



T. C.
GAZİANTEP ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**ER:YAG LAZERİN FARKLI SERAMİKLERDEN
TRANSMİSYONU**

Fadime Zehra DOLGUN
DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMANLAR

Yrd. Doç. Dr. Fatih SARI

Prof. Dr. Asude Dilek NALBANT

GAZİANTEP

2016

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

ER:YAG LAZERİN FARKLI SERAMİKLERDEN TRANSMİSYONU

Fadime Zehra DOLGUN

Tez Savunma Tarihi: 04.03.2016

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Onayı

Prof. Dr. Mehmet TARAKÇIOĞLU
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

Bu tez çalışmasının bir “Doktora” derecesi için uygun ve yeterli bir çalışma olduğunu onaylıyorum.

Doç. Dr. Aslı SEÇİLMİŞ
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı

Bu tez tarafımda okunmuş, kapsamı ve niteliği açısından bir “Doktora” tezi olarak kabul edilmiştir.

Yrd. Doç. Dr. Fatih SARI
Tez Danışmanı

Prof. Dr. Asude Dilek NALBANT
Ortak Tez Danışmanı

Bu tez tarafımda okunmuş, kapsamı ve niteliği açısından bir “Doktora” tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Jürisi

İmzası

Prof. Dr. Asude Dilek NALBANT

.....

Prof. Dr. Atiye Nilgün ÖZTÜRK

.....

Doç. Dr. Hakan AKIN

.....

Doç. Dr. Cihan YILDIRIM

.....

Yrd. Doç. Fatih SARI

.....

BEYAN

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

12\02\2016

Fadime Zehra DOLGUN

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim ve tezimin hazırlanması boyunca desteğini ve ilgisini hiçbir zaman esirgemeyen, bilgi ve deneyimleriyle akademik hayatıma ışık tutan, özverili kişiliğiyle yol gösteren tez danışmanım Sayın Yrd. Doç. Dr. Fatih SARI'ya,

Doktora eğitimime ve tezimin hazırlanmasına katkıda bulunan, desteğini ve ilgisini hiçbir zaman esirgemeyen ortak tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Asude Dilek NALBANT'a,

Doktora eğitimim boyunca bilgilerinden, fikirlerinden ve deneyimlerinden yararlandığım Sayın Doç. Dr. Aslı ŞEÇİLMİŞ'e,

Bölümümüzün kurucusu olan, gerek akademik tecrübesi, gerekse örnek kişiliğiyle yol gösteren Sayın Prof. Dr. Aslıhan Üşümez'e,

Doktora eğitimim boyunca bilgilerinden, fikirlerinden ve deneyimlerinden yararlandığım Sayın Yrd. Doç. Dr. A. Semih ÖZSEVİK'e,

Tezimin istatistiksel analizleri konusunda yardımlarından dolayı Doç. Dr. Seval KUL'a,

Tüm eğitimim süresince beraber çalıştığım asistan arkadaşlarım, öğretim üyelerim ve bölümümüzün tüm çalışanlarına,

Doktora süresi boyunca her anımı paylaştığım, klinik tecrübelerinden yararlandığım değerli arkadaşlarım Yrd. Doç. Dr. Mine Şimşek, Yrd. Doç. Dr. İrfan ŞİMŞEK, Yrd. Doç. Dr. Işıl KEÇİK BÜYÜKHATİPOĞLU ve Dr. Nizamettin PALTA' ya teşekkür ederim.

Bu günlere gelmemde büyük pay sahibi olan, maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen annem, babam ve kardeşlerime en içten dileklerle teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	i
İÇİNDEKİLER	ii
TABLO LİSTESİ	vi
ŞEKİL LİSTESİ.....	vii
RESİM LİSTESİ	viii
ÖZET	1
ABSTRACT	2
1. GİRİŞ VE AMAÇ	3
2. GENEL BİLGİLER.....	5
2.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi ve Gelişimi	5
2.2. Dental Seramiklerin Yapısı	6
2.2.1. Feldspar.....	6
2.2.2. Kuartz (Silika - SiO ₂).....	6
2.2.3. Kaolin (Alüminyum hidrat silikat -Al ₂ O ₃ SiO ₂ H ₂ O)	7
2.2.4. Akışkanlar ve cam modifiye ediciler	7
2.2.5. Ara oksitler.....	7
2.2.6. Renk pigmentleri.....	7
2.2.7. Opaklaştırıcı ajanlar	8
2.2.8. Parlaklık (Lüminesans) özelliği veren ajanlar	8
2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması.....	9
2.4. Tam Seramik Restorasyonlar	10
2.5. Tam Seramiklerin Sınıflandırılması	10
2.5.1. Cam seramikler	12
2.5.2. Alümina seramikler.....	14
2.5.3. Zirkonya seramikler	16
2.6. CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Dizayn/Bilgisayar Destekli Üretim) Sistemleri	17
2.6.1. ProCera.....	18

2.6.2. Celay	19
2.6.3. Cercon	19
2.6.4. Cicero	19
2.6.5. Cerec sistemi	19
2.7. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller	21
2.8. Lazer	23
2.8.1. Lazerin etkisi	23
2.8.2. Lazerlerin sınıflandırılması	25
2.9. Adezyon (Bağlanma)	30
2.9.1. Mineye adezyon	31
2.9.2. Dentine adezyon	31
2.9.3. Seramik materyale adezyon	32
2.10. Tam Seramiklerde Simantasyon	32
2.11. Tam Seramiklerde Desimantasyon (Debonding)	34
3. GEREÇ VE YÖNTEM	37
3.1. Çalışma Gruplarının Tanımlanması	38
3.1.1. LGS (lösitle güçlendirilmiş cam seramik) örneklerinin hazırlanması	38
3.1.2. LDS (lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik) örneklerinin hazırlanması	40
3.1.3. ZKS (yttria-stabilize zirkonyum-oksit kor seramik) örneklerinin hazırlanması	42
3.1.4. MZS (monolitik zirkonyum-oksit seramik) örneklerinin hazırlanması	44
3.1.5. RNS (rezin nano seramik) örneklerinin hazırlanması	45
3.1.6. ZLS (zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik) örneklerinin hazırlanması	45
3.2. Transmisyon Testinin Yapılması	46
3.3. İstatistiksel Analiz	49
4. BULGULAR	50
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	59
5.1. Transmisyon Ölçümlerinin Değerlendirilmesi	65
6. KAYNAKLAR	68
7. ÖZGEÇMİŞ	80

SİMGE ve KISALTMALAR

Er:YAG	Erbium:Yttrium Aluminium Garnet
Nd:YAG	Neodymium: Yttrium-Aluminum Garnet
CO₂	Karbondioksit
CAD	Bilgisayar Destekli Dizayn (Computer Aided Design)
CAM	Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Manufacturing)
LT	Düşük Translüsensi (Low Translucency)
HT	Yüksek Translüsensi (High Translucency)
TZI	Translüsent Zirkonya
Zr	Zirkonyum
LGS	Lösitle Güçlendirilmiş Seramik
LDS	Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Seramik
ZLS	Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramik
RNS	Rezin Nano Seramik
ZKS	Zirkonya Kor Seramik
MZS	Monolitik Zirkonya Seramik
°C	Santigrat derece
MPa	Megapaskal
sn	Saniye

nm	Nanometre
µm	Mikrometre
mm	Milimetre
cm	Santimetre
msn	Milisaniye
mj	mikro joule
mw	miliWatt
W	Watt
Hz	Hertz
UV	Ultraviyole

TABLO LİSTESİ

Tablo 2.1. Metal ve metal oksitlerinin oluşturduğu renkler.....	8
Tablo 2.2. Tam seramiklerin içeriklerine göre sınıflandırılması.....	11
Tablo 2.3. Cad/Cam sistemleri ile (CEREC) kullanılabilen bloklar.....	22
Tablo 3.1. Grupların dağılımı ve kullanılan materyaller.....	37
Tablo 3.2. Lazer parametreleri.....	48
Tablo 4.1. Seramik gruplarının kalınlıklarına göre transmisyon değerlerinin ortamaları... (mW).....	51
Tablo 4.2. Seramik gruplarının kalınlıklarına göre transmisyon oranlarının ortamaları..... (%)	52
Tablo 4.3. Transmisyon oranları (%) için iki yönlü varyans analizi (ANOVA) sonuçları.	53
Tablo 4.4. LSD testi sonuçları.....	54
Tablo 4.5. Transmisyon oranlarının farklı kalınlık ve farklı seramik gruplarındaki etkisinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi (ANOVA ve LSD)	55

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1. Lazerlerin dalga boylarına göre sınıflandırılması (78).....	26
Şekil 4.1. Transmisyon oranlarının seramik grupları ve kalınlıklarına göre..... karşılaştırılması	56
Şekil 4.2. Transmisyon oranlarının seramik gruplarının kalınlıklarına göre..... karşılaştırılması	57
Şekil 4.3. Transmisyon oranlarının seramik gruplarına göre karşılaştırılması.....	58

RESİM LİSTESİ

Resim 2.1. CAD/CAM sistemi	20
Resim 2.2. CAD/CAM materyalleri	21
Resim 2.3. Adezyon.....	30
Resim 2.4. Er:YAG lazer enerjisiyle meydana gelen ablasyon kraterleri (102).....	36
Resim 3.1. Örnek hazırlanmasında kullanılan CAD/CAM blokları	38
Resim 3.2. Hassas kesme makinası	39
Resim 3.3. Kalınlık ölçme komparatörü	39
Resim 3.4. Zımparalama & Parlatma cihazı	40
Resim 3.5. Lössitle güçlendirilmiş cam seramik örnekleri	40
Resim 3.6. Seramik fırını	41
Resim 3.7. Lityum disilikat cam seramik örnekler	41
Resim 3.8. Zirkonyum-oksit kor seramik örneklerin sinterizasyon işlemi öncesi ve sonrası	42
Resim 3.9. Sinterizasyon cihazı	43
Resim 3.10. Zirkonyum-oksit kor seramik örnekleri.....	43
Resim 3.11. Monolitik zirkonyum-oksit seramik örneklerin sinterizasyon işlemi öncesi ve sonrası	44
Resim 3.12. Monolitik zirkonyum-oksit seramik örnekleri.....	44
Resim 3.13. Rezin nano seramik örnekleri	45
Resim 3.14. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik örnekleri	46
Resim 3.15. Power metre cihazı ile seramiklerin transmisyon değerlerinin ölçülmesi..	47
Resim 3.16. Er:YAG lazer cihazı	48
Resim 3.17. Rezin nano seramik örneklerdeki ablasyon alanları	49

ÖZET

ER:YAG LAZERİN FARKLI SERAMİKLERDEN TRANSMİSYONU

Fadime Zehra DOLGUN

Doktora Tezi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanları : Yrd. Doç. Dr. Fatih SARI, Prof. Dr. Asude Dilek NALBANT

Şubat 2016, 80 sayfa

Tam seramik restorasyonlar özellikle ön grup dişlerin restore edilmesinde, metal destekli seramiklere göre üstün optik özellikleri ve biyouyumluluklarından dolayı tercih edilmektedirler. Tam seramik restorasyonların simantasyon işlemi adeziv rezin simanlar ile yapılmaktadır. Ancak restorasyonların simantasyonu yapıldıktan sonra, herhangi bir sebeple sökülmesi gerektiğinde, bu işlem materyal özelliklerinden ve rezin simanın bağlantısından dolayı oldukça zordur. Bu çalışma tam seramik restorasyonların Er:YAG lazer kullanılarak çıkarılması işleminde farklı kalınlıktaki farklı seramik materyallerinin etkisini değerlendirmek için planlanmıştır. Bu çalışmada 6 farklı içerikteki CAD/CAM seramiğinden, 2 farklı kalınlıkta (0,5 mm ve 1 mm) ve 1x1 cm boyutlarında örnekler hazırlanmıştır. Power metre kullanılarak seramik örneklerden Er:YAG lazerin (2,940 nm, 10 Hz, 100 msn ve 133 mJ/pulse) transmisyon oranları ölçülmüştür. Elde edilen veriler iki yönlü varyans (ANOVA) ve LSD testleri kullanılarak analiz edilmiştir. En yüksek transmisyon oranı 0.5 mm kalınlıktaki lityum disilikat ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler (%70) için bulunurken en düşük oran 1 mm kalınlıktaki zirkonyum oksit kor seramik (%32) için bulunmuştur. Farklı kalınlık ve farklı seramikler için bulunan değerler anlamlıdır ($p<0.05$). Adeziv simante edilmiş tam seramik restorasyonların lazerle debonding işlemi sırasında lazer parametrelerini ayarlamak için seramik tipi ve kalınlığı dikkate alınmalıdır.

Anahtar Kelimeler: : Er:YAG lazer, Transmisyon, Power metre, Ablasyon, Debonding

ABSTRACT

TRANSMISSION OF ER:YAG LASER THROUGH DIFFERENT CERAMICS

Fadime Zehra DOLGUN

Ph. D Thesis, Department of Prosthodontics

Supervisors :Assistan Prof. Fatih SARI, Prof. Dr. Asude Dilek NALBANT

February 2016, 80 Pages

All-ceramic restorations provide excellent esthetic results and especially for anterior zone when compared metal supported restorations. Cementation of all-ceramic restoration process is done with adhesive resin cements. However after cementation of the restoration, debonding of the restoration is very difficult when any problem occurred, because of the bond strength and material properties of resin cements. This study was aimed to evaluate the effect of different ceramic materials in different thicknesses during removal of the ceramic restorations using Er:YAG laser. Specimens were prepared from six different CAD/CAM ceramics, 2 different thicknesses (0.5 and 1 mm) and 1x1 cm sizes. Transmission rates of Er:YAG laser (2940 nm, 10 Hz, 100 ms and 133 mJ/pulse) through all ceramic materials measured by powermeter. Data were analysed by using two way variance analysis (ANOVA) and LSD tests. The highest transmission ratio was determined in lithium disilicate reinforced glass ceramic and zirconia reinforced lithium silicate ceramic with 0.5 mm thickness (70%) and the lowest one was determined in zirconium oxide core ceramic with 1 mm thickness (32%). The differences among the ceramics and the differences between the different thicknesses were found to be significant ($p<0.05$). Ceramic type and thickness should be taken into consideration to adjust the laser irradiation parameters during laser debonding of adhesively luted all ceramic restorations.

Keywords: Er:YAG laser, Transmission, Power meter, Ablasion, Debonding

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Günümüzde hastaların ve hekimlerin, dental tedavilerdeki estetik ve fonksiyonel beklentilerinin artmasıyla beraber, dental teknoloji de günden güne gelişmektedir. Bu gelişmelerden dolayı protetik tedavi seçeneklerinde daha estetik malzeme arayışına girilmiştir. Bu amaçla geliştirilen tam seramikler, diş hekimliğinde gün geçtikçe daha yaygın olarak kullanılmaktadır.

Tam seramik restorasyonlar özellikle ön grup dişlerin restore edilmesinde metal destekli seramiklere göre, üstün optik özellikleri ve biyouyumluluklarından dolayı tercih edilmektedirler. Tam seramik restorasyonların üretim işlemleri tamamlandıktan sonra önemli aşamalardan biri olan simantasyon işlemi gelmektedir. Tam seramik restorasyonlar adeziv rezin simanlar ile simante edilmektedir. Adeziv rezin simanlar yüksek diş-seramik bağlantı değerlerine sahiptir. Tam seramik restorasyonların ışık geçirgenliği fazla olduğu için, estetik özelliklerinden dolayı da adeziv rezin simanlar tercih edilmektedir.

Tam seramik restorasyonlar ve adeziv rezin simanların bu avantajlarına karşın, tam seramik restorasyonlar herhangi bir sebeple sökülmesi gerektiğinde (kron pozisyonunda hatalar, beklenmedik pulpal enflamasyonlar, periodontal problemler, mikrosızıntı, restorasyondaki çatlak veya kırıklar) bu işlem materyal özelliklerinden ve rezin simanın bağlantısından dolayı oldukça zordur. Tam seramik restorasyonların döner aletler ve kron sökücüler gibi konvansiyonel yollarla uzaklaştırılması ağırlı ve zaman alıcı bir yöntem olabilmekte, adeziv rezin siman ve diş renginin ayırt edilememesi destek dişlerin zarar görmesine yol açabilmektedir.

Adeziv rezin simanlarla yapıştırılan seramik braketlerin çeşitli lazerler kullanılarak sökülmesi yöntemi literatürde bulunmaktadır. Lazerlerin tam seramik restorasyonların uzaklaştırılmasında da kullanılabileceği yönünde son yıllarda yapılan birkaç çalışma bulunmaktadır.

Yapılan çalışmalarda lazer enerjisinin seramik materyallerinden transmisyonu sonucu rezin siman yapısında bozulmaya neden olduğu ve bu sayede bağlantıyı azalttığı gözlenmiştir. Tam seramiklerle yapılan az sayıda debonding çalışmasında en uygun lazerin Er:YAG lazer olduğu belirtilmiştir.

Bu alışma tam seramik restorasyonların Er:YAG lazer kullanılarak uzaklaştırılması işleminde, farklı kalınlık ve türdeki seramik materyallerinin transmisyon oranları üzerine etkisini incelemek için planlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi ve Gelişimi

Seramik, Yunanca “topraktan yapılma” manasına gelen “keramikos” sözcüğünden gelmektedir. Silika yapısında olan seramikler, yapıları değiştirilerek birçok farklı amaçla kullanılan, ilk inorganik cam fazlı kristalin yapısındaki materyallerdir. M.Ö.50’li yıllarda Çinliler tarafından kullanılmış, XVI. yy.’da Portekizli denizciler yoluyla Avrupa’ya gelmiştir. Seramiğin diş hekimliğinde kullanılabileceğini ilk kez 1723 yılında Pierre Fauchard bildirmiş ve protetik tedavide ilk olarak 1774 yılında Fransız eczacı Duchateau kullanmıştır. Duchateau, sert porselenden total protez dişlerinin yapımını denemiştir (1,2). 1788 yılında Nicholas Dubois de Chemant, Duchateau’nun yöntemini geliştirmiş ve ilk protez dişler için patent almıştır. Tek diş seramik kronlar ilk defa 1808 yılında İtalyan asıllı diş hekimi Fonzi tarafından üretilmiş, fakat opasite ve kırılmalık nedeni ile başarısız olmuştur. Porselenin translüensliğinin ve renginin gelişmesi, 1838 yılında Elias Wildman’ın vakumlu fırınlamayı ilk kez kullanması sayesinde gerçekleşmiştir. Diş hekimliğinde porselenin kullanımının yaygınlaşması 1889’da Dr. Charles H. Land tarafından, ilk porselen tam kronun yapımıyla olmuştur (3). Ancak malzemenin kırılmalığa olan yatkınlığı sebebiyle kullanım alanı ön tek diş restorasyonları ile sınırlı kalmıştır (3–5).

Porselen, baskı kuvvetlerine ve kimyasal maddelere karşı dayanıklıdır. Ancak gerilme ve makaslama kuvvetlerine karşı zayıftır (6,7). 20. yy. başında dayanıklılığı arttırmak için, metal destekli porselen kronlar geliştirilmiştir. 1907’de William H. Taggart diş hekimliğinde ilk olarak mumu kullanarak yeni bir döküm yöntemi geliştirmiştir (6). 1950’lere gelindiğinde porselenin yapısına lösit eklenmesi, genleşme katsayısı yüksek olan porselenin altın alaşımları ile daha güçlü bağlantı oluşturmasını sağlamıştır (8). 1958 yılında ise Vines ve arkadaşları tarafından vakum ile pişirilen ince seramik tozu ve vakumlu fırınlama geliştirilmiştir. 1960 yıllarının başında Weinstein, altın alaşımlarla porselenin yapısını değiştirerek vakum altında pişirmiştir. Porselene %11-15 oranında K₂O (potasyum oksit) ekleyerek ve ısıyı 700 C°’den 1200 C°’ye çıkartarak yüksek genleşme katsayısına sahip porselenin metale bağlantı kuvvetini arttırmıştır (9).

1965 yılında Mc Lean ve Hughes günümüzde kullanılan tam porselen sistemlerinin temelini oluşturan, alt yapısı %40-50 oranında alümina ile güçlendirilmiş jaket kron yapımını geliştirmişlerdir. Porselen içerisindeki alümina kristallerinin artması fazla opak bir görünüme neden olmuş ve üst yapı materyali olarak feldspatik porselenin kullanılması ihtiyacını doğurmuştur. 1976 yılında McLean ve Sced, platin folyoyu kron iç yüzeyinde bırakarak çift folyo tekniğini uygulamış ve alümina kronların güçlendirilmesini sağlamışlardır (5,10). 1980'li yıllardan itibaren dental seramiklerde, estetik ve dayanıklılığı arttırılan tam seramik sistemleri üzerine çalışmalar yapılmış ve pek çok sayıda tam seramik sistemi geliştirilmiştir (11).

2.2. Dental Seramiklerin Yapısı

2.2.1. Feldspar

Potasyum alüminyum silikat ($K_2OAl_2O_3 \cdot 6SiO_2$) ve sodyum alümina silikat ($Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) karışımından oluşur. Porselen yapısında %70-85 civarında bulunmaktadır (6). Porselene doğal bir translüsentlik verir. Feldspar eritici ve birleştirici görevi görür. Fırınlama esnasında eriyerek kuartz ve kaoline matriks oluşturur. Feldspar 1100-1300 °C' de erir ve doğal haldeyken saf değildir. Feldspar yapısında ayrıca değişik oranlarda soda (Na_2O) ve potas (K_2O) bulunmaktadır. Feldsparın soda formu erime sıcaklığını düşürürken, potas formu erimiş materyalin (camın) viskozitesini arttırarak fırınlama sırasında oluşan toplanma ve piroplastik akmayı azaltır. Bu özellik kenarların yuvarlaklaşmasını, diş formunun ve yüzey özelliklerinin kaybolmasını önler (12,13).

2.2.2. Kuartz (Silika - SiO_2)

Ergime ısısı 1700 °C olan kuartz seramiğin erime ısını yülseterek sertliğini ve stabilitesini sağlar. Seramik içerisinde doldurucu görevi yapar. Fırınlama sonrası oluşabilecek kontraksiyonu engeller. Termal genişleme katsayısının ayarlanmasında rol alır. Porselen içerisindeki oranı %10 - %30' dur (7,13).

2.2.3. Kaolin (Alüminyum hidrat silikat - $\text{Al}_2\text{O}_3\text{SiO}_2\text{H}_2\text{O}$)

Alüminyum hidrat silikatın dehidrate olmuş kil hali şeklinde bulunmaktadır. Porselen içerisinde %1-10 oranında bulunur. 1800°C 'de eriyen kaolin opak yapıdadır ve ısıya oldukça dayanıklıdır. Yapışkan bir yapıya sahip olduğundan birleştirici olarak görev yapar ve mat bir görüntü kazandırır. Böylece porselenin modelajına yardımcı olur (3).

2.2.4. Akışkanlar ve cam modifiye ediciler

Potasyum, sodyum ve kalsiyum oksitler cam modifiye ediciler ve SiO_4 ağının bütünlüğünü bozan akışkanlar olarak rol oynamaktadır. Amaç, camın yumuşama ısını düşürmektir. Bunu cam yapıcı elementlerle oksijen arasındaki bağı zayıflatarak yaparlar. Cam içindeki oksijen silikat oranı önemlidir ve camın viskozitesini ve ısısal genleşmesini etkilemektedir. Magnezyum, kalsiyum ve baryum oksit ise modifiye edici oksitler olarak görev yaparlar. Cam oluşum ağının oluşturulması için, bu alkali metal oksitlerinin kullanımında dikkatli olunmalıdır (14,15).

2.2.5. Ara oksitler

Cam modifiye edicilerin ilavesiyle seramiklerin erime derecesi düşer ve viskoziteleri azalır. Bundan dolayı fırınlama sırasında ortaya çıkan akmaya (piroplastik akma) karşı dirençli olabilmesi için seramiklere ara oksitler katılır. Camın sertliği ve viskozitesi alüminyum oksit (Al_2O_3) gibi bir ara oksit ile arttırılabilir (1,16,17).

2.2.6. Renk pigmentleri

Porselenlerde renklendirici olarak metal ve metal oksitler kullanılır. Bunlara “renk fritleri” de denir ve metal oksitlerin öğütülmesi ile elde edilirler. Porselene maksimum %7 oranında eklenir. Bunlar titanyum, uranyum, demir, krom, kobalt, nikel, çinko ve kalay gibi metal oksitlerdir (14,18). Metal ve metal oksitlerinin oluşturduğu renkler Tablo 2.1'de gösterilmiştir.

Tablo 2.1. Metal ve metal oksitlerinin oluşturduğu renkler

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

2.2.7. Opaklaştırıcı ajanlar

Doğal diş ile benzer görüntüyü yakalayabilmek için porselene eklenen renk pigmentleri şeffaflığından dolayı tek başına yeterli olmamaktadır. Özellikle dentin renkleri için yüksek opasite gereklidir. Opaklaştırıcı ajanlar genellikle çok ince partikül boyutlarındaki metal oksitlerden oluşmaktadır. Bunun için genellikle seryum oksit, titanyum oksit ve zirkonyum oksit kullanılır (15).

2.2.8. Parlaklık (lüminesans) özelliği veren ajanlar

Lüminesans; parlama, ışıldama anlamındadır. Flouresans ve fosforesans adı verilen iki optik etkinin birleşimi ile oluşur. Fosforesans, üzerine gelen primer ışık ortadan kalktıktan sonra, önceden absorbe ettiği ışıklardan daha uzun dalga boylu ışık yaymaya devam eden cisimlerin özelliğidir.

Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerde bu özellik görülmez. Flouresans ise belli bir dalga boyundaki ışınların cisim tarafından absorbe edilerek daha uzun dalga boylu olarak geri yayılmasına denir ve bu tür cisimlere “flouresan” denir (11,19).

Doğal dişler gün ışığında bir miktar flouresans özelliği gösterirler. Seramik üretiminde flouresans özelliği konusunda gelişmeler artmıştır. Bazı yeni seramikler ultraviyole ışıktaki mavimsi beyaz bir flouresans özelliğe sahiptir. Bu özellik uranyum ve seryum gibi radyoaktif maddelerin ilavesiyle sağlanmaktaydı ancak günümüzde bunların zararlı etkileri nedeniyle europinyum, samaryum, uterbiyum gibi nadir Dünya elementleri kullanılmaya başlanmıştır (6).

2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramikler, aşağıdaki gibi sınıflandırılabilirler:

İçeriklerine Göre (20,21)

1. Feldspatik seramik
2. Isı ile preslenen cam seramik
3. Seramik alt yapı ile güçlendirilen seramik
 - Lityum disilikat
 - Alümina
 - Zirkonyum

Fırınlama Isılarına Göre (20,22)

1. Yüksek ısı seramikleri (1300°C-1370°C)
2. Orta ısı seramikleri (1100°C-1260°C)
3. Düşük ısı seramikleri (850°C-1100°C)
4. Ultra-düşük ısı seramikleri (650°C-850°C)

Şekillendirme Türlerine Göre (23)

1. Fırınlanabilen seramikler
2. Dökülebilen seramikler
3. CAD/CAM sistemleri ile üretilebilen seramikler

Kullanım Alanlarına Göre (22,24,25)

1. Metal destekli restorasyonlarda kullanılan dental seramikler
2. Tam seramik restorasyonlarda kullanılan dental seramikler
3. Hareketli protezlerde kullanılan dental seramikler

Yapım Tekniklerine Göre (24)

1. Geleneksel metal destekli seramik restorasyonlar
2. Tam seramik restorasyonlar

2.4. Tam Seramik Restorasyonlar

Tam seramik restorasyonlar estetik diş hekimliğinde önemli bir yere sahiptir. Metal destekli seramik sistemlerin özellikle biyouyumluluk ve optik özelliklerinin yetersizliği konusundaki endişeler tam seramik restorasyonların gelişmesine neden olmuştur (26,27). Tam seramiklerin üstün estetik özellikleri, marjinal uyumlarının iyi olması, elektrik ve ısı iletkenliklerinin daha az olmasına bağlı termal hassasiyetlerinin az olması (28) gibi özelliklerinden dolayı popülaritesi artmıştır (26,29).

2.5. Tam Seramiklerin Sınıflandırılması

Yapım teknikleri birbirlerinden farklılık gösteren tam seramik sistemler, içeriklerine göre; cam seramikler, alümina seramikler ve zirkonya seramikler olmak üzere 3 ayrı grupta incelenebilir (Tablo 2.2) (30).

Tablo 2.2. Tam seramiklerin içeriklerine göre sınıflandırılması

Tam Seramikler	Alt Yapı Materyalleri	Ürün İsmi	Üretici İsmi	Üretim Teknikleri
Cam Seramik	Lityum Disilikat	IPS Empress 2	Ivoclar Vivadent	Isı ile presleme
	(SiO ₂ -Li ₂ O)	IPS e.max Press	Ivoclar Vivadent	Isı ile presleme
	Lösit	IPS Empress	Ivoclar Vivadent	Isı ile presleme
	(SiO ₂ -Al ₂ O ₃ -K ₂ O)	Optimal Pressable Ceramic	Jeneric Pentron	Isı ile presleme
		IPS ProCAD	Ivoclar Vivadent	Freze tekniği
	Feldspatik	Vitablocks Mark II	VITA Zahnfabrik	Freze tekniği
	(SiO ₂ -Al ₂ O ₃ -Na ₂ O-K ₂ O)	Vita Triluxe Block	VITA Zahnfabrik	Freze tekniği
		Vitablocks Esthetic Line	VITA Zahnfabrik	Freze tekniği
Alümina	Alüminyum Oksit	In-ceram Alumina	VITA Zahnfabrik	Slip-cast, freze tekniği
	(Al ₂ O ₃)	In-ceram Spinell	VITA Zahnfabrik	Freze tekniği
		In-ceram Zirconia	VITA Zahnfabrik	Slip-cast, freze tekniği
		Synthoceram	CICERO Dental	Freze tekniği
		Procera	Nobel Biocare	Freze tekniği
		Turkom-cera	Turkom-ceramic	Sinterleme
				Slip-cast, cam infiltrasyonu
Zirkonya	Yttrium Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y ₂ O ₃ ile Stabilize ZrO ₂)	Lava	3M ESPE	Freze tekniği, sinterleme
		Cercon	Dentsply	Freze tekniği, sinterleme
		DC-Zirkon	DCS Dental AG	Freze tekniği
		Denzir	Decim AB	Freze tekniği
		Procera	Nobel Biocare	Freze tekniği
				Freze tekniği, sinterleme

2.5.1. Cam seramikler

Cam seramikler, amorf, camsı faz ve kristalinler içeren multifaz materyallerdir. İlk olarak 1968 yılında MacCulloch tarafından denenmiştir. Daha sonra 1986' da %30 oranında cam ve %70 oranında tetrasiklik flormika kristalleri içeren dökülebilir cam seramik “Dicor” üretilmiştir. Bu sistem hem kristal hem de cam materyalin özelliklerini taşımaktadır ve seramiğe sıkışma ve gerilmeye karşı yüksek direnç, yüksek elastisite modülü ve aşınmaya karşı direnç gibi özellikler kazandırmıştır. Ancak Dicor sisteminin ışık geçirgenliği fazla olduğu için alttaki diş rengini yansıtmaktadır. Ayrıca yüksek translüsentliklerinden dolayı ince yapılmaları gerekmektedir, bu da kırık oluşumuna neden olduğu için günümüzde kullanılmamaktadır (5).

2.5.1.1. Löstle güçlendirilmiş cam seramikler

Lösit yapay kristal bir feldspatik ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$) yapıdır. Lösitin seramikteki esas görevi termal genleşme katsayısını arttırarak sertliği ve bağlanmayı arttırmaktır. Lösit, ısıya dayanıklı bir iskelet oluşturur ve aradaki boşluklar cam ile dolmaktadır (31). Cam seramik yapının lösit ($SiO_2-Al_2-K_2O$) kristalleri ile güçlendirildiği IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Leichtenstein) sistemi Wohlwend ve Scharer tarafından Zürih Üniversitesinde geliştirilmiş ve 1991 yılında Ivoclar Vivadent firması tarafından üretilmeye başlanmıştır (5).

Kopingler ısı ile presleme prosedürü ile ve CAD/CAM teknolojisi ile elde edilmektedir. Bu seramiklerle yüksek translusensliklerinden dolayı oldukça estetik restorasyonlar elde edilebilir. Ancak renklenmiş dişlerde, metal post-kor yapılmış dişlerde ve standart abutment kullanılan implant üstü kronlarda uygulanmaları endike değildir (32). IPS Empress sistemi ile üretilen restorasyonların bükülme direnci 160 MPa ve kırılma dayanıklılığı 1.5-1.7 Mpa/m değerleri arasındadır (33,34). 11 yıl sonunda %95'e varan başarı oranlarına sahip olmakla beraber düşük bükülme direnci sebebiyle endikasyonları anterior bölgede tek üye kron, laminate kron, inley ve onley ile sınırlı kalmaktadır (35).

IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent) ise daha küçük partikül boyutlarına sahip olması ve partiküllerinin daha uniform biçimde dağılması haricinde IPS Empress'e benzemektedir. 1998 yılında piyasaya çıkmış olup Cerec inLab sistemi (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ile kullanılması için geliştirilmiş ve renk seçenekleri fazladır (36,37).

2004 yılında Ivoclar Vivadent, Empress Esthetic adlı yeni bir sistemi piyasaya sunmuştur. Bu sistem, Empress sistemi gibi lüsitle kuvvetlendirilmiş preslenebilir cam seramiktir. Empress sistemine göre daha homojen bir yapıya sahiptir. İçeriğindeki kristallerin partikül boyutlarının daha küçük olması estetiğı arttırmıştır. Farklı firmalar da IPS Empress'e benzer yapıda lüsitle içerikli tam seramik sistemleri piyasaya çıkarmışlardır (38).

2.5.1.2. Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler

IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) ilk defa Kasım 1998'de piyasaya sunulmuş olup içeriğı lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiktir. Lityum disilikat kristali SiO_3 ve tetragonal yapı arasında güçlü çapraz bağlar gösteren silikat yapıdadır. Lityum disilikat cam seramiklerin mekanik özellikleri, lüsitle seramiklerden oldukça fazladır. Yatay bükülme dirençleri 350-400 MPa arasında değişmektedir. Kırılma sertlikleri de lüsitle güçlendirilmiş seramiklerin yaklaşık üç katı kadardır (1). Lityum disilikat cam seramikler presleme tekniğıyle veya prefabrike blokların CAD/CAM cihazında frezelenmesiyle üretilebilirler. İkinci premolara kadar uzanan üç üyeli köprülerde, inley ve onley yapımında, laminate veneerlerde, ön ve arka grup dişlere uygulanan tek kronlarda endikedir (39,40).

IPS e.max Press 2005 yılında IPS Empress 2' nin sonraki jenerasyonu olarak geliştirilmiştir. IPS Empress 2 gibi lityum disilikattan oluşan preslenebilir cam seramiktir. Farklı pişirme prosedürü uygulanarak daha translusent ve daha iyi fiziksel özelliklere sahip restorasyonlar yapmaya imkan tanır. IPS e.max CAD ise CAD/CAM sistemler için geliştirilmiş olan lityum disilikat esaslı seramiktir. IPS e.max CAD bloklar IPS e.max Press ile aynı kimyasal yapıya sahiptir (38).

2.5.2. Alümina seramikler

2.5.2.1. In-Ceram Alumina

In- Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik) 1989 yılında tanıtılan anterior bölgede üç üyeli köprü yapımına olanak sağlayan ilk tam seramik sistemidir (41). Ağırlıkça %70-80 oranında alüminyum oksit içermektedir. Slip casting tekniği ya da parsiyel sinterlenmiş prefabrike blokların (Cerec, Sirona Dental Systems) frezelenmesiyle üretilir (42). Yarı opak yapısından dolayı ışık geçirgenliği yetersiz olan bu seramik sisteminin estetik olanakları sınırlıdır (32). In-Ceram Alumina'nın bükülme direnci 236-600 Mpa, kırılma direnci ise 3.1-4.61 Mpa/m arasındadır (43).

2.5.2.2. In-Ceram Spinell

In-Ceram Spinell 1994 yılında In-Ceram Alümina'ya alternatif olarak üretilmiştir. Üretim tekniği In-Ceram Alumina ile aynıdır. Bu sistemde, alüminyum oksit yerine magnezyum alüminyum oksitin ($MgAl_2O_4$) kullanılmasıyla, materyalin translüsensliği artırılarak daha iyi bir estetik sağlanırken (32), seramiğin dayanıklılığının azalmasına sebep olmuştur. Bükülme direnci yaklaşık 283-377 MPa'dır (33,44). Bu yüzden In-Ceram Spinell anterior bölgede tek üye kron, inley ve onley için kullanılır (44,45). Ayrıca, Cerec inLab sistemi (Sirona Dental Systems) ile alt yapı hazırlandıktan sonra üzerine feldspatik porseleninin pişirilmesi ile de In-Ceram Spinell restorasyonlar hazırlanabilmektedir (46).

2.5.2.3. In-Ceram Zirconia

In-Ceram Zirconia, seramiğin mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla alümina yapısına %35 oranında parsiyel stabilize zirkonyum oksit ilave edilmesiyle elde edilen In-Ceram Alumina sisteminin modifiye edilmiş halidir (47). In-Ceram Zirconia seramik korlar, ya slip-cast yöntemiyle ya da prefabrike yarı sinterlenmiş blokların kopya-freze yöntemi kullanılarak şekillendirilmesi ile elde edilebilirler. Elde edilen alt yapı üzerine feldspatik porselen yerleştirilerek restorasyon tamamlanır (48).

In-Ceram Zirconia'nın bükülme direnci 421-800 Mpa, kırık direnci ise 6-8 Mpa arasındadır (49). Bu seramik sistemi aşırı opak olduğundan posterior kron ve köprü restorasyonlarında endikedir (30,32).

2.5.2.4. Synthoceram (Cicero)

Synthoceram, Cicero (Computer integrated ceramic reconstruction) teknolojisiyle üretilen, yüksek dayanıma sahip cam infiltre edilmiş alüminyum oksit seramiktir. Cicero'nun teknik konsepti, ilk olarak Denissen ve arkadaşları (50) tarafından tanımlanmıştır. Bu sistemde alt yapılar Cicero sisteminde üretildikten sonra sintelenir ve lösit içermeyen bir cam seramik olan Syntagon (Cicero, Hoorn, Hollanda) ile veneerlenerek restorasyon tamamlanır (51). Synthoceram, inley, onley, kron ve köprü yapımında kullanılabilmektedir (52,53).

2.5.2.5. Procera

Tam seramik restorasyonlar için alt yapı malzemesi olarak % 99.9 oranında Al_2O_3 kristali içeren seramik, yoğun bir şekilde sinterlenerek kullanılır (Procera AllCeram Sistem, Nobel Biocare AB, Goteborg, İsveç) (54). Procera AllCeram, Procera AllTitan ve Procera AllZircon olmak üzere üç ayrı kompozisyonu bulunmaktadır. Bu isim farklılıkları sistemin işlediği bloklardan kaynaklanır. Bilgisayar destekli üretim iki ülkede yapılmaktadır. Bunlardan bir tanesi ABD diğeri de İsveç'tir. Sabit bölümlü protezlerde alt yapı olarak zirkonyum oksit esaslı Procera AllZircon blokları tercih edilmektedir. Üretilen alt yapı daha sonrasında aynı firma tarafından geliştirilen üst yapı porseleni (Nobel Rondo) ile kaplanır (55). Procera AllCeram'ın alt yapılarının bükülme direnci 487-699 MPa'dır (56). Procera AllCeram sistemi ile anterior ve posterior kronların yanı sıra abutment ve implant üstü tek kronlar da yapılabilir (57,58).

Turkom-Cera (Kuala Lumpur, Malezya) markete yeni sunulmuş alümina sistemlerinden birisidir. Yüksek oranda saf alüminyum oksit içeren (%99.98) Turkom-Cera sistemi, In-Ceram Alumina ve Procera AllCeram ile benzerlik göstermektedir (5).

2.5.3. Zirkonya seramikler

1990'ların başında diş hekimliğinde kullanılmaya başlayan zirkonya düzgün bir sırada yoğun olarak birleşmiş atomlar içeren ve camsı komponentler içermeyen materyallerden oluşmaktadır. Bu seramikler, atomların az yoğun olduğu, düzensiz yapıdaki cam seramiklerden daha güçlü ve dayanıklıdır ve çatlakların ilerlemesini önlerler. Cam seramiklere göre daha opaktırlar ve alt yapı materyali olarak kullanılırlar. Estetik, üst yapıda kullanılan camsı seramiklerle sağlanır. Biyouyumludurlar ve düşük bakteri adezyonu gösterirler (59,60).

Zirkonya (ZrO_2) polimorfik bir malzemedir ve kristalleri monoklinik, kübik ve tetragonal olmak üzere 3 ana fazda bulunmaktadır. Oda ısısında monoklinik fazda olan saf zirkonyum, 1170 °C üzerinde tetragonal faza, 2370 °C' den yüksek sıcaklıklarda kübik faza geçmektedir. Saf zirkonyuma stabilize edici oksitlerin eklenmesiyle (CaO , MgO , CeO_2 , Y_2O_3) “parsiyel stabilize zirkonyum” olarak adlandırılan çok fazlı bir materyal elde edilmektedir. Yapılan çalışmalarda bükülme direnci ortalama 900-1200 MPa, kırılma dayanıklılığı ise 9-10 MPa/m olarak bulunmuştur. Yüksek direnç ve kırılma dayanıklılığı tetragonal-monoklinik faz transformasyonuna bağlıdır (59).

Diş hekimliğinde en sık kullanılan formu zirkonyum oksite yttrium katılmasıyla oluşan yttrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum polikristalleridir (Y-TZP). Y-TZP kimyasal ve boyutsal stabilitesi, yüksek kırılma direnci ve mekanik avantajları ile anterior ve posterior bölgedeki tek kronların ve 3-4 üyeli köprülerin, kök kanal postlarının, implant üst yapılarının ve abutmentlerinin yapımında kullanılabilir. Ayrıca alt yapı kalınlığının azaltılabilmesine de olanak sağlamaktadır (2,61) .

Üretim sekline göre Y-TZP bloklar, yarı sinterlenmiş ve tam sinterlenmiş olmak üzere 2 ana gruba ayrılır. Yarı sinterlenmiş bloklar; sinterlenmesi tamamlanmamış zirkonyum tozunun basınçsız bir şekilde preslenerek hazırlandığı, poröz yapıda bloklardır. Bu bloklardan elde edilen alt yapılar "green machining" diye adlandırılan frezeleme işlemi ile normalden %20-30 daha büyük şekillendirilir ve daha sonra 1350-1500°C'de sinterlenir. Sinterleme işlemi esnasında poröz zirkonyum %20-30 büzülerek, istenilen boyutta, yoğun ve dayanıklı bir hale gelir.

HIP (Hot Isostatically Pressed) olarak da adlandırılan bloklar ise yüksek yoğunluğa sahip, sinterlenmesi tamamlanmış bloklardır ve doğrudan frezeleme işlemine tabi tutulurlar (62,63).

2.6. CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Dizayn/Bilgisayar Destekli Üretim) Sistemleri

Günümüzde, bilimsel açıdan kabul edilebilir prensiplere dayanan ilk dental CAD/CAM sistemi, Werner Mörmann ve Marco Brandestini tarafından geliştirilen Cerec sistemi olarak kabul edilmektedir (64). CAD/CAM sistemleri inley, onley, laminate veneer, bölümlü kron, tam kron ve köprü sistemleri, hareketli bölümlü protezlerin iskelet yapıları, implant cerrahisinde kullanılan stentlerin tasarlanıp üretilmesi, çene-yüz protezleri, implant destekli overdenture gibi geniş bir endikasyon yelpazesine sahiptir (65–69).

Tüm CAD/CAM sistemleri temel olarak üç aşamadan oluşur;

- Veri toplanması
- Restorasyonun tasarımının yapılması
- Restorasyonun üretiminin, yapılan tasarıma uygun olarak gerçekleştirilmesi

Veri Toplanması

Bazı CAD/CAM sistemlerinde veri toplama amacı ile geliştirilmiş, ağız içi optik sensörler ya da kameralar bulunmaktadır. Diğer bir grup CAD/CAM sistemi ise veri toplama işlemini, konvansiyonel tekniklerle ölçü alındıktan sonra elde edilen alçı modellerin taranması yöntemi ile gerçekleştirmektedir. Alçı modellerin taranması işlemi kimi CAD/CAM sisteminde mekanik tarayıcılarla, bazı CAD/CAM sistemlerinde ise optik sensörlü ya da lazer ışınları ile görüntü alan tarayıcılarla gerçekleştirilmektedir (70).

Restorasyonun Tasarımının Yapılması

Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM sistemlerinde veri toplama işlemleri bittikten sonra restorasyonun tasarımı yapılmaktadır. Restorasyonun tasarımı için her CAD/CAM sisteminin özel bir yazılımı bulunmaktadır. Bu özel yazılımlar ile restorasyonun kenar sınırları belirlenir ve restorasyonun tasarımı yazılımın data bankasından seçilen bir modelaj ile yapılabilir. Seçilen bu modelaj üzerinde düzeltmeler yapılabilir (71).

Restorasyonun Üretiminin Yapılması

Restorasyon üretimi iki şekilde yapılabilmektedir. Bunlardan ilki, geçmişten günümüze kullanılan, geleneksel aşındırma metodudur. Bu yöntemle, üretilecek restorasyon, aşındırma ünitesine yerleştirilen disk ya da frezlerle yine üniteye yerleştirilmiş olan prefabrike bloklardan kazınır. Bu üretim metoduna “eksiltme yöntemi” de denilmektedir. Bu metotla restorasyon net bir şekilde elde edilse de, bloğun büyük bir kısmı kullanılmadan, israf edilmektedir (72). İkincisi üretim şekli hızlı prototipleme olarak da adlandırılan “ekleme yöntemi” diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM sistemlerine de uyarlanmıştır. Bu yöntem için tasarlanmış özel cihazlarda, seramik ya da metal tozları, restorasyonun şeklini oluşturacak şekilde üst üste tabakalanmakta ve sinterlenmektedir. Yöntemin en büyük avantajları herhangi bir kesici alete ihtiyaç duymaması ve materyal israfı yaşanmamasıdır. 1985 yılından günümüze, Cerec, Cicero, Procera, Celay, DC-Zirkon ve Cercon gibi çok sayıda CAD/CAM sistemi geliştirilmiştir (73).

2.6.1. ProCera

Nobel Biocare tarafından 1986’ da geliştirilmiş olan bu CAD/CAM sistemi, kron ve köprülerde titanyum altyapılar üretmek için kullanılmıştır (74). Biyolojik uyumu sebebiyle titanyumun kullanılmaya başlanmasından sonra geliştirilmiştir. Titanyumun döküm işleminin zor olması bu sistemin doğmasını sağlamıştır. Bilgisayar yardımıyla tasarlanan altyapılar, frezeleme ve elektroerezyon yoluyla elde edilir. Seramik teknolojisinin gelişmesiyle birlikte bu sistem tam seramik restorasyonların üretiminde de kullanılmaya başlanmıştır (57).

2.6.2. Celay

Kopya/freze tekniğine dayalı bu sistemde, bir proba bağlanmış pantografik kol kullanılarak elmas uçlu bir diskin porselen blok üzerinde dönmesiyle restorasyonlar hazırlanmaktadır. Bu sistem ile inley, onley, laminate veneer, ön-arka bölge kron ve köprülerin yapılması mümkündür (17).

2.6.3. Cercon

Bu sistemde teknisyen tarafından hazırlanan mum modelaj kullanılarak CAM sistemi ile alt yapı hazırlanmaktadır. Üretimde zirkonyum esaslı yüksek stabil özelliğe sahip bir tam seramik kullanılmaktadır. Bu materyalin kuvvet dağılımı ve kırılma dayanıklılığı yüksektir. Tek kronlarda ve uzunluğu 42 mm'ye kadar olan köprü uygulamalarında kullanılabilir (75).

2.6.4. Cicero

Açılımı “Computer integrated ceramic reconstruction”dır, yani “bilgisayarla tamamlanan seramik yapısı” anlamına gelir. Bu sistemde; optik tarama, seramik sinterleme ve bilgisayar destekli şekillendirme (CAM) işlemleri ile restorasyon elde edilir. Cicero’da yüksek dayanıklı kor yapılar oluşturulurken aynı zamanda dentin porseleni ve insizal kenar porseleni gibi tabakalar tek tek eklenerek doğal bir görünüm elde edilmesi amaçlanmaktadır. Bu sistemde altyapı üretimi için zirkonyum oksitle güçlendirilmiş alüminyum oksit kullanılmaktadır (53).

2.6.5. Cerec sistemi

Brains AG tarafından dizayn edilen ve Siemens (Sirona Dental Systems) firması tarafından geliştirilen bu sistem, klinikte kullanılan ilk CAD/CAM sistemidir (76). Bu sistem ölçü maddelerindeki boyutsal değişikliklerin oluşturduğu problemlerin önüne geçmek ve ölçü alım işlemini ortadan kaldırmak için geliştirilmiştir (77).

Cerec 1 olarak adlandırılan bu sistem ile üretilen ilk restorasyon 1985’ te hastaya uygulanmış, fakat birçok araştırmacı tarafından incelenen bu sistem çeşitli eleştirilere maruz kalmıştır. Bunun üzerine 3 eksenle aşındırma yapabilen Cerec 1 yerine, 1994 yılında, 8 eksenle aşındırma yapabilen Cerec 2 üretilmiştir. Cerec 2, kavite tabanı ve duvarlarına daha iyi adaptasyon sağlayan ve anatomik oklüzal forma sahip olan restorasyonlar üretebilse de, bu restorasyonlar da zamanla yetersiz kalmaya başlamıştır. Bu nedenle, Cerec 2’nin geliştirilmiş versiyonu olan Cerec 3 Şubat 2000’de piyasaya sürülmüştür (Resim 2.1) (76,78).

Bir yıllık kullanımdan sonra Cerec 3, yazılımsal olarak geliştirilmiştir. Bu sistem için Windows NT platformlu yazılım kullanılmıştır. Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler görüntü elde etme ve veri toplama işlemlerini ileri derecede hızlandırdığı için üretim işlemi de hızlanmıştır. İnley, onley, laminate veneer, parsiyel ve tam posterior ve anterior kronların yapımında kullanılan bu sistemin geliştirilmesi, 3 üyeli köprü alt yapılarının oluşturulmasını mümkün kılmıştır. Ayrıca Cerec 3, ağız içi renkli video kamera ya da dijital radyografik birim ile kombine edilebilmektedir (78).



Resim 2.1. CAD/CAM sistemi

2.7. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller

Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM sistemlerinde birçok farklı materyalden restorasyonlar üretilmektedir (Tablo 2.3). Bu materyaller çeşitli metal alaşımları, kompozitler ve seramiklerdir. CAD/CAM sistemleri ile restorasyon üretmek için ilk kullanılan materyaller, cam seramikler olmuştur. İlk olarak lösitle güçlendirilmiş cam seramikler üretilmeye başlanmış ve bu materyallerle inley, onley, lamina ve anterior kronlar yapılabilmektedir. Daha sonra lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiklerin geliştirilmesiyle premolarlara kadar uzanabilen anterior köprülerin yapımı da mümkün hale gelmiştir (47). Cam seramikler ile üretilen restorasyonlar; estetik, biyouyumlu, ısı iletkenliği düşük, aşınmaya karşı dirençlidirler. Ancak oklüzal kuvvetlere karşı dayanıksız restorasyonlardır (79). Bu nedenle posterior bölgedeki oklüzal yüklere dayanıklı materyallerin arayışına girilmiştir. Bu amaçla zirkonyum ve alüminyum oksit esaslı seramik materyalleri; yüksek bükülme ve baskı dayanımı gösterdikleri için arka bölgede güvenle kullanabilen materyaller olarak üretilmişlerdir (80).

Cam seramiklerin estetik özellikleriyle zirkonyanın üstün fiziksel özelliklerini birleştiren seramikler ve rezin esaslı hibrit seramikler de son yıllarda kullanımı artan seramikler arasındadır. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan seramikler prefabrike bloklar halinde hazır bulunmaktadır (Resim 2.2) ve bu bloklar frezeleme işlemi veya bilgisayar kontrolünde çalışan cihazlar ile kesime tabi tutulmaktadır (81).



Resim 2.2. CAD/CAM materyalleri

Tablo 2.3. Cad/Cam sistemleri ile (CEREC) kullanılabilen bloklar

Monokromatik (Tek tabakalı) feldspatik blok	Polikromatik (çok tabakalı) feldspatik blok	Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik	Rezin nano seramik	Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik	Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik	Transludent zirkonya
CEREC Blok (Sirona)	CEREC Blok C In (Sirona)	IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent)	Vita Enamic (Vita)	IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent)	Vita Suprinity (Vita)	inCoris TZI (Sirona)
Vita Blok Mark II (Vita)	CEREC Blok C (Sirona)	Paradigm C (3M ESPE)	Lava Ultimate (3M ESPE)		Celtra Duo (Dentsply)	inCoris TZI C (Sirona)
	CEREC Blok PC (Sirona)		Paradigm MZ100 (3M ESPE)			Vita YZ HT (Vita)
	Vitablock RealLife (Vita)		Cerasmart (GC)			Lava Plus (3M ESPE)
	Vitablock Triluxe (Vita)					
	Vitablock Triluxe Forte (Vita)					

*inCoris ZI meso (Sirona), inCoris Model (Sirona), Telio CAD (Sirona), IPS Acryl CAD (Ivoclar Vivadent) bu cihaz ile kullanılabilen diğer ürünlerdir.

2.8. Lazer

Lazer; radyasyonun uyarılmış yayılımı ile ışık şiddetinin artırılması anlamına gelen "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation" (LASER) kelimelerinin kısaltılmışıdır. Lazerin prensipleri ve mekaniksel temelleri ilk kez 1917 yılında A. Einstein tarafından atılmıştır. Ancak ilk lazer cihazı Theodore H. Maiman tarafından 1960 yılında Ruby (yakut) kristali kullanılarak üretilmiştir. Daha sonra farklı dalga boylarında lazerler piyasaya sunulmuştur (82). Lazer teknolojisinin temel ilkesi uyarılmış fotonların yayılmasıdır. Lazer ışığı elde ediliş biçiminden kaynaklanan bazı özellikleri ile normal ışıklardan farklıdır. Bu özellikler tek renkli olması (monokromatik), doğrusal olması (collimated) ve ışığı oluşturan fotonların aynı fazda olması (coherent) şeklinde özetlenebilir. Tıpta ve diş hekimliğinde kullanılan asıl özelliği ise tek renkli ve doğrusal olmasıdır. Bu sayede lazer ile hedeflenen dokulara etki edilirken, komşu doku tahribatı minimum seviyede olabilmektedir (83).

2.8.1. Lazerin etkisi

Herhangi bir dokuya lazer ışığı uygulandığında, bu lazer enerjisi doku tarafından yansıtılabilir (reflected), emilebilir (absorbed), daha derin dokulara ilerleyebilir (transmitted) ya da o doku içinde etrafa yayılabilir (scattered) (84).

- **Yansıma (Reflectiori):** Yansıyan lazer enerjisi miktarı ve neden olduğu zararlar, uygulanan dokuya ve lazerin enerji miktarına göre değişir. Eğer yansıyan enerji miktarı fazlaysa ya da uygulanan yüzey sert ve parlaksa çevre dokular zarar görebilir, örneğin; lazer ışını mineye veya dentine uygulandığında bir kısmı yansırken bir kısmı da absorbe edilir. Dokuda sadece absorbe edilen enerji etkilidir. Ayrıca ağız aynası gibi çeşitli dental aletler ile dişlere uygulanan amalgam dolgular ve protetik restorasyonlar varlığında yansıma çok daha fazla olmaktadır (84).

- **Emilim (Absorbsiyon):** Doku içinde absorbe olan lazer enerjisi dokuda çoğunlukla termal enerjiye dönüşüp, buharlaşma ya da kömürleşmeye sebep olabilmektedir. Bazen de absorbe olan lazer ışığı dokuda sadece termal etki göstermeyip hücreler arası moleküler bağlar kurarak etki gösterir. Dokuda dağılan enerji miktarı matematiksel olarak hesaplanmış ve lazerin biyolojik etkisi tarif edilmiştir. Doku içinde lazer enerjisinin tamamen azalıp, biyolojik etki göstermediği noktaya absorpsiyon derinliği denmiştir (84).
- **Geçiş (Transmisyon):** Dalga boyuyla ilgili olarak lazer ışınının doku içinden geçerek ulaştığı maksimum penetrasyon derinliğidir. Matematiksel olarak ise belli bir dalga boyundaki lazer enerjisinin absorpsiyon ve yayılma (scattering) katsayısına bağlıdır (84).
- **Yayılma (Scattering):** Çevre dokuya yayılma ya da sıçramadır. Lazer enerjisinin tasarlanan, hedeflenen bölgeden ya da noktadan farklı yönlere sapan kısmıdır. Yayılma, lazer ışınının güç yoğunluğunu azaltan bir faktördür (84).

Bir lazer sisteminin fiziksel ve biyolojik özelliklerini algılayabilmek için bilinmesi gereken parametreler (85):

1. Dalga boyu (nanometre veya mikron)
2. Enerji yoğunluğu (mj/cm^2)
3. Atım süresi (mikrosaniye veya nanosaniye)
4. Maximal atım enerjisi (mj)
5. Atım tekrarlama ortalaması (Hz)

2.8.2. Lazerlerin sınıflandırılması

A. Lazer aktif maddesine göre (86)

1. Katı madde içeren lazerler (Granit, Ruby, Nd:YAG)
2. Gaz lazerler (Argon, CO₂)
3. Yarı iletken lazerler (Galyum arsenit)
4. Kimyasallar

B. Lazer ışını hareketlerine göre (86)

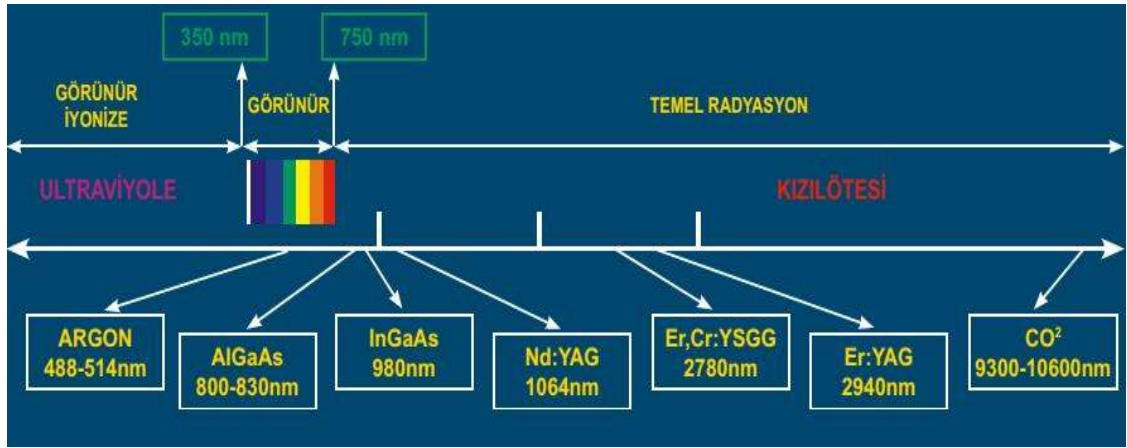
1. Devamlı (continuous) ışın verenler
2. Atımlı (pulse) ışın verenler
3. Dalgalı akım olarak ışın verenler

C. Dalga boyuna göre (Şekil 2.1) (85)

1. Morötesi (Uv) ışınlar
2. Kızılötesi (Infrared) ışınlar
3. Görünür ışık spektrumundaki ışınlar

D. Işınlardan enerjisine göre (87)

1. Soft lazer (He-Ne lazer, Ga-As lazer, Ga-AlAs lazer)
2. Mid lazer (Diyot lazer)
3. Hard lazer (Argon lazer, CO₂ lazer, Excimer lazer, Ho:YAG, Nd:YAG, Er:YAG)



Şekil 2.1. Lazerlerin dalga boylarına göre sınıflandırılması (78)

2.8.2.1. CO₂ lazer

Karbon dioksit lazerler ilk olarak Patel ve ark.'ları tarafından 1964 yılında geliştirilmiştir. Aktif ortamı CO₂, Nitrojen (N₂) ve helyum gaz karışımı içeren CO₂ lazerinin dalga boyu 10600 nm'dir. Spektrumun uzak infrared kısımda bulunur. Tüm CO₂ lazerler yüksek dalga boyu nedeniyle kontak olmayan modda çalışır. Ayrıca odaklanmış ve odaklanmamış modda kullanılabilirler. Odaklanmış modu kesme modudur. Karbon dioksit lazer enerjisi, sürekli (en çok kullanılan), atımlı veya zaman ayarlı modda iletilebilir (88).

Dokuya temas etmeyen (Non-kontakt) şekilde olması, sert ve parlak yüzeylerden yansıyıp hedeflenmeyen dokularda zararlara neden olması CO₂ lazerin ağız içi kullanımını sınırlamaktadır. Bu lazerin en önemli avantajı su içeren dokular tarafından yüksek derecede absorbe edilmesidir. Dokunun pigmentte veya farklı bir renkte olması absorpsiyonda etkili değildir. Yumuşak dokudaki penetrasyon derinliği 0,2 -0,3 mm' dir (88).

CO₂ lazerler, diş hekimliğinde; gingivektomi, gingivoplasti ve frenektomide, granulasyon dokusunun çıkarılmasında, kron boyunun uzatılmasında, tümörlerin çıkarılması, beyaz lezyonlar ve vesikülo-büllöz lezyonlarda, biyopsi alınmasında, aftöz ülserlerde ve alet sterilizasyonunda kullanılmaktadır. Pulpadaki termal zararlar, dentindeki karbonizasyonlar ve minede çatlak ve kırılmalar nedeniyle bu lazerin sert dokuda kullanımı sınırlı kalmaktadır (89).

2.8.2.2. Nd:YAG lazer

İlk olarak 1961 yılında Snitzer tarafından icat edilen Nd:YAG (Neodymium-Yttrium-Aluminium-Garnet) lazer, 1964 yılında Geusic tarafından daha da geliştirilmiştir. Neodymium: yitriyum alüminyum garnet kristalleri içerir. Dalga boyu 1.064 nm dir. elektromanyetik spektrumun yakın kızıl ötesi ve iyonize olmayan bölümündedir. İyonize olmamasından dolayı dokularda karsinojenik ve mutojenik bir etki göstermez (90). Nd:YAG lazerler su tarafından iyi absorbe edilememesine rağmen melanin, hemoglobin gibi pigmente dokular tarafından iyi absorbe edilirler (88,91,92). Diğer dokularca çok az absorbe edilir ve yansıma olayı minimaldir. Bu lazer sistemi kontakt veya non-kontakt şekilde kullanılabilir. Nd:YAG lazer, mükemmel bir hemostaz sağladığından, gingival retraksiyon, gingivanın estetik olarak konturlanması, oral ülserlerin tedavisi, frenektomi ve gingivektomi gibi birçok yumuşak doku uygulamalarında kullanılabilir (93).

2.8.2.3. Argon lazer

Argon lazer optik boşlukta argon gazı iyonu içerir ve görünür ışık spektrumunda yer alır. Nabızsal veya devamlı ışın veren lazerlerdir. Mavi-yeşil ışık veren 488 nm ve yeşil ışık veren 514 nm olmak üzere iki monokromatik dalga boyuna sahiptir. 488 nm dalga boyunda olan, kompozit rezinlerin polimerizasyonunda, diş beyazlatma ve çürük teşhisinde kullanılır. 514 nm olanın ise, koyu renkli dokulara, hemoglobin, hemosiderin ve melanin içeren dokulara afinitesi vardır. Hemostatik özelliği çok iyidir.

Argon lazerler sert dokular tarafından absorbe edilmezler, suda az absorbe olurlar ve derin dokularda etkili değildirler (94).

2.8.2.4. Diyot lazer

Diyot lazerlerde aluminium yada indium, gallium ve arsenid karışımları kullanılarak elektrik enerjisi ışık enerjisine dönüştürülür (90). Dalga boyu 800-980 nm arasındadır. Lazer ışınları dokulara esnek fiberler ile taşınırlar ve nabızsal ya da devamlı dalga şeklindedirler. Genellikle doku ile temas halinde kullanılırlar. Ancak hedef dokudaki ani ısı artışından dolayı devamlı dalga modu dikkatli kullanılmalıdır. Tüm diyot dalga boyları, argon lazere benzer olarak pigmente olmuş dokular tarafından iyi absorbe olur, fakat hemostaz özelliği argon lazer kadar hızlı değildir. Yumuşak doku cerrahisinde tercih edilirler. Bu lazerlerin sert doku absorpsiyonun az olmasından dolayı yumuşak doku cerrahisi sırasında mine, dentin ve sement zarar görmez. En büyük avantajı az yer kaplaması, ucuz olması, etkili ve kolay taşınabilir olmalarıdır (95,96).

2.8.2.5. Ho:YAG lazer

Elektromanyetik spektrumun yakın kızıl ötesi bölümünde yer alırlar ve dalga boyları 2100 nm 'dir. Ortamında holmiyum katılmış 'yttriyum alüminyum garnet' kristali içerirler. Temaslı veya temassız modda kullanılabilen bu lazerler, fiberoptik taşıyıcı ile iletilirler. Su içerisinde ilerleyebilmesi, beyaz dokulara afinitesinin olması ve koagülasyon sağlamasından dolayı, artroskopik temporomandibular cerrahide tercih edilen bir lazere (97,98). Sağlam ve çürük mine ile dentinde kullanılabileceği gibi, frenektomi, gingivektomi gibi yumuşak doku uygulamalarında da kullanılabilirler. Bu lazerin Nd:YAG lazere göre penetrasyon derinliği daha azdır (99) .

2.8.2.6. Er,Cr:YSGG lazer

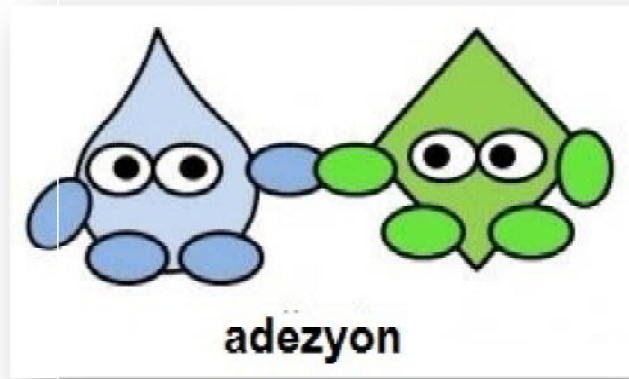
Dalga boyları 2780 nm'dir ve kullanımları sert doku ile sınırlıdır (96). Enerji, fiber bir uç yardımı ile iletilir. Yeni geliştirilmiş olan bu lazerlerde hava-su spreyi cihaza bitişiktir ve ışın demeti yayılırken, safir uca doğru hava-su akışı olur. Bundan dolayı pulpa ve periodontal dokular üzerinde zararlı termal etkiler oluşturmazlar ve mine, dentin, sement ve kemikte rahat bir şekilde işlem yapılmasına olanak sağlarlar. Er,Cr:YSGG lazerler spektrumun yakın ve orta kızıl ötesi bölümünde bulunan diğer lazerler gibi suda emilimleri çok yüksektir ve hidroksiapatite yüksek afiniteleri vardır (83,85). Yumuşak dokuda hemostatik özellikleri sınırlı olmasından dolayı kullanımları yaygın değildir, ancak minenin pürüzlendirilmesi, çürüğün uzaklaştırılması, kök kanal hazırlığı, kavite preparasyonu gibi sert doku işlemlerinde sıklıkla kullanılırlar (86,100).

2.8.2.7. Er:YAG lazer

1974 yılında Zharikov ve arkadaşları tarafından tanıtılmıştır. Erbiyum ile karıştırılmış katı yttriyum alüminyum garnet kristali içerirler. Dalga boyu 2940 nm'dir (85). Elektromanyetik spektrumun yakın ve orta kızıl ötesi bölümünde bulunurlar ve Er,Cr:YSGG lazer gibi suda emilimi çok yüksektir. Ayrıca hidroksiapatite yüksek afinitesi vardır. Er:YAG lazerlerin kullanım alanı geniştir. Periodontolojide ve yumuşak doku operasyonlarında kullanılabildiği gibi, çürüğün uzaklaştırılması, kavite preparasyonu, kök kanal hazırlığı, sement ve kemik operasyonları, mine pürüzlendirilmesi gibi sert dokularda da kullanılmaktadır. Aynı zamanda restoratif materyallerin yüzey işlemlerinde ve seramik braket ve restorasyonların çıkarılmasında da kullanılabilmektedirler (101–106).

2.9. Adezyon (Bağlanma)

Adezyon, iki farklı maddenin yapışması veya birleşmesi olarak tanımlanmaktadır (Resim 2.9). Temas halindeki iki materyalden birinin molekülleri, diğerine doğru yaklaşmakta ve bağlanmaktadır. Bu olay, materyalin yüzey enerjisiyle ilişkilidir. Bu enerjiye, katılarda yüzey enerjisi; sıvılarda, yüzey gerilimi denir. Adezyonu oluşturan maddeye adeziv, adezivin uygulandığı maddeye ise adherent adı verilir. Güçlü bir adezyon elde etmek için adherentin yüzeyinin temiz olması gerekmektedir. Adeziv, adherent yüzeyine ne kadar iyi akar ve yüzeyi ne kadar iyi ıslatırsa o kadar güçlü bir adezyon gerçekleşir (107).



Resim 2.3. Adezyon

Bağlanma üç farklı mekanizma ile gerçekleşmektedir. Bunlar:

- 1. Fiziksel Bağlanma:** Van Der Waals bağları ya da diğer elektrostatik etkileşimler ile gerçekleşir. Düz yüzeyler arasında oluşan zayıf bir bağlantıdır.
- 2. Kimyasal Bağlanma:** Farklı yapıdaki atomlar arasında iyonik, kovalent ve metalik gibi kimyasal bağların etkisiyle oluşan zayıf bir bağlantıdır.
- 3. Mekanik Bağlanma:** Girintili çıkıntılı düzensiz yüzeyler arasında oluşan güçlü bir bağlantıdır. Geometrik ve reolojik faktörler büyük rol oynar. Dental adezyon öncelikle bu şekilde oluşur (108).

2.9.1. Mineye adezyon

Mine dokusu, kimyasal olarak ağırlıkça %95-98 inorganik, %1-2 organik ve %1-4 su ve diğer maddelerden oluşur. İnorganik yapının çoğunluğunu hidroksiapatit kristalleri oluşturmaktadır. İnorganik yapının fazla olması ve su içeriğinin az olmasından dolayı bağlantı değerleri yüksektir (109). Buonocore 1955 yılında yapmış olduğu çalışmasında (110), asit uygulamasının mineye olan bağlanmayı kolaylaştıracağını belirtmiştir. Mine yüzeyine asit uygulandığında, mine prizmaları kısmen çözünerek hidroksiapatit kristalleri arasında mikro pöröziteler oluşmakta ve minenin yüzey enerjisi, ıslanabilirliği ve bağlanma alanı artmaktadır. Mineyi asitlemenin asıl amacı mineyi temizlemek ve smear tabakasını uzaklaştırmaktır. Asitleme sonrası, yüzey bonding rezin tarafından ıslatılır ve rezin mikro boşlukların içine penetre olur. Bu amaçla fosforik asit farklı konsantrasyonlarda denenmiş ve ideal fosforik asit konsantrasyonunun %30-40 olduğu görülmüştür. Bu sayede rezin mineye ortalama 20-30 Mpa'lık bir kuvvetle bağlanır (111).

2.9.2. Dentine adezyon

Diş dokusunun büyük bir kısmını kapsar. Dentin dokusu kimyasal olarak ortalama %70-75 inorganik, %18-20 organik ve %5-12 oranında su ve diğer maddelerden oluşmaktadır. İnorganik yapının çoğunluğu hidroksiapatit kristallerinden oluşur. Dentin içinde çok sayıda tübül bulunmakta ve bu tübüllerin içerisinde odontoblastların protoplazmik uzantıları ve dentin sıvısı bulunmaktadır. Bu nedenle dentin dokusu mineye oranla daha nemlidir ve dentine bağlanma daha zor gerçekleşmektedir (112).

Adeziv sistemler minede oldukça başarılı olmasına rağmen dentinde, adeziv sistemlerin gelişmesiyle beraber başarılı sonuçlar elde edilmeye başlanmıştır. Adeziv sistemlerde genellikle, dentin yüzey koşullarının değiştirilmesi için fosforik asit uygulaması yapılır.

Asit uygulaması sonrası, dentin yüzeyindeki smear tabakası ortadan kalkar, peritübüler dentin uzaklaşır, intertübüler dentinde demineralizasyon oluşur ve dentin tübüllerinin ağzı genişler. Sonraki adımda uygulanan primer sayesinde de rezinin dentin yüzeyine nüfuz etmesi kolaylaşır (11,113).

2.9.3. Seramik materyale adezyon

Seramik-rezin siman bağlantısında mekanik ve kimyasal bağlantı önemli rol oynar (114). Adezyon için seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesi gerekmektedir. Pürüzlendirmek için farklı teknikler kullanılmaktadır. Bunlar; aşındırma, dönen aletlerle abrazyon, kumlama, asit ile dağlama, lazer ve bunların kombinasyonudur. Seramik yüzeyinde genellikle hidroflorik asit ile pürüzlendirme işlemi yapılmaktadır. %2.5 ile %10 arasındaki hidroflorik asidin 2-3 dakika uygulanmasıyla başarılı sonuç alındığı belirtilmektedir (115). Hidroflorik asit, seramiğin camsı fazını aşındırarak yüzeydeki kristalleri uzaklaştırır ve yüzey enerjisinin artmasıyla mikro retantif alanlar oluşur. Yüzey enerjisindeki artış; seramiğin yapısına, asidin konsantrasyonuna ve uygulama süresine bağlıdır (116).

Yüzey pürüzlendirme işleminden sonra seramik yüzeyine silan bağlayıcı ajan uygulanır. Silan, genellikle bir silan bağlayıcı ve siloksan bağlarının oluşumunu sağlayan zayıf bir asit içerir. Silan, seramik yüzeyinin ıslanabilirliğini artırır ve seramik ile rezin siman arasında kimyasal bağ oluşmasını sağlar (114,117). Alümina ve zirkonyada ise tribokimyasal silika kaplama ya da alüminyum oksit ile kumlama sonrası primer uygulaması ile rezin siman ile yeterli bir adezyon sağlanmaktadır (114,118,119).

2.10. Tam Seramiklerde Simantasyon

Klinik başarıyı etkileyen en önemli aşamalardan biri simantasyondur. Tam seramik restorasyonların simantasyonunda, önceleri çinkofosfat simanlar daha sonraları ise, cam iyonomer simanlar kullanılmıştır. Ancak bu simanlarla yapıştırılan seramiklerin ince kısımlarında kırılmalar gözlenmiştir. Kırılma ve retansiyon problemleri rezin simanların ve dentin bonding ajanlarının gelişmesine neden olmuştur (23).

Kırılganlığı fazla olan tam seramik kronlarda siman restorasyon ile diş arasında tampon görevi görerek, ağız içerisindeki fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetlere karşı restorasyonu güçlendirir ve restorasyonun kırılmasını önler. Resin simanlar, indirekt porselen ve kompozit restorasyonların mine ve dentine simante edilmesinde kullanılan, laboratuvar ortamında hazırlanan en uygun materyallerdir (114).

Rezin simanların tam seramiklere üstün adezyon göstermeleri, sertliklerinin fazla olması, düşük çözünürlükleri ve üstün mekanik ve optik özellikleri sayesinde diğer simanlarda görülen sorunların üstesinden gelinmesini sağlamıştır. Adeziv rezin siman ile simantasyon işleminde diş ile restorasyon ara yüzeyine gelen kuvvetler dağıtılarak, diş ve restorasyonun kırılma direnci artırılır. Ayrıca farklı renk seçeneklerine sahip olan rezin simanlar sayesinde, ışık geçirgenliği fazla olan farklı renklerdeki restorasyonlarda optimum estetik elde edilebilir (120).

Rezin simanlar polimerizasyon şekline göre;

- Kimyasal (self-cured)
- Işıkla (light-cure)
- Hem kimyasal hem de ışık ile (dual-cured) olmak üzere 3 gruptur.

Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlarda, iki ayrı tüpte bulunan pastanın karıştırılmasıyla sertleşme başlar. Tüplerden birinde başlatıcı olarak benzoil peroksit, diğerinde ise aktivatör olarak tersiyer amin bulunur. Pastalar karıştırıldığında amin, benzoil peroksitle reaksiyona girerek serbest radikaller oluşturur ve polimerizasyon başlar (121).

Işıkla polimerize olan rezin simanlarda, tek bir pasta vardır ve polimerizasyonları ışık ile başlar. Polimerizasyonu başlatan ~460-480 nm dalga boyundaki görünür mavi ışıktır. Bu tip rezinlerde ışığa duyarlı başlatıcı moleküller olarak, kamforokinon ve hızlandırıcılar olarak, alifatik amin bulunur. Bu moleküller ışıkla temas etmedikleri zaman reaksiyona girmezler. Bu bakımdan, ışıkla sertleşen rezin simanların uzun çalışma süresi ve renk stabiliteleri klinik avantajlarındandır. Ancak kullanımları laminate veneer ve ince inley restorasyonlar gibi simanın ışıkla polimerizasyonun, restorasyonun kalınlığından ve renginden etkilenmediği durumlarla sınırlıdır (121).

Hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan rezin simanlarda ise her iki mekanizma birlikte bulunur. Işık kaynağından çıkan enerjinin simana ulaşmasından ve polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmemesinden endişe duyulan durumlarda kullanılması önerilir. Bu durumlarda maksimum polimerizasyonun sağlanması için kendi kendine polimerize olan bir katalizöre ihtiyaç vardır.

Hem kimyasal hem ışıkla (dual) sertleşen rezin simanlarda iki pasta mevcuttur. Pastalardan birinde foto-başlatıcı, diğerinde ise benzoil peroksit bulunur. Simanın polimerizasyonu iki pasta şeklinde bulunan simanın karıştırılarak restorasyona yerleştirilmesi ve restorasyonun da dişe uygulanmasıyla beraber oksijenle teması kesilince başlar (121).

2.11. Tam Seramiklerde Desimantasyon (Debonding)

Adeziv rezin simanlar yüksek diş-seramik bağlantı değerlerine sahiptir. Ancak tam seramik restorasyonların simantasyonu yapıldıktan sonra herhangi bir sebeple sökülmesi gerekebilmektedir. Bu sebepler (122);

- Restorasyon pozisyonundaki hatalar
- Beklenmedik pulpal enflamasyonlar
- Restorasyon çevresinde ya da altında çürük gözlenmesi
- Üst yapıdaki kırık ve çatlaklar

Bu işlem materyal özelliklerinden ve rezin simanın bağlantısından dolayı oldukça zordur. Adeziv rezin simanla yapıştırılan restorasyonların sökülmesi işlemine debonding de denilmektedir (104).

Restorasyonlarda debonding işlemi şu şekilde yapılabilir;

- Kavitrone kullanılarak titreşim yoluyla
- Restorasyonun kesilmesiyle
- Kron-köprü sökücüler kullanılması gibi konvansiyonel tekniklerle

Restorasyonu döner aletlerle kesme işlemi kron-köprü sökücüler kullanılarak sökme işleminden daha ağırlı ve rahatsız edici olabilir. Ayrıca kesme işlemi sırasında rezin siman ve diş arasında renk farklılığı az olmasından dolayı restorasyon sınırını aşır alttaki dişe zarar verme olasılığı ve restorasyonun bütünlüğünün bozulması gibi riskler mevcuttur. Ayrıca diş etlerinde kanama ve hastada ağrı olması da sık karşılaşılan problemlerdir. Bu zorlukların üstesinden gelmek için, son yıllarda lazerlerin de bu amaçla kullanılabileceği yönünde çalışmalar yapılmıştır (104).

Seramiklerde lazer kullanımı ile ilgili dental literatürdeki ilk çalışma porselen yüzey işlemlerine yöneliktir (123). Yapılan son çalışmalarda da lazerin debonding işleminde de etkili olduğu belirtilmiştir. Lazerle debonding işlemi ilk olarak seramik ortodontik braketlerde tanımlanmış ve deneysel olarak 1990 ‘lardan beri kullanılmaktadır (124). Bu amaçla farklı lazerler (CO₂, Nd:YAG, Diode, Ytterbium fiber, Er:YAG farklı çalışmalarda kullanılmıştır (125–129). Ancak literatürde yer alan çalışmalarda çoğunlukla Er:YAG (2940 nm) lazer önerilmektedir (104,106,130).

Seramik braketlerin debonding işleminde, lazer enerjisi seramik tarafından transmisyonla uğrayarak rezin simana ulaşmakta ve siman yüzeyinde çözünmelere neden olmaktadır. Bu çözünmeler 3 farklı mekanizma ile gerçekleşmektedir. Bunlar : termal yumuşama, termal ablasyon (ısıyla patlama) ve fotoablasyon (ışıkla patlama) (126).

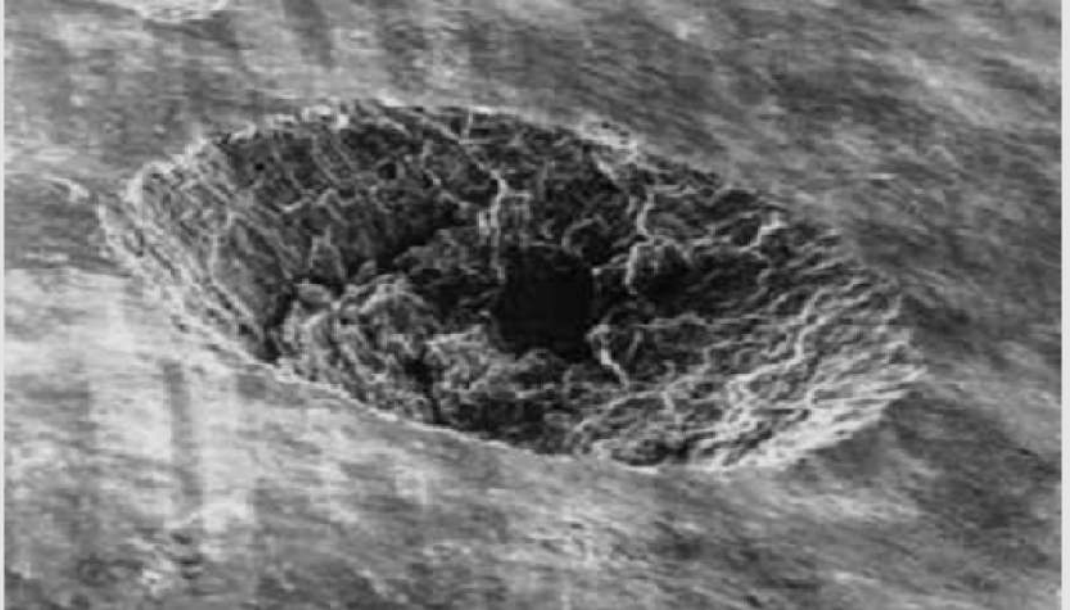
Termal yumuşama: Rezin siman ve braketin lazer enerjisiyle ısınmasıyla, rezin siman braket yerinden çıkacak kadar yumuşar. Bu nisbeten yavaş bir methodur. Aynı zamanda hem brakette hem dişte büyük sıcaklık artışlarına neden olabilir (126).

Termal ablasyon (Isıyla patlama): Adeziv rezindeki hızlı buharlaşmadır ve lazer enerjisiyle rezinin anlık ısınmasına neden olur (126).

Foto ablasyon (Işıklı Patlama): Yüksek lazer enerjisi adeziv rezin ile etkileşime girerek rezin atomları arasındaki bağların enerji seviyelerinin yükselmesine ve bu sayede materyalin ayrışmasına neden olur (126).

Termal ablasyon ve foto ablasyon mekanizmalarında süreç hızlı ilerlediği için rezin siman ve diş yüzeyi arasındaki ısı fizyolojik düzeyde kalır (130). Çalışmalarda Er;YAG lazer kullanılarak braketlerde ve laminate veneerlerde debonding mekanizmaları çoğunlukla termal ablasyon ve fotoablasyon ile gerçekleşmektedir (104,129). Ancak CO₂ ve ND;YAG lazerler kullanıldığında Er:YAG lazerin aksine debonding işlemi daha çok termal yumuşama mekanizması ile gerçekleşmektedir (131,132).

Seramik restorasyonların yerinden uzaklaştırılabilmesi için uygulanan lazer ışınlarının seramik boyunca iletilmesi ve rezin simana ulaşması gerekmektedir. Yani lazer ışınlarının seramik boyunca transmisyona uğraması gerekmektedir. Transmisyon kelime anlamı olarak ses veya ışığın bir cisim içinden geçmesidir. Ses veya ışık herhangi bir maddeden geçerken, madde özelliklerine bağlı olarak bir kısmı absorbe olur, bir kısmı geri yansıtılır ve büyük bir kısmı ise transmisyona uğrar. Ses veya ışığın transmisyona uğradığı miktar transmisyon oranı olarak tanımlanmaktadır. Seramik yüzeyine debonding amacıyla uygulanan lazer ışınlarının da bir kısmı seramik tarafından absorbe edilirken bir kısmı geri yansıtılır ve büyük bir kısmı da transmisyona uğrayarak rezin simana ulaşır. Resin simanda ablasyon denilen patlamalar sonucu resin siman seramik bağlantısı zayıflayarak ve debonding işlemi gerçekleşmektedir (Resim 2.10) (126).



Resim 2.4. Er:YAG lazer enerjisiyle meydana gelen ablasyon kraterleri (102)

Debonding işlemi lazer tipi ve debonding prosedürüne ek olarak seramiklerin tipinden de oldukça etkilenir (104,130). Bu tez çalışmasında 6 ayrı tam seramik sisteminden iki farklı kalınlıkta örnekler hazırlanmıştır. Tam seramik tipinin ve kalınlığının, Er:YAG lazerin transmisyon oranlarına etkisinin tespit edilmesi amaçlanmıştır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışması, Gaziantep Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında bulunan araç gereçler ile yapıldı. Bu çalışma farklı kalınlıklardaki farklı CAD/CAM seramiklerinden Er:YAG lazer ışınlarının transmisyon oranlarını değerlendirmek amacıyla yapılmıştır. Çalışmada kullanılan 6 farklı seramik bloğundan 0,5 ve 1 mm kalınlığında örnekler hazırlandı. Seramik örnekler üzerinden Er:YAG lazer (Fidelis PLUS III, Fotona Medical Lasers, Slovenya) uygulandı ve seramiklerin transmisyon oranları Power metre kullanılarak kaydedildi. Çalışmada kullanılan seramik materyalleri Tablo 3.1' de verilmiştir.

Tablo 3.1. Grupların dağılımı ve kullanılan materyaller

Grup	İçerik	İsim	Üretici Firma
LGS	Lösitle güçlendirilmiş Cam seramik	IPS Empress CAD	Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lihtenştayn
LDS	Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Cam Seramik	IPS e.max CAD	Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lihtenştayn
ZKS	Yttria-Stabilize Zirkonyum- Oksit Kor Seramik	inCoris ZI	Sirona Dental Sistemleri, Bensheim, Almanya
MZS	Monolitik Zirkonyum-Oksit Seramik	inCoris TZI	Sirona Dental Sistemleri, Bensheim, Almanya
RNS	Rezin Nano Seramik	Lava™ Ultimate	3M ESPE Dental, St. Paul, MN, ABD
ZLS	Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Cam Seramik	Vita Suprinity	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya

3.1. Çalışma Gruplarının Tanımlanması

Bu çalışmada 6 farklı tam seramik materyali kullanıldı (Resim 3.1). Her bir seramik materyal grubu için 20 adet 0.5 mm ve 20 adet 1 mm olmak üzere toplam 40 adet örnek hazırlandı.



Resim 3.1. Örnek hazırlanmasında kullanılan CAD/CAM blokları

3.1.1. LGS (lösitle güçlendirilmiş cam seramik) örneklerinin hazırlanması

Bu grupta A2 renkte ve düşük translusentlikte lösitle güçlendirilmiş cam seramik (LGS) CAD/CAM blok (IPS Empress CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) (LT) kullanıldı. LGS blok, hassas kesme makinasının (Isomet 1000, Buehler Ltd. Lake Bluff, IL, ABD) (Resim 3.2) tutucu koluna sabitlenip, örnek kalınlıkları 0.5 ve 1 mm olacak şekilde , su soğutması altında yavaş turda elmas disk kullanılarak kesildi.



Resim 3.2. Hassas kesme makinası

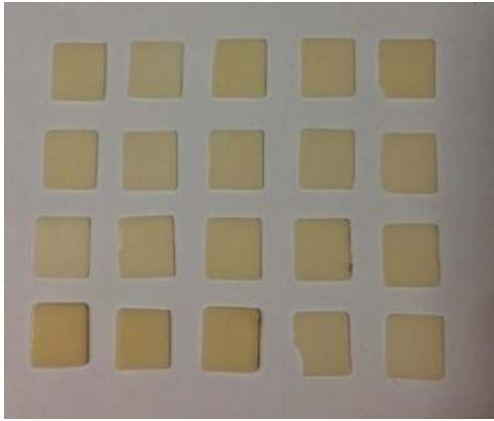
Örnekler 1x1 boyutlarında olacak şekilde fissür elmas frez (Komet-Braesseler GmbH, Lemgo, Almanya) ile düzeltildi. Son olarak örnekler dijital bir kumpas (7301, Mitutoyo Corp., Kawasaki, Japonya) (Resim 3.3) kullanılarak ölçüldü ve silikon karpit aşındırıcı kağıtlar ve polisaj makinası (Minitech 233 Presi, Grenoble, Fransa) (Resim 3.4) kullanılarak cilalandı. Lösitle güçlendirilmiş cam seramik örnekleri Resim 3.5' de gösterilmiştir.



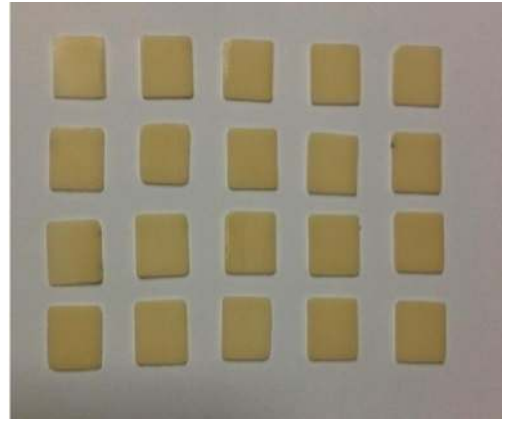
Resim 3.3. Kalınlık ölçme komparatörü



Resim 3.4. Zımparalama & Parlatma cihazı



0.5 mm



1 mm

Resim 3.5. L sitle güçlendirilmiş cam seramik örnekleri

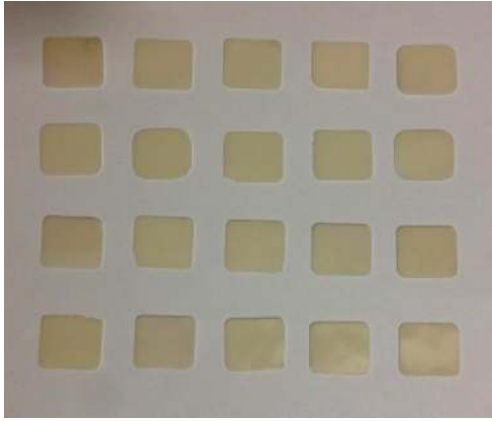
3.1.2. LDS (lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik)  rneklerinin hazırlanması

Bu grupta A2 renkte ve düşük transl s ntlikte (LT) lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik (LDS) CAD/CAM blok (IPS E-max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihten tayn) kullanıldı.

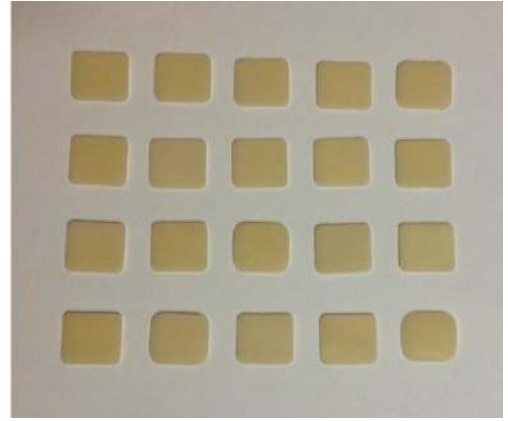
Örnekler LGS grubundaki gibi hazırlandı. Buna ek olarak üreticinin önerileri doğrultusunda seramiğin son kristalizasyon aşamasının tamamlanması için, örnekler seramik fırını (Programat P300, Ivoclar-Vivadent AG, Lihtenştayn, Avusturya) kullanılarak fırınılandı (Resim 3.6). Lityum disilikat cam seramik örnekleri Resim 3.7' de gösterilmiştir.



Resim 3.6. Seramik fırını



0.5 mm



1 mm

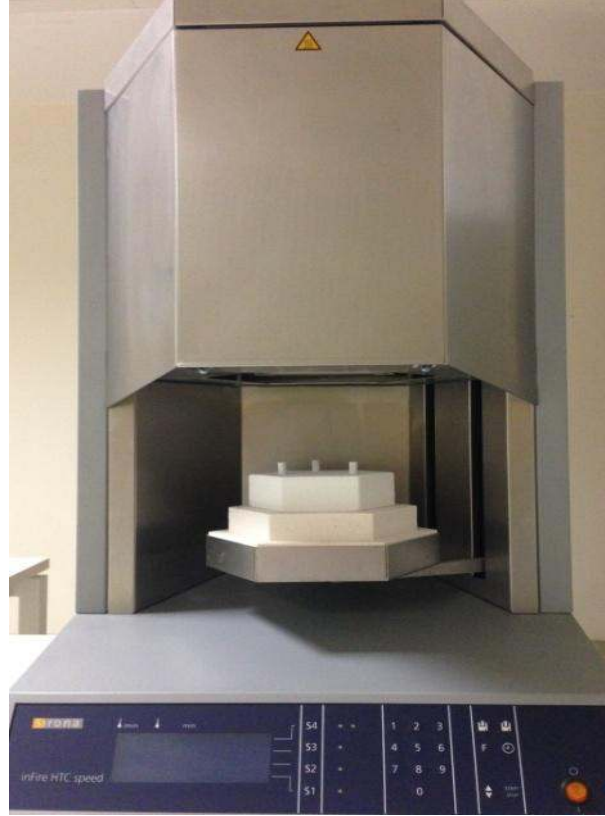
Resim 3.7. Lityum disilikat cam seramik örnekler

3.1.3. ZKS (yttria-stabilize zirkonyum-oksit kor seramik) örneklerinin hazırlanması

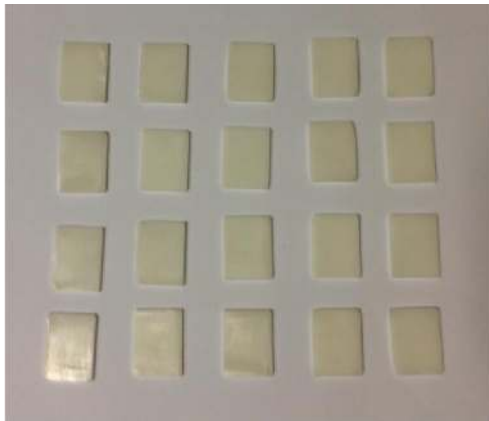
Bu grupta F0.5 rengine yarı sinterize yttria-stabilize zirkonya kor seramik (ZKS) CAD/CAM blok (inCoris ZI, Sirona Dental Sistemleri, Bensheim, Almanya) kullanıldı. Örnekler son boyutlarından %25 daha büyük hazırlanıp üretici talimatlarına göre sinterizasyon cihazında (inFire HTC Speed, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) sinterlendi (Resim 3.9). Zirkonyum-oksit kor seramik örneklerin sinterizasyon öncesi ve sonrası Resim 3.8' de gösterilmiştir. Fırınlama sonrası örnekler dijital kumpas kullanılarak boyutları kontrol edildi ve ayarlamalar elmas frez ve polisaj cihazı kullanılarak yapıldı. Zirkonyum-oksit kor seramik örnekler Resim 3.10' da gösterilmiştir.



Resim 3.8. Zirkonyum-oksit kor seramik örneklerin sinterizasyon işlemi öncesi ve sonrası



Resim 3.9. Sinterizasyon cihazı



0.5 mm



1 mm

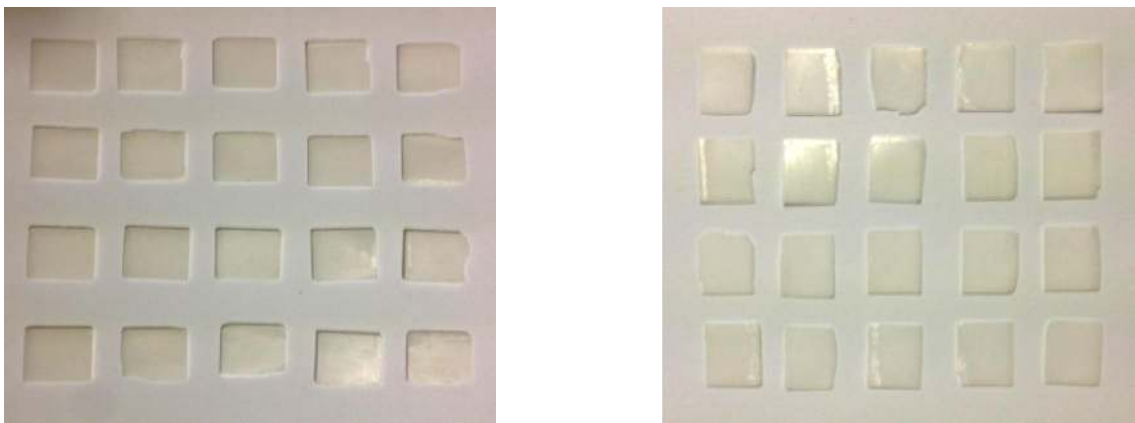
Resim 3.10. Zirkonyum-oksit kor seramik örnekleri

3.1.4. MZS (monolitik zirkonyum-oksit seramik) örneklerinin hazırlanması

Bu grupta yarı sinterize yttria-stabilize monolitik zirkonyum-oksit seramik (MZS) CAD/CAM blok (inCoris TZI, Sirona Dental Sistemleri, Bensheim, Almanya) kullanıldı. ZKS grubundaki gibi örnekler son boyutlarından %25 daha büyük hazırlanıp sinterlendi ve boyutları kontrol edildi. Örneklerin sinterizasyon öncesi ve sonrası Resim 3.11' de gösterilmiştir. Monolitik zirkonyum-oksit seramik örnekleri ise Resim 3.12' de gösterilmiştir.



Resim 3.11. Monolitik zirkonyum-oksit seramik örneklerin sinterizasyon işlemi öncesi ve sonrası



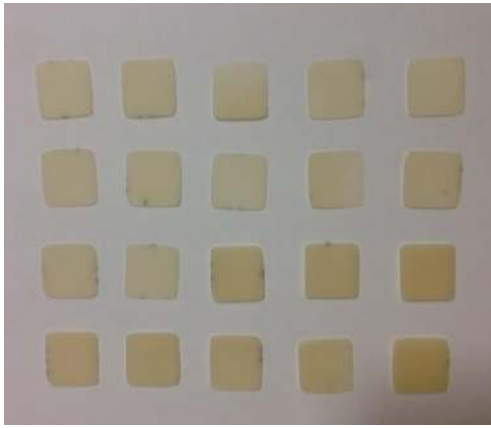
0.5 mm

1 mm

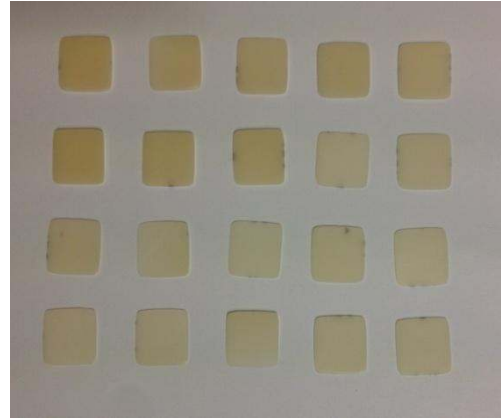
Resim 3.12. Monolitik zirkonyum-oksit seramik örnekleri

3.1.5. RNS (rezin nano seramik) örneklerinin hazırlanması

Bu grupta A2 renkte ve düşük translüsentlikte (LT) rezin nano seramik (RNS) CAD/CAM blok (Lava™ Ultimate, 3M ESPE Dental, St. Paul, MN, ABD) kullanıldı. Örnekler LGS grubunda anlatıldığı gibi hazırlandı ve boyutları kontrol edildi. Resin nano seramik örnekleri Resim 3.13' de gösterilmiştir.



0.5 mm

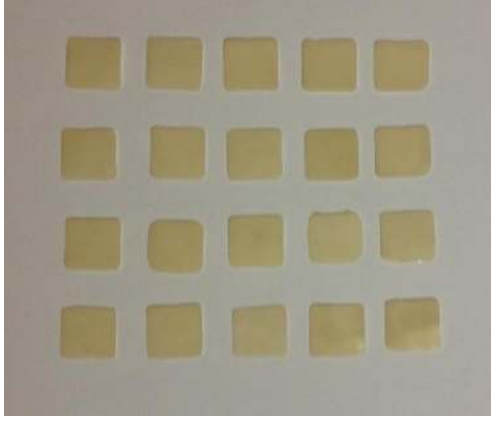


1 mm

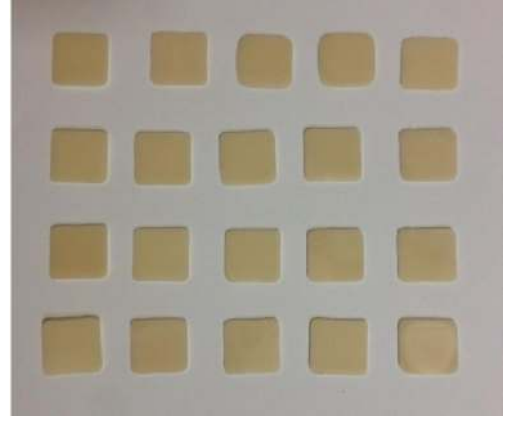
Resim 3.13. Resin nano seramik örnekleri

3.1.6. ZLS (zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik) örneklerinin hazırlanması

Bu grupta A2 renkte düşük translüsentlikte (T) zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik (ZLS) CAD/CAM blok (Vita Suprinity, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) kullanıldı. 0,5 mm ve 1 mm boyutlarında kesilen örnekler üreticinin önerileri doğrultusunda seramiğin son kristalizasyonuna ulaşmak için seramik fırını (Programat P300, Ivoclar-Vivadent AG, Lihtenştayn, Avusturya) kullanılarak fırındı. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik örnekler Resim 3.14' de gösterilmiştir.



0.5 mm



1 mm

Resim 3.14. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik örnekleri

3.2. Transmisyon Testinin Yapılması

Örneklerin hazırlanması bittikten sonra transmisyon testi bir lazer power (güç/enerji) metre (LP 100 lazer power metre) kullanılarak ölçüldü. Öncelikle örnekleri tutturmak için ışıkla sertleşen akrilik materyalinden bir plaka elde edildi. Kalınlığı 3 mm olan ışıkla sertleşen akrilik plakanın (Leaddent light curing base plate, Gülsera Tıbbi cihazlar, İzmir, Turkey) iki ucu güç ölçerin sensörünün üst kısmına yerleştirildi. Akrilik plaka lazer enerjisini absorbe ettiği için plaka yaklaşık 4x4 mm boyutlarında üst yüzeyinden kaldırılıp polimerize edildi (UV Işıklı Polimerizasyon Ünitesi, Major Prodotti Dentari Spa., Torino, İtalya).

Bu sayede hem güç sensörü çevreden izole edildi hem de seramiğin sabit durabileceği bir alan elde sağlandı. Örnekler tek tek akrilik plakaya yerleştirilerek Er;YAG lazerin safir tipte 1.3 mm çaplı 8 mm uzunluktaki safir kontak ucu (H14-C, Fotona d.d.) kullanılarak belirtilen parametreleriyle ışınlama yapıldı. Power metrenin ölçtüğü değerler kaydedildi (Resim 3.15) . Her örnek 5 sn boyunca ışınladı ve power metre ekranında görülen en yüksek değer kaydedildi. Her örnek için 5 ölçüm yapıldı.



Resim 3.15. Power metre cihazı ile seramiklerin transmisyon değerlerinin ölçülmesi

Kullanılan Er:YAG Lazer (Fidelis PLUS III, Fotona Medical Lasers, Slovenya) (Resim 3.16) 500 Mj -2 Hz (1 W) ve 1000 μ s (VLP=Very Long Pulse) parametreleriyle uygulandı (Tablo 3.2). Uygulanmadan önce lazerin kalibrasyonu kontrol edildi. Bu çalışma için kullandığımız Er:YAG lazer cihazında yaklaşık %20 lik bir güç kaybı bulunmaktadır. Transmisyon oranları hesaplanırken bu kayıp gözönünde bulundurulmuştur. Bu güç kaybı lazer cihazından dedektöre gideken lazer ışınlarının hava içindeki dağılmasına bağlanmaktadır (133).



Resim 3.16. Er:YAG lazer cihazı

Tablo 3.2. Lazer parametreleri

Atım Enerjisi	Atım Süresi	Frekans	Çıkış Gücü	Lazer Başlığı	Atış Ucu	Işınlama Süresi
500 mJ	1,000 ms (VLP)	2 Hz	1.0 W	R14 kontak	Safir, 1.3 mm ø	1s

Er:YAG Lazer ışını Rezin nano seramik (RNS) örneklerde patlamalar (ablasyonlar) meydana getirdiğinden (Resim 3.17) transmisyon oranları ölçülemedi. Bundan dolayı istatistiksel veri elde edilememiştir.



Resim 3.17. Rezin nano seramik örneklerdeki ablasyon alanları

3.3. İstatistiksel Analiz

Transmisyon oranlarının farklı kalınlık ve seramik gruplarındaki değişimini test etmek için iki yönlü faktöriyel varyans analizi (ANOVA) ve gruplar arasındaki farklılıkları belirlemek için LSD testi kullanılmıştır. Tanımlayıcı istatistik olarak sayısal değişkenler için ortalama±standart sapma değerleri verilmiştir. İstatistiksel analizler için SPSS for Windows version 22.0 paket programı kullanılmış ve $P<0.05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

Farklı kalınlıklardaki farklı seramik sistemlerinden Er:YAG lazer ışınlarının transmisyon oranlarını ölçmek için, seramik gruplarındaki her bir örnek için 5 adet ölçüm yapılmış ve power metre cihazının ölçtüğü en yüksek değerler kaydedilmiştir. Er:YAG lazer ışınları Rezin nano seramik (RNS) örneklerden transmisyona uğramadan, seramikte patlamalar (ablasyonlar) meydana getirdiği için transmisyon değerleri ölçülememiş ve istatistiksel değerlendirmeye dahil edilmemiştir. Diğer 5 seramik grubunda bulunan her bir örnek için ölçülen 5 transmisyon değerinin ortalamaları alınmıştır. LDS, LGS, ZLS, ZKS ve MZS gruplarının kalınlıklarına göre (0.5 ve 1 mm) transmisyon değerlerinin ortalamaları Tablo 4.1' de verilmiştir.

Her bir seramik grubunun transmisyon oranlarını hesaplayabilmek için Er:YAG lazerin çıkış gücü ölçülmüştür. Bu çalışmada kullanılan lazer cihazının çıkış gücü ortalama 800 mW'dır. Tüm seramik grupları için ölçülen transmisyon değerlerinin 800 mW değerine göre yüzdelik oranları hesaplanmıştır. LDS, LGS, ZLS, ZKS ve MZS gruplarının kalınlıklarına göre (0.5 ve 1 mm) transmisyon oranlarının ortalamaları Tablo 4.2' de verilmiştir.

Tablo 4.1. Seramik gruplarının kalınlıklarına göre transmisyon değerlerinin ortalamaları (mW)

Gruplar	LDS 0.5 mm	LDS 1mm	LGS 0.5 mm	LGS 1 mm	ZLS 0.5 mm	ZLS 1 mm	ZKS 0.5 mm	ZKS 1 mm	MZS 0.5 mm	MZS 1 mm
Transmisyon Değerleri (mW)	534	487	460	312	601	427	349	280	537	441
	613	455	456	321	554	415	359	228	549	414
	619	439	418	345	505	443	361	248	479	418
	453	462	484	380	599	434	355	243	525	447
	534	439	461	312	497	426	355	267	524	444
	543	472	470	325	637	430	352	281	525	376
	562	481	424	336	551	424	450	240	444	490
	556	443	426	332	533	432	372	259	415	459
	606	496	461	328	543	460	362	259	454	383
	586	461	443	316	533	413	355	263	478	408
	592	452	458	367	532	375	357	241	482	442
	621	463	388	318	535	407	285	264	535	479
	550	443	454	322	545	425	387	262	556	475
	563	439	455	373	534	456	373	245	495	534
	523	460	486	316	565	425	345	237	531	479
	570	460	459	342	620	431	344	237	554	479
	574	438	461	343	602	414	356	258	547	483
	587	425	509	316	559	418	349	273	573	373
	566	444	503	317	542	412	320	231	517	414
	515	413	448	315	556	409	337	247	476	487

Tablo 4.2. Seramik gruplarının kalınlıklarına göre transmisyon oranlarının ortamaları (%)

Gruplar	LDS 0.5 mm	LDS 1 mm	LGS 0.5 mm	LGS 1 mm	ZLS 0.5 mm	ZLS 1 mm	ZKS 0.5 mm	ZKS 1 mm	MZS 0.5 mm	MZS 1 mm
Transmisyon Oranları (%)	67	61	57	39	75	53	44	35	67	55
	77	57	57	40	69	52	45	29	69	52
	77	55	52	43	63	55	45	31	60	52
	57	58	60	48	75	54	44	30	66	56
	67	55	58	39	62	53	44	33	66	56
	68	59	59	41	80	54	44	35	66	47
	70	60	53	42	69	53	56	30	56	61
	69	55	53	41	67	54	47	32	52	57
	76	62	58	41	68	58	45	32	57	48
	73	58	55	40	67	52	44	33	60	51
	74	57	57	46	67	47	45	30	60	55
	78	58	49	40	67	51	36	33	67	60
	69	55	57	40	68	53	48	33	70	59
	70	55	61	47	67	57	47	31	62	67
	65	57	57	39	71	53	43	30	66	60
	71	58	58	43	77	54	43	30	69	60
	72	55	64	43	75	52	44	32	68	60
	73	53	63	40	70	52	44	34	72	47
	71	56	56	40	68	51	40	29	65	52
	64	52		39	69	51	42	31	60	61

Tablo 4.3. Transmisyon oranları (%) için iki yönlü varyans analizi (ANOVA) sonuçları

Kaynak	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	P
Düzeltilmiş Model	27499,919 ^a	9	3055,547	199,417	0,001
Sabit	591586,434	1	591586,434	38609,301	0,001
Seramik tipi	18128,308	4	4532,077	295,782	0,001
Kalınlık	8916,800	1	8916,800	581,946	0,001
Seramik tipi * Kalınlık	454,811	4	113,703	7,421	0,001
Hata	2911,252	190	15,322		
Toplam	621997,606	200			
Düzeltilmiş Toplam	30411,171	199			

$R^2=0,904$ (Düzeltilmiş $R^2 = 0,900$) (R= korelasyon katsayısı)

Transmisyon oranları için iki yönlü Varyans Analizi (ANOVA) sonuçları Tablo 4.3' de gösterilmiştir. Transmisyon oranları için faktöriyel ANOVA sonuçlarına bakıldığında seramik grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu ($p=0.001$) ve her bir seramik grubunun farklı kalınlıklarda da transmisyon oranlarının değiştiği gözlenmiştir ($p=0.001$). Buna ek olarak seramik grupları ve kalınlıkları arasındaki interaksiyonun da istatistiksel olarak anlamlı olduğu gözlenmiştir ($p=0.001$).

Gruplar arasındaki farklılıklar, LSD testi ile analizi yapılmış ve sonuçlar Tablo 4.4 ve Tablo 4.5' de gösterilmiştir.

- LDS 0.5 mm ve ZLS 0.5 mm grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0.796$).
- LDS 1 mm, MZS 1 mm ve LGS 0.5 mm grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0.05$).
- LGS 1 mm, ZLS 1 mm, ZKS 0.5 mm, ZKS 1 mm ve MZS 0.5 mm grupları ise, birbirlerinden ve diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede farklı bulunmuştur.

Tablo 4.4. LSD testi sonuçları

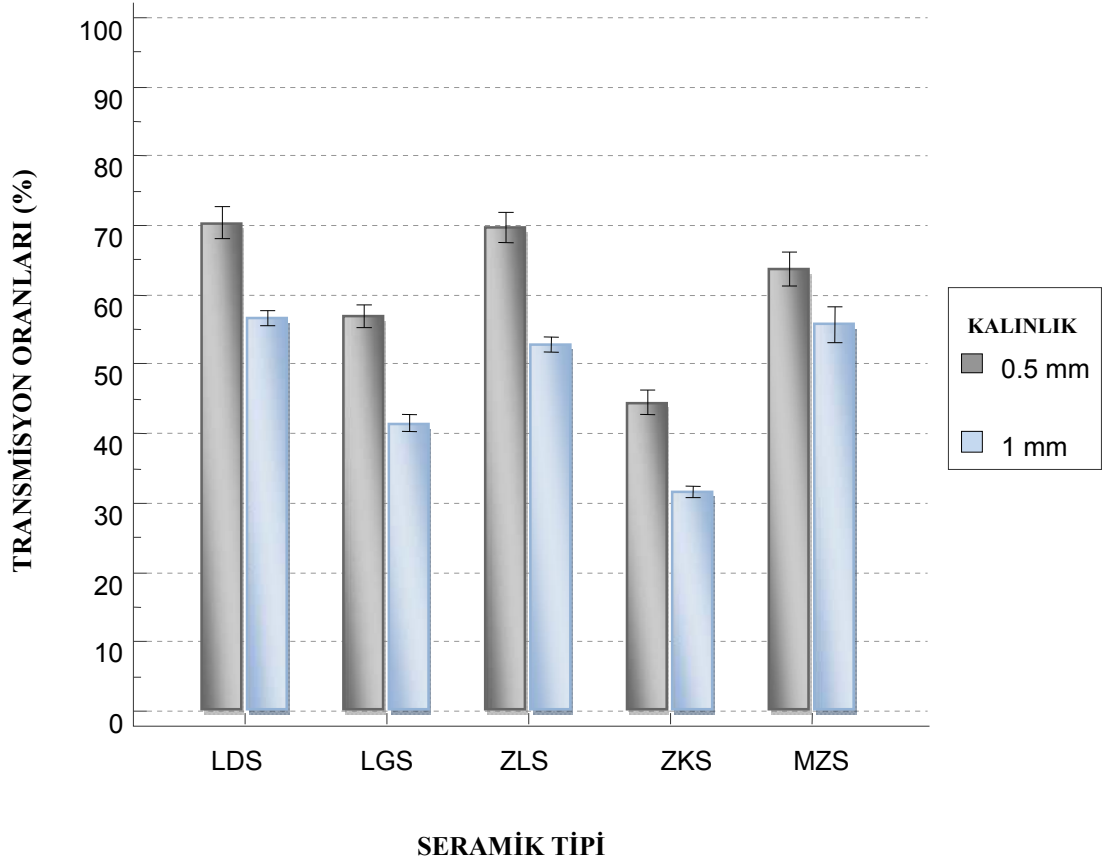
LSD Testi; Değişken YÜZDELİK Post Hoc Testi için Olasılıklar Hata: MS=15,322, df=190,00 *											
Hücre No	Seramik Grubu	{1} 70,411	{2} 56,700	{3} 57,020	{4} 41,471	{5} 69,640	{6} 52,954	{7} 44,512	{8} 31,637	{9} 63,736	{10} 55,786
1	LDS 0.5 mm		0.00	0.00	0.00	0,53	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
2	LDS 1 mm	0.00		0,79	0.00	0.00	0,00	0.00	0.00	0.00	0,46
3	LGS 0.5 mm	0.00	0,79		0.00	0.00	0,00	0.00	0.00	0.00	0,32
4	LGS 1 mm	0.00	0.00	0.00		0.00	0.00	0,01	0.00	0.00	0.00
5	ZLS 0.5 mm	0,53	0.00	0.00	0.00		0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
6	ZLS 1 mm	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00		0.00	0.00	0.00	0,02
7	ZKS 0.5 mm	0.00	0.00	0.00	0,01	0.00	0.00		0.00	0.00	0.00
8	ZKS 1 mm	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00		0.00	0.00
9	MZS 0.5 mm	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00		0.00
10	MZS 1 mm	0.00	0,46	0,32	0.00	0.00	0,23	0.00	0.00	0.00	

*df: Serbestlik Derecesi (Degree of Freedom), MS:Ortalama Kare(Mean Square)

Tablo 4.5. Transmisyon oranlarının farklı kalınlık ve farklı seramik gruplarındaki etkisinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi (ANOVA ve LSD)

Seramik Tipi	Kalınlık	Transmisyon Oranları (%)			Gruplama*
		Ortalama	Std. Sapma	Örnek Sayısı	
LDS	0.5 mm	70,4113	5,05406	20	a
	1 mm	56,7000	2,55859	20	b
	Total	63,5556	7,98988	40	
LGS	0.5 mm	57,0200	3,53936	20	b
	1 mm	41,4713	2,58871	20	c
	Total	49,2456	8,44739	40	
ZLS	0.5 mm	69,6400	4,62493	20	a
	1 mm	52,9537	2,28590	20	d
	Total	61,2969	9,18471	40	
ZKS	0.5 mm	44,5125	3,78583	20	e
	1 mm	31,6375	1,95169	20	f
	Total	38,0750	7,16535	40	
MZS	0.5 mm	63,7363	5,29900	20	g
	1 mm	55,7862	5,39157	20	b
	Total	59,7613	6,63682	40	
Total	0.5 mm	61,0640	10,59011	100	
	1 mm	47,7098	10,24521	100	
	Total	54,3869	12,36204	200	

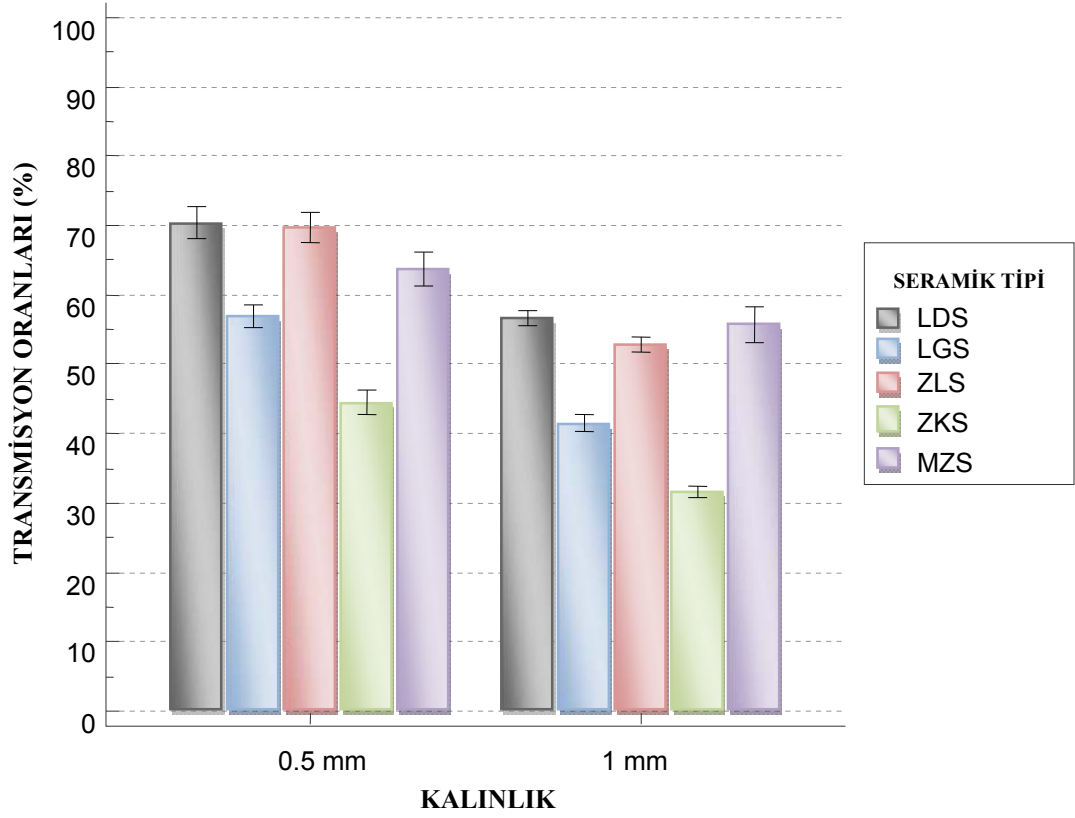
*Aynı harfle isimlendirilen gruplar arasında istatistiksel olarak fark görülmezken, farklı harfler LSD testine göre anlamlı derecede farklılık gösteren grupları ifade etmektedir.



Şekil 4.1. Seramik grupları ve kalınlıklarına göre transmisyon oranları

Transmisyon oranlarını seramik grupları ve kalınlıklarına göre karşılaştırdığımızda;

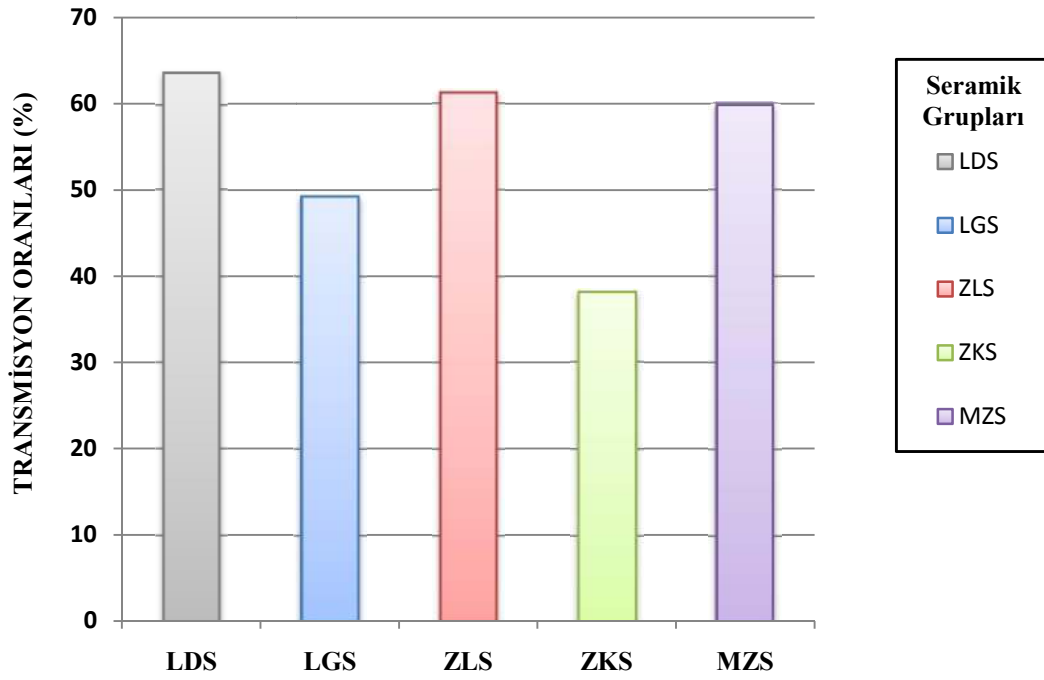
- En yüksek oran %70 ile LDS ve ZLS 0.5 mm gruplarında gözlenmiştir (İki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir). Bunu %64 ile 0.5 mm kalınlığındaki MZS grubu izlenmiştir.
- Sonrasında en yüksek oranlar; %57 ile LGS 0.5 mm, LDS 1 mm ve % 56 ile MZS 1 mm grubunda görülmüştür (Üç grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir). Son olarak transmisyon oranları sırasıyla; %53 ile ZLS 1 mm , %45 ile ZKS 0.5 mm, %41 ile LGS 1 mm ve %32 ile ZKS 1 mm gruplarında izlenmektedir.
- En düşük oran ZKS 1 mm grubunda belirlenmiştir (%32).
- Monolitik zirkonyum-oksit seramik grubunda transmisyon oranları kalınlık artışından daha az etkilenmiştir (Şekil 4.1).



Şekil 4.2. Transmisyon oranlarının seramik gruplarının kalınlıklarına göre karşılaştırılması

Farklı kalınlıktaki seramik gruplarının transmisyon oranları karşılaştırıldığında, tüm gruplarda kalınlık arttıkça transmisyon oranlarının azaldığı belirlenmiştir.

- 0.5 mm kalınlığındaki seramik grupları arasında, en yüksek oran %70 ile LDS ve ZLS gruplarında tespit edilmiştir (iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir, $p=0,53$). Bunu %64 ile MZS, %57 ile LGS ve %45 ile ZKS grubunun izlediği tespit edilmiştir.
- 1 mm kalınlığındaki seramik grupları arasında, en yüksek oran %57 ile LDS ve %56 ile MZS grubunda tespit edilmiştir (iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir, $p=0,46$). Bunu %53 ile ZLS, %41 ile LGS ve %32 ile ZKS grubunun izlediği görülmüştür. (Şekil 4.2).



Şekil 4.3. Transmisyon oranlarının seramik gruplarına göre karşılaştırılması

Transmisyon oranlarını seramik grupları arasında karşılaştırdığımızda;

- Total transmisyon oranı %64 ile en yüksek LDS grubunda saptanmıştır. Bunu %61 ile ZLS grubu, %60 ile MZS grubu, %49 ile LGS grubu ve %38 ile ZKS grubu izlemiştir.

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Tam seramik restorasyonların materyal seçimi ve üretimi kadar simantasyon aşaması da önemlidir. Simantasyonda çoğunlukla; yüksek bağlanma kuvveti, seramik materyaline desteklik sağlaması, ideal estetik özellikleri, biyouyumlulukları, minimal film kalınlığı, yüksek stabiliteleri ve ağız sıvılarında çözünürlüğünün düşük olması gibi avantajlarından dolayı adeziv rezin simanlar kullanılmaktadır (134–136). Zamana bağlı olarak bu restorasyonlarda estetik (çatlak, kırık, aşınma, renk değişikliği), biyolojik (çürükler, destek dişlerin vitalisinde kayıp, periodontal problemler) ve teknik komplikasyonlar (retansiyon kaybı, materyal komplikasyonları) ortaya çıkabilmekte ve sökülmeleri gerekmektedir.

Daimi ya da geçici olarak simante edilen restorasyonları sökmek amacıyla literatürlerde, hemostat (137,138), restoratif matris bantları (139,140), Richel köprü ve kron sökücüsü (141,142), ultrasonik sökücüler (141), kronun destek noktasına yarık açma (143), çapraz ligatür teli (144), lastik örtü pensi (145), tel halka ve kaldıraç (143,145), forsepsler (Temp Gripper, Perm Gripper) (146,147) gibi farklı yöntemler tanımlanmaktadır.

Adeziv rezin siman ile yapıştırılan bu restorasyonlar konvansiyonel tekniklerle sökülmek istendiğinde restorasyonun zarar görmemesi neredeyse imkansızdır. Restorasyonun yenilenmesi de zaman alıcı ve maliyetli bir işlemdir. Aynı zamanda diş ve çevre dokuların zarar görmeden korunması da çok önemlidir (148). Bu nedenle, restorasyonların söküm yöntemlerinin seçiminde, hasta toleransı, klinisyenin deneyimi, restorasyonun destek diş ile uyumu, restorasyonun yüzey alanı, destek dişlerin durumu ve birbirlerine göre konumları gibi pekçok faktör etkilidir.

Oluşabilecek komplikasyonları önlemek, söküm sürecini kolaylaştırmak ve restorasyonun zarar görmesini engellemek için tam seramik restorasyonların lazerle debonding prosedürünün nispeten kolay ve güvenli bir teknik olduğu ileri sürülmüştür (103,104,106). Bu konuda son yıllarda yapılmış az sayıda çalışma bulunmaktadır (104,149–151).

Bu tez çalışması, tam seramiklerin Er:YAG lazer kullanılarak debonding işleminde, lazer enerjisinin transmisyon oranlarının, farklı yapı ve kalınlıktaki seramiklerde etkisinin araştırılması amacıyla yapılmıştır. Alınan sonuçlara göre Er:YAG lazerin farklı seramiklerde transmisyon oranlarının anlamlı farklılıklar gösterebileceği hipotezi desteklenmiştir.

Klinik uygulamalarda yaygın olarak kullanılan, CAD/CAM teknolojisiyle üretilen değişik kimyasal yapılarda ve farklı derecelerde yarı saydamlık/opaklık özelliği olan 6 farklı tam seramik 2 farklı kalınlıkta (0,5 mm ve 1 mm) kullanılmıştır. Çalışmamızda lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik (IPS e.max CAD), lüsitte güçlendirilmiş cam seramik (IPS Empress CAD), zirkonyayla güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik (Vita Suprinity), rezin nano seramik (Lava Ultimate), yttria stabilize zirkonyum-oksit kor seramik (inCoris ZI) ve monolitik zirkonyum-oksit seramik (inCoris TZI) kullanılmıştır.

Debonding işlemi sırasında seramik boyunca transmisyona uğrayan lazer enerjisi rezin siman tarafından absorbe olur ve rezin simanda çözünmeler başlar. Tocchio ve ark. (126) yaptığı çalışmaya göre debonding prosedürü lazer enerjisiyle beraber rezin simandaki çözünmelere bağlıdır. Bu çözünmeler de termal yumuşama, termal ablasyon ve fotoablasyon ile gerçekleşebilmektedir. Termal yumuşama sırasında ısı iletimi daha fazla olmaktadır. Termal ablasyon ve fotoablasyon daha güvenilirdir. Siman yeterli ablasyona uğradığında diş yüzeyinden uzaklaşır. Ablasyon mekanizması hidrodinamik ejeksiyonu takip eden patlayıcı buharlaşmalar şeklindedir. Organik bileşenlerdeki hızlı çözünme materyal içinde ekspansiyon kuvveti oluşturur.

Lazer debonding tekniği ilk olarak 1990 yılında seramik braketlerin sökülmesi için kullanılmıştır (124). Bu amaç doğrultusunda CO₂ lazer, Nd:YAG lazer, diyot lazer, ytterbium fiber lazer ve Er:YAG lazer kullanılmıştır (125,127–129,152). CO₂ lazerin kullanıldığı çalışmalarda (131,152) debonding işleminin termal yumuşama mekanizması ile meydana geldiği ve oluşan ısının pulpada hasara neden olabileceği sonucuna varılmıştır. Termal ablasyon ve fotoablasyon mekanizmalarının da araştırılması için farklı lazerlerin de denendiği çalışmalar yapılmıştır.

Obata ve ark. (153) yaptığı çalışmada süper atımlı (super pulse) ve normal atımlı (normal pulse) CO₂ lazeri seramik braketlerin debonding işlemi için kullanılmış ve super pulse CO₂ lazerin klinik kullanımda daha yararlı olduğunu belirtmiştir.

Hayakawa' nın (132) yaptığı braket çalışmasında yüksek atımlı Nd:YAG lazer denenmiş ve CO₂ lazere göre seramik braketlerin absorpsiyon oranı daha düşük bulunmuştur. İletilen ısı miktarı daha yüksektir ve ısı artışı daha fazladır. Bundan dolayı uygulama süresi ve şekline dikkat edilerek kullanılması gerekmektedir. Lazer seçiminde direk olarak rezin simanı etkilemesine ancak çok fazla ısı artışına neden olmamasına dikkat edilmelidir.

Pich ve ark. (133) seramik restorasyonların lazerle debonding işlemiyle ilgili yaptıkları çalışmalarda Er:YAG ve diode lazer kullanmıştır. Sarı ve ark. (130), Morford ve ark. (104), Rechmann ve ark. (154,155), Tak ve ark. (156), Van As (102), Iseri ve ark.(106), Oztoprak ve ark. (157), Kursoğlu ve ark. (103) ise Er:YAG lazer kullanmışlardır. Bizim çalışmamızda da benzer çalışmalar gözönüne alınarak Er:YAG lazer kullanılmıştır. Aynı zamanda Nd:YAG lazer ile benzer etkilere sahip olsa da daha az ısı oluşturduğu için Er:YAG lazer kullanılmıştır (158,159).

Lazer debonding sadece braketlerin sökülmesinde değil aynı zamanda kompozit dolguların diş dokularına zarar vermeden etkili bir şekilde sökülmesinde de etkili bir yöntemdir (104). Braketlerin lazerle yerinden çıkarılması işleminden yola çıkılarak laminate veneer ve tam seramik restorasyonların sökümünde de kullanılabileceği düşünülmüş (104) ve son yıllarda bu konuda yapılan çalışmalar artmıştır (104,106,157).

Lazer ile debonding uygulaması diş ve seramik yüzeyler için uygun bir yöntem olduğu bildirilmiştir. Çünkü debonding sonrası ışık mikroskobu ile incelendiğinde ayrılma seramik ve rezin yüzeyi arasında olduğu için (rezin siman diş yüzeyinde kalmaktadır) diş yüzeyinde herhangi bir hasar veya ablasyon krateri gözlenmemiştir (104,154,155). Ayrıca lazer ile debonding işleminin dental seramiklerin yüzey kimyasında değişiklik yapmadığı bildirilmiştir (133).

Tam seramik bir restorasyon yapılmak istendiğinde, birçok materyal seçeneği ile karşılaşılmaktadır. Seramiklerin kimyasal, fiziksel ve optik özelliklerinin iyi bilinmesi doğru tercihler yapılabilmesi için önem taşımaktadır. Seramik translusensi de estetiğin kontrolünde, renk belirlemede ve materyal seçiminde ana faktörlerden biridir. Transludentlik, materyallerin ışığın geçişine kısmen izin vermesi olarak açıklanabilir. Transludent materyaller ışığı belirli oranlarda dağıtarak ardındaki nesnelerin tamamen görünmesini engeller. Restorasyonun doğal bir görünümde olabilmesi için kor ve veneer seramiğinin belirli ölçülerde translusensi sergilemesi gerekmektedir. Translusensi miktarı, ışık saçılımı ile yakından ilişkilidir. Absorbe edilen, yansıyan ve iletilen ışık miktarı ise; kor matriksteki kristalin miktarına, partikül büyüklüğüne, kimyasal yapıya, partiküllerin bağıl kırılma indekslerine bağlıdır (32,160).

Bir tam seramik sistemi seçileceğinde, estetik yanında restorasyonun karşı koyacağı kuvvet de göz önünde bulundurulmalıdır (161). Artmış kuvvetle beraber opasitenin arttığı bildirilmiştir (162).

Zirkonyum, alumina, lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik ve lösit ile güçlendirilmiş cam seramik gibi farklı tam seramik sistemlerinin optik özelliklerini inceleyen birçok çalışma bulunmaktadır (163). Ancak yttria-stabilize monolitik zirkonyum-oksit seramik ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik yeni geliştirilen materyaller olduğu için ışık geçirgenliği, opasite ve renk özelliklerinin değerlendirildiği çalışmalar oldukça sınırlıdır.

Lazer ile debonding tedavi protokollerinde ve lazer parametreleri (güç, pulse enerjisi ve süresi) üzerine herhangi bir fikir birliği bulunmamaktadır. Ancak diş minesinin zarar görebileceği minimum lazer enerjisi 4.0 j/cm² olarak bildirildiği için (164,165) bu sınırın aşılması gerekmektedir. Tak ve ark. (156) 600 mJ - 2 Hz (1.2 W) ve 1000 µs, Morford ve ark. (104) 133, 217, 316, 400 ve 503 mJ - 10 Hz ve 100 µs ve Rechmann ve ark. (154) 126 (100 µs), 204, 304, 409 ve 508 mJ (300 µs) - 10 Hz parametrelerini kullanmışlardır. Sarı ve ark. (130) 500 Mj - 2 Hz (1 W) ve 1000 µs (VLP=Very Long Pulse) parametrelerini kullanmıştır. Bu çalışmada da, Er:YAG lazer 500 Mj - 2 Hz (1 W) ve 1000 µs (VLP=Very Long Pulse) parametreleriyle uygulanmıştır.

Çalışmamızda, Er:YAG lazer VLP yani uzun atım süresi ile kullanılmıştır. Çünkü mine üzerinde termomekanik ablasyon başlatma olasılığının daha az olduğu bilinmektedir (129,165).

Bu çalışma için kullandığımız Er:YAG lazer cihazında yaklaşık %20 lik bir güç kaybı bulunmaktadır. Transmisyon oranları hesaplanırken bu kayıp gözönünde bulundurulmuştur. Bu güç kaybı lazer cihazından dedektöre gideken lazer ışınlarının hava içindeki dağılmasına bağlanmaktadır (133).

Örnek sayısı sonuçların doğru değerlendirilmesi açısından büyük önem taşımaktadır. Benzer çalışmalarda seramiklerin transmisyon oranlarının belirlenmesi için örnek sayısı genellikle 5 ile 10 arasında değişmektedir. Sarı ve ark. (130) her grupta 2 adet örnek, Morford ve ark. (104) her grupta 10 adet örnek, Rechmann ve ark. (154) her grupta 5 adet örnek, Tak ve ark. (156) her grupta 10 adet örnek ve Pich ve ark (133) her grupta 3 adet örnek kullanmışlardır. Bu çalışmada, standardizasyonun sağlanabilmesi adına, araştırmanın gücü de değerlendirilerek her grupta 20 adet örnek kullanılmıştır.

Tam seramik sistemlerinin tavsiye edilen farklı üretim kalınlıkları bulunmaktadır. Üretici firmalar materyal direncini sağlayabilmek için minimal kalınlıklar önermektedirler. Kor materyalinin kalınlığı direncini ve optik özelliklerini etkilemektedir (32,160). Morford ve ark. (104) IPS Empress Esthetic için 0.73 ± 0.12 , 0.89 ± 0.03 ve 1.39 ± 0.13 mm, IPS e.max HT Press için 0.77 ± 0.12 , 0.89 ± 0.04 ve 1.31 ± 0.04 mm kalınlıktaki örneklerden, Rechmann ve ark. (154) 1.0, 1.5, 2.0, ve 2.5 mm kalınlıktaki örneklerden, Tak ve ark. (156) 0.5 mm kalınlıktaki IPS e.max örneklerden, Sarı ve ark. (130) 0.5 ve 1 mm kalınlığındaki 5 farklı seramikten transmisyon ölçümü yapmıştır. Pich ve ark. (133) e.max Press için 1 ve 2 mm kalınlıkta örneklerden, 0.5, 1, 1.5, 2 mm kalınlığındaki ZirCAD örneklere ise 1 mm e.max Ceram üst yapı seramiği uygulayıp transmisyon ölçümü yapmıştır. Bu çalışmada, örnek çalışmalardan yola çıkılarak 0.5 ve 1 mm kalınlığında örnekler hazırlanmış ve transmisyon ölçümü yapılmıştır.

Bu çalışmada, örneklerin boyutları kullanılan Power metre sensörünün optik okuma penceresinin merkezinde daha rahat konumlandırılması ve lateral ışık geçişlerinin engellenmesi için 1x1 cm boyutlarında hazırlanması uygun görülmüştür. Sarı ve ark. (130) ve Pich ve ark. (120) yaptığı çalışmalarda da örnek boyutları bu şekilde hazırlanmıştır.

Lazer tipi ve parametreleri kadar kullanılan seramik türü de debonding işlemi için önemlidir. Yapılan braket çalışmalarında polikristalin braketlerin üniform bir kristal yapıya sahip olmadığı için transmisyon oranının monokristalin braketlere göre daha düşük olduğu tespit edilmiştir (166).

Bundan yola çıkılarak tam seramik restorasyonların lazer ile debonding işleminde de farklı seramiklerin etkileri araştırılmıştır. Morford ve ark. (104) lösitle güçlendirilmiş cam seramik ve lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik, Tak ve ark. (156) lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik, Pich ve ark. (133) lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik, yttrium-stabilize zirkonyum-oksit kor seramik ve florapatit cam seramik (e.max Ceram) ile veneerlenmiş yttrium-stabilize zirkonyum-oksit kor seramik, Öztoprak ve ark.(157) ve Iseri ve ark. (106) lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik, Rechmann ve ark. (151) lösitle güçlendirilmiş cam seramik, lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik ve yttrium-stabilize zirkonyum-oksit kor seramik ve Sarı ve ark. (130) lösitle güçlendirilmiş cam seramik, lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik, yttrium-stabilize zirkonyum-oksit kor seramik, monolitik zirkonyum-oksit seramik ve feldspatik seramik kullanmışlardır. Bizim çalışmamızda da benzer çalışmalarda olduğu gibi lösitle güçlendirilmiş cam seramik (LGS), lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik (LDS), yttrium-stabilize zirkonyum-oksit kor seramik (ZKS), monolitik zirkonyum-oksit seramik (MZS) kullanılmıştır. Ayrıca son yıllarda klinik uygulamalarda sıklıkla kullanılan zirkonyayla güçlendirilmiş lityum silikat (ZLS) ve rezin nano seramik (RNS) transmisyon ölçümü için çalışmamızda kullanılmıştır. Rezin nano seramik estetik açıdan felspatik seramik bloklara benzer özellikler göstermesine rağmen gerilme direnci ve esneme dayanımı gibi özellikleri daha iyidir. Zirkonyayla güçlendirilmiş lityum silikat seramikler ise ince ve homojen yapısı sayesinde yüksek kırılma direncine sahiptir ve iyi düzeyde estetik sonuçlar elde edilir.

5.1. Transmisyon Ölçümlerinin Değerlendirilmesi

Morford ve ark. (104) yaptıkları çalışmada, l sitle güçlendirilmiş cam seramik (LGS) ve lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik (LDS) veneerler FTIR analizi ile incelendiğinde farklı absorbsiyon bandları gösterdiği tespit edilmiş ve bundan yola çıkılarak seramiklerin Er:YAG lazer enerjisini farklı oranlarda transmisyonla u rattı ı sonucuna varılmıştır. Ayrıca  alı mada LGS veneerlerde kalınlığa bağlı olarak transmisyon oranı %12 ile %21 arasında, LDS veneerlerde %27 ile %44 arasında bulunmuştur ve bu farklılığın farklı kimyasal içerikten kaynaklandığı belirtilmiştir.

Rechmann ve ark. (154) yaptıkları çalışmada, LDS örneklerde kalınlığa bağlı olarak (1, 1.5, 2, 2.5 mm) transmisyon oranı %21 ile %60 , LGS örneklerde %21 ile %49 ve ZKS örneklerde ise %5 ile % 10 arasında bulmuşlardır. ZKS örneklerdeki transmisyon oranlarının düşük olması materyalin daha opak olması, yüksek kristal oranı ve transl sentli inin düşük olması ile ili kilendirilmi tir (32).

Pich ve ark. (133) yaptıkları çalışmada, LDS ve florapatit cam seramik ile veneerlenmi  (e.max Ceram) ZKS örneklerin farklı kalınlıklardaki (0.5-2 mm) transmisyon oranlarına farklı lazerler (Diyot ve Er:YAG) kullanılarak bakılmıştır. Farklı lazerler ile ölçülen transmisyon oranlarının benzer olduğu ve materyal geçirgenliğinde lazer kaynağının etkisi olmadığı belirtilmiştir. Kalınlık ve pigmentasyon (transparan ve A3.5) arttıkça transmisyon oranlarının d      rapor edilmiştir. Ayrıca LDS örneklerin transmisyon oranları ZKS örneklerden daha yüksek bulunmu ur.

Sarı ve ark. (130) yaptıkları çalışmada, LDS, LGS, ZKS, MZS ve FS (Feldspatik seramik)  rneklerin 0.5 ve 1 mm kalınlıklarındaki transmisyon oranları  l  lm  tur. En yüksek oran 0.5 mm kalınlıktaki LDS örneklerde (88%) ve en düşük oran 1 mm kalınlıktaki FS örneklerde (44%)  l  lm  tur. Aynı zamanda tüm seramik gruplarında kalınlık arttıkça transmisyon oranları azalmıştır.

Bu  alı mada LDS, LGS, ZKS, MZS, ZLS ve RNS  rneklerden Er:YAG lazerin 500 Mj -2 Hz (1 W) ve 1000  s parametreleriyle transmisyon oranlarına bakılmıştır.

Er:YAG lazer enerjisi RNS örnek yüzeyinde patlamalar (ablasyonlar) meydana getirdiğinden transmisyona uğramamıştır. Bundan dolayı istatistiksel veri elde edilememiştir. Diğer seramiklerde en yüksek oran 0.5 mm kalınlıktaki LDS ve ZLS seramiklerde (%70) tespit edilmiştir. En düşük oran 1 mm kalınlıktaki ZKS örneklerde (%32) tespit edilmiştir. Aynı zamanda kalınlık arttıkça transmisyon oranı azalmıştır.

LDS ve ZLS gruplarının 0.5 mm kalınlığındaki örneklerinin transmisyon oranlarında anlamlı farklılık görülmezken (%70), aynı seramik gruplarının 1 mm kalınlığındaki örnekleri karşılaştırıldığında LDS örneklerinin transmisyon oranı (%57) ZLS örneklerinden (%53) yüksek bulunmuştur. Aynı şekilde LDS ve MZS gruplarının 1 mm kalınlığındaki örneklerinin transmisyon oranlarında anlamlı farklılık görülmezken (%56-%57), aynı seramik gruplarının 0.5 mm kalınlığındaki örnekleri karşılaştırıldığında LDS örneklerinin transmisyon oranı (%70) MZS örneklerinden (%64) yüksek bulunmuştur.

Her bir seramik grubunda bulunan 40 örnek için (20 adet 0.5 mm ve 20 adet 1 mm) ölçülen Total transmisyon oranlarına bakıldığında en yüksek transmisyon oranı %64 ile LDS grubuna aittir. Bu grubu %60 ile MZS grubu, %61 ile ZLS grubu, %49 ile LGS grubu izlemektedir. En düşük oran %38 ile ZKS grubundadır. LDS grubunda ise transmisyon oranlarının yüksek olması, seramik materyalinin yüksek kristal içeriğine bağlanabilir (167).

Aynı seramikler için transmisyon oranlarında küçük farklılıklar olsa da, çalışmamızda elde edilen bulgular, Sarı ve ark. (130), Morford ve ark. (104), Rechmann ve ark. (154) ve Pich ve ark. (133) yaptıkları çalışmalardaki bulgularla paralellik göstermektedir. Bu çalışmadaki bütün seramik gruplarında seramik kalınlığı arttıkça transmisyon oranlarının azaldığı tespit edilmiştir. Bu sonuç bu konuda yapılan diğer çalışmaları desteklemektedir (104,130,133,155). Kor ve veneer seramiğinin kalınlığı ile translusensi arasında ters orantı olduğu bildirilmiştir (168). MZS örneklerde transmisyon oranlarındaki düşüş daha küçük miktardadır (0,5 mm %64, 1 mm %56).

Seramiklerden Er:YAG lazerin transmisyon oranlarıyla, lazerle yapılan seramik yüzey pürüzlendirme işlemleri arasında da bir ilişki bulunmaktadır. Er:YAG lazerin zirkonyanın mikromekanik retansiyonuna katkıda bulunma ve yüzey pürüzlülüğü sağlama kapasitesi sınırlıdır. Ancak Er:YAG lazerin zirkonya üzerinde transmisyon oranı azımsanmayacak kadar iyidir. Bu çalışmanın verilerine göre 0.5 mm kalınlıktaki ZKS örneklerde transmisyon oranı %45, 1 mm kalınlıkta %32' dir. Aynı şekilde lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiklerde Er:YAG lazer kullanımı (300 mJ, 600 mJ ve 900 mJ) materyal içerisindeki lityum disilikat kristallerinde düzensizliklere neden olduğu bildirilmiştir (169). Er:YAG lazer seramik yüzeylerden yüksek oranda transmisyona uğradığı için bu tür lazerlerin seramik yüzeyleri üzerindeki pürüzlendirme etkisi tartışmalıdır.

Bu çalışmada Er:YAG lazer ile seramiklerin debonding işleminde bilinmesi gereken; seramik yapıştırma simanları test edilmemiş, debonding sırasında lazer enerjisinin pulpa üzerindeki ısı artışına bakılmamış ve Er:YAG lazer enerjisinin seramik kimyasına zarar verip vermediği analiz edilmemiştir.

Bu çalışmanın sınırları dahilinde , aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Er:YAG lazerlerin, farklı yapıdaki ve farklı kalınlıktaki seramiklerde transmisyon oranları değişiklik göstermektedir.
2. Bütün seramik gruplarında kalınlık arttıkça transmisyon oranlarının azaldığı tespit edilmiştir.
3. En yüksek transmisyon oranları LDS ve ZLS 0,5 mm gruplarında (%70) ve en düşük oranlar ZKS 1 mm grubunda (%32) bulunmuştur.
4. Rezin nano seramik restorasyonların Er:YAG lazer ile zarar görmeden çıkarılmasının mümkün olmadığı saptanmıştır.
5. Transmisyon oranı yüksek olan örneklerde kalınlık arttıkça transmisyon oranlarındaki azalma daha belirgin hale gelmektedir.

6. KAYNAKLAR

1. Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials. Elsevier Health Sciences; 2003. 655-719 p.
2. Denry I KJ. State of the Art of Zirconia for Dental Applications. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 2008;24:299–307.
3. Akın E. Diş Hekimliğinde Porselen. İ.Ü. Diş Hek. Fak. Yayınları, İstanbul; 1999. 35-42 p.
4. Efeoğlu A. Diş Hekimliği Tarihi. İstanbul Üniv. Yayınları, İstanbul; 1992. 23-87 p.
5. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent. 2001;85:61–6.
6. Yavuzylmaz H. Metal Destekli Estetik Kronlar. G.Ü. Yayınları, Ankara; 2013. 15, 402 p.
7. Scherrer SS, De Rick WG BU. Fracture Resistance Of Human Enamel And Three All-Ceramic Crown Systems On Extracted Teeth. Int J Prosthodont. 1996;9:580–5.
8. Kelly JR, Nishimura I CS. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent. 1996;75:18–32.
9. Wildgoose DG, Johnson A WR. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. J Prosthet Dent. 2004;91:136–43.
10. Shillingburg HT, Hobo S WL. fundamentals of fixed prosthodontics. Quintessence Publishing Co; 1989.
11. O'Brien WJ. Dental Materials and Their Selection. Quintessence Publishing Co; 2002. 132-156 p.
12. Chu FCS, Frankel N SR. Surface Roughness and Flexural Strenght of Self-Glazed, Polished and Reglazed in Ceram/Vitadur Alpha Porcelain Laminate. int J Prosthodont. 2000;13:66–71.
13. Zaimoğlu A., Can G., Ersoy AE. AL. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. A.Ü. Basımevi; 1993. 24-36 p.
14. Coşkun A. Farklı Metal Desteksiz Porselen Sistemlerinin Kenar Uyumu ve Mikrosızıntıya Etkisi ile Eğilme Dayanıklılıklarının İncelenmesi. Cumhuriyet Üniv.; 2002.

15. Mc Lean JW. The science and art of dental ceramics. The nature of dental ceramics and their clinical use. Quintessence Publishing Co; 1979.
16. McLean JW. The Science and art of dental ceramics. Quintessence Publishing Co, Tokyo; 1980. 30-57 p.
17. Yavuzylmaz, H., Turhan, B., Bavbek, B., Kurt E. Tam porselen sistemleri I. Gazi Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg. 2005;22(1):41–8.
18. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R BS. Fundamentals of fixed prosthodontics. Quintessence Publishing Co; 1997.
19. Leinfelder KF. Porcelain esthetics for the 21st century. J Am Dent Assoc. 2000;131:47–51.
20. Çelik Ç. Farklı Materyallerden Yapılmış Laminate Veneer Restorasyonların Marjinal Uyumunun Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi. İstanbul, Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi; 1999.
21. Dayangaç G. Kompozit Rezin Restorasyonlar. Ankara: Güneş Kitabevi; 2000. 9-2 p.
22. Burgt TP, Bosch JJ, Borsboom PCF KJ. A Comparison of New and Conventional Methods for Quantification of Tooth Color. Prosthet Dent. 1990;63:155–62.
23. Crispin BJ, Hewlett ER, Jo YH, Hobo S HD. Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals. Tokyo: Quintessence Pub Co, Inc.; 1994. 155-297, 241-9 p.
24. De A Silva MF, Davies RM, Stewart B, DeVizio W, Tonholod J, Da Silva Junior JG PI. Effect of Whitening Gels on the Surface Roughness of Restorative Materials in situ. Dent Mater. 2006;22(919-924).
25. De la Pena VA CO. Comparison of the Clinical Efficacy and Safety of Carbamide Peroxide and Hydrogen Peroxide in at-Home Bleaching Gels. Quintessence Int. 2006;37:551–6.
26. Sadowsky SJ. An overview of treatment considerations for esthetic restorations: A review of the literature. J Prosthet Dent. 2006;96:433–42.
27. McLaren EA WS. Survival of In-Ceram crowns in a private practice: A prospective clinical trial. J Prosthet Dent. 2000;83:216–22.
28. Campbell SD SR. Evaluation of the Fit and Strength of An All-Ceramic Fixed Partial Denture. J Prosthet Dent. 1998;59:301–6.
29. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. Dent Clin North Am. 2004;48:531–44.

30. Conrad HJ, Seong WJ PI. Current Ceramic Materials and Systems with Clinical Recommendations: A Systematic Review. *J Prosthet Dent*. 2007;98:389–404.
31. Şener I.D. TŞB. Kimyasal yapılarına göre tam seramik restorasyonlar. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2009;19:61–7.
32. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM VM. Relative translucency of six allceramic systems. Part 1: Core materials. *J Prosthet Dent*. 2002;88:10–5.
33. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont*. 1995;8:239–46.
34. Cattell MJ, Chadwick TC, Knowles JC, Clarke RL LE. Flexural Strength Optimisation of a Leucite Reinforced Glass Ceramic. *Dent Mater*. 2001;17:21–33.
35. Fradeani M. RM. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int (Berl)*. 2002;33:503–10.
36. Attia A. KM. Influence of Cyclic Loading and Luting Agents on the Fracture Load of Two All-Ceramic Crown Systems. *J Prosthet Dent*. 2004;92:551–6.
37. Fasbinder DJ. Materials for Chairside CAD/CAM Restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*. 2010. 702-709 p.
38. Ivoclar Scientific Document: Research and Development. Ivoclar Vivadent Scientific Service, Liechtenstein, 2004. 2004.
39. Quinn JB, Sundar V LI. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dent Mater*. 2003;19:603–11.
40. Nakamura T, Ohyama T, Imanishi A NT, S. I. Fracture resistance of pressable glassceramic fixed partial dentures. *J Oral Rehabil*. 2002;29:951–5.
41. Haselton DR, Diaz- Arnold AM HS. Clinical assessment of high- strength all ceramic crowns. *Prosthet Dent*. 2000;83:396–401.
42. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAMproduced restorations. *J Am Dent Assoc*. 2006;137:420–4.
43. Giordano RA, Pelletier L, Campbell S PR. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent*. 1995;73:411–8.
44. Magne P. BU. Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *Int J Prosthodont*. 1997;10:459–66.

45. Blatz MB. Long-Term Clinical Success of All-Ceramic Posterior Restorations. Quintessence International; 2002. 415-426 p.
46. Bindl A. MW. Survival Rate of Mono-Ceramic and Ceramic-Core CAD/CAM-Generated Anterior Crowns Over 2-5 Years. Eur J Oral Sci. 2004;112:197–204.
47. Sundh A. SG. 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;31:682–8.
48. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M SH. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. Int J Prosthodont. 2001;14:231–8.
49. Guazzato M, Albakry M, Quach L SM. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass infiltrated alumina zirconia reinforced dental ceramic. Dent Mater. 2005;21:454–63.
50. Denissen HW., Van der Zel JM VWM. Measurement of Margins Partial Coverage Tooth Preparations for CAD/CAM. Int J Prosthodont. 1999;12:395–400.
51. Denissen HW., Dozic A, Van der Zel JM VW, MA. Marginal Fit and Short Term Clinical Performance of Porcelain- Veneered Cicero, Cerec and Procera Onlays. J Prosthet Dent. 2000;84:506–13.
52. Dozić A, Kleverlaan CJ, Meegdes M, van der Zel J FA. The Influence of Porcelain Layer Thickness on the Final Shade of Ceramic Restorations. J Prosthet Dent. 2003;90:563–70.
53. Van der Zel JM., Vlaar S, de Ruiter WJ DC. The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. J Prosthet Dent. 2001;85:261–7.
54. Andersson M. OA. A New All-Ceramic Crown. A Dense Sintered, High-Purity Alumina Copings with Porcelain. Acta Odontol Scand. 1993;51:59–64.
55. Andersson M., Razzoog ME., Odén A. H, EA. LB. Procera: A New Way to Achieve an All-Ceramic Crown. Quintessence Int; 1998. 285-296 p.
56. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2004;92:557–62.
57. Ottl P, Piwowarczyk A, Lauer HC HE. The Procera AllCeram system. Int J Periodontics Restorative Dent. 2000;20:151–61.
58. Fradeani M., D’Amelio M, Redemagni M CM. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. Quintessence International; 2005. 105-113 p.

59. Piconi C. MG. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20:1–25.
60. Studart AR., Filser F, Kocher P, Lüthy H G, LJ. Mechanical and fracture behavior of veneer framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater*. 2007;23:115–23.
61. Luthardt RG., Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E W, M. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res*. 2002;81:487–91.
62. Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Schärer P GL. Reliability and Strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining. *Int J Comput Dent*. 2001;4(2):89–106.
63. Manicone PF., Rossi Iommetti P RL. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent*. 2007;35(11):819–26.
64. Mörmann W.H. BM. In: State of the art of CAD-CAM restorations: 20 years of CEREC (Mörmann WH). london: Quintessence; 2006. 1-8 p.
65. Strub. JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*. 2006;137(9):1289–96.
66. Reich S, Endres L, Weber C, Wiedhahn K, Neumann P, Schneider O, et al. Three-unit CAD/CAM-generated lithium disilicate FDPs after a mean observation time of 46 months. *Clin Oral Investig*. 2014;18(9):2171–8.
67. Reiz. SD, Neugebauer J, Karapetian V-E, Ritter L. Cerec meets Galileos--integrated implantology for completely virtual implant planning. *Int J Comput Dent*. 2014;17(2):145–57.
68. Bujtár P, Simonovics J, Váradi K, Sándor GKB, Avery CME. The Biomechanical Aspects of Reconstruction for Segmental Defects of the Mandible: A Finite Element Study to Assess the Optimisation of Plate and Screw Factors. *J Craniomaxillofac Surg*. 2014;42(6):855–62.
69. AS. B. The 2-Visit CAD/CAM Implant-Retained Overdenture: A Clinical Report. *J Oral Implantol*. 2014;40:722–8.
70. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S S, H. Status of current CAD/CAM techonology in dental medicine. *Int J Comput Dent*. 2004;7:25–45.
71. Sertgöz A. BB. Diş Hekimliğinde CAD/CAM Teknikleri. *Türk Diş Hekimleri Birliği Derg*. 2007;102:61–7.

72. Strub JR., Rekow ED WS. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc.* 2006;137(9):1289–96.
73. Noorani R. Rapid prototyping , principles and applications Hoboken, N.J. Wiley Blackwell. 2006;
74. Russel MM., Andersson M., Dahlmo K., Razzoog ME. LB. A New computer-assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures. *Quintessence Int.* 1995;26:757–63.
75. Volkl LC. The all-ceramic CAM system by Degussa dental. *Quintessence Int.* 2001;52:811–4.
76. Mörmann WH. SJ. Grinding precision and accuracy of fit of CEREC 2 CAD-CIM inlays. *J Am Dent Assoc.* 1997;128:47–53.
77. Leinfelder KF, Isenberg BP EM. A new method for generating ceramic restorations: a CAD/CAM system. *J Am Dent Assoc.* 1989;118:703–7.
78. Mörmann WH. BA. All-ceramic, chair-side computer aided design/computer aided machining restorations. *Dent Clin North Am.* 2002;405–26.
79. McLean JW. In: *Dental Ceramics. Proceedings of the First International Symposium on Ceramics.* Chicago: Quintessence Publishing Co; 1984. 13-40 p.
80. Scotti, R., Catapano, S. and D’Elia A. A clinical evaluation of In-Ceram crowns. *Int J Prosthodont.* 1995;8:320–3.
81. Li RW., Chow TW. MJ. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *J Prosthodont.* 2014;58(4):208–16.
82. Coluzzi DJ. Fundamentals of Dental Lasers: Science and Instruments: Review. *Dent Clin North Am.* 2004;48:751–70.
83. Frentzen M. KH. Lasers in dentistry: new possibilities with advancing laser technology. *Int Dent J.* 1990;40:323–32.
84. Dederich DN. Laser/Tissue Interaction: What Happens to Laser Light When it Strikes Tissue. *J Am Dent Assoc.* 1993;124:58–61.
85. Coluzzi DJ. An Overview of Laser Wavelengths Used in Dentistry. *Dent Clin North Am.* 2000;44:753–65.
86. Convissar RA. Lasers in General Dentistry. *Oral Maxillofac surg clin am.* 2004;16:165–79.
87. Midda M R-HP. Laser in dentistry. *Br Dent J.* 1991;170:343–6.

88. Miller M. TT. Lasers in Dentistry: An overview. J Am Dent Assoc. 1993;124:32–5.
89. Gold, S.I., Vilardi MA. Pulsed laser beam effects on gingiva. J Clin Periodontol. 1994;21:391–6.
90. Research Science and Therapy Committee of Periodontology. AA of. Lasers in periodontics. J Periodontol. 2002;73(10):1231–9.
91. Kutsch VK. Lasers in dentistry: comparing wavelengths. J Am Dent Assoc. 1993;124:49–54.
92. Pick RM. PG. Lasers in Dentistry. Dent Clin North Am. 1993;37:281–96.
93. Dederich DN. BR. Lasers in Dentistry. J Am Dent Assoc. 2004;135:204–12.
94. Powell GL, Ellis R, Blankenau RJ SJ. Evaluation of argon laser and conventional lightcured composites. J Clin Laser Med Surg. 1995;13:315–7.
95. Aoki A., Sasaki KM., Watanabe H. II. Lasers in Nonsurgical Periodontal Therapy. Periodontol. 2004;36(1):59–97.
96. Yiğit ŞB. GM. Periodontolojide lazer. SÜ Dişhek Fak Derg. 2007;16(1):67–73.
97. Hendler BH., Gateno J., Mooar P. SH. Holmium:YAG laser arthroscopy of the temporomandibular joint. J Oral Maxillofac Surg. 1992;50:931–4.
98. Watanabe H., Ishikawa I., Suzuki M. HK. Clinical assessments of the Erbium:YAG laser for soft tissue surgery and scaling. J Clin Laser Med Surg. 1996;67–75.
99. Brenner M, Wong H, Yoong B et al. Comparison of Ho:YAG Versus Nd:YAG Thoracoscopic Laser Treatment of Pulmonary Bullae in a Rabbit Model. J Clin Laser Med Surg. 1997;15:103–8.
100. G. K. Clinical Applications of lasers during removable prosthetic reconstruction. Dent Clin North AmNorth Am. 2004;48:963–9.
101. Van As G. Erbium lasers in dentistry. Dent Clin North Am. 2004;48:1017–59.
102. Glenn A. van As. Using the Erbium Laser to Remove Porcelain Veneers in 60 Seconds minimally Invasive, Efficient, and Safe. J Cosmet Dent. 2013;28(4):20–34.
103. Kursoglu P, Gursoy H. Removal of Fractured Laminate Veneers with Er:YAG Laser: Report of Two Cases. Photomed Laser Surg. 2013;31(1):41–3.

104. Morford CK, Cm DDS, Buu NCH, Nb DMD, Rechmann BMT. Er : YAG Laser Debonding of Porcelain Veneers. 2011;974:965–74.
105. Oztoprak MO, Nalbantgil D, Erdem AS, Tozlu M, Arun T. Debonding of ceramic brackets by a new scanning laser method. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010;138(2):195–200.
106. Iseri U, Oztoprak MO, Ozkurt Z, Kazazoglu E, Arun T. Effect of Er: YAG laser on debonding strength of laminate veneers. Eur J Dent. 2014;8(1):58–62.
107. Buonocore M. Retrospections on Bonding. Dent Clin North Am. 1981;25:241–55.
108. Marshall GWJ., Marshall, S.J., Kinney, J.H. ve Balooch M. The dentin substrate: Structure and properties related to bonding. J Dent. 1997;25:441–58.
109. Öztürk N., Öztürk F. Dentin bonding ajanlar ve simantasyon. Cumhuriyet üni.v.dışhek fak Derg. 2001;4:10–2.
110. Buonocore Michael G. , D.M.D. MS. A Simple Method of Increasing the Adhesion of Acrylic Filling Materials to Enamel Surfaces. J Dent Res. 1955;34:849.
111. Swift EJ PJ. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art. Quintessence Int (Berl). 1995;26:95–110.
112. Manisalı Y. KF. Ağız-Diş Embriyolojisi ve Histolojisi. İstanbul, Yenilik Basımevi,; 1982.
113. Swift EJ. Jr., Perdigão J HH. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art. Quintessence Int (Berl). 1995;26:95–110.
114. Blatz MB., Sadan A. KM. Resin-Ceramic Bonding: A Review Literature. J Prosthet Dent. 2003;89:268–74.
115. Chen JH., Matsumura H. AM. Effect of Different Etching Periods on The Bond Strenght of a Composite Resin to a Machinable Porcelain. J Dent. 1998;26:53–8.
116. Zaimoğlu A. CG. Sabit Protezler. A.Ü. Basımevi; 2004. 36 p.
117. Panah FG., Rezai SM. AL. The influence of ceramic surface treatments on the micro-shear bond strength of composite resin to IPS Empress 2. J Prosthodont. 2008;17:409–14.
118. Shin YJ., Shin Y., Yi YA., Kim J., Lee IB., Cho BH., Son HH. SD. Evaluation of the shear bond strength of resin cement to Y-TZP ceramic after different surface treatments. Scanning. 2014;36:479–86.

119. Papia E., Larsson C., Du Toit M. VVSP. Bonding between oxide ceramics and adhesive cement systems: a systematic review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2014;102:395–413.
120. Pegoraro TA., Da Silva NR. CR. Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin North Am.* 2007;51(2):453–71.
121. Manso AP., Silva NRFA., Bonfante EA., Pegoraro TA., Dias RA. CR. Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dent Clin N Am.* 2011;55:311–32.
122. Sharma A, Rahul, G.R. Poduval, Soorya T. Shetty K. Removal of failed crown and bridge. *J Clin Exp Dent.* 2012;4(3):167–72.
123. Folwaczny M, Mehl A, Haffner C HR. Polishing and coating of dental ceramic materials with 308 nm XeCl excimer laser radiation. *Dent Mater.* 1998;14(3):186–93.
124. Azzeh E. FP. Laser Debonding of Ceramic Brackets: A Comprehensive Review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;123:79–83.
125. Ma T., Marangoni RD. FW. In vitro comparison of debonding force and intrapulpal temperature changes during ceramic orthodontic bracket removal using a carbon dioxide laser. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;111:203–10.
126. Tocchio RM, Williams PT, Mayer FS SK. Laser debonding of ceramic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1993;103:155–62.
127. Feldon, P.J., Murray, P.E., Burch, J.J., Meister, M. A, Freedman MA. Diode Laser Debonding of Ceramic Brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;138:458–62.
128. Sarp, A.S., and Gulsoy M. Ceramic bracket debonding with ytterbium fiber laser. *Lasers Med Sci.* 2010;26:577–84.
129. Mundethu AR, Gutknecht N, Franzen R. Rapid debonding of polycrystalline ceramic orthodontic brackets with an Er:YAG laser: an in vitro study. *Lasers Med Sci.* 2013;1–6.
130. Sari T., Tuncel İ., Usumez A. GN. Transmission of Er: YAG Laser Through Different Dental Ceramics. 2014;32(1):37–41.
131. Strobl, K., Bahns, T.L., Willham, L., Bishara, S.E. A, Stwalley WC. Laser-aided debonding of orthodontic ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1992;101:152–8.
132. Hayakawa K. Nd:YAG laser for debonding ceramic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;128:638–47.

133. Pich O, Franzen R, Gutknecht N, Wolfart S. Laser treatment of dental ceramic/cement layers: transmitted energy, temperature effects and surface characterisation. *Lasers Med Sci.* 2013;1–7.
134. Han L, Okamoto A, Fukushima M OT. Evaluation of physical properties and surface degradation of self-adhesive resin cements. *Dent Mater J.* 2007;26(6):906–14.
135. Piwowarczyk A, Bender R, Ottl P LH. Long-term bond between dualpolymerizing cementing agents and human hard dental tissue. *Dent Mater.* 2007;23(2):211–7.
136. Piwowarczyk A, Lauer HC SJ. Microleakage of various cementing agents for full cast crowns. *Dent Mater.* 2005;21(5):445–53.
137. Chiche GJ MM. Atraumatic Removal of Porcelain Veneer Crowns After Interim Cementation. *J Prosthet Dent.* 1985;53:164–5.
138. Oliva RA. Review of methods for removing cast gold restorations. *Assoc, J Am Dent.* 1979;99:840–7.
139. Heuer GA, Smith AA RR. A technique for the removal of provisionally placed cast restorations. *J Prosthet Dent.* 1979;41:669–70.
140. Chow TW. A safe technique for removal of temporarily cemented porcelain crowns. *Quintessence Int.* 1987;18:701.
141. Parreira FR, O'Connor RP HJ. Cast prosthesis removal using ultrasonics and a thermoplastic resin adhesive. *J Endod.* 1994;20:141–3.
142. Oliva RA. Clinical evaluation of new crown and fixed partial denture remover. *J Prosthet Dent.* 1980;44:267–9.
143. Liebenberg WH. Modification to a 'safe crown removal technique. *Br Dent J.* 1994;176:71–3.
144. MJ. N. Anterior crown removal. Report of technique. *Texas Dent J.* 1984;101:12–3.
145. Justman BC KK. A safe technique for removal of provisionally cemented crowns. *J Endod.* 1993;19:97–8.
146. Sutherland JK. CS. Multiple prosthodontics uses for permanent crown remover forceps. *J Prosthet Dent.* 1997;77:99–101.
147. Loney RW. Practical uses for provisional crown remover forceps in fixed and removable prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 1992;67:734–6.

148. Verrett RG. MM. Removal of a metalceramic fixed partial denture with loose retainer. *J Prosthodont*. 2003;12:13–6.
149. Broome PJ. Utilization of an Er,Cr:YSGG laser for the removal of all ceramic restorations. *Pr Proced Aesthet Dent*. 2007;19(1):23–5.
150. Spitz SD. Lasers in prosthodontics: clinical realities of a dental laser in prosthodontic practice. *Alpha Omegan*. 2008;101(4):188–94.
151. Wyatt AD. The Removal of Porcelain Veneers Using an Er:YAG Laser: A Report of Two Cases. *J Laser Dent*. 2009;17(1):37–8.
152. Rickabaugh JL., Marangoni RD. MK. Ceramic bracket debonding with the carbon dioxide laser. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1996;110:388–93.
153. Obata A, Tsumura T, Niwa K, Ashizawa Y, Deguchi T IM. Super pulse CO2 laser for bracket bonding and debonding. *Eur J Orthod*. 1999;21:193–8.
154. Rechmann P., Buu NC., Rechmann BM., Le CQ., Finzen FC. FJ. Laser all-ceramic crown removal-A laboratory proof-of-principle study-Phase 1 material characteristics. *Lasers Surg Med*. 2014;46:628–35.
155. Rechmann P., Buu NC., Rechmann BM. FF. Laser all-ceramic crown removal-a laboratory proof-of-principle study-phase 2 crown debonding time. *Lasers Surg Med*. 2014;643:636–43.
156. Tak O., Sari, T. AMM, Altintas S. UA, N. G. The effect of transmitted Er:YAG laser energy through a dental ceramic on different types of resin cements. *Lasers Surg Med*. 2015;47:602–7.
157. Oztoprak MO, Tozlu M, Iseri U, Ulkur F, Arun T. Effects of different application durations of scanning laser method on debonding strength of laminate veneers. *Lasers Med Sci*. 2012;27(4):713–6.
158. Mehl A, Kremers L, Salzmann K HR. 3D volume-ablation rate and thermal side effects with the Er:YAG and Nd:YAG laser. *Dent Mater*. 1997;13:246–51.
159. Wigdor H, Abt E, Ashrafi S WJJ. The effect of lasers on dental hard tissues. *J Am Dent Assoc*. 1993;124:65–70.
160. Heffernan, M.J., Aquilino, S.A., Diaz-Arnold, A.M., Haselton DR, Stanford, C.M., Vargas MA. Relative translucency of six allceramic systems. Part 2: Core and veneer materials. *J Prosthet Dent*. 2002;88:10–5.
161. Lean J. M. New dental ceramics and esthetics. *J Esthet Dent*. 1995;7:141–9.
162. Wagner WC. CT. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent*. 1996;76:140–4.

163. Spear F. HJ. Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics? J Am Dent Assoc. 2008;139:19–24.
164. Apel C., Meister J., Ioana RS., Franzen R. HP, Gutknecht N. The Ablation Threshold of Er:YAG and Er:YSGG Laser Radiation in Dental Enamel. Lasers Med Sci. 2002;17(4):246–52.
165. Apel C., Franzen R., Meister J., Sarrafzadegan H., Thelen S. GN. Influence of the Pulse Duration of An Er:YAG Laser System on the Ablation Threshold of Dental Enamel. Lasers Med Sci. 2002;17:253–7.
166. Eliades T, Jonston WM EG. Direct Light Transmittance Through Ceramic Brackets. Am J Orthod Dentofac. 1995;107:11–9.
167. Kara HB., Dilber E., Koc O., Ozturk AN. BM. Effect of different surface treatments on roughness of IPS Empress 2 ceramic. Lasers Med Sci. 2012;27:267–72.
168. Lim HN., Yu B. LY. Spectroradiometric and spectrophotometric translucency of ceramic materials. J Prosthet dent. 2010;104:239–46.
169. Gökçe B., Özpınar B., Dündar M., Cömlekoglu E. S, B. GM. Bond strengths of allceramics: acid vs laser etching. Oper Dent. 2007;32:173–8.

7. ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: FADİME ZEHRA DOLGUN

Doğum Tarihi, Yeri: 1986, ADIYAMAN

Öğrenim Durumu:

Derece	Alan	Üniversite	Yıl
Y. Lisans	Diş Hekimliği	Cumhuriyet Üniversitesi	2005-2010
Doktora	Protetik Diş Tedavisi	Gaziantep Üniversitesi	2012- &

Yabancı dil: İngilizce

ESERLER

Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında basılan bildiriler :

1. The Labial Frenum Removal Using Diode Laser: Case Series, 18. Congress of the Balkan Stomatological Society (*BaSS*), 2013.
2. Assessment Of Lingual Foramen Characteristics Regarding Dental Implant Using Cbct, 38th Annual Conference of European Prosthodontic Association (EPA), 2014.

Posterler

1. Prosthodontic Rehabilitation in Papillon- Lefevre Syndrome: A Case Report, 47th CED-IADR

Projeler

Er:Yag Lazerin Farklı Dental Seramiklerde Debonding Dayanımı, Seramik Yapısı Ve Transmisyon Oranı Üzerindeki Etkisinin Değerlendirilmesi, TÜBİTAK 3001 Projesi 2015.(Bursiyer Olarak, Proje Devam Etmekte)