restorasyonlar olup mümkün olduğunca sağlam diş dokusunun korunmasını ve ideal adezyonun sağlanmasını hedefleyen güncel bir tedavi seçeneğidir. Bu restorasyon tipi, dişin anatomik yapısı ile birlikte interoklüzal mesafenin göz önünde bulundurulduğu preparasyon şekillerini gerektirmektedir(218, 376).

Oklüzal venerler gibi minimal invaziv yaklaşımlar geleneksel tam kuronlara kıyasla neredeyse %40 daha az madde kaybı oluşturur (101, 193). Sağlam diş yapısına zarar vermemesi, pulpa canlılığının korunması, hassasiyetin az olması, üretim kolaylığı, kolay simantasyon, estetik ve çiğneme fonksiyonun birlikte düzenlenmesi oklüzal venerlerin avantajları olarak sayılabilir (25,362,368,369). Ayrıca daha az madde kaybının yanında daha az diş eti enflamasyonu ve sekonder çürük oluşumu söz konusudur (405).

Oklüzal vener restorasyonlarında preparasyon/ kalınlık/ materyal tipi değişkenlerinin kırılma dayanımı ve kırık tipi üzerine etkilerini araştıran pek çok çalışma mevcuttur (14,25,26,38,40,114,160,163,172,195,218,312,320,383,405). Optimum kırılma direnci restorasyonların ömrünü arttıran en önemli faktörlerden biridir. Yıllar içerisinde kırılma dayanımı geliştirilmiş dental materyaller piyasaya sürülmüş, bonding sistemlerinin fiziksel ve mekanik özelliklerinin geliştirilmesi ile de minimal invaziv restorasyonların kullanımı yaygınlaşmıştır(160). Günümüzde lityum disilikat seramikler gibi CAD/CAM sistemler için üretilmiş çok çeşitli seramik malzemeler mevcuttur. Materyallerin geliştirilmesi ve daha kompozit bir yapı oluşturulması arayışı içindeyken, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (ZLS) seramik adı verilen seramikler piyasaya sürülmüştür. Celtra-Duo ve VITA Suprinity bloklar, yapısında ağırlıkça %10 doldurucu içeren ZLS seramiklere örnek olarak verilebilir (407,408). Lityum malzemelerin bileşimindeki bu varyasyonun restorasyonların kırılma direncini arttırmaya yardımcı olup olmayacağı tartışmalıdır. Zirkonyum ilaveli lityum silikat seramiklerin klinik kullanım sürelerini ve sağ kalım

oranlarını araştıran çeşitli çalışmalar; kısa süreli (1-3 yıl) klinik kullanımda %98-100 oranında başarılı olduklarını ortaya koymuştur (252,304,305,307,407).

Oklüzal vener restorasyonların preparasyon tasarımlarının kırılma direnci üzerine etkili olduğunu belirten çalışmalara (114,144,160) karşın, farklı marjinal kenar hazırlıklarının kırılma dayanımı üzerinde anlamlı bir fark oluşturmadığını belirten çalışmalar da mevcuttur (26, 71). Preparasyon tasarımının kırılma dayanımına etki edeceğini belirten çalışmalar, çoğunlukla konservatif tasarımların daha çok dayanım sergileyeceğini savunmaktadır (114,160). Mehran ve ark.' na göre basamaksız oklüzal redüksiyon uygulanan örnekler, çevresel shoulder basamaklı oklüzal redüksiyon, santral kutucuklu oklüzal redüksiyon ve santral kutucuklu/ çevresel shoulder basamaklı oklüzal redüksiyon yapılan örneklerden daha yüksek kırılma dayanımı sergilemiştir (114). Yine benzer şekilde Huang ve ark. 'nın yaptıkları çalışmada; sadece oklüzal redüksiyon yapılan örnekler, oklüzal redüksiyon+lingual ve mezial aşındırma; oklüzal redüksiyon+lingual/mezial ve distal aşındırma ve tam kuron preparasyonu yapılan örneklerden daha yüksek kırılma dayanımı ortaya koymuştur (160). Halim ve ark.' na göre ise modifiye tasarım (çevresel chamfer basamaklı marjin hattı ve mezial/distal kutucuklu) geleneksel oklüzal vener (basamaksız) tasarımından daha yüksek dayanım sergilemiştir (144).

Bu çalışmaların aksine; Clausen ve ark. (71); straight bevel ve chamfer marjinal bitiş çizgisini, Angerame ve ark. (26); chamfer ve shoulder marjinal bitiş çizgisini karşılaştırdıkları çalışmalarının sonucunda marjinal bitiş çizgisi tasarımlarının kırılma dayanımı üzerinde anlamlı bir etki oluşturmayacağını savunmuşlardır.

Materyal kalınlığının kırılma direncini etkilediğini savunan çalışmalar (25,40,45,63,238,320,370) oldukça yaygın olmak ile birlikte kalınlığın etkisiz olduğunu savunan da (38) mevcuttur. Literatürde, ZLS seramiklerden Celtra-Duo materyali ile üretilmiş oklüzal vener restorasyonlar ile ilgili çalışmalar çok az sayıda (144,383) olup, IPS E.max CAD seramik ve Celtra-Duo materyallerinin karşılaştırıldığı oklüzal vener çalışması bildiğimiz kadarıyla bulunmamaktadır.

Şiddetli oklüzal abrazyon vakalarında, ortodontik malpozisyon durumlarında ve dikey boyut rehabilitasyonlarında genellikle protetik tedavi seçenekleri hareketli dişüstü protezler, tam kuron restorasyonlar ya da indirekt parsiyel restorasyonlardır. Bu gibi vakalarda daha az invaziv, non retantif oklüzal vuner restorasyonlar klinisyenlere oldukça başarılı bir alternatif seçenek sunmaktadır (218, 345, 347,351,376).

Oklüzal vuner restorasyonuna ihtiyaç duyan vakalardan bir tanesi de fonksiyonel sınıf III (Psödoprognati) maloklüzyonlardır. Mandibulanın nöromusküler refleks sonucu ileri yönelmesi ile karakterize fonksiyonel sınıf III vakalarında; maksimal interkuspal pozisyon (MİP) ve sentrik ilişki pozisyonu (SİP) arasında fark söz konusudur. Hastalar alt çeneyi SİP' ye aldığında genellikle anteriorda baş başa kapanış ve posteriorda open bite gözlenirken, alt çeneyi ileri konumlandırıdıkları MİP' de ön çapraz kapanış gözlenir. MİP pozisyonunda düşmüş dikey boyut mevcutken SİP pozisyonunda genellikle oklüzal dikey boyut normaldir. Bu hastalarda telaffuz sorunları ve çiğneme fonksiyon kaybı da sıklıkla gözlenebilen problemler arasındadır(49,52, 220,236,279,292,331).

Yetişkin hastalarda fonksiyonel sınıf III maloklüzyon tedavisinde iyi sonuçlar elde etmek için ortodontik-cerrahi veya ortodontik-protetik tedavi kombinasyonu sıklıkla gereklidir(267). Ayrıca, posterior açık kapanışı düzeltmek ve kabul edilebilir bir oklüzal dikey boyut (OVD) oluşturmak için protetik rehabilitasyon endike olabilir (351). Çünkü bazı vakalarda sadece ortodontik tedavi ile optimum oklüzal dikey boyutun elde edilmesi mümkün olmayabilir(44,65,351).

Bununla birlikte erişkin hastalar ortodonti ve cerrahi tedaviyi reddedebilirler. Ayrıca erişkin ortodontisi, temelde diş hareketi ile ilişkili doku değişiklikleri, tedavinin aşamaları ve tedavi amacı bakımından ergen ortodontisi ile aynı olmakla birlikte, erişkin bireylerin davranışsal ve klinik yönetim için özel olarak dikkate alınması gereken psikososyal, biyolojik ve mekanik yönler gibi konularda farklılıkları vardır(374). Bu açılardan, tedavinin sorunsuz devamının sağlanabilmesi için erişkin bireylerde disiplinler arası bir yaklaşım gerekir (174). İskeletsel problemi nispeten az olan erişkin hastalarda ortodontik-protetik tedaviler iyi bir seçenek olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu hastalarda gelişimin durduğu göz önünde bulundurulursa terapötik prosedürler dentoalveolar seviye ile sınırlı kalacaktır (96).

Aynı zamanda ortodontistler, erişkin hastaların elastiklerin aşınmasının takibi, hijyen bakımı, randevularına uyma vb. gibi talimatlara uyma konusunda daha işbirlikçi olduklarını, ancak uzun süreli tedavilerde uyum problemleri yaşadıklarını belirtmişlerdir. Başka bir deyişle, erişkinler kısa sürede en iyi tedavi sonuçlarını talep etmektedir(333). Adolesanların aksine büyümenin tamamlanması nedeniyle büyüme modifikasyon cihazları yetişkinlerde tercih edilmemektedir(49). Yetişkin kemiği mekanik kuvvetlere daha az tepki verir. Hafif dişeti enfeksiyonlarında adolesanlara göre daha fazla ataşman kaybı ve marjinal kemik kaybı riski vardır. Erişkinlerde marjinal kemik kaybı ve dişeti çekilmesi sık görülmektedir. Etkilenen oklüzal fonksiyon destek kemiklerinde kullanılmama distrofisi gösterebilir Erişkin bireylerde bu olasılıkların hastaya açıkça belirtilmesi ve hastanın beklentileri doğrultusunda multidisipliner prosedüre karar verilmesi gerekmektedir(37).

Fonksiyonel sınıf III hastaların protetik tedavisinde, overlay hareketli bölümlü protezler (HBP), implant destekli hassas bağlantılı HBP' ler veya tam kuron sabit restorasyonlar uygulanabilir (352,353). Oklüzal venerler genellikle oklüzal aşınma ve sınırlı interoklüzal mesafe olması durumunda protetik rehabilitasyon için kullanılır. Bu nedenle bu durumda olabildiğince ince üretilirler (218). Ancak, ortodontik tedaviyi reddeden veya hareketli bölümlü protez kullanmak istemeyen, ortodontik tedaviyi takiben oklüzyonun veya istenen oklüzal dikey boyutun sağlanamadığı fonksiyonel sınıf III maloklüzyonlu erişkin hastalarda posterior açık kapanış ve dikey boyut rehabilitasyonu için daha kalın oklüzal venerlerin yapılmasına ihtiyaç vardır. Böylece preparasyona bağlı dental yapı kaybının önüne geçilecek ve hastalar minimal preparasyonlu sabit restorasyonları kullanabilecektir (20,57,302,350,352,367).

Oklüzal rehabilitasyon uygulanabilecek durumlardan biri de, açık bir sürme yolunun varlığına rağmen dişin yetersiz sürmesi olarak tanımlanan 'primer sürme yetmezliği (primary failure of eruption)' vakalarıdır. Ankiloze olmayan dişlerde bozulmuş sürme mekanizması, dişlerin kısmen ya da tamamen sürmesini engelleyerek açık kapanış oluşmasına neden olur. Bu vakalarda; ankiloza yol açabileceği ve hatta durumdan etkilenmemiş normal dişlerin intrüzyonuna neden olabileceği için ortodontik tedavi önerilmez. Etkilenen diş oral mukozaya girmeden önce veya girdikten bir süre sonra sürmeyi durdurabilir(145).

Tedavi olarak, etkilenen dişlerin segmental osteotomi ya da distraksiyon osteogenezis ile oklüzyona getirilmesi düşünülebilir, ancak hastanın cerrahi tedaviye istekli olması gerekmektedir (126,177). Bu gibi durumlarda, özellikle erişkin hastalarda hareketli bölümlü protezler, kuron restorasyonlar, onley restorasyonları uygulanması daha uygun seçeneklerdir (335,393). Primer sürme yetmezliğinden etkilenen vakalarda, dişlerde madde kaybı oluşmasını önleyerek oklüzyonu ideal hale getirmek ve açık kapanışı tedavi etmek için oklüzal venerler de alternatif bir seçenek olarak düşünülebilir.

1.2. Amaç

Yukarıdaki bilgiler ışığında bu tez çalışmasının amacı, alt molar dişlere uygulanan oklüzal vener restorasyonlarda farklı materyal, farklı preparasyon tipi ve farklı kalınlıkların kırılma dayanımı üzerine etkilerinin belirlenmesidir. Tez çalışmasının başlangıç hipotezleri şöyledir:

- 1- Kullanılan farklı malzemeler arasında kırılma direnci açısından anlamlı bir fark yoktur.
- 2- Farklı restorasyon kalınlıkları kırılma dayanımını etkilemez.
- 3- Farklı preparasyon dizaynları arasında kırılma dayanımı bakımından anlamlı fark yoktur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Posterior İndirekt Adeziv Restorasyonlar

Uzun yıllardır çürük, travma ve atrizyon gibi nedenlere bağlı olarak doku kaybı ve form değişikliğine uğramış posterior dişlerin tedavisinde en öngörülür yaklaşım olarak kabul edilen tam kuron restorasyonları günümüzde yerini non-invaziv yaklaşımlara bırakmıştır.

Tam kuron uygulamalarında yüksek oranda diş preparasyonu yapılmakta ve kalan sağlam diş dokusu desteğini kaybetmektedir. Bu durum vital pulpa dokusunda zarara neden olabilir. Bununla birlikte tam kuron restorasyonlarının mine-sement birleşim hattında yani gingival marjinlerde bitirilmesi dişin esneklik ve stres açısından en riskli kısmı olduğu için beraberinde birçok olumsuz sonuç da getirebilir (134). Örneğin, yüksek stres konsantrasyonu gingival marjinde simanın bozulmasına yol açarak mikrosızıntı, pulpal patoloji, çürük oluşumu ve diş kırılmasına sebep olabilir(72). Restorasyon sınırının mine-sement birleşim hattının altına uzatıldığı durumlarda ise; 150-400 µm kalınlığa sahip sement dokusu gerek örtücülük gerekse bağlantı açısından en az güvenilir bölge olacaktır(121).

Tam kuron uygulamalarının bahsedilen dezavantajlarından dolayı, günümüzde daha çok biyomimetik prensipler doğrultusunda, kaybedilen diş dokularını ve fonksiyonlarını geri kazandıracak, konservatif tedavi seçeneklerinin araştırılması ve uygulanması çağdaş diş hekimliğinin hedefi haline gelmiştir. Posterior restorasyon uygulamalarının karar aşamasında; hastanın yaşı, oral hijyen durumu, beslenme alışkanlıkları, restore edilecek diş pozisyonu, kavite şekli, kalan sağlam duvar kalınlığı, servikal marjinlerin konumu, pulpal veya periodontal problemlerin varlığı, biyomekanik prensipler ve estetik özellikler klinisyenlere yol göstermektedir (26, 204, 255, 375).

Mikrohibrit ve nanopartiküllü kompozit rezinler, posterior dişlerin her türlü restorasyonunda en sık kullanılan materyallerdir (216). Ancak günümüzde; kırık/ çatlak oluşumu, abrazyon, polimerizasyon büzülmesi, mikro sızıntı, sekonder çürük ve hassasiyet gibi dezavantajlara sahip posterior direkt kompozit restorasyonların tüm bu olumsuzluklarını elimine edebilmek için seramik ya da kompozit materyallerden

Üretilen indirekt restorasyonların kullanımı giderek yaygınlaşmıştır (98, 127, 193, 268).

Posterior bölgede çeşitli nedenlere bağlı olarak kaybedilen diş dokularının anatomik formunu, estetik ve fonksiyonunu yeniden kazandırmak, bunu yaparken de kalan sağlam dokuları dectelemek için ölçü alınarak ağız dışarısında hazırlanan restorasyonlara ‘indirekt adeziv restorasyonlar’ denir. Kompozit ve seramik indirekt restorasyonların ağız dışarısında üretilmesi polimerizasyon büzülme oranını en aza indirdiği gibi anatomik olarak daha uygun oklüzal yüzey ve kontak alanları oluşturulmasını sağlamaktadır. İndirekt yöntem materyal çeşitliliği açısından da avantaj sağlamaktadır. Laboratuvarı da kullanılan seramik ve kompozit rezinlerin dışında bilgisayar destekli sistemlerde kullanılan özel bloklar da iyi bir alternatif oluşturmaktadır.

Posterior İndirekt Adeziv Restorasyonların Endikasyonları

- Aşınma ve/veya biyokorozyon riski altındaki geniş oklüzal yüzeylerin restorasyonu
- Direkt yöntemle restoratif materyal uygulamalarının mümkün olmadığı geniş sınıf I ve sınıf II kaviteler
- Çatlak dişlerin restorasyonu; yüzeyel küçük çatlakların varlığında çoğunlukla dişlerin canlılığını devam ettirebilmesi için tüberkülleri de yapısına dahil edecek indirekt restorasyonlar uygulanabilir. Derin atlak ve pulpa hasarı durumlarında ise öncelikle kök kanal tedavisi sonrası yine tüberkülleri yapısına alan indirekt restorasyonlar uygulanabilir
- Endodontik tedavili dişlerde kalan sağlam dokuyu desteklemek
- İdeal okluzyonun ayarlanması ve dikey boyut rehabilitasyonları (119,54,143, 34,311)

Posterior İndirekt Adeziv Restorasyonları Kontrendikasyonları

- Kötü oral hijyene sahip hastalar
- Yeterli kavite izolasyonunun sağlanamaması
- Preparasyonun ardından aşırı andırkatlı yüzeylerin kalması
- Restorasyonun adezyonu için yeterli diş dokusunun olmaması
 - Dikey boyut rehabilitasyonu yapılmamış bruksizm olgular (129, 154,364)

Posterior İndirekt Adeziv Restorasyonların Avantajları

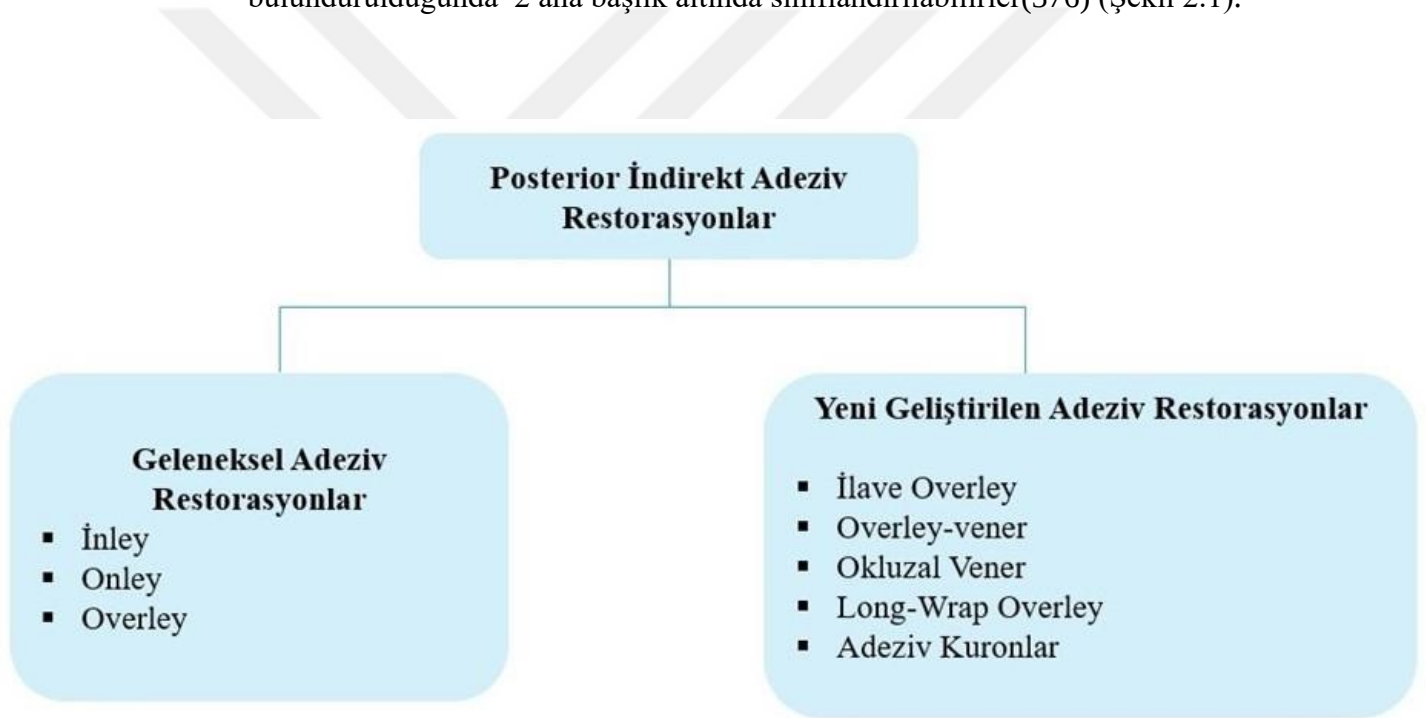
- Kırılma direnci, aşınma direnci ve mikrosızıntı gibi fiziksel/mechanik özellikleri dikkate alındığında direkt kompozit restorasyon uygulamalarına kıyasla daha yüksek uzun dönem klinik başarı sergilerler.
- Direkt kompozit restorasyonların en büyük dezavantajlarından biri olan polimerizasyon büzülmesi ve buna bağlı dişte stres oluşumu sorunu elimine edilmektedir.
- İndirekt uygulamalar açısından özellikle CAD/CAM sistemi ile üretimde kompozit ve seramik materyal seçenekleri oldukça fazla bulunmaktadır. Preparasyon dizaynı, okluzyon ilişkileri göz önünde bulundurularak en uygun materyal seçilebilir.
- Kalan sağlam diş yapısı desteklenmektedir.
- Aproksimal kontakların ve oklüzal temasların daha rahat şekilde görülebilmesi ve uyumlandırılması söz konusudur (78,151,168,239,397).

Posterior İndirekt Adeziv Restorasyonların Dezavantajları

- Uzun dönem klinik başarı için başlangıç preparasyon aşamasından simantasyon aşamasına kadar oldukça yüksek teknik hassasiyet gerektirir.
- Kullanılan cihazlar ve materyallerin maliyetinin yüksektir (61, 343)

2.1.1. Posterior İndirekt Adeziv Restorasyonların Sınıflandırılması

Posterior indirekt adeziv restorasyonlar; preparasyon dizaynları göz önünde bulundurulduğunda 2 ana başlık altında sınıflandırılabilirler(376) (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Posterior indirekt adeziv restorasyonların sınıflandırılması

(Veneziani M.2017)

İnley Restorasyonlar

Sınıf II (MO/OM,MOD) kavitelerde kullanılan ve sınırları fissürlerin en derin noktası ile tüberkül tepesi arasındaki mesafenin 1/3 ünü içeren adeziv restorasyonlardır (341, 376).

Onley Restorasyonlar

Kök kanal tedavili geniş sınıf II kaviteye sahip dişlerde, en az bir tüberkülün restorasyona dahil edildiği, muhakkak bir marjinal sırt ve iki aksiyal duvar desteğine ihtiyaç duyan adeziv restorasyonlardır. Üretimde kompozit ve seramik materyaller kullanılmaktadır (374, 21) (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Onley restorasyon uygulaması (Veneziani M.2017)

Overley Restorasyonlar

Marjinal sırt ve aksiyal duvar desteği olmayan, bukkal ve/veya palatinal/lingual yüzeyleri içeren, oklüzal yüzün tamamının tasarıma dahil edildiği adeziv restorasyonlardır. Bu tarz restorasyonlarda ilk tercih genellikle seramik materyallerdir (376). (Şekil 2.3)



Şekil 2.3. Overley restorasyon uygulaması (Veneziani M.2017)

İkinci grupta yer alan restorasyonlar, sağlam diş dokusunun en üst seviyede kalmasını sağlamayı ve bunu yaparken de daha konservatif çalışmayı hedefler(376).

İlave overley restorasyonlar

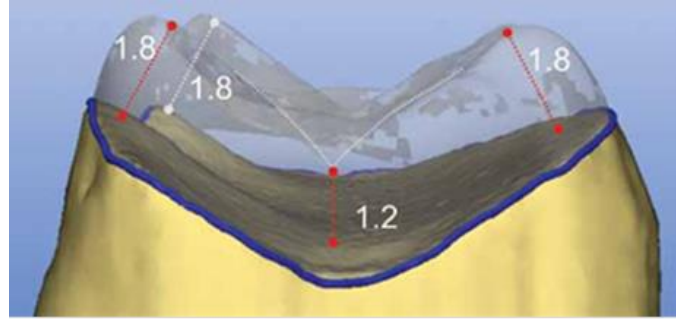
Kısmi ya da genellikle tüm oklüzal yüzeyin kaplandığı, preparasyon gerektirmeyen restorasyonlar olup aşınmış dişlerde okluzyon düzenlenmesinde ve/veya dikey boyut rehabilitasyonlarında kullanılırlar. Üretimde kompozit reçine kullanılabileceği gibi çoğunlukla lityum disilikat seramik tercih edilir (376).

Overley-vener/ Venerley restorasyonlar

Dişin bukkal yüzeyinin de sınırlara dahil edildiği restorasyonlar olup çoğunlukla estetik açıdan dikkat çeken üst küçük azılar bölgesinde renklenme ve doku kayıplarının giderilmesinde kullanılır (376, 119).

Oklüzal vener/ Table-top restorasyonlar

Oklüzal vener terimi, posterior bölgede generalize aşınma vakalarında minimal invaziv bir yaklaşımı benimsemek amacıyla önerilmiştir. Arka grup dişlerde lamina vener restorasyonların preparasyon prensiplerini temel alan, non-retantif, ince adeziv kuron dışı restorasyonlardır (Şekil 2.4). Önerilen porselen kalınlığı 1-1.2 mm civarındır. Bununla birlikte günümüzde CAD/CAM sistemlerde kullanılan güçlendirilmiş materyaller sayesinde daha ince kalınlıklarda oklüzal vener restorasyonların üretilmesi ve kullanılması mümkün olmuştur. Oklüzal venerler genellikle aşınmış dişlerin okluzyon düzenlenmesinde ve/veya dikey boyut rehabilitasyonunda kullanılmaktadır (160, 172,218,219,365).

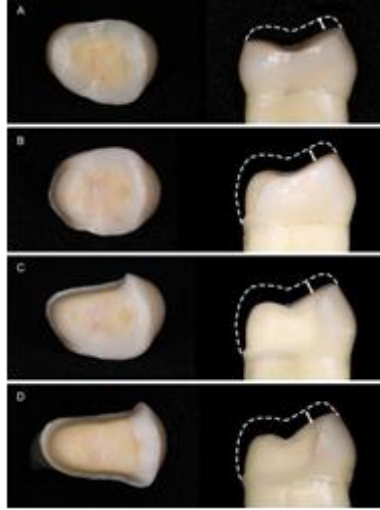


Şekil 2.4. Oklüzal vener tasarımı (Magne P.2010)

Oklüzal venerlerde, marjinal kenar sınırlarının görüş alanı içerisinde oluşu, estetik açıdan ideal sayılmasa da konservatif yaklaşım gerektirmesi, kolayca üretilebilmesi, istenilen oklüzal fonksiyonun rahatlıkla elde edilebilmesi önemli avantajlarındandır (172,365).

Diş aşınmaları oklüzal yüzeyde, fonksiyonel tüberküllerde ve bazen de proksimal yüzeylerde kayıplara neden olabilir(160). Bu tip defektlerde oklüzal fonksiyon ve morfolojiyi restore etmek için oklüzal venerlerin preparasyon tasarımları değiştirilebilir (160, 172,365). Diş yüzeylerinin restorasyonuna göre oklüzal venerler yenilikçi bir şekilde modifiye edilebilir ve 4 farklı preparasyon şekli uygulanabilir (160). (Şekil 2.5)

- **O:** Sadece oklüzal yüzeyin preparasyonu (Şekil 2.5 A)
- **OF:** Oklüzal yüzey ve fonksiyonel tüberkülün yer aldığı aksiyel yüzeyin preparasyonu (Şekil 2.5 B)
- **POF:** Mezial yüzey, oklüzal yüzey ve fonksiyonel tüberkülün yer aldığı aksiyel yüzeyin preparasyonu (Kodlamada P harfi O harfinden önce geliyorsa mezial yüzeyi, sonra geliyorsa distal yüzeyi ifade eder) (Şekil 2.5 C)
- **POFP:** Mezial ve distal yüzeyler, oklüzal yüzey ve fonksiyonel tüberkülün yer aldığı aksiyel yüzeyin preparasyonu (Şekil 2.5 D)



Şekil 2.5. Modifiye oklüzal vener preparasyonları (Huang X.2020)

Long-wrap overley restorasyonlar

Yumuşak doku profilinden bağımsız olarak sert doku kaybına göre bukkal ve/veya palatinal-lingual aksiyal duvarları içine alan restorasyonlardır. Tüm tüberkülleri içine alan ve bununla birlikte çürük, abrazyon, biyokorozyon veya çatlak gibi sebeplerle aksiyal duvarların da sınırlara dahil edilmesi gereken durumlarda kullanımı endikedir. Kompozit daha ucuz olsa da genellikle tercih edilen materyal lityum disilikat seramiklerdir (374). (Şekil 2.6)



Şekil 2.6. Long-wrap restorasyon preparasyonu (Veneziani M. 2017)

Adeziv kuron

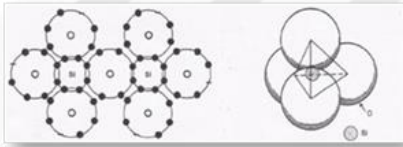
Yumuşak doku konturlarını takip ederek, supragingival marjine uzanan ve dişin tamamen kaplandığı restorasyonlardır. Rubber-dam takılarak izolasyon sağlanır ve simantasyon yapılır(376).

Posterior indirekt restorasyonlarda uzun dönem başarı sağlamak için, kullanılan restoratif materyalin fiziksel ve kimyasal özelliklerinin diş dokularına benzer olması gerekmektedir. Bu sayede oklüzal yükler altında dişte stres oluşumu meydana gelmez. Seçilen materyal aşınmaya direnç göstermeli, biyolojik olarak uyumlu olmalı, ağız sıvılarından etkilenmemeli, uygulanması ve tamiri kolay olmalıdır (12,53).

2.1.2. Posterior İndirekt Adeziv Restorasyonların Yapımında Kullanılan Dental Seramikler

2.1.2.1. Dental Seramiklerin Yapısı ve Sınıflandırılması

Dental seramikler; merkezde silisyum atomu ve dört oksijen atomunun kimyasal bağ kurarak oluşturduğu silisyum tetraoksit'den meydana gelir.(Şekil 2.7) Yapısı esas olarak feldspar, kuartz ve kaolinden oluşmaktadır. Ayrıca yapısına ara oksitler, renk pigmentleri, cam modifiye edici veya akışkanlar, opaklaştırıcı maddeler de eklenmiştir (230,231).



Şekil 2.7. Ortada bir O atomu bulunan SiO tetra hedra bağları

➤ Feldspar ($K_2O - Al_2O_3SiO_2$)

Potasyum alümina silikat ve sodyum alümina silikat içeren, yaklaşık 1300 °C erime ısısına sahip, dental seramiklerin temel yapısını (%70-90) oluşturan maddedir. Fırınlama esnasında kuartz ve kaolini sararak yapının bütünlüğünü sağlar. Eridiğinde camsı yapıda, yüksek viskoziteli bir maddeye dönüşür. Dental seramiklerde genel olarak potasyum oksit içeriği yüksek olanlar tercih edilir. Çünkü potasyum formu erimiş materyalin viskozitesini artırır ve fırınlama sırasında oluşan piroplastik akmayı ve topaklanmayı azaltır. Bu sayede, restorasyon formunun ve yüzey özelliklerinin devamını sağlar (11,70).

➤ **Kuartz (SiO₂)**

Silika yapısında bulunan kuartz dental seramiklerde %10-30 oranında bulunur. Doldurucu görevi görmekte ve yapıya destek sağlamaktadır. Erime ısısının oldukça yüksek değerlere sahip olması (yaklaşık 1700 °C) fırınlama esnasında restorasyon şeklinin korunmasına yardımcı olur. Seramik yapısında kuartz miktarı arttırıldıkça seramik büzülmesi azalacaktır, ancak çok yüksek oranlara ulaşırsa bu sefer de restorasyonun ışık geçirgenliğini olumsuz etkileyecektir (102,402).

➤ **Kaolin (2H₂OAl₂O₃2SiO₂)**

Kaolin; yapışkan yapıda dehydrate olmuş alümina silikattır. Isıya dayanıklı yapıda olup kuartz ve feldspar arasında bağlayıcı rol oynamaktadır. Pişirilmemiş seramik yapının manipülasyonunu kolaylaştırır. Bileşim içerisindeki kaolin miktarı arttıkça seramiğin opasitesi de artacağından sınırlı oranda (%1-5) kullanılır. Diğer tip seramiklere kıyasla dental seramiklerdeki kaolin miktarı daha azdır (11, 28, 102, 264).

➤ **Ara Oksitler**

Alüminyum oksit benzeri ara oksit maddeler camsı yapının sertliğini ve viskozitesini artırır. Borik oksit; genleşmenin azalmasını ve kimyasal direncin artmasını sağlar. Lityum oksit; akışkan ajan yapıya ilave edildiğinde devitrifikasyon riskinin artmasına sebep olur. Magnezyum oksit ise, içerikte çok az miktarda bulunur ve kalsiyum oksitin yerini alabilir. Cam yapıcı oksit olarak görev yapan fosfor pentoksit, cam yapıcı oksit görevindedir ayrıca çok az da olsa opalesans özellik kazandırabilmektedir (259, 260, 402,403).

➤ **Renk Pigmentleri**

Dental porselenlerin ana yapısını oluşturan feldspar nispeten renksiz olduğundan doğal diş tonunu yakalayan restorasyonların üretimini sağlamak adına porselen içeriğine, porselenin erime ısısında yapısını koruyabilen bazı renk pigmentleri (metal oksitler) eklenmektedir. Metal oksitler öğütülür ve elde edilen renk pigmentleri porselen hamuruna ilave edilir(105). Renk oluşumunu sağlayan pigmentler tablo 2.1 ' deki gibidir (260, 225, 334).

Tablo 2.1. Seramiklerde renk oluşumunu sağlayan pigmentler

Metal ve Oksitler	Renk
Titanyum Oksit	Sarı
Uranyum Oksit	Sarı Portakal
Krom Aluminat	Gül Rengi
Metalik Altın	Kahverengi-Kırmızı
Demir Oksit ya da Nikel Oksit	Kahverengi
Kobalt Aluminat	Mavi
Krom ya da Bakır Oksit	Mavi-Yeşil
Manganez	Gri-Lavanta Yeşili
Demir Fosfat ya da Platin	Gri

➤ Cam Modifiye Ediciler veya Akışkanlar

Sodyum, potasyum, kalsiyum oksit, cam modifiye ediciler, silisyum tetrahedra ağ yapısının bütünlüğünü bozarak akışkan rolü oynarlar. Cam yapının yumuşama ısını düşürmek için ilave edilirler (76, 230).

➤ Opaklaştırıcı Maddeler

Doğal diş rengini yakalamak için porselen yapısına eklenen renk fritleri materyalin fazla şeffaf olmasına yol açar. Özellikle de dentin kısmı yüksek opasiteye gereksinim duymaktadır. Opaklaştırıcı ajanlar, öğütülerek ince partiküllerine ayrılmış metal oksitleri içerir. Zirkonyum oksit, titanyum oksit bu amaçla kullanılan oksitlere örnektir (260).

Dental seramikler üretim teknikleri, alt yapıları, mikro yapıları, kullanım yeri, fırınlama ısısı gibi özellikler göz önünde bulundurularak sınıflandırılmaktadır. Conrad ve ark. (74) tam seramikleri alt yapı materyallerine göre 3 grup altında sınıflandırmıştır:

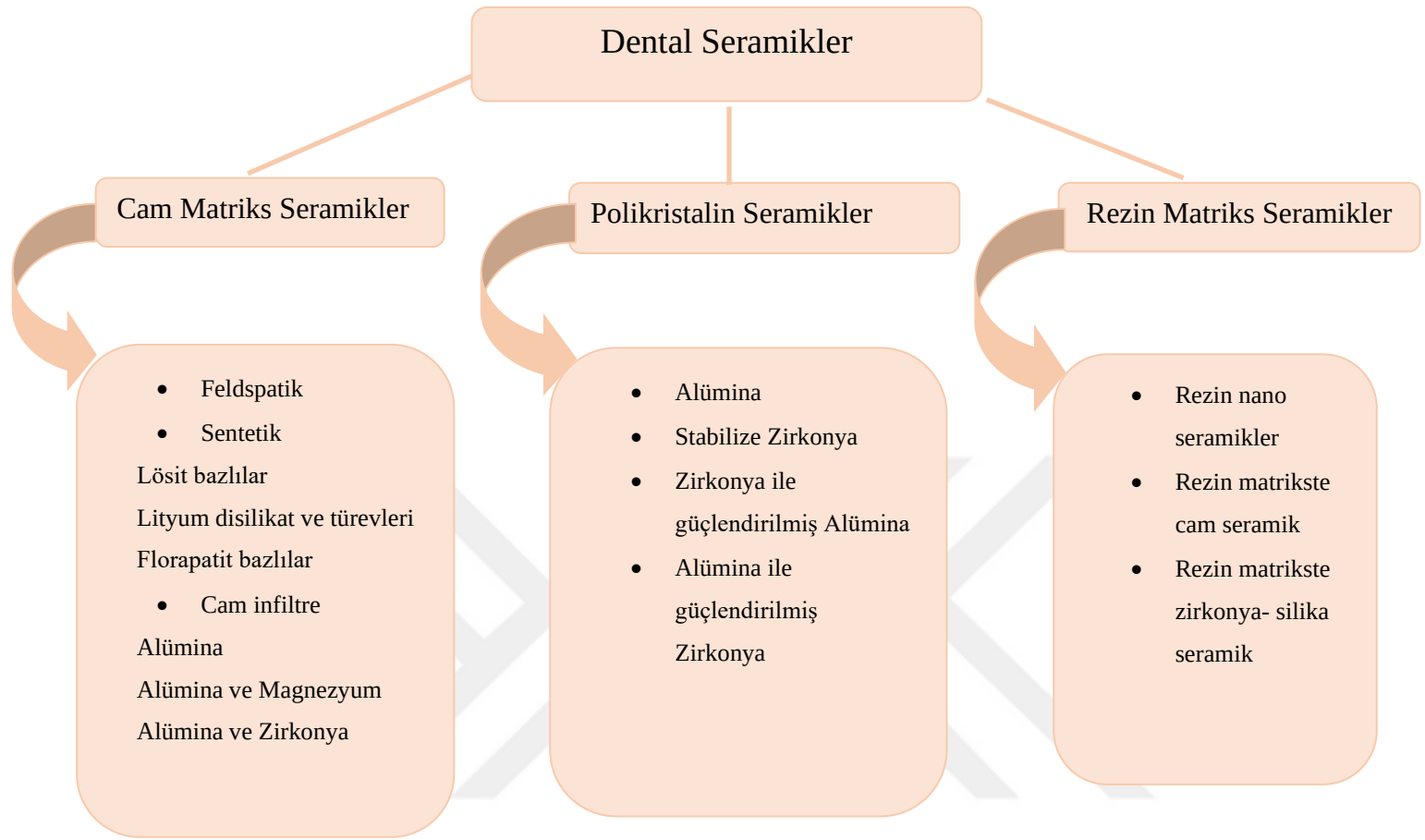
- Cam Seramikler
- Alümina Esaslı Seramikler
- Zirkonya Esaslı Seramikler

Cam seramikleri ise kendi içerisinde; lösit kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler , lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler ve feldspatik seramikler şeklinde üç alt gruba ayırmışlardır (74).

Kelly ve Benetti (180); seramikleri mikro yapılarını göz önünde bulundurarak üç grup altında sınıflandırmıştır:

- Camsı Seramikler (Atomlar birbirlerine gelişigüzel şekilde yani amorf yapıda ve 3 boyutlu bir ağ ile bağlıdır.)
- Doldurucu İçeren Cam Seramikler (Cam seramiklere mekanik özellikleri ile birlikte renk, opaklık ve opalesans gibi optik özelliklerini geliştirmek için kristalin yapıda doldurucular ilave edilmiştir.)
- Polikristalin Seramikler (Cam içermeyen, atomların düzenli ve yoğun diziler halinde sıralandığı seramiklerdir. Bu sayede cam seramiklere kıyasla çatlak ilerlemesi güçleşir.)

Gracis ve ark. (135); cam içerikli yukarıdaki sınıflandırma sisteminin klinisyenler için karmaşık olabileceğini belirtmişlerdir. Bu sınıflandırmaya göre; cam miktarı restorasyonun estetik ve dayanıklılığı üzerinde doğrudan etkilidir. Polikristalin seramikler, cam seramiklere kıyasla daha az estetikler ve genellikle alt yapı materyali olarak kullanılırlar. Polikristalin seramikler üzerine yapılan çalışmalar neticesinde daha saydam yapılı zirkonyalar geliştirilmiştir. Böylece sadece alt yapı materyali olarak kullanılan zirkonya artık tam seramik restorasyonların üretiminde de kullanılmaya başlanmıştır. Gracis ve ark.'nın rezin içerikli materyalleri de dahil ederek yaptıkları yeni sınıflandırma şekil 2.8'de gösterilmektedir.



Şekil 2.8. Dental seramiklerin sınıflandırılması (Gracis S 2015)

2.1.2.2. Dental Seramik Restorasyonların Üretiminde CAD/CAM Sistemler

Son yıllarda dental seramiklerin üretiminde yaygın olarak CAD/CAM sistemleri kullanılmaktadır. Ancak bu sistemlerin yanı sıra dental seramikler aşağıdaki teknikler ile de üretilmektedirler.

Toz-likit tabakalama

Seramik tozu özel bir likit veya distile su ile karıştırılarak day ya da alt yapı materyalinin üzerine fırça ile tabakalar şeklinde uygulanır. Tabakalama sırasında oluşabilecek boşluklar vakumlu fırınlarda yapılan sinterleme işlemi esnasında giderilmektedir. Ancak, sinterizasyon işleminin materyalin büzölmeye yol açması, boşlukların tam anlamıyla giderilmemesi ve materyalin zayıflamasına sebep olması gibi sorunlarla da karşılaşılabilir (228).

Tabakalama tekniği ile üretilen seramikler yüksek translusensliğe ve estetik özelliklere sahiptir (27). Bu yöntem çoğunlukla venter restorasyonların üretiminde ve üst yapı seramiği uygulamalarında kullanılmaktadır. En yaygın örneği feldspatik seramiklerdir.

Duceram LFC (Dentsply, York, PA, USA), Finesse low fusing (Dentsply, York, PA, USA), IPS E.max Ceram (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), IPS Eris (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Lava Ceram (3M ESPE, Seefeld, Germany), Vita D (Vita Zahnfabrik ,Bad Säckingen, Germany), Vitadur Alpha (Vita Zahnfabrik ,Bad Säckingen, Germany), Vita N (Vita Zahnfabrik ,Bad Säckingen, Germany) tabakalama tekniği ile hazırlanan seramiklere örnek olarak verilebilir (132, 137).

Döküm tekniği

Bu yöntemde, cam döküm ve geleneksel kayıp mum tekniği kombine edilmiştir. İstenen restorasyonun tam boyutlarında bir mum modelaj yapılarak fosfat bağlı revetman içerisine alınır. Daha sonra mum uzaklaştırılarak cam seramik materyalin döküm aşamasına geçilir. Dökümü tamamlanan şeffaf ve zayıf yapıdaki restorasyon, seramikleştirme için ikinci kez rövetman içine alınarak yüksek ısı fırınlamaya tabi tutulur. Bu teknik ile hazırlanan seramiklere Dicor (Dentsply, York, USA) ve Cera Pearl (Kyore, San Diego, California, USA) örnek olarak verilebilir (309, 349).

Kayma döküm tekniği (Slip-casting)

Seramik toz partiküllerinin bir likit ile (genellikle su) ile karıştırılmasından elde edilen düşük viskoziteye sahip karışıma ‘slip’ adı verilmektedir. 1989 yılında Fransız diş hekimi ve araştırmacı Dr. Michael Sadoun tarafından geliştirilen ‘slip casting’ de üretimi istenen alt yapının bir kalıbı oluşturulur ve bu kalıba uygun döküm yapılır. Üretilen restorasyon pöröz ve zayıf yapıda olduğu için öncelikle ya tamamen sinterize edilmeli ya da cam infiltrasyonu yapılmalıdır. Bu teknikle, geleneksel feldspatik porselenlere kıyasla daha az pöröz ve daha sert seramik yapı elde edilir (137, 315).

In-Ceram Alumina , In-Ceram Zirkonya , In-Ceram Spinell (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) bu teknikle hazırlanan seramiklere örnek olarak verilebilir (182,396,404).

Sıcak presleme

Kayıp mum tekniği kullanılarak preslenebilir seramiklerin kalıpları üretilmektedir. Preslenebilir seramikler yapı olarak toz porselene benzer ancak daha yüksek kristalin partikülü içermektedir ve daha homojen yapıdadır. Yüksek sıcaklıkta visköz hale getirilen preslenebilir ingotlar yavaşça mum kalıplarda preslenirler. Tekniğin avantajı daha iyi uyum elde edilmesidir. Preslenebilir seramikler genellikle kor ve alt yapı materyali olarak kullanılmaktadırlar (137, 396).

CAD/CAM Sistemler

Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM); diş hekimliğinde bir cismin bilgisayarlı sayısal kontrol sistemleri (CNC) kullanarak tasarlanması ve 3 boyutlu bir nesneden eksiltme yöntemi yoluyla inley, onley, overley, vener, hareketli protez, implant dayanakları ve hatta ortodontik apareylerin üretilmesi anlamına gelir. Geleneksel yöntemde iş akışı diş preparasyonu, ölçü alımı, model üretimi, mum modelaj yapımı, döküm ve fırınlama şeklindeyken CAD/CAM sistemleri sayesinde geleneksel ölçü teknikleri kullanılmadan dijital ölçü ile ağız içi sanal ortama aktarılabilir, sanal tasarım yapılır, ardından freze sistemi kullanılarak restorasyonlar üretilir. Son yıllarda gittikçe popülerliğini arttıran CAD/CAM sistemleri diş hekimliğinin önemli bir parçası haline gelmiştir. Hem muayenehanede hem de labaratuarda kullanılabilen bu teknoloji sayesinde diş hekimleri dijital ölçüleri teknisyenlere gönderebildiği gibi isterlerse restorasyonun tasarım ve üretimini klinikte kendileri yapabilirler (82,303,355).

CAD/CAM sistemlerinin farklı tipleri 1950-1960'lı yıllarda endüstri alanına girdiğinde, diş hekimliğinde de bu yönde gelişmelerin olması bekleniyordu. Bu dönemlerde, endüstriyel uygulamalar için üretilen objelerin geometrisi diş hekimliği restorasyonlarına göre oldukça basitti ayrıca bilgisayarların gücü sınırlıydı ve üretimin yapıldığı CAM sistemleri çok büyüktü. Yine de bu tekniğin dental restorasyonların üretiminde de kullanılabileceği fikri mevcuttur. 1950'li yıllarda endüstriyel alanda kullanılmaya başlayan CAD/CAM sistemlerinin diş hekimliği alanının da kullanımı ilk kez 1971 yılında Dr. Duret tarafından ağız içerisinden dayanak dişin optik ölçüsünün alımı, restorasyonun tasarlanması ve üretimi ile gerçekleştirilmiştir. Dr. Buret, ilerleyen yıllarda Sopha Sistemi'ni geliştirmiş fakat bu sistem optik ölçü, kullanılan materyaller

gibi faktörlere bağlı olarak yaygınlaşamamıştır. Dr. Moermann, ilk ticari CAD/CAM sistemi olan CEREC sisteminin geliştiricisidir. Ağız içerisinde hazırlanan inley kavitesinin optik ölçüsü alınmış ardından aynı gün içerisinde tasarım ve üretim aşamaları gerçekleştirilmiştir. Hasta başında gerçekleştirilen bu uygulama sayesinde CAD/CAM sistemleri diş hekimliği alanında kısa süre içerisinde oldukça yaygınlaşmıştır. 1993 yılına gelindiğinde Matts Anderson Procera Sistemini geliştirmiştir. Dr. Anderson titanyumun döküm zorluğundan dolayı kıvılcım erozyonu tekniğini (spark erosion) kullanarak titanyum altyapı imal edilen CAD/CAM teknolojisinden söz etmiştir ki bu sistem ilerleyen zamanda tüm seramik alt yapıların üretimi için tüm dünyada ağ bağlantılı bir üretim merkezi olarak geliştirilmiştir (82, 97, 243,355).

CAD / CAM sistemleri üç temel fonksiyonel kısımdan oluşmaktadır (46, 232);

1. Tarayıcı kısım: Hazırlanan diş preparasyonunun yanı sıra komşu dişler ve karşıt ark diş dizisi geometrisinin de dijital ortama aktarılıp, üç boyutlu görüntü elde edilmesini sağlayan kısımdır. Veri elde etmek için ağız içerisinde dijital üç boyutlu tarayıcılar kullanılabileceği gibi, ağız dışında da optik ve mekanik tarayıcılar kullanılabilir. Mekanik tarayıcılarda, hazırlanan modeller üzerinden pin, küre ya da iğne şeklindeki uçlar yardımıyla mekanik tarama yapılmaktadır. Procera (Nobel Biocare) mekanik tarayıcıya örnektir. Optik tarayıcı sistemlerde ise ışık kaynağı (beyaz/rengli ışık veya lazer) ve reseptör ünitesi belli bir açı ile durmaktadır. Bilgisayar bu açıyı kullanarak elde edilen görüntüyü 3 boyutlu veri haline getirir. Everest Scan (KaVo) ve Lava Scan ST (3M ESPE) optik tarayıcılara örnek olarak verilebilir.
2. Restorasyon dizaynı/ Yazılım programı (CAD): Üretilcek restorasyonun tasarlanması ve gerekli parametrelerin belirlenmesini sağlayan çok sayıda CAD yazılımı mevcuttur. Ancak tarayıcı kısımlarda olduğu gibi yazılım programları da kendi sistemine özgüdür, birbirleri arasında uyumlandırma yapılamaz. Başlangıçta kullanılan sistemler hekimin tasarım üzerinde değişiklik yapmasına izin vermezken günümüzde geliştirilen birçok sistem bu sorunun aşılmasına olanak sağlamıştır. CAD

yazılımı, dizaynı tamamlanan dijital modeli bir komut serisine dönüştürür ve üretim için CAM ünitesine aktarır.

3. Üretim kısmı (CAM): Tasarımı yapılan restorasyonun verilere uygun olarak bilgisayar kontrolünde üretildiği kısımdır.
 - a. 3 eksenli freze cihazları; uzaysal olarak X,Y,Z eksenleri üzerinde hareket derecesine sahiptirler. Bu 3 eksen dışında kalan bölümlerin; eksen sapmaları, yakınsamalar gibi nedenlerle frezelemesi yapılamaz. Frezeleme süresinin kısalığı, daha ucuz oluşu ve kontrolün kolaylığı gibi avantajlar söz konusudur. inLab (Sirona), Lava (3M ESPE) 3 eksenli freze cihazına örnektir.
 - b. 4 eksenli freze cihazları; X,Y,Z eksenlerine sonsuz değişkenlikte çevrilebilen bir gerilim köprüsü eklenmiştir. Bu cihazlarda büyük oranda yükseklik değişimleri de yapılabilmektedir. Zeno (Wieland-Imes) örnek olarak verilebilir.
 - c. 5 eksenli freze cihazları; bahsedilen 4 eksene ilave olarak freze ekseninin de dönebildiği bir eksen eklenmiştir. Everest Engine (KaVo, Almanya) bu cihazlara örnektir.

CAD/CAM Sistemlerinde Üretim İçin Uygulama Yöntemleri;

- 1- Aşındırma (eksiltme): CAD/CAM blokları elmas frezler/ diskler kullanılarak aşındırılır ve istenen restorasyon üretilir. Frezeleme işlemi materyale bağlı olarak kuru veya nemli olarak yapılabilmektedir Tek üye restorasyon üretiminde oldukça başarılı olmasının yanında fazlaca materyalin ziyan edilmesi söz konusudur. Ayrıca freze işleminin doğruluğu en küçük çaplı freze bağlı olduğundan kullanılan frezin çapından daha küçük olan yüzey detayı fazla millemeye maruz kalır ve restorasyon bu kısımlarda eksik çıkar.
- 2- Ekleme/İlave etme: Tasarlanan restorasyonda rehber koordinat oluşturulması ve bu koordinatlar üzerinden istenilen restorasyon üretilene dek materyal birleştirilmesi şeklindedir. Bu yöntemin dezavantajı katmanların birleşmesi

esnasında büzülme, katlanma ve sertleşmenin gecikmesi gibi sorunlarla karşılaşılabilir. Selektif Lazer Sinterleme (3SP), Doğrudan Metal Lazer Sinterleme (DMLS), Doğrudan Işık Projeksiyonu (DLP) ve Stereolithografi (SLA) gibi teknikler ile uygulanabilir. Selektif lazer sinterleme tekniği metal ve seramik restorasyonların üretiminde kullanılır. Restorasyonun bilgisayar destekli tasarımın yapılmasının ardından metal ya da seramik tozlarının yer aldığı bir küvetten materyal sinterlenir, bu yöntemde materyal artığı kalmaz (46, 178,234,348).

Procera (Nobel Biocare, Goteburg, Sweeden) ve Wol-ceram (Wol-Dent, Ludwigshafen, Germany) sistemler gibi aşındırma ve ekleme yöntemlerinin birlikte kullanıldığı üretim şekilleri de mevcuttur. Procera sisteminde ilave edici yaklaşımla porselen sıkıştırılır ve bu yolla büyütülen metal güdük frezelenir. Büyütme sayesinde eksiltme sırasında restorasyonun dayanıklılığını geliştirmek için yapılan sinterleme esnasında oluşabilecek büzülme kompanse edilmiş olur. Wol-ceram sisteminde ise sulu alümina tozu doğrudan güdük üzerine elektroforetik disperisyon yöntemiyle ilave edilir ve dış konturlar eksiltme yöntemi ile şekillendirilir. Ardından koping güdük üzerinden alınarak cam infiltrasyonu gerçekleştirilir (348).

Üç boyutlu akrilik oklüzal splintlerin ve benzeri dental apareylerin yapımında kullanılan Stereolithografi yönteminde selektif olarak likit içerisindeki akrilik monomerlerinin ışınlı sertleşmesi sağlanır. Günümüzde bu yolla cerrahi rehber plakların (SurgiGuide, Materialise, Leuven, Belgium) ve implant cerrahisinin ardından hemen restorasyon yapımına olanak sağlayacak çalışma modellerinin üretimini sağlayan (Nobel Guide Software, Nobel Biocare) sistemler de mevcuttur (348, 176).

CAD/CAM Sistemlerin Avantajları

Dental CAD/CAM teknolojisi geleneksel yöntemlere kıyasla pek çok avantaja sahiptir:

- Dijital ölçü ile birlikte konvansiyonel ölçü alma yöntemleri ortadan kalkmıştır. Hekim ve hastaya zaman kazandıran bu yöntem sayesinde alçı model dökümü, wax- up, fırınlama gibi laboratuvar işlemleri elimine edilmiştir.
- Konvansiyonel ölçülerde preparasyon sınırları net olarak izlenemeyebilir, hava kabarcığı oluşabilir, model dökülmesine kadar geçen zamana bağlı olarak ölçünün netliği bozulabilir. İleri teknoloji sayesinde hata potansiyeli düşmekte ve daha kaliteli, daha uyumlu restorasyonlar üretilebilmektedir. Dijital ve konvansiyonel ölçü teknikleri ile üretilen restorasyonların hasta memnuniyeti açısından kıyaslandığı ve dijital sistemlerin daha başarılı bulunduğu çalışmalar mevcuttur.
- Bu sistem gerekli durumlarda ikinci bir randevu ihtiyacını ve geçici kuron yapımı işlemlerini elimine etmektedir. Daha kısa sürede daha uyumlu restorasyonlar elde edilebilir.
- Seramik CAD/CAM blokların mineye benzer translusensliği sayesinde doğal diş görünümüne sahip restorasyonlar üretilebilir bununla birlikte hazır bloklarda internal defektler yoktur.
- Dijital ölçü verilerinin bilgisayar ortamında arşivlenmesi de avantajlarından biridir.
- Dijital sistemler ile birlikte indirekt restorasyonlardan kaynaklanabilecek muhtemel çapraz enfeksiyonların önüne geçilmiştir.
- Sistem gelişmiş materyallerin kullanımına olanak sağlamaktadır (7,46,69,82,171,237).

CAD/CAM Sistemlerin Dezavantajları

- Dijital sistemlerin kullanımını kısıtlayan en önemli faktör yüksek üretim maliyetidir.
- Restorasyonun bitim sınırları net olmalıdır. Konvansiyonel ölçü yöntemlerinde bahsi geçen dişeti retraksiyonu, nem kontrolü gibi hususlar burada da geçerliliğini korumaktadır.
- Monokromatik (tek renkli) blok kullanımı özellikle anterior bölgede estetik beklentilerin karşılanmasını zorlaştırır da günümüzde farklı renklerde blokların ve boyama kitlerinin geliştirilmesi sayesinde bu zorluğun üstesinden gelinmeye başlanmıştır (69, 82,237).

CAD/CAM Sistemlerinin Sınıflandırılması

Üretim işleminin yapıldığı yer dikkate alınarak 3 farklı şekilde sınıflandırılabilir:

- Chairside üretimi
- Laboratuvar üretimi (Lab-side üretim)
- Merkezileştirilmiş üretim

➤ Chairside Üretim

Restorasyon üretiminin her aşamasının doğrudan klinik şartlarda yapılabildiği üretim şeklidir. Çoğu zaman ağız içi tarayıcısı ile ölçüm yapılır, üç boyutlu model elde edilip, tasarım yapıldıktan sonra kazıma cihazında işleme tutulur. Bu yöntem hem maliyet açısından avantajlıdır hem çapraz enfeksiyon riskini aza indirir. Ayrıca hasta ve hekim açısından zaman tasarrufu sağlar. CEREC (Sirona) ve PlanScan (Planmeca) bu gruba örnek olarak verilebilir (46).

➤ Laboratuvar üretimi (Lab-side üretim)

Klinik ve laboratuvar ortamlarında iş ortaklığı söz konusudur. Diş hekimi konvansiyonel yöntem ile hastadan aldığı ölçüyü teknisyene gönderir ve ölçüden elde edilen alçı model bir tarayıcı yardımıyla taranarak üç boyutlu model elde edilir. Bu

veriler dental tasarım yazılımı ile işlenmektedir. CAD yazılımında restorasyon dizaynı yapılır ardından da CAM sistemi ile özel freze cihazında üretim gerçekleştirilir (212, 295).

➤ Merkezileştirilmiş üretim

Laboratuvar ortamında taraması yapılan modelden elde edilen veriler internet yoluyla bir üretim merkezine gönderilir. Üretimi yapılan protez bitim işlemlerinin yapılması için laboratuvara yollanır. Üretimin kısmının başka bir frezeleme merkezinde gerçekleştirildiği bu yöntem sadece yazılım ve tarayıcı satın almayı gerektirdiğinden maliyet açısından teknisyene avantaj sağlar. Lava Procera (Nobel Biocare) bu yöntemi kullanmaktadır (207).

2.1.2.2.1. Diş Hekimliğinde Cerec Sistemi (Sirona Dental Systems GmbH,Bensheim,Germany)

Cerec sistemi; ismini ‘chairside economic reconstruction of esthetic ceramic’ (hasta başında estetik seramiklerin ekonomik rekonstrüksiyonu) ifadesinden almaktadır. İlk olarak Dr. Moerman tarafından 1985 yılında inley üretimi yapmak için geliştirilmiş, 1987 yılında da kliniklerde kullanılmaya başlanmıştır. Siemens firması tarafından üretimi gerçekleştirilen Cerec 1 sistemde; üç eksenle aşındırma yapılarak yalnızca inley restorasyonlar üretiliyor ve restorasyonların oklüzal yüzlerinin şekillendirilmesi de hekim tarafından ağız içerisinde tamamlanıyordu. Cihaz üzerinde yapılan çalışmalar neticesinde Siemens firması; 1994 yılında 6 eksenle aşındırma yapabilen Cerec 2 CAD/CAM sistemini tanıtmıştır. 2000’li yıllara gelindiğinde ise teknolojik gelişmeleri takiben Sirona firması sırayla Cerec 3, Cerec inLab, Cerec AC ve Cerec Omnicam sistemlerini piyasaya sürmüştür (243,246,268,359).

Cerec 1 sistemde aşındırıcı bir disk sayesinde inley restorasyonlar meziodistal aksları boyunca aşındırılarak üretilirken, Cerec 2 ‘de sisteme bir elmas silindir daha ilave edilerek parsiyel ve tam kuronların üretimi de yapılmaya başlanmıştır. Cerec 2 sistem; tarayıcı, tasarım yazılımı ve frezeleme ünitesi açısından Cerec 1’den daha üstündür.Örneğin; Cerec 1 sistemde 65.000 olan CCD-chip çözünürlük değeri Cerec 2 sistemde 340.000 pikseldir. Ayrıca kamera Cerec 1 sistemde 50 µm vertikal çözünürlüğe sahipken Cerec 2 sistemde daha yüksek çözünürlüğe sahiptir(153). Cerec 2

sistemde kenar uyumu daha iyi hale getirilmiş ve oklüzal yüzeyin anatomik olarak işlenmesine olanak sağlanmış da olsa zamanla bu sistem de yetersiz kalmıştır. Örneğin; Cerec 2 sistemde kameranın 6.4 mm olan derinlik ölçüm seviyesi ‘düzeltme modu’ kullanılarak ancak 14 mm civarına çıkarılabilmektedir. Cerec 3 sistemde ise düzeltme modu yerine çift triangulasyon yöntemi kullanılmış ve derinlik ölçümü 20 mm’ye kadar ulaşmıştır. Ayrıca Cerec sistemde tasarım ve freze kısımları birbirinden ayrılmıştır. Aşındırma esnasında artık 1 adet yerine 2 adet frez ve bir elmas silindir kullanılmaya başlanmıştır. Bu sayede hem zamandan kazanç olmuş hem de daha detaylı tasarımlar yapılabilmiştir. Bunların yanı sıra sistemin kullanım alanlarına üç üyeli tam seramik köprü restorasyonlarının alt yapı üretimi de eklenmiştir (169,232,243,246,248).

Cerec sistemi ile restorasyon yapımı 3 aşamadan oluşur:

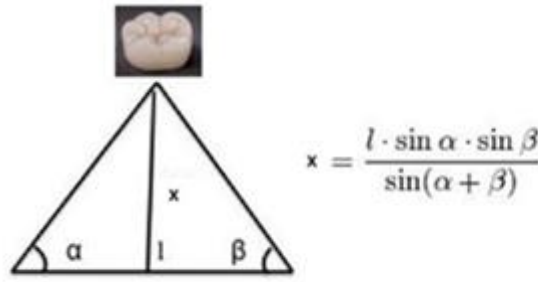
- Optik ölçü alımı
- Restorasyon tasarımı
- Üretim aşaması

Cerec Sistemde Optik Ölçü Alımı

Optik ölçü direkt ve indirekt yöntemler kullanılarak alınabilir.

Direk yöntemde; ağız içi optik tarayıcı ile restorasyonu istenen diş ve komşu diyeti bölgesinin görüntüsü alınarak bilgisayar ortamına aktarılır. Buna karşın indirekt yöntemde; konvansiyonel metotlarla elde edilen alçı model üzerinde ağız dışı tarayıcısı ile tarama yapılır ve veriler İnLab tasarım ünitesindeki yazılım programına aktarılır. Sistemde; direkt yöntem için Redcam, Bluecam ve Omnicam olmak üzere üç farklı kamera, indirekt yöntem için ise ayrı bir ünite şeklinde InEos Scanner geliştirilmiştir(46, 270,355).

Cerec sistemi ‘triangulasyon prensibi’ne dayalı çalışmaktadır. Triangulasyon prensibi, bir noktanın, bilinen iki ayrı noktaya göre uzaklığını ve uzaydaki mevcut konumunu, bu noktalar ile yaptığı açılara ve bu iki nokta arasındaki mesafeye dayanarak hesaplamaktır (Şekil 2.9).



Şekil 2.9 . Triangulasyon prensibi ile uzaydaki cisimlerin konumlarının belirlenmesi (Mörmann 2004)

Optik kameranın içindeki ışık kaynağından, görüntüsü oluşturulacak bölgeye ulaşan paralel ışık demetleri geri yansıyarak ‘charged couple device’(CCD) denen video sensör tarafından algılanır. Işık kaynağı ile sensör arasında bilinen mevcut uzaklık ve ışık demetlerinin oluşturduğu açılar göz önünde bulundurularak taraması yapılan diş bölgesinin uzaydaki konumu belirlenir(247).

Cerec sistemi içerisinde kullanılan ilk optik kamera 840 nm dalga boyu infrared ışık kullanan Redcam’dır. Prepare edilmiş diş yüzeyi ve komşu dokuların ışığı yansıtma özelliğinin yetersiz oluşu kameranın görüntüyü algılamasında problem yarattığından tarama öncesi yüzeyin opak yansıtıcı pudra ile kaplanması gerekmektedir. Günümüzde bu amaçla titanyum dioksit içeren tozlar kullanılmaktadır(299).

Dijital ölçü almadan evvel tükrük, kan, su izolasyonu sağlanır ve yüzeye ortalama 40-60 µm kalınlıkta toz sprey uygulanır. İşlem sırasında ayak pedalı yardımıyla kontrolü sağlanan kamera oklüzal düzleme paralel tutularak hareket ettirilir. Tam görüntü alınabilmesi için kamerayı bukkal ve lingual yüzeylerde de yaklaşık 25⁰ açılarak gezdirmek gerekmektedir. Ayrıca Redcam’de kamera harekete aşırı duyarlı olduğundan ölçü alırken sabit tutulması gerekir (246,247).

İkinci olarak 470 nm dalga boyunda mavi led ışık kullanan Bluecam sistemi geliştirilmiştir. Redcam’e göre dalga boyu düşürülmüş ancak algılama derinliği 1.4cm den 4cm’e çıkmıştır. Bluecam’de ölçü işlemi manuel olabildiği gibi ayak pedalı

kullanmayı gerektirmeden otomatik olarak da alınabilir. Bu sistemde de yansıtıcı toz sprey kullanmak gerekmektedir (233,251).

2012 yılında piyasaya sürülen Omnicam sistemde; toz sprey kullanımı gerekmediği gibi kameranın da sabit tutulması gerekmeksizin hareket ettirilerek diş yüzeyi ve komşu yumuşak dokulara ait video görüntüleri alınmaktadır (Şekil 2.10). Bluecam ile tek bir görüntü alımı söz konusuyken Omnicam ile sürekli görüntüleme yapılarak taranan bölgenin 3 boyutlu modeli oluşturulur. Bluecam ile tek diş ya da tek kadran görüntüsü alınabilirken Omnicam ile tek diş, tek kadran ya da tüm ark gibi daha geniş alanların görüntüsü alınabilir. Tarayıcı uç diş yüzeyine birkaç mm mesafe uzaktan tutularak gezdirilirken istenen zamanda durdurulup yeniden başlatılabildiği gibi oluşturulan model tarama sırasında operatör tarafından kontrol edilebilmektedir. Optik ölçünün başarılı sonuç vermesi adına preparasyon sınırının supragingival seviyede olması ve retraksiyon ipi kullanımı tavsiye edilmektedir(213, 233).



Şekil 2.10. Cerec Omnicam

Cerec sistemlerde tarama aşamasında okluzyon kaydı 2 farklı şekilde alınabilir:

- Bite Material Scan:

Restorasyonu istenen diş ve komşu bölgesinin dijital taraması yapılır. Ardından kapanış silikonu veya mum kullanarak sadece restore edilecek diş bölgesini içeren sentrik oklüzyon kaydı alınır. Bu aşamada, kapanış silikonunun ağız içerisinde sadece restorasyonu yapılacak bölgede yer almasına dikkat edilerek ikinci dijital ölçü işlemi

tamamlanır. Ve yazılım programı ile bu iki görüntü birleştirilerek oklüzyon kaydı tamamlanır. Bu metot özellikle kameranın ulaşmasının zor olduğu bölgeler için idealdir.

- Bukkal Scan:

Preparasyonu yapılan diş komşu bölgesi ile birlikte preparasyonu yapılan diş ve ayrıca antagonist bölgenin dijital ölçüsü alınır. Ardından sentrik oklüzyonda iken vestibül yüzeyden görüntü alınır. Ardından bu görüntüler yazılım programında karşılaştırılarak oklüzyon kaydı tamamlanır (117,252,275,359,399).

Cerec Sisteminde Tasarım

Taramanın ardından görüntü bilgisayar ekranına aktarılır ve preparasyon sınırlarının çizim aşamasına geçilir. Sistem marjin sınırlarını kendisi belirleyebildiği gibi bu hat üzerinde değişiklikler yapmaya da izin verir veya kullanıcı manuel olarak restorasyon sınırlarını kendisi oluşturabilir. Bilgisayar sistemi gingival tabanı ve aksiyal duvarları belirledikten sonra restorasyon şekli otomatik olarak dizayn edilir. Aproksimal temas alanları, kontak noktaları belirlenir. Kullanıcı bunun ardından eksiltme ya da ekleme yöntemiyle istediği şekilde pozisyonel değişiklikler yapabilir. Dizayn sisteme kaydedilir ve CAD/CAM bloklarından üretim aşamasına geçilir(203). Cerec sistemi; biyojenerik, biyojenerik referans ve korelasyon şeklinde farklı dizayn tekniklerine sahiptir.

Biyojenerik dizayn, oklüzal yüzeylerin doğalına yakın şekillendirilmesini sağlar. Restorasyonu yapılacak dişe komşu dişlerden ve karşıt dişlerden alınan ölçüler vasıtasıyla bunların tüberkül boyutları, fissür derinlikleri ölçülür ve algoritmaya aktarılır. Bu sayede doğal görünüme en yakın oklüzal yüzey morfolojisi işlenebilir (9,108,206).

Biyojenerik referans dizaynı, daha çok anterior bölge tasarımı için geliştirilmiştir. Restorasyonu yapılacak dişin dijital ölçüsü alındıktan sonra sistemde hemen simetrik dişin ayna görüntüsü kopyalanarak istenen restorasyon bölgesine yerleştirilir. Bu sayede daha kontrollü ve doğal bir dizayn yapılabilir (9,10,29).

Korelasyon tekniği de anterior bölge tasarımı için geliştirilmiştir ve 2 şekilde uygulanabilir.

- Aşırı derecede madde kaybına sahip dişlerde öncelikle bir mock-up yapılır ve bu modelin dijital ölçüsü alınır. Ve sistem restorasyonu istenen bölgenin mock-up'ından elde ettiği verileri preparasyon görüntüsü ile sistemde birleştirir (136, 186, 366).
- Madde kaybı minimum derecede olan dişlerde preparasyon öncesi ve sonrası dijital görüntüler alınır ve bu veriler birleştirilir ki bu sayede orijinal morfoloji korunmuş olur (108)

Cerec sisteminde alınan dijital ölçünün aktarıldığı ve tasarımın yapıldığı ünite 'Cerec Image Unit' denmektedir. Freze işleminin yapıldığı ünite ise 'Cerec MC XL' dir. Üniteler birbirlerinden bağımsız olarak çalışabilir yani bir tarafta üretim yapılırken aynı anda diğer tarafta yeni restorasyon dizaynı yapılabilmektedir. Bununla birlikte alınan görüntüler .stl formatıyla dışa aktarılabilir(243).

Cerec Sistemlerde Üretim

Restorasyonlar konvansiyonel yöntemleri kullanarak 2-3 seansta yapılabilecekken CEREC sistemi ile 1 saat gibi kısa bir zamanda üretilebilmektedir. Laboratuvar işlemi gerektirmemesi ve tek seansta tamamlanabilmesi bu sistemlerin günümüzde oldukça yaygınlaşmasını sağlamıştır(283).

Kullanılacak blok, freze ünitesinde metal çubuk üzerine yerleştirilir. Cerec MC XL ünitesinin kapağı kapatılarak freze işlemi başlatılır (Şekil 2.11). Sulu ortamda elmas frezler aracılığıyla kesim işlemi yapılır. Su için pompa sistemi ve su rezervi çıkarılabilir ünite de cihazın hemen alt gövdesinde yer almaktadır. Artık elmas partikülleri su rezervinde birikir ve bir filtre yardımıyla tutulur. Kazıma esnasında iki frez ucu simetrik şekilde hareket eder. Restorasyonun şekillenmesi tamamlandıktan sonra aşındırma odacığına düşer (92,203).

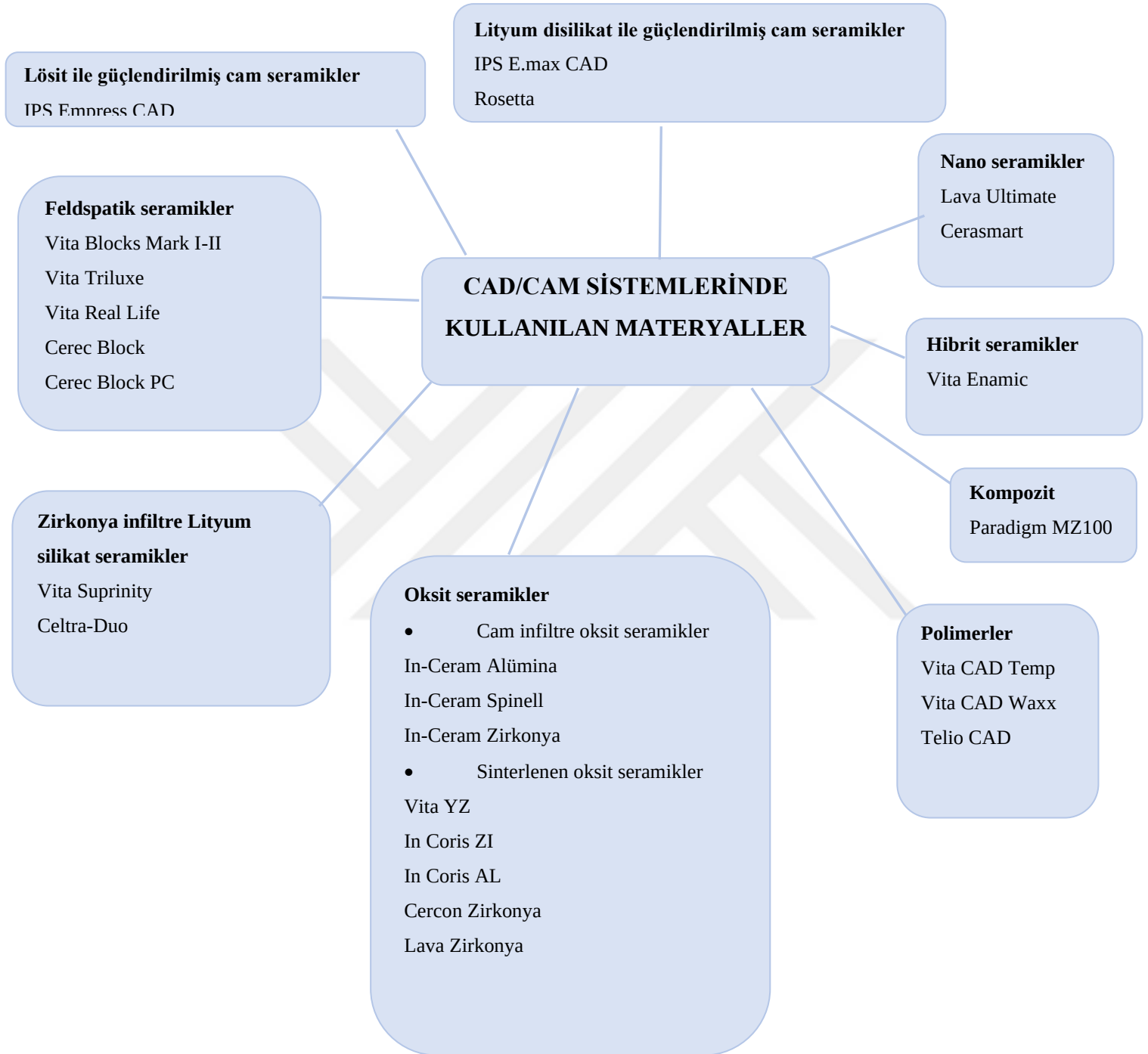


Şekil 2.11. Cerec MC XL

2.1.2.3. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Bloklar

Yüksek mekanik özelliklere sahip oksit seramikler genelde daha yüksek çığneme kuvvetleri ile karşılaşılın arka grup dişlerin restorasyonlarında ve çok üyeli sabit restorasyonlarda alt yapı materyali olarak kullanılırlar. Alt yapı üretimini takiben tabakalama yolu ile üst yapı seramiği eklenir. Oksit seramik blokların translüsentliği yeterli olmadığından monolitik yani tek tabaka şekilde kullanıma uygun değildirler. Üst yapının hazırlanması ve sinterleme işlemleri laboratuvarında yapılmaktadır bu nedenle tek seans tedaviler için kullanımı uygun olmayacaktır(133).

Yüksek mekanik özelliklere sahip restorasyonları tek seansta üretebilmek, zirkonyada altyapı ve üstyapı arasında meydana gelebilen ayrılma problemlerini ve chipping sorunlarını ortadan kaldırmak amacıyla monolitik zirkonya bloklar geliştirilmiştir. İnteroklüzal mesafenin çok az olduğu ve preparasyonun sınırlı oranda yapılması gerektiği durumlarda monolitik zirkonya kullanılabilir(47,406). Monolitik bloklar oksit seramikler kadar yüksek dayanıma sahip olmasa da translüsentlik olarak daha başarılıdır(115). Günümüzde CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyaller Şekil 2.12 deki gibi sınıflandırılmaktadır.



Şekil 2.12. CAD/CAM Sistemlerde Kullanılan Materyaller

1- Feldspatik Seramik Bloklar

Cam matriks ve içerisinde homojen şekilde dağılmış feldspar partiküllerinden oluşan bloklardır. Cam içeriklerinin fazla olması sebebiyle hidroflorik asitle pürüzlendirme işlemi yapılmaktadır. Adeziv simantasyon ile başarı oranı oksit seramiklere kıyasla oldukça yüksektir. Feldspatik seramiklerin ortalama dayanıklılığı polisaj ardından 130 MPa iken glaze işlemi sonrası 160MPa şeklinde belirtilmiştir ki bu değerler geleneksel feldspatik seramiklerin yaklaşık 2 katı civarındadır (93,116,133).

❖ Cerec Blok

Yapısında cam matriks ve %30 feldspar kristalleri bulunan seramiklerin Elastiklik Modülü $45 \pm 0,5$ GPa, kırılma direnci ise 155 MPa' dır. Tablo 2 de kimyasal içeriği belirtilmektedir. Cerec Blok 4µm den daha ince yapıda grenlere sahip olduğundan mine yapısına benzer özellikte abrazyon gösterir (116,381).

Tablo 2.2. Cerec Blok Kimyasal İçeriği

İçerik	SiO ₂	Al ₂ O ₃	Na ₂ O	K ₂ O	CaO	TiO ₂
% Oranı	56-64	20-23	6-9	6-8	0.3-0.6	0.0-0.1

Seramik materyallerin translusensliğini ifade etmek için 'kontrast oranı' adı verilen, 0 ile 1 arasındaki sayısal değerler kullanılmaktadır. 1'e yaklaşan değerler opaklığı, 0'a yaklaşan değerler de translusensliğini ifade eder. Cerec Bloc'larda kontrast oranı 0,50-0,59 civarındır. Açıktan koyu renge doğru 6 farklı renk (S0, S1, S2, S3, S4, S5) ve opak / orta /transluent olmak üzere de 3 farklı translusenside üretimleri yapılabilmektedir(36, 89, 147).

Bu bloklar inley, onley, lamina vener, anterior ve posterior bölgede sabit kuron restorasyonların üretiminde kullanılabilmektedir(256). Adeziv yöntemlerle simantasyonu önerilen Cerec Bloc'larda öncelikle restorasyon iç yüzeyi %5'lik

hidroflorik asit ile 60 sn pürüzlendirilir ve ardından 60 sn silan uygulanır(170, 256). 2014 yılında yapılan çalışmada kullanılan siman çeşidinin feldspatik bloklardan üretilen kuron restorasyonların kırılma dayanımlarını etkilediği gözlenmiştir(329).



Şekil 2.13. Cerec Blok

❖ Cerec Bloc PC (Polikromatik)

Renk doygunluğu ve translüenslik açısından doğal dişe daha yakın olan polikromatik bloklar kimyasal yapı bakımından Cerec Bloc'lara benzer olup 3 ayrı katmandan oluşmaktadır. En altta yer alan servikal tabaka en yüksek pigmentasyon ve en düşük translüenslikte olup, ortadaki dentin tabakası normal yoğunluktadır. En üstte yer alan mine tabakası ise en yüksek translüenslik ve en az doygunluğa sahip tabakadır. Bu sayede doğal dişe yakın estetik bir görüntü sağlanmış olur(115,338). Freze aşamasına gelindiğinde üretimi yapılacak kuronun istenilen optik özellikleri dikkate alınarak blok içerisinde konumlandırma yapılabilir (298).

Cerec Bloc'larda olduğu gibi inley, onley, overley, oklüzal vener, lamina vener, sabit kuron restorasyonları yapımında kullanılırlar. Adeziv yöntemlerle simante edilirler. Simantasyondan önce restorasyonun iç yüzeyine hidroflorik asit (%5'lik 60 saniye) ve silan (60 saniye) uygulaması gereklidir.

❖ Vitablocks Mark I-II / Vita Triluxe Block / Vitablocks Real Life

CAD/CAM inley ilk olarak 1985 yılında Vitablocks Mark I kullanılarak üretilmiştir. Metal destekli seramik restorasyonların üretiminde kullanılan feldspatik seramiklere benzer yapıdaki Vitablocks Mark I'in bükülme direnci 93 MPa'dır. 1991 yılında CEREC sistemi için özel olarak üretilen dayanıklılığı arttırılmış ve gren boyutu

4 μm 'e düşürülmüş Vitablocks Mark II'nin içeriği %60-64 SiO_2 ve %20-23 Al_2O_3 den oluşmaktadır. Hidroflorik asit ile pürüzlendirmenin ardından adeziv simantasyon yapılır. Monokromatik yapıdaki Vitablocks Mark I-II'nin estetiğini arttırmak adına renk seçeneği daha çok olan 3 tabakalı Vita Triluxe Block geliştirilmiştir. En iç tabaka opak alt yapıyı, orta tabaka nötral zone kısmını, üst tabaka ise translusens tabakayı oluşturur. Son olarak Vitablocks Real Life ise özellikle anterior bölge estetik çalışmalar için geliştirilmiştir ve çekirdek, dentin ve mine şeklinde üç boyutlu blok bir yapıdadır. Dentin ve mine tabakası, dentin ve insizal hattaki renk geçişini başarılı bir şekilde taklit eder (74,243388).



Şekil 2.14. Vita Mark II, Vita Triluxe, Vita Real Life Bloklar

2-Lösit İle Güçlendirilmiş Cam Seramik Bloklar

CAD/CAM sistemleri ile kullanılan lösit ile güçlendirilmiş cam seramiklere IPS Empress CAD, ProCAD ve Paradigm C Bloklar örnek olarak verilebilir. 1998 yılında geliştirilen ProCAD bloklar CAD/CAM sistemlerde kullanılan ilk lösitle güçlendirilmiş materyaldir. Ardından IPS Empress CAD geliştirilmiştir(133, 318).

❖ IPS Empress CAD

1990 yılında piyasaya sürülen IPS Empress sistemi 1983 yılında Wohlwend ve Schärer tarafından geliştirilmiştir. Seramik içerisinde oluşabilecek çatlakların ilerleyişini engellemek amacıyla feldspatik seramiklerin yapısına lösit kristalleri (SiO_2 Al_2O_3 K_2O) eklenmiştir. Hacimsel olarak cam matriks'in %35-45'i 1-5 μm lösit kristallerinden oluşmaktadır. Tablo 2.3 de kimyasal içeriği belirtilmektedir. Cam tozları yaklaşık 900-1200 $^{\circ}\text{C}$ ısıtılma işlemiyle kristal odaklarının oluşumu sağlanır ardından da kalıplarda presleme yapılarak bloklar üretilir (175,256,379,390).

Lösit kristalleri iki yolla etkilerini göstererek materyalin direncini artırır:

1. Çatlağın yönünü değiştirerek ilerlemeyi durdurur
2. Seramik ısıtılıp soğutulurken daha yüksek genleşme katsayısına sahip lösit kristalleri büzülüp cam matriksi kendine çeker. Bu sayede oluşan iç basınç çatlağın ilerlemesini durdurur (15,183,235).

Tablo 2.3. IPS Empress CAD kimyasal içeriği

İçerik	SiO ₂	Al ₂ O ₃	Na ₂ O	K ₂ O	Diğer oksitler	Pigmentler
% Oranı	60-65	16-20	3.5-6.5	10-14	0.5-7	0.2-1



Şekil 2.15. IPS Empress CAD Blok

IPS Empress CAD blokların ışık geçirgenliği, opalesans özelliği, aşınma ve abrazyon direnci doğal dişlere benzemektedir. Bununla birlikte translüensliği yüksek olduğundan kor alt yapılı restorasyonlarda veya destek dişte renklenme varlığında estetik problemler ortaya çıkabilir. LT, HT ve Multi olmak üzere 3 farklı translusens seçenek söz konusudur (146,227).

Kullanım endikasyonu anterior estetik bölge tek kuron, lamina vener, inley, onley restorasyonlar olan IPS Empress CAD blokların bükülme direnci yaklaşık 160 MPa iken kırılma tokluğu 1,3- 1,7 MPa m^{1/2}'dir (391,402).

Restorasyonlar cut-back ve boyama yöntemleriyle bitirilebilir. Cut-back yönteminde bilgisayarlı ortamda dizaynın vestibül yüzeyinden tabakalama porselenine yer açmak amacıyla yaklaşık 0.5mm kaldırılır, ardından porselen tabakalama ile restorasyona son şekli verilir, makyaj ve glazür işlemleri de uygulanarak bitirilir. Boyama yönteminde restorasyon bilgisayarlı ortamda son şekli ile bitirilir ardından sadece makyaj ve glazür işlemleri uygulanır(131, 231, 291).

Adeziv simantasyon için restorasyonun iç yüzeyine 60'ar sn hidroflorik asit ve silan uygulanması önerilir. 2006 yılında yapılan bir çalışmada kullanılan siman materyalinin 3 farklı monolitik kuronun kırılma dayanımı üzerine etkisi araştırılmış ve adeziv yöntem ile simante edilen restorasyonların konvansiyel yöntemle simante edilenlere göre daha başarılı sonuçlar gösterdiği belirtilmiştir. Ayrıca konvansiyel simantasyonda IPS E.max CAD grubu kırılma değerleri, IPS Empress CAD ve Cerec Blok'a göre anlamlı derecede yüksek bulunurken, adeziv yöntemle simantasyonda gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır(48).

3- Lityum Disilikat İle Güçlendirilmiş Cam Seramik Bloklar

1998 yılında %60 lityum disilikat içerikli IPS Empress II seramiklerin üretiminin ardından, 2005 yılında ikinci nesil lityum disilikat cam seramik adı ile de anılan IPS E.max Press piyasaya sürülmüştür. IPS E.max materyali; yapısındaki florapatit kristalleri ve pişirilme işleminin geliştirilmesi sayesinde IPS Empress II den daha üstün translüenslik ve estetik özelliklere sahip cam seramiklerdir (164). IPS E.max materyalini piyasada farklı şekillerde kullanmak mümkündür:

- o IPS E.max Press; lityum disilikat cam seramik ingotları, IPS E.max ZirPress ise cam seramik ingotları kullanarak presleme yöntemi ile üretilirler.
- o IPS E.max CAD; lityum disilikat yapıdaki cam seramik bloklardan, IPS E.max ZirCAD ise zirkonyum oksit yapıdaki bloklardan CAD/CAM tekniği kullanarak üretilir.
- o IPS E.max Ceram ise florapatit vener seramiği olarak kullanılır (164).

❖ IPS E.max CAD

2005 yılında piyasaya sürülen IPS E.max CAD blokların kimyasal yapısı tablo 2.4 deki gibidir. Hacimsel kristalizasyon metodu yoluyla cam matriks yapısına P205 ilave ederek lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) ve lityum ortofosfat (Li_3PO_4) kristal odaklarının oluşumu sağlanmıştır. Blokların frezeleme işleminin hızlı ve kolay yapılabilmesi, kullanılan frezin fazla aşınmaması ve seramiğe yeterli dayanımı kazandırmak amacıyla IPS E.max CAD bloklar kısmi kristalize yumuşak formda üretilirler(155, 325).

Tablo 2.4. IPS E.max CAD kimyasal içeriği

İçerik	SiO_2	Li_2O	K_2O	P_2O_5	ZrO_2	ZnO	Al_2O_3	MgO	Renklendirici Oksitler
% Oran	57-80	11-19	0-13	0-11	0-8	0-8	0-5	0-5	0-8



Şekil 2.16. IPS E.max CAD Blok

Kısmi kristalize blokların yapısında %40 oranında, 0,2-1 μm boyutunda lityum metasilikat kristalleri bulunmaktadır. Frezeleme işleminin ardından restorasyonlar 850°C ısıda 30 dak kristalizasyon fırınında işleme tabi tutulur ve lityum metasilikat kristalleri lityum disilikat kristallerine dönüşür. Başlangıçta mavi olan restorasyon rengi doğal diş rengini alırken taneciklerin boyutu 1.5 μm ve kristal hacmi de ortalama %70 değerlere ulaşır. Ayrıca bu işlem sonunda materyalin başlangıçta 130 MPa olan kırılma dayanımı 360 MPa'a yükselir ki bu değer diğer cam seramiklerin yaklaşık 4 katı civarındadır (115,133,156,378). Materyalin translüensliği 0,55-0,74 arasında olup MO, LT ve HT şeklinde üç farklı translüenslik derecesi mevcuttur (146,147,157).

IPS E.max blokların endikasyonları inley, onley, overley restorasyonlar, lamina venerler, tek üye kuron restorasyonları şeklindedir. Ayrıca 2. küçük azı dişine kadar olan anterior bölge köprülerinde de üç üyeyi geçmeyen köprü restorasyonları için kullanılabilirler. Özellikle birinci azı dişinin gövde olarak yer aldığı posterior köprülerde, dört üyeli köprü restorasyonlarında veya derin subgingival preparasyon yapılan vakalarında kullanımı endike değildir. IPS E.max CAD bloklar cut-back, boyama tekniklerinin yanı sıra alt yapı seramiği şeklinde de uygulanabilirler. Alt yapı seramiği şeklinde kullanıldıklarında üst yapı olarak florapatit seramik uygulanır (155,164).

IPS E.max CAD bloklar, zirkonyum oksit alt yapılarla beraber de uygulanmaya başlamışlardır. Cad-on (sinterleme) tekniğinde CAD/CAM sistemleri ile hazırlanan zirkonyum oksit alt yapı ve lityum disilikat üst yapı bir cam füzyon seramiği kullanılarak birleştirilir ve tek bir fırınlama işlemine tabi tutulur (323,389).

Son zamanlarda implant destekli restorasyonlar için üretilmiş; bireysel abutment veya tek parça kuron abutment şeklinde üretilmiş delikli IPS E.max CAD blokların kullanımı oldukça yaygınlaşmıştır. Bireysel abutment tarzında kullanım söz konusuken abutment ve kuron ayrı olarak üretilip ağızda simante edilirler. Tek parça şeklinde kullanımda ise abutment kuron formunda olup doğrudan implanta vida ile bağlanır ki bu yöntem özellikle interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda kullanılır. Bloklar freze işleminden sonra, delik kısmı titanyum abutment parçasına tam oturtulacak şekilde adeziv simantasyon ile sabitlenir (198).

IPS E.max CAD restorasyonların adeziv simantasyonu tavsiye edilir. Restorasyonun iç yüzeyine 20 sn hidroflorik asit ve 60 sn silan uygulanır. Baladhandayutham ve ark. nın 2015 yılında yaptıkları çalışmada adeziv simantasyon uygulanan restorasyonların kırılma direnci daha yüksek bulunmuştur (39,285,324).

IPS E.max CAD kullanımlarında; restorasyonun iç yüzeyinin asitle pürüzlendirilmesinin mikromekanik tutunumu ve adeziv simantasyonun bağlanma etkisini arttıracak belirtilmiştir. Hidroflorik asit ile pürüzlendirme işleminin ardından silan uygulaması yapılır. Silan uygulaması restorasyonun iç yüzeyinin ıslanabilirliğini arttırarak asitle pürüzlendirilmiş seramik yüzeyinde kuvvetli siloksan bağlarının oluşmasını sağlar (130, 223).

❖ Rosetta

Yapısında cam matriks içerisinde lityum disilikat kristalleri yer alan Rosetta bloklar da kısmi kristalize olmuş mavi bloklar halindedir ve aynı IPS E.max CAD bloklarda olduğu gibi fırınlama ile kristalizasyon işlemi sırasında lityum metasilikat moleküllerinin lityum disilikat moleküllerine dönüşümü sağlanır. Kırılma direnci ortalama 440MPa civarındadır. HT, LT ve MO şeklinde 3 ayrı translusent şekilleri mevcuttur. Endikasyonları; lamina venerler, inley ve onley restorasyonlar, tek üye kuron restorasyonu ve ayrıca en fazla 3 üye olacak şekilde köprü restorasyonlarıdır (175).

4- Nano Seramikler

❖ Lava Ultimate (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)

Doğal dişlere nazaran daha yüksek elastiklik modülüne sahip feldspatik seramikler, rijit materyal özelliği taşımalarından ötürü kuvvetler karşısında elastik yapıdaki materyallere göre daha kırılğan yapı sergilerler. Restoratif materyal ve doğal dişin elastiklik modülü birbirine ne kadar yakın olursa kuvvet dağılımı da o kadar iyi sağlanmış olacaktır. Kompozit reçine esaslı restoratif materyallerin ise elastiklik modülü doğal dişe yakındır fakat sertliklerinin düşük olmasından ötürü kolay aşınmaktadırlar. Bütün bunların ışığında seramiklerin ve kompozit materyallerin bu olumlu özelliklerini birarada sergileyen rezin nanoseramik materyaller geliştirilmiştir(116, 190, 226). Yüksek kırılma ve bükülme direnci, üstün dayanıklılık özelliği sergiler ve fonksiyonel olması materyalin avantajları arasındadır(1).

Lava Ultimate bloklar; 20nm çapında silika ve 4-11nm çapında zirkonya olmak üzere iki tip nanomer yapıda doldurucu içerirler. Ayrıca yapısında nanofluster doldurucuların da yer alması partiküller arası boşlukların azalmasını sağlar. Bu sayede materyal mükemmel kırılma ve aşınma dayanımına sahip olmuş olur. Lava Ultimate'nin bükülme dayanımı 200 MPa civarında olup feldspatik seramik (140 MPa) ve lösit ile güçlendirilmiş seramik (160 MPa) bloklardan daha üstün değerlere sahiptir(110,201,308).

Materyal; sertlik, aşınma ve kırılma dayanımı yanı sıra optik özelliklerinin de geliştirilmesi amacıyla birçok ısıt işleminden geçerek üretilir. İnley, onley, overley ve

lamina vener uygulamalarında kullanılabilir. LT ve HT şeklinde 2 translüsens seçeneğe sahiptir (Şekil 2.17). Lava Ultimate Bloklar; kolayca cilalanabildiği gibi pürüzsüzlüğünü de uzun süre koruyabilir. Kırılma ve aşınma dayanımları oldukça iyidir ve karşıt dişte cam seramiklere kıyasla daha az aşınmaya sebep olurlar (201).



Şekil 2.17. Lava Ultimate Blok

❖ Cerasmart (GC Corporation, Tokyo, Japan)

Cerasmart, esnek nanoseramik matriks ve nanopartikül dolduruculardan oluşan bloklardır. Yüksek orandaki kompozit rezin materyalin ağırlıkça %71'i doldurucu partiküllerden (20 nanometre silika, 300 nanometre baryum) oluşur. Monomer yapı; 2,2-Bis(4-methacryloxypolyethoxyphenyl) propane (Bis-MEPP), UDMA ve dimethacrylate (DMA)' dan meydana gelir. Cerasmart ortalama 231 MPa esneme direnci ve 7.5 GPa esneme katsayısına sahiptir. Güçlü fiziksel özellikler ve yüksek kırılma direnci sergilerler. Ayrıca doğal dişe benzer ışık geçirgenliği ve aşınma direncine sahiptirler(357,392).

İnley/onley, lamina vener,kuron ve implant üstü kuron uygulamalarında kullanımı endikedir(200).

5- Hibrit Seramikler

❖ Vita Enamic

Öncelikle inorganik yapıyı oluşturan zenginleştirilmiş, ve ağırlıkça %86 oranında feldspardan oluşan alüminyum oksit ile zenginleştirilmiş seramik kısım sinterlenir, ardından ağırlıkça %14 ünü oluşturan polimer faz (üretan dimetrakrilat ve tri-etilen glikol dimetrakrilat içeren) infiltre edilir.

Seramiklere kıyasla daha plastik yapıdadırlar ve yüksek kırılma dayanımı sergilerler. Yaklaşık 0.2-0.5 mm civarında minimal preparasyon gerektiren vakalarda bile güçlü yapısı sayesinde Vita Enamic rahatlıkla kullanılabilir. Ağ yapının içine girmiş polimer faz çatlakların ilerlemesini durdurur (95).

Vita Enamic 160 MPa basma dayanımı ve 38 GPa elastisite modülüne sahiptir. Basma dayanımı düşük olduğundan parafonksiyonel alışkanlıkların varlığında ve köprü restorasyonlarında kullanımı endike değildir. Daha çok inley/onley restorasyonların, diş ve implant üstü tek kuronların yapımında kullanılırlar(321).

6- Zirkonya İnfiltrate Lityum Silikat Seramikler

❖ Vita Suprinity

Cam seramiklerin ve zirkonyanın olumlu özelliklerinin birleştirmek amacıyla üretilen zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiklerdir. Ağırlıkça %56-64 SiO₂, %15-21 Li₂O ve % 10 ZrO₂ den oluşur. İkili yapının ilk bileşeni çok ince (0,5-0,7 µm) lityum metasilikat ve lityum disilikat kristalleridir. Diğer bileşen ise zirkonyum oksit kristalleri içeren camsı matrikstir (196,380,409).

Bileşim sayesinde bir taraftan cam seramiklerin estetik özellikleri yakalanmaya çalışılırken, zirkonya infiltrasyonu ile fiziksel dayanımın artırılması amaçlanmıştır. Lityum disilikat esaslı cam seramiklerin kristal boyutu 1,5 µm iken daha homojen yapıya sahip zirkonya infiltrate lityum silikat cam seramiklerin 0,5-0,7 µm'dir (36,306). Üretimin ilk aşamasında materyal kırılğan cam yapıdadır bu nedenle freze edilmeden önce prekristalizasyon gerçekleştirilir. Isıtma esnasında kristaller oluşmaya ve büyümeye başlar (94). Freze işleminin uygulanabileceği prekristalize bloklar şekil 2.18 de görüldüğü gibi bal rengindedir.



Şekil 2.18. Vita Suprinity Blok

Freze işleminin ardından 840°C'de 8 dakika süreyle kristalizasyon işlemine geçilerek cam matriks içerisinde ikili lityum silikat (lityum metasilikat ve lityum disilikat kristalleri) mikroyapının oluşumu sağlanır. Sonuç olarak; kırılma dayanımı 180 MPa'dan 420 MPa'a çıkması sağlanmış olur (94,306).

Fırınlanma tamamlandığında bal rengi görüntü yerini doğal diş rengine bırakmış olur. HT ve T olmak üzere iki farklı translüsentlik derecesi ve 8 farklı renk tonu mevcuttur. Kullanım endikasyonları; kuron restorasyonları , inley/onley restorasyonlar ve lamina venerlerdir. Ayrıca monolitik kullanım harici cut-back tekniği ile alt yapı materyali olarak da kullanılabilirler (80,81).

❖ Celtra Duo

Cam seramiklerin ve zirkonyanın olumlu özelliklerinin birleştirildiği bir diğer seramik materyali olan Celtra Duo'nun yapısında bulunan zirkonya (%10 oranında) materyale yüksek dayanım ve uzun restorasyon ömrü sağlamaktadır. Materyalin kristalit yapısının (0,5-0,7 µm), lityum disilikat kristallerinden (2-4 µm) ortalama 4-8 kat oranında küçük olması fleksural dayanımın artmasını sağlamıştır. Ayrıca bu ince mikro yapı optik ve mekanik özelliklerin gelişmesine de katkı sağlar. İnce yapıli lityum silikat kristalleri doğal gün ışığının dalga boyu aralığına denk geldiğinden diş minesine yakın bir görünüm sağlanmaktadır (339).

Celtra Duo bloklar tam kristalize halde piyasaya sürüldüklerinden frezeleme işleminin ardından mekanik cila uygulanarak simantasyon işlemine geçilebilmektedir. Bu durum restorasyon üretimi için hasta başında zaman avantajı sağlamaktadır. Bununla birlikte üretici firma, daha estetik sonuçların elde edilmesi ve fleksural dayanımın 210 MPa'dan 370 MPa'a çıkması için glaze fırınlamasının uygulanmasını önermektedir (339).

Endikasyonları; İnley/onley restorasyonlar, lamina venerler, diş üstü veya implant üstü tek kuron restorasyonlarıdır (105).

7-Kompozitler

❖ Paradigm MZ100

Materyalin yapısında ağırlıkça %85 oranında BİS-GMA ve TEGDMA içeren organik polimer matriks ve %14 oranında dağılmış halde bulunan silika tozu, zirkonyum silikat, mikro füme silika ve pigment gibi inorganik komponent bulunmaktadır. Kısaca Paradigm MZ100, 0.6 µm zirkonya silika seramik parçacıklarından oluşan bir kompozit bloktur.

Bu materyallerde seramik ağırlık yüzdesinin çeşitliliğini organik matrikslerin yanı sıra, %60' dan fazlasını oluşturan silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA, mikro füme silika ve pigmentler gibi inorganik komponentler sağlar. Paradigm MZ100 Blok, Bis-GMA, TEGDMA ve başlatıcı sistemden oluşan polimer matriks içine gömülü olan %85 ultra ince zirkonya silika seramik parçacıklarından (çapı) oluşan bir kompozittir (135).

İnley/onley restorasyonlar, lamina venerler, anterior ve posterior tam kuron yapımı endikasyonları olarak sayılabilir.

8. Polimerler

❖ Telio CAD Bloklar

Geçici restorasyon yapımında kullanılan Telio CAD blokların yapısı PMMA (%99.5) ve pigment (%0.5) içermektedir. Materyal homojen yapıda olup polimerizasyon büzülmesi göstermez. Şekil 2.19 da görüldüğü gibi B40L ve B55 şeklinde 2 farklı boyut seçeneği ve 6 farklı renk seçeneği (BL3, A1, A2, A3, A3. 5, B1) mevcuttur (Şekil 2.19). Öjenol içermeyen geçici yapıştırıcı simanlar ile simante edilirler. İmplant ve diş üstü geçici kuron restorasyonların üretiminde kullanıldıkları gibi çene eklem problemlerinin giderilmesi ve oklüzyon düzleminin ayarlanması gibi durumlarda da Telio CAD geçici materyalinden faydalanılmaktadır (41).



Şekil 2.19. Telio CAD Blok

❖ Vita CAD Temp

Homojen yapıda, mikropartikül dolgulu, lifsiz, yüksek moleküler ve çapraz bağlı akrilat polimerden oluşmaktadır. İnorganik doldurucular ağ yapının içerisinde polimerize olurlar ve metil metakrilat içermeyen homojen bir yapı oluştururlar. Disk ve blok şeklinde üretilmektedirler (263).

9- Oksit Seramikler

Cam İnfiltre Oksit seramikler

❖ In- Ceram Alümina

1989 yılında piyasaya sürülen In-Ceram Alumina (VITA Zahnfabrik, Vita, DBad Sackingen), anterior bölgede üç üyeli köprü uygulamaları için üretilmiş ilk sistem olup posterior bölge üç üyeli köprü restorasyonları ve tek üye krun uygulamalarında da kullanılmaktadır (77,133,256).

Ağırlıkça %70-80 oranında alüminyum oksit içeren In-Cream Alumina sisteminde alumina alt yapı şekillendirilerek (1120° C’de 10 saat) fırınlanır ve ardından yapısına cam infiltre edilir. Alümina ve camın ısıl genleşme katsayılarının farklı oluşu, yapının dayanıklılığını arttıran kompresif stresleri oluşturur (4,192). Alümina alt yapı üzerine feldspatik porselen işlenerek restorasyon bitirilir (360). In-Ceram Alumina seramik materyalinin bükülme direnci 236-600 Mpa iken kırılma dayanımı 3,1-4,61 Mpa 1/2 dir (191).

❖ In- Ceram Spinell

1994 yılında In-Ceram Alümina’ ya alternatif olarak geliştirilen bu sistemde alt yapı materyali olarak alüminyum oksit yerine, magnezyum ve alüminyum oksit ($MgAl_2O_4$) bileşimi ‘spinell’ kullanılmış ve ışık geçişinin artması amaçlanmıştır(176,192). Bu alt yapı materyalinin ön bölgede kullanımı endikedir. Bükülme direnci 283-377 Mpa arasında olup translusensliği In-Ceram Alümina’nın iki katı kadardır. Estetik anterior bölge restorasyonlarında kullanımı endikedir (74,124,146,147,182,214)

❖ In-Ceram Zirkonya

In-Ceram Alumina sistemine, mekanik özelliklerin gelişmesi amacıyla %35 kısmi stabilize zirkonyum oksit ilave edilerek üretilmiştir(239). In- Ceram Zirkonya'nın bükülme direnci 421-800 MPa iken kırılma dayanımı 68 MPa dır(240,241). Zirkonyum oksit opasitenin artmasına yol açtığından genellikle posterior bölge kuron ya da sabit bölümlü protezlerin alt yapı uygulamalarında kullanımları endikedir (68,139,146,147)

Sinterlenen Oksit Seramikler

❖ Vita YZ HT

Vita YZ HT bloklar, yüksek traslüsensliğe ve ortalama 1.200 MPa kırılma dayanımına sahiptir. Piyasada disk ve blok şeklinde üretilmekte olup, Vita YZ HT Color (renkli olarak üretilenler) ve Vita YZ HT White (sonradan renklendirilebilenler) olarak seçenekleri mevcuttur. 1450°C fırında (Vita Zyrcomat 6000) sinterlenmektedir. Monolitik anterior ve posterior köprü restorasyon uygulamalarında kullanımı endikedir (380).

❖ InCoris ZI

InCoris ZI bloklar sinterleme prosedürleri ile uyumlu zirkonyum dioksit bloklardır. Bükülme dayanımı yaklaşık 900 MPa ve kırılma tokluğu $5,8 \text{ MPa} \times \sqrt{\text{m}}$ civarındadır. Tek kuron restorasyonlarında, anterior ve posterior kron altyapılarının ve 7 üyeye kadar olan köprü altyapılarının üretiminde kullanımları endikedir(381).

2.1.3. Adeziv Rezin Simanlar

Rezin simanlar; asitle pürüzlendirilen diş yüzeyine mikromekaniksel ve kimyasal yolla bağlanan simanlardır. Yapılarında daha az doldurucu bulundurmaları ve daha akışkan yapıda olmaları ile restoratif kompozitlerden ayrılmaktadırlar (183). %50-70 oranında cam ve silika içeriği sayesinde gerilim tarzı kopmalara direnç gösterir, yüksek basma dayanımı sergilerler. Bonding sistemlerindeki gelişmeler sayesinde rezin simanların dentine bağlantısı arttırılmış ve günümüzde özellikle tam seramik restorasyonların simantasyonunda kullanımı yaygınlaşmıştır Rezin simanların endikasyonları;lamina vener,inley/onley/overley restorasyonlar, oklüzal venerler,

periodontal splint ve ortodontik braketlerin simantasyonu şeklinde sıralanabilir (261, 373).

➤ Kimyasal Yolla Polimerize (Self-Cure) Olan Rezin Simanlar

Toz-likit ya da çift pat şeklinde üretilirler. Patlardan biri kimyasal reaksiyonu başlatan benzoil peroksit diğeri ise reaksiyonu hızlandırıcı tersiyer amin aktivatörünü içerir. Polimerizasyon işlemi yavaş gerçekleştiğinden ışıqla polimerize olan simanlara kıyasla büzölmeleri daha azdır(50,85,336).

Başlangıçta renk seçeneklerinin kısıtlı olması, içeriğindeki tersiyer aminler nedeniyle zamanla renk değıştirmesi, iki patın karışımı esnasında hava ile temasın polimerizasyonu engellemesi, kısa çalışma süresi dezavantajlarıdır. Metal alt yapıllı kuron-köprü restorasyonlar, implant üstü restorasyonlar, post-core uygulamaları, tam seramik restorasyonlar simante edilirken kullanılabilirler(183, 259,260).

➤ ışıqla Polimerize (Light-Cure) Olan Rezin Simanlar

Tek pat şeklinde üretilirler. Yapısında ışıqla duyarlı kamforokinon ve alifatik amin aktivatörü bulunur (85). Polimerizasyon ışıqla uygulandığında başlayacağı için çalışma süresi hekimin kontrolündedir, renk stabiliteleri iyidir (183,278).Restorasyon kalınlığı 1.5-2 mm yi geçmeyen ince lamina venerler, oklüzal venerler, seramik braketlerin simantasyonu endikasyonlarıdır (372).

➤ Hem Kimyasal Hem ışıqla Polimerize (Dual-Cure) Olan Rezin

Baz ve katalizör olarak iki pat şeklinde üretilirler. Bazın yapısında kimyasal reaksiyonu başlatıcı ve ışıqla duyarlı kamforokinon, katalizörün yapısında ise tersiyer aminler bulunmaktadır. İki patın karıştırılmasından ışıqla ile aktivasyona kadarki süreçte peroksit ve aromatik tersiyer aminlerle sertleşme reaksiyonu kontrol altındadır. Siman, ışıqla ulaşmadığı bölgelerde kimyasal polimerizasyon yoluyla sertleşmesini tamamlamaktadır. Yapısındaki tersiyer aminler zamanla renk değışikliğine sebep olur. Restorasyon kalınlığının 1.5-2 mm'den fazla olduğu durumlarda kullanılabilirler(183, 209,254,258,277,356).

2.2. Yaşlandırma Yöntemleri

Test edilecek olan dental materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin incelenmesi için uygulanacak deneylerin in-vivo şartlar altında yapılması imkansızdır. Bu yüzden materyallerin özellikleri değerlendirilirken ağız içi ortamı yansıtabilmek adına suda bekletme, termal siklus veya dinamik yük gibi çeşitli yaşlandırma metotları kullanılmaktadır(273, 387).

1. Suda Bekletme

Değerlendirilecek örnekler 37°C su içerisinde farklı zaman dilimlerinde bekletilir. Bazı çalışmalarda, kullanılan suyun içerisine bakteri üremesini engellemek adına kloramin, sodyum azid eklendiği görülmüştür (86). Suda bekletme ile yaşlandırma metodu kırılma direnci, mikrosızıntı ve bağlanma dayanımı araştırmalarında sıklıkla kullanıldığı gibi termal siklus ve çiğneme simülatörü gibi testler öncesinde de uygulanabilmektedir. Bunların yanı sıra ağız ortamını taklit etmek için su haricinde yapay tükürük de sıklıkla kullanılmaktadır (42, 64, 158).

2. Termal Siklus

Dental materyalleri, ağız içi ortamda değişen ısı ve pH değerlerinden etkilenmektedir. Tüketilen yiyecek ve içecekler bireysel farklılıklar gösteren ısı değişimlere yol açmaktadır(208). Normal değerleri ortalama 37°C olan ağız içi ısısı tüketilen gıdaların sıcaklığına bağlı olarak 4.5°C ile 50-55°C arasında değişim göstermektedir(128, 272,282).

Restoratif materyaller birbirinden farklı ısısal genleşme katsayılarına sahiptir. Termal değişimlerin yarattığı yapısal büzülme ve genleşmeler restorasyonlarda marjinal boşluklara ve mikrosızıntıya yol açabilmektedir(266,377). Tüm bu değişimlerin ve etkilerinin değerlendirilmesi için en sık kullanılan yapay yaşlandırma metodu termal siklus uygulamasıdır. Kullanılan cihazda 2 adet banyo tankı, örneklerin banyo tanklarına daldırılmasına yarayan taşıyıcı kol ve bir adet sepet mevcuttur. Ön tarafta yer alan kontrol panelinde tanklardaki sıvıların sıcaklığını, tanklar arasında örneklerin taşınma süresini ve total daldırma sayı ve zamanını ayarlamaya yarayan ayar düğmesi mevcuttur(109,276). Örnekler soğuk ve sıcak su banyolarına daldırılarak bekletilmekte ve bu işleme de 'bir devir' denmektedir. Devir yani siklus değerleri 500-50.000 arasında

değişmektedir. Banyo solüsyonlarında bekletme süresi 15 ila 60 sn iken banyolar arası geçiş süresi 5–10 sn' dir(167,382).

3. Dinamik Yükleme

Günümüzde kullanımı giderek yaygınlaşan tam seramik restorasyonların uzun dönem başarı ve kırılma dayanıklılıklarını inceleyen araştırmalar mevcuttur. Dış hekimliğinde uygulanan uzun süreli in-vivo çalışmalar; standardizasyonun güçlüğü, yüksek maliyet ve çeşitli etik meseleler nedeniyle rutin uygulanamadığından ağız içi koşulları taklit eden, çiğneme kuvvetlerine benzer dinamik yüklerin uygulandığı çiğneme simülatörü ve benzeri yorgunluk düzenekleri üretilmiştir (86,90,194).

Bireylerde çiğneme ve yutkunma esnasında oluşan fizyolojik ısırma kuvvetleri 10-120 N arasında değişmektedir(123,241). Anterior bölgede maksimum ısırma kuvveti 190-290N arasında değişirken posterior bölgede 200-360N değerlerine ulaşabilmektedir(152,224). Isırma fonksiyonu sırasında kaslardaki aktivasyon hemen hemen her yarım siklus için 0.2-1.5 Hz frekanstadır (241).

Çiğneme sisteminin ideal olarak taklit edilebilmesi için çiğneme simülatörünün tek ya da çoklu ekseninde hareket etmesi ve istenen kuvvetlerin belli sayıda tekrarlanabilmesi gerekmektedir. Yapılan araştırmalar neticesinde; 240.000-250.000 devirlik çalışmanın klinikte 1 yıllık sürece eş değer olduğu belirtilmiştir(281,282). Çalışmalarda genellikle 5 senelik klinik kullanıma eş değer olan 1.2×10^6 siklus dinamik yükleme uygulanmaktadır (23,106,107,363).

Dual akslı çiğneme simülatörlerinde, yatay ve dikey yönde kuvvet uygulanmaktadır. Deney örnekleri plastik tutuculara yerleştirilir. Kuvvet uygulayıcı antagonist uçlar istenen materyal ve çaplarda hazırlanabilmektedir(386). Çiğneme simülatörü bilgisayar ile kontrol edilmektedir.1.3- 1.8 Hz ve 0.6- 1.1 sn ile gerçekleşen devirler fizyolojik sınırlar içerisinde kabul edilmektedir(47,173). Örneklere farklı ağırlıklar ve sikluslar ile kuvvetler uygulanmaktadır. Genellikle arka grup dişlerde çiğneme kuvvetlerini taklit etmek için 49-50 N luk yükler uygulanır(47,100, 346).

Tam seramiklerin yorulma ve kırılma dirençlerini araştıran çalışmalarda ortama su eklenmesi ve sıcaklık değişimlerinin oldukça önemli olduğu bulunmuştur. Uzun süreli su teması tam seramiklerin özelliklerini değiştirerek bağlanma dayanımını

zayıflatır. Isısal değişimler ise çatlakların yayılmasına yol açar. Bu nedenle fizyolojik açıdan klinik durumu daha iyi taklit edebilmek için çiğneme simülatörü ve termal siklus prosedürlerinin birleştirilmesi daha iyi sonuçlar ortaya koyacaktır (31).

2.3.Kırma Testi

Günümüzde dental materyallerin mekanik özelliklerini incelemek için birçok test yöntemi kullanılmaktadır. Tam seramik sistemlerde kullanılan materyalin kırılabilirliği en çok karşılaşılan probleminden biridir. Tam seramiklerin kırılabilirliğini araştıran çalışmalar sayesinde seramik sistemlerin geliştirilmesi ve güçlendirilmesi sağlanmaktadır(361).

Dental materyaller çiğneme esnasında çekme gerilimi (tensile stress), makaslama gerilimi (shear stress) ve sıkışma gerilimi (compressive stress) gibi kuvvetlere maruz kaldığından gelişmiş dayanıklılık özellikleri sergilemek zorundadırlar. Dental seramiklerin klinikte kullanım alanlarını ve sınırlarını belirlemede dayanıklılık özelliği oldukça önemli bir yere sahiptir (139,385).

Dayanıklılık terimi, materyalde plastik deformasyona ya da kırılmaya neden olacak maksimum stres değerini ifade etmektedir. Yapılan çalışmalarda incelenen materyalin yapısındaki çatlakların tipi ve boyutu, sahip olduğu kırılma tokluğu, deney ortamı ve ortamda su bulunup bulunmaması dayanıklılığı etkileyen faktörlerdendir(139).

Bunların yanı sıra; uygulanan mekanik test yöntemine ait değişkenler (örneklerin saklama koşulları, materyal tipi, elastik modülü, materyalin kalınlığı ve geometrisi, yaşlandırma parametreleri, yükleme koşulları ve termal etkiler) de seramiklerin dayanıklılığı üzerine önemli etkiye sahiptir(139, 179).

Dental seramikler günümüzde rutin olarak kullanılmasına rağmen özellikle posterior bölgelerde yüksek oranda klinik başarısızlık sergilemeleri en önemli dezavantajlarından. Tabakalanarak uygulanan seramiklerde meydana gelen kırıklar verner seramik ve alt yapının kalınlığına göre değişiklik gösterebilir. Dental seramiklerin çoğu düşük kırılma ve gerilme dayanımı sergilediklerinden kırılabilir olarak kabul edilmektedirler. Bu duruma yapısal sorunların yol açtığı düşünülmektedir. Sonuç olarak

yapısal boşlukların, hata ve çatlakların önemli ölçüde azaltılmasını sağlayan CAD/CAM sistemleri geliştirilmiş ve piyasaya sürülmüştür(22,24, 351,358).

Mekanik testler; statik (kuvvet altında materyalde oluşan hasarı gözlemlemeyi sağlar) ve dinamik (çığneme esnasındaki hareketleri taklit ederek materyalin kullanım ömrü hakkında bilgi verir) olarak iki ayrı şekilde uygulanmaktadırlar(41).

Günümüzde kullanılan mekanik testler:

1.Kırılma Testleri

2.Bükülme Testleri

➤ Tek eksenli testler

3 nokta eğme testi

4 nokta eğme testi

➤ İki eksenli testler

Halka üzerinde halka testi

Halka üzerinde top testi

3 top üzerinde piston testi

3.Makaslama Testleri

4.Çekme Testleri şeklinde sınıflandırılmaktadır.

Kuvvet uygulanan bir nesnenin kırıldığı andaki gerilim miktarına ‘kırılma dayanıklılığı/ kırılma direnci’ adı verilir ve oluşan gerilimin tipine göre çekme-basma ya da makaslama dayanımı olarak isimlendirilir (28,77,263).

Test edilecek materyal hakkında daha doğru bilgi edinmek için disk ve bar gibi geometrik formlardan ziyade diş formunda örnekler hazırlanması ve ortamın da mümkün olduğunca ağız içini yansıtmaları tavsiye edilmektedir (4,191,192,348,360).

Yapılan bir çalışmada; yapay yaşlandırma sonrası likit kristal, metal ve doğal diş kullanarak hazırlanan örneklerle yapay dişlere sabitlenmiş tam seramik kuronların kırılma dayanımı karşılaştırılmış ve doğal diş grubunda kırılma dayanımının daha düşük olduğu gözlemlenmiştir. Bu sebeple yapılan testlerde doğal diş kullanılması ideal sonuçların ortaya konması açısından önemlidir (310).

Kırılma testlerinde, dental restorasyonlara kırık, çatlak veya deformasyon oluşuncaya dek kuvvet uygulanarak elde edilen veriler ışığında materyalin direnci hakkında bilgi elde edilir (66).

Kırılma direncinin incelendiği cihazlarda uygulanan kuvvet örneklere dik ya da açılı şekilde uygulanabilmektedir(34,185,319). Çiğneme sırasında dişlere gelen stresler daha çok baskı şeklinde olduğundan baskı dayanımı materyaller açısından önem arz etmektedir. Baskı dayanımı ölçülürken uygulanan kuvvet restorasyonun oklüzal yüzeyine ya da anterior bölgede eğimli insizal kenara uygulanır (58,122).

Uygulanan testlerin sonunda başarısızlık;

- Koheziv (Üst yapı materyalinin kendi içerisinde görülen kırık varlığı)
- Adeziv (Üst yapı materyali alt yapıdan koparak ayrılır)
- Kompleks (Koheziv ve adeziv kırık tipi birlikte görülür) (19, 188).

2.4. Oklüzal Dikey Boyut Rehabilitasyonu

Oklüzal dikey boyut (ODB) ve istirahat dikey boyutu arasındaki fark ‘istirahat aralığı’ olarak adlandırılmaktadır. Bu aralığın 2-3 mm den fazla olduğu durumlar ODB kaybına işaret edebilir. Oklüzal dikey boyuttaki değişiklikler hastanın fonksiyon, konfor ve estetiğini etkileyebilir. Doğal ve yapay diş aşınmaları, diş kaybı ve dişlerin migrasyonu oklüzal dikey boyut kaybına neden olabileceği gibi, dental ve iskeletsel maloklüzyon, amelogenezis veya dentinogenezis imperfekta, kleidokraniyal disostozis gibi konjenital anomali sahibi bireylerde de oklüzal dikey boyut ve maksimal interkusal pozisyonun yeniden düzenlenmesi gerekebilir (352,353).

Restoratif materyaller için yer kazanılması, estetiğin düzenlenmesi, overjet ve overbite ilişkilerinin düzenlenmesi, fizyolojik oklüzyonun oluşturulması, kron boyu uzatma ve/veya endodontik tedavi gibi işlemlerin uygulanmasına gerek kalmaması, diş yapısının ve vitalitesinin korunması ODB’nin artırılmasının avantajları olarak sayılabilir (352,535).

Oklüzal dikey boyut rehabilitasyonuna gereksinim duyan vakalarda ciddi bir yere sahip Sınıf III maloklüzyonlar 2 grup altında incelenmektedir:

- Normal gelişmiş mandibula ve az gelişmiş maksilla ile karakterize Psödo-Sınıf III maloklüzyon/ Fonksiyonel Sınıf III maloklüzyon
- İskeletsel (gerçek) Sınıf III maloklüzyon

Gerçek Sınıf III maloklüzyonlar; genellikle Sınıf III dental maloklüzyonun eşlik ettiği bir büyüme anormalliğinin sonucu olarak gelişmektedir. Psödo-Sınıf III maloklüzyonlar ise mandibulanın sentrik ilişki pozisyonunda fonksiyonel olarak öne doğru konumlandırılmasına veya kaymasına yol açan erken oklüzal temaslar nedeniyle oluşur(292).

Bu maloklüzyon, azalmış orta yüz yüksekliği, palatinale eğimli maksiller kesiciler ve normal mandibular kesici dişler, retrüziv üst dudak, mandibulanın öne pozisyonu, normal SNA, artmış SNB ile karakterizedir. Fonksiyonel Sınıf III hastalarda; çeneler istirahat durumundayken alt çene prognatisi gözlenmeyebilir. Fonksiyonel sınıf III maloklüzyonlu hastalarda maksimal interkaspal pozisyon (MİP) ve sentrik ilişki pozisyonu (SİP) arasında farktan söz edilebilir. Hastalar alt çeneyi MİP için ileri konumlandırırken, SİP ‘ na getirdiklerinde çoğu zaman azalmış oklüzal dikey boyutları normale döner, anterior bölgede baş başa kapanış ve posterior bölgede de açık kapanış durumu gözlenebilir(252, 292, 220).

Özellikle anterior çapraz kapanışa sahip hastalarda, tedavi yaklaşımı açısından ortodonti, cerrahi ve protetik uygulamalar birlikte değerlendirilmelidir. Tüm tedavilerin amacı aynıdır: çapraz kapanışı düzeltmek, ideal dikey boyut ve oklüzyonun sağlanması, kabul edilebilir bir overjet / overbite ilişkisi yaratmak. Ortodontik açıdan sabit veya hareketli eğik düzlemler, fonksiyonel ortopedik apareyler, chin-cups kullanımı, basit sabit cihazlar gibi bu maloklüzyon için önerilen çeşitli tedaviler söz konusudur (220,288,296). Ancak ortodontik tedavinin tek başına her zaman yeterli olmadığı, ideal yüz oranlarına ulaşılamıyabileceği ve molar ekstrüzyonu nedeniyle artan alt yüz yüksekliğinin yetişkinlerde kas gerilmesi nedeniyle stabil olmadığı genel olarak kabul edilmektedir(44,65).

Erişkin ve ergen ortodontisi, temelde diş hareketi ile ilişkili doku değişiklikleri, tedavinin aşamaları ve tedavi amacı bakımından benzer olsa da erişkin bireylerin davranışsal ve klinik yönetim için özel olarak dikkate alınması gereken belirli farklılıkları vardır(374). Yetişkinler için özel dikkat gerektiren çeşitli faktörler dikkate alınmalıdır.

- Psikososyal faktörler
- Periyo-restoratif problemler
- Yaşla ilgili hususlar
- Büyüme potansiyelinin olmaması
- Dokuların yaşlanması
- Kök rezorpsiyonu oluşma riski
- TMR oluşma riski

Bu önemli konuların sorunsuz devamının sağlanabilmesi için erişkin bireylerde disiplinler arası bir yaklaşım gerekir(174).

Yetişkinler için, Sınıf III maloklüzyonun olası tedavi seçenekleri ortodonti, cerrahi ve kamuflaj tedavisi şeklindedir. Hekimler, hastaların birincil endişelerini dinleyip ihtiyaçlarına yanıt vermeye çalışmalıdır(410).

Yetişkin hastaların tedavi beklentileri yüksektir. Tedavi süresi, tedavinin karmaşıklığı, ziyaret sayısı, düzeltme olasılığı gibi tedavinin detaylarını daha çok merak ederler. Erişkin bireylerin apareylerden daha fazla rahatsızlık duydukları görülmüştür. Ortodontistler çoğunlukla hastaların, elastiklerin aşınmasının takibi, hijyen bakımı, randevularına uyma gibi talimatlara daha işbirlikçi karşılık verdiklerini ancak uzun süreli tedavilerde uyum problemleri yaşadıklarını belirtirler. Yani yetişkinler kısa sürede en iyi tedavi sonuçlarını talep etmektedir(333).

Yetişkin bireylerin kemik yapısı mekanik kuvvetlere daha az tepki verir. Erişkinlerde marjinal kemik kaybı ve dişeti çekilmesi sık görülmektedir (52,236). Erişkin hastalarda ortodontik tedavi sonrası kök rezorpsiyonu riski de söz konusudur(37). Diş hareketiyle ilişkili doku yeniden şekillenmesi yetişkinlerde yavaştır, bu da diş hareketinin yavaşlamasına neden olur ve tedavi süresini uzatır. Erişkinlerde

genellikle 50'li yaşlarda ve sonrasında aktivasyonun başlaması daha uzun bir süre gerektirirken ergenlerde bu süreç daha kısadır (51,300).

Büyüme-gelişimini tamamlamış erişkin hastalarda, sınıf III maloklüzyon tedavisinde iyi sonuçlar elde etmek için ortodontik-cerrahi ya da ortodontik-protetik tedavi kombinasyonları gerekmektedir(37,410). Yukarıda bahsedilen nedenlere bağlı olarak erişkin bireyler ortodontik ve cerrahi tedavileri reddedebilirler, bu gibi durumlarda tek başına protetik tedavi uygulamak da gerekebilir (20,57, 367).

Fonksiyonel sınıf III hastaların protetik tedavilerinde sıklıkla overlay hareketli bölümlü protezler (HBP), implant destekli hassas bağlantılı HBP' ler, tam kuron restorasyonlar, onlay restorasyonlar uygulanmaktadır (20,57,302,350,367). Günümüzde minimal invaziv yaklaşım sağlayan oklüzal vuner restorasyonlar da oklüzyon düzenlenmesinde, posterior açık kapanış tedavisinde ve dikey boyut rehabilitasyonlarında hekimlere alternatif bir seçenek sunabilir.

Oklüzyon düzenlenmesi gereken durumlardan bir diğeri de “Primer sürme yetmezliği” (PSY) vakalarıdır. PSY, açık bir sürme yolunun varlığına rağmen dişin yetersiz sürmesi olarak tanımlanır. PSY' nin temel belirtileri ilk olarak Proffit ve Vig; tarafından tanımlanmıştır. Ankiloze olmayan dişlerin, bozulmuş bir sürme mekanizması nedeniyle kısmen veya tamamen sürememesi ve bunun sonucunda tek/çift taraflı açık kapanış oluşması söz durumudur. Ortodontik ekstrüzyon mümkün değildir, çünkü bu işlem dişlerin ankiloze olmasına neden olacaktır. Hatta etkilenmeyen dişlerin istenmeyen intrüzyonu bile gerçekleşebilir. PSY, süt ve kalıcı dişleri etkileyebilir. En sık arka grup dişler etkilenir ve tipik olarak, en mezialden etkilenen dişlerin distalindeki tüm dişlerde bozukluk görülür (287). Raghoobar ve ark. (293,294); lokalize sürme yetersizliğini 2 kategoriye ayırmıştır:

- Primer retansiyon: diş oral mukozaya girmeden önce sürme sürecinin durması
- Sekonder retansiyon: diş oral mukozaya girdikten sonra daha fazla sürmenin kesilmesi

Decker ve ark. PTH1R geninde meydana gelen bir mutasyonun PSY ile ilişkili olduğunu belirtmiştir (88). Hayvan ve insan çalışmaları, bir PTH1R ligandı olan PTHrP' nin diş sürme sürecinde gerekli olduğunu belgelemiştir (125).

Genellikle tedavi, hastanın yaşına ve klinik duruma bağlıdır (73). Genç hastalarda, direkt veya indirekt kompozit uygulamaları oklüzal stabiliteyi sağlayabilir (326). Sadece hafif infraoklüzyonu olan erişkin hastalarda tedavi gerekmez; ancak düzenli gözlem gereklidir (73). Ayrıca infraoklüzyonu en aza indirmek için maksimum 5 mm yüksekliğe sahip protetik yapılar kullanılabilir (249). Çoğu zaman, hareketli bir protez tek uygun tedavi seçeneğidir (335). Dikey yönde gelişimi durmuş erişkin hastalarda dişlerin tedavisi onley restorasyonlar ile yapılabilir (393).



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Oklüzal dikey boyut rehabilitasyonunda ve aşınmış dişlerin tedavisinde kullanılabilecek farklı preparasyon ve kalınlıklara sahip oklüzal venter restorasyonların ve bu restorasyonlarda kullanılabilecek farklı CAD/CAM seramik blokların kırılma dayanımlarının incelendiği bu çalışmada sırası ile;

- Doğal dişlerin toplanması
- Örneklerin gruplandırılması
- Dişlerin akrilik kalıplara gömülmesi
- Preparasyon yapılması
- Cerec cihazı ile dişlerin taranması, restorasyonun tasarlanması ve blokların freze edilmesi
- Restorasyonların dişlere simantasyonu
- Örneklerin yapay yaşlandırma (dinamik ve termal) işlemlerine tabii tutulması
- Örneklerle kırma testinin uygulanması
- Kırılma tipi analizi
- Sonuçların istatistiksel analizi aşamaları izlenmiştir.

Çalışmada kullanılan materyallerin üretici firma isimleri ve içerikleri Tablo 3.1’de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Kullanılan Malzemeler

Materyaller	Üretici Firma	İçerik
<u>IPS E.max CAD</u> Lityum disilikat içerikli cam seramik	Ivoclar Vivadent, (Schaan, Liechtenstein)	SiO ₂ , Li ₂ O, K ₂ O, P ₂ O ₅ , ZrO ₂ , ZnO, Al ₂ O ₃ , MgO, Renklendirici oksitler
<u>Celtra-Duo</u> Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat	Sirona Dentsply, (Milford, DE, USA)	SiO ₂ , P ₂ O ₅ , Al ₂ O ₃ , Li ₂ O, ZnO, 10% ZrO ₂
<u>Variolink Esthetic DC</u> (Dual cure)	Ivoclar Vivadent, (Schaan, Liechtenstein)	UDMA monomerleri, doldurucular, initiatörler, renk pigmentleri ve stabilizatörler
<u>Ultradent Porcelain Etch</u>	Ultradent (Cologne, Germany)	%9 Hidroflorik asit
<u>3M Universal Asit</u>	3M ESPE, (St. Paul, Minnesota -USA)	%37.5 Fosforik asit
<u>Monobond Plus</u>	Ivoclar Vivadent, (Schaan, Liechtenstein)	Silan metakrilat, fosforik metakrilat, disülfid metakrilat, etanol
<u>Adhese Universal</u> Bonding ajanı	Ivoclar Vivadent (Schaan, Liechtenstein)	Metakrilat, su, etanol, silikon dioksit, başlatıcılar ve stabilizatörler

3.1. Dişlerin Toplanması

Planlanan çalışmanın temel hipotezleri dikkate alınarak yeterli güçte minimum örneklem büyüklüğünün belirlenebilmesi için ilk etapta literatür taraması yapılmıştır. Bu noktada planlanan çalışma ile benzer niteliğe sahip farklı çalışmalarda; Zhang ve ark. (405) grup başına 8 , Al-Akhali ve ark. (14) grup başına 8 ve Andrade ve ark. (25) ise grup başına 10 diş kullandığı görülmüştür. Çalışma öncesinde gerekli minimum örneklem büyüklüğünün belirlenmesi için bahsedilen literatürlerden de yararlanılarak ve tip 1 hata olasılığı (alfa) = 0.05, güç (1-beta) = 0.80, etki büyüklüğü (f) = 0.30 kriterleri kullanılarak, grup başına en az 10 (on) olmak üzere toplam 120 (yüz yirmi) numunenin çalışmada kullanılmasının yeterli olacağı hesaplanmıştır. Güç analizinin yapılmasında G*Power 3.1 paket programından yararlanılmıştır (118).

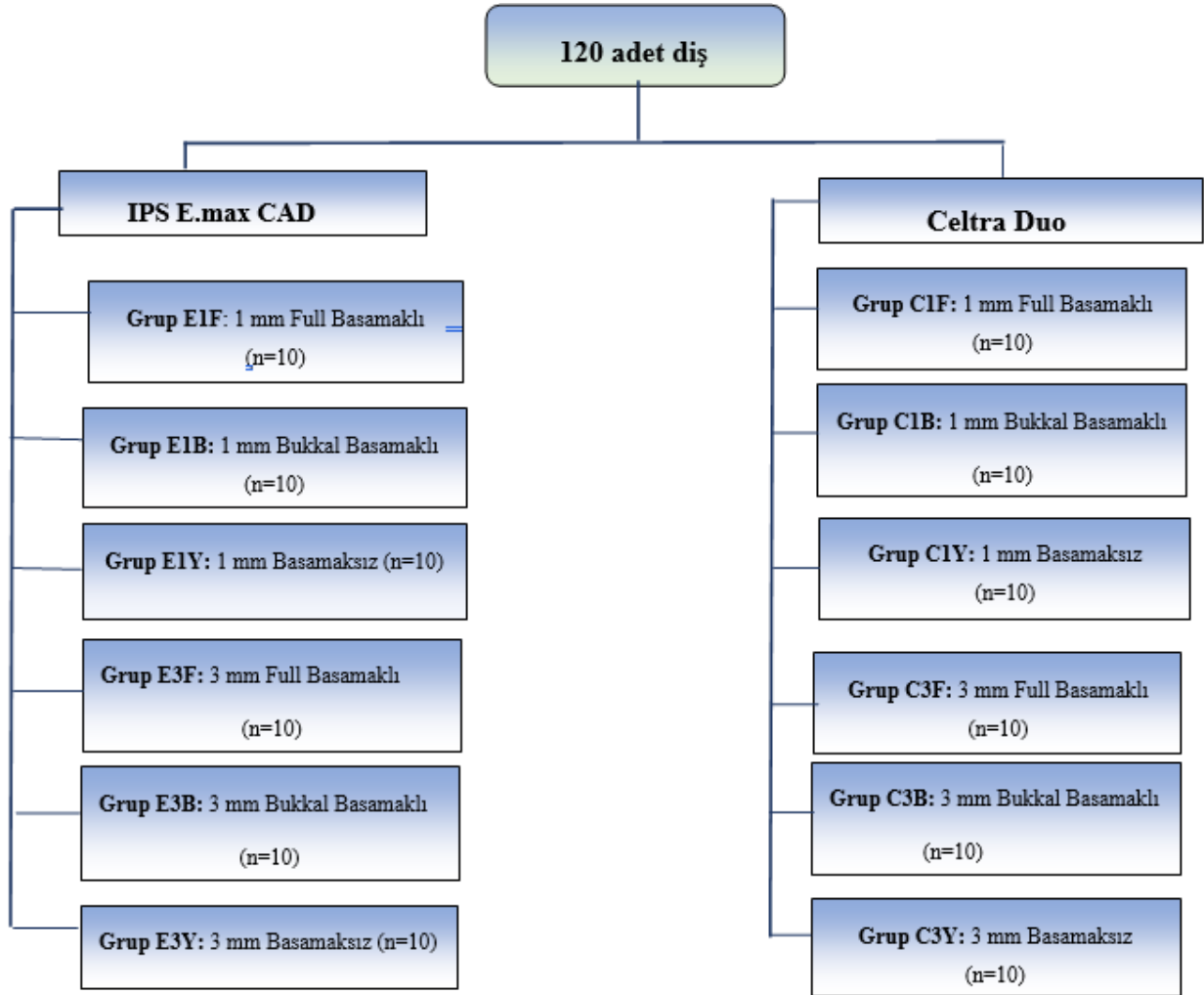
Çalışmada İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Ana Bilim Dalı'nda, Radixdent Kartal Diş Kliniği'nde ve Prodentia Diş Kliniği'nde periodontal nedenlerle çekilmiş 120 adet, birbirine benzer boyutta (ortalama meziodistal: 11, 13 ± 0,40 mm; bukkolingual: 10,47± 0,27 mm) alt daimi büyük azı dişleri kullanılmıştır. Çalışmaya dahil edilecek dişler tek tek incelenerek dişlerde kırık, çatlak, çürük ve herhangi bir eski restorasyon varlığının olmamasına dikkat edilmiştir.

3.2. Örneklerin Gruplandırılması

120 adet alt molar diş her bir grupta 10 örnek olacak şekilde toplam 12 gruba ayrılmıştır (Tablo 3.2). Deneyde kullanılacak tüm dişlere aşağıdaki işlemler uygulanmıştır.

Dişlerin toplanmasının ardından kuron ve kök yüzeyleri periodontal el aletleri yardımıyla doku artıklarından arındırılmıştır. Dişler preparasyonları yapılana kadar % 0,1'lik timol (113,114) solusyonunda bekletilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan dişler, materyale göre 2 ana grup (IPS E.max, Celtra-Duo), basamak çeşidine göre (full çevresel basamak, bukkal basamak, basamaksız(anatomik oklüzal redüksiyon)) 3 alt grup ve restorasyonun kalınlığına göre 2 alt grup (1mm, 3mm) olmak üzere gruba rastgele dağıtılmıştır.

Tablo 3.2. Grupların Sınıflandırılması

3.3. Dişlerin Akrilik Kalıplara Gömülmesi

Dişler; çiğneme simülatörü kalıplarından alınan ölçüyle hazırlanan silikon kalıplarda, hızlı polimerize olan soğuk akrilik rezin içerisine (Paladent RR, Heraeus Kulzer GmbH&Co., Hanau, Almanya), 90° açı ile gömülmüştür. Akrilik içerisine yerleştirmenin standardizasyonu için paralelometre düzeneği ile hazırlanmış sistem kullanılmıştır. (Şekil 3.1 a-b) Paralelometrede ölçüm ucuna akrilikten hazırlanmış düz yüzeye sahip özel bir aparat takılmıştır. Dişler oklüzal yüzeylerinden bu akriliğe tutturularak, yere paralel yerleştirilmiş silikon kalıplar içerisinde akriliğe gömülmüştür.

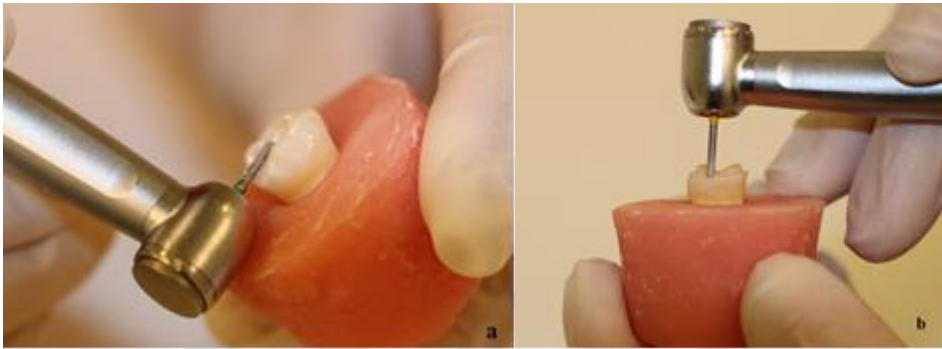


Şekil 3.1 Dişlerin akrilik kalıplara gömülmesi (a)

Dişlerin akrilik kalıplara gömülmesi (b)

3.4. Preparasyon Yapılması

Çalışmamızda kullanılacak 120 diş su soğutması altında yeşil bantlı silindirik fissür frez (ISO806-315-110-534/012 Bosphorus, İstanbul, Türkiye) kullanılarak oklüzal redüksiyon uygulanmıştır. Ardından da sarı bantlı silindirik fissür frez (ISO806-314-111-504/014 Bosphorus, İstanbul, Türkiye) ile hem pürüzlü yüzeyler düzeltildi hem de 1 mm lik basamaklar hazırlanmıştır. (Şekil 3.2 a-b)

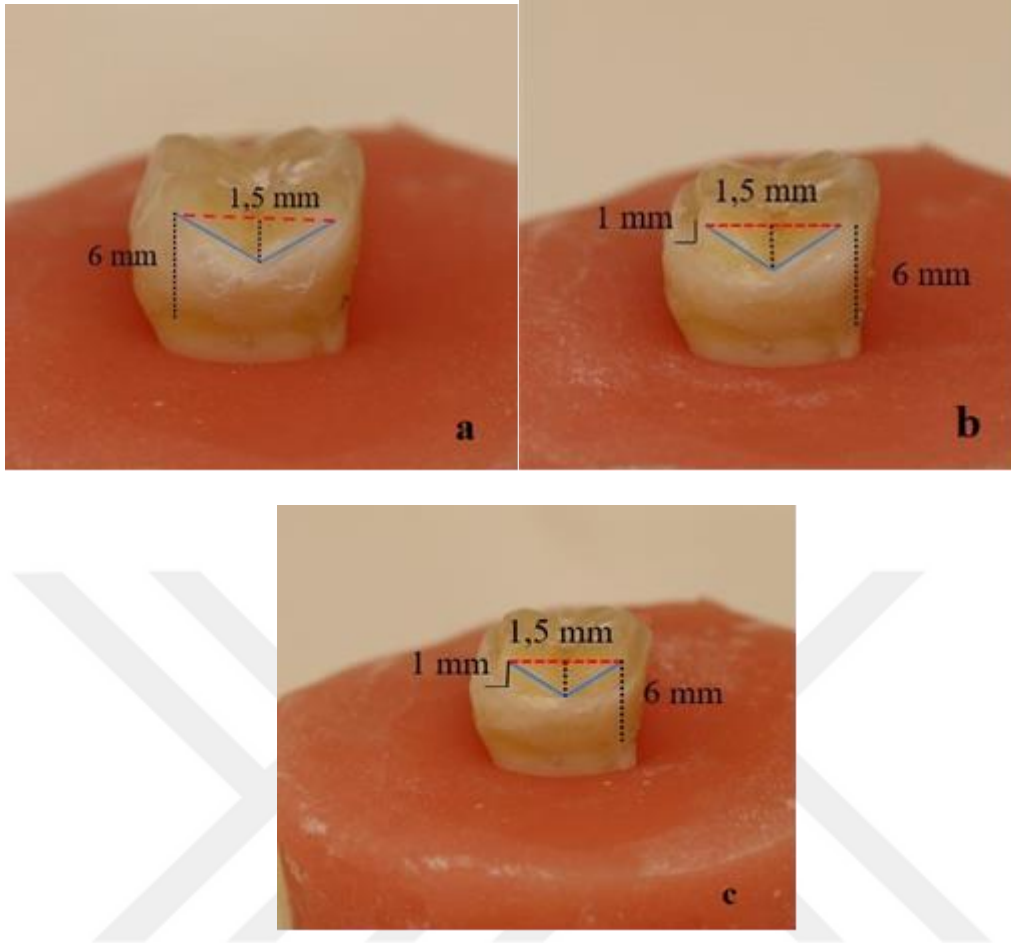


Şekil 3.2. a-b. Dişlerin frezelenmesi

Kesim yapılmadan evvel daha önceki çalışmalar incelenmiş ve kullanılan preparasyonların bir modifikasyonu uygulanmıştır (26, 71,217).

Preparasyon dizaynı;

- Mine sement bileşim hattı ve tüberkül tepesi mesafesi 6 mm olarak ayarlanmıştır.
- Restore edilecek tüm gruplarda oklüzal yüzeylerden fissür derinliklerini sığlaştıracak şekilde 1mm redüksiyon yapılmıştır.
- Bukkal basamaklı gruplar için oklüzal redüksiyona ek olarak bukkal yüzde 1mm derinlik ve genişlikte shoulder basamak hazırlanmıştır.
- Full (çevresel) basamaklı gruplarda ise oklüzal redüksiyona ek olarak 360° tüm diş çevresinde 1mm derinlik ve genişlikte shoulder basamaklı preparasyon yapılmıştır.
- Ayrıca bukkal ve lingual tüberkül tepelerinden geçen çizginin santral fossa' ya mesafesi 1,5 mm olarak ayarlanmıştır. (Şekil 3.3 a, b, c).



Şekil 3.3. Dişlerin preparasyonu

a.Basamaksız kesim **b.** Bukkal basamaklı kesim **c.** Full (çevresel) basamaklı kesim

Preparasyon yaparken; uç kısımdan 1.5 mm olacak şekilde bir ortodontik tel bükülmüştür. Bu sayede, tel fissürün ortasına konarak tüberkül tepelerinden geçen teğet ve santral fossa arası mesafenin kontrolü sağlanmıştır.(Şekil 3.4)

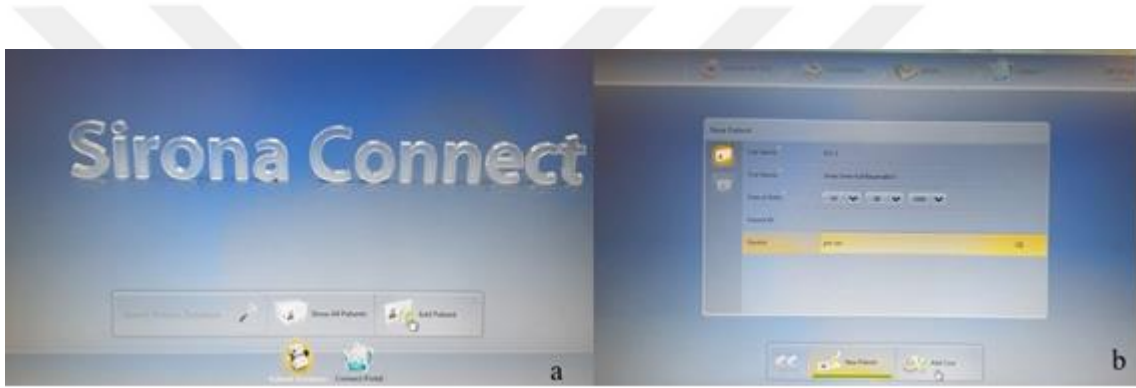


Şekil 3.4. Santral fossa derinliğinin kontrolü

Preparasyonları tamamlanan örnekler CAD/CAM ile ölçü alma aşamasına distile suda saklandı.

3.5. Restorasyonların CEREC Cihazıyla Dizaynı ve Üretimi

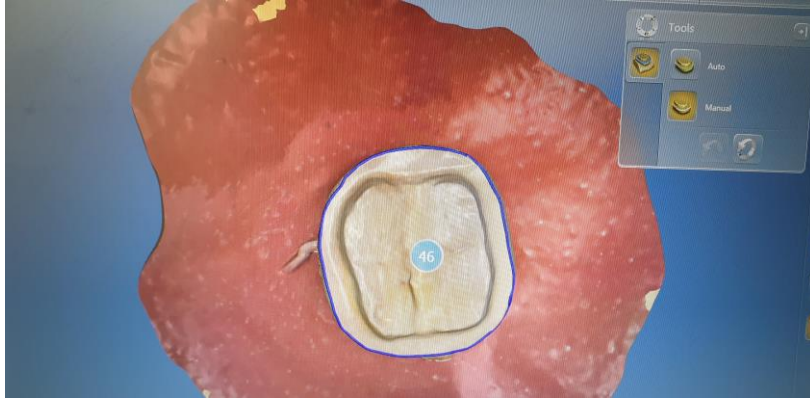
Preparasyonu tamamlanan dişlerde CAD/CAM (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) cihazı kullanılarak restorasyon dizaynına geçilmiştir. Masaüstünde CEREC SW 4.6.1 programı açıldı, açılan sekmede Add New Patient butonuna tıklanmıştır (Şekil 3.5. a). Sonraki sayfada hasta isim ve soy isim bölmelerine taraması yapılacak örneğin hangi grubun hangi üyesi olduğu bilgileri girilerek ve Add New Case butonuna tıklanmıştır (Şekil 3.5. b).



Şekil 3.5. a. Cerec programında açılan ilk sayfa b. Örnek bilgilerinin girilmesi

Bir sonraki adımda restorasyon tipi, kullanılan materyal ve deney örneğinin ağız içindeki yer bilgileri (IPS E.max veya Celtra-Duo, 46 no' lu diş, restorasyon tipi inlay/onlay) sisteme kaydedilmiştir. Böylece "Administration" kısmı tamamlanarak ölçü alınacak olan "Acquisition" aşamasına geçilmiştir. Kameranın ucu dişten 3 mm uzaklıkta yavaş hareketlerle dişin çevresinde gezdirilerek ölçü işlemi tamamlanmıştır. Bu tez çalışmasında karşıt çene ve kapanış ölçüsü gerekmediğinden ileri tuşuna basılarak bir sonraki "Model" aşamasına geçilmiştir. Bu kısımda diş çenedeki yerine yerleştirilerek aksı belirlenmiştir. Ardından sol alt kısımda yer alan ekranda oklüzal tablaya göre seviyeleri (üst tarafta frontal düzlemde bukkio-lingual yönde ve alt tarafta sagital düzlemde mezio-distal yönde) belirlenmiştir.

Hemen ardından marjin çizimi aşamasına geçilmiş ve bu aşamada restorasyonun sınırları belirlenmiştir(Şekil 3.6).



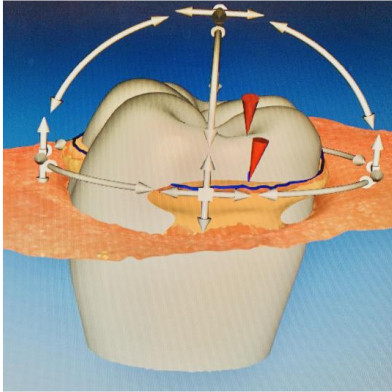
Şekil 3.6. Marjin çizimi

Tasarım kısmı için “Design” adımıyla üretilen restorasyonun parametreleri belirlenmiştir. Dişin morfolojisi “Adjust Morphology” kısmında “Tooth Base” seçeneğinden Vita ve physiiodens seçimleri yapılmıştır. Oklüzal vuner restorasyonların dizaynında oklüzal yüzey santral fossada ve tüberkül tepelerinde hangi gruba ait ise ona dikkat edilerek 1mm ve 3mm olarak ayarlanmıştır. Standardizasyon sağlanması için kesit alınarak bu bölgelerde ‘ Distance ‘ seçeneği kullanılarak kalınlıklar kontrol edilmiştir (Şekil 3.7).



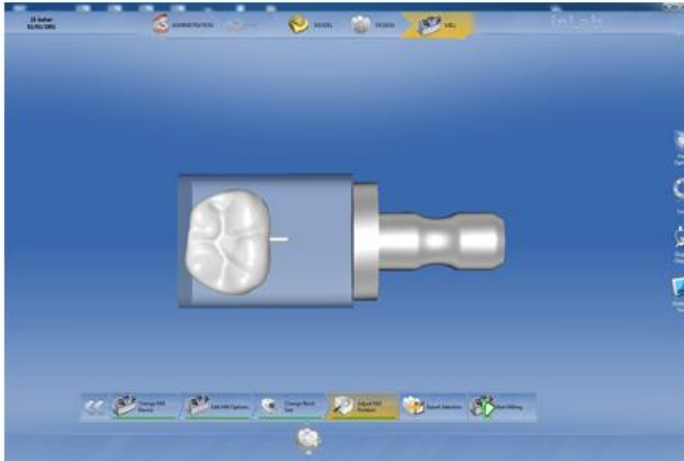
Şekil 3.7. Kalınlıkların ayarlanması

“Positioning” ile de restorasyonun dişlerin üzerindeki pozisyonu belirlenmiştir (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. Restorasyonun pozisyonunun ayarlanması

“Edit Restoration” adı verilen son aşamada restorasyon üzerindeki son ayarlamalar yapılmıştır. Bu aşamada eğer restorasyonda açık mavi alanlar var ise bu bölgelerin ince olduğunun göstergesidir. Gerekli düzenlemeler “Tools” bölümünden yapılabilir. “Design” işlemi tamamlanmasıyla “Manufacture” aşamasına geçilerek restorasyonun blok hacmine yerleşimi yapılmış ve “Start Milling” simgesine tıklanmıştır (Şekil 3.9).



Şekil 3.9. Üretim öncesi restorasyonun blok içinde pozisyonunun ayarlanması

Tüm restorasyonların (n=120) yarısı (n=60) IPS E.max CAD (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) bloktan, diğer yarısı ise Celtra-Duo (Sirona Dentsply, Milford, DE, USA) bloktan CEREC inLab MC XL cihazı yardımıyla freze edilmiştir (Şekil 3.10 ve 3.11). Kullanılan blokların fiziksel ve mekanik özellikleri Tablo 3.3 ve 3.4 de gösterilmiştir.



Şekil 3.10. Celtra-Duo ve IPS E.max CAD bloklar

Şekil 3.11. CEREC inLab MC XL cihazı

Tablo 3.3. IPS E.max CAD bloğun fiziksel ve mekanik özellikleri

Fiziksel Özellikler	Kısmi Sinterize Durum	Tam Sinterize Durum
Biaksiyal Direnç (ISO 6872)	130 ± 30 MPa	360 ± 60 MPa
Kırılma Mukavemeti (SEVNB)	0.9 - 1.1 MPa m ^{1/2}	2.0 - 2.5 MPa m ^{1/2}
Vickers Sertliği	5400 ± 100 MPa	5800 ± 100 MPa
Elastikiyet Modulusu (Katsayısı)		95 ± 5 GPa
CTE (100 - 500 °C)		10.45 ± 0.25 10 ⁻⁶ / K-1
Yoğunluk		2.5 ± 0.1 g/cm ³
Sertleşme sırasındaki büzülme	0.2 %	
Kimyasal Çözünürlük	100 - 160 µg/cm ²	30 - 50 µg/cm ²

(Scientific Documentation IPS E.max 2005).

Tablo 3.4. Celtra-Duo bloğun fiziksel ve mekaniksel özellikleri

	CELTRA-DUO
Biaksiyal direnç	fırınlama sonrası 560 MPa
Vickers sertliği	700 HV
Kırılma tokluğu	2.0 MPa√m
Elastikiyet modülü	70 GPa
Kimyasal çözünürlük	<40 µg / cm ²
Bükülme dayanımı	420 MPa (Cerec MC XL' de işlendikten hemen sonra)
Yoğunluk	2.6 g / cm ³

<https://assets.dentsplysirona.com/>

IPS E.max CAD bloklar, mavimsi renge sahip orta sertlikteki durumda millenmiştir. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda kristalizasyon işlemi gerçekleştirildi. Kristalizasyon parametreleri Tablo 3.5 de belirtilmiştir.

Tablo 3.5.a IPS E.max CAD restorasyonların kristalizasyon parametreleri

Progmart Fırın	Hazırlama Isısı B (°C/°F)	Kapatma Zamanı S (min)	Isıtma Oranı t1 (°C/°F/min)	Fırlama Isısı T1 (°C/°F)	Bekleme Zamanı H1 (min)	Isıtma Oranı t2 (°C/°F/min)	Fırlama Isısı T2 (°C/°F)
P500	403/757	6:00	90/162	820/1508	0:10	30/54	840/1544
CS/CS2/CS3		Program 1					

Tablo 3.5. b IPS E.max CAD restorasyonların kristalizasyon parametreleri

Progmart Fırın	Bekleme Zamanı H2 (min)	Vakum 1 11 (°C/°F) 12 (°C/°F)	Vakum 2 21 (°C/°F) 22 (°C/°F)	Uzun süreli soğutma L (°C/°F)	Soğutma Oranı tl (°C/°F min)
P500	7:00	550/820 1022/1508	820/840 1508/1544	700/1292	0
CS/CS2/CS3		Program 1			

Kristalizasyon aşaması tamamlandıktan sonra IPS E.max CAD Crystall/Glaze Liquid (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulanarak glaze işlemi tamamlanmıştır Glaze işlem parametreleri Tablo 3.6 da gösterilmiştir.

Tablo 3.6.a IPS E.max CAD restorasyonların glaze parametreleri

Programat Fırın	Hazırlama Isısı B (°C/°F)	Kapatma Zamanı S (min)	Isıtma Oranı t1 (°C/°F/min)	Fırınlama Isısı T1 (°C/°F)	Bekleme Zamanı H1 (min)	Isıtma Oranı t2 (°C/°F/min)	Fırınlama Isısı T2 (°C/°F)
P500	403/757	6:00	90/162	820/1508	0:10	30/54	840/1544
CS/CS2/CS3			Program 2				

Tablo 3.6.b IPS E.max CAD restorasyonların glaze parametreleri

Programat Fırın	Bekleme Zamanı H2 (min)	Vakum 1 11 (°C/°F) 12 (°C/°F)	Vakum 2 21 (°C/°F) 22 (°C/°F)	Uzun süreli soğutma L (°C/°F)	Soğutma Oranı t1 (°C/°F min)
P500	3:00	550/820 1022/1508	820/840 1508/1544	700/1292	0
CS/CS2/CS3		Program 2			

Celtra-Duo blokların glaze işlemleri üretici firma talimatlarına göre uygulanmıştır. (Tablo 3.7)

Tablo 3.7. Celtra-Duo restorasyonların glaze parametreleri

Dentsply Sirona	Ön kurutma °C	→ min.	↗ min.	↗ °C/min.	Yaklaşık sıcaklık °C	→ min.	VAC min.
Celtra Universal Overglaze pasta	500	1.00	2.00	55	820	2.00	—

IPS E.max CAD restorasyonların kristalizasyon ve glaze işlemleri ile Celtra-Duo restorasyonların glaze işlemleri Ivoclar Vivadent Programat P500 seramik fırınında uygulanmıştır (Şekil 3.12)



Şekil 3.12. Ivoclar Vivadent Programat P500 cihazı

3.6. Restorasyonların Dişlere Simantasyonu

Tüm restorasyonların simantasyonu Variolink Esthetic Dc Set (Dual Cure) (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) dual cure rezin siman ile yapılmıştır (Şekil 3.13). (Frankenberger R 2021)



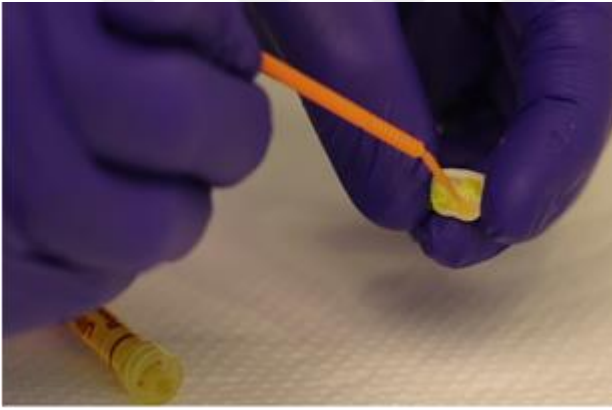
Şekil 3.13. Variolink Esthetic Dc Set Dual Cure

IPS E.max CAD ve Celtra-Duo oklüzal venter restorasyonların iç yüzeyleri alkol ile temizlendikten sonra üretici firmaların tavsiyeleri dikkate alınarak, % 9'luk hidroflorik asit IPS E.max CAD restorasyonlara 20 s, Celtra-Duo restorasyonlara 30 s

süreyle uygulanmıştır. Yıkayıp kurutulmalarının ardından fırça yardımıyla Monobond Plus (silan) uygulanmış ve 60 s beklenerek hava ile kurutulmuştur (Şekil 3.14 ve 3.15)



Şekil 3.14. Ultradent porselen asiti ve Monobond Plus silan



Şekil 3.15. Örneklere hidroflorik asit uygulanması

Doğal dişlerin mine yüzeyine 30 s süre ile % 37 lik N-Etch ortofosforik asit (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulanmış ve ardından yıkayıp kurutulmuştur. Daha sonra Adhese Universal bonding ajanı 20 s süre (Şekil 3.16) ile uygulanmış ve 10 s ışınlanmıştır.



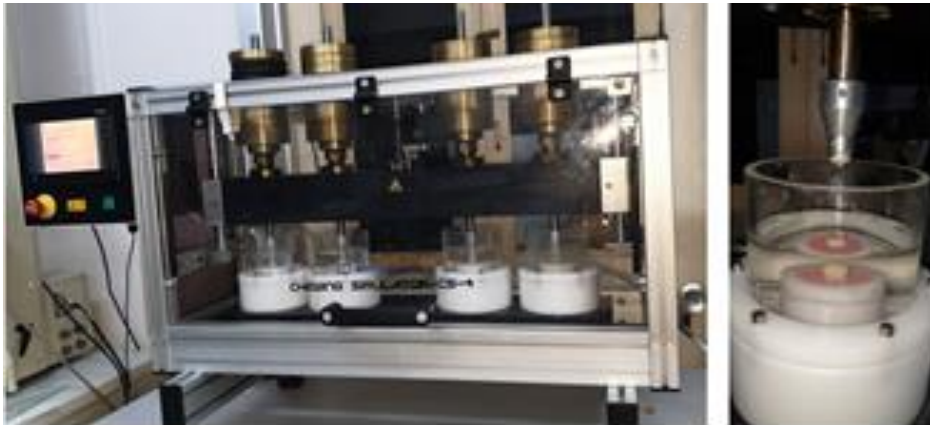
Şekil 3.16. Adhese Universal uygulama

Restorasyonlar Variolink Esthetic DC (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) adeziv siman kullanılarak simante edilmiştir. Oklüzal venerler diş yüzeyine hafif parmak basıncı ile yerleştirilmiş ve taşan siman bir fırça yardımıyla temizlenmiştir. Oklüzal, mesial ve distal yüzeylerden 60 s süreyle led ışık cihazı ile polimerizasyon sağlanmıştır. Simantasyonu tamamlanan dişler distile su içerisinde bekletilmiştir.

3.7. Örneklerin Yapay Yaşlandırma (dinamik ve termal) İşlemlerine Tabii Tutulması

Termomekanik yaşlandırma aşamasında, simantasyonun ardından örnekler sırasıyla dinamik ve termal yorma işlemlerine tabi tutulmuştur. Deney örneklerine uygulanan mekanik kuvvetler ile çiğneme kuvvetleri, termal döngü ile de ağız içi sıcaklık değişimleri yansıtılmaya çalışılarak klinik değerlere yakın kırılma dayanımı değerlerine ulaşılabileceği düşünülmüştür (328).

İlk olarak örnekler İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde bulunan çift eksenli çiğneme simülatörü cihazıyla (CS-4.4, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Almanya) (Şekil 3.17) distile su içerisinde 1.200.000 dinamik siklus boyunca sulu ortamda 2.4 Hz frekansla 98 N' luk (10 kg) kuvvete tabi tutulmuşlardır (14).

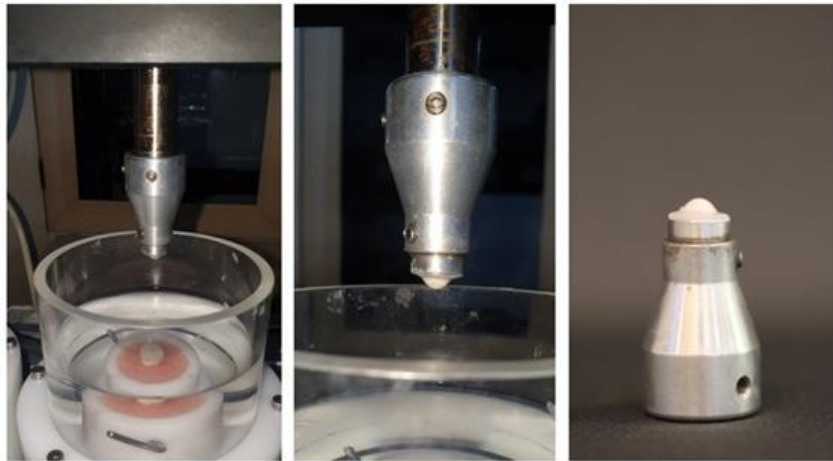


Şekil 3.17. Örneklerin çiğneme simülatöründe yaşlandırılması

Uygulanan yük alt molar dişlerin bukkal tüberkül tepelerinden 0.5 mm aşağıya temas ederek 0.3 mm santral fossa' ya doğru kayma hareketi yapacak şekilde ayarlanmıştır. Karşıt diş yerine konulan 6 mm çaplı seramik kürenin (Hoechst Ceram Tec) (Şekil 3.18) dikey hareketi 6 mm ve yatay hareketi 0.3 mm olarak ayarlanmıştır (13,195,392). Çiğneme simülatöründe kullanılan parametreler Tablo 3.8 de gösterilmektedir.

Tablo 3.8. Çiğneme simülatöründe kullanılan parametreler

Dual akslı çiğneme simülatöründe yaşlandırma için kullanılan parametreler:
Yükselme Hızı: 55 mm/sn
İnme Hızı: 30 mm/sn.
Yatay Hareket Miktarı: 0.3 mm
Dikey Hareket Miktarı: 6 mm
İlerleme Hızı: 50 mm/ sn
Gerileme Hızı: 50 mm/sn.
Siklus Frekansı: 2.4 Hz.
Her bir Örnek için Ağırlık: 98 N.



Şekil 3.18. Karşıt diş simülasyonu için kullanılan seramik uç

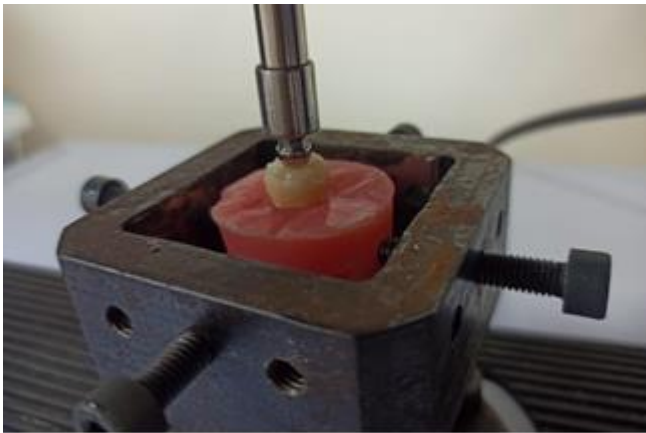
Çiğneme simülatöründen çıkan örnekler termal siklus cihazı Thermocycler (SD Mechatronik Thermocycler THE-1100, Feldkirchen, Westerham, Almanya) cihazında 5.500 siklus 5°C ile 55°C arasında 30 saniyelik bekleme süresi ve 10 saniyelik bir transfer süresinde termal yaşlandırmaya tabi tutulmuştur (Şekil 3.19) (13, 14,140).



Şekil 3.19. Termal siklus cihazında termal yaşlandırma yapılan örnekler

3.8. Örneklerle Kırma Testi Uygulanması

Yaşlandırma işlemlerinin ardından örnekler universal test cihazında (Instron; Instron Corp., MA, ABD) 5 mm çapında çelik bilyenin dişlerin santral fossalarına 0,5 m/s hızla uygulanmasıyla kırılarak (Şekil 3.20) örneklerin kırılma dayanım değerleri Newton birimiyle kaydedilmiştir.



Şekil 3.20. Örneklerin kırılması

3.9. Kırılma Tipi Analizi

Kırık tipi analizi ve yüzeylerin incelenmesi için ışık mikroskobu (SMZ1000, Nikon, Japonya) ile x8 büyütme kullanılmış ve örneklerden fotoğraf alınmıştır. Kırık tiplerinin sınıflandırılması Tablo 3.9. de gösterildiği gibi yapılmıştır (103):

Tablo 3.9. Kırık tiplerinin sınıflandırılması

Tip	Başarısızlık Modeli	Tanım	Prognoz
I	Koheziv başarısızlık	Restorasyon kırığı	Tamir edilebilir
II	Adeziv başarısızlık	Restorasyonun bağlantı yüzeyinden ayrılma	Tamir edilebilir
III	Koheziv+ Adeziv başarısızlık	Restorasyonda kırık ile birlikte adeziv bağlantı yüzeyinde ayrılma	Tamir edilebilir
IV	Restorasyon kırığı ile birlikte mine-sement sınırının üzerinden dış kırığı	Mine-sement bileşim hattının üzerinde restorasyon ve dış yapısında kırık	Tamir edilebilir
V	Restorasyon kırığı ile birlikte mine-sement sınırının altında oluşan dış kırığı	Mine-sement bileşim hattının altında restorasyon ve dış kırığı	Tamir edilemez

3.10. İstatiksel Analiz

Verilere ilişkin tanımlayıcı istatistikler hesaplanarak Aritmetik Ortalama $\pm$ Standart Hata şeklinde gösterilmiştir. Çalışmada kullanılan farklı materyal, kalınlık ve preparasyonların kırılma dayanımları üzerine etkilerinin incelenmesinde üç yönlü varyans analizinden (ANOVA) yararlanılmıştır. Oluşturulan modelde Materyal (IPS E.max CAD, Celtra-Duo), Kalınlık (1 mm, 3 mm), Preparasyon (Full çevresel basamaklı, Bukkal marjinde basamak, Basamaksız) temel etkileri ile bu etkilerin tüm olası iki yönlü ve üç yönlü etkileşim terimlerine yer verilmiştir. Modelde yer alan etkileşim terimleri anlamlı olmadığından, her bir faktör içindeki seviyeler arasındaki farklılıkları değerlendirmek için modelde önemli bulunan temel terimler için Bonferroni düzeltilmesi uygulanmak suretiyle çoklu karşılaştırmalar yapılmıştır. Tüm istatistiksel kararlarda $p < 0.05$ kriterinden yararlanılmıştır. İstatistik analizler için SPSS 21 paket programı kullanılmıştır.

4. BULGULAR

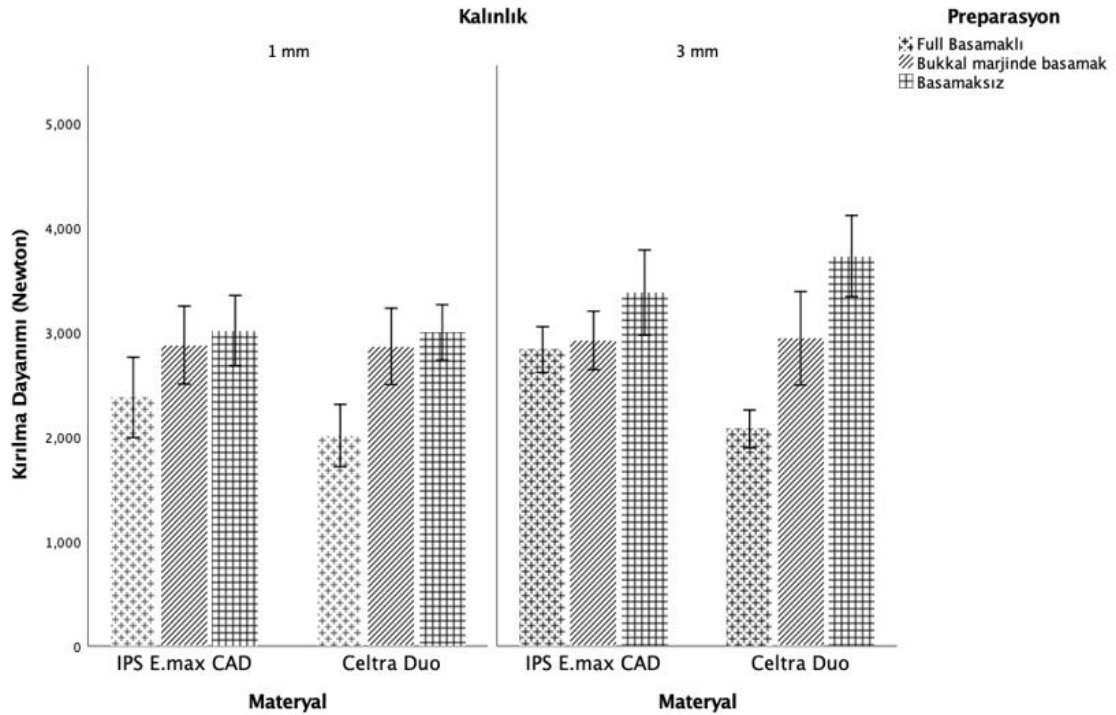
4.1. Kırma Dayanım Testi Sonuçları

Çalışmada kullanılan farklı materyal, kalınlık ve preparasyonlara ilişkin kırılma dayanım ortalamaları, standart sapmaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.1 ve Şekil 4.1’de verilmiştir.

Preparasyon	Materyal			
	IPS E.max CAD		Celtra Duo	
	Kalınlık		Kalınlık	
	1 mm	3 mm	1 mm	3 mm
	A. Ort $\pm$ SH	A. Ort $\pm$ SH	A. Ort $\pm$ SH	A. Ort $\pm$ SH
Full Basamaklı	2378.53 $\pm$ 384.24 b	2835.65 $\pm$ 218.77 b	2014.48 $\pm$ 297.34 b	2076.28 $\pm$ 181.2 b
Bukkal marjinde basamak	2879.03 $\pm$ 372.89 ab	2922.19 $\pm$ 279.69 ab	2866.46 $\pm$ 365.44 ab	2943.35 $\pm$ 446.51 ab
Basamaksız	3017.75 $\pm$ 335.67 a	3380.67 $\pm$ 407.13 a	3000.23 $\pm$ 265.09 a	3729.87 $\pm$ 387.98 a

a, b: Aynı sütündeki farklı harfler istatistiksel açıdan anlamlı farklılığı ifade eder ($p < 0.05$)

Tablo 4.1. Farklı materyal, kalınlık ve preparasyonlar için elde edilen kırılma dayanım ortalamaları



Şekil 4.1. Kırılma dayanımlarının materyal, kalınlık ve preparasyona göre değişimleri

Tek başına Tablo 4.1’de sunulan ortalamalar incelendiğinde, genel bir ifade ile, istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmasa da, IPS E.max CAD materyaline ilişkin kırılma dayanımlarının Celtra-Duo’ ya göre daha yüksek olduğu görülmektedir. Benzer şekilde 3 mm kalınlığa sahip numunelerin 1 mm kalınlığa sahip numunelere göre kırılma dayanım ortalamalarının daha yüksek olduğu söylenebilir.

Farklı materyal, kalınlık ve preparasyonların kırılma dayanımlarına etkilerinin istatistiksel açıdan önemliliğinin incelenmesi için bir model kurulmuş ve oluşturulan modelde yer alan etkilere ilişkin varyans çözümlemesi Tablo 4.2’de sunulmuştur. Tablo 4.2 incelendiğinde, elde edilen kırılma dayanım ortalamaları üzerine materyal ve kalınlığın etkisi istatistiksel açıdan önemsiz bulunmuştur ($P>0.05$). Preparasyonun kırılma dayanımına etkisi ise istatistiksel açıdan anlamlı ($P<0.05$) bulunmuştur. Farklılıkların gösterimine ilişkin harflendirmelere aynı zamanda Tablo 4.1 üzerinde de yer verilmiştir. Modelde yer alan temel etkilerin iki yönlü ve üç yönlü etkileşimleri, istatistiksel açıdan önemli bulunmamıştır ($P>0.05$).

Preparasyon temel etkisi ileriye yönelik çözümlendiğinde anlamlı farklılığın, full çevresel basamaklı ile basamaksız preparasyon tekniklerinden ileri geldiği görülmektedir. Preparasyonun, gerek materyal, gerekse kalınlık ile olan etkileşimleri istatistiksel açıdan önemli bulunmadığından, full (çevresel) basamaklı ve basamaksız arasında oluşan bu farklılığın tüm materyal ve kalınlık düzeyleri için benzer şekilde olduğu ifade edilebilir (Tablo 4.1, Tablo 4.2). Bir başka deyişle full (çevresel) basamaklı preparasyonlara ait kırılma düzeyleri materyal ve kalınlık düzeylerinin tümünde basamaksız preparasyondan anlamlı düzeyde düşüktür ($P<0.05$). Bukkal marjinde basamak preparasyonu ile diğer iki preparasyon şekli arasında istatistiki anlamda bir farklılık bulunmamıştır ($P>0.05$).

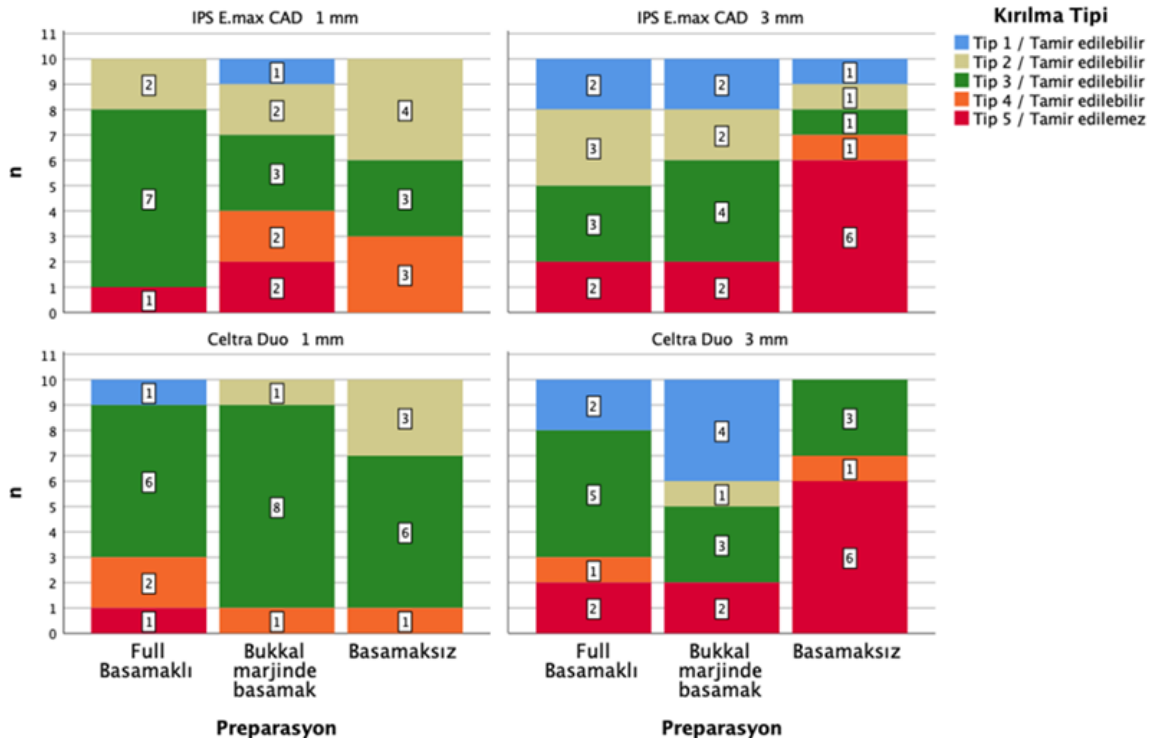
Tablo 4.2. Gruplar arası etkilere ilişkin varyasyon kaynağı tablosu

Varyasyon Kaynağı	Kareler Toplamı	sd	F	P
Materyal	511122.848	1	0.449	0.504
Kalınlık	2498511.214	1	2.195	0.141
Preparasyon	18533874.29	2	8.14	0.001
<i>Çoklu Karşılaştırma</i>				
Full Basamaklı Bukkal marjinde basamak				0.052
Full Basamaklı Basamaksız				<0.001
Bukkal marjinde basamak Basamaksız				0.344
Materyal * Kalınlık	21.991	1	0.001	0.997
Materyal * Preparasyon	2919317.358	2	1.282	0.282
Kalınlık * Preparasyon	1194944.573	2	0.525	0.593
Materyal * Kalınlık * Preparasyon	729700.197	2	0.32	0.726
Hata Terimi	122954477.7	108		

sd: Serbestlik derecesi

4.2. Kırık Tipi Analizi

Materyal, kalınlık ve preparasyon şekillerine göre kırılma tiplerinin yer aldığı frekans dağılımlarına ilişkin bilgiler Tablo 4.3 ve Şekil 4.2’de verilmiştir.



Şekil 4.2. Materyal, kalınlık ve preparasyon şekillerine göre kırılma tipleri

Tablo 4.3. Kırılma tiplerine ilişkin frekans dağılımları

Materyal	Kalınlık	Kırılma Tipi	Preparasyon			P
			Full Basamaklı	Bukkal marjinde basamak	Basamaksız	
			n(%)	n(%)	n(%)	
IPS E.max CAD	1 mm	Tip 1 / Tamir edilebilir	0 (0%)	1 (10%)	0 (0%)	0,244
		Tip 2 / Tamir edilebilir	2 (20%)	2 (20%)	4 (40%)	
		Tip 3 / Tamir edilebilir	7 (70%)	3 (30%)	3 (30%)	
		Tip 4 / Tamir edilebilir	0 (0%)	2 (20%)	3 (30%)	
		Tip 5 / Tamir edilemez	1 (10%)	2 (20%)	0 (0%)	
	3 mm	Tip 1 / Tamir edilebilir	2 (20%)	1 (20%)	1 (10%)	0,426
		Tip 2 / Tamir edilebilir	3 (30%)	2(20%)	1 (10%)	
		Tip 3 / Tamir edilebilir	3 (30%)	4 (40%)	1 (10%)	
		Tip 4 / Tamir edilebilir	0 (0%)	0 (0%)	1 (10%)	
		Tip 5 / Tamir edilemez	2 (20%)	2 (20%)	6 (60%)	
Celtra Duo	1 mm	Tip 1 / Tamir edilebilir	1 (10%)	0 (0%)	0 (0%)	0,493
		Tip 2 / Tamir edilebilir	0 (0%)	1 (10%)	3 (30%)	
		Tip 3 / Tamir edilebilir	6 (60%)	8 (80%)	6 (60%)	
		Tip 4 / Tamir edilebilir	2 (20%)	1 (10%)	1 (10%)	
		Tip 5 / Tamir edilemez	1 (10%)	0 (0%)	0 (0%)	
	3 mm	Tip 1 / Tamir edilebilir	2 (20%)	4 (40%)	0 (0%)	0,182
		Tip 2 / Tamir edilebilir	0 (0%)	1 (10%)	0 (0%)	
		Tip 3 / Tamir edilebilir	5 (50%)	3 (30%)	3 (30%)	
		Tip 4 / Tamir edilebilir	1 (10%)	0 (0%)	1 (10%)	
		Tip 5 / Tamir edilemez	2 (20%)	2 (20%)	6 (60%)	

Kırılma tiplerine göre grup dağılımları detailed incelendiğinde, materyal ve preparasyon tiplerine göre tamir edilebilir ve tamir edilemez kırık tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (pearson ki kare $p=0.648$ materyal, pearson ki kare $p=0.153$ preparasyon). Materyal ve preparasyona bağlı olmaksızın, Tip 5 / Tamir edilemez kırılma tipinin en yüksek 3 mm kalınlığa sahip numunelerde olduğu görülmektedir $p<0.001$ (Tablo 4.4, Şekil 4.2). Tüm materyal, kalınlık ve preparasyonlar içerisinde en sık gözlenen kırılma tipinin ise Tip 3 / Tamir edilebilir olduğu belirlenmiştir.

Tablo 4.4. Kırılma tiplerinin detaylı incelenmesi

Grup	Tamir Edilebilir		Tamir Edilemez		P	
	n	n%	n	n%		
IPS Emax	47	49,00%	13	54,20%	0,648	Pearson ki kare
Celtra Duo	49	51,00%	11	45,80%		

	Tamir Edilebilir		Tamir Edilemez		P	
	n	n%	n	n%		
1mm	56	58,30%	4	16,70%	<0.001	Pearson ki kare
3mm	40	41,70%	20	83,30%		

	Tamir Edilebilir		Tamir Edilemez		P	
	n	n%	n	n%		
Fullbasamaklı	34	35,40%	6	25,00%	0,153	Pearson ki kare
Bukkal basamaklı	34	35,40%	6	25,00%		
Basamaksız	28	29,20%	12	50,00%		

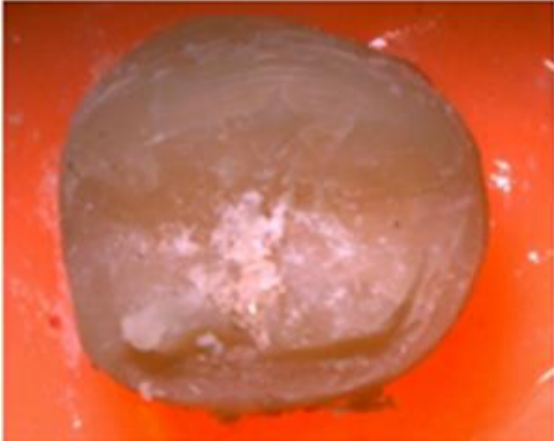
Işık mikroskobu (SMZ1000, Nikon, Japonya) ile x8 büyütme kullanılarak örneklerden alınan fotoğraflar:



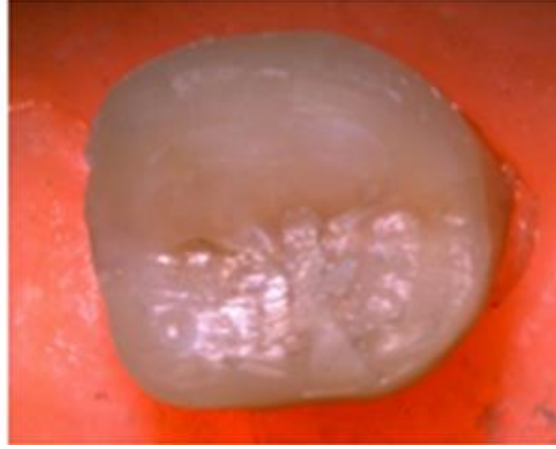
Şekil 4.3. a. Celtra-Duo Tip I kırık



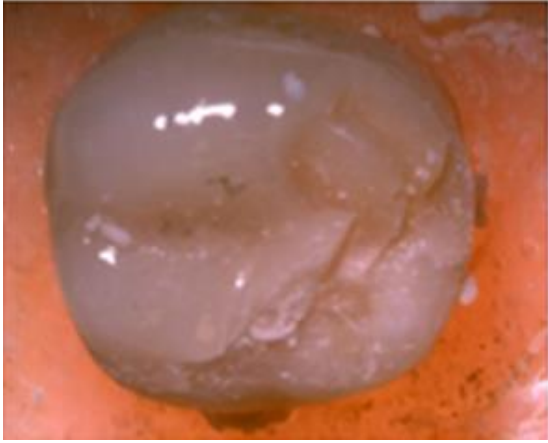
b. IPS E.max CAD Tip I kırık



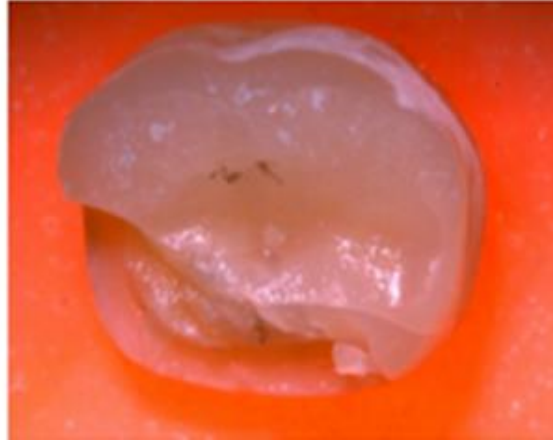
Şekil 4.4. a. Celtra-Duo Tip II kırık



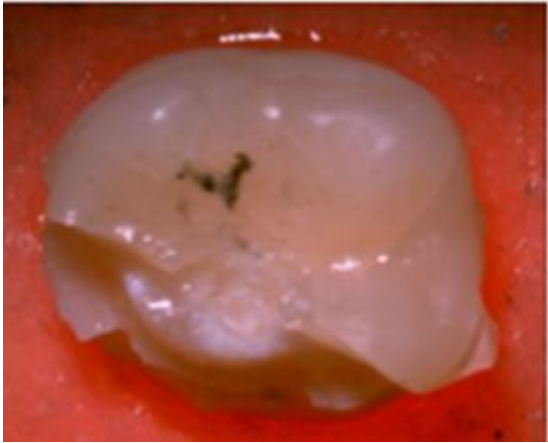
b. IPS E.max CAD Tip II kırık



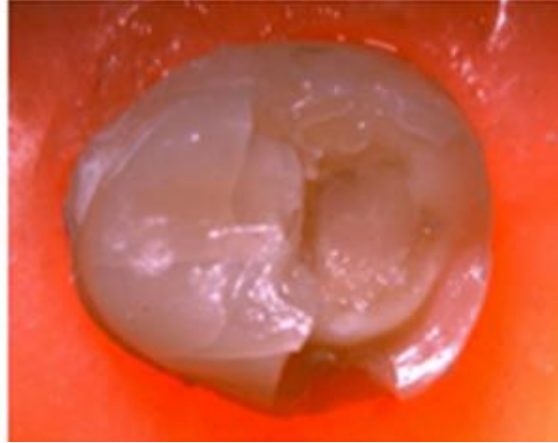
Şekil 4.5. Celtra-Duo Tip III kırık



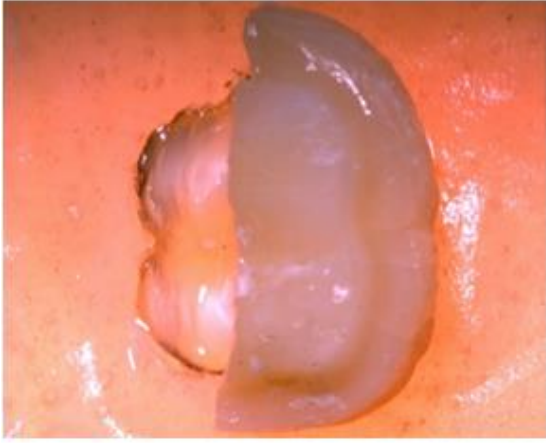
b. IPS E.max CAD Tip III kırık



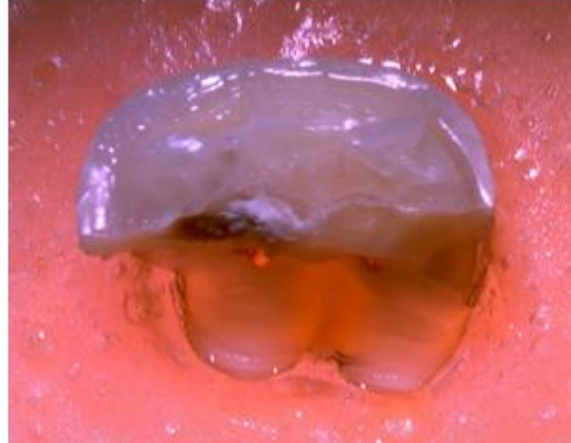
Şekil 4.6. Celtra-Duo Tip IV kırık



b. IPS E.max CAD Tip IV kırık



Şekil 4.7. Celtra-Duo Tip V kırık



b. IPS E.max CAD Tip V kırık

5. TARTIŞMA

5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Mandibular ve maksillar dişler arasında oklüzal temas değişiklikleri, diş aşınması ve çürük gibi patolojik veya fonksiyonel problemlerden (141) kaynaklanabildiği gibi ortodontik tedavi ile ya da ortodontik tedavi olmaksızın posterior açık kapanış benzeri maloklüzyonlardan (353) da kaynaklanabilir. Ortaya çıkan bu durum çiğneme etkinliğinde azalma, dikey boyut kaybı, aşırı duyarlılık gibi problemlere neden olabilir (99,250). Malpoze dişlerde, geniş madde kayıplarında, abrazyonlarda oklüzal restorasyonlar esastır. Bu gibi durumlarda da genellikle tedavi seçeneği parsiyel kuronlar veya inley restorasyonlardır (345,347).

Daimî restoratif materyaller, fonksiyonel ve estetik gereksinimleri karşılarken sağlıklı diş yapısını korumalıdır (181, 309, 371). Estetik özellikleri, aşınma ve kırılma dayanımlarının yüksek oluşu, üretim yöntemlerinin gelişmesi, CAD/CAM tekniği ile birlikte marjinal adaptasyonu ve anatomik formu daha iyi restorasyonlar üretilebilmesi, seramik restorasyonların posterior bölgede kullanımını yaygınlaştırmıştır (74,182,166).

Tam seramik restorasyon uygulamalarında adeziv bağlantı, diş-restorasyon birleşiminin mine-dentin kompleksine benzer davranmasını sağlayarak kullanılan materyalin direncini arttırmaktadır (33,43). Bu çeşit adeziv bağlantı, non retantif, minimal preparasyon dizaynlarının kullanımına olanak sağlamaktadır (340). Oklüzal vener restorasyonlar hem indirekt adeziv restorasyonlara hem de konvansiyonel tam kuronlara iyi bir alternatif seçenek sunmaktadır. Oklüzal venerlerin başlıca avantajı, maksimum diş yapısını korurken çiğneme fonksiyonunun düzenlenmesidir (163, 217). Pulpa canlılığının devamı, postoperatif hassasiyetin azlığı, kolay simantasyon ve geçici restorasyonlarla sonucun tahmin edilebilmesi de diğer avantajları olarak sayılabilir (25,362). Oklüzal venerler, interoklüzal boşluk ve anatomik faktörler tarafından yönlendirilen, daha basit ve sezgisel hazırlık gerektiren ekstrakoronal restorasyonlardır (217).

Yapılan in vitro yorulma testlerine göre oklüzal venter restorasyonların başarısızlıklarının en yaygın nedeni çatlak oluşumu ve adezyon problemleridir. Optimum kırılma direnci konservatif restorasyonların ömrünü arttıran en önemli faktörlerden biridir. Yıllar içerisinde hem kırılma dayanımı geliştirilmiş dental materyaller piyasaya sürülmüş, hem de diş hekimliğinin minimal invaziv teknikler kullanmasını sağlayan bonding sistemlerinin fiziksel ve mekaniksel özellikleri geliştirilmiştir (22,217).

Ağız ortamında kullanılan restoratif materyaller, çiğneme fonksiyonu esnasında oluşan sıkışma, gerilme, bükülme ve makaslama kuvvetlerinin yanı sıra sıcaklık değişimlerine de maruz kalmaktadırlar. Bazı durumlarda (parafonksiyonel alışkanlık gibi) karşılaşılan yükler oldukça yüksek değerlere ulaşmaktadır. Bu nedenle kullanılan materyaller intraoral koşullara uygun ve dayanıklı olmak zorundadır. Restorasyonların klinik başarısının değerlendirilmesinde en önemli faktörlerden biri mekanik dayanıklılık testleridir. Kullanılacak malzemenin intraoral koşullara göre test edilmesi önerilmekte ve bunun için de deney düzeneğinin ağız ortamını taklit edecek şekilde hazırlanması gerektiği belirtilmektedir (55).

Seramik materyallerin kırılma dayanımlarının araştırıldığı in vitro çalışmalarda deney örnekleri çeşitli boyut ve şekillerde hazırlanabilmektedir. Örneğin; tek eksenli testler için dikdörtgen, iki eksenli testler için disk şeklinde ya da kırma testleri için doğal diş formunda örnekler hazırlanabilmektedir (79, 262,271). Diş formu haricinde kullanılan şekillerin örnekler üzerinde standardizasyonu kolay olmasına rağmen, ağız içi doğal diş formuna ve geometrisine sahip olmadıklarından klinik koşulların taklit edilmesi tam sağlanamamakta, kırılma dayanım değerleri farklılık göstermektedir. (181,184,191, 257,337).Anatomik kuron formunda hazırlanan deney örneklerinin kırılma direncinin araştırıldığı çalışmalarda doğal diş, metal ya da reçine dayanaklar kullanılabilmektedir (8,162,401). Metal ve reçine malzemeler, şekillendirilmeleri ve standardizasyonları açısından avantajlıdırlar. Ayrıca üretilen her bir örnek aynı fiziksel özelliklere sahiptir (48,286,284). Ancak metal ve reçine materyallerin, elastik modülleri, ısı iletkenlikleri, bağlanma özellikleri, dayanımları ağız içi koşulları tam olarak yansıtmamaktadır (32,184,274,310,322). 2014 yılında yapılan çalışmada Carvalho ve ark., deney koşullarının standardizasyonu için benzer boyutlarda doğal dişlerin kullanılmasının uygun olacağını belirtmiştir (59). Bu bilgilere dayanarak

günümüzde yapılan pek çok çalışmada (5, 13,14,25,160,172,217,392,405) olduğu gibi bu tez çalışmasında da doğal dişler (120 adet çürük ya da herhangi bir restorasyon içermeyen) kullanılmış ve benzer boyutlardaki dişler numaralandırılarak rastgele gruplara dağıtılmıştır.

Doğal diş boyutlarının değişkenlik göstermesi, pulpa/dentin arası mesafenin, dentin ve mine kalınlığının dişler arasında farklılıklar sergilemesi doğal diş dayanaklarının kullanımını sınırlandırmaktadır (310). Aynı cins dişler kullanılsa bile saydığımız bu farklılıklardan ötürü in vitro deney sonuçları değişkenlik gösterebilmektedir. ODB rehabilitasyonları, oklüzyon düzenlenmesi ve fonksiyonel sınıf III maloklüzyonlarda görülen posterior açık kapanış durumlarının protetik rehabilitasyonlarında genellikle posterior dişlerin restore edilmesi göz önünde bulundurularak dişler arası farklılıkları en aza indirmek ve standardizasyonu sağlamak için benzer boyutlara sahip alt molar dişler çalışmada kullanılmıştır. Diş boyutları Lee ve ark. nın yaptıkları çalışma (202) dikkate alınarak yaklaşık meziodistal boyut $11, 13 \pm 0,40$ mm ve bukkolingual boyut $10,47 \pm 0,27$ mm olacak şekilde seçilmiştir.

İn vitro testlerde kullanılacak dişlerin testler uygulanana dek kimyasal bir solüsyon içerisinde bekletilmesi, fiziksel ve mekanik özelliklerin korunmasını sağlar. Aksi halde solüsyon içerisinde korunmamış dişler dehidrate olarak dayanıklılık ve güç açısından zayıf düşecektir (159). Yapılan in vitro çalışmaların çoğunda, dişleri saklamak için kullanılan solüsyonlar; distile su, etanol, formaldehit, kloramin, tuzlu su çözeltisi ve timoldür. Sonuç olarak yapılan çalışmada çekilmiş dişlerin bekletme solüsyonu olarak %0.1 lik timol solüsyonu tercih edilmiştir (18).

Bu tez çalışmasında yaşlandırma ve kırma testleri yapılmadan önce dişler otopolimerizan akrilik rezin içerisine gömülmüşlerdir. Yaptıkları bir çalışmada Magne ve ark, periodontal ligament taklit edilmeden hazırlanan dişlerin, periodontal ligament taklit edilerek hazırlanan dişlerden daha üstün bir kırılma dayanımı sergilediğini belirtmiştir (219). Bununla birlikte, dayanak dişlerin koronal kısmına giderek artan kuvvet uygulandığında bu kuvvetin etkisinin herhangi bir periodontal ligament taklit edici esnek materyal ile azaltılamayacağı ve hatta bu tarz uygulamaların oluşacak kırık tiplerini değiştirebileceği belirtilmiştir (60,341). Yapılan bir başka çalışmada ise; termal yaşlandırma esnasındaki sıcaklık değişimlerinin kullanılan simülasyon materyalinde bozulmalara sebep olabileceği ve deneylerin sonuçlarını etkileyebileceği

bildirilmiştir(83). Bu nedenle, bu tez çalışmasında dişler mine-sement bileşim hattının 2mm aşağısından akrilik içine gömülmüş ve preiodontal ligamentin simüle edilmesi için kök yüzeylerine herhangi bir işlem uygulanmamıştır.

Seramik restorasyonların bağlanım yüzeyleri kırılma dayanımını etkileyen önemli faktörlerden biridir. Yapılan çalışmalarda, mine yüzeyine bağlanan seramiklerin dentin yüzeyine bağlananlardan daha üstün bir dayanım sergilediği ortaya konmuştur (221,242, 280). Adeziv restorasyonlar başarılı bağlanım için mine dokusu gerektirirdiğinden oklüzal vener restorasyonların preparasyon aşamasında kalan sağlam mine dokusuna dikkat edilmelidir (38,149). Clausen ve ark.'ı 2010 yılında yaptıkları çalışmada bağlanım yüzeylerini karşılaştırmıştır. Mineye bağlanan restorasyonların kırılma dayanımı dentine bağlanan restorasyonlardan daha başarılı bulunmuştur (71). Bu nedenle bu tez çalışmasında, maksimum mine dokusunun korunmasına dikkat edilerek preparasyon aşaması tamamlanmıştır.

Preparasyon dizaynı, tam seramik restorasyonların kırılma dayanımını etkileyen potansiyel özelliklerden biridir. İdeal olarak, tam seramik restorasyon uygulanacak dişlerin preparasyon yüzeyleri keskin açılara sahip olmamalı ve mümkün olduğunca yuvarlak hatlı hazırlanmalıdır (120). Konservatif kavite preparasyonlarının, restoratif materyalin uniform kalınlıkta olmasının farklı elastik modüllere sahip yapılar arasında gerilim/gerilme aktarımı için önemli olduğu belirtilmiştir (35,215).

Angerame ve ark.(2019); oklüzal venerler üzerine yaptıkları çalışmada shoulder ve chamfer basamak dizaynlarının kırılma dayanımı üzerine etkisini araştırmıştır. Çalışmanın sonucunda, kırılma dayanımı ve kırık tipleri bakımından iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (26). Mehran ve ark. (2020) zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat overley restorasyonlarda preparasyon dizaynlarının kırılma dayanımları üzerine etkilerini araştırmıştır. Çalışmada; basamaksız oklüzal redüksiyon, shoulder basamaklı oklüzal redüksiyon, basamaksız santral kutucuklu oklüzal redüksiyon ve santral kutucuklu/ shoulder basamaklı oklüzal redüksiyon şeklinde 4 farklı preparasyon tasarımı karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda en yüksek kırılma dayanımı sergileyen örnekler sadece oklüzal redüksiyon uygulanan gruba aitken, en düşük değerler santral kutucuklu/ shoulder basamaklı oklüzal redüksiyon uygulanan grubuna aittir. Ayrıca, oklüzal redüksiyon uygulanan grup istatistiksel olarak anlamlı derecede santral kutucuk uygulanan gruptan dayanıklı

bulunmuştur (114). Oklüzal vener restorasyonlarda preparasyon dizaynının estetik sebeplerle bukkal bölgelere uzatıldığı çalışmalar da mevcuttur (140, 189,229).

Bu tez çalışmasında, minimal invaziv oklüzal vener tasarımı (basamaksız), bukkal basamak (shoulder) ve full basamak (çevresel shoulder) dizaynları karşılaştırılmıştır. Minimal invaziv preparasyonların yeterli olacağı posterior open bite vakaları ve dikey boyut rehabilitasyon vakaları göz önünde bulundurularak dişlerin oklüzal yüzeylerine 1mm redüksiyon uygulanmıştır (16,26,112, 353). Tez çalışmasında uygulanan basamaksız dizayn, Magne ve ark. nın 2010 yılında yaptıkları çalışma esas alınarak belirlenmiştir (217). Benzer oklüzal vener tasarımları farklı çalışmalarda da uygulanmıştır (172, 13, 113,114, 217). Full basamaklı preparasyon dizaynı ise Angerame ve ark.' nın (2019) yaptıkları çalışma dikkate alınarak uygulanmıştır. Bu tez çalışmasında alt büyük azı dişleri kullanıldığı için fonksiyonel tüberkül yüzeyine uygulanan shoulder basamak dizaynının kırılma dayanımına etkisini ve diğer preparasyon tasarımları ile arasında bir fark olup olmadığını araştırmak amacıyla, bukkal basamaklı preparasyon grubu çalışmaya dahil edilmiştir (26).

Kullanılan restoratif materyallerin fiziksel ve mekanik özellikleri kırılma dayanımlarına etki eden önemli faktörlerdendir. Mine yüzeyine uygulanan restorasyonlar için çoğunlukla seramik materyaller önerilmektedir (222). Dental seramikler, yapısal kaynaklı düşük gerilme mukavemeti ve kırılma tokluğu nedeniyle kırılğan olarak kabul edilir (22). Dış yüklerin neden olduğu çekme gerilmeleri, bu yapısal özellikleri nedeniyle çatlakların yayılmasına neden olabilir. Çatlaklar, genellikle seramiğin iç yüzeyinden başlar, yani çekme mukavemetinin en yüksek olduğu simantasyon yüzeyi ve daha sonra malzeme boyunca dış yüzeye yayılır ve sonuç olarak toplu kırılmaya yol açar (358).

Genel olarak restore edilmiş dişlerin başarı oranı restoratif materyal, kullanılan teknik, kalan sağlam diş yapısı, diş ve materyal etkileşimi ve ağız içi koşullardan etkilenmektedir. Uygun materyal seçimi uzun ömürlü restorasyonlar açısından oldukça önemli bir konudur. CAD/CAM teknolojisi, son yıllarda dental kullanım açısından malzeme yelpazesinde fark edilir bir genişlemeye tanık olmuştur (404). Seramiklerin endüstriyel koşullar altında işlenmesi, laboratuvarında işlemeye kıyasla boşluklarda, kusurlarda ve çatlaklarda kayda değer bir azalma ile sonuçlanmıştır (46,360). Diş

hekimliğine tanıtılan CAD/CAM seramik blokları, materyallerin mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla üretilmiştir (22,351).

Nispeten yüksek kırılma mukavemetine sahip bir cam-seramik malzeme olan IPS E.max CAD (Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein), CAD/CAM sistemler için geliştirilmiştir (30,217). Günümüzde, lityum disilikat seramikler (LDS) monolitik anterior ve posterior restorasyon uygulamalarının yanı sıra tam ağız oklüzyon rehabilitasyonlarında bir tür “altın standart” olarak kabul edilmektedir (161,187). Lityum silikat; aynı temel bileşenlere sahip lityum seramik ailesinin bir üyesidir. Ancak %7.6 germanyum dioksit eklenmesiyle dökülebilirlik, termal genleşme ve kırılma indeksi, artmış final densitesi gibi mekanik özellikleri iyileştirilmiştir (205).

Son zamanlarda, lityum silikat seramiğe ağırlıkça %10 zirkonya eklenmiş (zirkonya takviyeli lityum silikat veya ZLS olarak anılır) ve “ortalama 0,5 µm kristal boyutuna sahip homojen, ince kristalli bir yapı ” oluşturulmuştur(150,205,378). Lityum materyallerin bileşimindeki bu varyasyonun restorasyonların kırılma direncini artırmaya yardımcı olup olmayacağı tartışmalıdır ve bu konuda daha fazla araştırmaya ihtiyaç vardır. CAD/CAM sistemlerinin klinik kullanımında, lityum disilikat E.max CAD gibi malzemeler, frezelemeyi hızlandırmak için diş hekimine non sinterize halde sunulurlar. Frezeleme işleminden sonra, bu malzeme mekanik özelliklerini geliştirmek için fırında kristalizasyon işlemine tabi tutulur. Bu sayede partikül boyutları kontrollü şekilde büyüyerek bükülme dayanımının 360 MPa olduğu son haline dönüştürülür(148).

Klinisyene zaman kazandırmak için, ısıl işlem gerektirmeden dayanım sergileyen yeni CAD/CAM restoratif materyalleri piyasaya sürülmüştür. Bunlardan biri de, isteğe bağlı ısıl işlem görebilen zirkonya ilaveli lityum silikat Celtra-Duo bloklardır. Kristalizasyonu için ısıl işlem gerektirmese de fırınlanmış Celtra-Duo blokların fırınlanmamışlardan daha üstün bükülme dayanımı sergilediği belirtilmektedir(80).

Celtra-Duo bloklar tamamen kristalize halde üretilmektedir. CAD/CAM frezeleme işleminin ardından, diş hekimi ya da diş teknisyeni restorasyon bitirme işlemi için 2 seçeneğe sahiptir:

1. Herhangi bir fırınlama işlemi uygulamaksızın mekanik cilalama
2. Final restorasyonun dayanım ve estetiğini arttırmak için glaze fırınlamasına tabi tutma

Bunların yanında isteğe bağlı olarak estetik amaçlı ‘extend firing’ denen ek glaze fırınlama işlemi yapılabilmektedir. Üretici firma zorunlu olmasa da hem estetik açısından hem de restorasyonun bükülme dayanımının artırılması (210 MPa’dan 370 MPa’a) açısından glaze fırınlamasının yapılmasını tavsiye etmektedir (339). Ayrıca, fırınlama işleminin materyalin aşınma dayanımını da arttıracaklarını belirten çalışmalar da mevcuttur (111). Bu tez çalışmasında üretici firmanın önerileri doğrultusunda Celtra-Duo bloklardan üretilen restorasyonlara glaze fırınlaması uygulanmıştır.

Literatürde lityum disilikat cam seramiklerin kırılma dayanımlarını inceleyen çok sayıda araştırma mevcut olmasına rağmen yeni geliştirilen zirkonya infiltre lityum silikat seramiklerin dayanımını araştıran az sayıda çalışma bulunmaktadır (5,13, 14, 67,114, 144,238,354). Bu nedenle tez çalışmamızda; yeni geliştirilen Celtra-Duo bloklar ve IPS E.max CAD blokların kırılma dayanımlarının karşılaştırmalı olarak incelenmesi amaçlanmıştır.

Tam seramik kuronlar, hem monolitik hem de tabakalı kuronlarda görülen katastforik kırık tipi başarısızlık nedeniyle sıklıkla değiştirilir (Thompson 2004). Seramik restorasyonların kırılma direnci esas olarak 4 faktörden etkilenmektedir: restorasyon tasarımı, diş preparasyonu, simantasyon ve restorasyon kalınlığı (6,120, 140,314329). Bu dört faktörün ideal bir kombinasyonu ile kırılma direnci artırılabilir, ancak restorasyon materyali ve materyal kalınlığı faktörlerinin birincil öneme sahip olduğu bildirilmiştir (301).

Oklüzal kalınlık, seramik kuronların kırılma direncini etkilediği için önerilen kalınlık miktarı 1,5 mm ile 2,0 mm arasındadır (6,314,341,345). Literatürde dikey boyut yükseltme aralığı 2-5 mm ve ideal oklüzal vener kalınlığı da 1.5-2.5 mm olarak belirtilmiştir (2,3,405).

ODB rehabilitasyonları, oklüzyon düzenlenmesi ve fonksiyonel sınıf III maloklüzyonlarda görülen posterior açık kapanış durumlarının protetik rehabilitasyonlarında, daha yüksek kalınlıkta restorasyonların yapılması gerekebilmektedir. Bu nedenle, bu tez çalışması, 1.0 mm ve 3.0 mm kalınlıklarda IPS E.max CAD ve Celtra-Duo materyalleri kullanılarak üretilen oklüzal veneerlerin farklı preparasyon dizaynları ile birlikte kırılma dayanımlarını değerlendirmeyi ve karşılaştırmayı amaçlamıştır.

Klinikte ve laboratuvarında kısa sürede restorasyon üretimine olanak sağlayan Cerec sistemi, invivo çalışmalarda başarılı sonuçlar elde etmiştir(244). Bu tez çalışmasında, materyal kalınlığının, restorasyon dizaynının , restorasyon uyumunun belirlenmesine ve kontrolüne imkân sağladığı için CAD/CAM sistemi kullanılmıştır (46). Ayrıca, CAD/CAM materyallerinin yorulma ve gerilme dayanımlarının geleneksel seramik materyallerinden daha iyi olduğu bilinmektedir (62,245,401). En yaygın kullanıma sahip CAD/CAM sistemi olması, tek seansta restorasyonların üretiminin sağlanabilmesi ve araştırdığımız CAD/CAM bloklar ile de uyumlu olması sebebiyle bu tez çalışmasında CEREC sistemi kullanılmıştır.

Restorasyonların kalite ve kullanım ömürlerini etkileyen faktörlerden biri de adeziv simantasyondur (281, 285, 313, 398). Rezin simanlar, polimerizasyon mekanizmalarına göre 3 grup altında incelenebilir:

1. Kimyasal yolla polimerize olanlar
2. Işık ile polimerize olanlar
3. Dual-cure (Hem ışık hem kimyasal yolla) polimerize olanlar

El-Badrawy ve ark; kimyasal yolla polimerize olan rezin simanlar ile dual-cure rezin simanları karşılaştırmış ve dual-cure simanların daha iyi sertliğe ulaştığını belirtmiştir (104). Işık ile polimerize olan rezin simanlar ve dual-cure rezin simanlar, dişlere ve restorasyonlara üstün bağlanım sergiler (313,332). Işık ile polimerize olan rezin simanlar açısından, simante edilen restorasyonun kalınlığı ve yoğunluğu büyük bir önem arz eder. Polimerizasyon, materyal kalınlığı ve yoğunluğu ile ters orantılıdır (104). Işık iletiminin az olabileceği arka grup bölgelerde, yoğunluğu fazla restorasyonlarda ve post kullanılacak durumlarda dual-cure sistemler önerilmektedir (344). Dual-cure simanların polimerizasyonu, ışık aktivasyonu gerektirmeden kimyasal

başlatıcı ajanlar sayesinde gerçekleşebilse de daha üstün bağlanma ek olarak ışık uygulanması da önerilmektedir(210). Farklı kalınlıklarda oklüzal venter restorasyonların karşılaştırıldığı bu tez çalışmasında, örneklerin standardizasyonu açısından üretici firma talimatları doğrultusunda Variolink Esthetic DC rezin siman ile simantasyon sağlanmıştır.

Ağız içi koşulları, fonksiyonlar esnasında ortaya çıkan mekanik kuvvetleri taklit etmek ve restorasyonların dayanımlarını incelemek amacıyla çiğneme simülatörleri günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır. Literatüre göre çiğneme simülatöründe uygulanan ortalama 250.000 devir, bir yıllık klinik kullanıma karşılık gelmektedir (91). Bu tez çalışmasında, son yıllarda yapılan çalışmalara (14,163,393) benzer şekilde çiğneme fonksiyonun beş yıllık kullanıma denk gelmesi için 1.200.000 siklus uygulanmıştır.

Termal yaşlandırma prosedürü ağız içerisinde meydana gelen ısısal değişiklikleri taklit etmektedir. Yapılan in vitro deneylerde, termal yaşlandırmanın etkisi, döngü sayısı, kullanılan sıcaklık dereceleri ve banyolarda bekleme sürelerine göre değişkenlik göstermektedir. 10.000 termal siklus döngüsünün 1 yıllık klinik kullanıma denk geldiği tahmin edilmektedir (128). Miyazaki ve ark. nın yaptığı çalışmada 30.000 devir termal siklus uygulamasının adeziv sistemler ve restorasyonların dayanımını olumsuz etkileyebileceği belirtilmiştir. Yani bu sonuç, devir sayısının arttırılmasının, hem restoratif materyali hem de diş arayüzünü olumsuz etkileyeceğini göstermektedir(236). Yukarıdaki bilgiler ışığında, bu tez çalışmasında literatürdeki pek çok çalışmaya (13, 14, 114, 140,392,393) benzer şekilde 5500 devir ve 50 – 550 C ısı değerlerinde termal yaşlandırma işlemi uygulanmıştır.

Hastaların günlük hayatlarında aşırı soğuk ve sıcak yiyecek/ içeceklerle teması uzun süre tolere etmeleri mümkün olmadığından, termal siklus çalışmalarında sıcak ve soğuk sulara daldırma süreleri çoğunlukla 15 saniye,30 saniye veya 60 saniye şeklinde ayarlanmaktadır. ISO standartlarına göre, yapılan deneylerde sıcak ve soğuk suya daldırma sürelerinin en az 20 saniye olması önerilmektedir. Su banyoları arasındaki bekleme süresi ise 3 ila 15 saniye arasında değişmektedir (87). Bu tez çalışmasında deney örneklerinin sıcak ve soğuk banyolarda kalma süresi 30 saniye, dışarıda bekleme süresi ise 10 saniye olacak şekilde ayarlanmıştır.Bu tez çalışmasında deney örneklerinin

hiçbiri 5 yıllık klinik kullanıma denk gelen termomekanik yaşlandırma işlemlerinden sonra başarısız olmamıştır.

Statik kuvvet uygulayarak restorasyonların dayanıklılığını test etmeye yarayan kırma testleri universal test cihazlarında yapılmaktadır. Bu testler, özellikle posterior bölgede kullanılacak restorasyonların tipini ve materyalini belirlemede oldukça yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Testi uygularken, kullanılan kırma ucunun hızı ve yükün tipi kırılma dayanımını etkilemektedir. Universal test cihazlarında; çelik küre, çelik silindir, düz (kama şeklinde) gibi farklı metal uçlar kullanılarak yük uygulanabilmektedir (142,239, 264,341).

Kullanılan kırma ucunun tipi, kırılma dayanımını ve başarısızlık modunu(kırılma tipi) etkilemektedir. Yapılan bir çalışmada, premolar bölgesinde kırma dayanıklılığını ölçerken en başarılı yöntemin küresel kırma ucunun kullanımı olacağı belirtilmiştir (56). Bu tez çalışmasında kullanılan kırma testinde, sentrik oklüzyondaki kuvvetleri taklit etmek için, 5 mm çapında paslanmaz çelik küre ile dişin uzun aksına paralel vertikal kuvvetler uygulanmıştır.

5.2. Bulguların Tartışılması

IPS E.max CAD ve Celtra-Duo CAD/CAM bloklarla üretilen, minimal invaziv (basamaksız), bukkal basamak (shoulder) ve full (çevresel shoulder) basamak dizaynları ile hazırlanan, 1mm ve 3mm oklüzal vener restorasyonların kırılma dayanımlarını incelediğimiz çalışmamızda, farklı materyaller ve farklı kalınlıklar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmazken, sadece full (çevresel) basamaklı ve basamaksız dizaynlar arasında anlamlı fark tespit edilmiştir. Bu nedenle bu tez çalışmasında belirlenen ilk iki hipotez kabul edilmiş, üçüncü hipotez ise kısmen reddedilmiştir. Bu tez çalışmasında tüm gruplar için elde edilen kırılma değerleri, arka grup dişlerde, bayanlarda ortalama 600N, erkeklerde ise ortalama 850 N-900N olan çiğneme kuvvetlerinin üzerindedir (373, 75,382).

Rinke ve ark. yaptıkları in vivo çalışmada (303,304), 3 yıl sonra sağkalım oranının %98 olması ve kırık miktarının azlığı fired Celtra-Duo kullanılmasına bağlanmıştır. Bu nedenle, bu tez çalışmasında glaze fırınlaması uygulanan Celtra-Duo kullanılmıştır.

Al-Akhali ve ark.yaptıkları çalışmada, premolar dişlere uygulanan lityum disilikat (IPS E.max CAD), zirkonya ilaveli lityum silikat (Vita Suprinity), polimer ilaveli seramik (Vita Enamic) ve polimetilmetakrilat (Telio CAD) oklüzal venerlerin kırılma dayanımlarını ve termomekanik yaşlandırmanın etkilerini karşılaştırmıştır. Al-Akhali ve ark.'nın bulduğu sonuçlara göre, bu tez çalışmasına benzer şekilde termomekanik yaşlandırma sonrası kırılma dayanımları açısından lityum disilikat ve zirkonya ilaveli lityum silikat örnekler arasında kırılma dayanımı açısından anlamlı fark bulunmamıştır (13). Ancak, termomekanik yaşlandırma sonrası lityum disilikat ve zirkonya ilaveli lityum silikat örneklerin ortalama dayanımları sırasıyla $1,545.0 \pm 175.2$ ve $1,667.5 \pm 189.1$ şeklindedir ki bu değerlerin bizim çalışmamızdan düşük olması materyal kalınlığının daha ince olmasına, deneyde premolar dişlerin kullanılmasına bağlanabilir.

Zimmermann ve ark. farklı oklüzal kalınlıklar (0.5mm-1.0mm-1.5mm) ve farklı materyaller (Vita Mark II, IPS E.max CAD, Celtra-Duo fırınlanmamış, Celtra-Duo fırınlanmış, Vita Suprinity, Vita Enamic) kullanarak ürettikleri tam kuronların yorulma dayanımlarını ve kırılma yüklerini karşılaştırmışlardır. 600-900 N civarındaki maksimum çigneme kuvvetleri dikkate alındığında 1.5 mm kalınlıktaki tüm materyaller klinik kullanım için uygun bulunmuştur. 1 mm ve 1.5 mm kalınlıklar için en yüksek kırılma dayanımını sergileyen materyal IPS E.max CAD materyali (sırasıyla 774.2 N ve 1240.8 N) olmuştur. Bu çalışmada, yorulma testini takiben, 1.0 mm kalınlıkta sadece 1 adet fırınlanmamış Celtra-Duo örnek kırılmamış ve kırılma yükü 533.61N olarak kaydedilmiştir. 1.5 mm kalınlıktaki örneklerin hiçbiri kırılmamış ve kırılma yükleri sırasıyla fırınlanmış olanlar ortalama 755.6N ve fırınlanmamış olanlar ortalama 702.8 N olarak kaydedilmiştir (407). Mevcut tez çalışmamızda ise bu çalışmadan farklı olarak, Celtra-Duo 1mm ve 3 mm kalınlıklarda ortalama çigneme kuvvetlerine yeterli dayanım sergilemiş ve daha yüksek kırılma yükleri ortaya konmuştur. Bu durum, Zimmermann ve ark.'nın çalışmasında diş yapısından daha düşük elastisite modülüne sahip die model kullanılmasından, tam kuron ve oklüzal vener restorasyonlarının preparasyonlarının farklı olmasından, test yöntemlerinin farklılığından kaynaklanmış olabilir.

Choi ve ark., ZLS (Celtra-Duo ve Vita Suprinity) ve polimer ilaveli seramikler (Vita Enamic) kullanılarak 1.0mm ve 1.5 mm oklüzal yüzey kalınlıklarında üretilen kuron restorasyonların kırılma dayanımlarını değerlendirmiştir. Kontrol grubu olarak

1.5 mm IPS E.max CAD kullanılmıştır. Sonuçta; Vita Enamic için kalınlık anlamlı bir fark oluşturmazken, ZLS seramiklerin kalınlıkları arttıkça kırılma dayanımlarının da arttığı gözlenmiştir. 1.0 mm Celtra-Duo (1467.1±166.1 N) ve 1.5mm Celtra-Duo (1795.8±267.6 N) arasında anlamlı fark bulunmuştur. Yine aynı şekilde 1.5 mm Celtra-Duo ve 1.5 mm IPS E.max CAD arasında da anlamlı fark (IPS E.max CAD istatistiksel olarak daha yüksek değerde) gözlenmiştir (67). Bizim tez çalışmamızdan farklı olarak kalınlığın kırılma dayanımı üzerinde etkili olması, Celtra-Duo ve IPS E.max CAD materyalleri arasında anlamlı fark bulunması, kırılma dayanımlarının bizim tez çalışmamızdaki değerlerden küçük olmasının nedenleri; Celtra-Duo bloklara ek fırınlama işleminin uygulanmaması, restorasyonun tam kuron şeklinde hazırlanması ve doğal diş yerine elastomerik die modelin kullanımı etkili olmuş olabilir.

Taha ve ark. yaptıkları çalışmada (354); Celtra-Duo, IPS E.max CAD, Vita Enamic ve Cerasmart materyallerinden üretilmiş endokuron restorasyonların kırılma dayanımları ve marjinal adaptasyonları karşılaştırılmıştır. Cerasmart en yüksek dayanımı sergilerken ($1508.5 \pm 421.7N$), IPS E.max CAD ($1478.9 \pm 412.2 N$) ile aralarında anlamlı fark bulunmamıştır. Celtra-Duo (886.9 ± 195.7) ve Vita Enamic (1241.5 ± 249.8) ise anlamlı derecede düşük dayanım göstermiştir. Bu tez çalışmasından farklı olarak Celtra-Duo örnekler fırınlama uygulanmadan kullanılmıştır. Taha ve ark.'nın çalışmasında Celtra-Duo örneklerin düşük dayanım sergilemesinin nedeni bu durum olabilir. Sonuç olarak bu çalışmada da bizim tez çalışmamızda da; her bir grup için (IPS E.max CAD ve Celtra-Duo) ortalama kırılma yükleri molar bölgede çalışmalarla ortaya konulan maksimum çiğneme yükü değerlerinden yüksek bulunmuştur (384).

Halim ve ark. yaptıkları çalışmada; Celtra-Duo ve Lava Ultimate bloklarından geleneksel (basamaksız) ve modifiye (çevresel chamfer basamaklı marjin hattı ve mezial/distal kutucuklu) preparasyonlar ile üretilen 1-1.5 mm kalınlıkta oklüzal venerlerin kırılma dayanımlarını karşılaştırmıştır. Preparasyonlar ile ilgili olarak modifiye tasarım, geleneksel tasarımdan daha yüksek ve istatistiksel açıdan anlamlı kırılma dayanımı sergilemiştir. Yazarlar bu durumu, çevresel marjin hattı ile birlikte mezial ve distal kutucukların stres dağılımının daha iyi olması ile ilişkilendirilebileceğini belirtmiştir. Örnekler arasında en yüksek kırılma dayanımı sergileyen modifiye tasarımlı Lava Ultimate oklüzal venerler ($1329.9 \pm 96.1 N$) olurken, geleneksel tasarımlı Celtra-Duo oklüzal venerler ($1016.9 \pm 91.8 N$) ikinci sırada yer

almıştır. Bu nedenle yazarlar yüksek kuvvetlere maruz kalınacağı düşünülen vakalarda ilk tercih olarak modifiye tasarım ile hazırlanan Lava Ultimate oklüzal venerleri, ikinci tercih olarak da geleneksel tasarımla hazırlanan Celtra-Duo oklüzal venerleri önermektedir (144). Bu çalışmada geleneksel Celtra-Duo örneklerin kırılma dayanım değerlerinin bizim tez çalışmamızdan daha düşük çıkmasının nedenleri; doğal diş yerine epoksi örneklerin kullanılması, termal yaşlandırmanın 2000 siklus olması ve doğal diş-restorasyon adeziv bağlantı bütünlüğünün elde edilmemiş olmasına bağlanabilir. Nitekim iyi bir adezyon, diş, siman ve restorasyon birimlerinin tek bir yapı gibi davranmasını, uygulanan oklüzal kuvvetlerin diş, periodontal ligamentler ve alveolar kemik boyunca dağılmasını sağlar. Bu sayede, kırık oluşumuna neden olan stres birikimi önlenmiş olur (32,138,217).

Preparasyon tasarımı seramik kuronların kırılma dayanımında etki eden faktörlerden biridir (144). Bu tez çalışmasında basamaksız preparasyon tasarımına sahip örneklerin kırılma dayanımı, her iki kalınlık ve materyal için çevresel basamaklı örneklerden istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuştur. Bu durumda, sadece oklüzal yüzeyi kaplayan basamaksız preparasyon tasarımının dişin anatomisini koruyarak stresin dağılımına izin vermesi ve adeziv simantasyonun etkisini arttırdığı için minenin daha fazla korunması etkili olmuş olabilir.

Molar diş bölgesinde bazen travma, sert bir cismin aniden ısırılması ya da bruksizm gibi durumlarda çiğneme kuvveti değerleri 950N ‘ a kadar yükselebilir. Sonuç olarak iyi bir klinik performans için 1000N üzerinde bir kırılma direnci gerekmektedir (290). Bu tez çalışmasında her bir gruba ait ortalama kırılma dayanımı değerleri bu kriterleri karşılamaktadır.

Clausen ve ark. nın çalışmasında , straight bevel bitim çizgisi (mine ve dentin yüzeyinde) ve chamfer bitim çizgisi (mine ve dentin yüzeyinde) olacak şekilde 4 farklı preparasyon tasarımının kırılma dayanımı üzerine etkisi IPS Empress Esthetic ve IPS E.max Press materyalleri kullanılarak incelenmiştir. Sonuç olarak lityum disilikat materyali (IPS E.max Press) istatistiksel olarak daha yüksek dayanıma sahip olurken, preparasyonda bitim çizgisinin şeklinin kırılma dayanımı üzerinde anlamlı bir fark oluşturmadığı görülmüştür (71). Bu çalışmada, bizim tez çalışmamızdan farklı olarak materyalin kırılma dayanımında etkili olmasını lüsit ilaveli cam seramik ve lityum disilikat cam seramiklerin karşılaştırılması ile ilişkilendirebiliriz.

Angerame ve ark.; oklüzal venerler üzerine yaptıkları çalışmada shoulder ve chamfer basamak tasarımlarının kırılma dayanımı üzerine etkisini IPS E.max CAD materyali kullanarak karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda, shoulder basamaklı tasarımların ortalama 2395.01 N, chamfer basamaklı dizaynların ortalama 2408.39 N kırılma dayanımına sahip olduğu ve bu değerlerin istatistiksel açıdan anlamlı bir fark oluşturmadığı belirtilmiştir. Bu sonuçlar, Clausen ve ark.'nın çalışmasıyla benzer şekilde, diğer değişkenler sabit kalmak şartıyla preparasyon tasarımının (bitiş çizgisinin) kırılma dayanımı üzerinde primer etkili olmadığını göstermektedir (26). Muhtemelen bu sonuç, uygulanan kırma yükünün bitiş hattına uzaklığından kaynaklanmaktadır. Çalışmada 1mm kalınlıkta, shoulder basamaklı örnekler için elde edilen kırılma dayanım değeri 2395.01 N, bizim tez çalışmamızda shoulder basamaklı 1mm kalınlıktaki IPS E.max CAD örneklerimizin değerleriyle (2378.53 ± 384.24 N) benzerlik sergilemektedir.

Mehran ve ark.; zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat (Vita Suprinity) oklüzal vener restorasyonlar ve daha az konservatif overley restorasyonlarda preparasyon tasarımlarının kırılma dayanımları üzerine etkilerini araştırmıştır. Çalışmada; (O) basamaksız oklüzal redüksiyon, (OS) çevresel shoulder basamaklı oklüzal redüksiyon, (OG) santral kutucuklu oklüzal redüksiyon ve (OSG) santral kutucuklu/ çevresel shoulder basamaklı oklüzal redüksiyon şeklinde 4 farklı preparasyon tasarımı ve bir kontrol grubu (sağlam diş) karşılaştırılmıştır. O ve OS gruplarının preparasyonları tez çalışmamıza benzer şekildedir. Bu çalışmanın sonunda bizim tez çalışmamıza benzer şekilde, (O) grubu en yüksek değeri göstererek (2738N), OG ve OSG gruplarından anlamlı derecede yüksek kırılma dayanımı sergilemiştir. Bu çalışmada, OG ve OSG gruplarında preparasyon tasarımı sonucu oluşan büyük madde kaybının daha düşük kırılma dayanımı değerine neden olmuş olabileceği belirtilmiştir (114). Ayrıca, bizim tez çalışmamızın aksine O (2738N) ve OS (2545N) grupları arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Bizden farklı olarak Mehran ve ark.; maksiller molar dişleri, ZLS seramik olarak Vita Suprinity blokları kullanmış ayrıca restorasyon kalınlığını da 1.5-2.0 mm olarak tasarlamıştır.

Huang ve ark.; üst premolar dişlerde, lityum disilikat cam seramik (IPS E.max Press) kullanarak, 5 farklı preparasyon tasarımının kırılma dayanımı üzerine etkisini değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada kullanılan preparasyon tasarımları sırasıyla O (sadece 0.7-1.0mm oklüzal redüksiyon), OF (0.7-1.0 mm oklüzal redüksiyon ve 0.5-1.0 mm lingual aşındırma), POF (0.7-1.0 mm oklüzal redüksiyon, 0.5-1.0 mm lingual ve 0.5 mm mezial aşındırma), POFP (0.7-1.0 mm oklüzal redüksiyon, 0.5-1.0 mm lingual, 0.5 mm mezial ve distal aşındırma), son olarak da POFP preparasyonuna ek olarak 0.5-1.0 mm bukkal yüzeyinde aşındırıldığı tam kuron preparasyonudur. Bu çalışmanın sonuçları bizim çalışmamıza benzer şekilde, sadece oklüzal redüksiyon yapılan basamaksız grubun istatistiksel açıdan POF, POFP ve tam kuron gruplarından anlamlı derecede daha yüksek kırılma dayanımına sahip olduğunu göstermiştir. Bu tez çalışmasında da benzer şekilde preparasyonun kırılma dayanımında etkili olduğu ve ek olarak aksiyal duvarların preparasyona dahil edilmesinin kırılma dayanımını azaltmada etkili olduğu söylenebilir (160).

Çalışmamızda her ne kadar kalınlık arttıkça kırılma dayanımı değerleri artmış olsa da, istatistiksel açıdan fark bulunmamıştır. Bu durum materyallerin mikro yapıları kaynaklı olabilir. Literatürde, kalınlığın diş yüzeyine simante edilen restoratif materyalin dayanıklılığı üzerindeki etkisine ilişkin bir fikir birliği olmadığı görülmektedir. Bazı çalışmalara göre seramiklerin dayanımı kalınlıklarının karesiyle ters orantılı olduğundan, azaltılmış restorasyon kalınlığı kırılma dayanımını olumsuz etkileyebilir (41,238). Adeziv restorasyonlarda seramik kalınlığının etkisi üzerine yapılan çalışmalarda farklı sonuçlar ortaya konmuştur (16,25,38,63,238,321,370,405).

Chen ve ark; Lava Ultimate rezin nano seramik ve IPS E.max CAD lityum disilikat materyallerini kullanarak kalınlık değişkeninin kırılma dayanımı üzerine etkilerini araştırmıştır. Sonuç olarak; IPS E.max CAD materyali için 3 mm kalınlık istatistiksel açıdan 1mm kalınlıktan daha dayanıklı bulunmuştur. Bizim tez çalışmamızda da istatistiksel açıdan farklılık gözlenmese de kırılma direncine ait değerler materyal kalınlaştıkça artış göstermiştir. Bu farklılık Chen ve ark. nın doğal diş yerine epoksi rezin, restorasyon yerine de disk şeklinde örnekler kullanmasına ve yaşlandırma testlerinin uygulanmamasına bağlı olabilir (63).

Bakeman ve ark; IPS E.max CAD ve IPS Empress materyallerini kullanarak ürettikleri 1mm ve 2mm kalınlıktaki oklüzal restorasyonların kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlardır (38). Çalışmanın sonucuna göre, en yüksek kırılma dayanımı 2mm kalınlıkta IPS E.max CAD 'e (2505 ± 401 N) aitken, hemen ardından 1 mm kalınlıkta IPS E.max CAD için ortalama kırılma değeri (2105 ± 567 N) gelmektedir. Çalışmada, bizim çalışmamızın tersine materyal tipi kırılma dayanımını etkilerken (IPS E.max CAD, IPS Empress' den daha yüksek değerler sergilemiş), aksine tez çalışmamıza benzer şekilde kalınlığın anlamlı bir etkisi bulunmamıştır. Bakeman ve ark. kalınlıktaki değişimin malzemenin eğilme dayanımı üzerine minimal etkisi olacağını belirtmiştir.

Sasse ve ark. yaptıkları çalışmada IPS E.max CAD oklüzal venterlerde farklı bonding yüzeylerini (mine/dentin/ mine ile çevrili kompozit) ve 3 farklı kalınlığı (0.3-0.6 mm, 0.5-0.8mm, 0.7-1.0mm) değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda , mine ve dentin yüzeyine uygulanan deney örneklerinde kalınlık faktörü anlamlı fark oluşturmazken mine ile çevrilikompozit yüzey örneklerinde 0.7-1.0 mm kalınlık diğer iki gruptan anlamlı derecede yüksek kırılma dayanımı sergilemiştir. Mine yüzeyine simante edilen örnekler dentin ve mine ile çevrili kompozit yüzeye simante edilenlerden düşük dayanım sergilemiştir. Yazarlar bu duruma total etch teknik yerine self etch primer uygulanmasının sebep olabileceğini belirtmiştir. Çalışmaya göre; 0.7-1.0 mm kalınlık her üç bonding yüzeyi için posterior bölgede yeterli dayanım sergilediğinden kullanım için önerilmektedir (321). Bu tez çalışmasının sonuçları her ne kadar anlamlı bulunmasa da kalınlık arttıkça dayanım değerlerinin yükselmesi açısından bu çalışma ile kısmen uyumludur.

Monteiro ve ark. yaptıkları çalışmada, Vita Suprinity ve Celtra-Duo bloklardan üretilen diskleri (1.0 -1,5 -2.0 -2,5 mm kalınlıklarda) kullanarak oklüzal yüzey kalınlıklarının yorulma dayanımı üzerine etkilerini araştırmış ve ZLS materyallerin kalınlıkları arttıkça dayanımlarının da artacağı sonucuna varmışlardır(238). Bizim tez çalışmamız her ne kadar istatistiksel anlamda fark çıkmasa da bu çalışmanın sonuçlarını destekler niteliktedir.

Andrade ve ark. Yaptıkları çalışmada; IPS E.max CAD, Vita Enamic ve Lava Ultimate materyallerini kullanarak iki farklı kalınlıkta (0.6mm ve 1.5mm) oklüzal venterler üretmiş ve bu değişkenlerin kırılma dayanımlarına etkisini araştırmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre; materyal ve kalınlık değişkenleri kırılma dayanımı üzerine

anlamli etkiye sahiptir. IPS E.max CAD 1.5 mm kalınlıktaki örnekler diğ er gruplara göre anlamli derecede yüksek kırılma dayanımı (4995N) sergilemiştir (25). Kalınlık arttıkça kırılma dayanım değ erlerinin yükselmesi göz önüne alındığında bizim tez çalışmamız kısmen bu çalışmanın sonuçlarını destekler niteliktedir.

Benli ve ark yaptıkları çalışmada; Vita Suprinity, Celtra-Duo ve In-Ceram Zirkonya materyalleri kullanarak 1mm ve 1.5 mm kalınlıklarda kuron restorasyonları üretmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre, materyal kırılma dayanımında anlamli fark oluşturmazken 1.5 mm kalınlıktaki restorasyonlar 1mm kalınlıktakilerden istatistiksel olarak anlamli derecede yüksek kırılma dayanımı sergilemiştir (45). Bu tez çalışması ile farklı sonuçlar elde edilmesi; çalışmada kuron restorasyonu üretilmesine ve simantasyon işlemleri uygulanmadan üretilen restorasyonların akrilik rezine gömülerek testlere sokulmasına bağlanabilir.

Zhang ve ark. nın yaptıkları çalışmada 1.5 mm ve 2.5 mm oklüzal venterlerin (mikrohibrit rezin kompozit, fiber ilaveli mikrohibrit rezin kompozit, ısıyla preslenmiş lityum disilikat ve CAD/CAM lityum disilikat) kırılma yükleri değ erlendirilmiştir. IPS E.max CAD materyali 2.5 mm kalınlıkta gruplar arasında en yüksek değ eri sergilemiş, ancak aynı materyalin 1.5mm ve 2.5 mm kalınlıkları arasında istatistiksel olarak anlamli fark bulunmamıştır (405). Bu tez çalışması ile birlikte göz önünde bulundurulduğ unda, kalınlıklar arasında anlamli fark bulunmaması ve elde edilen ortalama kırılma dayanımları birbirine benzerdir.

Eneida Beatriz ve ark. yaptıkları çalışmada; mine ve dentin yüzeylerine uygulanan 0.3 mm ve 0.6 mm kalınlıklardaki oklüzal venter restorasyonların kırılma dayanımlarını incelemiştir. Sonuç olarak, kalınlığın istatistiksel olarak anlamli fark oluşturduğ unu ancak diş yüzey özelliklerinin fark yaratmadığını belirtmişlerdir. Bizim tez çalışmamızdan farklı olarak, kırılma dayanım değ erleri daha ince restorasyonlarda daha yüksek (0.3 mm için 3368N, 0.6mm için 2629N) bulunmuştur. Yazarlar bu sonucu üretici firmaların tavsiye ettikleri şekilde uygulanmış adeziv simantasyona bağlamışlardır (370).

Albelasy ve ark. yaptıkları çalışmada; IPS E.max CAD, Lava Ultimate ve Vita Enamic materyallerini, 1mm ve 1.5 mm kalınlık değ işkenlerini ve kırma öncesi 24 saat distile su ya da 6 ay tükürükte bekleme koşullarının kırılma dayanımları üzerine etkilerini araştırmıştır. Sonuç olarak, materyal ve kalınlık değ işkenleri kırılma dayanımında

istatistiksel olarak anlamlı fark yaratırken bekleme koşullarının anlamlı etkisi bulunmamıştır. IPS E.max CAD materyali için kendi içerisinde kalınlık faktörünün kırılma dayanımı üzerine etkisi araştırıldığında ise; 1mm ve 1.5 mm kalınlıklar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir (16). Bu tez çalışmasında da benzer şekilde; kalınlık arttıkça kırılma dayanım değerleri yükselmiş ancak anlamlı fark bulunamamıştır. Bu sonucu, materyal kalınlığındaki değişikliklerin restorasyonun genel performansı üzerinde sadece küçük etkiler yaratması ile açıklayabiliriz (17).

Bizim tez çalışmamızda, materyallerin farklı kalınlıklarının kırılma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaması çalışmada kullanılan materyallerin elastisite modüllerinin yüksek ve mineye yakın olması ile ilişkili olabilir. Mine 84.1 GPa, IPS E.max CAD 90 GPa , Celtra-Duo 70 GPa elastik modülü değerlerine sahiptir. IPS E.max CAD ve Celtra-Duo materyalleri için üretici firmalar tarafından önerilen kalınlık 1.5 mm olmasına rağmen bu tez çalışmasında kullanılan 1mm grupları da kabul edilir kırılma dayanımı göstermiştir (164,338,378,407, 422).

Bu tez çalışmasında kırık tipleri incelendiğinde; en yaygın Tip III koheziv-adeziv kırık tipi ile karşılaşıldığını görmekteyiz. Tüm örnekler incelendiğinde tamir edilebilir kırık tipinin baskın olduğunu görürüz. Ancak IPS E.max ve Celtra-Duo materyallerinin 3 mm kalınlıkları için tamir edilemez kırık tipi baskındır.

Al-Akhali ve ark.yaptıklarının; lityum disilikat (IPS E.max CAD), zirkonya ilaveli lityum silikat (Vita Suprinity), polimer ilaveli seramik (Vita Enamic) ve polimetilmetakrilat (Telio CAD) oklüzal venerlerin kırılma dayanımlarını ve termomekanik yaşlandırmanın etkilerini karşılaştırdıkları çalışmada Tip I (restorasyonda çatlak) ve Tip III (adeziv kırık) kırık tip oranlarını daha fazla bulmuşlardır. Bu tez çalışmasında ise koheziv-adeziv kırık tipi görülme sıklığı daha fazladır.

Halim ve ark.'nın Celtra-Duo ve Lava Ultimate bloklarından geleneksel (basamaksız) ve modifiye (çevresel chamfer basamaklı marjin hattı ve mezial/distal kutucuklu) preparasyonlar ile ürettikleri 1-1.5 mm kalınlıktaki oklüzal venerlerin kırılma dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmada; Celtra-Duo örneklerde tamir edilemez kırık gözlenmemiştir. Bu tez çalışmasında da, 1 mm kalınlıktaki Celtra-Duo grubunda sadece 1 adet tamir edilemez kırık örneğine rastlanmıştır. Bu açıdan çalışmalar arasında benzerlik olduğunu söyleyebiliriz (144).

Angerame ve ark.'nın IPS E.max CAD materyali kullanarak ürettikleri shoulder ve chamfer basamaklı oklüzal venerlerin kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlar, kırık tipi açısından tamir edilebilir kırık sayısı yüksek bulunmuştur. Tamir edilemez kırık sayısı basamak tipi farketmeksizin her iki grup için de aynı bulunmuştur. Bu tez çalışmasında da benzer şekilde tamir edilebilir kırık sayısı yüksek bulunmuştur (26).

Andrade ve ark.; IPS E.max CAD, Vita Enamic ve Lava Ultimate materyallerini kullanarak iki farklı kalınlıkta (0.6mm ve 1.5mm) ürettikleri oklüzal venerlerin kırılma dayanımlarını karşılaştırmıştır. Çalışmanın sonucunda; IPS E.max CAD materyalinde her iki kalınlıkta da tamir edilebilir kırık tipi daha fazla bulunmuştur. Bu tez çalışmasında da her iki kalınlıkta IPS E.max CAD materyali için tamir edilebilir kırık tipi fazla bulunmuştur. Dahası; 1 mm kalınlıktaki IPS E.max CAD örneklerde hiç tamir edilemez kırık tipine rastlanmamıştır.

Zhang ve ark.; 1.5 mm ve 2.5 mm oklüzal venerlerin (mikrohibrit rezin kompozit, fiber ilaveli mikrohibrit rezin kompozit, ısıyla preslenmiş lityum disilikat ve CAD/CAM lityum disilikat) kırılma dayanımlarını inceledikleri çalışmada tamir edilemez kırık tipi fiber ilaveli grup hariç, diğer gruplarda benzer ve fazla bulunmuştur. IPS E.max CAD 1.5 mm grubunda tamir edilemez kırık yüzdesi %37.5 iken 2.5 mm kalınlık grubunda ise %50 oranında bulunmuştur. Kalınlık arttıkça tamir edilemez kırık oranının artması bu çalışmanın bulguları ile uyumludur. Bu tez çalışmasında her iki materyal için de 3 mm kalınlıktaki örneklerde tamir edilemez kırık istatistiksel olarak yüksek bulunmuştur.

Bu tez çalışmasının bazı sınırlamaları vardır: Karmaşık ve bireysel farklılıklarından dolayı ağız içi ortamın termal döngü ve döngüsel mekanik yükleme yoluyla tamamen simüle edilmesi zordur. Çalışmada, benzer boyutlarda çekilmiş dişler kullanılsa da, farklı bireylerden çekilmiş dişlerin mineralizasyonu farklı olabileceğinden ağız ortam şartları da kişiden kişiye değişkenlik gösterdiğinden standardizasyonun sağlanması zordur. Bu çalışmada iki kalınlıktaki (1mm ve 3mm) oklüzal venerlerin kırılma dayanımları karşılaştırılmıştır. Klinik uygulamada daha fazla kalınlık varyasyonu vardır. Termomekanik yüklenme sonrası oklüzal venerlerin aşınmasının değerlendirilmemesi, tez sırasında yapay tükrük yerine distile su kullanılması ve klinik koşulların tam olarak taklit edilememesi sonuçları etkilemiş olabilir. İn vitro

Çalışmaların kliniği tam olarak taklit etmesi mümkün olmadığından, daha ileri aşama olan klinik takip çalışmalarının da yapılması gerekmektedir.

SONUÇLAR

1. Test edilen tüm deney grupları, arka grup dişlerde maksimum çiğneme kuvvetini karşılayabilecek kırılma dayanımı sergilemiştir.

2. Fırınlanmış Celtra-Duo ve IPS E.max CAD oklüzal venerlerin kırılma dayanımları arasında fark bulunmamıştır.

3. 1 mm ve 3 mm Celtra ve IPS E.max CAD oklüzal vener restorasyonlarda 3 mm örnekler daha yüksek kırılma dayanımı gösterse de gruplar arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır.

4. Minimal invaziv (basamaksız), bukkal basamak (shoulder) ve full basamak (evresel shoulder) preparasyon grupları arasında istatistiksel olarak kısmen anlamlı fark bulunmuştur. Bukkal basamak (shoulder) diğer iki grup ile anlamlı fark sergilemezken, full basamak (shoulder) ve basamaksız gruplar arasında anlamlı fark bulunmuştur. Basamaksız preparasyon grubu örnekleri, her iki kalınlık ve her iki materyalde en yüksek kırılma dayanımını sergilemiştir.

5. Tüm materyal, kalınlık ve preperasyonlar içerisinde en sık gözlenen kırılma tipinin ise Tip 3 / Tamir edilebilir olduğu belirlenmiştir.

6. 3 mm kalınlıktaki örneklerde, materyal ve preperasyona bakılmaksızın tamir edilemez kırık tipi istatistiksel olarak daha fazla gözlenmiştir.

KAYNAKLAR

1. 3MESpe. Lava Ultimate Technical Product Profile. 2011.
2. Abduo J, L.K., Clinical considerations for increasing occlusal vertical dimension: a review. Aust Dent J, 2012. 57: p. 2-10.
3. Abduo J., Safety of increasing vertical dimension of occlusion: a systematic review. Quintessence Int 2012. 43: p. 369-380.
4. Aboushelib MN, d.J.N., Kleverlaan CJ, Feilzer AJ., Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Dent Mater, 2005. 21: p. 984-91.
5. Abu-Izze F, R.G., Borges A, et al, Fatigue behavior of ultrafine tabletop ceramic restorations. Dent Mater, 2018. 34: p. 1401-1409.
6. Ahlers MO, Mörig G, Blunck U, Hajtő J, Pröbster L, Frankenberger R., Guidelines for the preparation of CAD/CAM ceramic inlays and partial crowns. Int J Comput Dent, 2009. 12: p. 309-25.
7. Ahmed KE. We're Going Digital: The Current State of Cad/cam Dentistry in Prosthodontics. Prim Dent J, 2018. 7(2): p. 30-35.
8. Åkesson, J., Sundh, A., & Sjögren, G. , Fracture resistance of all-ceramic crowns placed on a preparation with a slice-formed finishing line. . Journal of oral rehabilitation, 2009. 36(7): p. 516-523.
9. Akgungor G., Olcer Y., Şen D., & Tunçelli B, Occlusal Surface Reconstruction with Chairside Ceramic Onlay Using CEREC Biogeneric Design Mode: Case Report. In Key Engineering Materials 2012. 493: p. 594-598.
10. Akgungor G., Sen D., Bal E., & Özcan M., Simultaneous replacement of maxillary central incisors with CEREC biogeneric reference technique: a case report. Journal of dental research, dental clinics, dental prospects, 2013. 7(2): p. 112.

11. Akın E. Diş hekimliğinde Porselen. İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları. İstanbul, 1999.
12. Aktepe, E., CAD-CAM Cerec 3 Sistemiyle Hazırlanan İnleylerin Marjinal Adaptasyonlarının İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi 2005, Marmara Üniversitesi: Doktora Tezi.
13. Al-Akhali M, C.M., Elsayed A, Samran A, Kern M., Fracture resistance of ceramic and polymer-based occlusal veneer restorations J Mech Behav Biomed Mater, 2017 74: p. 245-250.
14. Al-Akhali M, K.M., Elsayed A, Influence of thermomechanical fatigue on the fracture strength of CAD-CAM-fabricated occlusal veneers. J Prosthet Dent, 2019. 121: p. 644-650.
15. Albakry, M., Guazzato, M., & Swain, M. V., Influence of hot pressing on the microstructure and fracture toughness of two pressable dental glass– ceramics. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials, 2004. 71(1): p. 99-107.
16. Albelasy E, Hamama HH, Tsoi JKH, Mahmoud SH. , Influence of material type, thickness and storage on fracture resistance of CAD/CAM occlusal veneers, Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials;2021, 119:104485
17. Albelasy EH, Hamama HH, Tsoi JKH, Mahmoud SH., Fracture resistance of CAD/CAM occlusal veneers: a systematic review of laboratory study. J Mech Behav. Biomed Mater. 2020,110, 1039–1048.
18. Albrecht L., Ferreira E. L., Passos M. L. M., Cecchetti R. T. J. R. R. S.-B. d. O. , Teeth processing in human teeth bank–proposal of protocol. RSBO (Impr.) 2013. 10(4): p. 386-393.
19. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core veneer interface in bi-layered ceramics. J Prosthet Dent 2004; 91: 349-355.
20. Alfaifi AH. Restorative Management and Treatment of Pseudo-Class III Malocclusion. Case Rep Dent. 2021 3;2021:8470222.

21. Alfredo Filho M, Vieira LCC, Araujo E, Baratieri LN. (2003) Ceramic inlays and onlays: clinical procedures for predictable results. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 15, 338-352
22. Al-Makramani Bma, Razak Aaa, Abu-Hassan MI. Evaluation of load at fracture of Procera AllCeram copings using different luting cements. *Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists*. 2008;17(2):120-4.
23. Alsahhaf A, Christopher Spies B, Vaha K, Kohal RJ. (2017) Fracture resistance of zirconia-based implant abutments after artificial long-term aging. *J Mech Behav Biomed Mater*, 66, 224-232.
24. Alshehri SA. An Investigation into the Role of Core Porcelain Thickness and Lamination in Determining the Flexural Strength of In-Ceram Dental Materials. *Journal of Prosthodontics*. 2011;20(4):261-6.
25. Andrade JP, Stona D, Bittencourt HR, Borges GA, Burnett LH Júnior, Spohr AM., , Effect of Different Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing (CAD/CAM) Materials and Thicknesses on the Fracture Resistance of Occlusal Veneers *Operative Dentistry*, 2018. 43(5): p. 539-548.
26. Angerame D, De Biasi M, Agostinetto M, Franzò A, Marchesi G., Influence of preparation designs on marginal adaptation and failure load of full-coverage occlusal veneers after thermomechanical aging simulation. *J Esthet Restor Dent*. 2019, 31(3):280-289.
27. Antonson S.A., K.J.A., Contrast ratio of veneering and core ceramics as a function of thickness. *Int J Prosthodont*, 2001. 14(4): p. 316-20.
28. Anusavice K, Shen C, Rawls R. Phillipps' *Science of Dental Materials*, 12th Edition: Elsevier; 2012.
29. Arslan Y., Karakoca Nemli, S Bankoğlu Güngör, M Tamam E., & Yılmaz H., Evaluation of biogeneric design techniques with CEREC CAD/CAM system. *The journal of advanced prosthodontics*, 2015. 7(6): p. 431-436.

30. Asai T, Kazama R, Fukushima M, Okiji T , Effect of overglazed and polished surface finishes on the compressive fracture strength of machinable ceramic materials. *Dental Materials Journal* 2010. 29: p. 661-7
31. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. (2006) Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth. *J Oral Rehabil*, 33(5):380-6.
32. Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent*. 2006;95:117-123
33. Attia A, K.M., Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent.*, 2004. 92(6): p. 551-66.
34. Ausiello P, De AG, Rengo S, Davidson C. Fracture resistance of endodontically treated premolars adhesively restored. *American journal of dentistry*. 1997;10 (5):237-41.
35. Ausiello P, R.S., Davidson CL, Watts DC. , Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. *Dent Mater*, 2004. 20(9): p. 862-72.
36. Awad, D., Stawarczyk, B., Liebermann, A., & Ilie, N., Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2015. 113(6): p. 534-540.
37. Bagga DK, Adult Orthodontics Versus Adolescent Orthodontics: An Overview, *Oral Health Comm Dent* 2010;4(2):42-47
38. Bakeman EM, R.N., Chaiyabutr Y, Kois JC, Influence of ceramic thickness and ceramic materials on fracture resistance of posterior partial coverage restorations *Oper Dent*, 2015. 40(2): p. 211-7
39. Baladhandayutham, B., Lawson, N. C., & Burgess, J. O., Fracture load of ceramic restorations after fatigue loading. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2015. 114(2): p. 266-271.

40. Baldissara P, M.C., Onofri E, Fonseca RG, Ciocca L., Fatigue resistance of monolithic lithium disilicate occlusal veneers: a pilot study. *Odontology*, 2019. 107(4): p. 482-490.
41. Ban S, A.K., Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects*, 1990. 69(12): p. 1791-9.
42. Baydır A. Termal siklus test protokolünde belirtilen alt ve üst sıcaklık sınır değerlerinin in vivo ölçümü. 2010De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. *J Dent Res*. 2005;84(2):118-132.
43. Behr M, R.M., Mangelkramer M The influence of different cements on the fracture resistance and marginal adaptation of all-ceramic and fiber reinforced crowns. . *Int J Prosthodont*, 2003. 16: p. 538.
44. Bell WH, Jacobs JD, Legan HL. Sınıf II derinin tedavisi ortodontik ve cerrahi yollarla ısırmak. *J Orthod'um*. 1984; 85:1–20.
45. Benli M, Gokcen-Rohlig B. The effect of material thickness on fracture resistance of cad/cam crowns fabricated from different zirconia-reinforced ceramic materials, *International Journal of Current Advanced Research*, 2018.7; 10.6156-16159
46. Beuer F, S.J., Edelhoff D., Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*, 2008. 204(9): p. 505-11.
47. Beuer F., Stimmelmayer M., Gueth J. F., Edelhoff D., Naumann, M., In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental Materials*, 2012. 28(4): p. 449-456.
48. Bindl A., Lüthy H., & Mörmann W. H., Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dental Materials* 2006. 22(1): p. 29-36.

49. Bishara SE: Textbook of orthodontics. WB Saunders Co. 2001: 494-531 Rabie AB, Gu Y. Diagnostic criteria for pseudo-Class III malocclusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;117:1-9.
50. Blatz MB, S.A., Kern M., Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 2003. 89(3): p. 268-74.
51. Bond JA. The child versus the adult. *Dent Clin North Am* 1972; 16: 401-412
52. Boyd RL, Leggott PQ, Quinn RS, et al. Periodontal implications of orthodontic treatment in adults with reduced or normal periodontal tissues versus those of adolescents. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989; 96: 191-198.
53. Brunton PA, C.P., Burke FT, Wilson NH. ;82 (2):167-71, Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-colored resin-bonded restorative materials. . *The Journal of prosthetic dentistry*, 1999. 82(2): p. 167-71.
54. Burke E, Qualtrough A. Aesthetic inlays: composite or ceramic? *British dental journal*. 1994;176 (2):53.
55. Burke F.J.T., S.A.C.C., Combe E.C., Aitchison T.C. , Assessing restorative dental materials: 1.test methods and assesment of results. . *Dent Update*, 2002(29): p. 188-194.
56. Burke FJ, Wilson NH, Watts DC. , The effect of cavity wall taper on fracture resistance of teeth restored with resin composite inlays. *Oper Dent*, 1993. 18(6): p. 230-236.
57. Cardoso AC, Ferreira CF, Oderich E, et al: Occlusal rehabilitation of pseudo-class III patient. *J Prosthodont*. 2015;24:78-82
58. Carrier D. D., & Kelly, J. R. (1995). In-Ceram Failure Behavior and Core-Veneer Interface Quality as Influenced by Residual Infiltration Glass. *Journal of Prosthodontics*, 4(4), 237-242.
59. Carvalho A., B.G., Giannini M., and Magne P., Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *J. Prosthet. Dent*, 2014: p. 111:310-317

60. Castelnovo J, T.A., Phillips K, Nicholls JI, Kois JC. , Fracture load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations. *J Prosthet Dent*, 2000. 83: p. 171-80.
61. Chabouis HF, Faugeron VS, Attal J-P. Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: a systematic review. *Dental materials*. 2013;29 (12):1209-18.
62. Chang JC, Hart DA, Estey AW, Chan JT. Tensile bond strength of five luting agents to two CAD/ CAM restorative materials and enamel. *J Prosthet Dent*, 2003. 90: p. 18-23.
63. Chen C, T.F., de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ., The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater*, 2014. 30: p. 954-62.
64. Chen C-C, Huang T-H, Kao C-T, Ding S-J. Effect of conditioners on bond durability of resin composite to Nd: YAP laser-irradiated dentin. *Dent Mater J*. 2006;25(3):463-469.
65. Chen YJ, Yao CC, Chang HF. Ameliyatsız düzeltme iskeletsel derin ısırma ve Sınıf II Bölüm 2 maloklüzyon yetişkin bir hastada. *J Orthod Dentofasial Orthop'um*. 2004; 126:371–378.
66. Chitmongkolsuk S, Heydecke G, Stappert C, Strub JR. Fracture strength of all ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2002; 10(1): 15-22.
67. Choi S, Yoon HI, Park EJ., Load-bearing capacity of various CAD/CAM monolithic molar crowns under recommended occlusal thickness and reduced occlusal thickness conditions. *J Adv Prosthodont*, 2017. 9(6): p. 423–431.
68. Chong, KH., Chai, J., Takahashi, Y., Wozniak, W. Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *Int J Prosthodont*, 15, 183-188. Guazzato, M., Albakry, M., Swain, MV., Ironside, J. (2002). Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont*, 15, 339-346

69. Christensen GJ., Computerized restorative dentistry: State of the art. J Am Dent Assoc 2001. 132: p. 1301-1303.
70. Chu F, Frankel N, Smales, RJ. Surface roughness and flexural strenght of self glazed, polished and reglazed in-Ceram/vitadur alpha porcelain laminate. International Journal of Prosthodontics, 2000; 13: 66-71.
71. Clausen JO, Abou Tara M, Kern M. Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design. Dent Mater.2010;26:533-538.
72. Cohen RG. Treating cracked teeth biomimetically can optimize clinical results. Inside Dentistry, 2011. 7(10)
73. Cohen-Levy J. Ankylosis of permanent first molars: genetics or environment? A case report of a discordant twin pair. Int Orthod. 2011;9(1):76–91
74. Conrad, H.J., W.J. Seong, and I.J. Pesun, Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. J Prosthet Dent, 2007. 98(5): p. 389-404.
75. Cosme DC, Baldisserotto SM, Canabarro Sde A, Shinkai RS., Bruxism and voluntary maximal bite force in young dentate adults Int J Prosthodont, 2005. 18: p. 328–32.
76. Coşkun A. Farklı metal desteksiz porselen sistemlerin kenar uyumu ve mikrosızıntıya etkisi ile eğilme dayanıklılarının incelenmesi. Cumhuriyet üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Sivas, 2002.
77. Craig RG, P.J., Restorative Dental Materials. 11th Ed. Chapter 3,9 ed. 2002: Mosby Elsevier; Missouri.
78. Crispin BJ. Indirect composite restorations: alternative or replacement for ceramic? Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995). 2002;23 (7):611-4, 6, 8 passim; quiz 24.
79. Curtis, A.R., Wright, A. J., & Fleming, G. J., The influence of simulated masticatory loading regimes on the bi-axial flexure strength and reliability of a Y-TZP dental ceramic. Journal of Dentistry, 2006. 34(5): p. 317-325.

80. D'Arcangelo, C., Vanini, L., Rondoni, G. D., & De Angelis, F., Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2016. 115(3): p. 350-355.
81. D'Arcangelo C, V.L., Rondoni GD, et al. , Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. . *J Prosthet Dent.*, 2016. 115(3): p. 350–355.
82. Davidowitz G., Kotick PG ,The use of CAD/CAM in Dentistry, *Dent Clin N Am* 55(2011) 559-570.
83. de Kuijper M, Gresnigt M, van den Houten M, Haumahu D, Schepke U, Cune MS. Fracture Strength of Various Types of Large Direct Composite and Indirect Glass Ceramic Restorations. *Oper Dent*, 2019. 44(4): p. 433-442.
84. de Kuijper MCFM, Gresnigt MMM, van den Houten M, et al. Fracture strength of various types of direct and indirect restorations in the functional repair of endodontically treated molars. *Ned Tijdschr Tandheelkd.* 2020 Apr;127(4):245-253.
85. de la Macorra JC, P.G., Conventional and adhesive luting cements. *Clin Oral Investig* 2002. 6(4): p. 198-204.
86. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. *J Dent Res.* 2005;84(2):118-132.
87. De Munck J, Van Meerbeek B, Satoshi I, et al., Microtensile bond strengths of one-and two-step self-etch adhesives to bur cut enamel and dentin. *Am J Dent* 2003. 16(6): p. 414
88. Decker E, Stellzig-Eisenhauer A, Fiebig BS, et al. PTHR1 loss-of-function mutations in familial, nonsyndromic primary failure of tooth eruption. *Am J Hum Genet.* 2008; 83:781–6
89. Della Bona, A., Corazza, P. H., & Zhang, Y., Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental materials*, 2014. 30(5): p. 564-569.
90. DeLong R, Douglas WH. An Artificial Oral Environment for Testing Dental Materials. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1991;38(4):339-345.

91. DeLong, R., & Douglas, W. H. , Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *J Dent Res*, 1983. 62(1): p. 32-36.
92. Denissen HW, V.D.Z.J., Van Waas MA., Measurement of Margins of Partial-Coverage Tooth Preparations For CAD/CAM. *Int J Prosthodont* 1999. 12(5): p. 395-400.
93. Denry I, K.J., State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, 2008. 24: p. 299-307.
94. Denry I, & Kelly J. R., Emerging ceramic-based materials for dentistry. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects*, 2014. 93(12): p. 1235-1242.
95. Dirxen C, B.U., Preissner S., Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J* 2013. 7: p. 118.
96. Doshi SS, Jayarama M, Gaikwad S, et al: Nonsurgical treatment of patient with class III malocclusion and missing maxillary lateral incisors: a combined orthodontic-prosthodontic approach. *J Contemp Dent* 2012;2:57-63
97. Duret F., Preston J.D., CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent*, 1991. 1(2): p. 150-154.
98. Edelhoff D, Ahlers MO. Occlusal onlays as a modern treatment concept for the reconstruction of severely worn occlusal surfaces. *Quintessence Int*. 2018;49:521-533.
99. Edelhoff D, B.F., Schweiger J, Brix O, Stimmelmayer M, Güth JF., CAD/CAM-generated high-density polymer restorations for the pretreatment of complex cases: a case report. . *Quintessence Int* 2012. 43: p. 457-67.
100. Edelhoff D, Schraml D, Eichberger M, Stawarczyk B. Comparison of fracture loads of CAD/CAM and conventionally fabricated temporary fixed dental prostheses after different aging regimens. *Int J Comput Dent*. 2016;19(2).
101. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent*; 2002; 22: 241-9.

102. Eissmann HF, Rudd KD, Morrow RM. Dental Laboratory Procedures: Fixed Partial Dentures; [edited By] Harold F. Eissmann, Kenneth D. Rudd, Robert M. Morrow: Mosby; 1980.
103. El Ghouli W, Mutlu Ö., Silwadi M, Salameh Z., Fracture resistance and failure modes of endocrowns manufactured with different CAD/CAM materials under axial and lateral loading. *J Esthet Restor Dent*, 2019. 31(4): p. 378-387.
104. el-Badrawy WA, el-Mowafy OM., Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *J Prosthet Dent*, 1995. 73(6): p. 515-24.
105. Elsaka SE, E.A., Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental materials*, 2016. 32(7): p. 908-14.
106. Elsayed A, Wille S, Al-Akhalı M, Kern M. (2017) Comparison of fracture strength and failure mode of different ceramic implant abutments. *J Prosthet Dent*, 117(4):499- 506.
107. Elsayed A, Wille S, Al-Akhalı M, Kern M. (2018) Effect of fatigue loading on the fracture strength and failure mode of lithium disilicate and zirconia implant abutments. *Clin Oral Implants Res*, 29(1):20-7.
108. Ender A., Mörmann W. H., & Mehl A., Efficiency of a mathematical model in generating CAD/CAM-partial crowns with natural tooth morphology. *Clinical oral investigations* 2011. 15(2): p. 283-289
109. Ernst C-P, Canbek K, Euler T, Willershausen B. In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clin Oral Investig*. 2004;8(3).
110. Eryürük S.E. (2013). Farklı üretim tekniği ve materyaller kullanılarak üretilen estetik post-kor sistemlerinin kırılma dayanıklılığının in vitro olarak incelenmesi. Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
111. F De Angelis, C.D.A., N Malíšková, L Vanini, M Vadini, Wear properties of different additive restorative materials used for onlay/ overlay posterior restorations *Oper Dent*, 2020. 45(3): p. E156-E166.

112. Fadhil SMT, Evaluation of occlusal vertical dimension loss in worn dentition and their prosthetic rehabilitation; two cases reports, *Ann Med Res* 2020; 27(6):1828-32
113. Falahchai M, Babae Hemmati Y, Neshandar Asli H, Neshandar Asli M. , Marginal adaptation of zirconia-reinforced lithium silicate overlays with different preparation designs *J Esthet Restor Dent* 2020. 32(8): p. 823-830.
114. Falahchai M, Babae Hemmati Y, Neshandar Asli H, Rezaei E., Effect of Tooth Preparation Design on Fracture Resistance of Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Overlays *J Prosthodont*, 2020. 29(7): p. 617-622.
115. Fasbinder D., Using digital technology to enhance restorative dentistry. *Compend Contin Educ Dent.*, 2012. 33(9): p. 666-8, 70, 72 passim.
116. Fasbinder D.J., Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 2010b. 31(9): p. 702-4.
117. Fasbinder, D.J., Digital dentistry: innovation for restorative treatment. *Compend Contin Educ Dent*, 2010 a. 31(4): p. 2-11.
118. Faul F., Erdfelder E., Lang A.-G., & Buchner A. (2007). G*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Research Methods*, 39, 175-191
119. Federico F. "Posterior indirect adhesive restorations (PIAR): preparation designs and adhesthetics clinical protocol." *The international journal of esthetic dentistry*.2017 12.4 482-502.
120. Federlin M, K.S., Herpich M, Hiller KA, Schmalz G., Partial ceramic crowns: influence of ceramic thickness, preparation design and luting material on fracture resistance and marginal integrity in vitro. *Oper Dent*, 2007. 32: p. 251-260.
121. Ferrari M., CAGIDIACO MC, DAVIDSO CL (1997). Resistance of cementum in Class II and V cavities to penetration by an adhesive system. *Dent Mater*, 13: 157-162.

122. Ferro, K. J., Myers, M. L., & Graser, G. N. (1994). Fracture strength of fullcontoured ceramic crowns and porcelain-veneered crowns of ceramic copings. *The Journal of prosthetic dentistry*, 71(5), 462-467.
123. Fontijn FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, Van MA, Witter DJ, Kalk W et. all. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res* 2000; 79:1519-1524.
124. Fradeani M, Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: A retrospective study. *Quintessence Int* 2002; 33.
125. Frazier-Bowers SA, Hendricks HM, Wright JT, Lee J, Long K, Dibble CF, et al. Novel mutations in PTH1R associated with primary failure of eruption and osteoarthritis. *J Dent Res*. 2014;93(2):134–9
126. Frazier-Bowers SA, Koehler KE, Ackerman JL, Proffit WR. Primary failure of eruption: further characterization of a rare eruption disorder. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2007;131:578.
127. Freedman G. *Contemporary esthetic dentistry*. 1st ed, Mosby, Inc., an imprint of Elsevier Inc., St.Louis,Missouri 2012, p.469-74.
128. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*. 1999;27(2):89-99.
129. Garber DA, Goldstein RE. *Porcelain & composite inlays & onlays: esthetic posterior restorations*: Quintessence Chicago, IL; 1994.
130. Gehrt M., W.S., Rafai N., Reich S., Edelhoff D., Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. *Clinical Oral Investigations*, 2013. 17(1): p. 275-84.
131. Gemalmaz, D., & Ergin, Ş., Clinical evaluation of all-ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2002. 87(2): p. 189-196.
132. Giordano R., M.E.A., *Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods*. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 2010. 31(9): p. 682-684, 686, 688 passim; quiz 698, 700.

133. Giordano R., Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. J Am Dent Assoc, 2006: p. 137.
134. Gordon JE (1984). The New Science of Strong Materials. 2 th ed. Princeton University Press. Inc. New York.
135. Gracis, S., et al., A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. Int J Prosthodont, 2015. 28(3): p. 227-35.
136. Griffin Jr J.D., Anterior CEREC CAD/CAM porcelain treatment of GERD eroded teeth. Contemp Esthet, 2006. 10: p. 32-39.
137. Griggs, J.A., Recent advances in materials for all-ceramic restorations. Dental Clinics of North America, 2007. 51(3): p. 713-727.
138. Grüter L, Vailati F. Full-mouth adhesive rehabilitation in case of severe dental erosion, a minimally invasive approach following the 3-step thecnique. Eur J Esthet Dent. 2013;8:359-375.
139. Guazzato M, Albakry M, Swain M, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia, Int. J. Prosthodont 2002; 15(4): 339-346
140. Guess PC, Schultheis S., Wolkewitz M Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations J Prosthet Dent, 2013. 110(4): p. 264-273.
141. Güth JF, A.E., Ramberger M, Beuer F, Edelhoff D. , Treatment concept with CAD/CAM-fabricated high-density polymer temporary restorations. J Esthet Restor Dent 2012. 24: p. 310-8.
142. Habekost, L.d.V., Camacho, G., Pinto, M. ve Demarco, F. J. O. d. , Fracture resistance of premolars restored with partial ceramic restorations and submitted to two different loading stresses. Oper Dent 2006. 31(2): p. 204-211.
143. Halaçoğlu M, Tuncer D, Arhun N. İndirek Posterior Restorasyonlar. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.25.
144. Halim, C., Fracture Resistance of A Newly Proposed Occlusal Veneer Design Using Two Different CAD/CAM Ceramic Materials. Egyptian Dental Journal, 2018. 64(3): p. 2899-2915.

145. Hanisch M, Hanisch L, Kleinheinz J, Jung S. Primary failure of eruption (PFE): a systematic review, *Head Face Med* 2018. 15;14(1):5
146. Heffernan M.J., Aquilino S. A., Diaz-Arnold, A. M., Haselton D. R., Stanford, C. M., & Vargas, M. A., Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2002a. 88(1): p. 4-9.
147. Heffernan, M.J., Aquilino, S. A., Diaz-Arnold, A. M., Haselton, D. R., Stanford, C. M., & Vargas, M. A., Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2002b. 88(1): p. 10-15.
148. Helvey G., Chairside CAD/CAM - Lithium-disilicate restoration for anterior teeth made simple. *Inside Dentistry.*, 2009. 5: p. 58–67.
149. Helvey G.A., Non-Retentive, Adhesively Retained All-Ceramic Posterior, Restoration. *Inside Dentistry*, 2011. 7(2).
150. Helvey GA, The expansion of millable materials - new additions to the market increase patient-care options. . *Inside Dental Technol*, 2014. 5: p. 1.
151. Hersek N, Canay S, Akça K, Ciftçi Y. Comparison of microleakage properties of three different filling materials. An autoradiographic study. *Journal of oral rehabilitation*. 2002;29 (12):1212-7.
152. Heydecke G, Zhang F, Razzoog ME. In-Vitro color stability of double layer veneers after accelerated aging. *J. Prosthet Dent* 2001; 85:551-557.
153. Hickel R., Dasch W., Mehl A., Kremers L. CAD/CAM-Fillings of the future? *Int. Dent. J.* 1997; 47: 247-258
154. Hopp CD, Land MF. Considerations for ceramic inlays in posterior teeth: a review. *Clinical, cosmetic and investigational dentistry*. 2013;5:21.
155. Höland W., Rheinberger V., & Schweiger M. , Control of nucleation in glass ceramics. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 2003. 361(1804): p. 575-589.

156. Höland W., Rheinberger V., Apel E., van't Hoen C., Höland M., Dommann A., ... & Graf-Hausner, U. (2006). Clinical applications of glass-ceramics in dentistry. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 17(11), 1037-1042.
157. Höland, W., Schweiger, M., Frank, M., & Rheinberger, V., A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress® 2 and the IPS Empress® glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 2000. 53(4): p. 297-303.
158. Huang MS, Li MT, Huang FM, Ding SJ. The effect of thermocycling and dentine pre-treatment on the durability of the bond between composite resin and dentine. *J Oral Rehabil*. 2004;31(5):492-499.
159. Huang T.-J.G., Schilder, H. ve Nathanson, D. J. J. o. E. , Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. *J Endod* 1992. 18: p. 209-215.
160. Huang X, Z.L., Yao R, Wu S , Li Y, Effect of preparation design on the fracture behavior of ceramic occlusal veneers in maxillary premolars *J Dent Res*, 2020. 97(103346).
161. Huettig F., Gehrke U.P., Early complications and performance of 327 heat-pressed lithium disilicate crowns up to five years. *J Adv Prosthodont*, 2016. 8: p. 194-200.
162. Hwang, J.W., & Yang, J. H. , Fracture strength of copy-milled and conventional In-Ceram crowns. *Journal of oral rehabilitation. The Journal of prosthetic dentistry*, 2001. 28(7): p. 678-683.
163. Ioannidis A, M.S., Özcan M, Hüsler J, Ultra-thin occlusal veneers bonded to enamel and made of ceramic or hybrid materials exhibit load-bearing capacities not different from conventional restorations. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2018. 90: p. 433-440.
164. IPS E.max Scientific Documentation. Ivoclar-Vivadent. 2005
165. İnternet: <https://manuals.sirona.com/en/digital-dentistry/cad-cam-materials/incoris-zi>. Son erişim tarihi: 13.12.2020.

166. Jackson, R.D., Ferguson, R.W. , An esthetic, bonded inlay/onlay technique for posterior teeth. . Quintessence Int, , 1990. 21(1): p. 7-12.
167. Jang KT, Chung DH, Shin D and Garcia-Godoy F. Effect of eccentric load cycling on microleakage of class V flowable and packable composite resin restorations. Oper Dent. 2001; 26, 603-608.
168. Jayasooriya P, Pereira P, Nikaido T, Burrow M, Tagami J. The effect of a" resin coating" on the interfacial adaptation of composite inlays. Operative dentistry. 2003;28 (1):28-35.
169. Jedrakiewicz, N.M., Martin, N., Cerec science, research and clinical application. Compendium of Continuing Education in Dentistry, 2001. 22: p. 7-13.
170. Jetti, R.R., Balasubramaniam, M., Chidambaranathan, A. S., & Srinivasan, S., Evaluation of Shear Bond Strength of Feldspathic CAD/CAM Ceramic with Dentin using 2 Bonding Agents and 2 Surface Treatments-An Invitro Study. Journal of clinical and diagnostic research: JCDR, 2015. 9(11): p. ZC36.
171. Joda T, B.U., Patient-centered outcomes comparing digital and conventional implant impression procedures: a randomized crossover trial. Clin Oral Implants Res., 2016. 27(12): p. e185-e89.
172. Johnson AJ, V.A., Tantbirojn D, Ahuja S, Fracture strength of CAD/CAM composite and composite-ceramic occlusal veneers. J Prosthodont Res, 2014. 58(2): p. 107-14.
173. Jung Y-S, Lee J-W, Choi Y-J, Ahn J-S, Shin S-W, Huh J-B. A study in the in vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. J Adv Prosthodont. 2010;2(3):111-115
174. Kalia S, Melsen B. Interdisciplinary approaches to adult orthodontic care. J Orthod 2001; 28(3): 191-196
175. Kang S.H., Chang J., & Son H. H., Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. Restorative dentistry & endodontics, 2013. 38(3): p. 134-140.

176. Karaalioğlu OF, Durmuş Z.Y., Diş hekimliğinde uygulanan CAD-CAM sistemleri. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg 2008. 18(1): p. 25-32.
177. Kater WM, Kawa D, Schafer D, Toll D. Treatment of posterior open bite using distraction osteogenesis. J Clin Orthod. 2004;38:501-4.

KAYNAKÇALARIN SON DÜZENLEMESİ

178. Keating AP, K.J., Bibb R, Zhurov AI A comparison of plaster, digital and reconstructed study model accuracy. J Orthod, 2008. 35(3): p. 191-201.
179. Kelly, J. R. Perspectives on strength. Dental Materials. 1995;11(2):103-110.
180. Kelly, J.R. and P. Benetti, Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. Aust Dent J, 2011. 56 Suppl 1: p. 84-96.
181. Kelly, J.R., Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. The Journal of prosthetic dentistry 1999. 81(6): p. 652-661.
182. Kelly, J.R., Nishimura, I., Campbell, S.D, Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. Journal of Prosthetic Dentistry, 1996. 75(1): p. 18-32.
183. Kenneth J. A., Phillips science of dental materials. 11th ed. ed. 1st Indian reprint. Saunders Co: 2003. 224.
184. Kern M., Douglas W. H., Fechtig T., Strub, J. R., & DeLong, R. , Fracture strength of all-porcelain, resinbonded bridges after testing in an artificial oral environment. Journal of Dentistry, 1993. 21(2): p. 117-121.
185. Keshvad A, Hooshmand T, Asefzadeh F, Khalilinejad F, Alihemmati M, Van Noort R. Marginal gap, internal fit, and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by CEREC inLab and hot pressed techniques. J Prosthodont 2011; 20(7): 535-540.
186. Klim J., Chairside CAD/CAM aesthetic restorations. Australian Dental Practice, 2009.
187. Klink, A., Groten, M., Huettig, F. , Complete rehabilitation of compromised full dentitions with adhesively bonded all-ceramic single-tooth

restorations: Long-term outcome in patients with and without amelogenesis imperfecta. *J Dent*, 2018. 70: p. 51-58.

188. Koçak A. Cercon zirkonya sistemi ile yapılan posterior sabit protezlerin uzun dönem klinik başarılarının incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul 2006.
189. Koïs DE, C.Y., KOIS JC Comparison of load-fatigue performance of posterior ceramic onlay restorations under different preparation designs. *Compend Contin Educ Dent*, 2012. 33(2): p. 2-9.
190. Koller, M., Arnetzl, G. V., Holly, L., & Arnetzl, G., Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/CAM: customization case study. *International journal of computerized dentistry*, 2011. 15(2): p. 159-164.
191. Koutayas SO, K.M., Ferraresso F, Strub JR., Influence of design and mode of loading on the fracture strength of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: an in vitro study in a dual-axis chewing simulator. *J Prosthet Dent* 2000. 83(5): p. 540-547.
192. Koutayas SO, K.M., Ferraresso F, Strub JR., Influence of framework design on fracture strength of mandibular anterior all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*, 2002. 15(3): p. 223-229.
193. Köksal T, Dikbaş İ, Çapa N. Seramik inley ve onley restorasyonlar. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry* 2007; 41:71-82.
194. Krejci I, Lutz F. [In-vitro test results of the evaluation of dental restorations systems. Correlation with in-vivo results]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*. 1990;100(12):1445-1449.
195. Krummel A, G.A., Sasse M, Kern M., Influence of bonding surface and bonding methods on the fracture resistance and survival rate of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic after cyclic loading. *Dent Mater*, 2019. 35(10): p. 1351-1359.
196. Krüger S., Deubener J., Ritzberger C., & Höland, W., Nucleation Kinetics of Lithium Metasilicate in ZrO₂-Bearing Lithium Disilicate Glasses for Dental Application. *International Journal of Applied Glass Science*, 2013. 4(1): p. 9-19.

197. Kumar SA, Shetty S, Pseudo class III Malocclusion - A challenge in Orthodontics: Diagnosis & Treatment Planning in Pseudo class III Malocclusion, KİTAP
198. Kurbad, A., & Kurbad, S., CAD/CAM-based implant abutments. International journal of computerized dentistry, 2012. 16(2): p. 125-141.
199. Küçükeşmen HC. Porselen İnley-Onleyler. Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences Special Topics. 2011;2 (1):22-8.
200. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, et al. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. Dent Mater J. 2014;33(5):705-10.
201. Lava Ultimate Restorative Block. (2017). Technical Product Profile. St. Paul, MN: 3M ESPE.
202. Lee WC, N.C., Lin FG, Chiang CY, Li CH, Chiu HC, Fu E., Crown morphology of the mandibular first molars with distolingual roots. J Dent Sci., 2016. 11(2): p. 189-195.
203. Leinfelder KF, I.B., Essig ME., A new method for generating ceramic restorations: a CAD-CAM system. Journal of the American Dental Association, 1989. 118(6): p. 703-7
204. Liebenberg WH. Posterior composite resin restorations: operative innovations. Pract Periodontics Aesthet Dent 1996;8: 769–778.
205. Lien W, R.H., Platt JA, et al. , Microstructural evolution and physical behavior of a lithium silicate glass-ceramic. Dent Mater, 2015. 31(8): p. 928–940.
206. Litzenburger A.P., Hickel R., Richter M. J., Mehl A. C., & Probst F. A., Fully automatic CAD design of the occlusal morphology of partial crowns compared to dental technicians' design. Clinical oral investigations, 2013. 17(2): p. 491-496.
207. Liu P-R, E.M., Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995), 2008. 29(8): p. 482, 484, 486-488 passim.

208. Longman CM, Pearson GJ. Variations in tooth, surface temperature in the oral cavity during fluid intake. *Biomaterials*. 1987;8(5):411-414.
209. Lu H, M.A., Chow A, Powers JM., Influence of polymerization mode on flexural properties of esthetic resin luting agents. *J Prosthet Dent*, 2005. 94(6): p. 549-54.
210. Luhrs AK, M.J., Geurtsen W, Van Meerbeek B Composite cements benefit from light-curing. *Dent Mater*, 2014. 30(3): p. 292-301.
211. Lührs AK, De Munck J, Geurtsen W, Van Meerbeek B., Composite cements benefit from light-curing. *Dent Mater*, 2014. 30(3): p. 292-301.
212. Lüthy H, Filser F, Loeffel O, et al., Strength and reliability of four unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater* 2005. 21(10): p. 930-937.
213. Maesk R., Margin isolation for optical impressions and adhesion. *International Journal of Computerized Dentistry*, 2005. 8: p. 69-76.
214. Magen, P., Besler, U. (1997). Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *Int J Prosthodont*, 10, 459- 466
215. Magne P, B.U., Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. *Int J Periodont Rest Dent*, 2003. 23(6): p. 543-55.
216. Magne P, Dietschi D, Holz J. Esthetic restorations for posterior teeth: practical and clinical considerations. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1996;16: 104–119.
217. Magne P, Douglas WH. Porcelain veneers: dentin bonding optimization and biomimetic recovery of the crow. *Int J Prosthodont*. 1999;12: 111-121.
218. Magne P, Schlichting L, Maia H, Baratieri L. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent* 2010;104:149-57.
219. Magne P., Schlichting L. H. ve Paranhos M. P. J. D., Risk of onlay fracture during pre-cementation functional occlusal tapping. *Dent Mater* 2011. 27(9): p. 942-947.

220. Major PW, Glover K. Treatment of anterior crossbite in early mixed dentition. *J Can Dent Assoc* 1992; 58: 578-579.
221. Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 16 years. Part III: effect of luting agent and tooth or tooth-substitute core structure. *J Prosthet Dent*, 2001. 86: p. 511–9.
222. Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent*, 2004. 29: p. 481-508
223. Marquardt P., S.J.R., Survival rate of IPS Empress 2 all –ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence International*, 2006. 37(4): p. 253-9.
224. Martin S, Miltiadis EM, Klaus L, Matthias K. In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dental Materials* 2009; 25:494-499.
225. McCabe JF. *Applied Dental Materials*, 7th Ed., Egypt: Mass Publishing Co,1994.
226. McCabe, J.F., & Walls, A. W., . *Applied Dental Materials*. 9th Edition ed. 2008.
227. McGuire, M.K., Scheyer, T., Ho, D. K., Stanford, C. M., Feine, J. S., & Cooper, L. F., Esthetic Outcomes in Relation to Implant-Abutment Interface Design Following a Standardized Treatment Protocol in a Multicenter Randomized Controlled Trial—A Cohort of 12 Cases at 1-Year Follow-up. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 2015. 35(2).
228. McLaren E.A., W.Y.Y., *Ceramics: rationale for material selection*. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 2010. 31(9): p. 666-668, 670, 672 passim; quiz 680, 700
229. McLaren EA, Figueira J, Goldstein RE. Vonlays: A Conservative Esthetic Alternative to Full-Coverage Crowns. *Compendium of continuing education in dentistry*, 2015. 36(4).

230. McLean J. The Science and Art of Dental Ceramics. Bridge Design and Laboratory Procedures in Dental Ceramics, 1th Ed., Chicago: Quintessence Publishing, 1981: P. 45-59.
231. McLean, J.W., Evolution of dental ceramics in the twentieth century. The Journal of prosthetic dentistry, 2001. 85(1): p. 61-66.
232. Mehl A, G.W., Kunzelmann KH, Hickel R., A new optical 3-D device for the detection of wear. J Dent Res., 1997. 76(11): p. 1799-807.
233. Mehl A., Ender A., Mörmann, W., & Attin, T. H., Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. Int J Comput Dent, 2009. 12: p. 11-28.
234. Mehl A., Hickel R. Current state of development and perspectives of machine based production methods for dental restorations. International Journal of Computerized Dentistry, 1999. 2: p. 9-35.
235. Mehulić, K., Glass-Ceramics. Acta Stomat Croat, 2005: p. 483, 486.
236. Melsen B. Limitations in adult orthodontics. In: Melsen B (ed). Current controversies in orthodontics. Quintessence Publishing Co. 1991: 147-180.
237. Miyazaki M, Sato M, Onose H, Moore BK., Influence of thermal cycling on dentin bond strength of two-step bonding systems. Am J Dent 1998. 11(3): p. 118-122.
238. Monteiro JB, R.H., Prochnow C, Guilardi LF, Pereira GKR, Borges ALS, de Melo RM, Valandro LF., Fatigue failure load of two resin-bonded zirconia-reinforced lithium silicate glass-ceramics: Effect of ceramic thickness. Dent Mater, 2018. 34(6): p. 891-900.
239. Montes M, De Goes M, Ambrosano G, Duarte R, Sobrinho L. The effect of collagen removal and the use of a low-viscosity resin liner on marginal adaptation of resin composite restorations with margins in dentin. Operative Dentistry- University of Washington-. 2003;28 (4):378-87.
240. Morimoto S, Vieira GF, Agra CM, Sesma N, Gil C., Fracture strength of teeth restored with ceramic inlays and overlays. Braz Dent J, 2009. 20(2): p. 143-148.

241. Morneburg TR, Proschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont* 2002; 15:20-27
242. Mota CS, Demarco FF, Camacho GB, Powers JM. Tensile bond strength of four resin luting agents bonded to bovin enamel and dentin. . *J Prosthet Dent*, 2003. 89: p. 558–64.
243. Mörmann W.H., Bindl, A., All ceramic chairside computer aided design/computer aided machining restorations. *Dental Clinics of North American*, 2002. 46: p. 405-426.
244. Mörmann WH, Brandestini M, Lutz F., The Cerec system: computer assisted preparation of direct ceramic inlays in one setting. *Quintessenz*, 1987. 38(3): p. 457-470.
245. Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A., Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2013. 20: p. 113-125.
246. Mörmann WH., The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*, 2006. 137: p. 7-13.
247. Mörmann, W., The origin of the CEREC method: a personal review of the first 5 years. *International Journal of Computerized Dentistry*, 2004. 7: p. 11-24.
248. Mörmann, W.H.,&Schug,J. (1997). Grinding precision and accuracy of fit of CEREC 2 CAD-CAM inlays. *The Journal of the American Dental Association*, 128(1), 47-53.
249. Mullally BH, Blakely D, Burden DJ. Ankylosis: an orthodontic problem with a restorative solution. *Br Dent J*. 1995; 179:1126–30
250. Muts EJ, v.P.H., Edelhoff D, Krejci I, Cune M. , Tooth wear: a systematic review of treatment options. *J Prosthet Dent* 2014. 112: p. 752-9.
251. Müller H.C., Registration of occlusion by buccal scan in Cerec software version 3.80. *International journal of computerized dentistry*, 2010. 13(3): p. 265.

252. Nakasima A, Ichinose M, Nakata S, Takahama Y. Hereditary factors in the craniofacial morphology of Angle's Class II and Class III malocclusions. *Am J Orthod* 1982; 82:150-6.
253. Nassar H., Halim C.H., Katamish H.A. Clinical outcomes of zirconia-reinforced lithium silicate partial coverage crowns compared to lithium disilicate partial coverage crowns. a randomized controlled split-mouth clinical study. *F1000Research*. 2019;8:305.
254. Nathanson D, B.F., Color stability of resin cements--an in vitro study. *Pract Proced Aesthet Dent* 2002. 14(6): p. 449-55; quiz 56.
255. Nathanson D. Current developments in esthetic dentistry. *Curr Opin Dent* 1991;1: 206–211.
256. Nejatidanesh, F., Amjadi, M., Akouchekian, M., & Savabi, O., Clinical performance of CEREC AC Bluecam conservative ceramic restorations after five years—A retrospective study. *Journal of dentistry*, 2015. 43(9): p. 1076-1082.
257. Nicolaisen, M.H., Bahrami, G., Finlay, S., & Isidor, F. , Comparison of fatigue resistance and failure modes between metal-ceramic and all-ceramic crowns by cyclic loading in water. *Journal of Dentistry*, 2014. 42(12): p. 1613-1620.
258. Noie F, O.K.K., Powers JM., Color stability of resin cements after accelerated aging. *Int J Prosthodont* 1995. 8(1): p. 51-5.
259. O'brien WJ, *Dental Materials and Their Selection* (Fourth edition). Vol. 55. Chicago: Quintessence Publishing. TAMAMLA
260. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*, 3rd Ed., Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc., 2002.
261. O'Brien T, S.-A.F., Lea SC, Burke FJ, Palin WM., Extrinsic energy sources affect hardness through depth during set of a glass-ionomer cement. *J Dent Res*, 2010. 38(6): p. 490-5.
262. Oden, A., & Rowcliffe, D. , Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont*, 1996(9): p. 434-439.

263. Oh W, D.R., Anusavice KJ., Factors effecting enamel and ceramic wear: A literature review. J Prosthet Dent, 2002. 87: p. 451- 459.
264. Oktay HG. Tüm Seramik Sistemler. E Ü Diş Hek Fak Derg. 2003; 24:11-6.
265. Oliveira JP, Cochran MA, Moore BK., Influence of bonded amalgam restorations on the fracture strength of teeth. . Oper Dent 1996. 21(3): p. 110-115.
266. Olmez A, Oztas N and Bilici S. Microleakage of resin composite restorations with glass-ceramic inserts. Quintessence Int. 1998; 29, 725-729.
267. Ostyn JM, Maltha JC, van't Hof MA, et al: The role of interdigitation in sagittal growth of the maxillomandibular complex in *Macaca fascicularis*. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1996;109:71-78
268. Otto T, De Nisco S., Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays The International journal of prosthodontics, 2002. 15(2): p. 122-8.
269. Özakar İlday N, Urvasızoğlu N, Seven N. Indirekt kompozit inley restorasyonlar ile direkt kompozit restorasyonların mikrosızıntı yönünden karşılaştırılması. Atatürk Üniv Dis Hek Fak Derg 2009; 19: 76-84
270. Palin W, Burke FJ., Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. Dent Update. 2005 ;32(10):566-72.
271. Pallis, K., Griggs, J. A., Woody, R. D., Guillen, G. E., & Miller, A. W., Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. . The Journal of prosthetic dentistry, 2004. 91(6): p. 561-569.
272. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. J Prosthet Dent. 1992;67(3):325-327.
273. Papacchini F, Toledano M, Monticelli F, et al. Hydrolytic stability of composite repair bond. Eur J Oral Sci. 2007;115(5):417-424.
274. Pashley, D.H., Horner, J. A., & Brewer, P. D. , Interactions of conditioners on the dentin surface. Operative dentistry, 1991: p. 137-150.

275. Patzelt S.B., Lamprinos C., Stampf S., & Att W., The time efficiency of intraoral scanners: an in vitro comparative study. *The Journal of the American Dental Association*, 2014. 145(6): p. 542-551.
276. Pazinato FB, Campos BB, Costa LC, Atta MT. Effect of the number of thermocycles on microleakage of resin composite restorations. *Pesqui Odontol Bras*. 2003;17(4):337-341.
277. Pegoraro TA dSN, C.R., Cements for Use in Esthetic Dentistry. *Dent Clin N Am* 2007. 51: p. 453–471.
278. Phillips R, S.E., Skinner's science of dental materials. 9th ed. ed. Vol. xv, 597 p. 1991: Philadelphia: Saunders.
279. Picton DCA. The effect of external forces on the periodontium. In: AH Melcher, WH Bowen (eds) *Biology of the periodontium*. New York, Academic Press, 1969: 363- 419
280. Piemjai M, Arksornnukit M. Compressive fracture resistance of porcelain laminates bonded to enamel or dentin with four adhesive systems. . *J Prosthodont*, 2007. 16: p. 457–64. .
281. Pilo R, Cardash HS., In vivo retrospective study of cement thickness under crowns. *J Prosthet Dent.*, 1998. 79: p. 621-625.
282. Plant CG, Jones DW, Darvell BW. The heat evolved and temperatures attained during setting of restorative materials. *Br Dent J*. 1974;137(6):233-238.
283. Polansky R, A.G., Smetan M, Haas M, Lorenzoni M., The production of Cerec restorations from a plaster cast. *International journal of computerized dentistry*, 1999. 2(1): p. 37-44.
284. Potiket, N., Chiche, G., & Finger, I. M. , In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2004. 92(5): p. 491-495.
285. Preis, V., Behr, M., Hahnel, S., & Rosentritt, M., Influence of cementation on in vitro performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated ZLS molar crowns. *Dental Materials*, 2015. 31(11): p. 1363-1369.

286. Preuss, A., Rosentritt, M., Frankenberger, R., Beuer, F., & Naumann, M., Influence of type of luting cement used with all-ceramic crowns on load capability of post-restored endodontically treated maxillary central incisor. *Clinical oral investigations*, 2008. 12(2): p. 151-156.
287. Proffit WR, Vig KW. Primary failure of eruption: a possible cause of posterior open-bite. *Am J Orthod*. 1981;80: 173–90.
288. Proffit WR. *Contemporary Orthodontics*. 3rd ed. St Louis, Mo: Mosby; 2000:276–277.
289. Profile, M.E.T.P., Rely X post. p. 1–28.
290. Puschmann D, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Load-bearing capacity of all-ceramic posterior inlay-retained fixed dental prostheses. *European Journal of Oral Sciences* 2009;117:312–8.
291. Qualtrough, A.J.E., & Piddock, V., Ceramics update. *Journal of Dentistry*, 1997. 25(2): p. 91-95.
292. Rabie AB, Gu Y. Diagnostic criteria for pseudo-Class III malocclusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000; 117:1-9.
293. Raghoobar GM, Boering G, Vissink A, Stegenga B. Eruption disturbances of permanent molars: a review. *J Oral Pathol Med*. 1991;20: 159–66.
294. Raghoobar GM, Boering G, Vissink A. Clinical, radiographic and histological characteristics of secondary retention of permanent molars. *J Dent*. 1991; 19(3):164–70. 5.
295. Raigroski AJ., All-ceramic full-coverage restorations: concepts and guidelines for material selection. *Pract Proced Aesthet Dent* 2005. 17(4): p. 249-256
296. Rakosi T. Treatment of Class III malocclusion. In: Graber TM, Rakosi T, Petrovic AG, eds. *Dentofacial Orthopedics With Functional Appliance*. 2nd ed. St Louis, Mo: Mosby; 1997:462–480.
297. Randall G, Cohen DR (2011). Treating cracked teeth biomimetically can optimize clinical results. *Inside Dentistry*,7(10).

298. Reich, S., & Hornberger, H., The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns *The Journal of prosthetic dentistry*, 2002. 88(1): p. 44-49.
299. Reiss, B., Clinical results of Cerec inlays in a dental practice over a period of 18 years. *International journal of computerized dentistry*, 2006. 9(1): p. 11-22.
300. Reitan K. Tissue reaction as related to the age factor. *Dental record*. 1954; 74: 271-279
301. Rekow ED, H.M., Janal M, Thompson VP, Zhang G. , Factorial analysis of variables influencing stress in allceramic crowns. . *Dent Mater* 2006. 22: p. 125-132.
302. Rinaldi MR, Rizzatto SM, Menezes LM, Polido WD, Lima E. Transdisciplinary treatment of Class III malocclusion using conventional implant-supported anchorage: 10-year post treatment follow-up. *Dental Press J Orthod*. 2015;20(3):69-79
303. Rinke S, H.A., Jahn L., Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 1995. 8(33).
304. Rinke S, Pfitzenreuter T, Leha A, Roediger M, Ziebolz D., Clinical evaluation of chairside-fabricated partial crowns composed of zirconia-reinforced lithium silicate ceramics: 3-year results of a prospective practice-based study. *J Esthet Restor Dent*, 2020 32(2): p. 226-235.
305. Rinke S., Brandt A., Hausdoerfer T., Leha A., Ziebolz D. Clinical Evaluation of Chairside-Fabricated Partial Crowns Made of Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic: 2-Year-Results. *Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent*. 2020;28:36–42. [PubMed] [Google Scholar]
306. Rinke S., Pabel A. K., Rödiger M., & Ziebolz D., Chairside Fabrication of an All-Ceramic Partial Crown Using a Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic. *Case reports in dentistry*, 2016.

307. Rinke S., Pfitzenreuter T., Leha A., Roediger M., Ziebolz D. Clinical evaluation of chairside-fabricated partial crowns composed of zirconia-reinforced lithium silicate ceramics: 3-year results of a prospective practice-based study. *J. Esthet. Restor. Dent.* 2019;32:226–235.
308. Ritika B. (2015). In- vitro Wear of Four CAD- CAM Materials in the UAB Wear Simulating Device. The University of Alabama at Birmingham. 1597041, 8-10.
309. Rosenblum, M.A., Schulman, A., A review of all-ceramic restorations. *Journal of American Dental Association*, 1997. 128(3): p. 297-307.
310. Rosentritt M, Plein T, Kolbech C, Behr M, Handel G (2000). In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *Int. J of Prosthodont*, 13: 387-391.
311. Rosentritt M, Behr M, Handel G. Fixed partial dentures: all-ceramics, fibre-reinforced composites and experimental systems. *Journal of oral rehabilitation*. 2003;30 (9):873-7.
312. Ruggiero MM, Soares Gomes R, Pedroso Bergamo ET, et al., Resin-matrix ceramics for occlusal veneers: Effect of thickness on reliability and stress distribution. *Dent Mater.* 2021;37(3):e131-e139.
313. Ruiz JL., Anterior and posterior partial-coverage indirect restorations using supragingival dentistry techniques. *J Mass Dent Soc*, 2012. 61(2): p. 16-19.
314. Sadowsky SJ., An overview of treatment considerations for esthetic restorations. A review of the literature. *J Prosthet Dent*, 2006. 96: p. 433-442.
315. Sakaguchi RL, P.J., *Craig's Restorative Dental Materials*. 13th ed ed. 2011: Missouri: Mosby Company.
316. Sakar O, Beyli M, Combined prosthodontic and orthodontic treatment of a patient with a Class III skeletal malocclusion: A clinical report, *J Prosthet Dent* 2004;92:224-8

317. Sakar O, Beyli M, Marsan G. Combined prosthodontic and orthodontic treatment of a patient with a Class III skeletal malocclusion: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2004 Sep;92(3):224-8.
318. Sannino G., Germano F., Arcuri L., Bigelli E., Arcuri C., Barlattani A., CEREC CAD/CAM Chairside System. *Oral Implantol (Rome)*, 2014. 7(3): p. 57-70.
319. Sarıdağ S, Sevimay M, Pekkan G. Fracture resistance of teeth restored with all ceramic inlays and onlays: an in vitro study. *Oper Dent* 2013; 38 (6): 626-634.
320. Sasse M, K.A., Klosa K, Kern M., Influence of restoration thickness and dental bonding surface on the fracture resistance of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic. *Dent Mater*, 2015. 31(8): p. 907-15.
321. Schepke, U., Meijer, H. J., Vermeulen, K. M., Raghoobar, G. M., & Cune, M. S., Clinical Bonding of Resin Nano Ceramic Restorations to Zirconia Abutments: A Case Series within a Randomized Clinical Trial *Clinical implant dentistry and related research*, 2015. 18(5): p. 984-992.
322. Scherrer, S.S., & De Rijk, W. G. , The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *International Journal of Prosthodontics*, 1993. 6(5).
323. Schmitter, M., Mueller, D., & Rues, S., Chipping behaviour of allceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer *Journal of dentistry*, 2012. 40(2): p. 154-162.
324. Schmitz, J.H., & Beani, M., Effect of different cement types on monolithic lithium disilicate complete crowns with feather-edge preparation design in the posterior region. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2016. 115(6): p. 678-683.
325. Schweiger, M., Frank, M., Cramer von Clausbruch, S., Höland, W., & Rheinberger, V., Microstructure and properties of a composite system for dental applications composed of glass-ceramics in the SiO₂-Li₂O-ZrO₂-P₂O₅

- system and ZrO₂-ceramic (TZP). *Journal of materials science*, 1999. 34(18): p. 4563-4572.
326. Sehra B, Johnson J. The prosthetic Management of an Infra-Occluded First Permanent Molar: case report. *Dent Update*. 2016;43(5):482–4,486
 327. Seigel SC, O'Connell A. Oral rehabilitation of a child with primary failure of tooth eruption. *J Prosthodont* 1999; 8: 201-207
 328. Seydler B., R.S., Müller D., Schmitter M., In vitro fracture load of monolithic lithium disilicate ceramic molar crowns with different wall thicknesses. *Clin Oral Investig*, 2014. 18: p. 1165–1171.
 329. Shahrbafe S, v.R., Mirzakouchaki B, Ghassemieh E, Martin N., Effect of the crown design and interface lute parameters on the stress-state of a machined crown-tooth system: a finite element analysis. *Dent Mater*, 2013. 29: p. 123-131.
 330. Shahrbafe S., Van Noort, R., Mirzakouchaki, B., Ghassemieh, E., & Martin, N., Fracture strength of machined ceramic crowns as a function of tooth preparation design and the elastic modulus of the cement. *Dental Materials*, 2014. 30(2): p. 234-241.
 331. Shei O, Waerhaug J, Lovdal A, Arnulf A. Alveolar bone loss as related to oral hygiene and age. *J Periodontol* 1959; 26: 7-16.
 332. Shenoy A, Shenoy N., Dental Ceramics: An update. . *J Conserv Dent*, 2010. 13(4): p. 195-203.
 333. Sheridan JJ. The reader's corner. *J Clin Orthod* 2005; 39(4): 219- 223.
 334. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 3rd Ed., Chicago, Illinois: Quintessence Publishing Co Inc. 1997; 2:11-6; 24: p. 433-454.
 335. Siegel SC, O'Connell A. Oral rehabilitation of a child with primary failure of tooth eruption. *J Prosthodont*. 1999; 8:201–7.
 336. Silva e Souza MH, J., Carneiro KG, Lobato MF, Silva e Souza Pde A, de Goes MF., Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *J Appl Oral Sci*, 2010. 18(3): p. 207-14.

337. Silva, N.R.F.A., Bonfante, E. A., Martins, L. M., Valverde, G. B., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., & Coelho, P. G. , Reliability of reduced-thickness and thinly veneered lithium disilicate crowns. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects*, 2012. 91(3): p. 305-310.
338. Sirona 2011-bunun gibi yazmalısın Sirona (2014). Erişim:20Aralık 2014. <http://www.sirona.com/en/products/digitaldentistry/cerecchairside-solutions/?tab=241>
339. Sirona D. Celtra® Duo Developed to make a difference - Brochure for the dental laboratory. 2017.
340. Skouridou N, P.S., Rosentritt M, Tsitrou E, Fracture strength of minimally prepared all-ceramic CEREC crowns after simulating 5 years of service. *Dent Mater*, 2013. 29: p. 70-77.
341. Soares C.J., Pizi E. C. G., Fonseca R. B. ve Martins, L. R. M. J. B. O. R. , Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. *Braz Oral Res* 2005. 19(1): p. 11-16.
342. Soares CJ, Martins LR, Fonseca RB, Correr-Sobrinho L, Fernandes Neto AJ., Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. *J Prosthet Dent*, 2006. 95: p. 421-429.
343. Soares CJ, Soares PV, Pereira JC, Fonseca RB. Surface treatment protocols in the cementation process of ceramic and laboratory-processed composite restorations: a literature review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2005;17 (4):224- 35.
344. Stamatacos C, Simon JF.Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compend Contin Educ Dent*, 2013. 34(1): p. 42-44, 46.
345. Stappert CFJ , A.W., Gerds T, Strub JR, Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation *J Am Dent Assoc*, 2006. 137(4): p. 514-22.
346. Stawarczyk B, Ender A, Trottmann A, Özcan M, Fischer J, Hämmerle CHF. Load-bearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed

- dental prostheses: Effect of aging regimens. *Clin Oral Investig.* 2012;16(6):1669-1677.
347. Stoll R, S.M., Pieper K, Stachniss V, Schulte A. , Longevity of cast gold inlays and partial crowns. A retrospective study at a dental school clinic. *Clin Oral Investig.* , 1999. 3(2): p. 100-4.
 348. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations. Current systems and future possibilities. *JADA*, 2006. 137(9): p. 1289-96.
 349. Studer S., L.C., Brodbeck U., Scharer P., Six-Year Results of Leucite Reinforced Glass Ceramic Crowns. *Acta Medica Dental Helvetica*, 1998. 3(12).
 350. Şakar O, Beyli M. Combined prosthodontic and orthodontic treatment of a patient with a Class III skeletal malocclusion: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2004;92:224-8.
 351. Sundh, A., Sjögren, G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide- partially- stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil*, 2004.31, 682- 688
 352. Şakar O, Şeşen P, Kaffaf M.B., Oklüzal Venerler ve Oklüzal Dikey Boyut Rehabilitasyonu, *Türkiye Klinikleri*; 2019. p.34-41.
 353. Şakar O., Re-establishing Occlusal Vertical Dimension and Maximal Intercuspal Position in Partially Edentulous Patients In: Şakar O,ed. *Removable Partial Dentures: A Practitioners' Manual*. 1st ed. ed. Cham: Springer International Publishing Switzerland. 2016. 259–275.
 354. Taha D, Spintzyk S, Sabet A, Wahsh M, Salah T., Assessment of marginal adaptation and fracture resistance of endocrown restorations utilizing different machinable blocks subjected to thermomechanical aging. *J Esthet Restor Dent*, 2018. 30(4): p. 319-328.
 355. Takashi Miyazaki, Y.H., Jun Kunii, Soichi Kuriyama, Yukimichi Tamaki, A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*, 2009. 28(1): p. 44-56.

356. Tanoue N, K.Y., Atsuta M, Matsumura H., Properties of dual-curable luting composites polymerized with single and dual curing modes. *J Oral Rehabil*, 2003. 30(10): p. 1015-21.
357. Tekçe N, Pala K, Demirci M, Tuncer S (2016). Influence of different composite materials and cavity preparation designs on the fracture resistance of mesiooccluso- distal inlay restoration. *Dent Mater* 35(3): 523-531.
358. Thompson VP, Rekow DE. Dental ceramics and the molar crown testing ground. *Journal of applied oral science: Revista Fob*. 2004;12(Spe):26-36.
359. Ting-shu S, J.S., Intraoral Digital Impression Technique: A Review. *Journal of Prosthodontics* 2015. 24: p. 313-21
360. Tinschert J, Z.D., Marx R, Anusavice K., Structural reliability of alumina, feldspar, leucite, mica and zirconia based ceramics. *J Dent Res*, 2000. 28: p. 529-535.
361. Tinschert, J., Natt, G., Mautsch, W., Augthun, M. ve Spiekermann, H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina- and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont*. 2001; 14:231-238.
362. Tribst JPM, P.D., de Oliveira AM, et al, Influence of ceramic material, thickness of restoration and cement layer on stress distribution of occlusal veneers. . *Braz Oral Res*, 2018. 32.
363. Truninger TC, Stawarczyk B, Leuter CR, Sailer TR, Hannerlech, Sailer I. (2012) Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation. *Clin Oral Implants Res*, 23, 12–8.
364. Trushkowsky RD, Burgess JO. Complex single-tooth restorations. *Dental clinics of North America*. 2002;46 (2):341-65.
365. Tsitrou E, van Noort R., Minimal preparation designs for single posterior indirect prostheses with the use of the Cerec system. *International Journal of Computerized Dentistry*, 2008. 11(3-4): p. 227-40.

366. Vafiadis, D., & Goldstein, G., Single visit fabrication of a porcelain laminate veneer with CAD/CAM technology: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2011. 106(2): p. 71-73.
367. Vahidi F. Minimally Invasive Treatment of an Adult with Severe Pseudo Class III Malocclusion. *J Prosthodont* 2019;28(7):737-742.
368. Vailati F, Belser UC. Fullmouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: the three-step technique. Part 1. *Eur J Esthet Dent* 2008;3: 30–44.
369. Vailati F, Belser UC. Fullmouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: the three-step technique. Part 2. *Eur J Esthet Dent*; 3(2):128-46.
370. Valenzuela EBS, A.J., da Cunha PFJS, Bittencourt HR, Spohr AM., Fracture load of CAD/CAM ultrathin occlusal veneers luted to enamel or dentin. *J Esthet Restor Dent*, 2021. 33(3): p. 516-521.
371. van Dijken JW., All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. . *Compend Contin Educ Dent.* , 1999. 20(12): p. 1115–24.
372. Van Landuyt KL, N.T., Geebelen B, De Munck J, Snauwaert J, Yoshihara K, and G.L. Scheers H, Hoet P, Van Meerbeek B., How much do resin-based dental materials release? A meta-analytical approach. *Dent Mater*, 2011. 27(8): p. 723-47.
373. Van Landuyt KL, S.J., De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, and S.K. Coutinho E, Lambrechts P, Van Meerbeek B., Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*, 2007. 28(26): p. 3757-85.
374. Vanarsdall RL, Musich DR. Adult orthodontics: Diagnosis and treatment. In: Graber TM, Vanarsdall RL, Vig KWL (eds). *Orthodontics: Current principles and techniques*. 4th edition, St Louis: Mosby, 2005: 937-992
375. Varga S, Spalj S, Lapter Varga M, Anic Milosevic S, Mestrovic S, Slaj M., Maximum voluntary molar bite force in subjects with normal occlusion. *Eur J Orthod*, 2011. 33: p. 427–33.

376. Veneziani, M., Posterior indirect adhesive restorations: updated indications and the Morphology Driven Preparation Technique. *Int J Esthet Dent*, 2017. 12(2): p. 204-230.
377. Verslius A, Douglas WH and Sakaguchi RL. Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. *Dental Materials*. 1996;12, 290-294.
378. VIVADENT I. (2009) IPS e. max lithium disilicate: The future of all ceramic dentistry material science, Practical Applications, keys to success. Amherst, NY: Ivoclar Vivadent, 1-15.
379. Vichi A., Sedda M., Del Siena, F., Louca, C., & Ferrari, M. , Flexural resistance of Cerec CAD/CAM system ceramic blocks. Part 1: Chairside materials. *Am J Dent*, 2013. 26(5): p. 255-9.
380. Vita Zahnfabrik. (2017). Vita YZ HT Product Brochure
381. Vollbrecht, J., Sirona CEREC Blocs and inCoris. *International journal of computerized dentistry*, 2007. 10(1): p. 127-134.
382. Von Fraunhofer JA, Adachi EI, Barnes DM and Romberg E. The effect of tooth preparation on microleakage behavior. *Oper Dent*. 2000; 25, 526-533.
383. von Maltzahn NF, E.M.O., Breitenbuecher N, Kohorst P, Stiesch M, Eisenburger M., Fracture Strength of Ceramic Posterior Occlusal Veneers for Functional Rehabilitation of an Abrasive Dentition. *Int J Prosthodont*, 2018. 31(5): p. 451-452.
384. Waltimo A, Könönen M., Maximal bite force and it's association with signs and symptoms of craniomandibular disorders in young Finnish non-patients *Acta Odontol Scand*, 1995. 53: p. 254–8.
385. Wang H, Aboushelib MN. Feilzer AJ. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dent Mater* 2008; 24(5): 633- 638
386. Wassell RW, McCabe JE, Walls AWG. A Two-body Frictional Wear Test. *J Dent Res*. 1994;73(9):1546-1553.
387. Wendt J. SL, McInnes PM, Dickinson GL. The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent Mater*. 1992;8(3):181-184.

388. Werling G. Yenil bir CAD/CAM malzemesinin uygulanabilirlik testi, Dental Tribune Türkiye baskısı, 1999: 6-8.
389. Wiedhahn, K., The impression-free Cerec multilayer bridge with the CAD-on method. International journal of computerized dentistry, 2010. 14(1): p. 33-45.
390. Wohlwend A., Strub J. R., & Schärer P., Metal ceramic and allporcelain restorations: current considerations. International Journal of Prosthodontics, 1989. 2(2).
391. Wolfart, S., Thormann, H., Freitag, S., & Kern, M., Assessment of dental appearance following changes in incisor proportions. European journal of oral sciences, 2005. 113(2): p. 159-165.
392. www.gcamerica.com
393. Yatani H, Watanabe EK, Kaneshima T, Yamashita A, Suzuki K. Etched-porcelain resin-bonded onlay technique for posterior teeth. J Esthet Dent 1998; 10: 325-32
394. Yazigi C, K.M., Chaar MS., Influence of various bonding techniques on the fracture strength of thin CAD/CAM-fabricated occlusal glass-ceramic veneers. J Mech Behav Biomed Mater, 2017 75: p. 504-511.
395. Yazigi C, S.H., Chaar MS, Ruger C, Haak R, Kern M. , Effects of artificial aging and progression of cracks on thin occlusal veneers using SD-OCT. J Mech Behav Biomed Mater, 2018. 88: p. 231-7.
396. Yeo, I.S., J.H. Yang, and J.B. Lee, In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent, 2003. 90(5): p. 459-64
397. Yilmaz D, Gemalmaz D. Clinical evaluation of class II Targis inlays: preliminary results after 1 year. Journal of oral rehabilitation. 2003;30 (8):855-60.
398. Yu Zhang, J.-W.K., Sanjit Bhowmick, Van P Thompson, E Dianne Rekow, Competition of fracture mechanisms in monolithic dental ceramics: flat model systems. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2009. 88(2): p. 402-11.

399. Yuzbasioglu E., Kurt H., Turunc R., & Bilir H., Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. BMC oral health, 2014. 14(1): p. 10.
400. Zahnfabrik, V., Vita Suprinity Product Brochure. 2013.
401. Zahran M, E.-M.O., Tam L, Watson PA, Finer Y Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. J Prosthodont, 2008. 17: p. 370-7.
402. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. AÜ Basımevi, Ankara. 1993:515.
403. Zan T, Çeşitli yüzey şartlandırma işlemlerinin konvansiyonel dental porselenlerin eğilme dayanıklılığı üzerine etkisi, G.Ü. Doktora Tezi, Ankara, 1999.
404. Zarone, F., Russo, S., Sorrentino, R., From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. Dental Materials, 2011. 27(1): p. 83- 96.
405. Zhang H, L.P., Du W, Jiang T, Comparison of Fracture Load and Surface Wear of Microhybrid Composite and Ceramic Occlusal Veneers. Journal of Prosthodontics, 2020. 29(5): p. 387-393.
406. Zhang Y., Lee J. J. W., Srikanth R., & Lawn B. R., Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. Dental materials, 2013. 29(12): p. 1201-1208.
407. Zimmermann M, E.G., Zaruba M, Mehl A., Influence of material thickness on fractural strength of CAD/CAM fabricated ceramic crowns. Dent Mater J, 2017. 36(6): p. 778-783.
408. Zimmermann M, Mehl A, Reich S. New CAD/CAM materials and blocks for chairside procedures. Int J Comput Dent 2013;16: 173-181.
409. Zimmermann M., Mehl A., & Reich S., New CAD/CAM materials and blocks for chairside procedures. International journal of computerized dentistry, 2012. 16(2): p. 173-181

410. Zorica Ajdukovi Aspects of Orthodontic-Prosthetic Rehabilitation of Dentofacial Anomalies ´ c, Journal of Prosthodontics 00 (2013) 1–10 C



FORMLAR

ETİK KURUL KARARI

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

CAD/CAM OKLÜZAL VENER RESTORASYONLARIN KIRILMA DAYANIMLARININ FARKLI MATERYAL KALINLIKLARINA VE PREPARASYON DİZAYNLARINA GÖRE KARŞILAŞTIRILMASI

%8	%8	%2	%
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ
BİRİNCİL KAYNAKLAR			
1	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	%2	
2	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	%1	
3	nek.istanbul.edu.tr:4444 İnternet Kaynağı	%1	
4	docs.neu.edu.tr İnternet Kaynağı	%1	
5	acikerisim.dicle.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1	
6	docplayer.biz.tr İnternet Kaynağı	<%1	
7	acikerisimarsiv.selcuk.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<%1	
8	openaccess.bezmialem.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1	

ÖZGEÇMİŞ

