



T.C.
GAZİANTEP ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**ER:YAG LAZER UYGULAMASININ FARKLI KALINLIKTAKİ
CAD/CAM MATERYALLERİNİN BÜKÜLME DAYANIMINA
ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Mehmet İŞİKER
UZMANLIK TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Yrd. Doç. Dr. Fatih SARI

GAZİANTEP

2017

GAZİANTEP ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Er:YAG Lazer Uygulamasının Farklı Kalınlıktaki CAD/CAM
Materyallerinin Bükülme Dayanımına Etkisinin İncelenmesi

Mehmet İŞİKER

20.08.2017

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı Onayı

Prof. Dr. Kamile ERCİYAS
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

Bu tez çalışmasının bir ‘Diş Hekimliğinde Uzmanlık’ derecesi için uygun ve yeterli olduğunu onaylıyorum.

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

Bu tez tarafımda okunmuş, kapsamı ve niteliği açısından bir ‘Diş Hekimliğinde Uzmanlık’ tezi olarak kabul edilmiştir.

Yrd. Doç. Dr. Fatih SARI
Tez Danışmanı

Tez Jürisi

İmzası

Doç. Dr. Aslı SEÇİLMİŞ
Doç. Dr. Ömer KIRMALI
Yrd. Doç. Dr. Fatih SARI

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlamasından yazıma 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 haklarımı ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Dt. Mehmet IŞIKER



TEŞEKKÜR

Tezimin hazırlanması ve uzmanlık eğitimim boyunca desteğini her zaman arkamda hissettiğim, başım her sıkıştığında kapısına koştuğum, ne olursa olsun iyimser ve sakin kişiliğiyle bana yol gösteren tez danışmanım Sayın Yrd. Doç. Dr. Fatih SARI'ya,

Uzmanlık eğitimim boyunca emeğini, ilgisini ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, akademik hayatıma ışık tutan bölüm başkanım Sayın Doç. Dr. Aslı SEÇİLMİŞ'e,

Bu projenin başlangıcından sonuna kadar yardımlarını esirgemeyen, tecrübesiyle bize yön veren Prof. Dr. Aslıhan ÜŞÜMEZ'e

Uzmanlık eğitimim boyunca omuz omuza çalıştığım, üç sene boyunca bir an bile birbirimizi desteklemekten vazgeçmediğimiz silah arkadaşım Dt. Can Poyraz'a,

Klinikte hepimizin kahrını çeken, herkesi aynı anda idare etmeyi başaran, elimiz ayağımız her şeyimiz Mikail KARAZAĞ ve diğer bölüm personellerimize,

Uzmanlık eğitimimin başından beri benimle tecrübeleri paylaşan ve dostluklarını esirgemeyen Uzm. Dt. Kemal Korucuoğlu ve Uzm. Dt. Çağlar Körcük'e,

Uzmanlık eğitimim boyunca kötü bir günümün geçmesine izin vermeyen, yaşanılabilir bir uzmanlık hayatı sağlayan Dt. Çağlar DAĞDEVİREN ve Dt. A. Fatih CENGİZ'e,

Ailemden ayrıldığım anda tanıştığım, o andan itibaren hem ailem hem de dostum olan, sürekli benim iyiliğim için çabalayan, varlığı ve dostluğuyla huzur veren yoldaşım Uzm. Dt. Tutku ÇELİK'e,

Şu hayattaki en büyük şansım olan Dr. Arda İŞIKER ve benim bu günlere gelmemi sağlayan, aldığım her kararda, yaptığım her hatada beni destekleyen, bu dünyadaki yıkılmaz kalem annem, babam ve ablama sevgi, saygı ve sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Bu Tez çalışması 115S873 nolu TUBİTAK projesi tarafından desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

BEYAN	ii
TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER	iv
KISALTMALAR	vi
TABLO LİSTESİ	vii
RESİM LİSTESİ	viii
ŞEKİL LİSTESİ	ix
ÖZET	1
ABSTRACT	2
1. GİRİŞ VE AMAÇ	3
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Dental Seramikler	5
2.2. Zirkonya	6
2.3. Bilgisayar Destekli Dizayn/Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) Sistemleri.....	7
2.3.1. CAD/CAM Materyalleri	8
2.4. Lazer.....	10
2.4.1. Er:YAG Lazerler	12
2.5. Materyalin Mekanik Özellikleri	13
2.5.1. Gerilim (Stress)	13
2.5.2. Gerinim (Strain)	14
2.5.3. Elastik modülü	14
2.5.4. Oransal limit	14
2.5.5. Elastik limit	14
2.5.6. Akma dayanımı noktası	14
2.5.7. Poisson oranı	14
2.5.8. Kırılma dayanımı (Fracture strength)	15
2.5.9. Kırılma tokluğu (Fracture toughness)	15
2.5.10. Bükülme dayanımı (Flexural strength)	15
2.5.11. Darbe dayanımı (Impact strength)	15
2.5.12. Sertlik (Hardness)	15

2.5.13. Yorgunluk dayanımı (Fatigue strength).....	15
2.6. Tam seramiklerin dayanıklılığın saptanması için uygulanan mekanik testler	15
2.7. Yüze analiz yöntemleri	19
2.7.1. X – Işını fotoelektron spektroskopisi (XPS).....	19
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	20
3.1. Örnekleri Hazırlanması ve Çalışma Gruplarının Oluşturulması.....	20
3.1.1. Lösitle güçlendirilmiş cam seramik örneklerin hazırlanması	21
3.1.2. Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik örneklerin hazırlanması.....	23
3.1.3. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik örneklerin hazırlanması	23
3.1.4. Rezin nano seramik örneklerin hazırlanması	24
3.1.5. Yttria -stabilize zirkonyum oksit seramik örneklerin hazırlanması	24
3.1.6. Monolitik zirkonyum oksit seramik örneklerin hazırlanması	25
3.2. Er:YAG Lazer uygulanması.....	26
3.3. İki Eksenli Bükülme Dayanımı Testi Uygulanması	26
3.4. Örneklerin XPS Analizi ile İncelenmesi.....	27
3.5. İstatistiksel Analiz.....	28
4. BULGULAR.....	29
4.1. İki Eksenli Bükülme Dayanımı Testi Bulguları.....	29
4.2. XPS Analizi Bulguları	33
4.2.1. LGS grubu XPS bulguları	33
4.2.2. LDS grubu XPS bulguları	35
4.2.3. ZKS grubu XPS bulguları	38
4.2.4. MZS grubu XPS bulguları	40
4.2.5. RNS grubu XPS bulguları.....	42
4.2.6. ZLS grubu XPS bulguları	44
5. TARTIŞMA	47
6. KAYNAKLAR	61
ÖZGEÇMİŞ	74

KISALTMALAR

Er:YAG	Erbium Yttrium Aluminium Garnet
Nd:YAG	Neodymium: Yttrium-Aluminum Garnet
CO ₂	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 Zirkonyum Seramik
°C	Santigrat derece
MPa	Megapaskal
sn	Saniye
nm	Nanometre
mm	Milimetre
cm	Santimetre
msn	Milisanıye
mj	mili joule
mW	miliwatt
W	Watt
Hz	Hertz
UV	Ultraviyole
XPS	X ışını Fotoelektron Spektroskopisi
ISO	Uluslararası Standartlar Teşkilatı (International Standart Organisation)

TABLO LİSTESİ

Tablo 2-1: CAD/CAM sistemlerinde kullanılan chairside materyallerin içeriklerine göre sınıflandırması ve bazı marka isimleri.....	9
Tablo 2-3: Dental kullanım alanlarına göre bazı lazerler ve dalga boyları	12
Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan seramikler	20
Tablo 3-2: Kullanılan Er:YAG lazer parametreleri	26
Tablo 3-3: Gruplar için kullanım poisson oranları	27
Tablo 4-1: İki eksenli bükülme dayanımı bulguları için iki yönlü varyans analizi (ANOVA) sonuçları.....	29
Tablo 4-2: Çalışma gruplarına ait iki eksenli bükülme dayanımı sonuçları	30
Tablo 4-3: Seramik tipleri ve işlemlere göre ortalama bükülme dayanımı değerleri (LSD)	31
Tablo 4-4: LGS grupları atomik yüzdeleri	35
Tablo 4-5: LDS grupları atomik yüzdeleri	37
Tablo 4-6: ZKS grupları atomik yüzdeleri	39
Tablo 4-7: MZS grupları atomik yüzdeleri.....	41
Tablo 4-8: RNS grupları atomik yüzdeleri	43
Tablo 4-9: ZLS grupları atomik yüzdeleri.....	45

RESİM LİSTESİ

Resim 2-1 :CAD/CAM sistemi (Cerec).....	8
Resim 2-2: Lazer ışınlarının doku ile etkileşimi.....	10
Resim 2-3: Üç nokta yükleme testinin şematik resmi	17
Resim 2-4: Üç top üzerine piston testinin şematik resmi	18
Resim 3-1: Örneklerin hazırlanmasında kullanılan CAD/CAM materyalleri	21
Resim 3-2: Blokların silindirik hale getirilmesi	21
Resim 3-3: Örneklerin hassas kesme cihazı ile dilimlenmesi.....	22
Resim 3-4: Örneklerin dijital kumpas ile ölçülmesi	22
Resim 3-5: Zımpara ve polisaj makinesi	23
Resim 3-6: Kristalizasyon işlemi öncesi ve sonrası LDS örnekler.....	23
Resim 3-7: Kristalizasyon öncesi ve sonrası ZDS örnekler	24
Resim 3-8: RNS örnekler.....	24
Resim 3-9: ZKS örneklerin sinterizasyon öncesi ve sonrası kalınlıkları.....	25
Resim 3-10: Sinterizasyon öncesi ve sonrası ZKS örnekler.....	25
Resim 3-11: MZS örneklerin sinterizasyon öncesi ve sonrası kalınlıkları	26
Resim 3-12: XPS için hazırlanan örnekler	28

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2-1: Lazerlerin sınıflandırılması	11
Şekil 4-1: Seramik tipleri ve işleme göre bükülme dayanımı oranları	32
Şekil 4-2: Seramik grupları ve kalınlıklara göre bükülme dayanımı oranları	32
Şekil 4-3: LGS kontrol grubu XPS spektrumu	33
Şekil 4-4: LGS 0.5 mm grubu XPS spektrumu	34
Şekil 4-5: LGS 1 mm grubu XPS spektrumu	34
Şekil 4-6: LDS kontrol grubu XPS spektrumu	36
Şekil 4-7: LDS 0.5 mm grubu XPS spektrumu	36
Şekil 4-8: LDS 1 mm grubu XPS spektrumu	37
Şekil 4-9: ZKS kontrol grubu XPS spektrumu	38
Şekil 4-10: ZKS 0.5 mm grubu XPS spektrumu	38
Şekil 4-11: ZKS 1 mm grubu XPS spektrumu	39
Şekil 4-12: MZS kontrol grubu XPS spektrumu	40
Şekil 4-13: MZS 0.5 mm grubu XPS spektrumu	40
Şekil 4-14: MZS 1 mm grubu XPS spektrumu	41
Şekil 4-15: RNS kontrol grubu XPS spektrumu	42
Şekil 4-16: RNS 0.5 mm grubu XPS spektrumu	42
Şekil 4-17: RNS 1mm grubu XPS spektrumu	43
Şekil 4-18: ZLS kontrol grubu XPS spektrumu	44
Şekil 4-19: ZLS 0.5 mm grubu XPS spektrumu	44
Şekil 4-20: ZLS 1 mm grubu XPS spektrumu	45

ÖZET

Er:YAG LAZER UYGULAMASININ FARKLI KALINLIKLARDAKİ CAD/CAM MATERYALLERİNİN BÜKÜLME DAYANIMINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Mehmet İŞIKER

Uzmanlık Tezi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanları: Yrd. Doç. Dr. Fatih SARI

Temmuz 2017, 84 sayfa

Adeziv simanlar ile kullanılan tam seramik restorasyonların sökülmesi kuvvetli restorasyon – rezin siman – diş bağlantısı nedeniyle oldukça zordur. Seramik içinde transmisyona uğrayan lazer bu bağlantıyı bozmak amacıyla kullanılır. Bu çalışma Er:YAG lazerin debonding sırasında materyalin bükülme dayanımı üzerinde ve yüzeyinde meydana gelen değişimleri incelemek amacıyla yapıldı. Bu çalışmada 6 farklı CAD/CAM seramik bloğu kullanıldı. Bloklardan 12 mm çapında, 0.5 mm ve 1 mm kalınlığında 40'ar adet disk şeklinde örnek hazırlandı. Hazırlanan örnekler kontrol ve lazer grubu olmak üzere rastgele 2 alt gruba ayrıldı. Kontrol grubunda hiçbir işlem uygulanmadı. Lazer grubunda Er:YAG lazer kullanılarak 500 mJ – 2 Hz ve 1000 µs (Very Long Pulse = VLP) parametreleriyle örnek yüzeylerinin tümü taranarak uygulandı. Tüm örnekler ISO 6872 standartlarına uygun olacak şekilde iki eksenli bükülme dayanıklılığı (üç top üzerine piston) testi uygulandı. Her seramik grubunda 2x2 mm boyutlarında 3 adet örnek (Kontrol, 0.5 mm lazer, 1 mm lazer) X – ışını fotoelektron spektroskopisi (XPS) analizi için hazırlandı. Elde edilen veriler iki yönlü varyans (ANOVA) ve LSD testleri kullanılarak analiz edildi. En yüksek değer 979.27 ± 95.41 MPa ile monolitik zirkonyum oksit seramik 1 mm kontrol grubu, en düşük değer ise 112.89 ± 20.37 MPa ile lösitle güçlendirilmiş cam seramik 0.5 mm lazer grubunda bulundu. İstatistiksel olarak lazer uygulamasının bükülme dayanımını tek başına etkilemediği; örnek kalınlığının ve seramik tipi – işlem interaksiyonunun ayrı ayrı bükülme dayanımına etkisinin istatistiksel olarak anlamlı olduğu görüldü ($\alpha=0.05$). Er:YAG lazerin seramik yüzeyine uygulanmasının yüzey kimyasını değiştirdiği fakat bükülme dayanımlarına olumsuz etkisinin olmadığı gözlenmiştir.

Anahtar kelimeler: Er:YAG lazer, İki eksenli bükülme dayanımı, XPS, CAD/CAM, Dental seramikler

ABSTRACT

EXAMINATION THE EFFECT OF Er:YAG LASER TREATMENT ON FLEXURAL BIAXIAL STRENGTH OF CAD/CAM MATERIALS OF DIFFERENT THICKNESSES

Mehmet IŞIKER

Thesis Of Expertise In Dentistry: Prosthetic Dental Treatment Department

Supervisor: Asst. Prof. Fatih SARI

July 2017, 84 Pages

Removing all-ceramic restorations cemented with adhesive cements is extremely difficult due to strong restoration-resin cement-tooth bonding. Laser transmitted into the ceramic is used for debonding. This study is conducted to examine the changes on the biaxial flexural strength and on the surface of the material during debonding with Er: YAG laser. 6 different CAD/CAM ceramic blocks were used in this study. Disk shaped specimens from these blocks were fabricated with a diameter of 12 mm and a thickness of 0,5 and 1 mm (40 specimens from each group). A total of 80 specimens were randomly divided into 2 subgroups: control group and laser group. Control group was left untreated. All surfaces in the laser group were scanned with Er: YAG laser having the parameters set in 500 mJ – 2 Hz and 1000 μ s (Very Long Pulse = VLP). In compliance with the standards of ISO 6872, biaxial flexural strength test (piston on three balls) was conducted on all specimens. 3 specimens of 2x2 mm of each ceramic group (Control, 0,5mm laser, 1mm laser) were prepared for X-Ray Photoelectron Spectroscopy (XPS) analysis. Obtained data were analysed by using the two-way variance (ANOVA) and LSD tests. The highest value was observed in 1mm control group of monolithic zirconium oxide ceramics as 979.27 ± 95.41 MPa while the lowest value was found in 0,5mm laser group of leucite-reinforced glass ceramics as 112.89 ± 20.37 MPa. It was concluded that laser treatment alone did not statistically affect the flexural strength; and that the effect of specimen thickness, type of ceramics and interaction on the flexural strength was statistically significant. ($\alpha=0.05$). It was observed that Er: YAG laser ceramics surface treatment did change the surface chemistry but did not have any negative impact on the flexural strengths.

Keywords: Er:YAG laser, Biaxial flexural strength, XPS, CAD/CAM, Dental ceramics

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Yunanca “hassasiyet ve duygu” anlamına gelen “esthesis” kelimesinden dilimize geçen estetik; kişinin özgüvenini, topluma sunduğu imajını, sosyal ve iş hayatını etkilemektedir. Artan estetik beklenti ve gelişen teknolojiyle beraber estetik diş hekimliği alanında gelişmeler kaçınılmaz olmuştur (1).

Son yıllarda estetik üstünlüklerinden dolayı tam seramik restorasyonlar protetik ve restoratif diş hekimliğinde daha popüler ve sık kullanılır hale gelmiştir. Yeni materyallerin geliştirilmesi ve restorasyonların üretimi konusunda teknolojik gelişmelerin artması özellikle de CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim) teknolojisinin diş hekimliği alanında kullanılmaya başlanması birçok avantajı da beraberinde getirmiştir. Geleneksel ölçü alma yöntemlerini ortadan kaldırmış ve daha iyi optik özelliklere sahip restoratif materyallerin daha kısa sürede elde edilmelerini sağlamış ve hasta konforunu yükseltmiştir. Hata olasılığını oldukça azaltmış ve indirekt restorasyonlardan kaynaklanabilecek olası çapraz kontaminasyonların da önüne geçilmiştir (2).

Tam seramik restorasyonların simantasyonunda üstün estetik özellikleri, biyouyumlulukları, güçlü bağlantıları ve klinik performansları nedeniyle adeziv rezin simanlar kullanılmaktadır. Bu avantajlar aynı zamanda rezin simanlar için en büyük dezavantajdır. Bu kuvvetli bağlantı nedeniyle restorasyonu geleneksel yöntemler ile diş veya restorasyona zarar vermeden ayırmak pek mümkün değildir. Restorasyonun sökülmesi gerektiğinde su soğutması altında keserek çıkarılmalıdır. Renginden dolayı rezin simanı diş dokusundan ayırmak çok zordur ve prosedür uzun zaman gerektirir. Ayrıca restorasyonun kullanılmayacak olması da başka bir dezavantajdır. Bu problemin üstesinden gelmek için son yıllarda kullanılan lazerler daha konforlu, daha konservatif ve zamandan tasarruf sağlayan bir alternatiftir (3).

Literatürde adeziv rezin simanlarla yapıştırılan seramik braketlerin farklı lazerler kullanılarak sökülebildiği bildirilmiştir (4-6). Lazerlerin tam seramik restorasyonların uzaklaştırılmasında da kullanılabileceği yönünde son yıllarda yapılan az çalışma bulunmaktadır (2, 7, 8).

Yapılan çalışmalarda lazerin materyallerden transmisyonu sonucu rezin simanın yapısında bozulmaya neden olduğu ve bu sayede bağlantıyı zayıflattığı rapor edilmiştir(9, 10). Tam seramiklerle yapılan az sayıda lazer debonding çalışmasında en etkin lazerin Er:YAG lazer olduğu bildirilmiştir (3, 9).

Bu çalışmada tam seramik restorasyonların Er:YAG lazer ile debonding sırasında, seramiğin yüzeyinde meydana gelen kimyasal değişimler ve yüzey işleminin bükülme dayanımına etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır.

Çalışmada Er:YAG lazer uygulamasının bükülme dayanımına etkisinin olmadığı ve Er:YAG lazerin yüzeyde kimyasal değişimler oluşturmayacağı hipotezleri test edilmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

Seramik kelimesi etimolojik olarak incelendiğinde, Yunanca ‘keramikos (topraktan gelme)’ kelimesinden türediği görülür (11). Pierre Fauchard 1728 yılında yazdığı ‘Le Chirurgien Dentiste, ou Traite des Dents’ adlı kitabında porselenin diş hekimliğinde kullanılabileceğini ve mine rengini taklit edebileceğini bildirdi (12). 1774 yılında Paris’te bir eczacı olan Alexis Duchateau ve diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant tarihteki ilk porselen yapay dişleri üretti. De Chemant daha sonra İngiltere ve Fransa’da porselen için patent aldı (13). 1806 yılında Giusepangelo Fonzi metal ile porseleni birleştirerek total protezler için ‘terrometalik’ denilen kişisel dişleri geliştirdi (14). Porselenin estetiğinin gelişmesi Elias Widman’ın 1938 yılında vakumlu fırınlamayı ilk kez kullanması ile sağlandı. 1885 yılında Maurice Gerorge Logan, metal-porselen arasındaki bağlantı sorununu çözerek platin postların üzerinde porseleni kullandı (13). Dr. Charles Land 1886 yılında platin yaprak üzerine feldspatik porseleni işleyerek ilk kez porseleni sabit protezlerde kullandı. Daha sonra inley ve onlay restorasyonları geliştiren Land, 1889 yılında jaket kuronun patentini aldı (15). Land’in jaket kuronu geliştirmesi ile preperasyon kuralları değişmiş ve dişlerin kural yapısı retansiyon için korunmaya başlamıştır (16). 1931 yılında porselenin asitlenebileceği bildirildi. 1933’te diş hekimliğinde kullanıma uygun rövatmanlar üretildi ve 1949’da fosfat bağlı rövatmanlar diş hekimliğinin hizmetine sunuldu (17). 1950’lere kadar porselen diş hekimliğinde kullanılsa da, dayanıksızlığı nedeniyle çok fazla tercih edilmiyordu. 1950 yılında porselene lösit ilavesi ile ısısız genişemesinin artması sağlandı, bu sayede metal-porselen bağlantısı güçlendi ve materyalin dayanıklılığı arttı (18). Vines ve arkadaşları, 1958 yılında vakumla fırınlamayı ve vakumla pişirilen ince seramiği geliştirdi (19). Weinstein ve arkadaşları, 1962 yılında %11-15’lik potasyum oksit (K_2O_9) içeren seramik kullanarak metal destekli porselen restorasyonlar ürettiler. Ayrıca metal seramik restorasyonlarda altın alaşımı kullanmayı denediler ve patentini aldılar (20). McLean ve Hughes, 1965 yılında günümüzde kullanılan tam seramiklerin yapısını oluşturan %40 - %50 alumina ile kuvvetlendirilmiş restorasyonları geliştirdiler (17). 1972 yılında Southan ve Jorgensen tarafından refraktör day materyalinin geliştirilmesiyle tam seramik restorasyonların kullanımı yaygınlaşmaya başladı (21). 1976 yılında McLean ve Sced, çift folyo tekniğini

geliştirerek porselenin dayanıklılığını artmasına katkı sağladılar (17). 1980'li yıllarda Computer Aid Design/Computer Aid Manufacturing (CAD/CAM) sisteminin ve rezin simanların gelişmesi, porselen dayanıklılığının ve estetik ihtiyacının artmasıyla birlikte tam seramik restorasyonların endikasyonları genişlemiş ve kullanımı artmıştır (19, 22).

2.2. Zirkonya

Zirkonya, doğada saf olarak bulunmamaktadır. Genellikle 'baddeleyit' olarak da bilinen metal oksiti (ZrO_2) ya da silika oksit ile bileşik yapmış halde 'zirkon ($ZrSiO_4$)' olarak bulunmaktadır. 1789 yılında Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından laboratuvar ortamında değerli taşların reaksiyonu sonucu bulundu (23). 90'lı yıllarda diş hekimliğinde kullanılmaya başlanan zirkonya, atomların düzgün bir sıra halinde yoğunlaştırılarak birleştirilmesi oluşan ve camsı parçalar içermeyen materyallerden oluşmaktadır. Yoğunlaştırılmış yapısı sayesinde daha dayanıklıdır ve çatlakların ilerlemesini engeller. Biyouyumludur ve düşük bakteri tutunumu gösterir. Diğer estetik materyallere oranla daha opak yapıdadır ve genellikle alt yapı materyali olarak kullanılır. Estetik gereksinimi üst yapı materyali ile sağlanır. Biyomateryal olarak kullanılması için karışık ve bir çok aşamadan oluşan zaman alıcı işlemlere tabi tutulmaktadır (23, 24). Seramiklerin uzun dönem başarısı çatlakların ilerlemesiyle alakalıdır. Tükürük varlığında cam ve su etkileşime girer, cam çözünerek çatlağın ilerlemesine sebep olur. Zirkonyum oksit cam içermediği ve polikristal yapıda olduğu için bu fenomeni göstermez (25). Ancak zirkonyum oksit su varlığında 'düşük ısılarda bozunma' fenomenine sahiptir. 900-1000°C'lerde kısa süreli ısı uygulamaları bile tersine dönüşüme sebep olmaktadır (26). Özellikle üst yapı porseleninin fırınlanması sırasındaki olası tersine dönüşüm dayanıklılığı azaltmaktadır (27).

Zirkonyum polimorfik bir materyaldir ve kristalleri monoklinik, kübik ve tetragonal olmak üzere üç fazda bulunur. Oda ısısında monoklinik fazda bulunan saf zirkonyum, tetragonal faza 1170°C'nin üzerinde, kübik faza ise 2370°C'nin üzerindeki sıcaklıkta geçmektedir (23). Oda sıcaklığında monoklinik fazda bulunan zirkonyum, ısı ile tetragonal faza dönüşürken, soğuma ile tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşürken hacim artışı meydana gelir ve faz değişimi kontrol altına alınmadığında ise kırıklara sebep olabilir. Bu sebeple zirkonyum oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulmalıdır. Bu amaçla saf zirkonyumu oda sıcaklığında stabil tutmak için kalsiyum, magnezyum,

alüminyum, seryum gibi metal oksitler ilave edilir. En sık kullanılan formu ise yttrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum polikristalleridir (Y-TZP) (23, 28).

Üretim şekline göre Y-TZP, green, yarı sinterize ve tam sinterize olarak 3 gruba ayrılır. Green zirkonya en kolay işlenen bloklardır. Susuz ortamda ve sinterizasyon sonrası büzülme düşünülerek % 20 – 25 oranında daha büyük elde edilirler (29). Yarı sinterize bloklar ise zirkonyumun basınçsız olarak hazırlandığı bloklardır ve 1300 – 1500 °C’ de sinterlenir. Poröz yapıda olduğu için %20 – 30 oranında büzülmeye uğrar ve istenilen boyutta dayanıklı ve yoğun yapısına ulaşır (30, 31). Tam sinterize bloklar, önce 1300°C’de sinterlenen blokların partikül yoğunluğunu arttırmak amacıyla yüksek basınçlı ortamda 1500°C’lere kadar ısıtılmasıyla oluşur. ‘Hot Isostatically Pressed’ olarak da adlandırılan tam sinterize bloklar su soğutması altında freze edilerek restorasyonlar elde edilir (32).

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

CAD/CAM planlanan restorasyonun model veya ağız içi görüntüsünün dijital olarak taranması, elde edilen veriler ile bilgisayar ortamında model oluşturulup restorasyonun dizayn edilmesi ve bilgisayar destekli freze sistemleri ile prefabrik bloklardan üretilmesi temeline dayanmaktadır (33). Uygulanabilirlik ve bilimsel açıdan kabul edebilir prensiplere sahip ilk CAD/CAM sistemi 1988 yılında geliştirilen Cerec sistemidir (34). Günümüzde CAD/CAM sistemleri inley, onley, laminate veneer, bölümü kuron, tam kuron, köprü sistemleri, cerrahi stentler, çene yüz protezleri, hareketli bölümlü protezlerin iskelet alt yapıları, tam protezler ve implant üstü overdenture gibi geniş bir endikasyon aralığına sahiptir (35-40).

Tüm CAD/CAM sistemleri ağız içi durumu dijital ortama aktaran tarayıcı, alınan bilginin işlenerek 3 boyutlu modelinin oluşturulup restorasyonların tasarlandığı yazılım ve tasarlanan bilginin spesifik ürüne dönüştürüldüğü donanım cihazı olmak üzere 3 ana parçadan oluşur (41). Preparasyonun dijital ortama aktarılması; kullanılan CAD/CAM sistemine bağlı olarak geleneksel yöntemle elde edilen alçı modelin taranması mekanik, optik sensörlü ya da lazer ışınları ile görüntüyü kaydeden tarayıcılarla veya ağız içinde optik sensörler ya da kameralar yardımıyla direkt olarak görüntünün kaydedilmesi ile gerçekleşir (33). Veriler toplandıktan sonra sistemin yazılımı ile restorasyonun sınırları



Resim 2-1 :CAD/CAM sistemi (Cerec)

çizilir, data bankasından uygun eşleşme ile otomatik olarak restorasyon hazırlanır ve sistemdeki araçlar ile düzenlemeler yapılır (35). Tasarlanan restorasyonların üretimi 3 boyutlu yazıcılarda olduğu gibi eksiltme ve ekleme yöntemi ile yapılabilmektedir. Eksiltme metodunda prefabrik bloklardan disk veya frezler ile kazıma ile yapılır. Restorasyon net bir şekilde elde edilse de, bloğun büyük bir kısmı kullanılmadığı için israf edilmektedir. Ekleme metodunda ise seramik ya da metal tozları özel cihazlar yardımı ile tabakalanarak sinterlenmektedir. Yöntemin en büyük avantajları kesici alete ihtiyaç duyulmaması ve israf olmamasıdır. Dezavantajı ise teknik hassasiyeti ve maliyetinin daha fazla oluşudur (35, 42).

2.3.1. CAD/CAM Materyalleri

Piyasada CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere birçok materyal sunulmaktadır. CAD/CAM materyalleri laboratuvarında kullanılmak üzere daha çok restorasyonun üretilebildiği disk şeklindeki bloklar ya da hasta başında kullanılmak için üretilen küçük dikdörtgen prizması şeklindeki 'chairside' (Tablo 2-1) prefabrik bloklardan oluşmaktadır. Bu materyaller çeşitli metal alaşımları, kompozit ve seramiklerden oluşurlar. Bazıları altyapı materyali olarak kullanılırken, bazıları inley, onley, porselen laminate veneer (PLV), endokuron ve tam kuron yapımında kullanılabilirler. Rahat bir şekilde freze edilirler. Kolayca cila veya glaze yapılarak tek seansta simante edilebilirler (34, 43).

Tablo 2-1: CAD/CAM sistemlerinde kullanılan chairside materyallerin içeriklerine göre sınıflandırılması ve bazı marka isimleri

Monokromatik (tek tabakalı) feldspatik blok	Polikromatik (çok tabakalı) feldspatik blok	Lösit güçlendirilmiş cam seramik	Rezin nano seramik	Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik	Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik	Transludent Zirkonya
CEREC Blocs (Sirona)	CEREC Blocs C In (Sirona)	IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent)	Vita Enamic (Vita)	IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent)	Vita Suprinity (Vita)	inCoris TZI (Sirona)
Vita Block Mark II (Vita)	CEREC Blocs C (Sirona)	Paradigm C (3M ESPE)	Lava Ultimate (3M ESPE)	Rosetta HM (HASS)	Celtra Duo (Dentsply)	inCoris TZI C (Sirona)
	CEREC Blocs 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.

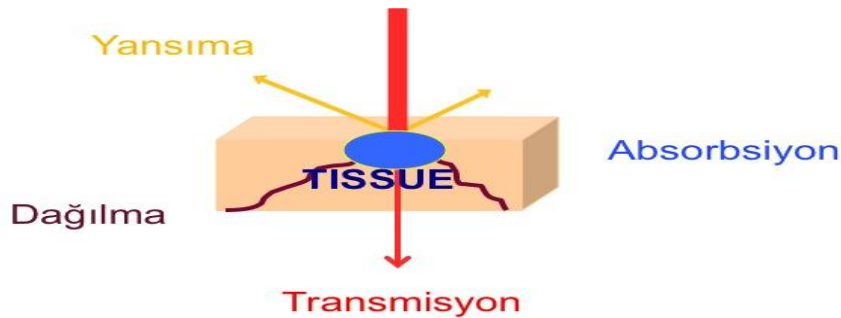
Feldspatik bloklar üstün estetik özellikleri nedeniyle tercih edilirler. PVL, anterior tek kuron, inley ve onley için kullanım endikasyonları mevcuttur. Glaze hariç ek bir laboratuvar işlemine gerek duymazlar (34). Feldspatik blokların lösit içerikleri artırılarak cam seramik restorasyonların bükülme dayanımları 160 MPa'a yükseltilmiştir. Lityum disilikat blokların gelişmesiyle bükülme dayanımı 360 MPa'ya çıkan cam seramikler sadece anterior bölgede değil, posterior bölgede implant üstü kuronlarda, abutment yapımında da kullanılmaya başlandı. Başlangıç formu metasilikat ve lityum disilikat formunda bulunan bloklar bu sayede kolayca freze edilir ve daha sonra 850°C' de 20 – 25 dakika rekristalize edilir. Firmalar tarafından cam seramik bloklar farklı ışık geçirgenliği ve renk özelliklerinde piyasada bulunmaktadır (34, 44).

Rezin nano seramikler seramik ve porselenin avantajlarını birleştirmeyi hedefleyen ürünlerdir. Kompozitlere oranla daha yüksek kırılma direncine sahiptirler. Porselen bloklar gibi ekstra fırınlama işlemine ihtiyaç duymazlar, mekanik olarak cilalanırlar. Işınla sertleşen kompozitler ile ağız içinde uyumlandırılabilir ya da tamir edilebilirler (45, 46).

Zirkonyum blokların içeriğindeki demir oksit ve diğer oksitlerin artırılması ile dayanıklılığı artırılmış ve translüsent zirkonyum (TZI) bloklar üretilmiştir. Zirkonyum bloklardan farklı olarak TZI bloklar tam kuron olarak üzerine veneerleme ihtiyacı olmadan kullanılabilir (47). TZI bloklar renksiz veya renkli olarak üretilebilmektedir. Renksiz blokları renklendirmek için solüsyonlar bulunmakta ve renklendirme işlemi kurutma sonrası sinterizasyon öncesi yapılmaktadır (48). Yüksek dayanıklılığı, korozyon direnci, biyouyumluluğu ve translüsentliği nedeniyle hem anterior hem de posterior bölgede kullanım endikasyonu mevcuttur (49). Ancak yüksek estetik beklentisi bulunan hastalarda yeterli estetiği sağlamadığı bildirilmiştir (50).

2.4. Lazer

'Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation (uyarılmış radyasyon yayılımı yoluyla ışık yükseltilmesi)' kelimesinin baş harflerinden oluşan lazer, 1960 yılında Theodore H. Maiman tarafından yakut kristalinden geliştirildi (51). Uyarılmış fotonların yayılması temeline dayanan lazer ışığı bazı özellikleri ile normal ışıktan ayrılır: Monokromatik yani tek renkli olması, ışığı oluşturan fotonların aynı fazda olması (coherent) ve doğrusal olması (collimated). Doğrusal ve tek renkli olması sayesinde hedeflenen dokuya komşu yapıları en az şekilde tahrip ederek etki edebilmektedir (52).

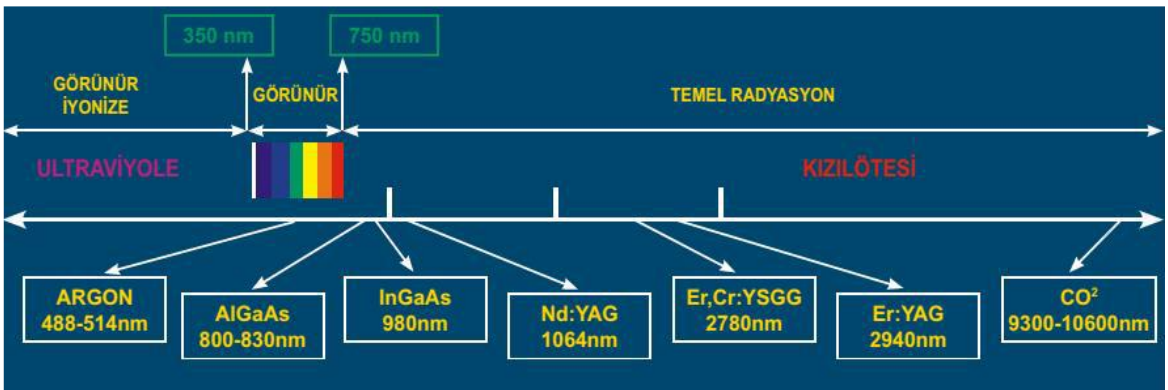


Resim 2-2: Lazer ışınlarının doku ile etkileşimi

Lazer dokuya uygulandığı zaman ışınlar doku tarafından emilebilir (absorbed), daha derin dokulara ilerleyebilir (transmitted), etrafa yayılabilir (scattered) ya da doku tarafından yansıtılabilir (reflection) (Resim: 2-2) (53). Dokuya etkili olması için önemli etki emilmedir. Emilen ışınlar termal enerjiye dönüşüp buharlaşmaya ya da kömürleşmeye sebep olurlar (53). Bir lazerin dokuya biyolojik etkisi anlayabilmek için; dalga boyu, enerji yoğunluğu, atım süresi, maximal atım enerjisi ve atım tekrarlama ortalaması (Hz) bilinmelidir (54).

Diş hekimliğinde lazerler çürük tespiti ve kavite preparasyonunda, periodontal tedavide, endodontide kanal dezenfeksiyonunda, implant cerrahisinde, periimplantitis tedavisinde, hassasiyet gidermede, frenektomi ve yumuşak doku cerrahisinde ve yüzey pürüzlendirmede kullanılır (55). Lazerler için farklı sınıflandırmalar vardır (54, 56, 57).

Aktif maddeye göre	Işın hareketlerine göre	Işınların enerjisine göre	Dalga boyuna göre
<ul style="list-style-type: none"> •Kıta madde içerenler •Nd:YAG •Granit •Ruby •Gaz lazerler •Argon •Karbondioksit (CO₂) •Yarı iletken lazerler •Galyum arsenit •Kimyasallar 	<ul style="list-style-type: none"> •Devamlı ışın verenler •Atımlı ışın verenler •Dalgalı akım olarak ışın verenler 	<ul style="list-style-type: none"> •Soft lazer •He -Ne •Ga -As •Ga-AlAs •Mid lazer •Diyot •Hard Lazer •Argon •CO₂ •Ho:YAG •Nd:YAG •Er:YAG 	<ul style="list-style-type: none"> •Mor ötesi (UV) ışınlar •Kızıl ötesi (Infrared) ışınlar •Görünür ışık spektrumundaki ışınlar



Şekil 2-1: Lazerlerin sınıflandırılması

Diş hekimliğinde kullanılan bazı lazer ve kullanım alanları ise tablo 2-3’de özetlenmiştir (58).

Tablo 2-2: Dental kullanım alanlarına göre bazı lazerler ve dalga boyları

Yumuşak Doku Lazerleri	
Ar	514 nm
KTP	532 nm
Diyot	803, 810, 940, 980, 1064 nm
Nd:YAG	1064 nm
Nd:YAP	1340 nm
CO ₂	10600 nm
Sert ve Yumuşak Doku Lazerleri	
Er,Cr:YSGG	2780 nm
Er:YAG	2940 nm
Düşük Seviyeli Lazerler	
He-Ne	635 nm
Diyot	635, 810, 980 nm
Fotopolimerizasyon Lazerler	
Ar	488 nm
Beyazlama lazerleri	
KTP	532 nm
Diyot	803, 810 – 980 nm
Çürük saptayıcı Lazerler	
Diyot	655 nm
Dentin Hassasiyetini Gideren Lazerler	
Er:YAG	2940 nm
Er,Cr:YSGG	2780 nm
CO ₂	10600 nm

2.4.1. Er:YAG Lazerler

1974 yılında Zharikov ve arkadaşları tarafından tanıtılan erbiyum ile kaplanmış itriyum – alüminyum – garnet kristali içeren katı aktif ortam içeren lazerlerdir. Dalga boyu 2940 nm’dir. Elektromanyetik spektrumun yakın ve orta kızıl ötesi görünmeyen ışık bölgesinde

bulunur (54). Suda en yüksek absorpsiyona sahip olan Er:YAG lazerin, hidroksiapatite (HA) karşı da ilgisi fazladır. Bu özellikleri sayesinde mine ve dentinde çalışmaya çok uygundur (59). Depigmentasyon, gingivektomi, gingivoplasti, aftöz ülser tedavisi ve biyopsi gibi yumuşak doku işlemlerinin yanında, hassasiyet giderilmesi, kavite preperasyonu ve çürüğün uzaklaştırılması ve sert doku cerrahilerinde kullanılabilir (60). Er:YAG lazerlerin diğer bir önemli kullanım alanı, adeziv rezin simanlar ile simante edilmiş restorasyonların sökülmesi yani debonding işlemidir. Konvansiyonel yöntemler ile uzaklaştırılması çok zor olan adeziv simanların lazer ile ulaştırılması ilk 1990'lı yıllarda ortodontik braketler üzerinde denenmiştir (7). Lazer ışınları transmisyona uğrayıp adeziv simana ulaştığında 3 farklı mekanizma ile çözünme sağlar: Termal yumuşama, termal ablasyon ve foto ablasyon. Termal yumuşama rezin simanın ısınıp yumuşaması ile gerçekleşen yavaş bir yöntemdir. Dişte büyük sıcaklık artışına sebep olabilir. Termal ablasyon rezin simanda hızlı buharlaşma ve anlık sıcaklık artışına neden olarak çözülmeyi sağlar. Foto ablasyonda ise ışınlar adeziv simanlarla etkileşerek atomlar arasındaki bağ enerjilerini yükselterek ayrışmaya neden olurlar (61). Er:YAG lazer kompozit ve adeziv simanlar tarafından iyi absorbe edilirler ve çoğunlukla termal ve foto ablasyon ile çözünme sağlarlar. Bu CO₂ ve Nd:YAG lazerin termal yumuşama ile yapacağı çözülmeye oranla daha istenilen bir sonuçtur. Termal ablasyon ve foto ablasyonun hızlı gerçekleşmesinden dolayı ısı artışı fizyolojik düzeyde kalmaktadır (6, 9, 62).

2.5. Materyalin Mekanik Özellikleri

2.5.1. Gerilim (Stress)

Bir cisme dışardan bir kuvvet uygulandığı zaman, cismin içinde oluşan eşit ve zıt yöndeki kuvvettir (63). Uygulanan kuvvet sonucunda cisimde ya hareket ya da deformasyon oluşur. Birim alana düşen kuvvet ile ifade edilir (N/m², kn/m²).

Cisme uygulanan kuvvet sonucunda üç farklı gerilim oluşur:

- Çekme gerilimi (Tensile stress): Cisimde uzamaya sebep olacak kuvvet ile meydana gelecek deformasyona karşı tepki olarak oluşan kuvvettir.
- Basma gerilimi (Compressive stress): Cisim sıkıştıran veya kısaltan kuvvetin sebep olduğu deformasyona karşı koyan kuvvettir.
- Makaslama gerilimi (Shear stress): Cismin parçasını diğer parçası üzerinde kaydıracak yöndeki kuvvetin sebep olduğu deformasyona karşı oluşan kuvvettir (64).

2.5.2. Gerinim (Strain)

Bir cisme dışardan bir kuvvet uygulandığı zaman cisimde meydana gelen boyutsal değişimdir. Boyutsal değişimin birim boyuta oranı ile ölçülür. Boyutsal değişim elastik veya plastik olabilir. Eğer kuvvet kaldırıldığında geri dönüşüm oluyorsa elastik deformasyon, kalıcı değişiklikler meydana geliyorsa plastik deformasyondan bahsedilir (64).

2.5.3. Elastik modülü

Young's modulus olarak da bilinen elastik modülü maddenin elastikliğinin ölçümüdür. Elastiklikten çok sertliği belirleyen bir özelliktir (65). Diğer bir deyişle, cisme gerilim ya da baskı kuvveti uygulandığı zaman materyalin elastik sınırlar içindeki sertliğidir (66). Aynı kuvvet uygulanan iki cisimden elastik modülü yüksek olan daha fazla deformasyona uğrar (67).

2.5.4. Oransal limit

Gerilim – şekil değişimi eğrisinde, bu iki değişkenin doğru orantının korunarak arttığı en yüksek değerdir (64).

2.5.5. Elastik limit

Maddenin kalıcı deformasyona uğramadan dayanabildiği en yüksek değerdir (64).

2.5.6. Akma dayanımı noktası

Gerilim – şekil değişimi eğrisinde, plastik deformasyonun başladığı, doğru orantının bozulduğu, gerilim artışından daha fazla deformasyonun olduğunu gösteren noktadır. Bu noktadan sonra bütün deformasyonlar plastiktir (24, 68). Oransal limit, elastik limit ve akma dayanımı noktası farklı farklı tanımlanmış özellikler olsa da, cismin kalıcı deformasyona uğramadan dayanabildiği gerinimi belirler (64).

2.5.7. Poisson oranı

Bir cisme kuvvet uygulandığı zaman cisimde meydana gelen enine uzamanın boyuna uzamaya oranına denir (64). Her cismin kendine özgü bir değeri vardır. Dental seramikler için bu değer ortalama 0.23 – 0.25 olarak kabul edilir (69, 70).

2.5.8. Kırılma dayanımı (Fracture strength)

Kuvvet uygulanan materyalin kırılma anındaki gerilme miktarına kırılma dayanımını olarak ifade edilir. Uygulanan kuvvetin tipine göre basma, çekme veya makaslama dayanımı olarak adlandırılır (71).

2.5.9. Kırılma tokluğu (Fracture toughness)

Bir materyalin gerilim altında çatlağın ilerlemesine karşı gösterdiği mukavemettir. Kırılma sertliği çatlağın büyüklüğü, materyalin şekli ve büyüklüğünden bağımsızdır (72).

2.5.10. Bükülme dayanımı (Flexural strength)

Bir kirişin iki ucu desteklenerek ortasından kuvvet uygulandığı zaman, o kirişin gösterdiği mukavemettir (73).

2.5.11. Darbe dayanımı (Impact strength)

Ani bir kuvvete karşı materyalin gösterdiği dirençtir. Materyal kademeli kuvvete oranla ani kuvvetlere karşı daha dayanıksız, kırılabilir olabilir (74).

2.5.12. Sertlik (Hardness)

Materyalin plastik deformasyona, aşınmaya, penetrasyona ve kırılmaya karşı gösterdiği mukavemettir. Geleneksel olarak Vickers ya da Knoop yöntemi ile ölçülmektedir. Ayrıca Barco, Brinell, Wallace, Rockwell ve Martens yöntemleri de mevcuttur (73).

2.5.13. Yorgunluk dayanımı (Fatigue strength)

Materyalin kısa süreli, tekrarlayan ve küçük kuvvetlere karşı gösterdiği mukavemettir. Küçük bir kuvvet materyalde bir sefer uygulandığında kırılmaya olmazken, siklus şeklinde uygulandığında kırılmalara sebep olabilir (73).

2.6. Tam seramiklerin dayanıklılığın saptanması için uygulanan mekanik testler

Bir materyalin klinik performansı ile mekanik özellikleri arasında birçok değişkenin etkili olduğu kuvvetli bir ilişki vardır. Restorasyonun hizmet süresini uzatmak için kullanılan malzemenin özelliklerinin çok iyi anlaşılması gerekmektedir (19).

Dayanıklılık, materyalin kırılma ya da plastik deformasyonu için gerekli olan maksimum stres olarak tanımlanmakta olup, klinik olarak uygulama alanlarını sınırlayan en önemli mekanik faktörlerdendir (19, 75). Dayanıklılığı etkileyen faktörler arasında materyalin üzerinde bulunan çatlak ve defektlerin tipi, boyutu, dağılımı, kırılma tokluğu ve test ortamı önemli bir yer tutmaktadır (19). Bu nedenle dayanıklılığı materyalin yapısal özelliği olarak ele almak yerine koşullara bağlı bir özellik olarak ele almak daha doğru olacaktır. Yani materyalin kırılma değerinin değerlendirilebilmesi için materyalin yapısı, üretim şekli, test ortamı ve yönteminin bilinmesi gerekmektedir (76).

2.6.1.1. Dayanıklılığı etkileyen faktörler

2.6.1.2. Materyalin yüzey çatlaklarının tipi, boyutu ve dağılımı

Bir seramik materyaldeki defektler iç yapıdan kaynaklanabileceği gibi sıklıkla hekimin klinik uygulamaları ve laboratuvar aşamaları sırasında oluşmaktadır (76). Seramiğin iç yapısındaki defektler etrafındaki materyal tarafından korunurken, stres yüzeyde oluşan defektlerde toplanmaktadır. Dış yüzey çatlakları freze yöntemi ile şekillendirme, aşındırma ve kumlama işlemleri sırasında meydana gelmekte, bu çatlakların sayısı ve dağılımı dayanıklılığı etkilemektedir. Derin ve keskin çatlakların çevresinde stres birikimi daha fazla olmakta ve bu noktalarda kırığı meydana getiren çatlaklar oluşmaktadır. Ayrıca materyale uygulanan aşındırma işleminde aşındırmanın yönü de kırılmada etkili geniş çatlakların gerilim eksenine göre yönünü belirleyerek dayanıklılığı etkilemektedir (77). Yüzey pürüzlülüğü de dayanıklılığı etkilemektedir (78).

2.6.1.3. Test ortamı

Dış etkenlere karşı seramiğin dayanıklılığı su varlığında zamanla azalmaktadır. Su büyümeyen bir çatlağın zamanla ilerlemesine neden olmaktadır. Böyle reaktif bir ortamda bulunan seramiğin dayanıklılık değeri zamanla değişmektedir (76, 77).

2.6.1.4. Test metodu

Dental seramiklerin çatlakların etrafında oluşan gerilim stresleri karşısında deforme olduğu ve basma kuvvetlerine daha dayanıklı olduğu düşünüldüğünde, materyalin mekanik özelliklerinin test edilmesinde gerilim dayanımının ölçülmesi uygun olacaktır (19). Materyalin kırılmasına neden olan en yüksek kuvvet değeri, uygulanan test metoduna göre farklılık göstermektedir. Bu farklılığın sebebi, materyalin etki altın alan veya hacmin

farklı olmasıdır. Bu nedenle materyalin dayanıklılığını değerlendirirken kullanılan test metodu göz önünde bulundurulmalıdır (79).

Seramiklerin bükülme dayanıklılıklarını değerlendirmede esas olarak 2 farklı metot kullanılmaktadır (79):

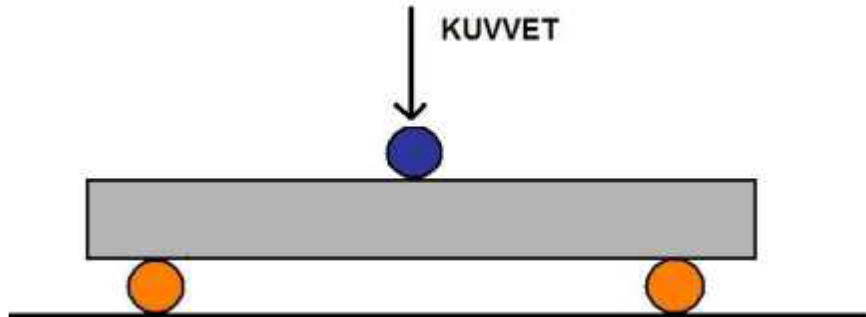
1. Tek eksenli bükülme testleri
 - a. 3 nokta bükülme testi
 - b. 4 nokta bükülme testi

2. İki eksenli bükülme testleri
 - a. Ring on ring / Halka üzerine halka testi
 - b. Ball on ring / Halka üzerine top testi
 - c. Piston on three ball / Üç top üzerinde piston testi (80)

ISO 6872 standardı dental seramiklerin bükülme dayanıklılıklarının değerlendirilmesinde 3 nokta bükülme ve üç top üzerinde piston testlerini önermiştir (70).

Tek eksenli bükülme testleri

Dikdörtgen şeklindeki örnekler iki adet silindir ile desteklenmekte ve tam ortadan bir kuvvet uygulanmaktadır (Resim: 2-3). Dört nokta testinde ise iki adet silindir üzerine yerleştirilen örneklere silindirlerden $\frac{1}{4}$ 'ü kadar uzakta olacak şekilde iki noktadan kuvvet uygulanmaktadır (81). Bu metotlar ile verilerin değerlendirilmesi kolaydır, ancak seramiklerde meydana gelen çukurlar ve çatlaklar test sonuçlarını etkilemektedir (82).



Resim 2-3: Üç nokta yükleme testinin şematik resmi

İki eksenli bükülme testleri

ISO 6872 standardı dental seramiklerin bükülme dayanıklılıklarının değerlendirilmesinde iki eksenli bükülme testlerinden top üzerinde piston testini önermiştir. Bu testte 3.2 ± 0.5 mm çapındaki daireler 10 – 12 mm çapında bir daire oluşturacak şekilde 120° açıyla yerleştirilir. Disk şeklinde hazırlanan 12 – 16 mm çapındaki örnekler demir bilyelerin üzerine yerleştirilerek merkezleri çakışacak şekilde yerleştirilir ve bu merkeze 1.2 – 1.6 mm çapındaki künt uçlu silindir piston ile kuvvet uygulanmaktadır (82).

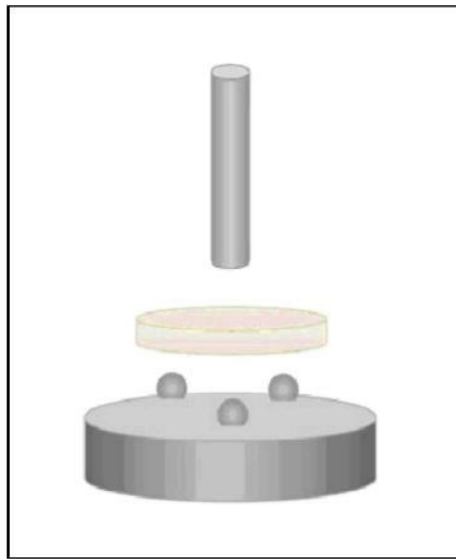
Üç top üzerine piston testinin avantajları;

- Yüklemin merkezden uygulanması,
- Örnek kenarındaki çatlaklardan etkilenmemesi,
- Uygulanan kuvvetin saf bükülmeye yakın olması,
- Test düzeneği sayesinde örnek yüzeylerinin düzgünlüğü ve paralelliğindeki ufak sapmaları tolere etmesidir (63, 83-85).

Dezavantajı;

- Piston tarafından uygulanan kuvvet örnek üzerinde eşit olarak dağılmaz ve bu dağılımın nasıl olduğunun anlaşılması zordur (86).

İki eksenli ve tek eksenli bükülme testlerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda, iki eksenli bükülme testleri ile tek eksenli bükülme testlerine oranla daha yüksek kırılma kuvvetleri elde edildiği bildirmişlerdir (79, 80).



Resim 2-4: Üç top üzerine piston testinin şematik resmi

2.7. Yüzey analiz yöntemleri

2.7.1. X – Işını fotoelektron spektroskopisi (XPS)

1950'li yıllarda Kai Siegbahn tarafından geliştirilmiştir. Kimyasal analiz için elektron spektroskopisi (ESCA) olarak da bilinen bu teknik, hidrojen ve helyum dışındaki elementler için nitel ve nicel bilgi edinmeyi sağlayan yüzey analiz yöntemidir (87). Bu yöntemde X – ışını yardımıyla örneklerin yüzeylerindeki atomların yörüngelerinden elektron koparılır ve bu koparılan elektronların kinetik ve bağlanma enerjileri ölçülür (88).

XPS cihazı; X ışını kaynağı, elektron enerji analizörü, vakum sistemi ve veri sistemi olmak üzere 4 parçadan oluşmaktadır. Teknik kontaminasyona çok hassastır. Buna engel olmak için kopan elektronların analizi yüksek vakum ortamında yapılmaktadır (89).

XPS analizinde örneklerin yaklaşık olarak 10 nm derinliğinde analiz yapılabilir. Bunun sebebi ise örnekten kopan elektronların 10 nm yüzeye penetre olmasıdır. Yani yüzeyden 10 nm'den daha derin bir seviye kopan elektron yüzeye çıkamadığı için değerlendirme yapılamamaktadır. Moleküler yapılar hakkında bilgi sağlar. Örneklerin incelenebilmesi için atomik konsantrasyonlarının > 0.1 olması gerekmektedir (87).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışması, Gaziantep Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı ve Orta Doğu Teknik Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Yüzey Araştırma Laboratuvarında yapılmıştır. Çalışma farklı kalınlıklardaki farklı CAD/CAM materyallerinin Er:YAG lazer uygulaması sonucu yüzeyinde oluşan kimyasal değişimleri ve bükülme dayanımındaki değişimleri değerlendirmek amacıyla yapıldı. Çalışmada kullanılan 6 farklı seramikten 0.5 ve 1 mm örnekler hazırlandı. Hazırlanan örnekler 2 alt gruba ayrılarak kontrol ve lazer grupları oluşturuldu. Deney gruplarına Er:YAG lazer (Fidelis PLUS III, Fotona Medical Lasers, Slovenya) uygulandı. Örnekler üç top üzerine piston testi uygulanarak bükülme dayanımları kaydedildi. Çalışmada kullanılan seramikler aşağıdaki tablo: 3-1’de özetlenmiştir.

Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan seramikler

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. Örnekleri Hazırlanması ve Çalışma Gruplarının Oluşturulması

Bu tez çalışmasında 6 farklı CAD/CAM materyali kullanıldı (Resim: 3-1). İki eksenli bükülme testi için ISO 6872 standartlarına uygun olarak 12 mm çapında disk şeklinde örnekler elde etmek amacıyla çalışmada kullanılan bloklar DentMASTER Dental Frezeleme Makinası (Şafak Makine, İstanbul) kullanılarak silindir haline getirildi. Her

materyal için 0.5 ve 1 mm kalınlığında olmak üzere toplam 480 adet örnek hazırlandı (n=20). Her grup kendi içinde Er:YAG lazer uygulanan ve uygulanmayan grup olarak 2 alt gruba ayrıldı.



Resim 3-1: Örneklerin hazırlanmasında kullanılan CAD/CAM materyalleri

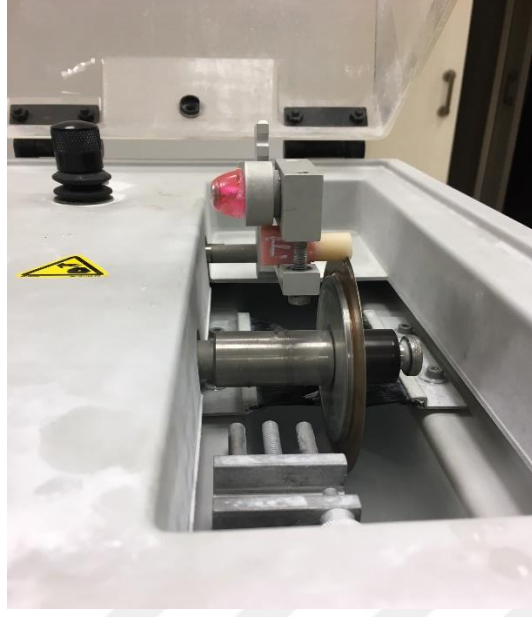
3.1.1. Lösitle güçlendirilmiş cam seramik örneklerin hazırlanması

A2 renk ve düşük translüent (LT) özelliğe sahip lösit ile güçlendirilmiş cam seramik (LGS) IPS Empress CAD bloklar silindirik hale getirildi (Resim: 3-2).



Resim 3-2: Blokların silindirik hale getirilmesi

Silindirik bloklar hassas kesme makinasında (Isomet 1000, Buehler Ltd. Lake Bluff, IL, ABD) su soğutması altında yavaş turda elmas disk ile kesildi (Resim: 3-3). 0.5 ve 1 mm örnekler elde edildi.



Resim 3-3: Örneklerin hassas kesme cihazı ile dilimlenmesi

Örneklerin boyutları dijital kumpas ile ölçüldü (Resim: 3-4). Silikon karpit aşındırıcı kağıtlar kullanılarak polisaj makinası (Minitech 233 Presi, Grenoble, Fransa) ile örneklerin standart kalınlığa ulaşması sağlandı (Resim: 3-5).



Resim 3-4: Örneklerin dijital kumpas ile ölçülmesi



Resim 3-5: Zımpara ve polisaj makinesi

3.1.2. Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik örneklerin hazırlanması

A2 ve LT özelliğe sahip lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik (LDS) IPS e.max CAD blokların kullanıldığı bu grupta, örnekler LGS grubundaki gibi hazırlandı. Ek olarak üretici firma talimatlarına göre, materyalin kriztalizasyonunu tamamlaması için seramik fırınında (Programat P300, Ivoclar Vivadent AG, Lihtenştayn, Avusturya) fırınlama işlemine tabi tutuldu (Resim: 3-6).



Resim 3-6: Kristalizasyon işlemi öncesi ve sonrası LDS örnekler

3.1.3. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik örneklerin hazırlanması

A2 ve LT özelliğe sahip zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (ZLS) Vita Suprinity blokların kullanıldığı bu grupta, örnekler LGS ve LDS gruplarına benzer şekilde

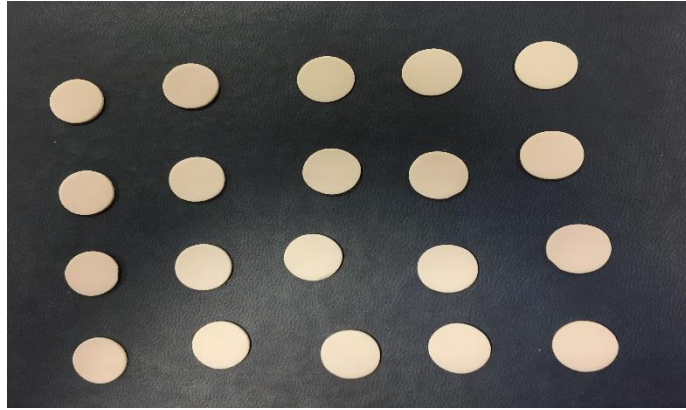
hazırlandı. Üretici firma talimatları doğrultusunda kriztalizasyonunu tamamlaması için seramik fırınında fırınlama işlemine tabi tutuldu (Resim: 3-7).



Resim 3-7: Kristalizasyon öncesi ve sonrası ZDS örnekler

3.1.4. Resin nano seramik örneklerin hazırlanması

A2 ve LT özelliğe sahip resin nano seramik (RNS) Lava Ultimate blokların kullanıldığı bu grupta, örnekler diğer gruplarda olduğu gibi hazırlandı. Herhangi bir işleme tabi tutulmadı (Resim: 3-8).



Resim 3-8: RNS örnekler

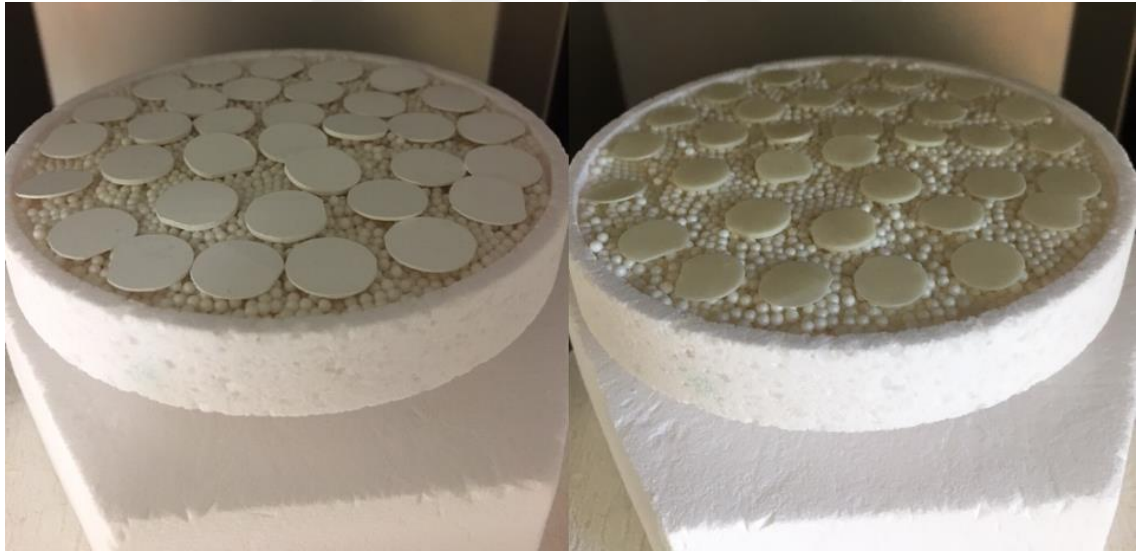
3.1.5. Yttria -stabilize zirkonyum oksit seramik örneklerin hazırlanması

F 0.5 renginde yarı sinterize yttria-stabilize zirkonyum kor seramik (ZKS) inCoris ZI blokların kullanıldığı bu grupta, örnekler sinterizasyon büzülmesi göz önünde bulundurularak üretici firma talimatları doğrultusunda % 25 daha büyük hazırlandı. Daha

sonra yine üretici firma talimatlarına uygun olacak şekilde sinterizasyon cihazında (inFire HTC Speed, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) sinterlendi.



Resim 3-9: ZKS örneklerin sinterizasyon öncesi ve sonrası kalınlıkları



Resim 3-10: Sinterizasyon öncesi ve sonrası ZKS örnekler

3.1.6. Monolitik zirkonyum oksit seramik örneklerin hazırlanması

A2 renginde yarı sinterize monolitik zirkonyum seramik (MZS) inCoris ZI blokların kullanıldığı bu grupta, örnekler sinterizasyon büzülmesi göz önünde bulundurularak üretici firma talimatları doğrultusunda % 25 daha büyük hazırlandı. Daha sonra üretici firma talimatlarına uygun olacak şekilde sinterlendi.



Resim 3-11: MZS örneklerin sinterizasyon öncesi ve sonrası kalınlıkları

3.2. Er:YAG Lazer uygulanması

Lazer gruplarında örneklerin tüm yüzeyine Er:YAG lazer uygulandı. Lazer parametreleri tablo:3-2’ de özetlenmiştir.

Tablo 3-2: Kullanılan Er:YAG lazer parametreleri

Atım Enerjisi	Atım Süresi	Frekans	Çıkış Gücü	Lazer Başlığı	Atış Ucu
500 mJ	1000 ms VLP	2 Hz	1 W	R14 Kontak	Safir 1.3 mm ø

3.3. İki Eksenli Bükülme Dayanımı Testi Uygulanması

Test öncesi örneğin (n=20) kırılma sonrası dağılmasının önlemek ve piston ucu ile örnek arasında daha iyi bir kontak sağlamak amacıyla örnek adeziv bir bant ile kaplandı (90, 91). İki eksenli bükülme dayanımı testi ISO 6872 standardına uygun olarak Gaziantep Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvar’ında basma çekme koparma test cihazında (Shimadzu AG-X, Shimadzu Corporation, Kyoto, Japonya) yapıldı. Örnekler 120° ile yerleştirilen 3 adet 3.2 mm paslanmaz çelik topun oluşturduğu 10 mm çapındaki dairenin üzerine yerleştirildi. Örnek, daire ile merkezi çakışacak şekilde topların üzerine yerleştirildi ve 1.3 mm çapındaki silindirik basma ucu ile 1 mm/dk hızla yükleme yapıldı. Kırılma anındaki kuvvet Newton (N) cinsinden kaydedildi. Lazer uygulanan gruplarda yüzey işlemi uygulanan yüzey gerilme tarafına, yani topların üstüne

gelecek şekilde yerleştirilerek test uygulandı. Bükülme dayanıklılığı aşağıdaki denklem kullanılarak hesaplandı (70).

$$S = - 0.2387 P(X- Y)/d^2$$

S: Merkezdeki en yüksek gerilim stresi (MPa)

P: Kırılma kuvveti (N)

$$X = (1+ \nu) \ln(r_2/r_3)^2 + [(1-\nu)/2] (r_2/r_3)^2$$

$$Y = (1+ \nu) [1 + \ln(r_1/r_3)^2] + (1-\nu) (r_1/r_3)^2$$

ν : Poisson oranı

r_1 : Destek topoların üzerinde konumlandığı dairenin çapı (mm)

r_2 : Baskı ucunun çapı (mm)

r_3 : Örneğin çapı (mm)

d: Kırık merkezinde örneğin kalınlığı (mm)

Her grup için kullanılan poisson oranı tablo 3-3' de verilmiştir (92, 93).

Tablo 3-3: Gruplar için kullanılan poisson oranları

LGS	0.20
LDS	0.21
ZKS	0.35
MZS	0.35
RNS	0.45
ZLS	0.20

3.4. Örneklerin XPS Analizi ile İncelenmesi

XPS analizi için 0.5 ve 1 mm kalınlığında lazer uygulanmış örnekler ile kontrol grubu olmak üzere 1 mm kalınlığında toplam üç adet 2x2 mm boyutlarındaki örnek ODTÜ Yüzeysel Analiz Laboratuvarı'nda analiz edilmiştir. Analizler PHI 5000 VersaProbe, (ULVACPHI, Chanhassen, MN, USA) cihazında yapılmıştır. Bütün XPS spektrumları, emisyon açısı 45° olan analizörden çıkan 26 W gücünde 100 µm dalga boyundaki ışınların $10^{-9} / 10^{-10}$ mbar sistem vakumu altında örneklerle uygulanmasıyla elde edildi.



Resim 3-12: XPS için hazırlanan örnekler

3.5. İstatistiksel Analiz

İki eksenli bükülme dayanıklılıklarının farklı kalınlıklar ve lazer uygulanmış gruplar arasındaki değişimini test etmek için iki yönlü faktöriyel varyans analizi (ANOVA) ve gruplar arasındaki farkları değerlendirmek için LSD testi uygulandı. Tanımlayıcı istatistik olarak sayısal değişkenler için ortalama \pm standart sapma değerleri verilmiştir. İstatistiksel analizler için SSPS for Windows version 22.0 paket programı kullanılmış ve $p < 0.05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. İki Eksenli Bükülme Dayanımı Testi Bulguları

İki eksenli bükülme dayanımı bulguları için multi-faktöriyel varyans analizi (ANOVA) tablo: 4-1'de verilmektedir.

Tablo 4-1: İki eksenli bükülme dayanımı bulguları için iki yönlü varyans analizi (ANOVA) sonuçları

Kaynak	Kareler Toplamı	Serbestlik derecesi	Kareler ortalaması	F	P
Düzeltilmiş Model	28044993.614 ^a	23	1219347.548	101.866	.000
Sabit	62429216.881	1	62429216.881	5215.438	.000
İşlem	42505.592	1	42505.592	3.551	.061
SERAMİKTİPİ	27305847.12	5	5461169.425	456.235	.000
KALINLIK	136502.315	1	136502.315	11.404	.001
İşlem * SERAMİKTİPİ	142601.483	5	28520.297	2.383	.039
İşlem * KALINLIK	1010.652	1	1010.652	.084	.772
SERAMİKTİPİ * KALINLIK	118603.511	5	23720.702	1.982	.082
İşlem* SERAMİKTİPİ * KALINLIK	90997.245	5	18199.449	1.520	.184
Hata	3064340.644	256	11970.081		
Toplam	97097879.677	280			
Düzeltilmiş Toplam	31109334.258	279			
Düzeltilmiş Model	28044993.614 ^a	23			
Sabit	62429216.881	1			

a. R²= .901 (düzeltilmiş R² = .893)

İki eksenli bükülme dayanımı bulguları için faktöriyel ANOVA sonuçlarına bakıldığında seramik gruplarına lazer uygulamasının bükülme dayanımını tek başına etkilemediği görülmüştür. Örnek kalınlığı, seramik tpi ve işlem-seramik tpi interaksyonunun bükülme dayanımına etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır (p=0.05).

Tüm çalışma gruplarına ait iki eksenli bükülme dayanımı sonuçları tablo: 4-2'de verilmiştir.

Tablo 4-2: Çalışma gruplarına ait iki eksenli bükülme dayanımı sonuçları

Seramik Tipi	Kontrol grupları			Lazer grupları		
	Kalınlık	Ortalama	Std sapma	Kalınlık	Ortalama	Std sapma
LDS	0.5 mm	377.96	82.82	0.5 mm	359.08	77.37
	1 mm	402.47	69.41	1 mm	369.85	90.90
LGS	0.5 mm	129.72	24.03	0.5 mm	112.89	20.37
	1 mm	159.20	14.11	1 mm	137.00	26.32
ZLS	0.5 mm	335.65	57.77	0.5 mm	340.21	49.91
	1 mm	358.04	50.68	1 mm	368.97	49.07
ZKS	0.5 mm	958.92	152.91	0.5 mm	763.94	276.24
	1 mm	956.31	109.59	1 mm	914.8	152.40
MZS	0.5 mm	819.68	109.52	0.5 mm	849.36	167.88
	1 mm	979.27	95.41	1 mm	933.58	201.23
RNS	0.5 mm	174.37	24.72	0.5 mm	199.53	20.68
	1 mm	184.07	26.59	1 mm	189.62	52.22

Çalışmada elde edilen en yüksek değerler 979.27 ± 95.41 MPa MZS 1 mm kontrol grubu ve 958.92 ± 152.91 MPa ile ZKS 0.5 mm kontrol gruplarına aittir.

En düşük değerler ise 112.89 ± 20.37 MPa ile LGS 0.5 mm lazer grubu ve 129.72 ± 24.03 MPa ile LGS 0.5 mm kontrol gruplarına aittir.

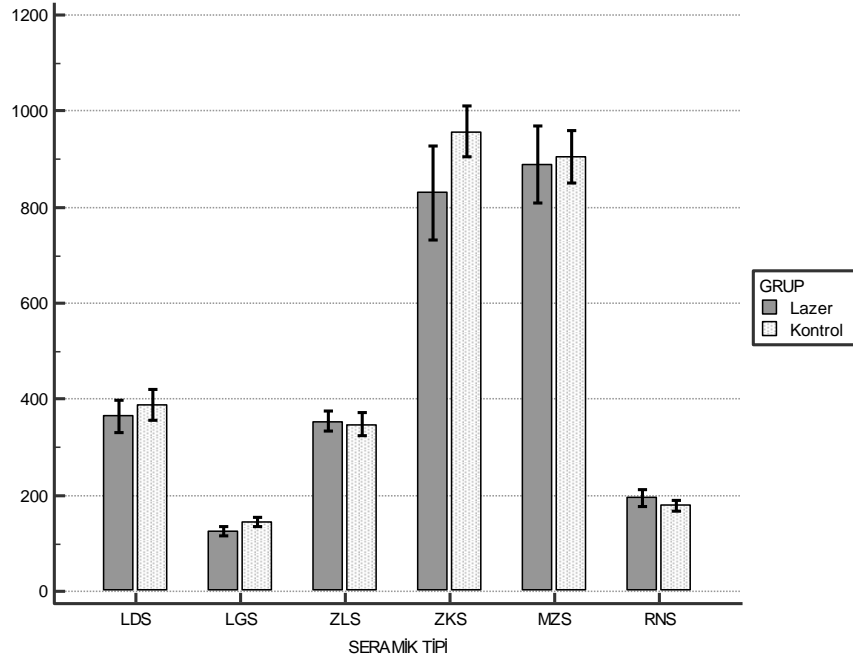
Grupların iki eksenli bükülme dayanımı değerleri için LSD testi sonuçları tablo: 4-3'te verilmektedir.

Tablo 4-3: Seramik tipleri ve işlemlere göre ortalama bükülme dayanımı değerleri (LSD)

İşlem	Seramik Tipi	Ortalama	Standart sapma	Gruplama
Lazer	LDS	364.47	82.73	a
	LGS	124.94	26.10	b
	ZLS	393.56	50.55	a
	ZKS	830.33	238.44	c
	MZS	889.64	185.33	c
	RNS	194.81	38.30	d
Kontrol	LDS	389.19	76.34	a
	LGS	146.46	24.44	b, d
	ZLS	346.84	54.26	a
	ZKS	957.72	132.08	e
	MZS	906.12	128.70	e
	RNS	178.78	25.45	b, d

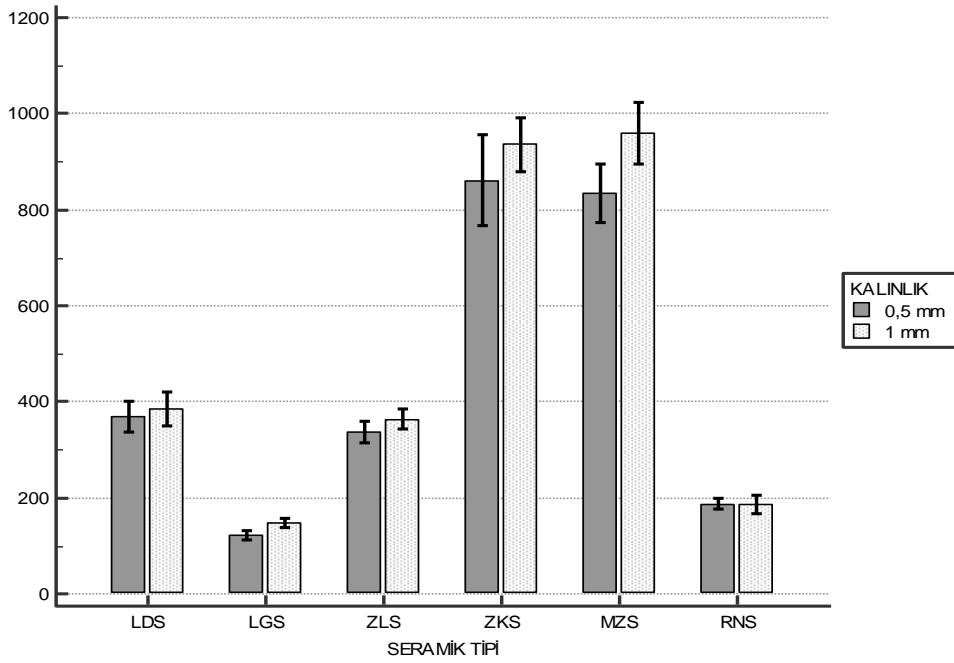
Seramik tipleri ve işlem etkileşimini incelendiğinde ZKS ve MZS gruplarında lazer işlemi sonrası istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş bulunmuştur ($p < 0.05$). Diğer seramik tipleri için işlem grupları arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmamıştır ($p > 0.05$).

Şekil: 4-1 seramik tipi ve işleme göre grupların iki eksenli bükülme dayanımı değişimini göstermektedir.



Şekil 4-1: Seramik tipleri ve işleme göre bükülme dayanımı oranları

Şekil: 4-2 seramik tipi ve işleme göre grupların iki eksenli bükülme dayanımı değişimini göstermektedir.



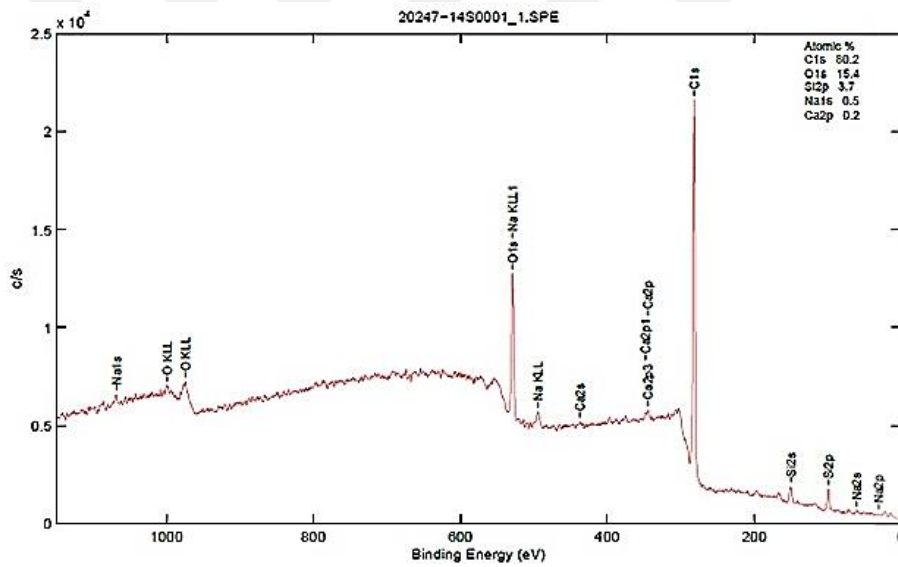
Şekil 4-2: Seramik grupları ve kalınlıklara göre bükülme dayanımı oranları

4.2. XPS Analizi Bulguları

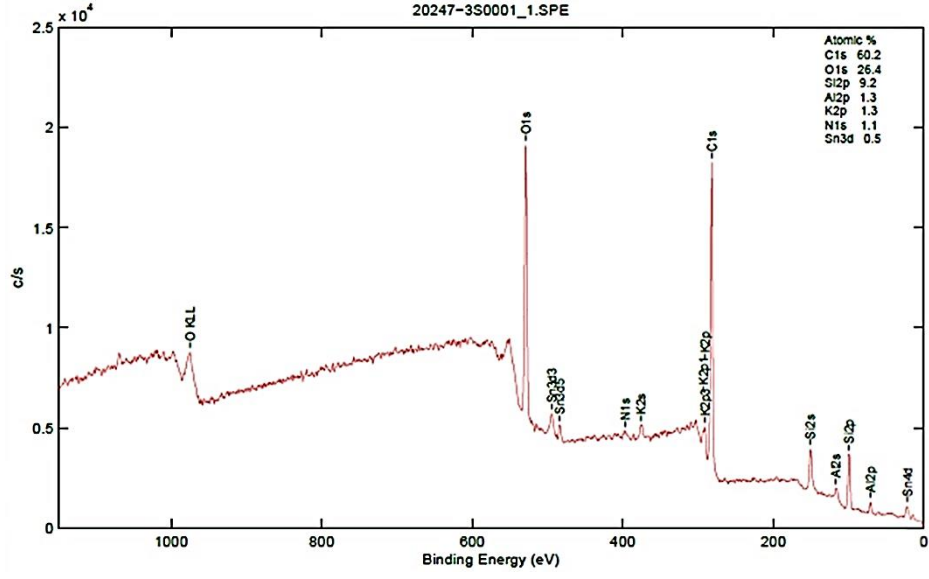
XPS spektrumları lazer uygulamasının elementer değişikliğe neden olduğunu göstermiştir. Farklı gruplarda kimyasal kompozisyona bağlı olarak Zr 3d, Na1s, Al 2p, Si 2p, Si 2s ve O 1s seviyelerinde piklerin olduğu görülmektedir. Kontrol gruplarıyla karşılaştırıldığında bu piklerin elementer değişiklik sonucu farklı yörüngelerden yansıyan elektronların yansımaları olduğu görülmektedir. XPS sonuçlarına herhangi bir istatistiksel işlem uygulanmamıştır. Analiz sonucuna göre değişen atomik yüzdeler aşağıdaki tablolarda verilmiştir.

4.2.1. LGS grubu XPS bulguları

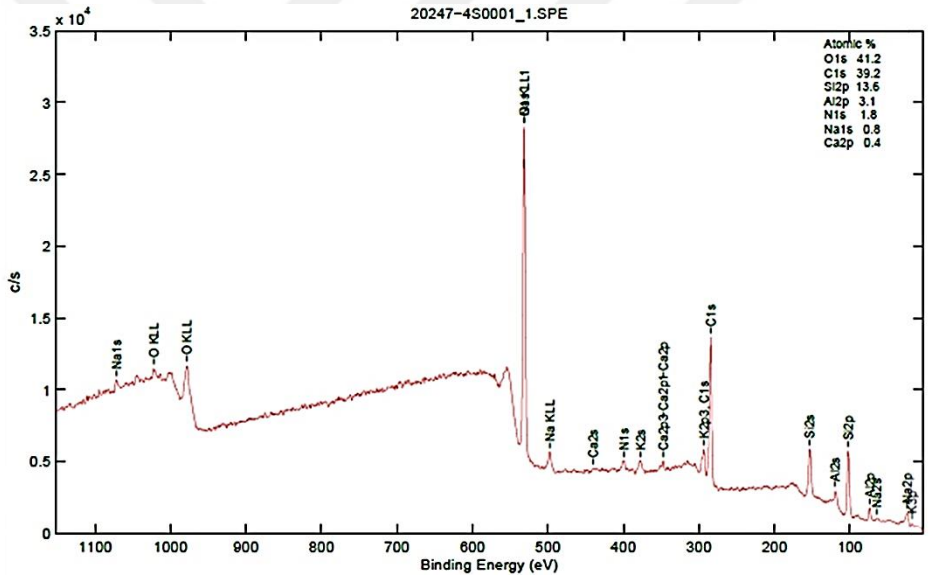
LGS seramik tipi için kontrol, 0.5 mm ve 1 mm işlem gruplarına ait XPS spektrumları sırasıyla şekil: 4-3, 4-4 ve 4-5'te görülmektedir.



Şekil 4-3: LGS kontrol grubu XPS spektrumu



Şekil 4-4: LGS 0.5 mm grubu XPS spektrumu



Şekil 4-5: LGS 1 mm grubu XPS spektrumu

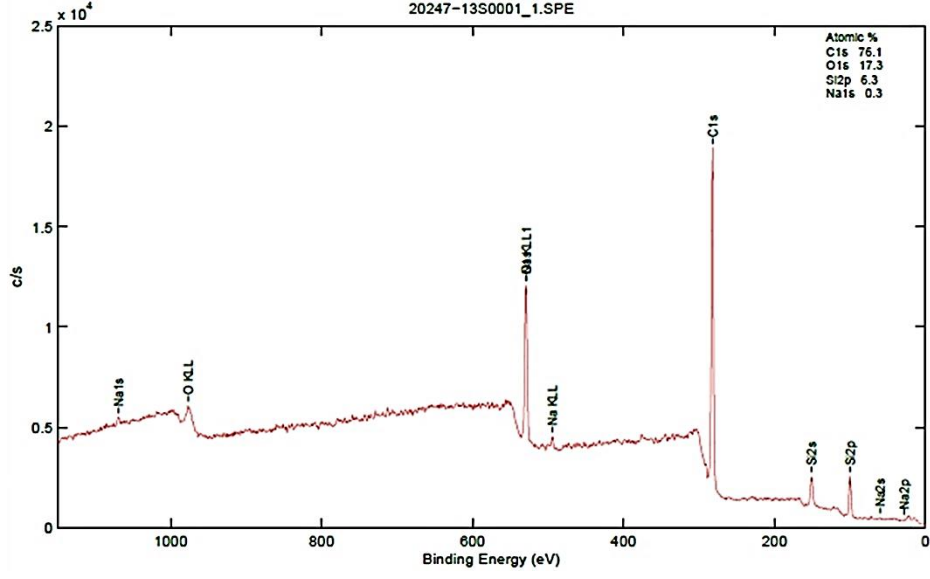
Tablo 4-4: LGS grupları atomik yüzdeleri

Kontrol	0.5 mm	1 mm
C1s – 80.2	C1s – 60.2	C1s – 39.2
O1s – 15.4	O1s – 26.4	O1s – 41.2
Si2p – 3.7	Si2p – 9.2	Si2p – 13.6
Na1s – 0.5	Al2p – 1.3	Al2p – 3.1
Ca2p – 0.2	K2p – 1.3	N1s – 1.8
	N1s – 1.1	Na1s – 0.8
	Sn3d – 0.5	Ca2p – 0.4

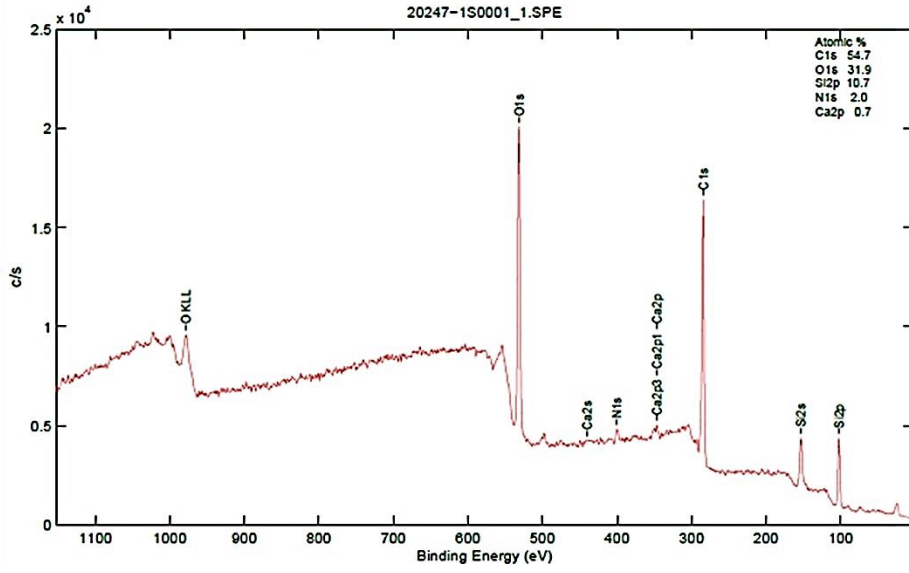
Genel tarama yapılan örneklerin XPS spektrumlarında C1s pikleri görülmektedir. Bu örneklerin hidrokarbon kontaminasyonuna maruz kaldığının göstergesidir. Gruplar için C1s bağlanma enerjileri kontrol, 0.5 ve 1mm grupları için sırasıyla; 284.75, 284.77 ve 284.76 ev bulunmuştur. Lazer uygulaması sonra elementer seviyede atomik yüzde oranlarına bakıldığında C atomlarının oranında azaldığı görülmüştür. O1s bağlanma enerjileri ise bütün gruplar için 531.56 ev bulunmuştur. Grupların elementer seviyede değişen atomik yüzde oranları tablo: 4-4’de görülmektedir. O atomlarının yüzeydeki yoğunluğu lazer uygulaması sonrası oksidasyonun artması sonucu yükselmiştir. Si2p bağlanma enerjileri sırasıyla; 102.20, 102,13 ve 102.10 ev bulunmuştur. Si atomlarının elementer seviyede atomik yüzde oranlarının lazer uygulaması ile arttığı görülmüştür. 0.1’ den daha düşük yüzdeye sahip atomlar XPS analizinde net pik noktaları oluşturmadığı için değerlendirilememektedir.

4.2.2. LDS grubu XPS bulguları

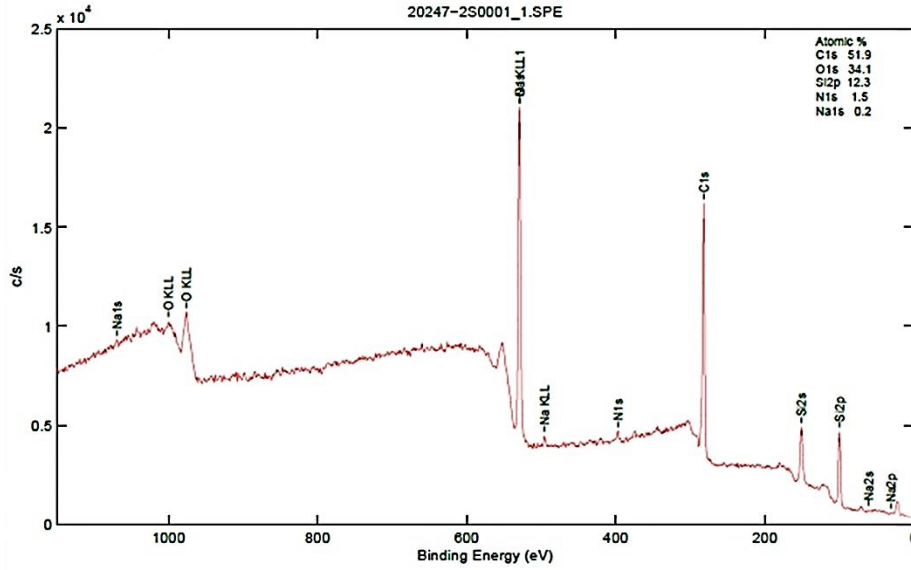
LDS seramik tipi için kontrol, 0.5 mm ve 1 mm işlem gruplarına ait XPS spektrumları sırasıyla şekil: 4-6, 4-7 ve 4-8’de görülmektedir.



Şekil 4-6: LDS kontrol grubu XPS spektrumu



Şekil 4-7: LDS 0.5 mm grubu XPS spektrumu



Şekil 4-8: LDS 1 mm grubu XPS spektrumu

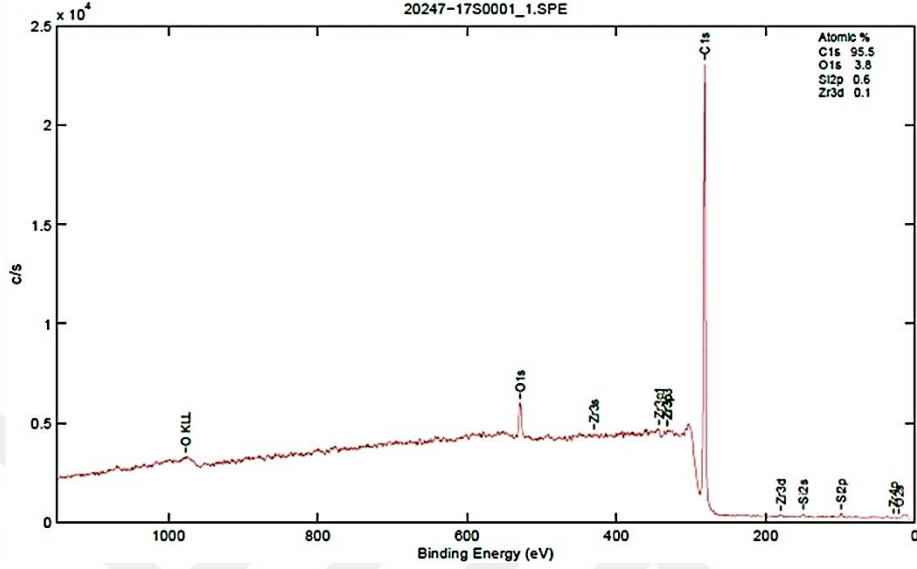
Tablo 4-5: LDS grupları atomik yüzdeleri

Kontrol	0.5 mm	1 mm
C1s – 76.1	C1s – 54.7	C1s – 51.9
O1s – 17.3	O1s – 31.9	O1s – 34.1
Si2p – 6.3	Si2p – 10.7	Si2p – 12.3
Na1s – 0.3	N1s – 2.0	N1s – 1.5
	Ca2p – 0.7	Na1s – 0.2

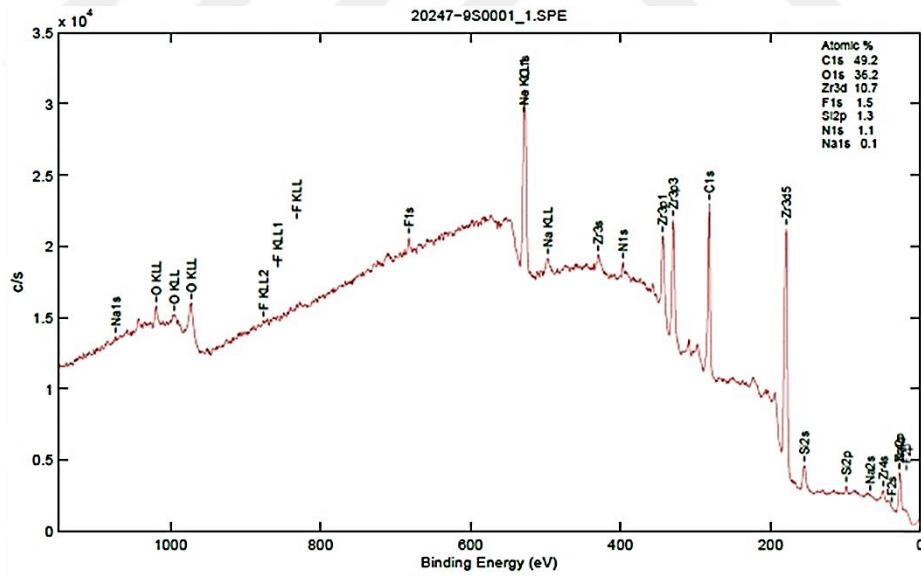
Genel tarama yapılan örneklerin XPS spektrumlarında C1s pikleri görülmektedir. Bu örneklerin hidrokarbon kontaminasyonuna maruz kaldığının göstergesidir. O1s bağlanma enerjileri kontrol, 0.5 mm ve 1 mm grupları için sırasıyla; 531.81, 531.87 ve 531.79 ev bulunmuştur. Grupların elementer seviyede değişen atomik yüzde oranları tablo: 4-5'te görülmektedir. Lazer uygulaması sonra elementer seviyede C atomlarının sayısının azaldığı görülmüştür. O atomlarının yüzeydeki yoğunluğu lazer uygulaması sonrası oksidasyonun artması sonucu yükselmiştir. Si2p bağlanma enerjileri sırasıyla; 102.29, 102,31 ve 102.16 ev bulunmuştur. Si atomlarının yüzeydeki yoğunluğu lazer uygulaması ile arttığı görülmüştür 0.1' den daha düşük yüzdeye sahip atomlar XPS analizinde net pik noktaları oluşturmadığı için değerlendirilememektedir.

4.2.3. ZKS grubu XPS bulguları

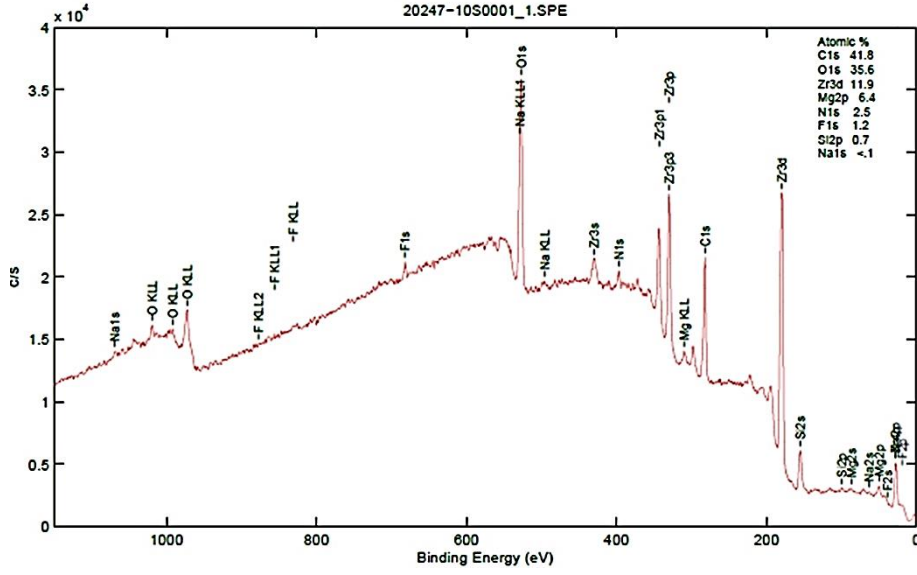
ZKS seramik tipi için kontrol, 0.5 mm ve 1 mm işlem gruplarına ait XPS spektrumları sırasıyla şekil: 4-9, 4-10 ve 4-11’de görülmektedir.



Şekil 4-9: ZKS kontrol grubu XPS spektrumu



Şekil 4-10: ZKS 0.5 mm grubu XPS spektrumu



Şekil 4-11: ZKS 1 mm grubu XPS spektrumu

Tablo 4-6: ZKS grupları atomik yüzdeleri

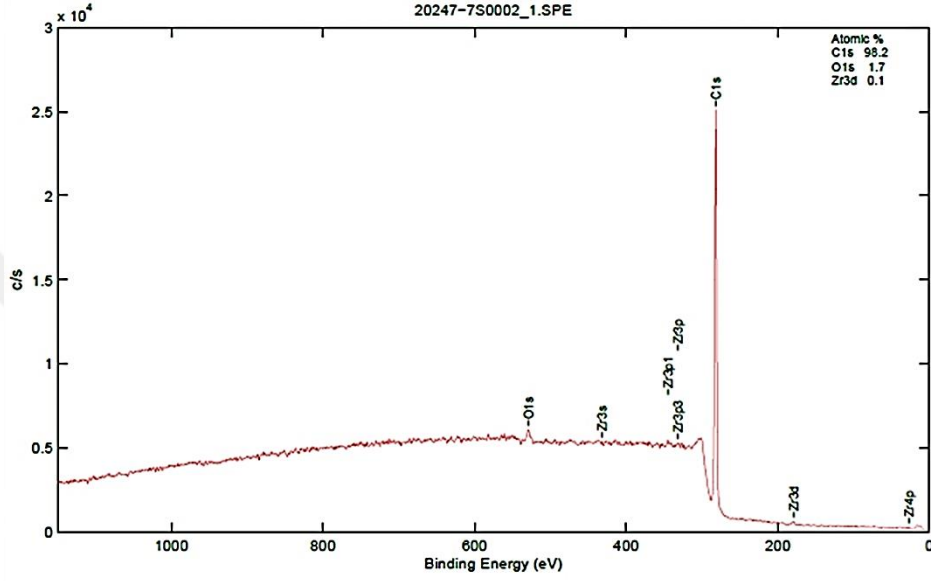
Kontrol	0.5 mm	1 mm
C1s – 95.5	C1s – 49.2	C1s – 41.8
O1s – 3.8	O1s – 36.2	O1s – 35.6
Zr3d – 0.1	Zr3d – 10.7	Zr3d – 11.9
Si2p – 0.6	F1s – 1.5	Mg2p – 6.4
	Si2p – 1.3	N1s – 2.5
	N1s – 1.1	F1s – 1.2
	Na1s – 0.1	Si2p – 0.7
		Na1s ≤ 1

Genel tarama yapılan örneklerin XPS spektrumlarında C1s pikleri görülmektedir. Bu örneklerin hidrokarbon kontaminasyonuna maruz kaldığının göstergesidir. O1s bağlanma enerjileri kontrol, 0.5 ve 1mm grupları için sırasıyla; 531.60, 530.17 ve 529.84 ev bulunmuştur. Grupların elementer seviyede değişen atomik yüzde oranları tablo: 4-6'da görülmektedir. Lazer uygulaması sonra elementer seviyede C atomlarının sayısının azaldığı görülmüştür. O atomlarının yüzeydeki yoğunluğu lazer uygulaması sonrası oksidasyonun artması sonucu yükselmiştir. Zr3d bağlanma enerjileri sırasıyla; 182.86, 182.06 ve 181.86 ev bulunmuştur. Zr atomlarının yüzeydeki yoğunluğu lazer uygulaması

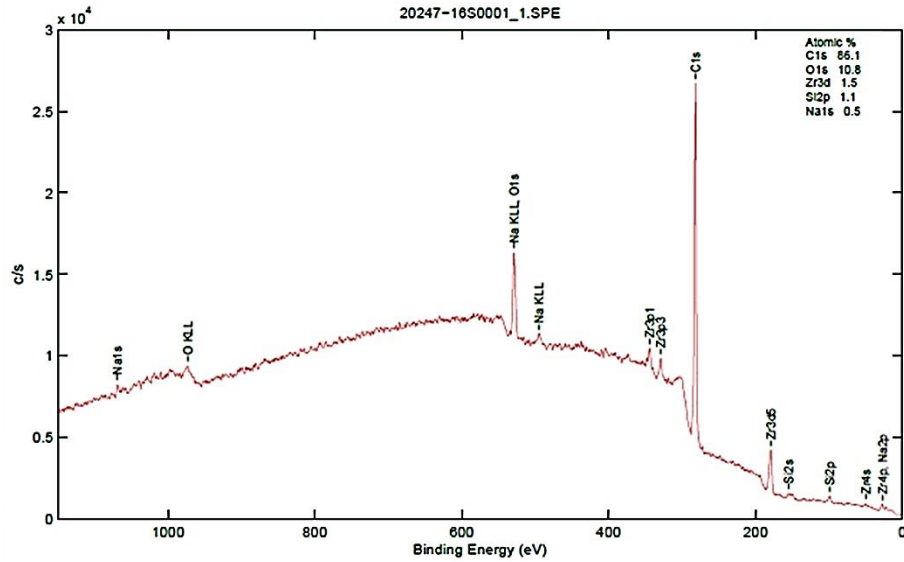
ile arttığı görülmüştür. 0.1' den daha düşük yüzdeye sahip atomlar XPS analizinde net pik noktaları oluşturmadığı için değerlendirilememektedir.

4.2.4. MZS grubu XPS bulguları

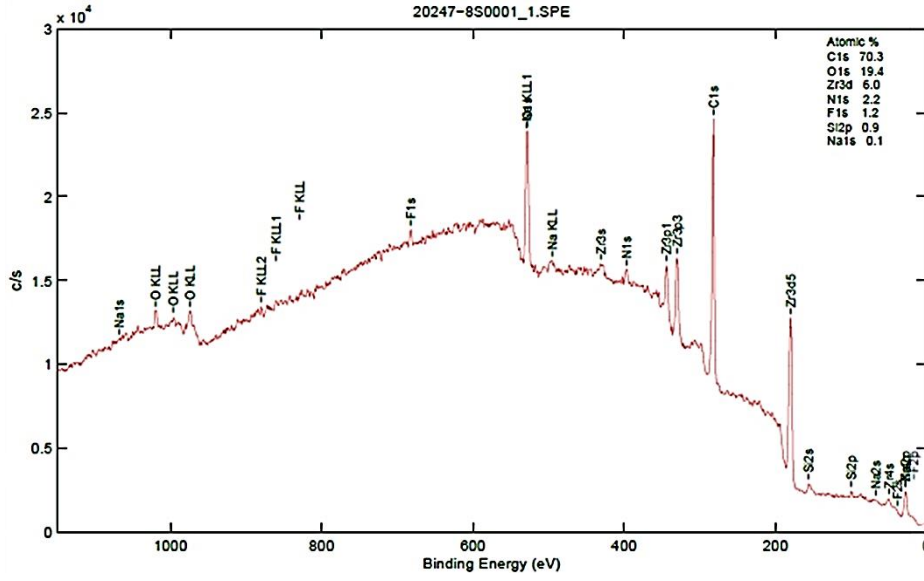
MZS seramik tipi için kontrol, 0.5 mm ve 1 mm işlem gruplarına ait XPS spektrumları sırasıyla şekil: 4-12, 4-13 ve 4-14'te görülmektedir.



Şekil 4-12: MZS kontrol grubu XPS spektrumu



Şekil 4-13: MZS 0.5 mm grubu XPS spektrumu



Şekil 4-14:MZS 1 mm grubu XPS spektrumu

Tablo 4-7: MZS grupları atomik yüzdeleri

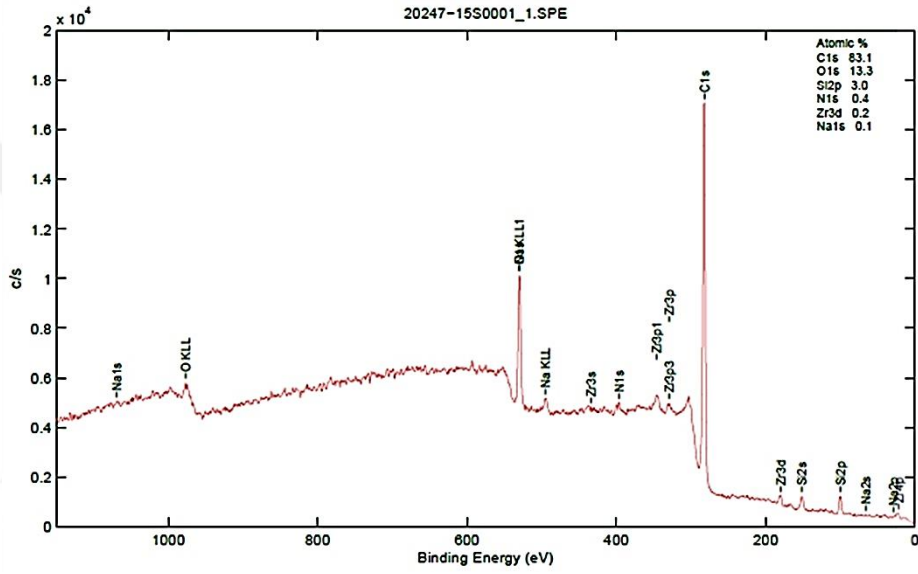
Kontrol	0.5 mm	1 mm
C1s – 98.2	C1s – 86.1	C1s – 70.3
O1s – 1.7	O1s – 10.8	O1s – 19.4
Zr3d – 0.1	Zr3d – 1.5	Zr3d – 6.0
	Si2p – 1.1	N1s – 2.2
	Na1s – 0.5	F1s – 1.2
		Si2p – 0.9
		Na1s – 0.1

Genel tarama yapılan örneklerin XPS spektrumlarında C1s pikleri görülmektedir. Bu örneklerin hidrokarbon kontaminasyonuna maruz kaldığının göstergesidir. Gruplar için C1s bağlanma enerjileri kontrol, 0.5 ve 1 mm grupları için sırasıyla; 284.75, 284.78 ve 284.75 ev bulunmuştur. O1s bağlanma enerjileri sırasıyla; 531.50, 531.28 ve 530.93 ev bulunmuştur. Grupların elementer seviyede değişen atomik yüzde oranları tablo: 4-7’de görülmektedir. Lazer uygulaması sonra elementer seviyede C atomlarının sayısının azaldığı görülmüştür. O atomlarının yüzeydeki yoğunluğu lazer uygulaması sonrası oksidasyonun artması sonucu yükselmiştir. Zr3d bağlanma enerjileri kontrol grubunda

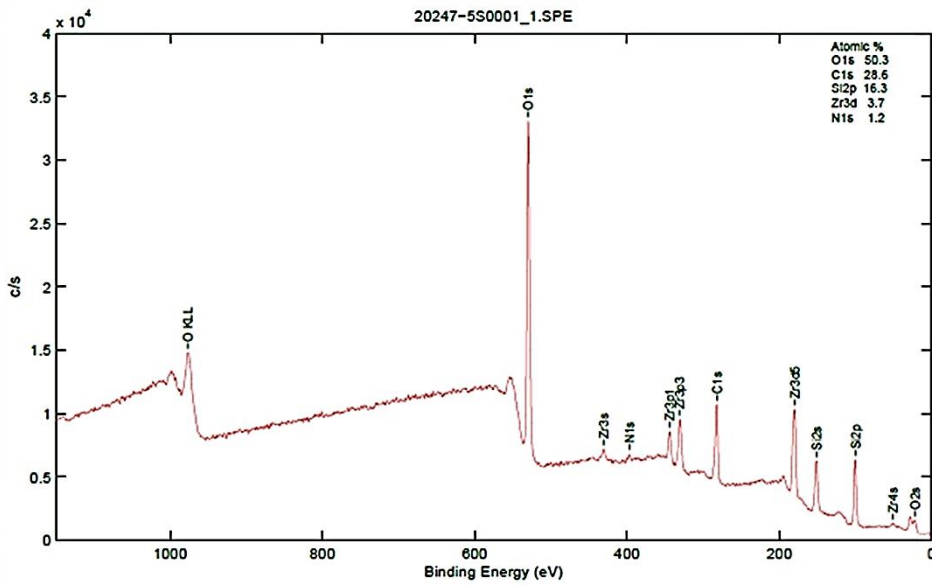
zayıf bir gösterdiği için değerlendirilememiştir. Diğer gruplar için sırasıyla; 182.04 ve 182.12 ev bulunmuştur. Zr atomlarının yüzeydeki yoğunluğu lazer uygulaması ile arttığı görülmüştür. 0.1' den daha düşük yüzdeye sahip atomlar XPS analizinde net pik noktaları oluşturmadığı için değerlendirilememektedir.

4.2.5. RNS grubu XPS bulguları

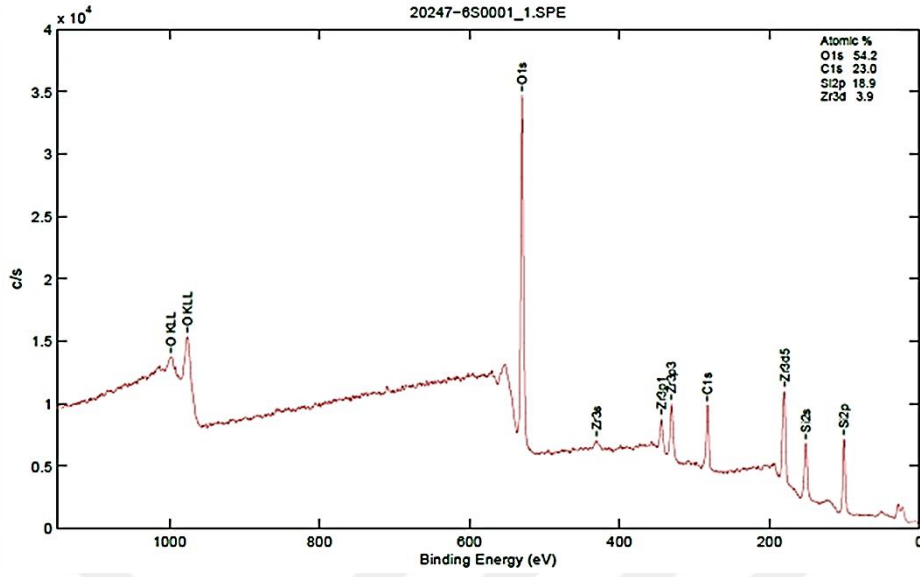
RNS seramik tipi için kontrol, 0.5 mm ve 1 mm işlem gruplarına ait XPS spektrumları sırasıyla şekil: 4-15, 4-16 ve 4-17'de görülmektedir.



Şekil 4-15: RNS kontrol grubu XPS spektrumu



Şekil 4-16: RNS 0.5 mm grubu XPS spektrumu



Şekil 4-17: RNS 1mm grubu XPS spektrumu

Tablo 4-8: RNS grupları atomik yüzdeleri

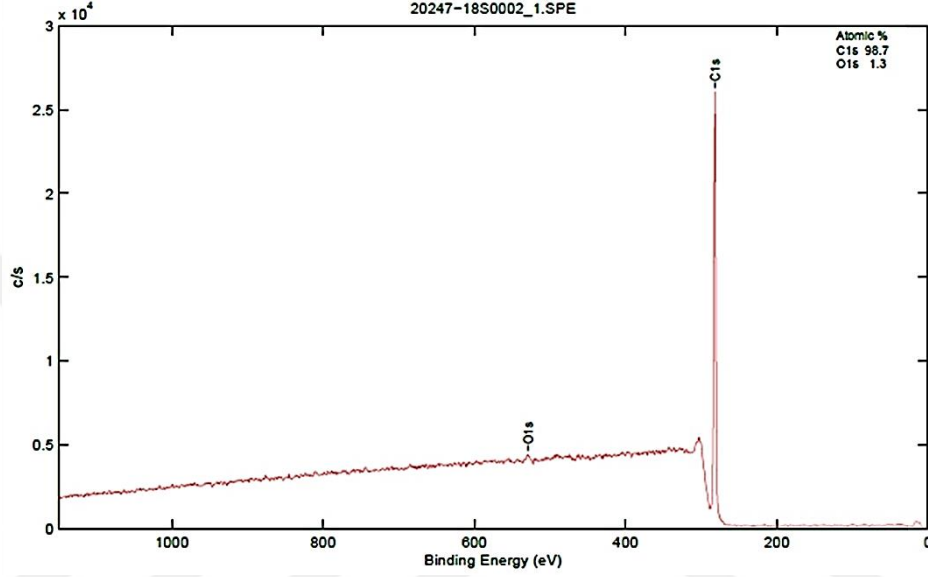
Kontrol	0.5 mm	1 mm
C1s – 83.1	C1s – 28.6	C1s – 23.0
O1s – 13.3	O1s – 50.3	O1s – 54.2
Si2p – 3.0	Si2p – 16.3	Si2p – 18.9
N1s – 0.4	Zr3d – 3.7	Zr3d – 3.9
Zr3d – 0.2	N1s – 1.2	
Na1s – 0.1		

Genel tarama yapılan örneklerin XPS spektrumlarında C1s pikleri görülmektedir. Bu örneklerin hidrokarbon kontaminasyonuna maruz kaldığının göstergesidir. Gruplar için C1s bağlanma enerjileri bütün gruplar için 284.79 ev bulunmuştur. O1s bağlanma enerjileri kontrol, 0.5 ve 1mm grupları için sırasıyla; 531.80, 532.91 ve 532.88 ev bulunmuştur. Grupların elementer seviyede değişen atomik yüzde oranları tablo: 4-8'de görülmektedir. Lazer uygulaması sonra elementer seviyede C atomlarının sayısının azaldığı görülmüştür. O atomlarının yüzeydeki yoğunluğu lazer uygulaması sonrası oksidasyonun artması sonucu yükselmiştir. Si2p bağlanma enerjileri sırasıyla; 102.16, 102.81 ve 102.80 ev bulunmuştur. Si atomlarının yüzeydeki yoğunluğu lazer uygulaması

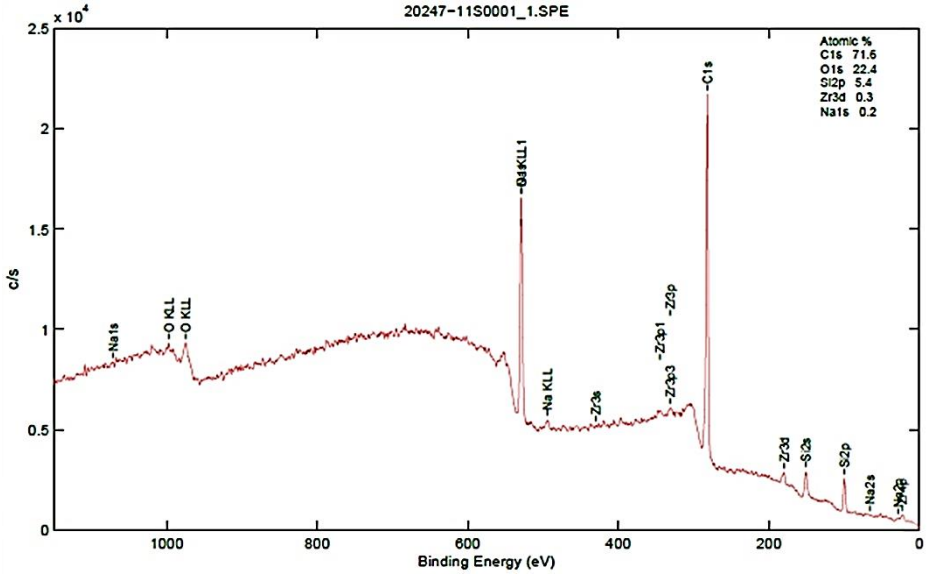
ile arttığı görülmüştür. 0.1' den daha düşük yüzdeye sahip atomlar XPS analizinde net pik noktaları oluşturmadığı için değerlendirilememektedir.

4.2.6. ZLS grubu XPS bulguları

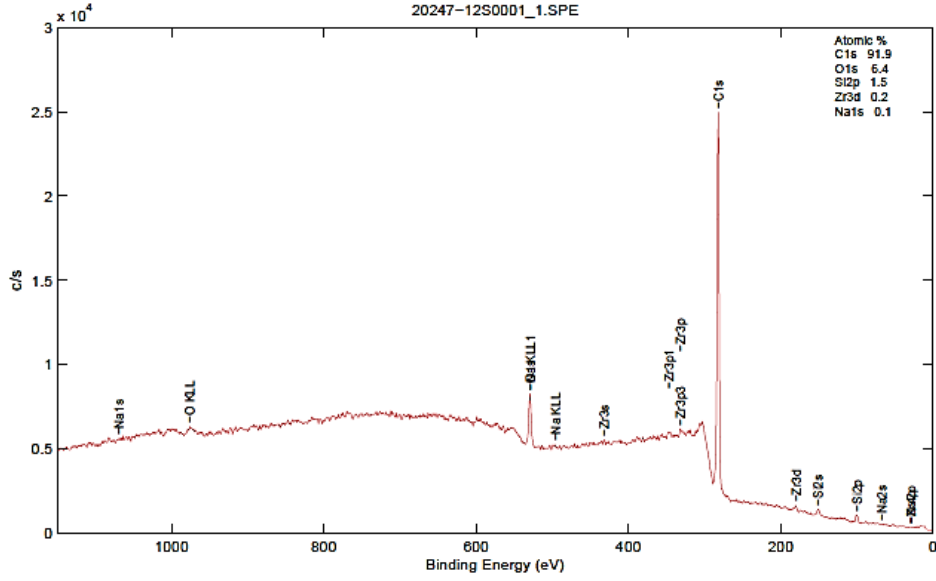
ZLS seramik tipi için kontrol, 0.5 mm ve 1 mm işlem gruplarına ait XPS spektrumları sırasıyla şekil: 4-18, 4-19 ve 4-20'de görülmektedir.



Şekil 4-18: ZLS kontrol grubu XPS spektrumu



Şekil 4-19: ZLS 0.5 mm grubu XPS spektrumu



Şekil 4-20: ZLS 1 mm grubu XPS spektrumu

Tablo 4-9: ZLS grupları atomik yüzdeleri

Kontrol	0.5 mm	1 mm
C1s – 98.7	C1s – 71.6	C1s – 91.9
O1s – 1.3	O1s – 22.4	O1s – 6.4
	Si2p – 5.4	Si2p – 1.5
	Zr3d – 0.3	Zr3d – 0.2
	Na1s – 0.2	Na1s – 0.1

Genel tarama yapılan örneklerin XPS spektrumlarında C1s pikleri görülmektedir. Bu örneklerin hidrokarbon kontaminasyonuna maruz kaldığının göstergesidir. Gruplar için C1s bağlanma enerjileri kontrol, 0.5 ve 1mm grupları için sırasıyla; 284.76, 284.77 ve 284.79 ev bulunmuştur. O1s bağlanma enerjileri sırasıyla; 532.10, 531.61 ve 531.76 ev bulunmuştur. Grupların elementer seviyede değişen atomik yüzde oranları tablo: 4-9'da görülmektedir. Lazer uygulaması sonra elementer seviyede C atomlarının sayısının azaldığı görülmüştür O atomlarının yüzeydeki yoğunluğu lazer uygulaması sonrası oksidasyonun artması sonucu yükselmiştir. Zr3d bağlanma enerjileri kontrol grubunda zayıf bir gösterdiği için değerlendirilememiştir. Diğer gruplar için sırasıyla; 182.88 ve 182.68 ev bulunmuştur. Zr atomlarının yüzeydeki yoğunluğu lazer uygulaması ile arttığı

görülmüştür. 0.1' den daha düşük yüzdeye sahip atomlar XPS analizinde net pik noktaları oluşturmadığı için değerlendirilememektedir.



5. TARTIŞMA

Son yıllarda artan estetik beklenti, alerjik reaksiyonlar ve hastaların ağızlarında metal bir restorasyon istememeleri gibi nedenlerden dolayı diş hekimliğinde 40 yıla yakındır güvenli bir şekilde kullanılan metal destekli restorasyonlara alternatif olarak tam seramik restorasyonlar kullanılmaya başlanmıştır (94, 95). Tam seramik restorasyonlar üstün optik özellikleri, biyouyumlulukları, renk stabiliteyi, maliyet ve güçlendirilmiş seramik sistemleri sayesinde hem anterior dişlerde hem de posterior dişlerde kullanılabilir.(96, 97).

Tam seramik restorasyonlarda doğru endikasyon, doğru materyal seçimi ve üretimi kadar simantasyon da çok önemli bir aşamadır. Tam seramiklerin simantasyonunda konvansiyonel simanlar yerine biyouyumlulukları, minimal film kalınlıkları, düşük çözünürlükleri, üstün renk özelliği ve stabiliteyi nedeniyle adeziv rezin simanlar tercih edilmektedir (98-100). Simantasyon sırasında meydana gelebilen yanlış konumlandırma, destek dişteki periodontal sorunlar, çürükler ya da restorasyonda meydana gelen kırık, aşınma gibi sebeplerden dolayı restorasyonların sökümü gerektiğinde ise restorasyonun debonding sorunu ortaya çıkmaktadır (10).

Geleneksel yolla simante edilen restorasyonların sökümü için Richel köprü sökücüleri, ultrasonik sökücüler, özel forsepler gibi yöntemler mevcuttur (101, 102). Adeziv restorasyonların sökümü ise çok daha komplikedir. Geleneksel yöntemler ile restorasyona ya da çevre dokulara zarar vermeden restorasyonu dişten ayırmak neredeyse imkansızdır (103). Restorasyonun değiştirileceği durumlarda destek diş ve dokulara zarar vermeden restorasyonu keserek çıkarmak zaman alan ve hasta konforu düşük bir yöntemdir. Ayrıca adeziv rezin simanların rengi diş renginde olduğu için simanı dişten ayırt etmek de zordur. Metal destekli porselen ile karşılaştırıldığında güçlendirilmiş tam seramik restorasyonların kesilmesi çok daha zordur (104). Metal destekli seramiğin bükülme dayanımı 120 MPa (105) iken, lösit ile güçlendirilmiş seramik için bu değer 160 – 220 MPa aralığındadır (106-108). Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik CAD/CAM bloklarda bu değer 360 MPa, preslenebilen seramikte ise 400 MPa'nın üzerindedir (109). Tam kontur zirkonyum restorasyonlarda 1000 MPa'nın üzerindedir (105). Sonuç olarak

tam seramik restorasyonları keserek çıkartmak daha fazla zaman kaybına neden olmaktadır. Bu durum hekimleri ve araştırmacıları alternatif yollar aramaya yönlendirmiştir (110).

Geleneksel yöntemlerle oluşabilecek komplikasyonları önlemek, söküm sürecini kolaylaştırmak, hasta konforunu arttırmak, restorasyon bütünlüğü ve çevre dokuları korumak gibi avantajları sayesinde farklı lazerlerin debonding işleminde güvenle kullanılabilceğı öne sürülmüştür (9, 111, 112).

Lazer debonding prosedürünü ilk kez 1992 yılında Strobl ve ark. (6) seramik braketler üzerinde yaptıkları bir çalışmada tanımlamışlardır. CO₂ lazer kullanılan bu çalışma ile beraber Nd:YAG lazer, diyet lazer, ytterbium lazer ve Er:YAG lazer gibi birçok lazer debonding amacıyla kullanılmıştır (4, 113-115). Debonding sırasında transmisyona uğrayan ışınlar adeziv rezin siman tarafından absorbe edilir ve bozulmalar başlar (10, 61). CO₂ lazerin kullanıldığı bu ilk çalışma ve buna benzer braket çalışmalarında CO₂ lazerin termal yumuşama mekanizmasıyla debonding meydana getirdiğı ve aşırı ısı artışı sonucu pulpaya zarar verebileceğı sonucuna varılmıştır (6, 115). Başka bir braket çalışmasında ise Nd:YAG lazer kullanılmış ve CO₂ lazere oranla daha düşük absorpsiyon ve çok daha fazla ısı artışı olduğı bildirilmiştir (62).

Er:YAG lazerin debonding mekanizması termal ablasyon ve foto ablasyona dayanmaktadır. Nd:YAG lazer benzer etkilere sebep olsa da Er:YAG lazer daha az ısı artışına sebep olduğı için tam seramik restorasyonların sökümünde tercih edilmektedir (9). Pich ve ark. (116), Sarı ve ark. (3), Kursoglu ve ark. (111), Reachmann ve ark. (99)'da Er:YAG lazerin debonding üzerine etkisini araştırmış ve başarılı sonuçlarını bildirmişlerdir. Bu çalışmalar göz önüne alınarak bizim çalışmamızda Er:YAG lazer kullanılmıştır.

Literatürde lazerin debonding parametreleri için bir konsensus görüş bulunmamakla beraber diş minesinin zarar görebileceğı minimum seviye olan 4 mJ / cm²'nin aşılmaması gerektiğı ortak görüştür (5). Tak ve ark. (10), Sarı ve ark. (3) 600 mJ – 2 Hz 1000 µs; Mundethu ve ark. (117) 600 mJ – 2 Hz 800 µs; Morford ve ark. (9) 126 mJ – 10 Hz ,100 µs / 204, 304, 409, 508 mJ – 10 Hz, 300 µs parametrelerini kullanmıştır. Bu çalışmada ise 500 mJ – 2 Hz, 1000 µs (very long pulse = VLP) parametreleri kullanılmıştır. Mine

üzerinde termomekanik ablasyon başlatma olasılığı daha düşük olduğu için uzun atım süreli VLP modu kullanılmıştır (117, 118).

Bu tez çalışması Er:YAG lazerin debonding sırasında farklı kalınlıktaki tam seramiklerin bükülme dayanımı üzerine etkisini araştırmak amacıyla yapılmıştır. Klinikte yaygın olarak kullanılan 6 farklı CAD/CAM chairside materyali çalışmaya dahil edilmiştir.

Dental seramiklerin klinik olarak başarımı belirleyen en önemli faktörlerden biri dayanıklılıktır. Dayanıklılık, seramiğin kırıldığı anda kaydedilen en yüksek kuvvettir (77, 119). Seramiklerin dayanıklılıkları in vitro olarak farklı yöntemlerle test edilebilir. Bükülme dayanımı testleri de bu amaçla sıklıkla kullanılan yöntemlerden biridir. Ağız içinde oluşan farklı yönlerdeki okluzal kuvvetler ve çevresel faktörlerin değerlendirilememesi gibi dezavantajları olsa da (120) dayanıklılığı etkileyen farklı parametrelerin kontrollü bir şekilde değerlendirilmesini sağlayan güvenli yöntemlerdir (121, 122).

Dental seramiklerin dayanıklılık değerleri, test numunelerin elde edilme yönteminden ve materyalin içindeki çatlaklardan kolaylıkla etkilenmektedir. Kullanılan test metodu, numune boyutları, test ortamı, yükleme hızı, yüzey bitim şekli ve pürüzlülüğü de belirleyici diğer parametrelerdir (77). Literatür incelendiğinde dayanıklılık değerlerinin kullanılan yöntem ve örnek şekline bağlı olarak değiştiği görülmüştür (122, 123).

Seramiklerin bükülme dayanımlarını belirlemede tek eksenli (124-126) ve iki eksenli (63, 84, 85, 127, 128) bükülme dayanımı testleri uygulanmaktadır. Tek eksenli (3 nokta – 4 nokta) bükülme dayanımı testleri, numunelerin hazırlanması sırasında oluşan dik yönlü çatlaklara ve örnek kenarlarında bulunan çatlaklara karşı oldukça duyarlıdır (129). Ayrıca değerlendirilen örneklerin boyutları gerçek dental restorasyonların boyutlarından oldukça farklıdır (76).

Tek eksenli bükülme dayanımı testlerinden 3 nokta eğme testi ile 4 nokta eğme ve iki eksenli bükülme dayanımı testleri karşılaştırıldığında, 3 nokta eğme testinin yükü daha perifer yönlendirdiği görülmüştür. Dört nokta eğme testi ve iki eksenli dayanımı testlerinde gerilim saf bükümeye yakındır (84, 85).

Chai ve ark. (80) ile Zeng ve ark. (79) yaptıkları çalışmalarda farklı alt yapı materyallerinin dayanıklılıklarını hem tek eksenli hem de iki eksenli bükülme testi ile değerlendirmişler, iki eksenli bükülme testi değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

İki eksenli bükülme testleri, disk şeklinde örneklerin merkezden yüklenmesi sayesinde tek eksenli bükülme testlerinin bütün dezavantajlarını elemine etmektedir (70, 85). ISO 6872 standardı tarafından önerilen iki eksenli bükülme testlerinde yükleme merkezden yapıldığı için dayanım sonuçları, örnek kenarlarındaki kırıklardan, çatlaklardan etkilenmez ve örnek yüzeylerindeki küçük hatalar göz ardı edilebilir (70). İki eksenli bükülme testlerinde kullanılan örneklerin, tek eksenli bükülme testlerine oranla klinik restorasyonlara daha yakın kalınlıkta olması araştırmacılar tarafından daha çok tercih edilmesini sağlamaktadır (130, 131). Benzer çalışmalar göz önüne alınarak bu çalışmada Er:YAG lazer uygulamasının farklı kalınlıklardaki CAD/CAM materyallerinin bükülme dayanımına etkisini değerlendirmek için iki eksenli bükülme dayanımı testlerinden üç top üzerine piston yöntemi kullanılmıştır (90, 91). Topların piston kenarlarına yakın pozisyonda konumlanması ve eşit mesafe yer alması örnek yüzeylerin paralelliğindeki ve düzgünlüğündeki ufak sapmaları tolere etmektedir (85). Benzer çalışmalarda yapıldığı gibi teste başlamadan önce kırılan parçalan dağılmasını önlemek, piston ve örnek arasında daha iyi bir kontak sağlamak ve baskı kuvvetini azaltmak amacıyla baskı ucu temas eden yüzeye şeffaf bant yapıştırılmıştır (90, 91). Biaksiyal bükülme dayanımı testleri gerilim kuvvetlerini değerlendirdiği için işlem uygulanan yüzey topların üzerine gelecek şekilde yerleştirilmiştir (132).

Literatür incelendiğinde lazer ile debonding konulu araştırmalarda farklı seramiklerin değerlendirildiği görülmüştür. Morford ve ark. (9) lösitle güçlendirilmiş cam seramik ve lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik; Tak ve ark. (10) lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik; Pich ve ark. (116) lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik, yttrium-stabilize zirkonyum oksit kor seramik ve florapatit cam seramik (IPS e.max Ceram) ile veneerlenmiş yttrium-stabilize zirkonyum oksit kor seramik; Öztoprak ve ark. (8) ve İşeri ve ark. (2) lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik; Sarı ve ark. (3) lösitle güçlendirilmiş cam seramik, lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik, yttrium-stabilize zirkonyum oksit kor seramik, monolitik zirkonyum oksit seramik ve feldspatik seramik; Wendler ve ark. (92) yttrium-stabilize zirkonyum oksit, lityum

disilikatla güçlendirilmiş cam seramik, lösitle güçlendirilmiş cam seramik, zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik ve rezin nano seramik kullanmışlardır. Bizim çalışmamızda da hekimler tarafından sıklıkla tercih edilen CAD/CAM chairside materyalleri lösitle güçlendirilmiş cam seramik (LGS), lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik (LDS), yttrium-stabilize zirkonyum oksit kor seramik (ZKS), monolitik zirkonyum oksit seramik (MZS), zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat (ZLS) ve rezin nano seramikler (RNS) kullanılmıştır.

Tam seramikler ile yapılan bükülme dayanımları çalışmaları incelendiğinde farklı kalınlıkların değerlendirildiği görülmüştür. Chen ve ark. (133) 0.5 mm kalınlıkta, Dikicier ve ark. (134) 0.5 ve 0.8 mm kalınlıkta, Lim ve ark. (135) ile Yi ve ark. (136) ise yaptıkları çalışmalarda 1mm kalınlığında örnekler kullanmışlardır. Örnek lazerin transmisyonun değerlendirildiği çalışmalar da göz önüne alınarak bu çalışmada 0.5 mm ve 1 mm kalınlıkta örnekler kullanılmıştır (3, 10, 99, 116).

Yılmaz ve ark. (137) 6 farklı seramiğin bükülme dayanımlarını değerlendirdikleri çalışmalarında, LGS blokların bükülme dayanımı 101.18 ± 13.49 MPa olarak bulmuşlardır. Bu veri mevcut çalışmanın hem kontrol grubu hem lazer grubundaki bükülme dayanımı değerlerinden düşüktür. Bu fark kalın örnekler kullanmalarına (1.2 mm) karşın daha geniş çaplı (15 mm) örneklerin kullanılması ve daha geniş bir piston ucu (1.4 mm) ile yükleme yapılmasına bağlanabilir.

Lin ve ark. (138) yaptıkları çalışmada 0.8 mm ve 1.5 mm LGS örneklerde 3 top üzerine piston testini uygulamışlardır. Bükülme dayanımı değerlerini sırasıyla 157.60 ± 11.01 ve 163.95 ± 30.13 MPa olarak bulmuşlardır. Bu sonuçlar mevcut çalışmanın verilerden yüksektir. Bu fark kalın örnek ve daha dar piston ucu (1.2 mm) kullanılmasına bağlı olabilir.

Fraga ve ark. (139) 1.4 mm kalınlıktaki LGS örnekler için bükülme dayanımını 128.2 MPa olarak bulmuşlardır. Mevcut çalışmanın sonuçlarından düşük olan bu değer, farklı üretim tekniği ve daha geniş çaplı örnekler kullanılmasından kaynaklanabilir. CEREC inLab MC XL makinasında üretilen örneklerin yüzey pürüzlüğünün farklı olması sonucu etkileyebilir. Aynı çalışmada örneklerin yüzeylerine polisaj yapılan grupta bükülme dayanımı değerleri 177.2 MPa bulunmuştur.

Charlton ve ark. (140) ile Vichi ve ark. (141) LGS bloklar ile yaptıkları çalışmalarda bükülme dayanımı değerlerini sırasıyla 137.51 ± 23.34 ve 125.10 ± 13.05 MPa olarak bildirmişlerdir. Bu sonuçlar mevcut çalışma ile paralellik göstermektedir. Literatürde LGS seramiklerin bükülme dayanımının değerlendirildiği çalışmalar bulunsa da, lazer ile debonding uygulamasının bükülme dayanımına etkisinin değerlendirildiği bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Bu tez çalışmasında LGS grupları için elde edilen veriler, 0.5 mm grubu hariç, üretici firma verileri ile paralellik göstermektedir. (142). Bunun sebebi örnek kalınlığının ince olması ilgili olabilir. Örnek kalınlığı arttıkça bükülme dayanımı değerleri artmaktadır.

Baghari ve ark. (143) lityum disilikatla güçlendirilmiş (LDS) cam seramiklere uygulanan yüzey işlemlerinin bükülme dayanımına etkisini araştırdıkları çalışmalarında, kontrol grubu olarak kullandıkları işlem görmemiş 1.3 mm kalınlığındaki 10 mm çaplı örnekler için 89.65 ± 56 MPa bükülme dayanımı değeri bulmuşlardır. Bu değer beklenen değerinden çok altındadır. Bu sonuç literatürdeki diğer çalışmaların sonuçları ile örtüşmemektedir. Literatür incelendiğinde ise LDS için bulunmuş en düşük değerdir.

Lin ve ark. (138) IPS LDS ve LDS blokların bükülme dayanımı değerlendirdikleri çalışmada 0.8 mm ve 1.5 mm örneklere üç top üzerine piston testi uygulamışlardır. Bükülme dayanımları preslenen LDS grubu için sırasıyla 355.17 ± 36.38 MPa, 330.44 ± 19.02 MPa; CAD LDS grubunda ise 367.90 ± 37.76 MPa, 365.06 ± 45.91 MPa olarak bulunmuştur. CAD grubunda bulunan değerler bir miktar fazla olsa da istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bulgular bu çalışma ile paralellik göstermektedir. Ayrıca bu çalışmadan farklı olarak kalınlık ile bükülme dayanımı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunamamıştır. Aynı çalışmada her iki fabrikasyon tekniği ile hazırlanan 0.8 mm örneklerin üzerine venerleme işlemi yapılmış ve bükülme dayanımı değerlendirilmiştir. Venerleme işleminin materyalin bükülme dayanımı düşürdüğü bildirilmiştir.

Kang ve ark. (144) farklı LDS blokların kısmi kristalizasyon ve tam kristalizasyon bükülme dayanımı değerlerini 3 top üzerine piston testi ile değerlendirmişlerdir. IPS e.max CAD grubu için kristalizasyon öncesi ve sonrası değerleri sırasıyla 234.0 ± 49.5

MPa ve 408.3 ± 85.9 MPa bulmuşlardır. Rosetta SM grubu için ise sırasıyla 204.2 ± 47.0 ve 443.5 ± 64.3 MPa olarak bulmuşlardır. İki grup arasında arasındaki bulgular arasında istatistiksel fark bulunmasa da bulunan değerler bizim çalışmamızdan yüksek değerlere sahiptir. Mevcut çalışmasından daha ince örnek kullanılması ve poisson oranının standart seramik değeri olarak bilinen 0.25 yerine materyale özgü değer olan ve önceki çalışmalarda kullanılan 0.21 (43, 92) olarak alınması nedeniyle bu fark oluşsa da her iki değer de üretici firma tarafından bildirilen (142) sınırlar içindedir.

Dikicier ve ark. (134) yaptıkları çalışmada alt yapı kalınlığı olarak belirledikleri 0.5 mm ve 0.8 mm LDS örneklerin üzerine 1 mm veneerleme işlemi yapıp yaşlandırma sonrası bükülme dayanımlarının farklarını değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda 0.5 mm grubunda yaşlandırma öncesi ve sonrası, sırasıyla 235.88 ± 11.15 MPa ve 224.24 ± 24.75 MPa; 0.8 mm grubunda ise 512.75 ± 21.17 MPa ve 442.17 ± 27.26 MPa olarak bulunmuştur. Yaşlandırma işlemi bükülme dayanımı değerlerinde bir miktar düşüşe sebep olsa da farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Alt yapı kalınlığı 0.5 mm, toplam kalınlığın 1.5 mm olmasına karşın dayanım verileri bizim verilerimizden oldukça düşüktür. Bunun sebebi bükülme dayanımının belirlenmesinde kullanılan denklemin iki tabakalı örneklerde kullanılmasının uygun olmaması ve veneerleme işlemi sırasında ısının materyalin dayanımı etkilemesine bağlanabilir. Ancak Dikicier ve ark. ve bu çalışmada görüldüğü gibi materyal kalınlığı arttıkça uygulanan yüzey işlemlerinden bağımsız olarak bükülme dayanımı değerleri artmaktadır. Buso ve ark. (145) çalışmalarında 1.2 mm kalınlığındaki LDS örnekler kullanmışlar ve bükülme dayanımını 416.1 ± 50 MPa olarak ölçmüşlerdir. Daha geniş çaplı örnekler (15 mm) ve daha geniş bir yükleme ucu (1.4 mm) ile test yapmalarına karşın bu çalışmadan bir miktar daha yüksek değer bulmamalarının sebebi daha kalın örneklerin ve farklı poisson oranlarının kullanılmasına bağlanabilir. Farklı değerler olmasına karşın, her iki sonuç üretici firma sonuçları (142) ile paralellik göstermektedir. Bu tez çalışmasında tüm LDS grupları için elde edilen değerler üretici firma verileri (360 ± 60) ile uyumludur (142).

Literatür incelendiğinde zirkonyum oksit materyaller ile yapılmış bir çok çalışma bulunsa da Er:YAG lazerin bükülme dayanımına etkisinin incelendiğinde çalışma sayısı azdır. Er:YAG lazer kullanılan çalışmalarda da lazerin yüzeyi pürüzlendirmek amacıyla kullanılmasından kaynaklı olarak farklı parametreler kullanılmıştır. Çağlar ve ark. (146) iki farklı yttria-stabilize zirkonyum oksit (Y – TZP) materyaline uygulanan yüzey ve ısı

işlemlerinin bükülme dayanımına etkisini incelemek için yaptıkları çalışmada, disk şeklindeki örnekleri kumlama, Er:YAG lazer ve fırınlama işlemine tabi tutmuşlardır. Çalışma sonucunda her iki materyal için fırınlama işlemi bükülme dayanımını istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde düşürmüştür. Ancak lazer ve kumlama işlemleri kontrol grubu ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak bir fark bulunmamıştır. Gruplar arası değerlendirme yapıldığında iki zirkon grubu arasında anlamlı olacak şekilde fark bulunmuştur. Bunun sebebi bir grubun yarı sinterize, diğer grubun ise tam sinterize bloklardan elde edilmesi olabilir. Bu fark tam sinterize örnekler hazırlanırken daha fazla faz dönüşümüne uğrasından kaynaklı olabilir. Bu çalışmada XRD analizi ile monoklinik faz değerleri belirlendiğinde tam sinterize grubun her alt grubu için değerlerin istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek olduğu görülmüştür.

Yılmaz ve ark. (137) farklı seramik tiplerinin bükülme dayanımlarını değerlendirdikleri çalışmada Y – TZP örnekler için bükülme dayanımı değerini 1140.89 ± 121.33 MPa bulmuşlardır. Bu değer mevcut çalışmada ölçülen değerden yüksektir. Farklılık daha kalın örnek kalınlığı kullanılması ve farklı marka zirkonyum oksit blok kullanılmasından kaynaklı olabilir.

Guess ve ark. (147) sinterizasyon işlemi sonrası yüzey işlemlerinin (polisaj – kumlama) Y – TZP' nin yüzey morfolojisine etkilerini inceledikleri çalışmada, uygulanan işlemlerin zirkonyumun yapısını bozduğu ve mikro çatlaklara neden olduğunu ortaya koymuştur. Bazı çalışmalarda kumlama işlemi ile tetragonal taneciklerin bir kısmının kendinden hacimce daha büyük olan monoklinik taneciklere dönüştüğü, bu hacim artışının mikro çatlakları küçülttüğü ve çatlakların ilerlemesine engel olduğunu bildirilmiştir (124, 148). Qeblawi ve ark. (149) yaptıkları çalışmada aşındırma ve kumlama işleminin bükülme dayanımını arttırdığını rapor etmişlerdir.

Güney (150) yaptığı tez çalışmasında sinterizasyon öncesi ve sonrası zirkonyum oksit seramiklerin üzerine uygulanan yüzey işlemlerinin bükülme dayanımına etkilerini araştırmıştır. Kontrol, kumlama, Er:YAG lazer, Nd:YAG lazer, Er:YAG lazer + kumlama, Nd:YAG lazer + kumlama, ince grenli frez ile aşındırma kalın grenli frez ile aşındırma yapmışlardır. Kumlama grubu için bükülme dayanımı değerleri hem sinterizasyon öncesi hem sinterizasyon sonrası bütün gruplardan istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde yüksek bulunmuştur. Er:YAG ve Nd:YAG grupları arasında hem

sinterizasyon öncesi hem de sinterizasyon sonrası, istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Sinterizasyon öncesi ve sonrası Er:YAG grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur. Kontrol grubu ile her iki Er:YAG lazer grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmiştir. Bu sonuç mevcut çalışma sonuçları ile örtüşmektedir. Uygulanan lazer parametreleri aşındırma işlemi için kullanılan parametreler olup mevcut çalışmada kullanılan debonding parametrelerinden farklıdır. Ayrıca sinterizasyon öncesi zirkonyumun yumuşak olması sebebi ile daha fazla yüzey pürüzlülüğü elde edilmesi bükülme dayanımının düşmesine sebep olmuş olabilir.

Bu tez çalışmasında ZKS grupları için elde edilen bükülme dayanımı değerleri lazer 0.5 mm grubu hariç, bütün veriler üretici firma verileri ile uyumludur.

Munoz ve ark. (151) mekanik ve hidrotermal yaşlandırmanın anterior, posterior monolitik zirkonyum ve zirkonyum oksit alt yapı materyallerinin bükülme dayanımı üzerine etkilerini araştırmışlardır. Hazırladıkları örnekleri hidrotermal, mekanik, hidrotermal + mekanik yaşlandırma ve işlem yapılmayan olarak gruplamışlardır. Yaşlandırmadan bağımsız olarak posterior monolitik zirkonyum ve zirkonyum oksit grup anterior monolitik zirkonyum grubuna oranla istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bükülme dayanımı değerlerine sahip olduğu bulunmuştur. Yaşlandırma işlemi altında seramiklerin farklı tepkiler verdiği görülmüştür. Bu iki grupta bütün yaşlandırma işlemlerinin bükülme dayanımı değerlerini istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde düşürdüğü bildirilmiştir. Anterior monolitik zirkonyum grubunda hidrotermal yaşlandırma bükülme dayanımını etkilemezken, mekanik ve hem mekanik hem termal yaşlandırmanın uygulandığı gruplar arasında istatistiksel olarak fark yaratacak bir düşüş meydana geldiği belirtilmiştir. Bu da anterior monolitik zirkonyumlarda daha estetik sonuçlar elde etmek için mekanik özelliklerinden taviz verilmesiyle açıklanabilir.

Matsuzaki ve ark. (152) monolitik zirkonyumların bükülme dayanımlarını değerlendirdikleri çalışmalarında, zirkonyum oksit ile benzer değerler bulmuşlardır. Bu sonuç mevcut çalışmanın sonuçları ile örtüşmektedir. Mevcut çalışmada da ZKS grupları ile MZS grupları arasında istatistiksel olarak fark bulunmamaktadır.

Ting ve ark. (153) yaptıkları çalışmada 1 mm kalınlığında TZI örneklerin metal destekli seramikler ile benzer kırılma yüklemesi değerlerine sahip olduğunu bildirmişler. Flinn ve

ark. (154) hidrotermal yaşlandırma metodunun farklı monolitik zirkonyum materyallerinin bükülme dayanımına etkisini ve faz dönüşümü miktarının bükülme dayanımı ile korelasyonunu değerlendirmişlerdir. 4 farklı MZS materyali kullandıkları çalışmada Bruxzir ve Prettau marka örnekler, sırasıyla ilk 150 saat ve 200 saatte bütün kendiliğinden kırılmıştır. Diğer 2 grupta ise yaşlandırma işleminin bükülme dayanımına etkisinin olmadığı saptanmıştır. Faz değişimleri değerlendirildiğinde, örneklerin kırıldığı gruplarda faz değişimi ile bükülme dayanımı arasında kuvvetli bir ilişki bulunmuştur. Faz değişiminin kırılan gruplarda yüzeyden 60 µm kadar derinde görüldüğü halde, diğer gruplarda 5 µm'dan az olacak şekilde yüzeysel kalması bu sonucu açıklayabilir. Materyallerin içeriklerindeki farklılıklar da buna sebep olmuş olabilir.

Bu tez çalışmasında MZS gruplar için elde edilen veriler lazer ve kontrol 0.5 mm grubu hariç, üretici firma verileri ile örtüşmektedir. Literatürde Er:YAG lazerin ZLS örneklerin bükülme dayanımları üzerine etkisini inceleyen bir çalışma bulunamamıştır.

Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat(ZLS) nispeten daha yeni bir materyaldir. Literatürde az sayıda çalışma bulunmaktadır. Elsaka ve ark. (155) ZLS ile LDS örneklerin bükülme dayanıklılıkları ve sertliklerini değerlendirdikleri çalışmada ZLS örnekler için bükülme dayanımı değerlerini 443.63 ± 38.90 MPa olarak bulmuşlardır. Bu veri üretici firma verileri ile örtüşse de mevcut çalışmanın verilerinden farklıdır. Bu farklılık kullanılan test metoduna ve materyal kalınlığının farklı olmasına bağlanabilir. Literatürde Er:YAG lazerin ZLS örneklerin bükülme dayanımları üzerine etkisini inceleyen bir çalışma bulunamamıştır.

Bu tez çalışmasında ZLS grupları için lazer uygulanan gruplar ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Her iki sonuçta üretici firmanın sonuçları ile paralellik göstermekte ve üretici firmanın belirttiği sınırlar içindedir.

Lim ve ark. (135) indirekt kompozitler ile CAD/CAM rezin nano seramiklerin bükülme dayanımlarını değerlendirdikleri çalışmalarında Lava Ultimate için bükülme dayanımı değerini 210 ± 18 MPa olarak bulmuşlardır. Bu çalışmada mevcut çalışmadan yüksek değerler elde edilmiştir. Her iki çalışmada benzer poisson oranları ve örnek kalınlığı kullanılmışsa da baskı ucunun ve üç topun oluşturduğu dairenin daha küçük olması buna

sebepe olmuş olabilir. Her iki sonuçta üretici firmanın sonuçları ile paralellik göstermekte ve üretici firmanın belirttiği sınırlar içindedir.

Albero ve ark. (156) farklı CAD/CAM materyallerinin bükülme dayanımlarını değerlendirdikleri çalışmada rezin nano seramik için bükülme dayanımını 164.3 ± 33 MPa olarak bulmuşlardır. Bu değer mevcut çalışmadan düşük bulunmuştur. Awada ve ark. (157) yaptıkları benzer çalışmada 178 MPa olarak bildirmişlerdir. Bu değer mevcut çalışmanın kontrol grubu dışında diğer grup ile benzerlik göstermemektedir. Farklılıklar farklı test metodu kullanılmasından kaynaklanmış olabilir. Literatürde rezin nano seramiklerin debonding işlemi için lazer kullanılan çalışma bulunmamasının sebebi lazerin rezin nano seramik yüzeylerde patlamalar meydana gelmesi ve lazer ışığının transmisyonla uğramamasından kaynaklı olabilir.

Bu tez çalışmasında RNS grupları için lazer uygulanan gruplar ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Literatür araştırıldığında yüzey işlemi uygulanan materyallerde meydana gelen değişiklikleri değerlendirmek için SEM (158), XRD (159), EDX (160), XPS(161) ve FESEM (162) gibi analiz yöntemlerinin kullandığı görülmüştür. XPS yıkıcı olmayan, yüzey ve elementer hassasiyeti yüksek olan, kalitatif ve kantitatif bilgi sağlayan, elementlerin kimyasal bağ yapısı ve yükseltgenme dereceleri hakkında bilgi veren bir yöntem olmasıyla diğer yöntemlere üstünlük sağlamaktadır (162, 163). Mevcut çalışmada elementer seviyedeki değişiklikleri görmek için XPS analizi kullanılmıştır.

LGS grubu XPS spektrumları değerlendirildiğinde yüzeydeki C atomlarının düşmesi lazer uygulamasının örnek yüzeyindeki hidrokarbon kontaminasyonunu kaldırdığından kaynaklanmış olabilir. Sarı ve ark. (3) yaptıkları çalışmada lazerin LGS örneklerde transmisyon oranını 0.5 mm kalınlık için %82, 1 mm %62 için bulmuşlardır. Mevcut çalışmada da aynı kalınlıklar kullanıldığı göz önüne alınırsa, lazerin 1 mm grubunun yüzeyinde daha çok etkili olmasının sebebi daha az transmisyonla uğramasından kaynaklı olabilir. Si ve O atomlarının bulunan bağlanma enerji değerleri bu elementlerin aynı kimyasal çevre ile bağlı olduklarını göstermektedir (164). Kontrol grubunda görülmeyen ancak lazer uygulaması sonra görülen Al, K, Sn ve N atomlarının sebebi lazerin yüzeydeki kontaminasyonu kaldırması kaynaklı olabilir.

LDS grubu XPS spektrumları değerlendirildiğinde yüzeydeki C atomlarının düşmesi lazerin uygulamasının örnek yüzeyindeki hidrokarbon kontaminasyonunu kaldırdığından kaynaklanmış olabilir. Sarı ve ark. (3) yaptıkları çalışmada lazerin LDS örneklerde transmisyon oranını 0.5 mm kalınlık için %88, 1 mm de % 70 için bulmuşlardır. Dolgun (165) yaptığı çalışmada lazerin LDS örneklerde transmisyon oranını 0.5 mm için % 70, 1 mm için % 56 olarak bildirmiştir. Mevcut çalışmada da aynı kalınlıkta örnekler kullanılmıştır. İşlem uygulanan örneklerin yüzeyinde ve kontrol grubunda var olmayan atomların gözlenmesi transmisyona uğramayan lazerin örnek yüzeyindeki kimyasal çevreyi değiştirmesiyle ve lazerin yüzeydeki kontaminasyonu kaldırması kaynaklı olabilir. Si ve O atomlarının bulunan bağlanma enerji değerleri XPS veri tabanında değerlendirildiğinde Si – O kimyasal bağ enerjisi bandında bulunduğundan dolayı yüzeyde bileşik halinde var olduğu düşünülebilir (166).

ZKS grubu XPS spektrumları değerlendirildiğinde yüzeydeki C atomlarının düşmesi lazer uygulamasının örnek yüzeyindeki hidrokarbon kontaminasyonu kaldırmasından kaynaklanmış olabilir. Sarı ve ark. (3) yaptıkları çalışmada lazerin ZKS örneklerde transmisyon oranını 0.5 mm’de, % 62, 1 mm’de %47 olarak bildirmişlerdir. Dolgun (165) ZKS örneklerde transmisyon oranını 0.5 mm’de %41, 1 mm’de %32 olarak bildirmiştir. Mevcut çalışmada da aynı kalınlıkların kullanıldığı göz önüne alınarak, örneklerde yüzeyde kontrol grubunda var olmayan atomların gözlenmesi transmisyona uğramayan lazerin örnek yüzeyindeki kimyasal çevreyi değiştirmesiyle açıklanabilir. Kontrol grubunda görülmeyen ancak lazer uygulaması sonra görülen N, Si, Na, F atomların sebebi lazerin yüzeydeki kontaminasyonu kaldırması kaynaklı olabilir. Hallmann ve ark. (162)’nin yaptığı çalışmada ve mevcut çalışmada kontrol grubunda çok zayıf O1s piki yüzey işlemi sonrası belirgin bir pik yapmıştır. Bu yüzeyde bir yükseltgenme meydana geldiğini şeklinde yorumlanabilir. Zr atomunun bulunan bağlanma enerji değerleri XPS veri tabanında değerlendirildiğinde ZrO kimyasal bağ enerjisi bandında bulunduğundan dolayı yüzeyde bileşik halinde bulunduğu yorumu yapılabilir (166).

MZS grubu XPS spektrumları değerlendirildiğinde yüzeydeki C atomlarının düşmesi lazer uygulamasının örnek yüzeyindeki hidrokarbon kontaminasyonunu kaldırmasından kaynaklanmış olabilir. Sarı ve ark. (3) lazerin ZKS örneklerde transmisyon oranını 0.5 mm’de, %78, 1 mm’de %69 olarak bildirmişlerdir. Dolgun (165) ZKS örneklerde

transmisyon oranını 0.5 mm’de %64, 1 mm’de %56 olarak bildirmiştir. Mevcut çalışmada da aynı kalınlıkta örnekler kullanılmıştır. Örneklerin yüzeyinde kontrol grubunda var olmayan atomların gözlenmesi transmisiyona uğramayan lazerin örnek yüzeyindeki kimyasal çevreyi değiştirmesiyle açıklanabilir. Kontrol grubunda görülmeyen ancak lazer uygulaması sonra görülen N, Si, Na, F atomların sebebi lazerin yüzeydeki kontaminasyonu kaldırması kaynaklı olabilir. Hallmann ve ark. (162)’nin yaptığı çalışmada ve mevcut çalışmada da kontrol grubunda çok zayıf O1s piki yüzey işlemi sonrası belirgin bir pik yapmıştır. Bu yüzeyde bir yükseltgenme meydana geldiğini şeklinde yorumlanabilir. Mevcut çalışma içinde ZKS ve MZS örneklerin O1s atomunun atomik kütle oranları karşılaştırıldığında, ZKS gruplarında lazer uygulaması sonrası daha fazla yükselme meydana gelmiştir. Bu sonuç ZKS örneklerde daha az transmisyon olması ile açıklanabilir. Zr atomunun bulunan bağlanma enerji değerleri XPS veri tabanında değerlendirildiğinde ZrO kimyasal bağ enerjisi bandında bulunduğundan dolayı yüzeyde bileşik halinde bulduklarını yorumu yapılabilir (166).

RNS grubu XPS spektrumları değerlendirildiğinde yüzeydeki C atomlarının düşmesi lazerin uygulamasının örnek yüzeyindeki hidrokarbon kontaminasyonu kaldırdığından kaynaklanmış olabilir. RNS lazer gruplarında yüksek bir oksidasyonun gözükmesi lazer ışınlarının RNS örneklerde transmisiyona uğramamasından kaynaklı olabilir. Bu sonuç Dolgun(165)’un çalışmasındaki sonuçlar ile de örtüşmektedir. Si ve O atomlarının bulunan bağlanma enerji değerleri XPS veri tabanında değerlendirildiğinde Si – O kimyasal bağ enerjisi bandında bulunduğundan dolayı yüzeyde bileşik halinde bulduklarını yorumu yapılabilir (166).

ZLS grubu XPS spektrumları değerlendirildiğinde yüzeydeki C atomlarının düşmesi lazerin uygulamasının örnek yüzeyindeki hidrokarbon kontaminasyonunu kaldırmasına bağlanabilir. Dolgun (165) ZLS örneklerde transmisyon oranını 0.5 mm’de %70, 1 mm’de %53 olarak bildirmişlerdir. Mevcut çalışmada da aynı kalınlıkların kullanıldığı göz önüne alınırsa, örneklerin yüzeyinde kontrol grubunda var olmayan atomların gözlenmesi transmisiyona uğramayan lazerin örnek yüzeyindeki kimyasal çevreyi değiştirmesiyle yorumlanabilir. Ancak ZLS 1 mm lazer grubunun mevcut çalışmadaki diğer gruplardan farklı olarak uygulanan lazer sonucu yüzeydeki kontaminasyon miktarındaki azalma oldukça azdır. Atomik kütlece oranları ZLS grupları içinde değerlendirildiğinde O1s pikleri yüzeyin oksidasyonuna yorumlanabilir (162). Zr

atomunun bulunan bağlanma enerji değerleri XPS veri tabanında değerlendirildiğinde ZrO kimyasal bağ enerjisi bandında bulunduğundan dolayı yüzeyde bileşik halinde bulduklarını yorumu yapılabilir (166). Kontrol grubunda görülmeyen ancak lazer uygulaması sonra görülen Si ve Na atomların sebebi lazerin yüzeydeki kontaminasyonu kaldırması kaynaklı olabilir.

Bu çalışmada hastaya bağlı faktörler, dinamik yükler, restorasyonun geometrisi, materyalin özellikleri ve yorgunluk fenomeni düşünülmemiş; Er:YAG lazer ile seramiklerin debonding işleminde rezin siman test edilmemiş, debonding sırasında lazer enerjisinin diş dokusu ve restorasyon üzerindeki ısı artışına bakılmamıştır.

Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Seramik kalınlığı ve seramik tipi bükülme dayanımlarını etkilemiştir.
2. Lazer uygulaması ZKS ve MZS örneklerde bükülme dayanımının azalmasına yol açmıştır.
3. Lazer uygulaması her bir seramik tipi için farklı düzeyde kimyasal değişikliğe yol açmıştır.
4. Aynı seramiğin 0.5 mm ve 1mm kalınlıklarına uygulanan lazer seramik yapısında bulunan elementlerin atomik yüzde oranlarını farklı şekilde etkilemiştir.
5. Resin nano seramiklerde Er:YAG lazerin çalışmadaki parametrelerle kullanılması seramik yüzeyinde gözle görülür hasara yol açmıştır. Bu bağlamda resin nano seramiklerde debonding amacıyla Er:YAG lazer kullanılması uygun değildir.

6. KAYNAKLAR

1. Bilim GGPLV. Sanatı. 1. baskı. Quintessence Yayıncılık, stanbul. 2004:115-31.
2. Iseri U, Oztoprak MO, Ozkurt Z, Kazazoglu E, Arun T. Effect of Er: YAG laser on debonding strength of laminate veneers. *European journal of dentistry*. 2014;8(1):58.
3. Sari T, Tuncel I, Usumez A, Gutknecht N. Transmission of Er: YAG laser through different dental ceramics. *Photomedicine and laser surgery*. 2014;32(1):37-41.
4. Feldon PJ, Murray PE, Burch JG, Meister M, Freedman MA. Diode laser debonding of ceramic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2010;138(4):458-62.
5. Apel C, Meister J, Ioana R, Franzen R, Hering P, Gutknecht N. The ablation threshold of Er: YAG and Er: YSGG laser radiation in dental enamel. *Lasers in medical science*. 2002;17(4):246-52.
6. Strobl K, Bahns TL, Wiliham L, Bishara SE, Stwalley W. Laser-aided debonding of orthodontic ceramic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1992;101(2):152-8.
7. Azzeh E, Feldon PJ. Laser debonding of ceramic brackets: a comprehensive review. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2003;123(1):79-83.
8. 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 in medical science*. 2012;27(4):713-6.
9. Morford CK, Buu NC, Rechmann BM, Finzen FC, Sharma AB, Rechmann P. Er: YAG laser debonding of porcelain veneers. *Lasers in surgery and medicine*. 2011;43(10):965-74.
10. Tak O, Sari T, Arslan Malkoç M, Altintas S, Usumez A, Gutknecht N. The effect of transmitted Er: YAG laser energy through a dental ceramic on different types of resin cements. *Lasers in surgery and medicine*. 2015;47(7):602-7.
11. Craig RG, Peyton FA, Asgar K. *Restorative dental materials*: Mosby; 1975.
12. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dental Clinics of North America*. 1985;29(4):621.
13. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;75(1):18-32.

14. Maloney WJ, Maloney MP. Pierre Fauchard: the father of modern dentistry. 2008.
15. Rosenstiel L, Land M. Fujimoto. Contemporary fixed prosthodontics. 2006;4.
16. Nayır E. Dişhekimliği Maddeler Bilgisi. Dişhekimliği fak Yayın. 1999(4019):120-50.
17. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: a historical literature review. The Journal of prosthetic dentistry. 2004;91(2):136-43.
18. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Brackett SE. Fundamentals of Fixed Prosthodontics, ed, 1997. Learning. 1997;10:40.
19. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. International Journal of Prosthodontics. 2002;15(4).
20. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice K. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. Journal of dentistry. 2000;28(7):529-35.
21. Isgrò G, Pallav P, van der Zel JM, Feilzer AJ. The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic. The Journal of prosthetic dentistry. 2003;90(5):465-73.
22. Touati B, Miara P, Nathanson D, Giordano R. Esthetic dentistry and ceramic restorations: Martin Dunitz London; 1999.
23. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials. 1999;20(1):1-25.
24. Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ. Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. dental materials. 2007;23(1):115-23.
25. Luthardt R, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp J, Kuhlisch E, et al. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. Journal of dental research. 2002;81(7):487-91.
26. Chevalier J, Cales B, Drouin JM. Low-Temperature Aging of Y-TZP Ceramics. Journal of the American Ceramic Society. 1999;82(8):2150-4.
27. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. Dental Materials. 2005;21(5):476-82.
28. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. Dental Clinics of North America. 2004;48(2):513-30.

29. Hertlein G, Kraemer M, Sprengart T, Watzek K, editors. Milling time vs. marginal fit of CAD/CAM-manufactured zirconia restorations. *Journal Of Dental Research*; 2003: Int Amer Assoc Dental Researchi Adr/Aadr 1619 Duke St, Alexandria, Va 22314-3406 USA.
30. Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Schärer P, Gauckler L. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *International journal of computerized dentistry*. 2001;4(2):89-106.
31. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *Journal of dentistry*. 2007;35(11):819-26.
32. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence international*. 2005;36(2).
33. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *International journal of computerized dentistry*. 2004;7(1):25-45.
34. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *Journal of prosthodontic research*. 2014;58(4):208-16.
35. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The Journal of the American Dental Association*. 2006;137(9):1289-96.
36. 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. *Clinical oral investigations*. 2014;18(9):2171-8.
37. Reiz S, Neugebauer J, Karapetian V, Ritter L. Cerec meets Galileos--integrated implantology for completely virtual implant planning. *International journal of computerized dentistry*. 2013;17(2):145-57.
38. Bujtár P, Simonovics J, Váradi K, Sándor GK, Avery C. The biomechanical aspects of reconstruction for segmental defects of the mandible: a finite element study to assess the optimisation of plate and screw factors. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2014;42(6):855-62.
39. Bidra AS. The 2-visit CAD-CAM implant-retained overdenture: a clinical report. *Journal of Oral Implantology*. 2014;40(6):722-8.
40. Schwindling FS, Stober T. A comparison of two digital techniques for the fabrication of complete removable dental prostheses: A pilot clinical study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;116(5):756-63.

41. Baroudi K, Ibraheem SN. Assessment of chair-side computer-aided design and computer-aided manufacturing restorations: a review of the literature. *Journal of international oral health* 2015;7(4):96.
42. Noorani R. *Rapid prototyping: principles and applications*: John Wiley & Sons Incorporated; 2006.
43. Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dental Materials*. 2017;33(1):84-98.
44. Sundh A, Sjögren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2004;31(7):682-8.
45. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *The open dentistry journal*. 2013;7(1).
46. Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2014;26(6):382-93.
47. Vichi A, Carrabba M, Paravina R, Ferrari M. Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2014;26(4):224-31.
48. InCoris TZI Technical Data. Sirona; 2013.
49. Burke F, Ali A, Palin W. Zirconia-based all-ceramic crowns and bridges: three case reports. *Dental update*. 2006;33(7):401-2, 5-6, 9-10.
50. Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *International Journal of Prosthodontics*. 2010;23(5).
51. Mercer C. Lasers in dentistry: a review. Part 1. *Dental update*. 1996;23(2):74-80.
52. Frentzen M, Koort H. Lasers in dentistry: new possibilities with advancing laser technology? *International dental journal*. 1990;40(6):323-32.
53. Dederich DN. Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue? *The Journal of the American Dental Association*. 1993;124(2):57-61.
54. Coluzzi DJ. An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dental Clinics of North America*. 2000;44(4):753-65.

55. Cernavin I, Pugatschew A, Boer N, Tyas MJ. Laser applications in dentistry: a review of the literature. *Australian dental journal*. 1994;39(1):28-32.
56. Convissar RA. Lasers in general dentistry. *Oral and maxillofacial surgery clinics of North America*. 2004;16(2):165-79.
57. Miller M, Truhe T. Lasers in dentistry: an overview. *The Journal of the American Dental Association*. 1993;124(2):32-5.
58. Karic V, Melman G, Mulder R. Introduction to Dental Lasers. *South African Dental Journal*. 2016;71(4):178-.
59. Franzen R. Principles of Medical and Dental Lasers: An Introduction to Laser Medicine & Laser Dentistry: Lulu. com; 2011.
60. Van As G. Erbium lasers in dentistry. *Dental Clinics*. 2004;48(4):1017-59.
61. Tocchio RM, Williams PT, Mayer FJ, Standing KG. Laser debonding of ceramic orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1993;103(2):155-62.
62. Hayakawa K. Nd: YAG laser for debonding ceramic orthodontic brackets. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2005;128(5):638-47.
63. Wen MY, Mueller HJ, Chai J, Wozniak WT. Comparative mechanical property characterization of 3 all-ceramic core materials. *International Journal of Prosthodontics*. 1999;12(6).
64. Craig RG, Welker D, Rothaut J, Krumbholz KG, Stefan KP, Dermann K, et al. *Dental materials: Wiley Online Library*; 2000.
65. Bilgisi ÇSDHM. Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi. İstanbul; 2000.
66. Suansuwan N. Determination of elastic properties of metal alloys and dental porcelains. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2001;28(2):133-9.
67. Ghazy MH, Abo Madina MM, Aboushelib MN. Influence of fabrication techniques and artificial aging on the fracture resistance of different cantilever zirconia fixed dental prostheses. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2012;14(2):161.
68. Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ. Cyclic fatigue in water of veneer–framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dental Materials*. 2007;23(2):177-85.
69. Cattell M, Chadwick T, Knowles J, Clarke R, Lynch E. Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic. *Dental Materials*. 2001;17(1):21-33.
70. Standardization IOF. *Dental ceramic ,ISO 6872: Geneva: ISO. ISO; 1995.*

71. Carrabba M, Keeling AJ, Aziz A, Vichi A, Fonzar RF, Wood D, et al. Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: A flexural strength and translucency comparison test. *Journal of Dentistry*. 2017.
72. Yilmaz ED, Schneider GA, Swain MV. Influence of structural hierarchy on the fracture behaviour of tooth enamel. *Phil Trans R Soc A*. 2015;373(2038):20140130.
73. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*: Elsevier Health Sciences; 2013.
74. Zhang B, Zheng X, Tokura H, Yoshikawa M. Grinding induced damage in ceramics. *Journal of materials processing technology*. 2003;132(1):353-64.
75. Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dental materials*. 2008;24(5):633-8.
76. Kelly JR. Perspectives on strength. *Dental Materials*. 1995;11(2):103-10.
77. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;89(4):374-80.
78. Alcalá J. Instrumented Micro-indentation of Zirconia Ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*. 2000;83(8):1977-84.
79. Oden A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont*. 1996;9:434-9.
80. Chai J, Chu F, Chow TW, Liang BM. Chemical solubility and flexural strength of zirconia-based ceramics. *International Journal of Prosthodontics*. 2007;20(6).
81. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. 2002.
82. Itinoche KM, Özcan M, Bottino MA, Oyafuso D. Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics. *dental materials*. 2006;22(11):1029-34.
83. Anusavice K, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clinical Oral Implants Research*. 2007;18(s3):218-31.
84. Ban S, Anusavice K. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *Journal of Dental Research*. 1990;69(12):1791-9.
85. Cattell M, Clarke R, Lynch E. The biaxial flexural strength and reliability of four dental ceramics—Part II. *Journal of dentistry*. 1997;25(5):409-14.
86. Lawn BR. Ceramic-based layer structures for biomechanical applications. *Current opinion in solid state and materials science*. 2002;6(3):229-35.

87. Lee J, Gilmore I, Vickerman J, Gilmore I. *Surface Analysis-The Principal Techniques*. Chichester, Wiley, 2009) p; 2009.
88. Watts JF, Wolstenholme J. *An introduction to surface analysis by XPS and AES*. An Introduction to Surface Analysis by XPS and AES, by John F Watts, John Wolstenholme, pp 224 May 2003. 2003:224.
89. Bubert H, Rivière JC, Arlinghaus HF, Hutter H, Jenett H, Bauer P, et al. *Surface and Thin-Film Analysis: Wiley Online Library*; 2002.
90. Quinn GD. *Fractography of ceramics and glasses: National Institute of Standards and Technology Washington, DC*; 2007.
91. Wachtman J, Capps W, Mandel J. Biaxial flexure tests of ceramic substrates. *Journal of Materials*. 1972;7(2):188-&.
92. Wendler M, Belli R, Petschelt A, Mevec D, Harrer W, Lube T, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dental Materials*. 2017;33(1):99-109.
93. Nassef TM, Khalil MF, Kader SHA, editors. Computer assisted to determine the influence of connector design and stress distribution in Incoris TZI (Zirconia) fixed partial denture. *Biomedical Engineering (MECBME), 2014 Middle East Conference on*; 2014: IEEE.
94. Christensen GJ. The confusing array of tooth-colored crowns. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 2003;134(9):1253-5.
95. Denry IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. 1996;7(2):134-43.
96. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*. 2006;27(4):535-43.
97. Raigrodski AJ, Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The journal of prosthetic dentistry*. 2001;86(5):520-5.
98. Linlin H, Okamoto A, Fukushima M, Okiji T. Evaluation of physical properties and surface degradation of self-adhesive resin cements. *Dental Materials Journal*. 2007;26(6):906-14.
99. Rechmann P, Buu NC, Rechmann BM, Le CQ, Finzen FC, Featherstone JD. Laser all-ceramic crown removal—A laboratory proof-of-principle study—Phase 1 material characteristics. *Lasers in surgery and medicine*. 2014;46(8):628-35.

100. Rechmann P, Buu NC, Rechmann BM, Finzen FC. Laser all-ceramic crown removal—a laboratory proof-of-principle study—Phase 2 crown debonding time. *Lasers in surgery and medicine*. 2014;46(8):636-43.
101. Parreira FR, O'Connor RP, Hutter JW. Cast prosthesis removal using ultrasonics and a thermoplastic resin adhesive. *Journal of endodontics*. 1994;20(3):141-3.
102. Sutherland JK, Cheeseman SL. Multiple prosthodontic uses for permanent crown remover forceps. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1997;77(1):99-101.
103. Verrett RG, Mansueto MA. Removal of a metal-ceramic fixed partial denture with a loose retainer. *Journal of Prosthodontics*. 2003;12(1):13-6.
104. Siegel SC, Fraunhofer JA. Comparison of sectioning rates among carbide and diamond burs using three casting alloys. *Journal of Prosthodontics*. 1999;8(4):240-4.
105. Yener ES, Ozcan M, Kazazoğlu E. The effect of glazing on the biaxial flexural strength of different zirconia core materials. *Acta odontologica latinoamericana: AOL*. 2010;24(2):133-40.
106. Fradeani M, Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence international*. 2002;33(7).
107. Albakry M, Guazzato M, Vincent Swain M. Biaxial flexural strength and microstructure changes of two recycled pressable glass ceramics. *Journal of Prosthodontics*. 2004;13(3):141-9.
108. Sorensen J, Choi C, Fanuscu M, Mito W. IPS Empress crown system: three-year clinical trial results. *Journal of the California Dental Association*. 1998;26(2):130-6.
109. Tysowsky GW. The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative. *Dentistry today*. 2009;28(3):112-3.
110. Engelberg B. An effective removal system for zirconia and lithium-disilicate restorations. *Inside Dent*. 2013:92-8.
111. Kursoglu P, Gursoy H. Removal of fractured laminate veneers with Er: YAG laser: Report of two cases. *Photomedicine and laser surgery*. 2013;31(1):41-3.
112. Oztoprak MO, Nalbantgil D, Erdem AS, Tozlu M, Arun T. Debonding of ceramic brackets by a new scanning laser method. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2010;138(2):195-200.
113. Ma T, Marangoni RD, Flint W. In vitro comparison of debonding force and intrapulpal temperature changes during ceramic orthodontic bracket removal using a carbon dioxide laser. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1997;111(2):203-10.

114. Sarp ASK, Gülsoy M. Ceramic bracket debonding with ytterbium fiber laser. *Lasers in medical science*. 2011;26(5):577-84.
115. Rickabaugh JL, Marangoni RD, McCaffrey KK. Ceramic bracket debonding with the carbon dioxide laser. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1996;110(4):388-93.
116. Pich O, Franzen R, Gutknecht N, Wolfart S. Laser treatment of dental ceramic/cement layers: transmitted energy, temperature effects and surface characterisation. *Lasers in medical science*. 2015;30(2):591-7.
117. Mundethu AR, Gutknecht N, Franzen R. Rapid debonding of polycrystalline ceramic orthodontic brackets with an Er: YAG laser: an in vitro study. *Lasers in medical science*. 2014;29(5):1551-6.
118. Apel C, Franzen R, Meister J, Sarrafzadegan H, Thelen S, Gutknecht N. Influence of the pulse duration of an Er: YAG laser system on the ablation threshold of dental enamel. *Lasers in medical science*. 2002;17(4):253-7.
119. Bhamra G, Palin WM, Fleming GJ. The effect of surface roughness on the flexure strength of an alumina reinforced all-ceramic crown material. *Journal of dentistry*. 2002;30(4):153-60.
120. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1992;67(6):859-65.
121. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. *Dental Materials*. 2007;23(8):952-9.
122. Yilmaz H, Nemli SK, Aydin C, Bal BT, Tıraş T. Effect of fatigue on biaxial flexural strength of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Dental Materials*. 2011;27(8):786-95.
123. Chong K-H, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *International Journal of Prosthodontics*. 2002;15(2).
124. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry*. 2005;33(1):9-18.
125. Seghi RR, Sorensen JA, Seghi R, Sorensen J. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *International Journal of Prosthodontics*. 1995;8(3).

126. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dental Materials*. 2002;18(8):590-5.
127. Oh S-C, Dong J-K, Lüthy H, Schärer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *International Journal of Prosthodontics*. 2000;13(6).
128. Kosmac̃ T, Oblak Ce, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *Journal of biomedical materials research*. 2000;53(4):304-13.
129. Standard A. C1161-02" Standard Test Method for Flexural Strength of Advanced Ceramics at Ambient Temperature. ASTM International, West Conshohocken, PA. 2002.
130. Wall J, Cipra D. Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dental Clinics of North America*. 1992;36(3):765-82.
131. Sadighpour L, Geramipannah F, Raeesi B. In vitro mechanical tests for modern dental ceramics. *Journal of Dentistry of Tehran University of Medical Sciences*. 2006;3(3):143-52.
132. Hjerpe J, Närhi TO, Vallittu PK, Lassila LV. Surface roughness and the flexural and bend strength of zirconia after different surface treatments. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;116(4):577-83.
133. Chen Y-M, Smales RJ, Yip KH-K, Sung W-J. Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. *Dental Materials*. 2008;24(11):1506-11.
134. Dikicier S, Ayyildiz S, Ozen J, Sipahi C. Influence of core thickness and artificial aging on the biaxial flexural strength of different all-ceramic materials: An in-vitro study. *Dental Materials Journal*. 2017;36(3):296-302.
135. Lim K, Yap AU-J, Agarwalla SV, Tan KB-C, Rosa V. Reliability, failure probability, and strength of resin-based materials for CAD/CAM restorations. *Journal of Applied Oral Science*. 2016;24(5):447-52.
136. Yi Y-J, Kelly JR. Failure responses of a dental porcelain having three surface treatments under three stressing conditions. *Dental materials*. 2011;27(12):1252-8.
137. Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007;98(2):120-8.
138. Lin WS, Ercoli C, Feng C, Morton D. The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and weibull analysis of selected dental ceramics. *Journal of Prosthodontics*. 2012;21(5):353-62.

139. Fraga S, Valandro LF, Bottino MA, May LG. Hard machining, glaze firing and hydrofluoric acid etching: Do these procedures affect the flexural strength of a leucite glass–ceramic? *Dental Materials*. 2015;31(7):e131-e40.
140. Charlton DG, Roberts HW, Tiba A. Measurement of select physical and mechanical properties of 3 machinable ceramic materials. *Quintessence International*. 2008;39(7).
141. Vichi A, Sedda M, Del Siena F, Louca C, Ferrari M. Flexural resistance of Cerec CAD/CAM system ceramic blocks. Part 1: Chairside materials. *Am J Dent*. 2013;26(5):255-9.
142. Service IS. Ivoclar Scientific Document. Schaan: Ivoclar Vivadent AG; 2005.
143. Bagheri H, Hooshmand T, Aghajani F. Effect of Ceramic Surface Treatments After Machine Grinding on the Biaxial Flexural Strength of Different CAD/CAM Dental Ceramics. *Journal of dentistry (Tehran, Iran)*. 2015;12(9):621.
144. Kang S-H, Chang J, Son H-H. Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *Restorative dentistry & endodontics*. 2013;38(3):134-40.
145. Buso L, Oliveira-Júnior O, Hiroshi FF, Leão LG, Ramalho SH, Campos F, et al. Biaxial flexural strength of CAD/CAM ceramics. *Minerva stomatologica*. 2011;60(6):311-9.
146. Çağlar İ, Yanıkoğlu N. The Effect of Sandblasting, Er: YAG Laser, and Heat Treatment on the Mechanical Properties of Different Zirconia Cores. *Photomedicine and laser surgery*. 2016;34(1):17-26.
147. Guess P, Zhang Y, Kim J-W, Rekow E, Thompson V. Damage and reliability of Y-TZP after cementation surface treatment. *Journal of dental research*. 2010;89(6):592-6.
148. Kosmač T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dental Materials*. 1999;15(6):426-33.
149. Qeblawi DM, Muñoz CA, Brewer JD, Monaco EA. The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear bond strength to a resin cement. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2010;103(4):210-20.
150. Güney Ü. Sinterizasyon Öncesi ve Sonrası Zirkonyum Oksit Esaslı Alt Yapı Üzerine Uygulanan Farklı Yüzey İşlemlerinin Bükülme Dayanıklılığına Etkisinin Araştırılması [Doktora Tezi]. Sağlık Bilimleri Enstitüsü: Cumhuriyet Üniversitesi; 2016.

151. Muñoz EM, Longhini D, Antonio SG, Adabo GL. The effects of mechanical and hydrothermal aging on microstructure and biaxial flexural strength of an anterior and a posterior monolithic zirconia. *Journal of Dentistry*. 2017.
152. Matsuzaki F, Sekine H, Honma S, Takanashi T, Furuya K, Yajima Y, et al. Translucency and flexural strength of monolithic translucent zirconia and porcelain-layered zirconia. *Dental materials journal*. 2015;34(6):910-7.
153. Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, et al. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2014;35:93-101.
154. Flinn BD, Raigrodski AJ, Mancl LA, Toivola R, Kuykendall T. Influence of aging on flexural strength of translucent zirconia for monolithic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2017;117(2):303-9.
155. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental materials*. 2016;32(7):908-14.
156. Albero A, Pascual A, Camps I, Grau-Benitez M. Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *Journal of clinical and experimental dentistry*. 2015;7(4):e495.
157. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;114(4):587-93.
158. Kirmali O, Kapdan A, Kustarci A, Er K. Veneer Ceramic to Y-TZP Bonding: Comparison of Different Surface Treatments. *Journal of Prosthodontics*. 2016;25(4):324-9.
159. Özdemir H, Özdoğan A. The effect of heat treatments applied to superstructure porcelain on the mechanical properties and microstructure of lithium disilicate glass ceramics. *Dental Materials Journal*. 2017:2016-365.
160. Preis V, Schmalzbauer M, Bougeard D, Schneider-Feyrer S, Rosentritt M. Surface properties of monolithic zirconia after dental adjustment treatments and in vitro wear simulation. *Journal of dentistry*. 2015;43(1):133-9.
161. Xin X, Chen J, Xiang N, Gong Y, Wei B. Surface characteristics and corrosion properties of selective laser melted Co–Cr dental alloy after porcelain firing. *Dental Materials*. 2014;30(3):263-70.
162. Hallmann L, Ulmer P, Wille S, Polonskyi O, Köbel S, Trottenberg T, et al. Effect of surface treatments on the properties and morphological change of dental zirconia. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;115(3):341-9.

163. Keller K, Andrade J, Baier R, Dillingham E, Ely J, Altieri F, et al. Guidelines for Physicochemical Characterization of Biomaterials. NIH Publication. 1980;80:2186.
164. Hooshmand T, Daw R, Van Noort R, Short R. XPS analysis of the surface of leucite-reinforced feldspathic ceramics. Dental Materials. 2001;17(1):1-6.
165. DOLGUN FZ. Er:YAG Lazerin Farklı Seramiklerden Transmisyonu. Sağlık Bilimleri Enstitüsü: Gaziantep Üniversitesi; 2016.
166. Crist BV. Advanced peak-fitting of monochromatic XPS spectra. J Surf Anal. 1998;4(3):428-34.



ÖZGEÇMİŞ

03. 03. 1988 yılında Kırşehir’ de doğdu. İlk ve orta öğretimini Cumhuriyet İlköğretim Okulu’ nda, lise eğitimini Prof. Dr. İlhan Kılıçözlü Fen Lisesi’nde tamamladı. 2007 yılında başladığı Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nden 2013 yılında mezun oldu. 2014 Haziran ayında Diş Hekimliği Uzmanlık Sınavı ile kazandığı Gaziantep Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda araştırma görevlisi olarak görev yapmaktadır.

